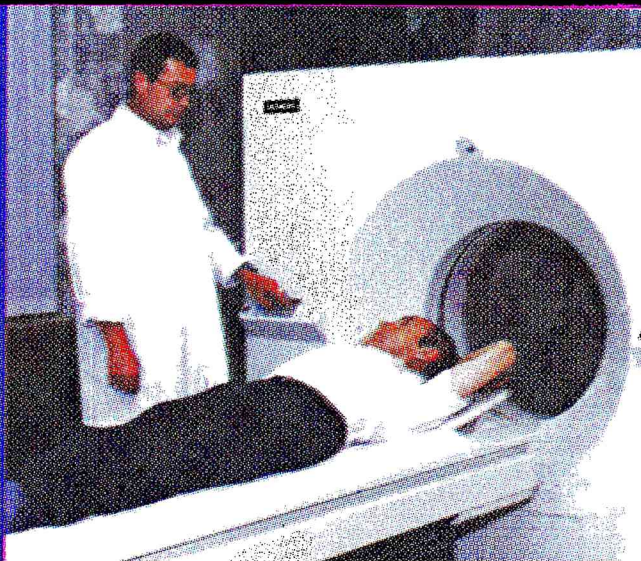


**Г. С. СТЕЦЕНКО
Л. І. ПЕНІШКЕРИЧ
В. І. ГРИЦЕНКО
О. М. ГОЛЯЧЕНКО
В. С. КОМПАНЕЦЬ
В. С. ТАРАСЮК**



МЕДИЧНА **Т**ЕХНІКА



Міністерство освіти і науки України
Міністерство охорони здоров'я України
Державний департамент з контролю за якістю, безпекою та виробництвом
лікарських засобів і виробів медичного призначення
Академія медико-технічних наук України
Луцький біотехнічний інститут
Міжнародного науково-технічного університету

**Г. С. СТЕЦЕНКО,
Я. І. ПЕНІШКЕВИЧ, В. І. ГРИЦЕНКО,
О. М. ГОЛЯЧЕНКО, В. С. КОМПАНЕЦЬ,
В. С. ТАРАСЮК**

МЕДИЧНА ТЕХНІКА

Посібник

За загальною редакцією
доктора медичних наук, академіка
Академії медико-технічних наук України,
професора Г. С. СТЕЦЕНКА

ЛУЦЬК
"НАДСТИР'Я"
2002

Н.В.В. 2017 Киев

УДК 614.88.083.008.4

ББК 68.9я73

С-44

У посібнику в лаконічній формі описана медична техніка, яка використовується з діагностичною, лікувальною та профілактичною метою у медичних закладах.

Посібник призначений для студентів біотехнічних інститутів та вищих медичних навчальних закладів I–IV рівнів акредитації, практичних лікарів та інженерних працівників, які працюють з медичною технікою.

РЕЦЕНЗЕНТИ:

Зіньковський Ю.Ф. – доктор технічних наук, професор, академік АПН України, заслужений діяч науки і техніки України;
Азарський І.М. – доктор медичних наук, академік АМТН України, Заслужений раціоналізатор України.

РЕКОМЕНДОВАНО:

Міністерством освіти і науки України як посібник
(лист №2/860 від 01.06.2000р.);

СХВАЛЕНО:

Вченою науково-технічною радою АМТН України
(протокол № 4 від 13.06.2000 р.)

ПЕРЕДМОВА

Розвиток медичної техніки тісно пов'язаний із загальним прогресом науки і техніки. Виникнення нових напрямів у діагностиці й лікуванні створює передумови для пошуків і запровадження нових технічних засобів, які дають змогу з більшою ефективністю здійснювати заходи щодо оздоровлення пацієнтів.

Ще в давні часи для лікування хворих і поранених почали застосовувати різні інструменти, які не мали прямого медичного призначення: бритви, ножіці, щипці, кліщі і т. п. З розвитком медичних знань та вдосконаленням ремесел почали виготовляти прості медичні інструменти для хірургічних операцій: ланцети, екстрактори, голки і т. п. Пізніше виникли різні пристрої для діагностики й лікування.

Бурхливого розвитку медична техніка набрала в XX столітті. Майже всі досягнення сучасної науки і техніки – автоматики, електроніки, телемеханіки, гідравліки, оптики, світлотехніки, ядерної фізики – стали використовуватися в медичній техніці. Наприклад, розвиток електротехніки сприяв створенню електролікувальних апаратів для гальванізації, індуктотерапії, світлолікування; розвиток оптики – створенню лабораторних і операційних мікроскопів, ендоскопічних приладів, включно з волоконною оптикою; досягнення механіки й автоматики – виникненню приладів для вимірювання артеріального тиску, зшивання тканин і т. д. Успіхи радіотехніки й радіоелектроніки сприяли створенню діагностичних приладів для вимірювання біоелектричних потенціалів різних органів і тканин, апаратів для лікувального впливу на живий організм, а також систем для обробки медичної інформації з використанням електронної обчислювальної техніки.

У процесі конструювання медичної техніки активно впроваджувались досягнення фізики. Дослідження з використанням радіоактивних ізотопів за допомогою гамма-камер, гамма-томографів та інших радіологічних приладів використовуються в діагностиці онкологічних та інших захворювань. Набули поширення гамма-апарати, лінійні прискорювачі та інші пристрої, що генерують іонізуюче та когерентне випромінювання і використовуються з лікувальною метою.

Велике значення для вдосконалення медичної техніки мають досягнення хімії, особливо у створенні штучних органів та тканин.

Лазерна техніка створила умови для хірургічного лікування відшарування сітківки ока, а застосування ендоскопів з волоконною оптикою дало можливість на ранній стадії виявляти патологічні зміни в органах, що раніше були недоступні для візуального обстеження без хірургічного втручання.

Перша спроба класифікації медичної техніки була зроблена в 1958 р. Тоді медична техніка розподілялася на 16 головних груп:

- медичні інструменти;
- шприци та голки усіх призначень;

- механічні апарати для діагностики й терапії;
- ендоскопічні прилади й апарати;
- стерилізаційне, дезінфекційне і дистилляційне обладнання;
- апарати для наркозу, штучного дихання і кисневої терапії;
- обладнання лікувальних кабінетів і операційних;
- обладнання зуболікарських кабінетів;
- електромедичні прилади й апарати;
- рентгенівські апарати й обладнання;
- офтальмологічні апарати, прилади й очна оптика;
- прилади й апарати для обладнання медичних лабораторій;
- радіологічна діагностика і терапевтична техніка;
- ортопедичні вироби;
- рентгенологічні трубки;
- пересувні медичні амбулаторії та лабораторії.

В 1976 р. була запропонована нова класифікація медичної техніки, яка складалась із трьох підкласів: медичні інструменти, медичні прилади й апарати та медичне обладнання. У свою чергу підклас медичні інструменти поділявся на 10 груп залежно від їхнього функціонального призначення, підклас медичні прилади та апарати – на 22 групи, підклас медичне обладнання – на 9 груп. Процес вдосконалення класифікації медичної техніки триває. Впровадження медичної техніки в повсякденну роботу лікувально-профілактичних закладів сприяло введенню в штати цих закладів спеціально підготовлених працівників, обізнаних з технікою та методами її застосування. Потреба в таких фахівцях постійно зростає.

Цей посібник розрахований на таких фахівців, а також на лікарську громадськість, яка повинна бути обізнана із засадами функціонування медичної техніки.

Виходячи із принципу наступності знань, які стосуються власне побудови медичної техніки та результатів її застосування, написаний цей посібник. Фахівець із медичної техніки треба знати її діагностичні і лікувальні можливості, а лікарю необхідно орієнтуватися в технічних принципах функціонування медичних апаратів.

У посібнику застосовано практичний підхід до класифікації медичної техніки. Вона поділена на дві основні групи: діагностична і лікувальна. Кожна з цих груп містить підгрупи апаратів згідно з технічними характеристиками та функціональним призначенням, після чого дається опис їхнього застосування в клініці.

На нашу думку, саме такий підхід найбільше сприятиме досягненню головної мети – якнайкращого усвідомлення необхідності застосування медичної техніки у практичній діяльності сучасної лікувально-профілактичної мережі як з боку технічних, так і медичних працівників, а також фахівців, що поєднують знання з обох цих галузей.

РОЗДІЛ І.

МЕДИЧНА ДІАГНОСТИЧНА АПАРАТУРА

1. РЕНТГЕНІВСЬКІ ДОСЛІДЖЕННЯ

1.1. Рентгенівська апаратура та її використання

1.1.1. Основні етапи розвитку

Якщо не брати до уваги відносно простий медичний інструментарій, насамперед хірургічний, який віками застосовувався в медицині, то справжню технічну еру в ній започаткувало відкриття так званих Х-променів, пізніше названих рентгенівськими.

Ці промені першим відкрив відомий український фізик, професор Празького університету Іван Пулюй. Однак про своє відкриття вчений світові не сповістив. Це зробив інший науковець – Вільгельм-Конрад Рентген – який певний час працював у фізичній лабораторії І. Пулюя. 28 грудня 1895 року Рентген передав для публікації повідомлення, яке він назвав “Про новий вид променів”. Це повідомлення складалось із 17 коротких тез, що зайняли декілька сторінок. Ось основні із цих тез:

- промені більшою чи меншою мірою пронизують усі тіла;
- зменшують свою інтенсивність зворотно пропорційно до квадрата відстані;

- викликають світіння певних речовин, що звуться люмінофорами (наприклад, платино-ціаністого барію);

- викликають почорніння фотоплівки, що вкриті хлористим сріблом;

- розповсюджуються прямою лінією;

- не змінюють свого спрямування під впливом магніту.

Тези Рентгена окремою брошурою видали вже на початку січня 1896 року і невдовзі їх переклали основними мовами світу.

Незабаром Рентген сповістив про характер іонізації газів під час проходження через них Х-променів, а також про те, що промені мають різнохвильову довжину.

Жодне із наукових відкриттів не мало такого стрімкого впровадження у практику, як відкриття рентгенівських променів. Вже в 1896 році в Німеччині

були сконструйовані перші рентгенівські апарати. В січні 1896 р. відомий винахідник радіо А.Попов виготовив першу рентгенівську трубку в Крондшгадтській військово-морській електротехнічній школі в Росії. В травні 1896 р. в Лондоні вийшов перший номер першого у світі рентгенологічного журналу. Виникає нова наука – рентгенологія. За 100 років свого існування вона перетворилася в науку, що досліджує усі органи і системи організму. Якщо в перші роки свого існування рентгенівській діагностиці були підвладні лише органи дихання і кістковий апарат, то тепер їй доступні шлунково-кишковий тракт, жовчний міхур і жовчовивідні протоки, нирки і сечовивідні шляхи, серце і кровоносні судини, лімфатична система, м'які тканини, молочні залози та органи ендокринної системи.

Важливу роль у вдосконаленні рентгенівських методів дослідження і рентгенівської апаратури відіграло впровадження контрастних речовин. Уся рентгенівська семіотика заснована на скіалогії, тобто вченні про тіні, які виникають на екрані або плівці після проходження через тіло рентгенівських променів. Органи і тканини різною мірою затримують промені, що проходять через них. Так, кістки хребта затримують ці промені значно сильніше, ніж м'які тканини, що їх оточують. Внаслідок цього отримуємо чітке зображення кісток на фоні прозорих м'яких тканин. Аналогічна різниця щодо оптичної щільності тканин дозволяє бачити серце, магістральні судини, ключиці і ребра на фоні більш прозорих легень. Однак оптичною щільністю відзначаються не всі органи і тканини. Стравохід, шлунок, кишечник, жовчний міхур, нирки, наднирники, сечовий міхур погано або зовсім не вирізняються на фоні тканин, що їх оточують.

Відсутність природної контрастності компенсується введенням у ці органи або в навколишній простір спеціальних засобів, оптична щільність яких значно вища, або, навпаки, значно нижча щільності самих органів. Рентгенівська апаратура безперервно удосконалюється.

Наступною віхою у вдосконаленні рентгенівської апаратури стало запровадження електроніки, зокрема так званих електронно-оптичних підсилювачів зображення, за допомогою яких значно покращується якість зображення при одночасному значному зменшенні дози випромінювання. Останнім досягненням на шляху вдосконалення рентгенівської апаратури стало впровадження комп'ютерних томографів. Ці апарати дозволяють отримати зображення поперекових розрізів людського тіла і при цьому виявити мінімальну різницю в оптичній щільності органів і тканин, що дало можливість отримати відображення органів, які раніше не діагностувалися без штучного контрастування (головний мозок, нирки, наднирники, підшлункова залоза, простата).

1.1.2. Природа рентгенівських променів та механізм дії рентгенівських апаратів

Назвавши нові промені “Х-променями”, Рентген цим підкреслив неясність їхньої природи, хоч їх властивості були описані доволі точно. Лише через 20 років виявили природу рентгенівських променів та інших випромінювань, що стали відомі за той час. Цьому сприяло відкриття німецькими фізиками М. фон Лауе, П.Кніппінгом та В.Фрідріхом явища зміни та інтерференції кристалів під час опромінення рентгенівськими променями. Було доведено, що рентгенівські, а також ультрафіолетові, інфрачервоні, гамма-промені та радіохвилі – це електромагнітні коливання, що відрізняються між собою лише довжиною хвилі.

У природі існує велика кількість електромагнітних коливань. Серед них – світло. Людське око реагує на частину світлових хвиль. Сонячне світло, пропущене крізь призму, поділяється на сім основних кольорів, що розміщуються в певній послідовності згідно з довжиною хвилі. Найменшу довжину в тому спектрі мають фіолетові промені, найбільшу – червоні. По обидва боки цього спектра знаходиться велика кількість променів, недосяжних для нашого ока. Так, за червоними променями знаходяться хвилі ще з більшою довжиною – інфрачервоні, в тому числі радіохвилі. Вони можуть бути зареєстровані за допомогою різних приладів. За фіолетовими променями розміщуються коливання – ультрафіолетові, рентгенівські, гамма-, космічні промені тощо. Для реєстрації цих променів також необхідні відповідні пристрої.

Для реєстрації рентгенівських променів може служити екран, що вкритий так званим люмінофором або сумішшю, яка світиться. На цьому базується рентгеноскопія або рентгенівське просвічування. Приймачем рентгенівських променів може бути спеціальна плівка, вкрита емульсією, що містить бромисте срібло. Під впливом променів плівка чорніє залежно від їх інтенсивності. На цьому базується інший вид рентгенівського дослідження – рентгенографія.

З часів Рентгена рентгенівська апаратура пройшла великий шлях розвитку. Сучасний рентгенівський апарат – це складний прилад, в якому використані останні досягнення електроніки, механіки, оптики (фото 1). Водночас в усіх рентгенівських установках принципова схема залишається незмінною (рис. 1).

Призначення рентгенівського апарата полягає в тому, щоб подавати струм потрібної сили і напруги на генератор променів – рентгенівську трубку. Рентгенівська трубка потребує струму для розжарювання спіралі

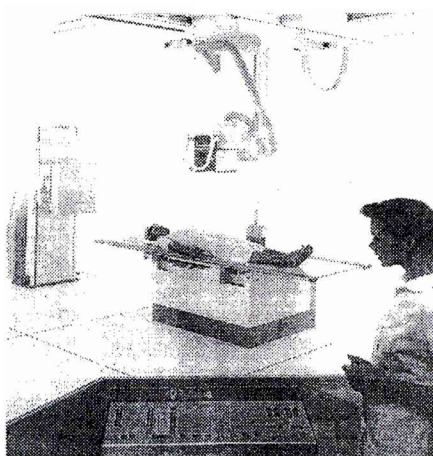


Фото 1. Сучасний рентгенівський апарат "Мультікс".

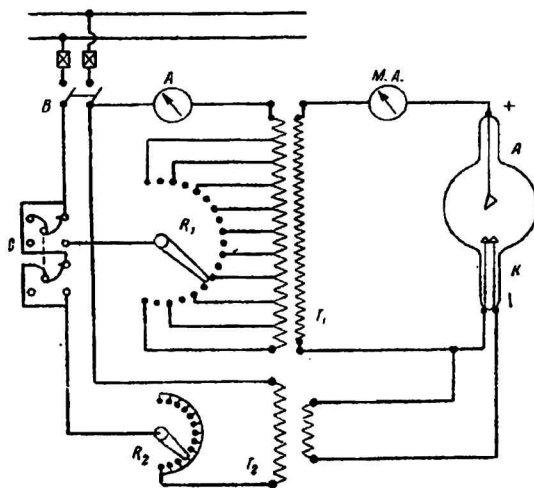


Рис. 1. Принципова схема рентгенівського апарата: t_1 – головний трансформатор; t_2 – трансформатор розжарювання; АК – рентгенівська трубка; В – загальний рубильник; С – рубильник струмів первинних котушок; R_1 – регулятор числа секцій; R_2 – реостат напруги; А – амперметр; МА – міліамперметр.

катода. Напряг має бути достатньою, щоб довести потік електронів до потрібної швидкості. Для цього потрібний випрямлений струм силою в 3–5 А з напругою 10–15 В. У свою чергу для цього необхідно отримати від головного трансформатора змінний струм напругою від 40 до 100 кВ. Щоб отримати таку напругу, потрібний головний трансформатор відповідної сили.

В усіх рентгенівських апаратах принцип отримання рентгенівських променів також залишається незмінним (рис. 2).

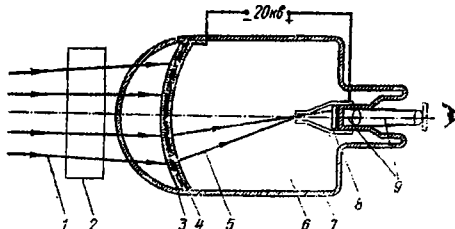


Рис. 2. Схема электроннооптического перетворювача:

1 – рентгенівські промені; 2 – об'єкт; 3 – флуоресціюючий екран; 4 – фотокатод; 5 – фотоелектрони; 6 – вакуум; 7 – скляна колба; 8 – екран; 9 – світло.

Рентгенівські промені виникають у вакуумній трубці. Від негативного електрода трубки (катода) під впливом електричного струму відриваються електрони, які з величезною швидкістю рухаються через безповітряний простір трубки до позитивного електрода (анода). На поверхні анода електрони пригальмовують і завдяки цьому електрична енергія перетворюється в електромагнітні хвилі. Це і є рентгенівські промені, які спрямовуються за допомогою спеціальних пристроїв на об'єкт дослідження (тіло людини), а потім потрапляють на спеціальний екран або плівку. Чим вища напруга струму, що подається на трубку, тим швидший рух електронів і тим сильніше їхнє гальмування на рівні анода. Це, в свою чергу, призводить до виникнення рентгенівських променів з невеликою довжиною хвилі (так званих жорстких променів). Зі зниженням напруги електричного струму сила гальмування зменшується і виникають рентгенівські промені з довгою хвилею (м'які промені).

Чим коротшою є довжина хвилі рентгенівських променів (тобто чим промені жорсткіші), тим кращою є їхня здатність проходити через органи і тканини людського організму. Регуляція напруги, що подається на трубку,

дозволяє в кожному конкретному випадку обирати оптимальну проникливість рентгенівських променів. У зв'язку з тим, що напруга струму в мережі дорівнює 127 або 220 вольтам, а на трубку треба подати напругу в сотні і тисячі разів більшу, до конструкції рентгенівського апарата, як було сказано вище, входять відповідні трансформатори.

Пучок рентгенівських променів складається із випромінювань різної довжини. В ньому є і короткохвильові, і довгохвильові промені. Тому на шляху цього пучка встановлюються фільтри, які частково затримують непотрібні для дослідження компоненти.

Доходячи до поверхні рентгенівського екрана, рентгенівські промені викликають флуоресценцію люмінофора. Виникає видиме світло, яке й сприймається людським оком.

Отже, в ланцюгу, що починається із подачі струму на вакуумну рентгенівську трубку і закінчується світінням рентгенівського екрана, двічі один вид енергії перетворюється в інший: спочатку на рівні анода електрична енергія перетворюється в електромагнітні невидимі коливання, а потім на рівні екрана ці коливання перетворюються у видимі світлові промені.

Так виникають рентгенівські промені. Їхні властивості такі:

1) здатність проходити через різні тіла і предмети, що непрохідні для звичайного світла. Це стосується й органів та тканин людського тіла. При цьому надзвичайно важливо, що різні тіла пропускають рентгенівські промені по-різному. Це дозволяє отримати на екрані й плівці різні зображення тих або інших органів. За допомогою рентгенівських променів можна отримати конфігурацію органів, їхні розміри, обриси, характер (фото 2).

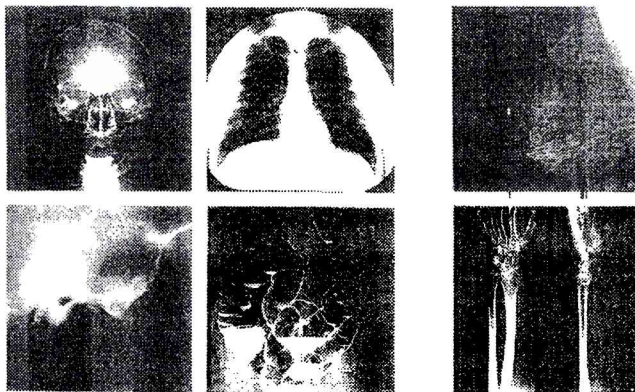


Фото 2. Рентгенівська діагностика.

Жорсткі промені проходять через тіла легше, ніж м'які. Промені з однаковою довжиною хвилі проходять через різні тіла по-різному. Це залежить від величини об'єкта. Чим він більший, тим більше променів вибирає у себе і тим менша їх частка доходить до екрана чи плівки. Це аналогічно світлу: товще скло поглинає більше світла, ніж тонке;

2) на рівень проходження променів впливає щільність об'єкта. М'які види дерев (сосна, ялина, береза) пропускають більше променів, ніж бук чи дуб. Та найбільше впливає на проходження рентгенівських променів хімічний склад тіла, а точніше його атомна вага. Із збільшенням атомної ваги проникність елементів зменшується. Якщо взяти три однакових за розмірами куби, виготовлені із різних матеріалів, – кришталь, скло, алмаз, – які однаково прозорі для світла, то для рентгенівських променів їхня прохідність абсолютно різна. Алмаз, що складається із чистого вуглецю, промені не затримує і не дає відображення на екрані чи плівці. Кришталь, що складається із важкого свинцю, промені затримує, а скло займає проміжне становище. Кришталь дає густу, а скло – менш виражену тінь.

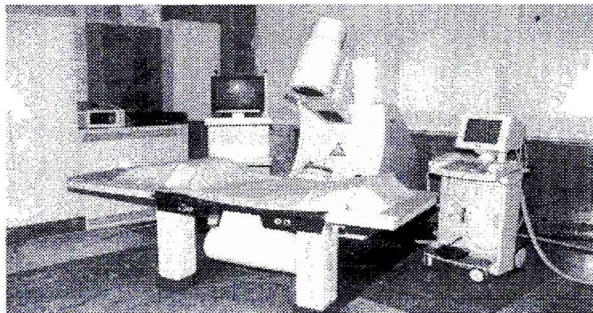
Легкі метали (алюміній) відносно легко пропускають рентгенівські промені, важкі метали (мідь) затримують їх значно більше. Це дозволяє застосовувати ці метали з різною метою: алюміній – як фільтр, що затримує м'які промені, мідь – як перепону для більш жорстких променів, свинець – для повного захисту від них.

Деякі нешкідливі для організму високоатомні елементи використовуються для штучних контрастних середовищ. Це сприяло розвитку і прогресу рентгенодіагностики. Спочатку використовувався вісмут, торій. Потім були впроваджені ще більш безпечні елементи. До них належить сульфат барію, який широко використовується у вигляді водної суміші для дослідження стравоходу, шлунка і кишківника, а також препарати йоду, що використовуються у вигляді стійких органічних сполук.

Як уже було сказано, органи людського тіла, що складаються із елементів різної атомної ваги, дають на екрані або плівці тіні різної інтенсивності. На цій різниці заснована вся рентгенологічна семіотика, що піддається законам скіалогії – вчення про тіні (*skia* – тінь, *logos* – наука). Так, на фоні легень, що містять повітря, добре проглядаються щільні тіні ребер і ключиць, які містять багатоатомний елемент кальцій.

На рентгенограмі можна відрізнити не лише один орган від іншого. Завдячуючи тому, що кожен орган неоднорідний за своїм хімічним складом, тінь, яку він створює, також неоднорідна і має свій малюнок. Вивчення

цього малюнка становить основу рентгеноанатомії, тобто науки про будову людського тіла в рентгенівському зображенні. Рентгенодіагностика базується на знанні нормальної рентгеноанатомії, відхилення від якої дають підставу для визначення тієї чи іншої хвороби.



*Фото 3. Така апаратура використовується нині
у Волинській обласній клінічній лікарні.*

Звісно, дані рентгенодіагностики треба порівнювати з даними інших методів дослідження — лабораторних, клінічних і т. д. Це становить запоруку успішного визначення діагнозу з подальшим цілеспрямованим лікуванням.

1.1.3. Допоміжні засоби рентгенівських досліджень

З перших днів запровадження рентгенівських досліджень були використані штучні контрастні речовини, які дали змогу відокремити органи і тканини, що не відрізнялися своєю оптичною щільністю від сусідніх органів і тканин. Це стосувалось, в першу чергу, досліджень шлунка.

В 1904 році Г.Рідер запропонував досліджувати шлунок за допомогою манної каші, змішаної з вісмутом (так званий “сніданок Рідера”). Ця суміш давала змогу отримати на екрані зображення шлунка із визначенням його форми, положення, розмірів, а також змін, які викликали в ньому різні захворювання.

Невдовзі з’ясувалося, що “сніданок Рідера” має цілий ряд недоліків. Найголовнішим з них була недостатня контрастність, а збільшувати кількість вісмуту недоцільно, оскільки передозування шкідливе для організму. “Сніданок Рідера” замінили водною сумішшю сульфату барію.

Ця сметаноподібна суміш повністю огортає стінки шлунка, повторюючи всі її звивини і надаючи можливість вивчити стан внутрішньої поверхні органа. Вживши достатню кількість суміші, можна щільно заповнити шлунок і виявити різні симптоми, що свідчать про наявність того чи іншого захворювання, зокрема, своєрідної випуклості стінки, «ніши» – при виразковій хворобі або “дефекту наповнення” – при пухлині. Це ж саме стосувалося дослідження стравоходу і кишківника. Барієва суміш почала доповнюватися різними фармакологічними препаратами, які розслабляли, або навпаки, посилювали моторну функцію шлунково-кишкового тракту. Хворих обстежували в стоячому і лежачому положеннях. Застосовуються й інші положення.

Надалі барієву суміш почали обробляти різними спеціальними змішувачами, а також діяли на неї ультразвуком. Це призводило до подрібнення частинок сульфату барію і покращувало заповнюваність органів.

Крім того, до барієвої суміші почали додавати різні речовини, які надавали їй приємний присмак і зменшували зсідання частинок барію. Це мікротраст, мікропак, баросперс. Якщо барієва суміш протипоказана для контрастування шлунка і кишківника, вживається препарат, який містить органічний йод, а необхідна густина препарату досягається додаванням різних речовин. Подібні методи застосовуються при підозрі на кишкову непрохідність або для перевірки стану кульги шлунка недовзі після операції.

Барієва суміш та заміінники йоду дозволяють бачити на екрані тінь органа, але не дозволяють судити про його стінки. В цьому недолік методу.

Щоб виявити патологічні зміни у стінці шлунка або кишківника в 50-ті роки ХХст. був запропонований оригінальний метод дослідження, який отримав назву парієтографії (paries – стінка, graphier – зображає). Парієтографія здійснюється таким чином. У черевну порожнину шляхом пункції вводиться 1л кисню, який обрамляє зовнішню поверхню шлунка і кишківника і, будучи прозорим для рентгенівських променів, створює необхідний оптичний контраст, що дозволяє отримати чітке зображення зовнішньої поверхні на плівці. Потім за допомогою тонкого гумового зонда в шлунок вводиться повітря, яке виокремлює його стінки зсередини. Між двома прозорими газовими середовищами стінки органа стають досяжними і отримують пряме зображення на плівці. Для контрастування стінок стравоходу кисень вводиться не в черевну порожнину, а в середостіння. Для парієтографії прямої кишки кисень вводиться у клітковину таза.

Парієтографія стравоходу, шлунка і кишківника доповнює дослідження за допомогою барієвої суміші. Особливого значення парієтографія набуває при інфільтративних процесах, що призводять до потовщення стінок. Великим є значення парієтографії також для визначення співвідношення стінок ушкодженого органа з навколишніми анатомічними структурами, зокрема, у випадку проростання пухлини.

Для рентгенологічного дослідження жовчного міхура і жовчовивідних шляхів американські лікарі Грехем і Коул запропонували препарат, який називається тетраїодфенафтамін. Він дав змогу контрастувати жовчний міхур. Препарат вводиться як через рот, так і внутрішньовенно. Тепер живаються десятки його замінників.

Рентгенологічне дослідження нирок і сечовидільних шляхів також стало можливим завдяки штучному контрастуванню. Для цього використовують водні препарати, що містять високий процент йоду. Вони вводяться внутрішньовенно і, виділяючись через нирки, створюють “тінь” миски, чашечки, сечоводів і сечового міхура. Це дослідження називається екскреторною урографією.

Інколи препарат вводиться ретроградно, через катетер, спрямований у сечовід.

Для дослідження захворювань бронхів і легень також застосовують контрастні речовини. Метод називається бронхографія. В бронхіальну систему вводять препарати йоду, за допомогою яких визначають морфологічні і функціональні зміни великих і малих бронхів. Слід підкреслити, що контрастні препарати йоду, які вводяться в бронхи і легені, через 1–2 доби розсмоктуються, тому вони безпечні для пацієнта. Бронхографія, як правило, доповнюється бронхоскопією і біопсією шматочків стінок бронхів.

За допомогою контрастних препаратів можна дослідити і такий важкодоступний орган, як підшлункова залоза.

1.2. Рентгенівські дослідження в клініці

1.2.1. Рентгенографічне дослідження серцево-судинної системи

За останнє десятиліття відбувся значний розвиток контрастування камер серця і кровоносних судин усіх калібрів – від магістральних до найменших, діаметр яких дорівнює десятим долям міліметра. Цей метод отримав назву ангіографія і кардіоангіографія (фото 4, 5).

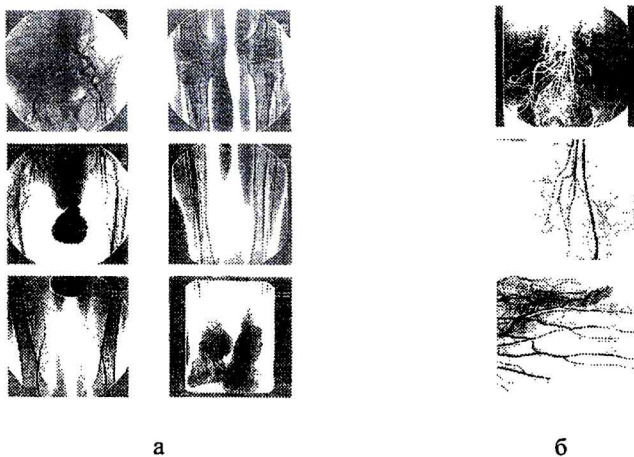


Фото 4. Ангіографія: а – нижніх кінцівок; б – кишечника.

Цьому сприяло подальше вдосконалення рентгенівської апаратури і покращення контрастуючих властивостей препаратів. Запровадження цих методів сприяло розвитку хірургії серця і судин, оскільки вони давали точне зображення характеру, ступеня та локалізації вроджених і набутих вад серця, уражень судин. Звісно, що ангіо- і кардіографія доповнюються іншими методами дослідження, зокрема електрокардіографією, радіоізотопними дослідженнями, реовазографією і т. д.

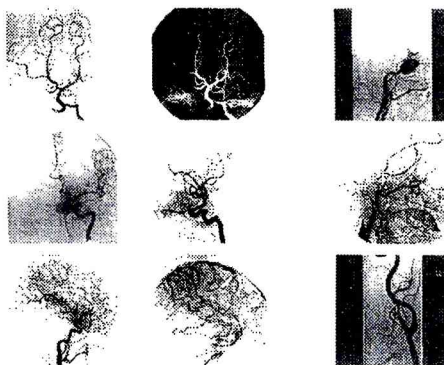


Фото 5. Церебральна ангіографія.

Рентгенологічне дослідження серця і судин є дуже складною процедурою. Воно вимагає досконалої техніки, вишколеного персоналу, рентгеноконтрастних препаратів. Роботи в цьому напрямку тривають.

За допомогою рентгенівських методів можна дослідити лімфатичну систему. Це досягається також за допомогою контрастних речовин. Методика прямої лімфографії відносно проста. Спочатку під шкіру (на тильній стороні кисті, стопи чи інших ділянок тіла) вводиться невелика кількість барвника (наприклад, синька Еванса). Цей барвник швидко всмоктується і, досягаючи лімфатичних судин, фарбує їх, що дає змогу виявити ці судини і ввести в їхнє русло контрастну речовину. Залежно від густини цієї речовини, вона з тією чи іншою швидкістю просувається по лімфатичному руслу і досягає лімфатичних вузлів. Це дає змогу “побачити” вузли на плівці. Таким чином можна повністю зафіксувати на рентгенограмі лімфатичні шляхи, наприклад, від стопи до грудної клітки, включаючи велику лімфатичну протоку, що впадає у верхню порожнисту вену. Лімфографія дозволяє уточнити локалізацію системних уражень, поширення метастазів при злоякісних пухлинах, раціонально планувати променеву терапію злоякісних пухлин, визначаючи ефективність лікування. Слід зазначити, що основними контрастними речовинами для дослідження лімфатичної системи є також препарати йоду.

Останнім часом рентгенологічні обстеження збагатились двома новими методами – електрорентгенографією і кольоровою рентгенографією. Електрорентгенографія дозволяє отримати рентгенограму без звичайної фотографічної плівки. Останню замінює заряджена електрикою напівпровідна пластина із селену. Під впливом рентгенівських променів на цій пластині утворюється приховане зображення об’єкта, яке потім переноситься на звичайний папір. Процедура займає не більше 20 секунд. Електрорентгенографічні зображення мають певні переваги. Вони дають змогу зменшувати дозу контрастних препаратів, забезпечуючи значний економічний ефект. Річ у тому, що одна селенова пластина може використовуватись до 3 тисяч разів. 1 м² пластинки замінює 3 тис. м² рентгенівської плівки, що економить 50 г срібла. Не потрібна фотолабораторія, оскільки обробка селенових пластин відбувається при звичайному світлі.

Кольорова рентгенографія отримується двома способами. Перший – так званий непрямий, – коли зображення проявляється і передається через систему кольорового телебачення.

Другий – так званий прямий, – заснований на використанні спеціальної кольорової рентгенівської плівки. Це досягається покриттям плівки двома або трьома емульсійними шарами, які чутливі до відповідних кольорів.

Використання кольорової рентгенографії – нове в рентгенологічній техніці, вона тільки починає свій шлях вдосконалення. Кольорова рентгенографія відіграє велику роль у визначенні розмірів та форми серця, а також стану легневих кровоносних судин (рис. 3).

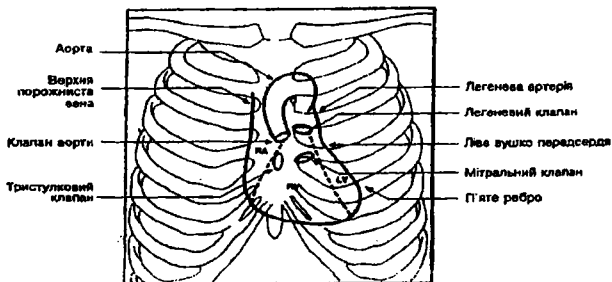


Рис. 3. Рентгенографічні обриси серця та поверхнева проекція його клапанів.

Найбільш інформаційна задньо-передня проекція (ЗП) під час повного вдиху. Передньо-задні проекції (ПЗ) менш інформативні, оскільки обриси серця викривлюються внаслідок віддаленості від плівки.

Приблизну оцінку загальних розмірів серця можна одержати, порівнюючи максимальну ширину серцевого обрису з поперечним діаметром грудної порожнини на тому ж самому рівні. Визначене таким чином співвідношення поперечного розміру серця і поперечного розміру грудної клітки не повинно перевищувати 0,5. Розширення серцевих камер у певної людини визначають, виходячи з характерних змін серцевого силуету. Застосування барію для визначення обрису стравоходу у поєднанні з використанням бічної чи бокової проекції іноді допомагає обстежити бік лівого передсердя. Бічна або скісна проекції важливі також для визначення кальцинозу мітрального або аортального клапана, що можуть затінюватися спиною на задньо-передній проекції.

Підвищення венозного тиску у легеневій артерії внаслідок лівобічної серцевої недостатності спочатку відображається на рентгенограмі грудної клітки у вигляді патологічного розширення легневих вен верхньої частини у прямому положенні. Пізніше інтерстиціальний набряк призводить до потовщення перегородок та розширення лімфатичних вузлів у вигляді горизонтальних ліній у зоні реберно-діафрагмального кута (лінії "В" Керлі). До більш значних змін належать контрастне затемнення, що поширюється із зони воріт, а також плевральний випіт. Збільшений легеневий потік крові, як у випадку вродженої вади серця зі скиданням крові зліва направо, призводить до розширення легеневої артерії та загального збільшення

легеневої судинної тіні. Легенева артеріальна гіпертензія також спричиняє розширення головної легеневої артерії та проксимальних легеневих артерій, однак, у цьому випадку спостерігається тенденція до зменшення тіні периферичних легеневих судин.

Обстеження серця з використанням електронно-оптичного підсилювача зображення важливе для виявлення патологічних серцевих пульсацій та кальцинозу клапанів. Разом з тим, слід зауважити, що ця процедура здійснюється, головним чином, під час катетеризації серця та імплантації водія ритму.

Коронарографія. Рентгенконтрастне селективне обстеження коронарних артерій виконують хворим із клінічними виявами коронарної хвороби без типових електрокардіографічних змін або при атипових клінічних виявах, але з типовими змінами на ЕКГ, з картиною серцевої недостатності неясної етіології. Коронарографія показана хворим, яким планується проведення хірургічного втручання на серці з метою виявлення анатомії відходження і розгалуження коронарних артерій. При коронарографії уточнюється наявність, локалізація і ступінь обструктивних уражень коронарних артерій, стан дистального русла, характер, наявність колатерального кровотоку. За певних умов виконується ендоваскулярна балонна ангіопластика і стентування стенотично-оклюзивних уражень. Якщо виконання ангіопластики неможливе, то з'ясовуються умови подальшого хірургічного лікування пацієнта.

Сучасна коронарографія виконується шляхом пункції стегнової, можливо також радіальної, ліктьової чи аксиллярної артерій, селективної катетеризації вічка кожної коронарної артерії, введення рентгенконтрастної речовини в артерію і серійного рентгенівського знімання з частотою 15–30 фрагментів протягом 4 секунд. Доцільне обстеження кожної коронарної артерії як мінімум у двох проекціях, а при потребі й більше.

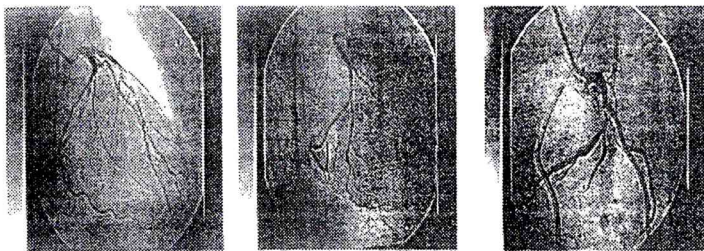


Фото 6. Ангіокардіографія.

Сучасні ангіографічні установки оснащені двома рентгенівськими трубками і дають можливість одночасного дослідження однієї артерії у двох проекціях, що скорочує час селективної катетеризації вічка артерії, кількість рентгеноконтрастної речовини. Коронарографічні обстеження необхідно проводити при постійному електрокардіомоніторингу пацієнта і відповідному реанімаційно-анестезіологічному забезпеченні.

1.2.2. Рентгенографія захворювань органів дихання

Багато захворювань, враховуючи бронхіальну карциному та туберкульоз легень, не піддаються виявленню на ранній стадії, якщо не робити рентгенографію грудної клітки. Бічна проекція забезпечує додаткову інформацію щодо характеру та стану легеневих, плевральних та середостінних порушень. Порівняння з попередніми рентгенограмами дає змогу відрізнити потенційно небезпечні “нові” або прогресуючі зміни від “старих” або статичних порушень, які можуть не мати важливого значення.

Рентгенівські промені при пневмонії виявляють однорідне затемнення, локалізоване на ураженій частці або сегменті, що з’являється протягом 12–18 год. після початку захворювання. Рентгенографічне обстеження особливо корисне при підозрі на такі ускладнення, як плевральний випіт або емпієма.

Рентгенографічне обстеження при туберкульозі має величезне значення для встановлення діагнозу на ранніх стадіях захворювання до появи фізичних ознак, а також для визначення масштабу його розвитку.

До найперших рентгенологічних змін належить невиразне затінення (або декілька затінь), що, як правило, розташоване в одній із верхніх часток. У разі більш розвиненого захворювання затінення збільшуються та поширюються і можуть бути двобічними. Іноді трапляється щільне однорідне затінення, що охоплює цілу частку. Ділянка або ділянки прозорості в межах непрозорості свідчать про наявність порожнин; в окремих випадках можуть спостерігатися дуже великі порожнини. Наявність їх у пацієнта, що не лікувався, вказує на активність захворювання. У разі фіброзу тінь серця та трахеї зміщується в бік ураження.

Рентгенографічне обстеження при астмі. Під час важкого нападу астми легені надто розширені. Між приступами рентгенографічне зображення грудної клітки має нормальний характер. У випадках тривалого захворювання нормальне зображення не можна відрізнити від надмірного розширення, викликаного емфіземою, причому на бічній проекції може

спостерігатися деформація грудної клітки типу “пташиного огруддя”. Іноді у випадку обструкції великого бронха в’язким слизом спостерігається затінення, спричинене частковим або сегментарним колапсом.

Якщо це можливо, рентгенографія грудної клітки повинна виконуватися для кожного пацієнта з астматичним станом з метою запобігання пневмотораксу, рідкісного, але потенційно фатального ускладнення надмірного розширення, спричиненого важким порушенням дихання при астмі. Рентгенографія грудної клітки дозволяє виявити медіастинальну та підшкірну емфізему в разі дуже важкого захворювання.

Рентгенографічні обстеження, що виявляють ознаки легеневої карциноми.

Однобічне збільшення. Центральна пухлина. Поширення на залози. Периферична пухлина у верхівковому сегменті нижньої частки може виглядати як збільшена тінь у прямих рентгенівських променях.

Периферичне легеневе затемнення. Здебільшого неправильної форми, але добре окреслене. Всередині може мати нерегулярні порожнини. Буває дуже великим.

Колапс легені, частки або сегмента. Часто спричиняється пухлиною всередині бронха, що призводить до закупорювання. Колапс усієї легені може бути спричинений стискуванням головного бронха збільшеними лімфатичними залозами.

Плевральна ефузія. Вказує на охоплення пухлиною плеврального простору; дуже рідко є виявом інфекції у тканині колапсованої легені, яка периферична щодо бронхіальної карциноми.

Розширення середостіння, збільшена тінь серця, підіймання купола діафрагми. Вияв поширення пухлини до середостіння. Якщо підіймання купола діафрагми спричинене паралічем діафрагмального нерва, то на рентгенограмі спостерігається парадоксальне переміщення купола діафрагми вгору, коли пацієнт робить вдих носом.

Руйнування ребер. Безпосередня інвазія стінки грудної клітки або метастатичне поширення з потоком крові можуть призвести до остеолітичного пошкодження ребер.

Рентгенографічне обстеження при гнійному плевриті виявляє щільне однорідне затемнення у нижній та боковій частинах грудної клітки. Іноді рідина локалізується нижче нижньої частки і зображення нагадує піднятий купол діафрагми. Локалізоване затемнення спостерігається, коли ефузія розподіляється, наприклад, у міжчастковій щілині.

1.2.3. Рентгенологічні обстеження травного тракту

На оглядових рентгенограмах спостерігаються нормальні тіні м'яких тканин печінки та нирок, а також патологічні тіні. Газ у черевній порожнині діє як контрастне середовище, завдяки чому можна оцінити розподіл кишок у її межах. У випадку обструкції у кишці, вище обструкції може бути надмірна кількість газу та рідини, і рентгенограма пацієнта у вертикальному положенні дозволяє визначити рівень рідини. Нарешті, важливу діагностичну інформацію дають змогу одержати ділянки затемнення, які зумовлені каменями чи кальцинозом у печінці, підшлунковій залозі і кровоносних судинах.

На рентгенограмі грудної клітки обстежується діафрагма. Вільний газ під нею вказує на перфорацію, однак може також спостерігатися в перші дні після лапаротомії. Газ разом із рівнем рідини може бути пов'язаний з піддіафрагмальним абсцесом. Також можуть бути знайдені легеневі ушкодження, за яких джерело болю іноді відносять до черевної порожнини.

Обстеження з використанням барію дозволяють виявити розрив обрису кишки, патологічний вигляд слизової оболонки і порушення рухливості.

Ковтання барію та дослідження його просування. Оскільки фарингальне ковтання відбувається швидко, необхідно зробити і швидкий відеозапис або зняти швидко послідовність рентгенограм. При ковтанні барію вивчається стравохід, зокрема, спостерігається його заповнення барієм. Рентгенограми слизової оболонки виконуються одразу ж після проходження барію через відповідну ділянку. Ця процедура дає змогу виявити порушення рухливості, вади наповнення, стриктури, дивертикули чи грижу стравохідного отвору.

Слизова оболонка шлунка обстежується за допомогою методу подвійного контрастування, згідно з яким невелика кількість барію застосовується разом з введенням газу для розширення шлунка. Виразка, як правило, визначається як невелике скупчення барію зі складками слизової оболонки, що розходяться, а також може мати вигляд виступу за межі нормального обрису, тоді як пухлини призводять до виникнення вад наповнення. Невеликі ракові утворення виявляються через порушення конфігурації слизової оболонки. Спостереження рухливості шлунка дозволяє визначити інертну ділянку, спричинену карциномою, з інфільтраційним ростом. Обстеження цибулини 12-палої кишки здійснюється за допомогою вивчення її контуру, коли вона повністю заповнюється барієм, а також – спостереження конфігурації її слизової оболонки, коли вона заповнена газом, а її слизова оболонка вкрита барієм.

Просування барію через тонку кишку. У випадку підозри на захворювання тонкої кишки барій спостерігається протягом його проходження через тонку кишку, причому рентгенограми знімаються з певними інтервалами. Обрис барію може вказати на структурні патології, такі, як дивертикули та стриктури. При порушенні всмоктування надмірні секретії можуть призвести до згуртування і пластинчатого вигляду барію в кишковій порожнині.

Барієва клізма. Ця процедура незручна, іноді виснажлива для людей похилого віку та пацієнтів із захворюваннями серця, в яких може виникнути аритмія. Барієвій клізмі за кілька днів до її виконання завжди повинне передувати пальцеве дослідження прямої кишки, а також бажано — ректороманоскопія. Ободову кишку безпосередньо перед барієвою клізмою слід ретельно вичистити від фекалій за допомогою проносних засобів та очищувальної клізми. Барій або барій з повітрям (для обстежень з подвійним контрастуванням) вводяться всередину кишечника за допомогою самоутримуючого катетера. Рентгенограми знімаються, коли слизова оболонка ободової кишки вкрита барієм, а просвіт наповнений повітрям. Таким чином, можна докладно вивчити слизову оболонку ободової кишки та визначити поліпи й невеликі пухлини. У випадку запальних захворювань кишківника легко розпізнаються патології слизової оболонки. У деяких пацієнтів спостерігається зворотня течя барію до кінцевого відрізка клубової кишки.

Ангіографія кишечника. Селективна катетеризація і введення контрастної речовини в брижові артерії й отримання їх зображення називається мезентерикографією. Мезентерикографія показана у випадках затрудненої діагностики захворювань підшлункової залози (запальні процеси, кисти, пухлини) з метою уточнення причини і зупинки гастродуоденальних кровотеч, встановлення ступеня поширення патологічного процесу та ін.

Широке впровадження в останні роки у практику комп'ютерної томографії, ендоскопічних, ультразвукових методик спричиняє використання мезентерикографії лише в неясних, суперечливих випадках діагностики, переважно для ендovasкулярних методів лікування. До них належать селективна фармакотерапія при запальних процесах, селективна поліхіміотерапія при онкопроцесах, селективна емболізація гілок артерій при кровотечах біологічними, хімічними, механічними емболами.

Мезентерикографія застосовується у пластичній хірургії кишечника як підготовка до операції.

1.2.4. Рентгенографія жовчної системи та печінки

Рентгенологічні процедури можуть застосовуватися для обстеження жовчних шляхів і судинної сітки печінки, а також для вивчення розширення стравоходу, що передбачає наявність портальної гіпертензії.

Оглядова рентгенографія показує близько 20 відсотків жовчних конкрементів і може виявити масу м'яких тканин біля запаленого жовчного міхура або газ у жовчних шляхах за наявності жовчно-тонкокишкової фістули. Кальциноз стінки жовчного міхура трапляється при "порцеляновому" жовчному міхурі; в підшлунковій залозі вона завжди свідчить про хронічний панкреатит, а в печінці при таких ураженнях, як киста, пухлина або зона інфаркту зустрічаються рідко.

Холецистографія застосовується для діагностики захворювань жовчного міхура і для обстеження його функції. Пацієнту дають перорально йодомістку суміш, яка проникає в жовч і накопичується в жовчному міхурі, який таким чином стає непрозорим для рентгенівських променів. Гіпербілірубінемія, вища за 35 мкмоль/л (2 мг/дл), заважає достатньому жовчовиділенню контрастної речовини та запобігає отриманню зображення жовчного міхура. Незатінені жовчні конкременти і менш традиційна аденома стають помітними як виразні патології в затіненому жовчовому міхурі. Нездатність жовчного міхура до затінення часто спостерігається при його захворюванні, у такому випадку жовчний міхур вважається "нефункціонуючим". Звичайно, це пояснюється закупоренням жовчної протоки каменем. Неприйняття таблеток, блювання, закупорювання виходу з шлунка, діарея або іноді синдром недостатності кишкового всмоктування також спричиняють нездатність жовчного міхура до затінення. Нормальні жовчні міхури втрачають здатність до затінення з невідомих причин у 20% випадків; коли ж це трапляється, то обстеження із застосуванням контрастних речовин треба повторювати протягом двох днів. Якщо за таких умов жовчний міхур не виявляє здатності до затемнення, то це свідчить про його ймовірне захворювання.

Ендоскопічна ретроградна холангіопанкреатографія дає змогу зробити безпосереднє обстеження соска Фатера, де можна побачити такі патологічні зміни, як ампулярна карцинома та зробити її біопсію, а також радіологічне обстеження жовчних шляхів та підшлункової залози шляхом введення в ці системи контрастної речовини. Цей метод придатний для визначення природи застою жовчі з невідомих причин і для дослідження болю, який може виникати в жовчному міхурі або підшлунковій залозі. Ця процедура також використовується для папілотомії на соску Фатера, яка дозволяє видалити камені із загальної жовчної протоки балонними катетерами Фогарті або дротяними кошиками. Іноді це робиться негайно пацієнтам, що хворіють на холангіти або панкреатити, які не піддаються

терапевтичному лікуванню. Через злоякісні стриктури можна також пропускати стент для покращення дренажу жовчі, а доброякісні жовчні стриктури періодично можна розширювати. До ускладнень ендоскопічної ретроградної холангіопанкреатографії належать панкреатити (приблизно в 1–3 %) та холангіти, яким можна запобігти антибіотиками широкого спектра дії, наприклад, цефотаксимом (1 г внутрішньовенно через кожні 8 год.), коли виявляють закупорення великої жовчної протоки. До ускладнень папіломотії належать кровотеча та прорив 12-палої кишки.

Черезшкірна черезпечінкова холангіографія передбачає введення в печінку під радіологічним контролем тонкої голки (голки Шіба) та ін'єкцію контрастної речовини безпосередньо у внутрішньопечінкову жовчну протоку. Ця методика придатна для дослідження холестазів, які виникли з невідомих причин, бо дозволяє проникнути у розширені жовчні тракти, що майже завжди зумовлено механічним закупорюванням великої жовчної протоки. Методика забезпечує отримання якісних зображень жовчних шляхів, але не дозволяє обстежити підшлункову протоку і видалити конкременти з жовчного тракту. Через злоякісні стриктури можна пропустити стенти, зокрема через ті стриктури в печінкових воротах, які важко обстежувати за допомогою ендоскопічної ретроградної холангіопанкреатографії. Ускладнення бувають рідко, але можуть траплятися кровотеча і просочування жовчі з печінки у черевну порожнину. Тому до проведення процедури слід перевірити зсідання крові, як це робиться під час біопсії печінки, та забезпечити умови для оперативного втручання.

Черезшкірне черезпечінкове дренажування жовчних шляхів виконується після діагностичної черезшкірної черезпечінкової холангіографії за допомогою набору інструментів Лундерквіста. Для зняття жовчної інтоксикації при механічній (частіше – онкологічного походження) жовтяниці встановлюється зовнішній, або зовнішньо-внутрішній дренаж в VIII–IX міжребер'ї по середній аксілярній лінії. Через 10–12 днів після накладання зовнішньо-внутрішнього дренажу під контролем рентгеноскопії в місці стриктури жовчних шляхів встановлюється синтетичний ендопротез.

Інтраопераційна холангіографія. Її слід проводити під час операції на жовчному тракті шляхом введення в міхурову протоку або в загальну жовчну протоку контрастної речовини.

Холангіографія за допомогою Т-трубки може проводитися, коли під час холедотомії в загальній протоці залишають Т-трубку. Якщо в цій протоці були знайдені камені, то там можна залишати на 8–12 тижнів Т-трубку,

доки не утвориться канал уздовж цієї трубки, після чого конкременти можуть бути видалені через цей прохід дротяним кошиком.

Артеріографія печінки найбільш корисна для локалізації осередків ураження органа, зокрема пухлини. Вона є основною методикою при підготовці до операції на печінці. Печінково-клітинний рак завжди має багато судин на протигагу метастатичним пухлинам, які зазвичай мають мало кровоносних судин. Метастатичні пухлини з великою судинністю рідко зустрічаються; до них належать нирковий рак, рак щитоподібної залози, карциноїд, інсулоцитарний рак, хоріонкарцинома та саркоми.

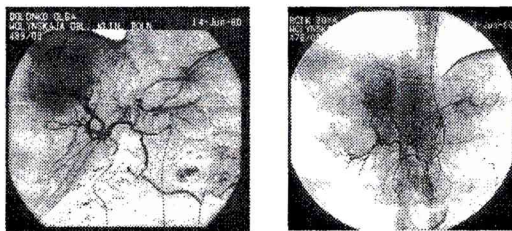


Фото 7. Артеріографія печінки.

Враховуючи подвійну кровоносну систему печінки (a. Hepatica et v. Portae), набули актуальності методи редукації, емболізації і жирової хіміоемболізації печінкової артерії при онкологічній патології органа. Ці методи найбільш ефективні при ураженнях тканини печінки не більше 50% загального об'єму. Зменшення притоку артеріальної крові до пухлини затримує ріст її клітин, виснаження організму в цілому, покращує якість життя і дещо продовжує його тривалість.

Портальна венографія найбільш корисна при дослідженні портальної гіпертензії, що виникла з невідомих причин. Її також проводять перед хірургічним накладанням портосистемного анастомозу, хоча таке хірургічне втручання зараз застосовується відносно рідко. Найбільш надійно портальна венографія проводиться шляхом вивчення венозної фази після артеріографії верхньої брижової або селезінної артерії, більш інвазивні проводяться рідше. Для обстеження ворітної вени можна скористатися

методикою цифрового отримання зображення судин, але якість картини може бути різною.



Фото 8. Спленопортографія.

1.2.5. Рентгенологічні обстеження нирок

Оглядова рентгенографія живота виявляє непрозорі камені або кальцифікацію всередині сечового тракту. Якщо нирки оточені навколонирковим жиром, то це може вказувати на їхню форму, розмір і положення, однак для отримання цих даних краще використовувати ультразвукову або внутрішньовенну урографію.

Внутрішньовенна урографія проводиться при внутрішньовенному введенні органічної речовини (до її складу входить йод), близько третини якої екскретується в основному шляхом клубочкової фільтрації протягом першої години. Ця методика в комплексі з томографією часто використовується для того, щоб визначити розмір, форму і положення нирок, а також для вивчення вивідного тракту. Після введення речовини через визначені інтервали часу робляться знімки. Спочатку збільшення радіографічної щільності ниркової речовини у вигляді контрасту концентрується в каналцях (нефрограма), що показує розмір і форму нирок. Через кілька хвилин контрастна речовина екскретується в систему чашечок, ниркову миску, сечовід, які найкраще видно в перші 20 хв.

У дорослих здорові нирки мають довжину 11–14 см, діаметр між двома полюсами по довжині такий, як і довжина трьох поперекових хребців. Можна дослідити і помітити товщину коркового шару нирок, будь-яку фокальну або мінералізовану ваду, наприклад, рубці при хронічному пієлонефриті. У разі значного одностороннього стенозу ниркової артерії, ранні знімки показують затримку контрасту на нефрограмі з боку стенозу,

який з часом стає щільнішим і порівняно з нормальною стороною довше зберігається. Отже, щоб виявити цю відмінність, хворим з підвищеним тиском доцільно робити ранні знімки. Можна побачити порушення з боку сосочків, наприклад, папілярний некроз, знімок чашечко-мискової системи нирок, сечоводів і сечового міхура показує будь-яке структурне порушення, часткову або повну непрохідність. Булавоподібні чашечки і повільна екскреція – звичні ознаки при хронічній непрохідності. Різке закупорення може призвести до розширення ниркової миски, зменшення товщини коркового шару і виливів контрастної речовини в позаниркові тканини. При туберкульозі нирок, як правило, спостерігається кальцифікація і кавітація. При полікістозі у дорослих збільшені нирки, а чашечки розтягнені і павукоподібні. Ниркові камені можуть бути локалізовані.

Екскреторна урографія не повністю безпечна. Деякі пацієнти можуть погано реагувати на контрастні речовини, однак у разі особливої необхідності – у випадках очевидної алергії, цукрового діабету, ниркової недостатності та, коли відома інша побічна дія, – можна застосувати спеціальні контрастні речовини.

Раніше всі пацієнти перед внутрішньовенною урографією зневоднювались для того, щоб збільшити концентрацію контрастної речовини фарби в нирках і збірній системі. У деяких хворих (діабетиків, маленьких дітей, у хворих на мієлому або ниркову недостатність) це призводило до значних ушкоджень нирок. Використання томографії і сучасних контрастних речовин, які можна давати у великих дозах, зробило зайвим зневоднення цих пацієнтів.

Сечовидільна цистоуретрографія (СЦУГ) використовується для діагностування міхурно-сечового рефлюксу і оцінки його ступеня. Використовуючи катетер, міхур наповнюють контрастною речовиною і під час сечовиділення проводиться та записується на плівку флюоресцентна рентгеноскопія. СЦУГ у комбінації з уродинамічними аналізами застосовують для оцінки порушень випорожнення сечового міхура і ушкоджень сечівника.

Цистоскопія і ретроградна пієлографія використовуються, головним чином, для вивчення ушкоджень сечоводів, ниркових мисок і встановлення причини сечовідної непрохідності. Цистоскопія дозволяє безпосередньо оглянути сечовий міхур і гирла сечоводів. Контрастну речовину вводять під рентгеноскопичним контролем, через сечовідні катетери під час цистоскопії. Зрошування антибіотиками застосовується в тому випадку, коли в сечі виявлені мікроорганізми.

Антеградна пієлографія вимагає введення через шкіру в чашечко-мискову систему нирки тонкого катетера під рентгенівським або

ультразвуковим контролем. Застосування контрастної речовини дозволяє провести детальне обстеження чашечко-мискової системи нирки та сечоводу і визначити місце обструкції. Цю процедуру можна розширити з метою відновлення функції нирок шляхом проведення через шкіру дренажування (нефростоми) системи, що закупорена. Отож, її значення неоціненне для хворих на непрохідність надміхурного сечового тракту, що виявляється за допомогою ультразвуку.

Ниркова артеріографія використовується для того, щоб показати анатомію ниркової артеріальної системи. Це важливо для виявлення стенозу ниркових артерій, артеріовенозних вад і тривалих кровотеч після травми. При обстеженні маси нирок вона значною мірою замінена ультразвукографією та комп'ютерною томографією. Після черезшкірної катетеризації стегнової артерії кінчик катетера просувається вгору.

Додаткове використання артеріографії:

- для проведення балонної ангіопластики з метою розширення артерії у хворих з артеріальним звуженням;
- для виконання артеріальної емболізації у хворих з неоперабельною карциномою нирки, яка супроводжується кровотечами або невпинним болем.

Забір крові з ниркової вени і венографія. Ниркові вени можна катетеризувати через стегнову вену і брати кров для замірювання реніну. Це дуже важливо для діагностики. Венографія може виявити тромбози ниркової вени і пухлинну інвазію.

1.2.6. Рентгенологічне обстеження нервової системи

Якщо ввести контрастну речовину (найчастіше – на основі йоду) у кровоносні судини головного мозку або у спинно-мозкову рідину, то можна виявити нормальні або патологічні структури.

Ангіографія. Під час традиційної мозкової ангіографії контрастна речовина вводиться в каротидні або хребетні артерії. Вибіркова катетеризація відповідної судини виконується катетером, який вводиться у стегнову артерію в паху. Під час введення контрастної речовини з метою виявлення артеріальної, капілярної і венозної фаз робляться серії рентгенівських знімків у двох площинах.

У сучасній практиці ангіографія виконується переважно з метою вивчення позачерепних і внутрішньочерепних судин та виявлення зон артеріальних захворювань, аневризм, артеріовенозних вад.

1.2.7. Рентгенівська апаратура, що зареєстрована в Україні

Таблиця 1.

Перелік зареєстрованої в Україні рентгенівської апаратури :

Назва виробу	ID Виробник	№ наказу МОЗ	Дата наказу	№ посвідчення
1	2	3	4	5
Стационарна рентгенівська система VIROMATIC/MOVIPLAN	VILLA SISTEMI MEDICALI s.p.a.	272	19.12.01	576/2001
Рентгенівський діагностичний апарат SIRE-SKOP CX	Siemens AG, Medical Solutions Group	279	26.12.01	585/2001
Рентгенографічна система Proteus XR/a	GE Hualun Medical Systems Co., Ltd.	212	10.10.01	434/2001
Рентгенівська система для інтраоральної радіографії зубів та щелеп HELIODENT DS з системою для цифрової обробки зображень SIDEXIS	SIRONA Dental Systems GmbH	243	14.11.01	477/2001
Інтраоральний стоматологічний рентгенівський апарат IMAGE-X SYSTEM	De Gotzen S.r.l.	212	10.10.01	430/2001
Апарат рентгено-флюорографічний перевозний Індіарс-П ТУ У 33.1-25461966-004-2001	КБАТ	272	19.12.01	571/2001
Пересувна рентгенівська система POWER-MOBIL	Siemens AG, Medical Solutions Group	279	26.12.01	589/2001
Рентгенівська універсальна ангиографічна система INFINIX VC	TOSHIBA CORPORATION, MEDICAL SYSTEMS COMPANY, NASU OPERATIONS	158	25.07.01	280/2001
Апарат рентгенопроявочний 1307-01 «Perimat Plus», 1702-04 «XR 25 S»	Durr Dental GmbH & Co.KG	184	05.09.01	331/2001
Універсальна рентгенівська установка для маммографії MAMMOMAT 3000 Nova, MAMMOMAT 1000	Siemens-Elema AB	171/1	20.08.01	313/2001
Дентальний рентгенівський апарат IMD 300 Дентальний панорамний рентгенівський апарат IMD 12	Saratoga S.p.A.	03	09.01.02	620/2002

Продовження таблиці 1.

1	2	3	4	5
Мобільна цифрова рентгенівська система з C-подібним тримачем трубки «Series 9800 Mobile C-Arm»	GE OEC Medical Systems	171	16.08.01	305/2001
Цифрова рентгенографічна система Revolution XQ/i	GE Medical Systems	212	10.10.01	433/2001
Рентгенографічна та флюороскопічна система Legend	GE Medisor Rt.	212	10.10.01	431/2001
Рентгенографічна та флюороскопічна система «Prestige II»	GE Medical Systems	171	16.08.01	304/2001
Стоматологічний панорамний рентгенівський апарат Cranex 2,5+ Стоматологічний панорамний рентгенівський апарат Cranex 3+ Серп Стоматологічний панорамний рентгенівський апарат Cranex Tome Серп (згідно з переліком на 2 аркушах)	ORION Corporation SOREDEX	30	21.02.01	15/2001
Рентгенівська ангиографічна система ANGIOSTAR PLUS, MULTISTAR PLUS, COROSKOP PLUS, NEUROSTAR PLUS, VICOR PLUS, POLYSTAR T.O.P.	Siemens Aktiengesellschaft	80	18.04.01	148/2001
Рентгенівські діагностичні апарати ICONOS R100, ICONOS R200	SIEMENSAG	55	21.03.01	60/2001
Інтраоральний рентгенівський апарат HELIODENT Vario	SIRONA Dental Systems GmbH	154	11.07.01	260/2001
Рентгенівський флюорографічний апарат «Серіомета 7»	BMT Brnenska Mediconska Technika a.s.	13	21.08.00	1105-235
Дентальні рентгенівські апарати MINDENT 65 (модифікація 70)	BMT A.S.	71	08.12.00	1105-334
Стоматологічний рентгенівський панорамний апарат «АВАНТЕКО ДЦ»	BMT a.s.	55	21.03.01	55/2001

Продовження таблиці 1.

1	2	3	4	5
Апарат рентгенівський флюорографічний стаціонарний 12Ф7	Актоберентген	12	16.08.00	1105-232
Комплекс рентгенівський флюорографічний КРФ-111	Актоберентген	12	16.08.00	1105-233
Дентальні рентгенівські апарати ORTOSLICE (модифікації: OS 500, OS 500 C, OS 500 P, OS 1000, OS 1000 E, OS 1000 C, OS 1000 CE, OS 1000 P, OS 1000 EP) з цифровою приставкою до них DIGIPAN Universe	TROPHY Radiologie S. A.	134	25.07.00	1105-200
Дентальні рентгенівські апарати ODONTORAMA PC 100	TROPHY Radiologie S. A.	134	25.07.00	1105-199
Дентальні рентгенівські апарати ORALIX AC (53030101 WW, 53030111 WW, 53030121 WW, 53030131 WW, 53030151 WW, 53030171 WW, 53030261 WW, 53030271 WW) з запасними частинами та комплектуючими до них.	GENDEX DENTAL SYSTEMS s.r.l.	79	15.05.00	1105-133
Апарат рентгенівський флюорографічний стаціонарний з цифровою обробкою зображення 12Ф7.Ц03 (модернізований) ТУ У 3-46-14311040-127-2000	СКБ діагностичної апаратури	41	13.04.00	1105-094
Високочастотний рентгенодіагностичний комплекс моделі «EMERIX 30HF» з запасними частинами та комплектуючими до нього	Medicor Rontgen Rt.	30	17.03.00	1105-071
Комплекс рентгенівський діагностичний стаціонарний РДК 50/6	Мосрентген	282	01.12.99	1606
Дентальні рентгенапарати IRIX 70, ELITYS з комплектуючими та витратними матеріалами	TROPHY	282	01.12.99	1622

Продовження таблиці 1.

1	2	3	4	5
Мамографічні рентгенівські системи	TREX Medical Corporation / Bennett Division	282	01.12.99	1608
Стоматологічний панорамний рентгенапарат «SPHERAX 70 KV RADIOGRAFICO» та комплектуючі до нього	Eurodent S.p.A.	270	16.11.99	1588
Стоматологічні панорамні цифрові рентгенапарати «ORTHOPHOS»	SIRONA Dental Systems GmbH	270	16.11.99	1587
Установка малодозова цифрова рентгенографічна МЦРУ «Сибір-Н»	Наукприлад	254	25.10.99	1534
Мобільні рентгенографічні системи	GE Medical Systems	148	14.06.99	1359
Комп'ютерні рентгенівські томографи	GE Yokogawa Medical Systems, Ltd	148	14.06.99	1355
Стоматологічний рентгенівський апарат X-MIND SYSTEM	DE GOTZEN-SATELEC	110	04.05.99	1274
Рентгенівські мамографічні системи	GE Medical Systems	148	14.06.99	1360
Рентгенографічні та рентгенофлюороскопічні системи	GE Medical Systems	148	14.06.99	1358
Рентгенівські ангіографічні системи	GE Medical Systems	148	14.06.99	1357
Стоматологічний рентгенівський апарат Seacher 70 моделі DX 073-WK, DX 073-FM, DX 073-RK II	Takara Belmont Corporation	210	19.08.99	1492
Рентгенівський кістковий денситометр PIXI	LUNAR Corp.	89	19.04.99	1216
Рентгенівський кістковий денситометр DPX, DPX-IQ, DPX-MD	LUNAR Corp.	89	19.04.99	1224
Рентгенівські діагностичні системи FH-50F YSF-120, RS-50A	SHIMADZU Corporation	55	11.03.99	1175

Закінчення таблиці 1.

1	2	3	4	5
Цефалостат CM/CA до стоматологічного рентгенологічного апарату	PLANMECA OY	110	04.05.99	1337
Стоматологічний рентгенівський апарат PM 2002 EC/CC PROLINE	PLANMECA OY	110	04.05.99	1336
Ангіографічні рентгенівські системи	Philips Medical Systems Nederland B.V.	26	09.02.99	1097
Переносні, пересувні рентгенівські апарати	Philips Medical Systems Nederland B.V.	26	09.02.99	1095
Стационарні рентгенографічні системи	Philips Medical Systems Nederland B.V.	26	09.02.99	1094
Рентгенівські стационарні радіографічні системи TREX Medical Corporation /	Bennett Division	373	29.12.98	1053
Рентгенівська пересувна радіографічна система HMX-5	TREX Medical Corporation / Bennett Division	373	29.12.98	1052
Стоматологічні рентгенівські апарати MINIDENT 55HX, 55HX/Z, MINIDENT 70HX, 70HX/Z	CHIRANA-PREMA	182	01.07.98	663
Пересувний рентгенівський апарат SIREMOBIL моделі Compact, Iso - C	SIEMENS AG	115	11.05.98	593
Рентгенівські діагностичні апарати SIRESCOP моделі SX-50 Classic, SX-BV33, SX-BV40; SIREGRAPH, моделі DFR, TOP 33, TOP 40; MULTIX, моделі Compact, Pro, TOP	SIEMENS AG	115	11.05.98	592
Комп'ютерний рентгенівський томограф SOMATOM моделі AR, TX, AR, HPX, AR, Star, PLUS 4 Expert, PLUS 4 Rower	SIEMENS AG	115	11.05.98	590
Апарат рентгенівський діагностичний дентальний АРДС. Призначений для рентгенодіагностичних досліджень зубів та щелепів.	КБ діагностичної апаратури.	380	31.12.97	540
Комплекс рентгенівський маммографічний цифровий МАДИС.	РДІ радіотехнічних вимірювань	315	04.11.98	677

2. КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ

Комп'ютерна томографія — це вдосконалений метод рентгенівського обстеження, за допомогою якого роблять пошарові зрізи тіла людини. Принциповою перевагою комп'ютерної томографії перед звичайними рентгенологічними методами дослідження є можливість визначення щільності тканин і середовищ організму за допомогою денситометрії, що дозволяє тонко диференціювати досліджуваний субстрат, наприклад, рідку

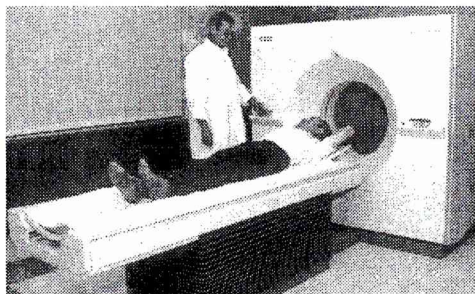


Фото 9. Сучасний томограф фірми Siemens «SOMATOR AR SP».

або згорнуту кров, заповнену рідиною кисту і пухлину, межі набряку тканин та ін. Комп'ютерна томографія дає можливість встановити локалізацію і поширеність патологічного процесу в органі і різних тканинах організму, простежити за динамікою різних патологічних процесів, оцінити результати лікування. Цей метод дає змогу проводити томометрію досліджуваних

об'єктів при плануванні променевої терапії, вибирати підходи й обсяги оперативного втручання, здійснювати стереотаксичну біопсію внутрішньочерепних пухлин та ін.

2.1. Томографічна техніка

Перший комп'ютерний томограф для всього тіла був створений Ледлі в 1974 р. Нині дослідження здійснюють за допомогою комп'ютерних томографів, що мають скануючий пристрій, який складається з джерела рентгенівського випромінювання, детекторів, що його сприймають, і системи, яка забезпечує їх переміщення: систему перетворення інформації, що реєструється детекторами; спеціалізовану ЕОМ, що робить необхідні для побудови зображення обчислення за заданим алгоритмом; систему запису і відтворення реконструйованих зображень внутрішньої будови тонких шарів об'єкта в аксіальному (поперечному) розтині.

Скануючий пристрій сучасного комп'ютерного томографа (фото 9) представляє собою кругову раму, в якій встановлені рентгенівська трубка, що обертається, і розміщені кільцем численні сцинтиляційні

детектори. У процесі комп'ютерної томографії рентгенівська трубка обертається навколо сканованої ділянки тіла людини на 360° при постійному поступовому русі дошки стола із заданою швидкістю, при цьому тонкий керований пучок рентгенівського випромінювання проходить через шар, що просвічується під різними кутами. При проходженні пучка випромінювання через тканини різної щільності інтенсивність пучка послаблюється, це реєструється детекторами, дані яких передаються для обробки на ЕОМ. Різні органи і тканини людини мають різні коефіцієнти поглинання випромінювання. ЕОМ встановлює коефіцієнт поглинання рентгенівського випромінювання для кожної точки шару, що сканується. Результати складної обробки всієї маси коефіцієнтів поглинання в проєкціоному шарі ЕОМ видає в умовній шкалі цілих чисел (шкала одиниць щільності Хаунсфілда, або КТ-оди-ниць), при цьому величина коефіцієнта поглинання випромінювання водою вважається рівною нулю. Масштаб шкали щільності вибраний так, що тканини і середовища організму знаходяться в діапазоні умовних одиниць від -1000 (повітря) до $+1000$ (кістка). Щільність на зрізі може бути виміряна як в одній точці, так і в заданій ділянці довільної форми; може бути побудована гістограма щільності для певного органа, профіль щільності вздовж заданої лінії у вибраній зоні обстеження.

Для візуалізації зображення ЕОМ видає на екран телевізійного пристрою величини поглинання рентгенівського випромінювання не тільки в умовних КТ-оди-ницях, а й перетворює їх у градацію світлової яскості, причому більшим значенням щільності відповідає більш світле зображення і навпаки. На екрані комп'ютерного томографа одночасно відтворюється 16–20 градацій сірого кольору, що сприймаються людським оком. Проте при дослідженні шару (зрізу) можуть бути використані спеціальні прийоми денситометрії (модуляція контрастності), що дає можливість вловити 0,5% відмінності в коефіцієнті поглинання.

Для отримання більш чіткого зображення органів у нормі і патологічних вогнищ при комп'ютерній томографії використовують ефект посилення контрастності, який виникає при внутрішньовенному введенні йодовмістної контрастної речовини. Посилення контрастності пов'язане з підвищенням коефіцієнта поглинання крові, накопиченням контрастної речовини деякими пухлинами та ін.

Сучасні комп'ютерні томографи дають змогу виділяти шари товщиною від 2 до 10 мм при швидкості сканування одного шару 2–5 с, з моментальним виведенням зображення в чорно-білому варіанті.

Зображення просвіченого шару з телевізійного екрана може бути перенято фотокамерою моментальної дії “Полароїд” або відображено на листовій рентгенологічній плівці за допомогою спеціального приладу. Формат зображення можна довільно міняти (фото 10).

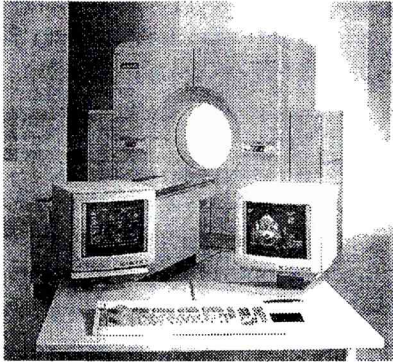


Фото 10. Комп'ютерний томограф «Соматон плюс».

Поглинута доза рентгенівського випромінювання при комп'ютерній томографії в середньому не перевищує 1–2 рад (0,01–0,02 Гр). Залежно від мети дослідження і розмірів ділянки, що вивчається, проводять різну кількість аксіальних зрізів на різній відстані один від одного. За даними, що введені в пам'ять ЕОМ, крім відзнятих аксіальних, можуть бути реконструйовані зображення бокової, прямої, а іноді – косих парааксіальних проекцій ділянки, що вивчається.

Для проведення комп'ютерної томографії хворі займають, як правило, положення лежачи на спині.

Протипоказань до комп'ютерної томографії немає (крім несприйняття рентгеноконтрастних препаратів, застосування яких не обов'язкове). Хворі легко переносять дослідження, тому його можна проводити в амбулаторних умовах, а також важко хворим.

Вдосконалені комп'ютерні томографи третього і четвертого покоління дають можливість проводити комп'ютерну томографію як голови, так і всього тіла (ший, органів грудної порожнини, черевної порожнини, малого таза, спинного мозку, молочних залоз, хребта, кісток і суглобів) і вирішувати складні діагностичні завдання.

2.2. Комп'ютерна томографія в клініці

Найбільший досвід нагромаджено з досліджень голови. Комп'ютерна томографія дозволяє отримати на одному зрізі зображення кісток черепа, структур головного мозку, шлуночкової системи мозку, суб-арахноїдального простору і т.д. (фото 11). Комп'ютерну томографію голови проводять за показами після повного клінічного обстеження хворого з підозрою на ураження центральної нервової системи. В невідкладних випадках (черепно-мозкова травма, гостре порушення мозкового кровообігу). Комп'ютерну томографію голови здійснюють відразу після

огляду лікаря, що встановив стан, який загрожує життю хворого. Дані комп'ютерної томографії відіграють вирішальну роль для встановлення показів до операції, її тактики або складання плану консервативних заходів, спрямованих на врятування життя хворого.

При черепно-мозковій травмі за допомогою комп'ютерної томографії виявляють такі посттравматичні зміни, як переломи кісток склепіння й основи черепа, пневмоцефалії, епі- та субдуральні або внутрішньомозкові гематоми, локальний набряк, явища локального або генералізованого набряку, дислокація структур мозку та ін. Повторні дослідження з використанням томоденситометрії дозволяють простежити еволюцію контузійних уражень мозку в різні періоди посттравматичного процесу, визначити в

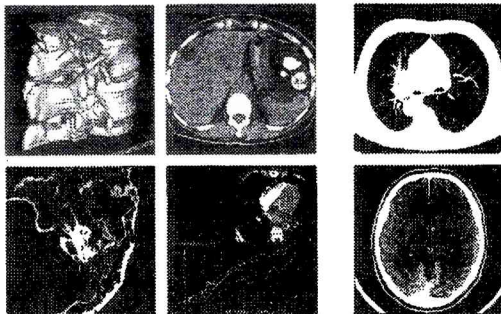


Фото 11. Результати комп'ютерної томографії.

комплексі з даними клінічних досліджень ступінь тяжкості черепно-мозкової травми і її клінічну форму, уточнити лікувальну, в тому числі хірургічну, тактику. Комп'ютерна томографія дає можливість оцінити стан шлункової системи, цистерн основи мозку та інших підболоноккових просторів, а також компенсаторні можливості “резервних” внутрішньочерепних просторів. До впровадження в клінічну практику комп'ютерної томографії не було методів, що дозволяли б візуально стежити за динамікою такого складного процесу, як набряк мозку.

Епідуральні гематоми на комп'ютерних томограмах виявляються як зони підвищеної щільності двояко випуклої, рідше плоско-випуклої форми; гострі і підгострі субдуральні гематоми — як зони підвищеної щільності серпоподібної форми, що поширюються на більшу частину або на всю поверхню півкулі. По закінченні гострого періоду в результаті ретракції згустка вилитої крові відбувається поступове зниження щільності гематоми і коефіцієнти поглинання зміненої крові в гематомі і сусідньої речовини мозку стають однакові (ізощільнісна субдуральна гематома). В таких випадках діагноз базується на вторинних ознаках: стиснення бокового шлуночка на боці гематоми, облітерація або медіальне зміщення підпавутинних конвексимальних борозен і дислокація середніх структур головного мозку. Хронічні субдуральні гематоми можуть бути пониженої або різної щільності.

Забій головного мозку. Картина на зрізах поліморфна: залежно від ступеня набряку і наявності крововиливів у ділянці ураження можуть виявлятися вогнища пониженої, підвищеної або змішаної щільності.

Комп'ютерна томографія дозволяє диференціювати інфаркт і крововилив у мозок. При цьому в басейні кровопостачання тієї чи іншої судини може бути зона пониженої (інфаркт) або підвищеної (геморагія) щільності. Однак для уточнення рівня оклюзії або стенозування судини при інфаркті мозку чи встановленні причини крововиливу доцільне ангиографічне дослідження.

За допомогою комп'ютерної томографії можна виявити (особливо після контрастування) вади розвитку судин (мальформації) і великі аневризми, які мають вигляд звивистих, округлих або овальних утворів підвищеної щільності.

2.3. Комп'ютерна медична апаратура, що зареєстрована в Україні

Таблиця 2.

Перелік зареєстрованої в Україні комп'ютерної медичної апаратури:

Назва виробу	ID Виробник	№ наказу МОЗ	Дата наказу	№ посвідчення
1	2	3	4	5
Комп'ютерний томограф для всього тіла TSX-101A AQUILION, TSX-021A ASTEION, TSX-003A AUKLET	TOSHIBA CORPORATION, MEDICAL SYSTEMS COMPANY, NASU OPERATIONS	74	25.07.01	279/2001
Комп'ютерний томограф CT/e	GE Yokogama Medical Systems LTD	212	10.10.01	432/2001
Комп'ютерні томографи SOMATOM моделі Balance, Emotion, Esprit, Volume Zoom, Volume Acccess	Siemens Aktiengesellschaft	60	28.03.01	76/2001
Комп'ютерні рентгенівські томографи	GE Yokogama Medical Systems LTD	148	14.06.99	1355
Комп'ютерні томографи Tomoscan AV, AV P1, AV PS, AV PF, AV E1, CX-Q, SR 4000, M, EG	Philips Medical Systems Nederland B.V.	26	09.02.99	1098

Закінчення таблиці 2.

1	2	3	4	5
Комп'ютерні томографи CT TWIN (TWIN-FLASH, TWIN-RTS), SeleCT (SeleCT, SeleCT SP)	Elsint LTD	373	29.12.98	1054
Комп'ютерні томографи "Intellect" SCT-4800TZ, SCT-6800TH, 6800TX, SCT-7000TH, 7000TX, 7000TS	SHIMADZU Corporation	309	23.10.98	908
Комп'ютерний рентгенівський томограф SOMATOM, моделі AR.TX, AR.HPX, AR.Star, PLUS 4 Expert, PLUS 4 Rover	SIEMENSAG	115	11.05.98	590
Апаратно-програмний комп'ютерний комплекс документування та реєстрації ультразвукових досліджень УНІМЕД-4	Поиск-Ніка	182	01.07.98	628

3. МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНА ТОМОГРАФІЯ

Цей метод ще називають ядерно-магнітною радіочастотною томографією, ядерно-магнітною томографією та іншими термінами. Він являє собою використання з діагностичною метою довгохвильового електромагнітного випромінювання, що лежить в радіочастотному діапазоні. Магнітно-резонансна томографія базується на визначенні реакції ядер водню, що містяться в жировій тканині і тканинній рідині людини, у відповідь на застосування радіочастотних імпульсів у стабільному магнітному полі.

Перші повідомлення, присвячені магнітному резонансу і можливостям його використання з діагностичною метою, з'явилися на початку 70-х років ХХ ст. Через 10 років були сконструйовані перші прилади, що дало змогу на практиці відчути можливості нового методу.

Магнітно-резонансна теорія томографії ґрунтується на властивості атомних ядер, що містять непарне число протонів або нейтронів, володіти внутрішнім моментом кількості руху, який називають спіном. Такі ядра створюють навколо себе магнітне поле, тобто вони є мініатюрними магнітами. При поміщенні їх у магнітне поле вони орієнтуються певним чином (фото 12).

Оскільки ядро водню складається з одного протона, воно є класичним прикладом таких магнітів. Наявність великої кількості ядер водню в біологічних середовищах, в тому числі і в тілі людини, дозволяє використовувати їх з діагностичною метою. Це стосується тільки тих ядер водню, які рухомі

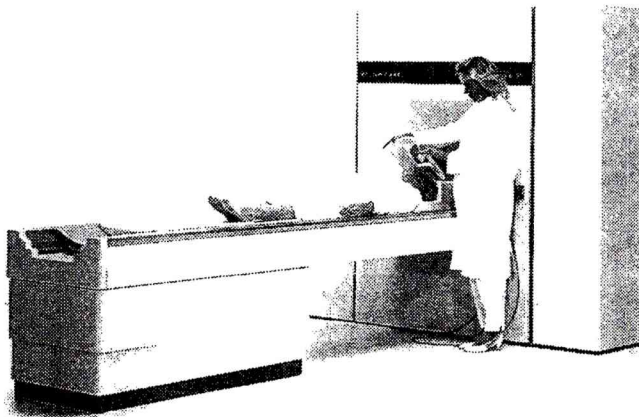


Фото 12. Магнітний ядерний резонанс «Магнетом».

на молекулярному рівні, наприклад, у молекулах тканинних рідин і жировій тканині. Ядра, фіксовані в дуже великих молекулах або щільних структурах (наприклад, кістки скелета), не підлягають орієнтації в зовнішньому магнітному полі, або ж ступінь орієнтації такий незначний, що не може бути використаний з метою діагностики.

Ядра водню, поміщені в зовнішнє магнітне поле, орієнтуються як за його спрямуванням, так і в протилежному напрямку. Останні володіють більшою енергією, ніж ядра, розміщені за напрямком магнітного поля. Ось чому рівень ядер, що розміщені за напрямком поля, можна вважати нижнім, а протилежний рівень – верхнім. Перехід ядер з нижнього рівня на верхній супроводжується поглинанням енергії. Це поглинання енергії за своєю суттю аналогічне поглинанню характеристичного рентгенівського випромінювання. Внаслідок невеликої різниці енергетичних рівнів, що відповідають двом орієнтаціям ядер, мінімальна кількість (квант) поглинутої енергії дуже невелика. Їй відповідає частота випромінювання порядку мегагерц, що лежить в ділянці радіохвиль. Якщо крім постійного магнітного поля на

біологічний об'єкт накласти радіочастотне поле, то ядра водню починають переходити з нижнього рівня на верхній. У зв'язку з тим, що орієнтація ядер за напрямом постійного магнітного поля переважає над протилежним, домінуючим процесом стає поглинання енергії радіочастотного поля. Воно спостерігається як резонансний процес, який зростає у вузькому інтервалі частот, що відновідає відстані між енергетичними рівнями. Після відключення радіочастотного поля рівновага рівнів відновлюється, в результаті чого в приймачній котушці індукується змінна електрорушійна сила радіочастотного діапазону. Цей процес, який називається релаксацією, відбувається під впливом зовнішніх полів, що створюються рухом сусідніх атомів. Радіочастотний сигнал, який виникає, може бути зареєстрований. Частота сигналу вказує на тип ядра, інтенсивність — на концентрацію ядер, а швидкість його загукання (релаксація) дає інформацію про характер оточуючих атомів і хімічних зв'язків.

Важливу інформацію про досліджуваний об'єкт дає вимірювання часу релаксації. Тривалість повернення протона зі стану збудження у стан

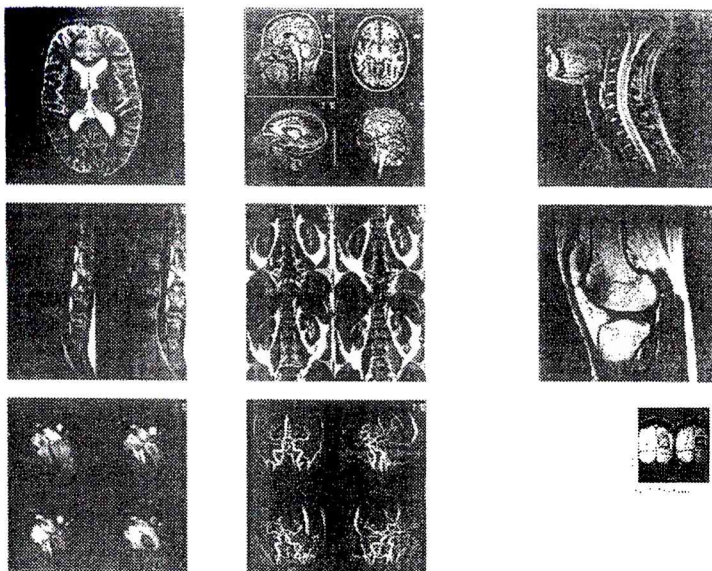


Фото. 13. Томографія на підставі ядерного магнітного резонансу.

рівноваги в площині, повздовжньої відносно напрямку магнітного поля, позначається знаком T1, те ж в поперечній площині позначається як T2.

Якщо на досліджуване тіло накласти поле, величина якого змінюється в просторі, відповідно буде змінюватися і резонансна частота. Таким чином, за залежністю інтенсивності сигналу від частоти можна судити про належність концентрації ядер від їх просторового розміщення.

На цьому базується картина розподілу концентрації ядер, яка досягається шляхом сигналів магнітного резонансу, їх перетворення в набір чисел і реконструкція зображення за допомогою електронно-обчислювальних приладів і дисплея, оснащеного телевізором.

Магнітно-резонансна томографія дає змогу отримати зображення головного мозку (фото 13), причому окремо сірої речовини, що містить на 14% більше води, ніж біла. Чітко видно мозочок, стовбур мозку, нерви, судини. Можна отримати зображення інфаркту головного мозку, крововилив, гідроцефалії і т.д.

При дослідженні органів грудної клітки отримують зображення стінки серцевих камер, що дає змогу виявити інфаркт міокарда.

Цінні дані дає магнітно-резонансна томографія хребта – добре видно спинний мозок, міжхребцеві диски, нервові закінчення. На знімках нирок можна розрізнити кірковий і мозковий шари. При дослідженні черевної порожнини отримують зображення великих судин: нижня порожниста і ворітна вени, аорта, судини селезінки, брижі.

4. УЛЬТРАЗВУКОВІ ОБСТЕЖЕННЯ

4.1. Техніка

Вперше цей вид променевої енергії був використаний віденським лікарем Р.Дуссиком при виявленні пухлин головного мозку. Паренхіматозні органи живота стали досліджуватися починаючи з 50-х років, авторами перших публікацій на цю тему були американські вчені Т.Уайлд, Д.Хаурі та їх співробітники.

Ультразвукове обстеження базується на принципі ехолокації. Випромінювання зонduючого імпульсу ультразвуку відбивається від поверхні розподілу тканинних середовищ, що мають різні акустичні властивості і реєструються спеціальними приладами. Ультразвук – це коливання і хвилі, частота яких перевищує межу вловлюваного вухом діапазону звукових частот.

Джерело ультразвуку – випромінювачі, які перетворюють з цієї метою механічну чи електричну енергію. Дія електричних перетворювачів, які застосовуються в медичній практиці, заснована на магнітострикційному або п'єзоелектричному явищі. При цьому використовується властивість пластинок із кристалів кварцу, турмаліну, сегнетової солі та деяких інших матеріалів змінювати свої розміри під впливом змінного електричного струму.

Поширення ультразвукових хвиль в організмі людини залежить від їх частоти, ступеня поглинання органами і тканинами, розміщеними на їх шляху, форми ультразвукового поля і його інтенсивності. Остання представляє собою середню енергію, що переноситься ультразвуковою хвилею за одиницю часу через одиницю площі, розміщеної перпендикулярно до напрямку руху хвилі.

Чим ближче тканина, розміщена до шляху ультразвукової хвилі, тим вища швидкість поширення останньої. Так, швидкість поширення ультразвуку в м'яких тканинах коливається від 1450 до 1650 м/с, в той час

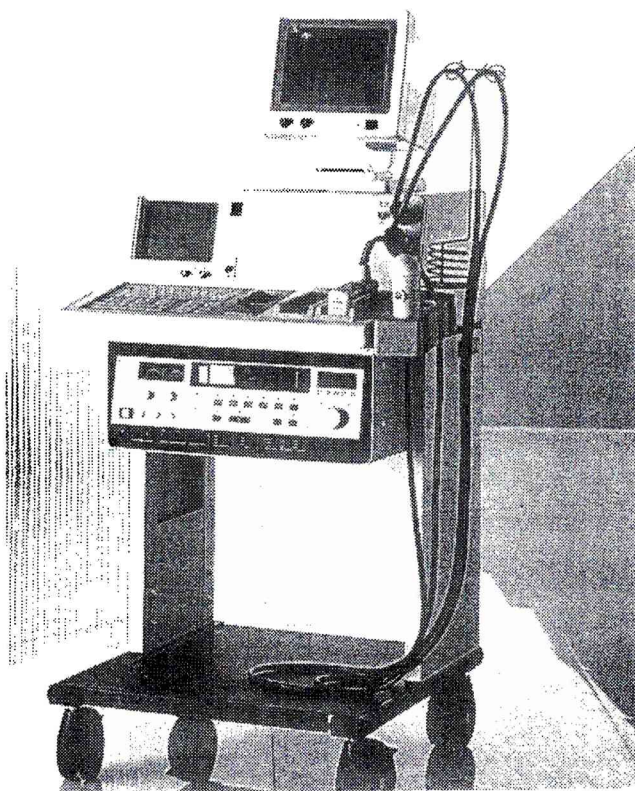


Фото 14. Апарат для ультразвукового дослідження «Sonoline SL-1».

як у кістковій тканині вона досягає 3500 м/с. Довжина ультразвукової хвилі пов'язана з частотою ультразвукових коливань. З діагностичною

метою довжина ультразвукової хвилі зазвичай перевищує 0,16 см. Ультразвукові хвилі в однорідному середовищі поширюються прямолінійно. Їх затухання залежить як від ступеня акустичного опору середовища, що називається імпедансом, так і від довжини хвилі — частоти ультразвукових коливань. На межі двох середовищ з різними акустичними опорами ультразвукові хвилі частково відбиваються. Ступінь відбиття перебуває у прямій залежності від величини різниці в акустичних властивостях середовищ. Чим більша ця різниця, тим більша частина ультразвукового випромінювання відбивається від поверхні розділу тканинних середовищ. Так, на межі таких середовищ, як м'язова тканина — кістка, відбивається 30–40% енергії випромінювання (акустичний опір кісткової тканини значно відрізняється від опору м'яких тканин). Ще більшим є відбивання ультразвукових променів на межі м'яких тканин або рідини з газом: тут відбиття практично повне, тому що газове середовище зовсім не проводить ультразвукових хвиль. Цим пояснюється неефективність ультразвукового дослідження таких органів, як легені і кишківник, що містять велику кількість газу.

За допомогою системи спеціальних лінз ультразвукові хвилі при необхідності можна фокусувати. Розрізняють одномірний і двомірний способи біографії.

Одномірний, або А-метод, полягає в реєстрації на екрані осцилографа відображеного сигналу у вигляді піка на прямій лінії розгортки електричного променя.

Більш інформативний двомірний, або Б-метод, який базується на принципі сканування. Цей метод ще називають ультразвуковою томографією або ехотомографією. Він здійснюється рухами ультразвукового променя по поверхні тіла пацієнта. Сигнали, відбиті від акустично неоднорідних структур, перетворюються на екрані телевізійного дисплея в точки, що світяться. Їх сукупність формує двомірне зображення тієї чи іншої анатомічної формації. При використанні електронно-променевої трубки, яка має екран із сірою шкалою, інтенсивність точок залежить від інтенсивності сигналів, що в свою чергу пов'язано з акустичним опором тканин, які досліджуються. В цих випадках зображення виходить у різних відтінках сірого кольору, що відображає акустичну структуру шару людського тіла, який сканується (метод “сірої шкали”).

Рух скануючого променя над досліджуваним об'єктом може бути лінійним (паралельне переміщення), секторним (зі зміною кута нахилу скануючого променя) і конвексним (по дузі). Ці способи дослідження

можуть доповнювати один одного. При скануванні з частотою кадрів 16–30 за секунду виникає кінематографічний ефект, що дає можливість реєструвати рухи досліджуваних анатомічних формацій (клапани серця, міжпередсердні і міжшлуночкові перегородки, органи черевної порожнини) у їх природному часовому режимі. Це так звана ехографія в реальному масштабі часу.

Ультразвукові прилади імпульсно-доплерівського типу дають можливість реєструвати швидкість кровотоку в артеріях або венах. Такий спосіб успішно використовується для виявлення зони тромбозу або стиснення судини в діагностиці облітеруючого ендартеріїту, хвороби Рейно, тромбоемболічної хвороби. Показання до ультразвукового дослідження широкі. Воно застосовується для діагностики захворювань внутрішніх органів, зокрема, для виявлення об'ємних процесів у черевній порожнині, очеревинному просторі, в тазу, середостінні. Інформація, яку отримують, дозволяє судити про форму, розміри виявлених об'єктів, їх структуру,

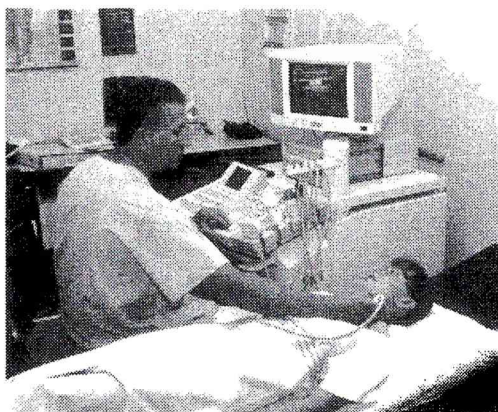


Фото 15. Ультразвукове дослідження щитоподібної залози.

наявність включень, щільність. Ефективне дослідження паренхіматозних органів: печінки, нирок, підшлункової залози та ін. Ультразвукові дослідження жовчного міхура і жовчних проток можуть замінити контрастне рентгенологічне дослідження цих органів (особливо при жовчокам'яній хворобі).

Роздільна здатність сучасних ультразвукових скануючих апаратів (мінімальна відстань між двома об'єктами, які розрізняються на екрані як окремі структури) – 1–2 мм. Для дослідження глибоко розміщених об'єктів

(плід, підшлункова залоза, головний мозок) застосовуються низькі частоти. При дослідженні невеликих об'єктів, розміщених близько до поверхні (око, щитоподібна залоза, судини), використовують прилади з високою частотою випромінювання (7,5 або 10 мГц).

4.2. Ультразвукова діагностика (УЗД) в клініці

Велике значення ультразвукове обстеження має в акушерстві і гінекології.

Завдяки можливості виявлення плідного яйця ехографія дає змогу визначити наявність і характер вагітності, починаючи з 2,5–3 тижнів. Дослідження дозволяє діагностувати самовільний аборт, позаматкову вагітність, передлежання і передчасне відшарування плаценти, вади розвитку плода і т.д. В гінекологічній клініці ультразвукове дослідження застосовується для виявлення доброякісних і злоякісних пухлин матки, яєчників, труб та інших захворювань жіночих статевих органів.

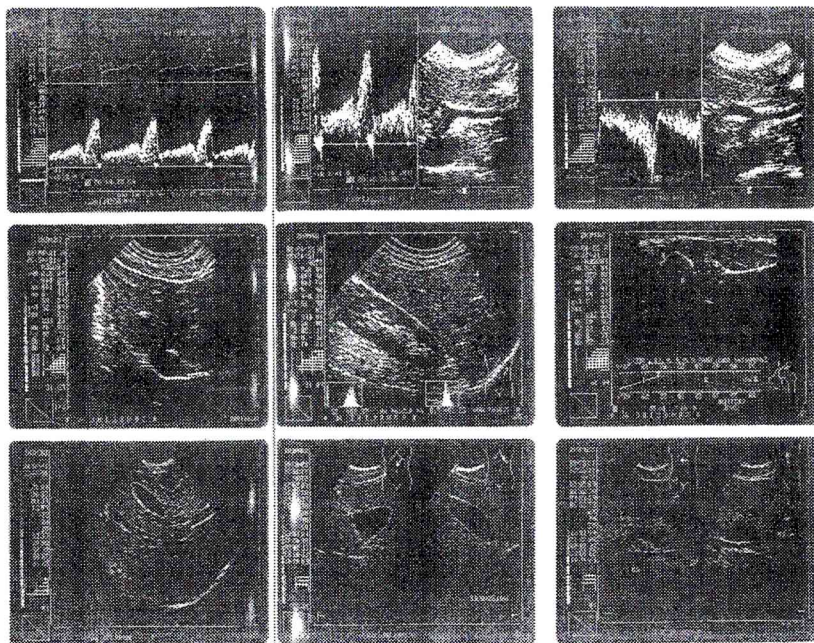


Фото 16. Результати ультразвукової діагностики.

Широко застосовується ехографія в офтальмології. Вона дає змогу визначити розміри кришталика, довжину осі ока, пухлини очного яблука і відшарування сітківки, помутніння в склоподібному тілі, сторонні тіла (в тому числі рентгеніпрозорі – уламки скла, дерева та ін.) Хоча за чіткістю зображення і наявністю деталей ультразвукові зображення в цілому поступаються рентгенографії, ехографія набула великого значення в діагностиці, і воно без сумніву буде зростати: це дослідження достатньо інформативне, відносно не складне, обходиться недорого і безперервно удосконалюється. Нині не можна собі уявити променевої діагностики без ультразвукової діагностики, важливим компонентом якої вона є.

В основі цієї здатності лежить ефект Доплера – зміна частоти звуку, який приймається при русі відносно середовища джерела або приймача звуку чи тіла, яке розсіює звук. Він спостерігається через те, що швидкість поширення ультразвуку в будь-якому однорідному середовищі є постійною. Якщо джерело звуку рухається з постійною швидкістю, то звукові хвилі, які випромінюються в напрямку звуку, ніби стискаються, збільшуючи частоту звуку. Хвилі, які випромінюються в зворотному напрямку, ніби розтягуються, викликаючи зниження частоти звуку. Шляхом порівняння початкової частоти ультразвуку зі зміненою можна визначити доплерівський зсув і розрахувати швидкість.

Для отримання доплерівської інформації використовують два типи пристроїв: постійно хвильовий та імпульсний. В постійно хвильовому доплерівському приладі датчик складається з двох трансдюсерів: один із них постійно випромінює, а другий постійно приймає ультразвук.

Імпульсний доплерівський режим базується на отриманні ультразвукового сигналу у вигляді окремих серій імпульсів.

Дуплексне сканування розроблене на початку 70-років (Barber et al., 1974) об'єднує можливості двовимірного зображення і ультразвукової доплерографії. Воно дає змогу бачити на екрані зображення судини і отримувати доплерівську інформацію.

Кольорове доплерівське картування полягає в накладанні закодованих різними кольорами напрямків і швидкостей кровотоку на двовимірне зображення серця, судин або органа. Червоний колір позначає напрям руху крові до датчика, синій – рух крові від датчика.

Енергетичне доплерівське картування. Технологія базується на аналізі амплітуди ультразвукових коливань, відбитих від рухомих об'єктів. Чутлива до малих швидкостей потоку, мало залежить від кута між ультразвуковим променем і кровотоком.

Злоякісні пухлини, тканини яких відрізняються підвищеним часом релаксації, дають слабкіші сигнали і меншу інтенсивність; на екрані дисплея добре видно м'які тканини тіла.

Важна перевага магнітно-резонансної томографії – можливість отримання зображення органів і тканин без небезпеки їх пошкодження,

чому не можна повністю запобігти при використанні іонізуючого випромінювання. Але магнітно-резонансна томографія теж має кілька недоліків: недостатня чіткість зображення внутрішніх паренхіматозних органів і кісток скелета, висока вартість апаратури та ін. Проте можливості, закладені в цьому новому методі, ще не повністю реалізовані.

5. РАДІОІЗОТОПНЕ СКАНУВАННЯ

Відкриття рентгенівських променів, як це часто буває з видатними подіями в науці, викликало ланцюгову реакцію, яка призвела до ряду інших великих досягнень.

Одним із них виявилось винайдення природної, а потім і штучної радіоактивності. Біля джерел цього нового напрямку фізики стояв французький учений, згодом член Паризької академії наук і лауреат Нобелівської премії Анрі-Антуан Беккерель.

Після повідомлення Рентгена про те, що відкриті ним невідомі промені виходять з флюоресціюючої ділянки вакуумної трубки, Беккерель вирішив з'ясувати, чи не є ці промені постійним супроводом флюоресценції. З цією метою він вивчив властивості ряду мінералів, які світяться в темряві після їх освітлення сонячними променями. Результати дослідів були негативними, але вони несподівано виявили, що деякі мінерали, незалежно від їх опромінення на сонячному світлі, мають властивість самовільно випускати промені, які за своїми фізичними властивостями близькі до рентгенівських. Ці промені генерувались мінералами, що містять солі урану. Довгий час промені, відкриті Беккерелем, носили його ім'я.

Дослідження Беккереля продовжили П'єр Кюрі і Марія Склодовська-Кюрі. Їм вдалося (в 1896 р.) відкрити елементи, зокрема радій і плутоній, які генерували іонізуючі промені в сотні разів інтенсивніше, ніж мінерали, вивчені Беккерелем. Властивість деяких мінералів виділяти промені, близькі до рентгенівських, була названа подружжям Кюрі радіоактивністю (від латинського *radius* – промінь).

Видатні відкриття Беккереля і подружжя Кюрі призвели до виникнення нової галузі – радіології, що відіграла визначну роль у науці і завершилася розщепленням атома зі всіма неймовірними наслідками цієї події.

В рік смерті Марії Склодовської-Кюрі (1934) її дочка Ірена Жоліо-Кюрі і її чоловік Фредерік Жоліо-Кюрі, які продовжували дослідження, відкрили штучну радіоактивність. Це визначне відкриття, також відзначене Нобелівською премією, стало основою нового напрямку променевої діагностики – радіоізотопного, або радіонуклідного дослідження.

Радіоізотопне дослідження, що нині широко застосовується, використовує введення в організм ряду так званих радіофармацевтичних препаратів—ізоотопів йоду, золота, технецію, ксенону і т.д.

За допомогою спеціальних реєструючих приладів визначаються швидкість проходження радіофармацевтичного препарату (РФП) через досліджувані органи, їх розподіл в органах і тканинах, а також швидкість очищення крові (так званий кліренс) всього організму від введених препаратів.

Серед різних методик радіоізотопного дослідження (радіографія, радіометрія) найбільш перспективні й ефективні сканування і сцинтиграфія.

Радіологічне сканування—спосіб отримання двовимірного зображення досліджуваних органів. Воно здійснюється за допомогою спеціального приладу (сканера), що викликає просування детектора над досліджуваною

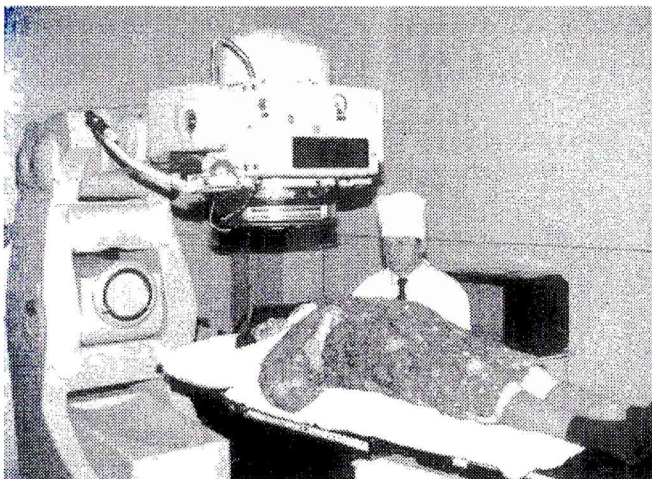


Фото. 17. Підготовка до лікувальної процедури на гаматерапевтичному апараті «Рокус - М» у Волинському облонкодиспансері.

частиною тіла; при цьому автоматично реєструються імпульси випромінювання, які за допомогою електронного блоку перетворюються в штрихові підмітки на папері. Штрихові рядки утворюють сканограму. За щільністю штриховки і характером її розподілу можна побачити інтенсивність накопичення РФП в різних ділянках органа, що вивчається.

Радіоізотопна сцинтиграфія використовує спеціальні гамма-камери для візуалізації розподілу радіофармацевтичного препарату у внутрішніх органах. З цією метою використовуються РФП, помічені гамма-випромінюючими радіонуклідами. На відміну від сканування, при сцинтиграфії реєстрація проводиться по всьому полю, що дає можливість за допомогою окремих кадрів з дуже короткими інтервалами уточнити характер пересування РФП у досліджуваному органі. Така сцинтиграфія називається динамічною на відміну від статичної, при якій проводиться тільки одна сцинтиграма.

Радіоізотопне дослідження дає змогу з'ясувати морфологію і функцію майже всіх органів і систем організму – слинних залоз, ендокринної системи (щитоподібної залози, наднирників, гіпофізу), селезінки, шлунково-кишкового тракту і т.д. (рис. 4).

Сканування і сцинтиграфія печінки дають змогу визначити форму органа, його розміщення, розміри, структуру. При цьому можна виявити вогнищеві зміни – кисти, метастази, абсцеси та ін. Динамічна сцинтиграфія

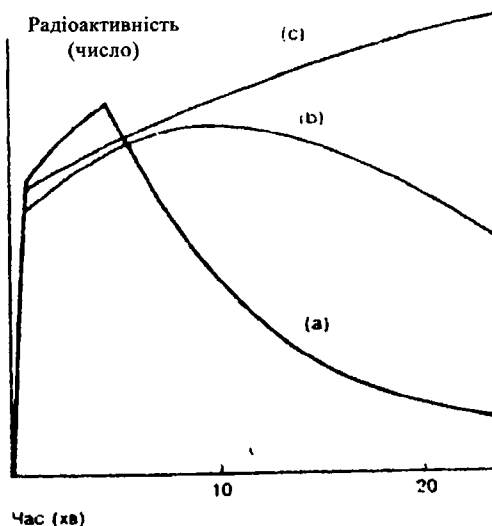


Рис. 4. Ізотопна ренограма: а) нормальна ренограма, на якій зображено три класичних фази; б) ренограма при стенозі ниркової артерії показує збільшений час проходження, затриманий пік і зменшену екскрецію; в) ренограма при повному закупоренні показує відсутність фази III і нахил кривої у фазі II, що свідчить про погіршення функцій нирки.

В-Додом-131 дозволяє визначити стан гепатобіліарної системи, а також підшлункової залози.

Сцинтиграфія міокарда за допомогою препаратів, які мають тропізм до цього органу, дає змогу визначити наявність інфаркту. Наявність пересуаних гамма-камер дозволяє проводити це дослідження в палаті.

Локалізацію і поширення пухлин та інших об'ємних утворень головного мозку можна визначити шляхом сцинтиграфії за допомогою Техніці-99.

Радіоізотопне сканування і сцинтиграфія часто доповнюють дані рентгенологічного дослідження. За чіткістю і демонстративністю морфологічних даних вони гірші від останнього, але дають інформацію про функціональний стан органів і систем людини.

Як і інші напрями променевої діагностики, рентгенологічний і радіоізотопний методи не тільки не конкурують один з одним, а навпаки, дають інформацію, необхідну для правильної і своєчасної діагностики.

6. ЕНДОСКОПІЯ

6.1. Апаратура

Сучасні медичні ендоскопи – складні оптико-механічні прилади. Вони складаються різними підрозділами, а також інструментами і кабелями для проведення біопсії, виконання отвірних тіл, електрокоагуляції, введення лікувальних засобів і бараннів, перенесення лазерного випромінювання тощо.

Розрізняють оглядові та операційні ендоскопи. Є ендоскопи для дорослих і дітей. Залежно від конструкції робочої частини, ендоскопи поділяють на жорсткі, які зберігають свою форму під час дослідження, і гнучкі, здатні змінювати конфігурацію робочої частини залежно від форми органів. У жорстких оптичних систем, як правило, лінзова, світло передається від джерела через колокопний світловід. Нині випускають жорсткі ендоскопи зі зворотньою оптикою, тобто з такими оптичними елементами, вісь яких у 10 разів більша порівняно з їхнім поперечним розміром. Це дозволяє збільшити всі параметри ендоскопа, збільшити майже в 3 рази світлосилу оптичної системи.

У гнучких колокопних ендоскопах оптична система в принципі влаштована так само, як і лінзова, але для перенесення зображення, що його дає об'єктив, замість лінзових кругових систем використовують гнучкий волоконний світловід з регулярно укладеними волокнами (розташування волокон на одному торці повинно точно відповідати розміщенню волокон на іншому

торці). Світло від джерела передається волоконному світловоду з нерегулярно розміщеними волокнами. В такому волоконно-оптичному ендоскопі зображення виходить растровим. Гнучкі ендоскопи мають керований робочий кінець, кут згину якого залежить від призначення апарата.

Розмаїття функціональних призначень ендоскопів визначає розбіжності їхньої конструкції. Наприклад, езофагогастродуоденоскоп із боковим розміщенням оптичної системи на кінці ендоскопа полегшує дослідження і маніпуляції на фатеровому соску. Езофагогастроскоп із торцевим розміщенням оптичної системи дає змогу здійснювати дослідження і лікувальні втручання в порожнині стравоходу і шлунка. Існують фіброскопи із різним оптичним збільшенням, які дозволяють виявити зміни слизової оболонки, що не доступні за звичайного візуального спостереження.

Розроблено панкреатохолангіоскоп. Цей прилад складається з двох ендоскопів – материнського і дочірнього. По додатковому каналу

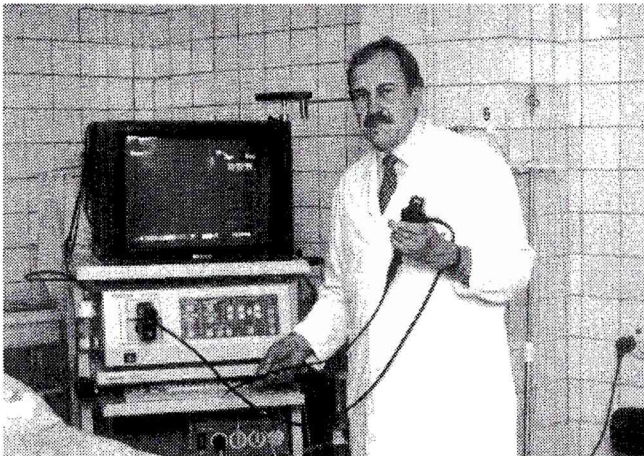


Фото 18. У сучасних фіброгастроскопах зображення виводиться на екран телевізора.

материнського фіброскопа проводять інструмент меншого розміру – дочірній, за допомогою якого після ендоскопічної папілотомії або через розширене гирло фатерового соска здійснюється огляд загальної жовчної протоки і протоки підшлункової залози.

Набули застосування гнучкі двоканальні ендоскопи. Наявність двох інструментальних каналів дає можливість одночасно використовувати

ний ендоскопічний інструментарій для різноманітних маніпуляцій. Крім того, виникли нові види ендоскопічних досліджень.

Ендоскопи піддають стерилізації в парах речовин, що мають бактерицидну дію (наприклад, в парах формаліну). Жорсткі ендоскопи можна стерилізувати в розчинах антисептиків (мурашина кислота або етиловий спирт). Стерилізація автоклавуванням для світловодів, оптичних трубок і пластмасових канюль неможлива, оскільки при цьому вони руйнуються. Після проведення дослідження ендоскоп ретельно промивається і очищається.

Інструментальний канал ендоскопа чистять спеціальною щіткою, після чого промивають і висушують стиснутим повітрям за допомогою спеціальних пристроїв. Всі допоміжні інструменти розбирають, промивають і ретельно висушують. Зберігають ендоскопи в спеціальних шифах або на столах у положенні, за якого не допускається деформація робочих частин апарата та їх випадкове пошкодження.

6.2. Ін'єкційна голка до гнучких ендоскопів

Незважаючи на успіхи, досягнуті в хірургічному лікуванні захворювань шлунково-кишкового тракту, останнім часом намітився ряд захворювань, при лікуванні яких стали надавати перевагу ендоскопічним методам. До них належать поліпи шлунка і кишківника, стравохідно-шлункові кровотечі, виражені портальною гіпертензією, хронічні і гострі ерозії, виразка шлунка.

Підвищення ендоскопічна техніка, що переживає період помітного розвитку, має забезпечити виконання необхідних хірургічних маніпуляцій, які проводяться через інструментальний канал гнучкого ендоскопа — видалення поліпів, висічення підслизових пухлин, електрокоагуляція артерійних судин, аплікації плівкоутворюючих розчинів, введення склерозуючих і лікарських речовин та ін.

Одним з розробок НПО «Медінструмент» — ін'єкційна голка до гнучких ендоскопів — призначена для ендоскопічного лікування ряду гострих і хронічних захворювань. Зупинка кровотеч з варикозно розширених вен стравоходу при портальній гіпертензії представляє складну невирішену проблему. Тампонада і діатермокоагуляція часто є безуспішними. В цьому випадку вибір вводять склерозуючий розчин (варикоцид 5% або тромбовар 1 %) через ін'єкційну голку у вени стравоходу вище та нижче джерела кровотечі. В шлунок склерозуючий розчин вводять на 1–2 см дистальніше дефекту слизової, що є джерелом кровотечі.

Голка широко застосовується для лікування гострих і хронічних виразок шлунка шляхом підслизового введення лікарських речовин. У діапазон ендоскопічної хірургії включено також видалення доброякісних пухлин шлунка, що розміщуються під слизовою оболонкою. В цьому випадку до накладання діатермічної петлі пухлину вилущують, використовуючи принцип гідравлічного препарування. По голці під тиском вводять розчин новокаїну під слизову шлунка, що призводить до механічного відшарування прилеглих тканин.

Вказані особливості експлуатації голки висувають високі вимоги до конструкції інструмента: це – легкість введення голки у тканини, міцність, достатня пружність, особливості загострення кінця голки та інші.

Ін'єкційна голка до гнучких ендоскопів складається з гнучкої металевої оболонки, міцно з'єднаної з корпусом, всередині якої знаходиться голка, герметично з'єднана з канюлею за допомогою найменшої трубки. При ін'єкції голка висувається з оболонки при переміщенні канюлі до дистального кінця. Діаметр її – 0,6 мм, середній термін застосування голки – 25 циклів.

6.3. Ендоскопія в клініці

Ларингоскопія. Гортань можна обстежити за допомогою дзеркала або ларингоскопа. Волоконно-оптичні прилади дають змогу одержувати збільшені зображення.

Бронхоскопія. Трахею та більші бронхи обстежують, використовуючи гнучкі волоконно-оптичні або жорсткі бронхоскопи. Таким чином виявляють структурні зміни: закупорювання чи деформацію. Можна зробити через інструментальний канал фібробронхоскопа біопсію слизової, браш-біоскопію (зішкрібання), взяти на аналіз промивні води з порожнини бронхів (аспірація) і провести цитологічне або бактеріологічне дослідження.

Діапазон безпосереднього обстеження обмежений розмірами субсегментарних бронхів, але іноді ділянки периферійних ушкоджень можна досягти за допомогою гнучких біопсійних щипців, які проводять під рентгеноскопічним контролем. Невеликі зразки легеневої тканини, одержані за допомогою щипців, які пройшли через бронхіальну стінку (трансбронхіальна біопсія), можуть виявити саркоїдну грануломатозну пухлину або злоякісні утворення.

Медіастіноскопія проводиться з діагностичною метою для взяття біопсії паратрахеальних біфуркаційних лімфовузлів для:

- 1) верифікації причин внутрішньогрудних аденопатій;
- 2) виявлення метастазів раку легень;
- 3) діагностики уражень лімфатичних вузлів середостіння

амілієнованих легеневих процесів.

Іноколи роблять видалення паратрахеальних кист, невеликих тимеом. Медіастіноскопія здійснюється через невеликий розріз у ділянці надгрудної ямочки.

Торакоскопія виконується за допомогою жорстких і гнучких торакоскопів з метою вивчення стану плеври і плеврального простору.

Показання до проведення: плеврити неясної етіології, спонтанний пневмоторакс, піопневмоторакс, пухлини плеври, вади розвитку парієтальної і вісцеральної плеври.

Методика проведення: через розріз у четвертому міжребер'ї в плеуральну порожнину вводиться торакоскоп, створюється штучний пневмоторакс (в порожнину плеври вводиться повітря і на 1/3–1/2 об'єму здійснюється колабування легені), проводиться огляд.

Методи волоконної оптики дають змогу обстежити стравохід, шлунок, дванадцятипалу кишку та кишківник в цілому. Ендоскопічні інструменти іноді можна використати для терапевтичних процедур, для виконання яких в іншому випадку застосовували б лапаротомію, наприклад, видалення поліпа. Жиреткі інструменти застосовуються для обстеження прямої і нижнього сигмовидного відділу товстої кишок (ректороманоскоп) та іноді стравоходу (езофагоскоп).

Верхня частина травного тракту

Езофагоскопія виконується за наявності дисфагії або коли результати обстеження з використанням барію свідчать про наявність пухлини чи стриктури. До інших показань належать підозра на езофагіт, порушення прохідження їжі. Можливе виконання ендоскопічних процедур, які включають розширення стриктури та ін'єкцію склерозуючої речовини для зупинки кровотечі з варикозних вен стравоходу.

Гістроскопія завжди рекомендована, коли після обстеження з використанням барію виявлено виразку шлунка, запідозрено наявність онкопатології. Тому для виключення злоякісності можна виконати біопсію.

Гістроскопія повинна виконуватися після кривавої блювоти, за наявності дисфагії або болю у верхній частині черевної порожнини та при обстеженні пацієнтів із симптомами, що з'являються після хірургії шлунка, коли інші методи важко визначити за допомогою рентгеноскопії.

Дуоденоскопія – обстеження дванадцятипалої кишки. Маніпуляція проводиться за допомогою спеціального апарата – гастродуоденоскопа з боковою оптикою. Дуоденоскопія дозволяє оглянути дистальні відділи дванадцятипалої кишки та сосок Фатера. При виявленні патології (папіліт, вклинення камінця і т. п.) робиться хірургічне втручання за допомогою спеціального інструментарію (папілотом, кошиком Дормія).

Ендоскопію найчастіше призначають амбулаторно, як правило, для пацієнта, що перебуває під впливом заспокійливих засобів. Після дванадцятигодинного голодування глотка анестезується за допомогою обприскування чи полоскання. Пацієнт допомагає проходженню інструмента шляхом ковтання; ця процедура неприємна, але не більш, ніж інші інтубаційні процедури. До можливих ускладнень належать перфорація стравоходу або шлунка у процесі проходження апарата, вдихання секреторної рідини, аритмія або зупинка серця, а також передача інфекції. Усі вони трапляються дуже рідко, коли не вжито належних застережних заходів, тому потрібно забезпечити можливість надання необхідної медичної допомоги.

Якщо це можливо, обстежуються одразу стравохід, шлунок і дванадцятипала кишка, оскільки наявність одного ураження не виключає можливості інших; подвійні ураження зустрічаються досить часто, наприклад, езофагіт і виразка дванадцятипалої кишки. Це особливо важливо, коли ендоскопія проводиться у хворих із частими випадками кривавої блювоти чи чорним випорожненням, оскільки може виникнути кілька джерел кровотечі.

Нижня частина травного тракту

Кожному хворому, який звертається зі скаргами на дискомфортні відчуття у кишковому тракті, кровотечу із заднього проходу, виділення слизу тощо, показане обстеження товстої кишки. Основними методами ендоскопічного обстеження товстої кишки є ректороманоскопія та колоноскопія

Ендоскопічним обстеженням товстої кишки завжди повинен передувати огляд ділянки заднього проходу і пальцеве дослідження прямої кишки.

Ректороманоскопія дає змогу безпосередньо оглянути внутрішню поверхню прямої і нижню третину сигмоподібної кишок, це основний метод розпізнавання захворювань цієї частини кишечника. Ректороманоскопія передбачає огляд анального каналу (аноскопія), прямої кишки (ректороманоскопія або проктоскопія) та нижньої третини сигмоподібної кишки (сигмоїдоскопія). Може також виконуватись біопсія слизової оболонки.

Метод дозволяє розпізнавати такі патологічні стани: неспецифічний виразковий коліт, гострі та хронічні специфічні коліти (дизентерійні, туберкульозні та ін.), венеричні захворювання, вади розвитку прямої кишки, поліпи, рак, геморої, папіліт, криптит, гострі та хронічні парапроктити.

Ректороманоскопія дає змогу виконувати ін'єкційну терапію геморою, видалення поліпів.

Колоноскопія дає змогу оглянути внутрішню поверхню всіх відділів товстої кишки. Обстеження здійснюється за допомогою гнучких ендоскопів з волоконною оптикою. Колоноскопія є тривалою маніпуляцією: на одне обстеження з підготовкою та подальшою дезінфекцією апаратури витрачається в середньому близько двох годин.

Вона дозволяє діагностувати запальні та пухлинні процеси товстої кишки, проводити біопсію слизової та видаляти поліпи.

Процедуру проводять хворим з:

- підозрою на пухлину у товстій кишці;
- виявленими при ректороманоскопії поліпами у прямій кишці;
- джерелами кровотечі невідомого походження;
- хворим з неспецифічним виразковим колітом та хворобою Крона;
- доброякісними утвореннями для їх ендоскопічного видалення.

6.4. Апаратура для ендоскопії, що зареєстрована в Україні

Таблиця 3.

Перелік зареєстрованої в Україні апаратури для ендоскопії:

Назва виробу	ID Виробник	№ наказу МОЗ	Дата наказу	№ посвідчення
1	2	3	4	5
Виробничий комплекс ендоскопічний ЕНДОСКАМ-480	Науково-виробнича компанія «АЗИМУТ»	120/2	30.05.01	190/2001
Ендоскопічне обладнання	WISAP GmbH	4	12.01.00	1653
Комплект обладнання для ендоскопічної віррулі	Olympus Optical Co.Ltd	171	14.07.99	1455
Комплект обладнання для ендоскопічної хірургії (інтратаніохірургічний)	Stryker Endoscopy	373	29.12.98	1030

Закінчення таблиці 3.

1	2	3	4	5
Комплект обладнання для ендоскопічної хірургії (артроскопічний)	Stryker Endoscopy	373	29.12.98	1029
Ендоскопічна відеоапаратура	KARL STORZ GmbH & Co	315	04.11.98	948
Обладнання для проведення ендоскопічних досліджень та оперативних втручань	KARL STORZ GmbH & Co	315	04.11.98	947
Прилади для ендоскопічної електрохірургії та літотрипсії	KARL STORZ GmbH & Co	315	04.11.98	946
Ендоскопічна оптика	KARL STORZ GmbH & Co	315	04.11.98	945

7. ТЕПЛОБАЧЕННЯ В МЕДИЦИНІ

7.1. Біофізичні аспекти теплобачення

Теплове випромінювання людського тіла знаходиться в інфрачервоній частині спектра. Ці промені вперше відкрив німецький вчений М.Гершель. В 1865 р. англійський фізик Максвел довів їхню електромагнітну природу. Інфрачервона частина спектра умовно поділяється на ближню (від 0,74 до 2,5 мкм), середню (2,5–50 мкм) і далеку (50–2000 мкм). У термографії застосовується далеке інфрачервоне випромінювання.

Випромінювання шкіри людини близьке до випромінювання абсолютно чорного тіла за тієї ж температури.

Інфрачервоне випромінювання пропорційне четвертому ступеню абсолютної температури людського тіла. Однак від чого залежить температура шкіри, як вона змінюється під впливом різних умов довкілля і стану самого організму? В чому специфіка розподілу шкірної температури?

Температура внутрішнього середовища організму залишається постійною у дуже вузьких рамках і дорівнює $37^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$ з певним добовим ритмом.

Сталість температури “ядра тіла” досягається за рахунок існування в організмі теплового балансу. Поле температур поверхні тіла формується завдяки двом групам впливів:

- фізичним — теплопровідність тканин через поверхню тіла;
- фізіологічним — конвекція за рахунок кровообігу в шкірі, випаровування, випромінювання.

В людському організмі внаслідок екзотермічних біохімічних процесів у клітинах і тканинах, а також за рахунок звільнення енергії, пов’язаної із синтезом ДНК і РНК, виробляється велика кількість тепла — 50–100 ккал/г. Це тепло розподіляється в організмі за допомогою циркулюючої крові та лімфи. Кровообіг вирівнює температурні градієнти. Кров завдяки високій теплопровідності, яка змінюється від характеру руху, здатна здійснювати інтенсивний теплообмін між центральними та периферичними ділянками організму. Найбільш теплою є змішана венозна кров. Вона мало охолоджується в легенях і, поширюючись по великому колу кровообігу, підтримує оптимальну температуру тканин, органів і систем. Температура крові, яка проходить по судинах шкіри, знижується на 2–3°C. При патології система кровообігу порушується. Зміни виникають тому, що підвищується метаболізм, наприклад, у вогнищі запалення. Збільшується перфузія крові і відповідно теплопровідність, що відображається на теплограмі появою вогнища гіпертермії.

Температура шкіри має свою визначену топографію. У новонароджених термотопографія шкіри відсутня. Найнижчу температуру (23–30°C) мають дистальні відділи кінцівок, кінчик носа, вушні раковини. Найвища температура — у пахвинній ділянці, промежині, ділянці шиї, епігастрії шік. Інші ділянки мають температуру 31–33,5°C. Добові коливання температури шкіри складають в середньому 0,3–0,1 °C і залежать від фізичного та психічного навантаження, а також інших факторів.

При інших рівних умовах мінімальні зміни температури шкіри спостерігаються в ділянці шиї і лоба, максимальні — в дистальних відділах кінцівок. Це пояснюється впливом вищих відділів нервової системи. У жінок часто шкірна температура нижча, ніж у чоловіків. З віком ця температура понижується і зменшується її мінливість під дією температури навколишнього середовища. При будь-якій зміні стабільності співвідношення температури внутрішніх ділянок тіла включаються терморегуляторні процеси, які встановлюють новий рівень рівноваги температури тіла із навколишнім середовищем. Про це ще в 1876 році писав Клод Бернар. В подальшому його положення були підтверджені і поглиблені дослідженнями на тваринах і людині.

У здорової людини розподіл температури симетричний відносно середньої лінії тіла. Порушення цієї симетрії і служить основним критерієм

тепловізійної діагностики захворювань. Кількісним вираженням термосиметрії служить величина перепаду температур. Назвемо основні причини виникнення температурної асиметрії: вроджена судинна патологія, яка включає пухлини судин; вегетативні порушення, які призводять до зміни регуляції судинного тону; порушення кровообігу у зв'язку з травмою, тромбозом, емболією, склерозом судин; венозний застій, ретроградний рух крові при недостатності венозних клапанів; запальні процеси, пухлини, які спричиняють місцеве посилення обмінних процесів; зміна теплопровідності тканин у зв'язку із набряком, збільшенням чи зменшенням шару підшкірної жирової клітковини.

Є дві основні точки зору на причини локальної гіпертермії. Засновник клінічної термографії Р.Лоусон вважав, що підвищена температура ділянки тіла при злоякісних новоутвореннях зумовлена підвищенням метаболізму малігнізованих клітин. В. Л.Таберн, Дж.Кірней, А.Доллоу, Ю.С.Вайль і Л.М.Варановський вважають, що причиною гіпертермії, перш за все, є посилення кровотоку.

Отже, термоасиметрія сама по собі не є безумовною ознакою патології. Існує так звана фізіологічна термоасиметрія, яка відрізняється від патологічної меншою величиною перепаду температури для кожної окремої частини тіла. Для грудей, живота і спини величина перепаду температури не перевищує 1 °С, для голови, верхніх і нижніх кінцівок, особливо дистальних відділів, вона в 10–15 % випадків може бути більша за 1 °С. Крім того, розрізняється і термографічна семіотика цих термоасиметрій.

Проте, кажучи про різні варіації температури шкіри в нормі і патології, не можна забувати про те, що всі ці процеси відбуваються в цілісному організмі і перебувають під контролем нейрогуморальної регуляції. Терморегуляторні реакції в людському організмі керуються гіпоталамусом (вони викликають глибину дихання, потовиділення, розширення периферичних судин). Реакції, спрямовані на утворення і збереження тепла (звуження судин і т. д.), обумовлені дією заднього гіпоталамуса. Виникнення тих чи інших реакцій пов'язане зі стимуляцією двох груп рецепторів: периферичних і центральних (розміщених в самому гіпоталамусі і поряд з ним). Від них імпульси йдуть по аферентних шляхах в гіпоталамус, а звідти по соматичних і автономних шляхах поширюються до виконавчих органів, здійснюючи регуляцію потовиділення судинного м'язового тону. Існують дані про зв'язок певних ділянок кори великих півкуль з деякими ділянками шкіри. Кіркові впливи можуть при певних умовах викликати неадекватно спотворені судинні реакції. Так, при гальмівному стані вищих відділів ЦНС включаються терморегуляторні реакції проти перегрівання. І навпаки, при збудженому

стані вищих рівнів ЦНС ініціюються реакції, які викликають посилення теплоутворювальних процесів.

Крім центральних, існують і місцеві механізми терморегуляції. Шкіра завдяки густій сітці капілярів, які знаходяться під контролем вегетативної нервової системи і здатні значно розширити чи повністю закрити просвіт судин, змінювати свій калібр у широких межах, — прекрасний теплообмінний орган і регулятор температури тіла.

Нервові зв'язки між шкірою і внутрішніми органами реалізуються у вигляді вісцero-шкірних рефлексів, що проходять за типом аксон-рефлексів чи сегментарних або проєкційних рефлексів. Імпульси з внутрішніх органів ідуть по аферентних шляхах в передні і бокові відростки спинного мозку, а звідти передаються на поверхню через ефекторні прегангліонарні і постгангліонарні симпатичні волокна. Найбільш чітко ці зв'язки проявляються при патології, коли виникають стійко існуючі шкірні зони зі зміненою чутливістю, трофікою, порушеними судинними, секреторними та іншими реакціями.

Під впливом різних факторів у людини протягом життя формується додаткова система проєкційних шкірно-вісцеральних взаємовідносин з багатьма, в тому числі судинними і трофічними ефектами. В результаті шкіра людини перетворюється в обширну зону, яка відображає процеси, які здійснюються у внутрішніх органах.

Температура шкіри і навколишніх тканин може мати мозаїчний характер внаслідок неоднорідності температур внутрішніх органів або навіть окремих ділянок того чи іншого органа. Потрібно звернути увагу на високі термоізолюючі властивості шкіри, які завдяки розгалуженій підшкірній судинній сітці перешкоджають контактній передачі термічних впливів всередину тіла і в зворотньому напрямку. Всі ці загальні і місцеві механізми терморегуляції впливають на фізичні та фізіологічні фактори, які обумовлюють особливості тепловипромінювання шкіри і характер тепловізійної картини. Таким чином, термографія — метод функціональної діагностики, який базується на реєстрації інфрачервоного випромінювання людського тіла, пропорційно до його температури. Розподіл та інтенсивність теплового випромінювання в нормі визначаються особливістю фізіологічних процесів, які відбуваються в організмі, а саме як в поверхневих, так і в глибоких тканинах та органах. Різні патологічні стани характеризуються термоасиметрією і наявністю температурного градієнта між зоною підвищеного чи пониженого випромінювання та симетричною ділянкою тіла, що відображається на термографічному малюнку. Цей факт має діагностичне і прогностичне значення, про що свідчать численні клінічні дослідження.

7.2. Тепловізійна техніка

Тепловізори, які використовуються нині в термографічній діагностиці, представляють собою скануючий пристрій, який складається із систем дзеркал, що фокусують інфрачервоні промені від поверхні тіла на чутливий приймач (фотоопір із сурм'янистого індію, активованого германію, із германію з додаванням цинку, золота і ртуті). Такий приймач потребує охолодження (використовується рідкий азот із температурою кипіння 77°K , рідкий водень із температурою кипіння 20°K , неон з температурою кипіння 27°K), яке забезпечує високу чутливість. В приладі теплове випромінювання послідовно перетворюється в електричний сигнал, який підсилюється і реєструється як півтонові зображення.

В тепловізорі “Рубін” випромінювання від об’єкта, відбившись від скануючого дзеркала і пройшовши оптичну систему, потрапляє в приймач (фото 19).

Модулятор періодично перекриває шлях потоку, який йде від об’єкта до приймача. В моменти перекриття у приймач потрапляє потік від еталонного випромінювача. Таким чином, на виході виникає змінна напруга, пропорційна різниці потоків, які потрапляють у прилад від об’єкта та від випромінювача для порівняння. При скануванні цей відмінний потік буде змінюватися згідно із зміною його яскравості.

Потім сигнал від приймача разом з компенсуючим сигналом, який виробляється блоком формування опірної напруги, надходить на вхід передпідсилювача. В результаті сигнал на виході передпідсилювача при середній яскравості об’єкта повинен дорівнювати нулю. Отже, середня величина яскравості тепловізійної картини пригнічується, і спостерігач бачить зміну її між окремими ділянками поверхні тіла, яка становить сотні і тисячі долі градуса.

Така особливість пристрою тепловізора пов’язана з тим, що в ділянці інфрачервоного спектра, яка відповідає максимальній енергії випромінювання тіла людини, повністю відсутній темний фон, а предмети, які оточують поверхню, мають близьку до неї температуру. Це призводить до дуже малої величини радіаційного контрасту. Після додаткового підсилення сигнал потрапляє на синхронний детектор, а потім на низькочастотний фільтр. На виході останнього виникає напруга постійного струму, величині і знаку якій відповідає відхилення температури точок об’єкта до середнього рівня, за яким здійснюється компенсація. Ця напруга йде на підсилювач постійного струму і потім реєструється на електрохімічному папері. Сьогодні використовуються тепловізори з оптико-механічним скануванням, у яких за рахунок просторової розгортки зображення здійснюється послідовне перетворення інфрачервоного випромінювання у видиме.

Найбільш вдалим є швидкодійні тепловізори, які працюють у реальному масштабі часу. Це, наприклад, прилад ТВ-03, який складається із тепловізійної камери і відеоконтрольного пристрою. Для здійснення лінійного розгалуження в камері є восьмиреберна призма із кремнію, яка обертається. Зображення, як правило, фотографується з екрана електронно-

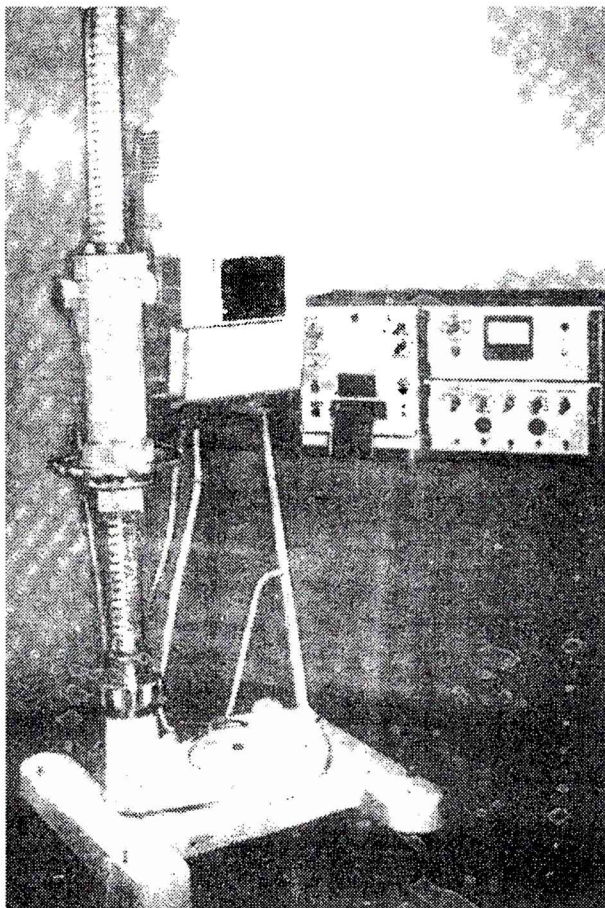


Фото 19. Тепловізор типу «Рубін».

променевої трубки. При тепловізорі існує спеціальна приставка, що дозволяє визначити температуру з точністю до $0,4^{\circ}\text{C}$ і автоматично вимірює величину будь-яких площин об'єкта, які мають заданий температурний діапазон.

Серед зарубіжних тепловізорів найбільш відомі АГА-680 (Швеція); Інфра-Ай-103 (Японія); Камера Бофора (Швеція) і Камера Бернса (США). П.Ньюмен запропонував спосіб підсилення низькоконтрастних деталей за рахунок висококонтрастних (таких, як образ тіла хворого), який полягає в тому, що в ділянці частотного поділу кожний сірий відтінок належить до більш вузького ряду температурних значень, ніж насправді. Зокрема, АГА-680 складається із тепловізора, кольорового монітора, адаптера термопрофілю і монітора (осцилографа) із запам'ятовуючим пристроєм, що дозволяє отримати не тільки зображення температури на екрані дисплея, але і засобом переміщення скануючої лінії на екрані тепловізора графічно відобразити температурний профіль зі всіма особливостями, зумовленими фізіологічними і патологічними процесами. Крім профільного, на тепловізорі АГА-680 можна отримати і рельєфне зображення, яке одночасно показує температурні рівні всієї обстежуваної ділянки. До переваг тепловізора належить також висока дієздатність ($0,2^{\circ}\text{C}$ при кімнатній температурі), можливість зміни температури в діапазоні до 2000°C при температурі навколишнього середовища від $15-155^{\circ}\text{C}$.

Загальним недоліком існуючих тепловізорів є необхідність їх охолодження до температури рідкого азоту, що обумовлює їх обмежене використання.

Результат останніх досягнень приладобудування — прилад Телебатоскоп-3 (фото 20), який поєднує в собі можливості рентгенівського і тепловізійного пристроїв. На одному телеекрані можна виділити рентгенівське, а також інфрачервоне зображення окремих ділянок тіла людини. Кожне доповнює інше. При цьому можна вивчати рідкі поєднання всіх трьох зображень, суміщених, частково витіснених і розділених. Реєструються певні для даного захворювання взаємозв'язки між виявами порушень функцій організму. Їх порівняльний аналіз відкриває нові діагностичні можливості.

Звертають на себе увагу тепловізійні прилади, які працюють у міліметрових діапазонах довгих хвиль. За повідомленням П.Р.Кейкака, зібрані і випробувані два нових види тепловізорів, чутливих до міліметрових електромагнітних хвиль. Ці прилади вловлюють хвилі на три ступеня довші, ніж інфрачервоні. Такі хвилі проникають на більшу глибину порівняно з тими, які вловлює звичайний інфрачервоний тепловізор. Прилади можуть розрізняти коливання температури до десятих градуса у тканинах, розміщених на кілька міліметрів всередину від поверхні шкіри. Звичайний тепловізор реєструє випромінювання з поверхні тіла.

Радіотермографи, які працюють у міліметровому діапазоні довгих хвиль, призначені для виявлення злоякісних новоутворень молочних, щитоподібної

залоз і деяких відділів головного мозку. Вони незамінні для виявлення пухлин і запалення неглибокої локалізації, тому що дозволяють забезпечити найбільш високу дієздатність і усереднення температури за найменшим обсягом. Це особливо цінно для виявлення пухлин у початковій стадії, коли варіабельність їх температури з навколишнім середовищем невелика.

Роблячи підсумок огляду сучасної тепловізійної техніки, хотілося б вказати на основні шляхи і перспективи її вдосконалення. Це, по-перше,

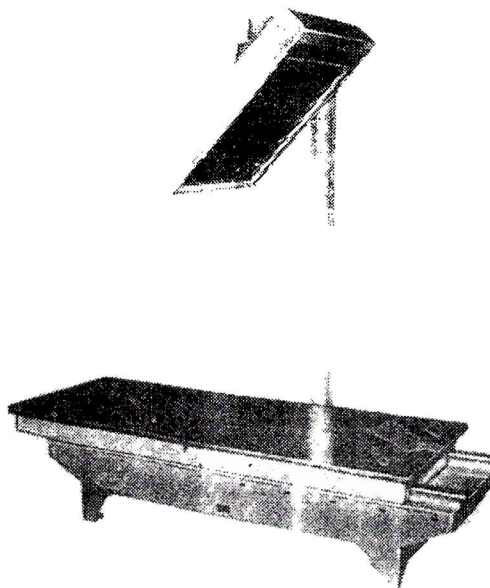


Фото 20. Тепловізійний діагностичний комплекс МЗД-1.

підвищення рівня чіткості і ступеня контрастності тепловізійних зображень, створення відеоконтрольних приладів, які дають збільшення відтворення теплового зображення, а також подальша автоматизація досліджень і використання ЕОМ. По-друге, вдосконалення методики тепловізійних досліджень різних видів захворювань. Тепловізор повинен давати інформацію про площу кожної ділянки зі зміною температури і координати фіксованого теплового поля. Планується створити прилади, в яких можна мимовільно змінювати збільшене зображення, фіксувати амплітудний поділ температури по горизонтальній та вертикальній осях. Крім того, необхідно сконструювати прилад, здатний інтенсифікувати розвиток досліджень

механізму теплопередачі і кореляції теплових полів, за якими спостерігають, із джерелами тепла всередині тіла людини. Це дозволяє розробити уніфіковані методики тепловізійної діагностики. По-третє, потрібно продовжити пошук нових принципів роботи тепловізорів, які працюють в більш довгохвильових ділянках спектра з метою реєстрації максимуму теплового випромінювання тіла. В перспективі також можливе вдосконалення приладів для надчутливого вловлювання електромагнітних коливань дециметрових, сантиметрових і міліметрових діапазонів.

7.3. Методики тепловізійного дослідження

Коливання температури шкіри залежить від ряду чинників. До них належать: судинні реакції, швидкість кровотоку, наявність локальних або загальних джерел тепла всередині тіла, регуляція теплообміну одягом, випаровування. Крім того, можливі погрішності з вимірюванням температури за рахунок дії випромінюючих предметів навколишнього середовища. Поки вплив усіх цих факторів не усунено або не враховано при заключному визначенні результату вимірювання, до того часу неможливо об'єктивно судити про температуру людського тіла після одноразового її вимірювання. Г.Рудовський, враховуючи даний момент, склав таблицю, яка дає змогу визначити величини поправок до абсолютних значень температур. Згідно з його розрахунками, різниця між істинною і допустимою температурою частіше всього складає 1–3°C.

Точність вимірювання зростає, якщо зняти з обстежуваного одяг, а з приміщення винести об'єкти, більш теплі або більш холодні, ніж повітря в кімнаті. Оптимальною для обстеження вважається температура повітря 22°C.

Перед проведенням тепловізійного дослідження хворий повинен адаптуватися до температури навколишнього середовища. Оптимальним і достатнім є 20-хвилинний період адаптації. Виділено два типи адаптації у людей:

- *первинний тип* – стійкий. Характеризується високим ступенем адаптації. У людей, які належать до цієї групи, спочатку помічається невеликий спад температури на 0,3–0,5°C при природному охолодженні і швидке відновлення температури шкіри до початкового рівня;
- *другий тип* – нестійкий. В цьому випадку існують порушення фізичної терморегуляції або функціональні розлади судинної системи без клінічних виявів. Температура шкіри дещо стабілізується на 40–60-й хвилині, залишаючись пониженою. У хворих з патологією судин відзначаються різкі порушення адаптаційних процесів.

Вибір відстані від хворого до екрана тепловізора залежить від технічних можливостей приладу. Оптимальна відстань від тепловізора до об'єкта становить 2–4 метри.

З літератури описується декілька методів тепловізійних досліджень. ІІІ.Ж.Губер виділяє два основних види термографії: контактна холестерична термографія і телестермографія.

Телестермографія базується на перетворенні інфрачервоного випромінювання тіла людини в електричний сигнал, який візуалізується на екрані тепловізора.

Контактна холестерична термографія базується на оптичних властивостях холестеричних рідин кристалів, які проявляються зміною забарвлення при нанесенні їх на термовипромінюючі поверхні. Найбільш холодним ділянкам відповідає червоний колір, найбільш гарячим – синій. На шкіру наносять композиції різних кристалів, які володіють термочутливістю в межах 0,001 °C і реагують на тепловий потік шляхом перебудови молекулярної структури. Розсіяне денне світло, потрапляючи на кристали, розділяється на два компоненти, в одного з яких електричний вектор повертається за годинниковою стрілкою, а в іншого – проти. Залежно від типу речовини одна із компонент пропускається, а інша відображається. Саме ця властивість і обумовлює характерний райдужний колір холестеричної речовини, коли вона освітлюється білим світлом. Та чи інша багатокольорова картина залежить від виду речовини, температури досліджуваної поверхні, кутів падіння і відображення світлового потоку.

Для контактної апікаційної термографії необхідний чорний екран, забарвлююча речовина якого (газована сажа) поглинає інфрачервоне випромінювання шкіри і передає його рідкому кристалу. Крім того, чорна підкладка захищає шкіру від дії кристала і збільшує контраст кольорів термограми. При порівнянні чорно-білого зображення на камері з холестеричним зображенням при дослідженні ста пацієнтів із захворюваннями молочних залоз дослідники у всіх випадках одержували подібні або ідентичні результати. Але, на їх думку, метод холестеричної термографії має перевагу для скринінгу групи хворих з високим ризиком розвитку переміни молочної залози. Для уточнення діагнозу рекомендується застосовувати динамічну телестермографію поряд з маммографією і цитопункцією.

Телестермографія дає більш диференційовану і детальну термографічну картину. Що стосується рідкокристалічної термографії, то при використанні цього методу маємо перебільшені значення абсолютної температури. Але, враховуючи той факт, що основним параметром для інтерпретації

зображення є температура, то цей метод також знайшов успішне застосування в діагностиці захворювань.

Суттєвим недоліком вимірювання теплового випромінювання в інфрачервоному діапазоні є те, що воно може пояснити лише реакції на поверхні тіла. В.С.Троїцький в 1981 році запропонував використовувати принцип тепловедення в санти- і дециметрових діапазонах, що дозволяє визначити температурні коливання більш глибоких ділянок тіла. Для підвищення чутливості приладу використовуються спеціальні приймачі випромінювання – радіометри з накопиченням, які застосовуються в радіоастрономії. Ці прилади здатні сприймати випромінювання, інтенсивність якого набагато менша власних шумів приймача.

Після аналізу різних методів тепловедення постає питання про способи інтерпретації термографічного відображення. Існують візуальний і кількісний способи оцінки тепловізіонної картини.

Візуальна (якісна) оцінка термографії дозволяє визначити розміщення, розміри, форму і структуру вогнищ підвищеного випромінювання, а також орієнтовно оцінювати величину інфрачервоної радіації. Однак при візуальній оцінці неможливо точно виміряти температуру. Крім того, саме підвищення допустимої температури в термографії є залежним від швидкості розгортання і величини поля. Труднощі для клінічної оцінки результатів термографії полягають в тому, що підвищення температури на невеликій за площею ділянці є малопомітним. В результаті невелике за розміром патологічне вогнище може бути не виявлене.

Більш ефективною є кількісна (радіометрична) оцінка, яка дає змогу виміряти температуру і визначити різницю температур, здійснювати статистичну обробку отриманого матеріалу, а також використовувати ЕОМ для аналізу температури в певних ділянках і зонах досліджуваного об'єкта.

Застосування ЕОМ дозволить враховувати також таку величину, як коефіцієнт взаємної кореляції між симетричними ділянками зображення (для оцінки ступеня термоасиметрії).

Радіометричний підхід дуже перспективний. Він передбачає використання найсучаснішої техніки і може застосовуватись для масового профілактичного обстеження, отримання кількісної інформації про патологічні процеси в досліджуваних ділянках, а також для оцінки ефективності термографії.

7.4. Теплобачення в клініці

Онкологія. Одним із факторів, що впливають на смертність від злоякісних новоутворень, є їх пізнє виявлення і як наслідок – неможливість своєчасного надання ефективної медичної допомоги. Внаслідок цього

особливо важливим є пошук методів, які б могли сприяти покращенню ранняї діагностики злоякісних новоутворень.

Нині в онкологічній клініці теплобачення використовують поряд із такими загальноприйнятими методами, як рентгенологічне обстеження і радіоізотопне сканування. Теплобачення полегшує вирішення багатьох завдань, які постають перед клініцистом-онкологом. В першу чергу, мова йде про диференціальну діагностику злоякісних і доброякісних новоутворень. Успішне вирішення цього завдання визначає подальшу долю хворого, дає змогу своєчасно вибрати правильний метод лікування. По-друге, за допомогою теплобачення можна визначити ступінь погіршення пухлинного процесу, ушкодження тих чи інших структур органів. По-третє, цей метод дає можливість прогнозувати перебіг захворювання, визначити так званий ступінь злоякісного пухлинного росту, його швидкість.

Застосування теплобачення сприяє більш ранньому виявленню рецидивів і метастазів, а також більш об'єктивній оцінці ефективності консервативних методів лікування (променевого і медикаментозного) злоякісних новоутворень. Особливу допомогу може надати динамічна термографія (термографія з використанням різних функціональних проб). І нарешті, необхідно підкреслити величезне значення теплобачення як неінвазивного методу, який легко і швидко застосовується при проведенні масових профілактичних оглядів населення з метою виявлення новоутворень.

Термографія дозволяє одержати інформацію про швидкість метаболічних процесів у тканинах (і цим самим про швидкість росту пухлини). Її допомогою термографії отримують і деякі фізіологічні дані. Але ця можливість в даному відношенні особливість методу є й причиною помилок: значне прискорення метаболізму в тканинах або доброякісних пухлинах з швидким ростом дає неправильні результати. Навпаки, рак з повільним ростом (переважно високодиференційований) може не одержати термографічного підтвердження навіть при наявності клінічних проявів захворювання. Труднощі виникають і при виявленні пухлин малого таза.

Виділяють три групи пухлин.

1. Добре реєструються на термограмах. Це пухлини молочної залози, шкіри, кісток, м'яких тканин, щитоподібної залози, ЛОР-органів, лімфатичної системи.

2. Новоутворення, термографічна характеристика яких ще недостатньо вивчена і не може служити основою для певного висновку. Це пухлини шлук, сечового міхура, шийки матки, заочеревинного простору, печінки, слинних залоз, центральної нервової системи.

3. Не проявляються із достовірністю на термограмах. Тут мають на увазі неопластичні процеси в легенях, стравоході, шлунку, тонкій і товстій кишках, у тілі матки, яєчниках.

Необхідно зазначити, що можливість отримання неточних результатів при термографії є серйозним обмеженням для застосування тепловачення в онкології. Однак недоліки є у кожного діагностичного методу. Добрі результати можуть бути отримані при комплексному використанні декількох видів обстеження (наприклад, мамографія, ехографія, пункційна біопсія і тепловачення при патології молочних залоз).

Термографія в клінічній практиці вперше була застосована саме для діагностики пухлин молочних залоз. Адже тепловачення переважно допомагає зробити висновок про інфрачервоне випромінювання поверхні тіла. Крім того, температура молочної залози нижча, ніж температура грудної клітки, і визначення її межі не викликає труднощів. У 1969 р. Драпер і Джонсон запропонували класифікацію варіантів температурних розподілів, яка і нині використовується багатьма дослідниками. Згідно з цією класифікацією можливі чотири типи нормальної термографічної картини молочних залоз:

- аваскулярний або холодний (термографічна картина показує на проекції молочних залоз гомогенні округлі тіні з нерівними контурами у верхніх і нижніх квадрантах);
- васкулярний (на термограмі видно вени у вигляді чітких світлих тіней);
- плямистий (на термографічній картині переважає не лінійний, а плямистий малюнок температурного розподілу);
- сітчастий тип.

Перший тип зустрічається переважно у молодих жінок, що не народжували, а інші – у жінок, що годують грудьми і в період клімаксу.

Незважаючи на різницю між термограмами цих чотирьох типів, у всіх випадках у здорових жінок розподіл температур по поверхні обох молочних залоз симетричний. Це є важливою ознакою, яка дозволяє відрізнити норму від патології.

Нині добре вивчена термосеміотика злоякісних процесів молочних залоз.

До основних термографічних ознак патології належать вогнищева гіперемія, асиметрія структури зображення, гіпертермія в ділянці ареалу, а також деформація контуру молочної залози.

Інформативність тепловізійного обстеження залежить від особливостей морфології пухлини, клініки і перебігу захворювання. Великий вплив на результат мають такі фактори: розмір пухлини (при розмірах пухлини до 2 см діагноз “рак” ставиться в 60% випадків онкологічного захворювання,

якщо вони не перевищують 5 см – в 75% випадків); темп росту (при повільному збільшенні пухлини співпадання термографічних висновків з діагнозом раку молочної залози становить 82%, у випадках помірного росту – 88%, а при швидкому – 100% випадків); гістологічний тип пухлини (найменш чітко виявляються високодиференційовані пухлини).

Особлива цінність теплобачення полягає в тому, що воно дозволяє визначити швидкість пухлинного росту і цим самим прогнозувати перебіг процесу.

Невеликий рак з яскравою термографічною характеристикою дає більш несприятливий прогноз, ніж велика, але термографічно “холодна” пухлина.

Для поліпшення якості тепловізійної діагностики використовуються функціональні, медикаментозні, теплові і холодкові проби.

Для підсилення термографічного інфрачервоного відображення використовують глюкозу. Це пов’язано з тим, що будь-яка злоякісна пухлина становить собою своєрідну “пастку глюкози”. Оскільки ракові пухлини використовують глюкозу в багато разів швидше, ніж вона надходить у пухлину, то вони весь час перебувають у стані вуглеводного голодування. Якщо в подібній ситуації ввести в організм глюкозу, то вона негайно буде захоплена малігнізованими клітинами і їх енергетичний баланс підвищиться, що проявляється гіпертермією на термограмі.

Методика глюкозного навантаження така: після попередньої термографії внутрішньовенно струменево вводиться концентрований розчин глюкози. Потім протягом години здійснюється динамічне тепловізійне спостереження за пацієнтом, при цьому термограми знімаються через 10, 20, 30, 40, 50 і 60 хвилин.

Результати функціонального навантаження досить інформативні. Так, при дисгормональних захворюваннях молочних залоз і доброякісних пухлинах термографічна картина після вуглеводного навантаження не змінюється. В деяких випадках незначна термоасиметрія, яка уже наявна, збільшується на 0,1–0,3°C. Зустрічаються варіанти, коли на 30–40-й хвилині від початку обстеження спостерігається максимум випромінювання з подальшим випромінюванням до кінця першої години. Виявляється, що із всіх доброякісних захворювань найбільш чутливо на вуглеводне навантаження реагують ті мастопатії, що мають ознаки проліферації епітелію. Великий перепад температур після введення глюкози дають сосочкові цистаденоми – утворення, які мають доброякісний характер. Тому їх важко диференціювати від раку.

Другий вид “динамічної” термографії – температурні (холодові і теплові) проби. Вони використовуються переважно для обстеження

судинних реакцій. При виконанні холодної проби ділянку тіла, яку обстежують, занурюють у воду (температура води в більшості випадків дорівнює 4–6 °C) на 1 хвилину, після чого її виймають, висушують серветкою і розташовують перед камерою тепловізора.

Аналогічно робиться і тепла проба, тільки в цьому випадку прикладають ґрілку з температурою води близько 40°C.

Дамо перелік критеріїв злоякісних пухлин молочної залози. По-перше, гіпертермія ділянки молочної залози, яка поєднується із парадоксальною реакцією на холодовий подразник.

По-друге, виявляються ділянки гіпертермії з підвищеною температурою щодо навколишнього фону більше ніж на 0,8°C. Вони характеризуються спочатку активною реакцією на холод, яка під час наступного спостереження замінюється парадоксальною або сповільненою. Переважно такі зміни відповідають першій стадії раку молочної залози.

По-третє, ознакою раку є дифузне збільшення температури в ділянці всієї молочної залози, яка не знижується після проби з охолодженням. При цьому “гарячі” надключичні і підключичні ямки свідчать про метастазування у відповідні лімфатичні вузли.

По-четверте, парадоксальна реакція на холод в цілому свідчить про наявність новоутворення (особливо, якщо температура гіпертермічної зони перевищує температуру чола).

По-п’яте, підозрілими на раковий процес є зони гіпертермії з перепадом температури понад 0,5°C з парадоксальною холодовою пробою. Достовірність цієї ознаки зростає за умови підвищення температури підозрілої зони до температури чола, а також при наявності «гарячих» шляхів відтоку лімфи.

Кардіологія й ангіологія. Тепер уже ніхто не заперечує того факту, що тепловізійне обстеження посіло значне місце в комплексі функціональних та інструментальних методів обстеження хворих із пошкодженням судин.

Необхідно зазначити, що термографія знайшла застосування переважно в діагностиці судинної патології, яка належить до компетенції хірургічної клініки. Значно рідше тепlobачення застосовується для діагностики таких захворювань, як гіпертонічна хвороба, нейроциркуляторна дистонія, ішемічна хвороба серця.

Тепlobачення широко застосовується для діагностики гострих і хронічних облітеруючих захворювань артерій і вен, артеріовенозних анастомозів, аневризму артерій кінцівок і черевної аорти, діабетичних ангіопатій.

У здорових людей тепловізійна картина нижніх кінцівок характеризується симетричним поділом температури, однак найбільш “гарячими” є середня третина гомілки і стегна. Дещо нижчою є температура над колінними, гомілково-ступневими суглобами і пальцями стоп. Температурний градієнт між пальцями ступні і середньою третиною стегна становить у середньому $2,2 \pm 0,1$ °C.

При різних облітеруючих захворюваннях судин нижніх кінцівок термограма різко змінюється. Першою ознакою патології є термоасиметрія, яка, перш за все, виникає в дистальних відділах нижніх кінцівок. Крім цього, значно зростає різниця температури між найбільш “гарячими” і найбільш “холодними” ділянками кінцівок.

За допомогою тепловізійного обстеження можна виявити наявність поверхневих варикозних вен. Методика їх виявлення базується на тому факті, що при недостатності клапанів перфоративних вен виникає зворотній стік крові із глибоких вен у поверхневі. Оскільки температура у глибоких венах вища, то внаслідок цього відбувається підвищення температури шкірних покривів, що прилягають до поверхневих вен.

У випадку, коли розвивається гострий тромбофлебіт поверхневих вен, виникає локальне підвищення температури в проекції вени та навколишніх тканин.

При тромбозі глибоких вен на екрані тепловізора також можна побачити ділянку гіпертермії, яка відповідає поширенню процесу.

Тепловізійне обстеження дає інформацію й у випадках гострих оклюзивних пошкоджень артерій. За допомогою цього обстеження можна встановити рівень і термін емболії судини. Так, в ранні терміни емболії периферичних артерій рівні переходу “гарячих” зон в “теплі” (або так звані “зони похолодання”) знаходяться на 8–10 см дистальніше закупорки магістральних артерій. У пізні терміни “холодна” зона розташовується в дистальному відділі кінцівки, “зона похолодання” — дещо вище, але завжди нижче, ніж при ранній емболії. Цей метод досить перспективний у диференціальній діагностиці деяких захворювань (наприклад, облітеруючого ендартеріїту, облітеруючого атеросклерозу, хвороби Рейно).

Для облітеруючого ендартеріїту характерна різка зміна температурного фону кінцівки із теплого на холодний. Це так званий симптом “ампутації”, який полягає у значному “похолоданні” дистальних відділів кінцівок. Термограф у цьому випадку перестає світитися.

При облітеруючому атеросклерозі, навпаки, перехід від “теплої” зони до “холодної” поступовий і завжди супроводжується пониженням температури на стегні.

В цілому тепловізіynu картину при даній патології визначає характерний плямистий малюнок. При хворобі Рейно переважно спостерігається воронкоподібне зменшення теплового випромінювання в напрямку до дистальних відділів гомілки.

Важливе місце в тепловізіній діагностиці судинної патології займає обстеження діабетичних ангіопатій. Судинні ускладнення при цукровому діабеті заслуговують особливої уваги, адже вони є основною причиною інвалідності і смертності пацієнтів. Виділяють три форми діабетичних ангіопатій: облітеруючий атеросклероз, діабетична мікроангіопатія, поєднання атеросклерозу артерій нижніх кінцівок із пошкодженням дрібних судин.

Судинні ураження нижніх кінцівок в основному діагностуються з моменту появи клінічних симптомів, частіше всього при поєднанні ураження капілярів специфічним діабетичним процесом із атеросклерозом середніх і великих артеріальних судин.

Досить цікавими є досягнення останніх років у диференційній діагностиці таких захворювань, як гіпертонічна хвороба, нейроциркуляторна дистонія та ішемічна хвороба серця.

Гіпертонічна хвороба характеризується наявністю вираженої реакції на температурний подразник і тривалим відновленням температури кінцівок під час холодової проби. Можлива і термоасиметрія (у 55% хворих). Тривалий судинний спазм після холодової проби пов'язаний зі зміною стінки судин, підвищенням вмістом у ній іонів натрію і, можливо, збільшенням концентрації реніну в крові.

При ішемічній хворобі серця на термограмах часто (у 65% хворих) відзначається вихідна термоасиметрія, зона гіпертермії в ділянці лівої руки і ноги, симптом "ампутації" фаланги кистей (у 52% хворих) і стоп (у 64% хворих), а також сповільнена холодова реакція. Зниження температури лівої ноги обумовлене атеросклеротичними змінами в судинах нижніх кінцівок, а зниження температури лівої кисті – рефлекторними механізмами.

Теплобачення виявилось ефективним методом в диференційній діагностиці реноваскулярної гіпертонії. За його допомогою вдається вирішити питання про те, що є причиною гіпертензії: звуження (оклюзії) ниркової артерії, пухлина наднирників чи власне гіпертонічна хвороба. При звуженні або оклюзії ниркової артерії відзначається асиметрія температурної топографії ділянки нирок зі зниженням температури на боці ураження, при пухлинних процесах наднирників спостерігається гіпертермія відповідної ділянки, що пов'язано з посиленням метаболізму перероджених тканин, при гіпертонічній хворобі ніяких змін у температурному розподілі не помічається.

Захворювання печінки і жовчовивідних шляхів. Достовірна термографічна картина наявна при гострому або ускладненому хронічному холециститі. Достовірні дані отримані при обстеженні хворих за допомогою методу аплікаційної кольорової рідкокристалічної термографії на кафедрі госпітальної хірургії лікувального факультету Московського медичного стоматологічного інституту. Метод дозволяє зробити висновок про вираженість запального процесу.

При хронічному холециститі, ускладненому холангітом, обструкційною жовтяницею або вторинним панкреатитом, термографічна картина більш достовірна (вона характеризується вираженою термоасиметрією). Позитивні результати в діагностиці цієї патології, за даними різних дослідників, отримані в 72–79%.

Особлива цінність тепловізійного обстеження при захворюваннях печінки і жовчовивідних шляхів полягає в тому, що метод дозволяє краще оцінити характер запального процесу, локалізацію і ступінь вираженості його у хворих холециститами і хронічними гепатитами у фазі загострення.

Термографія сприяє ранньому виявленню портальної гіпертензії. При цьому варикозно розширені вени портокавальних анастомозів показані зонами підвищеного світіння. Зазначено, що після кровотеч із варикозних вузлів світіння знижується, а потім знову збільшується при підвищенні ступеня портальної гіпертензії. При прогресуючій портальній гіпертензії в проекції печінки і збільшеної селезінки помітні також стовпоподібні тяжі гіпертермії.

Зона гіпотермії в ділянці передньої черевної стінки і гіпогастральній ділянці свідчить про асцит.

Метод теплобачення дає змогу виявити метастази злоякісних пухлин у печінці. Збільшення інфрачервоного випромінювання залежить як від підвищеного метаболізму в пухлинних вузлах печінки, так і від запального процесу, який викликаний застоєм жовчі у протоках.

При гострому панкреатиті з ізольованим ураженням підшлункової залози зона підвищеного інфрачервоного випромінювання розташовується в епігастральній ділянці і лівому підребер'ї. Позитивні термографічні результати отримані в 78,8% випадків. При первинному панкреатиті позитивні результати спостерігалися частіше (82,5%), ніж при рецидивуючій формі (75,2%). Таким чином, діагностична цінність термографії при гострому панкреатиті досить висока.

При хронічному панкреатиті зона гіпертермії має або стрічкоподібну форму, або займає все ліве підребер'я. Позитивні термографічні результати спостерігаються в середньому в 45,3% випадків. Тобто, тут інформа-

тивність тепловізійного методу дослідження різко знижується при переході захворювання в хронічну форму.

При хронічному ентероколіті зміни на термографічній картині виявляються лише в фазі загострення. При спастичному коліті спостерігаються великовогнищеві зони гіпертермії по ходу всієї товстої кишки. Тонкокишкова непрохідність виявляється у вигляді дрібновогнищевих зон яскравої гіпертермії біля проекції кореня брижі. Гострий апендицит також може бути діагностований за допомогою термографії. Достовірний результат отримується приблизно в 74% випадків.

Вперше тепловізійне дослідження в діагностиці кістково-суглобових уражень ревматичної етіології використано Д.Ф.Рінгом в 1967 р. Така оцінка ревматичних уражень можлива завдяки судинному механізму запалення. Кров, яка протікає в судинному руслі в фазу гіпертермії, обумовлює підвищення температури в зоні запалення, що і відображається в термографічній картині. Деякі дослідники вважають, що термографія може бути використана самостійно і навіть без рентгенологічного дослідження. Ця думка пов'язана зі значними перевагами тепловачення перед іншими методами (біохімічним, рентгенологічним); останні не дають змоги достовірно діагностувати запалення в його початковій стадії. Що ж стосується біохімічних ознак запалення, то вони в перші місяці захворювання можуть бути відсутніми. Цікаво, що французькі вчені вважають тепловачення єдиним інструментальним методом, за допомогою якого можна об'єктивно виявити запалення. Термографічною ознакою ревматоїдного артриту є гіпертермія суглобів, яка достовірно вказує на наявність запалення навіть у випадку відсутності клінічних виявів хвороби. Зони найбільш інтенсивного випромінювання розташовуються, як правило, в ділянці крупних суглобів кінцівок (частіше колінних). Термографічна картина кистей зазвичай є також зміненою і характеризується строкатістю малюнка і наявністю "гарячих" плям в ділянці уражених суглобів.

Ступінь інтенсивності цієї гіпертермії прямо пропорційна стадії розвитку хвороби. Співпадання клінічних і термографічних ознак ревматоїдного артриту спостерігається в 50% випадків при відсутності клінічних виявів на початку захворювання, в 25% випадків спостерігається співпадання термографічних і біохімічних ознак. При подагрі термальна відповідь значно інтенсивніша, а зони підвищеного інфрачервоного випромінювання часто виходять за межі ураженого суглоба. При травматичних ураженнях суглобів тепловачення дає змогу виявити зону крововиливу, його величину, своєчасно виявити ускладнення запального характеру. Зрозуміло, що не завжди легко зробити диференційну діагностику між перерахованими захворюваннями. Однак все ж існує

критерій для розпізнавання етіології артриту. У випадку ревматоїдного артриту підвищення температур над ураженими суглобами, як правило, не перевищує 2°C , а різниця температур між запаленими суглобами – $0,5^{\circ}\text{C}$. У випадку ж артриту іншої етіології підвищення температури над суглобами сягає $3,5\text{--}4^{\circ}\text{C}$, а різниця температур запалених суглобів (залежно від ступеня ураження) – 3°C .

При доброякісних захворюваннях щитоподібної залози виявлено тісний зв'язок між показниками об'ємного кровообігу, функціональної активності залози і даних термографії. У більшості хворих вузлуватим нетоксичним зобом із солітарними і множинними вузлами в зонах на термограмах відзначаються вогнища гіпотермії. Відповідно на сканограмі, одержаній радіоізотопним дослідженням, виявляються “холодні вузли”. При дифузному токсичному зобі над щитоподібною залозою має місце симетричне підвищення температури, причому площа гіпертермії більша за розміри залози. На сканограмах це відповідає підвищеному накопиченню ізотопу.

При раку щитоподібної залози (незважаючи на зниження об'ємного кровообігу) відбувається гіпертермічна реакція, що в сполученні з “холодними” зонами на сканограмах значно полегшує встановлення діагнозу.

Теплобачення забезпечує також ранню діагностику і при рецидивах первинної пухлини щитоподібної залози. Термографія – високоінформативний метод для диференційної діагностики різних захворювань щитоподібної залози, виявлення ранніх і пізніх ускладнень захворювань, а також для оцінки ефективності консервативної терапії тиреотоксикозу під час підготовки хворих до операції.

При двобічному хронічному пієлонефриті на боці більшого ураження на термограмах виявляється масивна й інтенсивна “гаряча зона”. Поява її пояснюється підвищеною теплопродукцією в зоні запалення. Співпадання результатів з зонами інфрачервоної термографії дало змогу дослідникам зробити висновок про доцільність її використання в діагностиці пієлонефриту.

Теплобачення в комплексі з такими методами, як артеріо- і венографія, ультразвукове сканування і радіоізотопна ренографія, набуває використання в дослідженні урологічних хворих із пухлинами сечостатевої системи, аденомою простати, сечокам'яною хворобою, гострим пієлонефритом. При всіх перерахованих захворюваннях на термограмах виявляються зони гіпертермії. При пухлинних процесах їх поява зумовлена підвищенням метаболізму перероджених тканин, викликаним збільшенням теплопродукції і, відповідно, передачею тепла. В решті випадків локальне

підвищення температури пов'язане із запаленням сечостатевого органу, що також призводить до посилення тепловипромінювання.

Більшість праць, які стосуються використання тепловачення в неврологічній клініці, присвячено використанню даного методу для діагностики оклюзійних уражень сонної артерії. Термографія має ряд переваг над артеріографією, яка також використовується в діагностиці цього виду патології. Метод термографії не травматичний, він дає інформацію не тільки про органічні, а й функціональні порушення кровообігу.

Однак, інтерпретуючи термографічну картину в хворих із цією патологією, необхідно мати на увазі, що при наявності в анамнезі ішемічної хвороби серця температурна асиметрія в басейні васкуляризації внутрішньої сонної артерії не обов'язково свідчить про наявність оклюзії. Вона може бути виявом і синдрому кардіоцеребральної недостатності.

Порівняльна характеристика можливостей методів тепловачення, ультразвукової біолокації і радіоізотопного сканування. Паралельне використання термографії з ехографією і радіоізотопним скануванням поглиблює знання про патологічний процес. При такому комплексному дослідженні значно розширюється і сама тепловізійна характеристика патології.

Як відомо, радіоізотопне сканування дає уявлення про форму, положення і зміни в органі. Сканування дозволяє виявити патологічне вогнище. Однак воно не дає можливості виявити його природу. Якщо на основі даних радіоізотопного сканування доцільно досліджувати вогнище ураження за допомогою ехографії, то вона дасть інформацію про акустичні властивості виявленого утворення, його внутрішню структуру. На цьому етапі дослідження можна зробити висновок, наприклад, про ураження органа пухлиною або про наявність щільного утворення, яке містить рідину. Крім того, відома характерна ехосеміотика для доброякісних і злоякісних пухлин, що значно полегшує їх диференційну діагностику.

Тепловачення може бути використане для визначення напряму еволюції патологічних процесів. Що стосується радіоізотопного сканування, то, оскільки (на відміну від ехографії і термографії) цей метод небезпечний, воно не може бути використане для багаторазових досліджень. До того ж через небезпеку високих променевих навантажень на організм хворого допустима доза ввідних радіоізотопних препаратів досить обмежена.

Таке комплексне дослідження може найбільш успішно вирішити діагностичні завдання: виявити морфологічний субстрат захворювання, визначити функції організму, дати прогноз і вибрати той чи інший метод лікування.

8. ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ

8.1. Апаратура та її використання

Електрокардіографи – це прилади, що реєструють зміну різниці потенціалів між двома точками в електричному полі серця під час його збудження.

Сучасні електрокардіографи вирізняються високою технічною досконалістю, вони дають змогу здійснювати як одноканальне, так і багатоканальне записування електрокардіограми (ЕКГ). В останньому випадку синхронно реєструється декілька електрокардіографічних відведень (від 2 до 12), що значно скорочує час дослідження і дозволяє отримати більш достовірну інформацію щодо електричного поля серця. Електрокардіографи складаються із вхідного пристрою, підсилювача біопотенціалів і реєструючого пристрою (рис. 5).

Напруга електричного поля (різниця потенціалів) знімається з поверхні тіла за допомогою металевих електродів, що прикріплені на різних ділянках тіла гумовими пascами або грушами. Потім через вхідні дроти, що помічені різними кольорами, електричний сигнал подається через комутатор відведень на вхід підсилювача.

Мала напруга, що сприймається електродами (її сила становить $1-3 \text{ mV}$), подається на систему підсилювачів електрокардіографа, яка складається із катодних ламп, тріодів або інтегральних схем. Через це невеликі коливання напруги підсилюються багатократно і подаються до реєструючого пристрою.

Тут електричні коливання перетворюються в механічні зміщення якоря електромагніту гальванометра і, таким чином, записуються на спеціальну рухому паперову стрічку. Тепер частіше використовують безпосередньо механічну реєстрацію переміщень якоря електромагніту за допомогою малоінерційного пера, до якого підведено чорнило. Як правило, записування здійснюється на електромагнітній паперовій стрічці, що нагадує міліметровку. В деяких випадках здійснюється так зване теплове записування за допомогою пера, що нагрівається і ніби випалює відповідну криву на спеціальному тепловому папері.

Існують також електрокардіографи капілярного зразка (мінгографи), які записують ЕКГ за допомогою чорнила, що розпорошується.



Рис. 5. Схема електрокардіографа.

Незалежно від технічної конструкції кожен електрокардіограф має пристрій для регулювання і контролю підсилення. Для цього на підсилювач подається стандартна калібрувальна напруга, що дорівнює 1 mV. Підсилення електрокардіографа встановлюється так, щоб ця напруга призвела до відхилення реєструючої системи на 10 мм. Подібне калібрування підсилення дозволяє порівнювати між собою ЕКГ, що зареєстровані в пацієнтів у різний час або різними приладами.

Рухові механізми в сучасних електрокардіографах забезпечують різну швидкість просування паперової стрічки: 25, 50, 100 мм/с тощо. Залежно від обраної швидкості руху стрічки змінюється форма кривої: ЕКГ виглядає або розтягнутою або стиснутою (рис. 6). Частіше на практиці швидкість реєстрації ЕКГ становить 50 або 25 мм/с.

Електрокардіографи повинні встановлюватись у сухому приміщенні за температури не нижче 10°C і не вище 30°C. Під час роботи електрокардіограф, а також металеве ліжко чи екранна сітка, на якій лежить пацієнт, мають бути заземлені.

Зміна різниці потенціалів на поверхні тіла, що виникає під час роботи серця, записується за допомогою різних систем відведення ЕКГ. Кожне відведення реєструє різницю потенціалів, яка існує між двома точками електричного поля серця, на яких встановлені електроди. Отже,

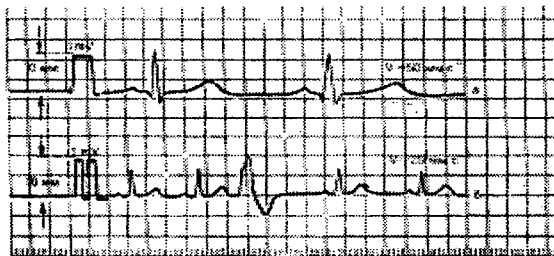


Рис 6. ЕКГ зі швидкістю: а) 50 мм/с; б) 25 мм/с.

електрокардіографічні відведення відрізняються між собою ділянками тіла, з яких беруться потенціали. Електроди, встановлені в певній точці на поверхні тіла, підключають до гальванометра електрокардіографа. Один із електродів під'єднують до позитивного полюса гальванометра (це позитивний або активний електрод), другий — до негативного полюса (негативний електрод) (рис. 7).

Нині на практиці найчастіше використовують 12 відведень ЕКГ, які дають найповнішу інформацію про роботу серця: 3 стандартних відведення, 3 підсилені однополюсних відведення від кінцівок та 6 грудних відведень.

Для отримання якісної ЕКГ необхідно суворо дотримуватись певних правил її реєстрації. ЕКГ реєструють у спеціальному приміщенні, що віддалене від можливих джерел електричних перепон: електромоторів, фізіотерапевтичних і рентгенівських кабінетів і т. п. Кушетка повинна розташовуватись на відстані не менше 1,5–2 м від електродротів. Доцільно екранувати кушетку, підклавши під пацієнта ковдру із вмонтованою металевою сіткою, яка мусить бути заземлена.

Дослідження проводиться після 15-хвилинного відпочинку і не раніше, ніж через 2 години після прийому їжі. Хворий роздягається до пояса, гомілки також звільняються від одягу, лягає на спину, що дозволяє досягти максимального розслаблення м'язів.

На внутрішню поверхню гомілок і передпліччя в нижній третині за допомогою гумових стрічок накладають 4 пластинчатих електроди, а на грудях встановлюють один чи декілька (при багатоканальному записуванні) грудних електродів, використовуючи гумову грушу (рис. 8).

Контакт електродів зі шкірою має бути добрий. Для цього необхідно:

- попередньо обезжирити шкіру спиртом в місцях накладання електродів;

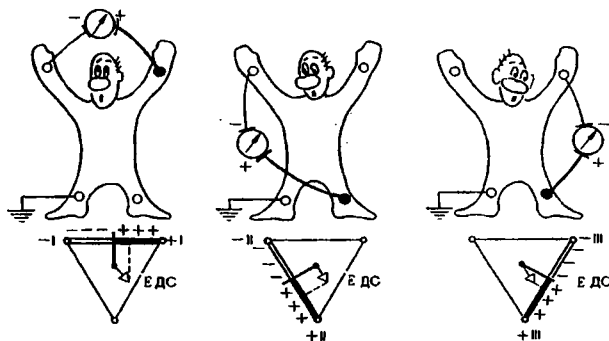


Рис. 7. Формування трьох стандартних електрокардіографічних відведень від кінцівок. Внизу – трикутник Ейнтховена, кожна сторона якого є віссю того чи іншого стандартного відведення.

- якщо на шкірі є волосся, місця накладання електродів зволожити мильним розчином;

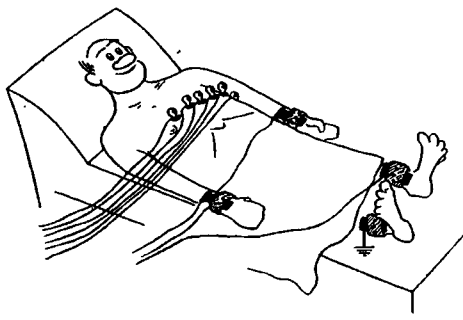


Рис. 8. Установка електрокардіографічних електродів на кінцівках і грудній клітці.

- під електроди покласти марлеві прокладки, зволожені 5–10% розчином хлориду натрію або змастити електроди шаром спеціальної

струмопровідної пасти, яка дозволяє максимально знизити міжелектродний опір. Багато дослідників відмовляються від марлевих прокладок, які швидко висихають і різко збільшують електричний опір шкіри. Вони використовують електродну пасту або достатньо зволожують шкіру в місцях накладання електродів розчином хлористого натрію. До кожного електрода приєднується дріт, який іде від електрокардіографа і має певний колір. Тепер дотримуються такого маркування вхідних дротів: права рука – червоний колір; ліва рука – жовтий колір; ліва нога – зелений колір; права нога (заземлена) – чорний колір; грудний електрод – білий колір.

У 6-канального електрокардіографа, що дає змогу одночасно реєструвати ЕКГ із шести грудних відведень, до електрода V1 підключають дріт, що має червоний колір наконечника; до електрода V2 – жовтий, V3 – зелений, V4 – коричневий, V5 – чорний, V6 – синій або фіолетовий.

Перш, ніж почати записувати ЕКГ, на всіх каналах електрокардіографа необхідно встановити однакову напругу електричного сигналу. Для цього в кожному електрокардіографі передбачена можливість подати на гальванометр стандартну калібрувальну напругу, що дорівнює 1 mV. Підсилення кожного каналу підбирається таким чином, щоб напруга 1 mV давала відхилення гальванометра і реєструючого пристрою на 10 мм. Для цього в положенні перемикача відведень «0» регулюють підсилення електрокардіографа і реєструють калібрувальний мілівольт. За потреби можна змінити підсилення: зменшити за надто великої амплітуди ЕКГ (1 mV = 5 мм) або збільшити за малої амплітуди (1 mV = 15 або 20 мм).

Записування ЕКГ відбувається при спокійному диханні. Спочатку записують ЕКГ в стандартних відведеннях (I, II, III), потім в підсиленних відведеннях від кінцівок (aVR-, aVL, aVF) і грудних відведеннях (V1-V6). В кожному відведенні записують не менше 4-х серцевих циклів PQRS. Використовується, як правило, швидкість руху 50 мм/с. Менша швидкість (25 мм/с) використовується, коли необхідне тривале записування ЕКГ, наприклад, для діагностики порушень ритму. Після завершення дослідження на паперову стрічку записують прізвище, ім'я та по-батькові пацієнта, його вік, дату і час дослідження, номер історії хвороби. Стрічка розрізується згідно з відведеннями і наклеюється на спеціальний бланк у тій же послідовності, яка була рекомендована для зняття ЕКГ.

8.2. ЕКГ в нормі та патології

Електрокардіографія допомагає з'ясувати особливості аритмії та порушення провідності серця, а також діагностувати та локалізувати гіпертрофію, ішемію або інфаркт міокарда. За її допомогою також одержують інформацію про порушення електролітної рівноваги та токсичності певних ліків.

Картина, зареєстрована протягом одного скорочення серця шляхом простого відведення, називається комплексом ЕКГ. Ці компоненти показано на рис. 9.

Нормальна серцева активність починається у синоатріо-вентрикулярному вузлі (САВ), але цей факт не можна зафіксувати на електрокардіограмі. Потім деполяризація поширюється на передсердя і зумовлює зубець Р (у нормі він позитивний в усіх відведеннях, за винятком аVR). Єдиною точкою, де імпульс може передаватися шлуночкам, є точка поблизу атріовентрикулярного вузла (АВ), де спостерігається відносно повільна провідність (інтервал РR). Потім імпульс швидко проходить через ліву та праву ніжки пучка Гіса до шлуночкової м'язи.

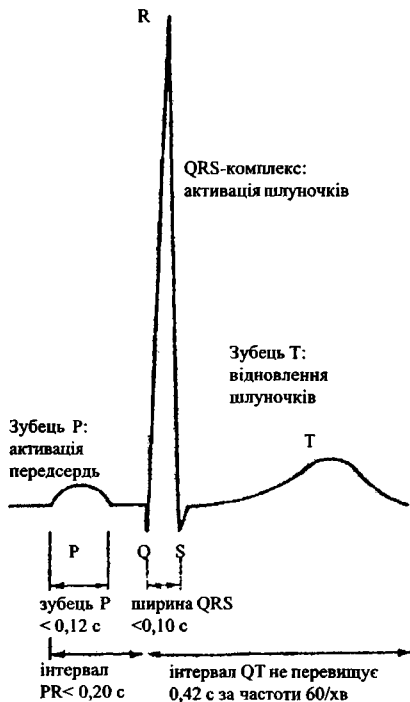


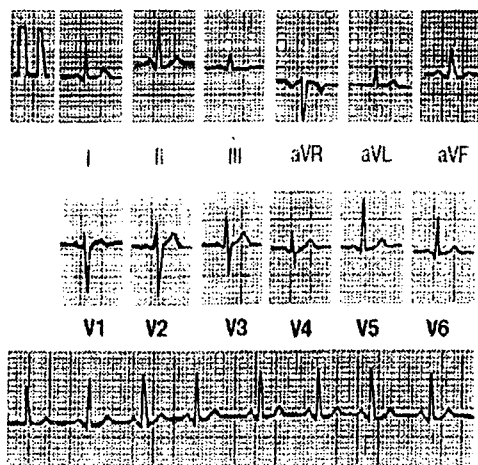
Рис. 9. Компоненти типового комплексу ЕКГ.

за, і наступна частина електрокардіограми, комплекс QRS, відображає активацію шлуночків. У більшості відведень вертикальний зубець R—домінуючий і відображає активацію лівого шлуночка. У бокових відведеннях, таких як I та V6, зубцю R передую невеликий негативний зубець (зубець Q), зумовлений активацією зліва направо міжшлуночкової перегородки, а за зубцем R може спостерігатися негативний зубець S внаслідок активації правого шлуночка. У відведенні аVR та V1 головний напрям активації лівого шлуночка завжди орієнтований від електрода, і це призводить до появи домінуючого зубця S. Електрична вісь серця представляє собою сумарний

вектор у фронтальній площині комплексу QRS; його можна визначити, виходячи з того відведення від кінцівок, де найбільший зубець R. У нормі він розташований у межах між 0° (найбільший зубець R, найменший зубець S у відведенні I) і 90° (найбільший зубець R, найменший зубець SVF).

Існує невеликий період відсутності активності комплексу QRS, під час якого вся шлуночкова маса перебуває у деполяризованому стані (сегмент ST). Потім поширюється нова поляризація, що зумовлює зубець T. Як правило, нова поляризація відбувається у зворотньому деполяризації напрямку, так що напрямок зубця T у нормі збігається з найбільшою частиною комплексу QRS. Деполяризація передсердь, як правило, приховується у комплексі QRS. Нормальну електрокардіограму показано на рис. 10.

Приклади електрокардіограм при патології наведені нижче. Виходячи з показів електрокардіограми, можна визначити частоту пульсу.



Стрічка реєстрації ритму (відведення II).

Рис. 10. Нормальна електрокардіограма з 12 відведеннями.

Атріовентрикулярна АВ-блокада. У випадку атріовентрикулярної блокади порушується провідність між передсерддями та шлуночками. АВ-блокада може співіснувати з передсердними тахіаритміями різних типів, наприклад, тріпотінням передсердь.

У випадку **блокади серця першого ступеня** (уповільнення атріовентрикулярної провідності) тривалість інтервалу PR перевищує нормальну (0,20 с) (рис. 11).

Блокада серця другого ступеня (часткова блокада серця). Деяким імпульсам з передсердь не вдається досягти шлуночків, тобто трапляються пропущені удари серця. У випадку атріо-вентрикулярної блокади типу I Мобітца спостерігається прогресуюче збільшення послідовних інтервалів PR з наступним

випаданням скорочень серця. Цей ефект відомий як феномен Венкенбаха (рис. 12). Він зумовлюється прогресуючою стомлюваністю атріовентри-



Рис. 12. Блокада серця другого ступеня (феномен Венкенбаха). Для першого скорочення у циклі PR становить 0,28 с.; цей інтервал збільшується для двох наступних скорочень і після четвертого зубця P немає QRS – випадання скорочення серця.

кулярного пучка, причому відновлення настає після періоду відпочинку, коли випадає скорочення серця.

У випадку атріовентрикулярної блокади типу II Мобітца інтервал PR імпульсів провідності залишається постійним, але деякі зубці P не проводяться. Ця блокада, як

правило, зумовлена порушенням провідності на рівні ніжок пучка Гіса і має серйозніший характер, ніж блокада типу I Мобітца. Обидві форми блокади серця другого ступеня можуть призвести до блокади 2:1 (рис. 13).

Повна блокада серця. Жоден імпульс із передсердь не досягає шлуночків. Діяльність серця підтримується ритмом, що виникає у пучках Гіса (вузькі комплекси QRS) або в шлуночках (широкі комплекси QRS). Шлуночковий ритм менш надійний і характеризується гіршим прогнозом (рис. 14).

Безсимптомний мітральний стеноз. Фізикальні ознаки мітрального стенозу часто можна виявити до появи симптомів, і їх розпізнавання особливо важливе в акушерських відділеннях лікарень, оскільки ідентифікація вад



Рис. 11. Блокада серця першого ступеня. Тривалість інтервалу PR становить 0,26 с.

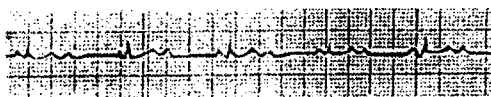


Рис. 13. Блокада серця другого ступеня з фіксованою блокадою 2:1. Змінні зубці P не проводяться, що може зумовлюватися блокадою типу I або II Мобітца.

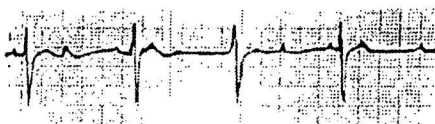


Рис. 14. Повна блокада серця. Передсердя і шлуночки функціонують незалежно одне від одного, ритм передсердь становить 90 уд., а шлуночковий ритм – 40 уд.

мітрального клапана дозволяє прийняти правильне рішення щодо лікування. На ЕКГ можуть спостерігатися розщеплені зубці Р, що пов'язано з гіпертрофією лівого передсердя або фібриляцією передсердь. Можуть бути ознаки гіпертрофії правого шлуночка; одна з

найбільш ранніх ознак – зменшення комплексу QRS у відведенні VI.

Ішемічна хвороба серця. У стані спокою, між нападами, ЕКГ у більшості пацієнтів нормальне. Іноді сплющується зубець Т або спостерігається його інверсія у деяких відведеннях; це неспецифічний доказ ішемії міокарда або ушкодження. У деяких пацієнтів можуть виявитися на ЕКГ докази встановленого інфаркту. Найбільш переконливим електрокардіографічним доказом є реверсія, депресія або підйом сегменту ST разом з інверсією зубця Т (або без неї) у той час, коли пацієнт відчуває симптоми – незалежно які – спонтанні чи спричинені тестовим навантаженням (рис.15).

Формальні навантажувальні тести виконуються на тредмілі чи велоергометрі відповідно до стандартної процедури, що забезпечує поступове та відтворюване підвищення робочого навантаження. Навантажувальні тести повинні виконуватися лише за умови наявності реанімаційного обладнання, причому обстеження слід припинити, якщо пацієнт відчуває значний біль у грудях, дискомфорт або страждає на аритмію чи зниження тиску крові. Обсяг навантаження, яке переносить пацієнт у цих умовах, – цінна інформація щодо діагностики коронарної хвороби.

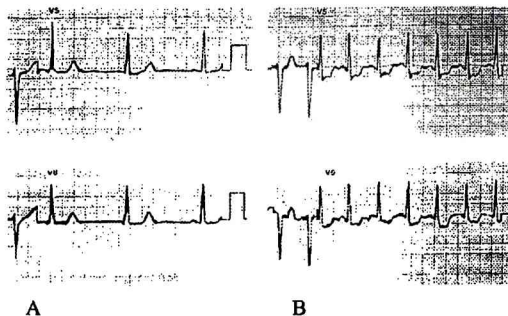


Рис. 15. Електрокардіограма, на якій спостерігається депресія сегмента ST під час фізичного навантаження на тредмілі. А – V5 та V6 на ЕКГ пацієнта зі стенокардією в стані спокою. В – V5 та V6 того ж пацієнта під час фізичного навантаження; спостерігається депресія сегмента ST.

Електрокардіографія при інфаркті міокарда. ЕКГ – це чутливий та специфічний метод підтвердження діагнозу, однак за появи типових змін іноді проходить декілька годин. Можуть також виникнути труднощі з інтерпретацією ЕКГ після попереднього інфаркту; іноді електрокардіографічні зміни бувають незначними, незважаючи на клінічні та біохімічні докази повторного інфаркту міокарда. До найбільш ранніх змін на ЕКГ належать підняття ST, що свідчить про гостре ушкодження міокарда. Одночасно з цим або трохи пізніше спостерігається зменшення розміру зубця R та поява зубця Q. Одне з пояснень зубця Q полягає у тому, що інфаркт міокарда діє як “електричне вікно”, яке передає зміни потенціалу зі шлуночкової порожнини і дозволяє електрокардіограмі “побачити” реципрокний зубець R від іншої стінки шлуночка. Потім відбувається інверсія зубця T внаслідок зміни реполяризації шлуночків, і ця зміна зберігається після повернення сегмента ST до нормального стану. Перераховані особливості схематично зображені на рис. 16, і їх послідовність – досить надійний ґрунт для визначення приблизного “віку” інфаркту. На відміну від

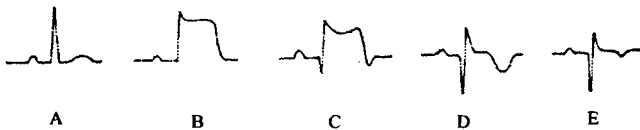


Рис. 16. Послідовний розвиток змін на ЕКГ при інфаркті міокарда: А – передінфарктний стан; В – підняття сегмента ST внаслідок міокардіального «струму ушкодження», а також деяке зменшення зубця R; С – поява зубця Q та термінальної інверсії зубця T; D – усталений зубець Q та інверсія зубця T; Е – картина «старого інфаркту» – зубець Q має схильність до збереження, однак зміни зубця T стають менш виразними, швидкість еволюції змінюється в широких межах, загалом стадія С досягається через декілька годин, стадія D – через декілька днів, а стадія Е – через декілька місяців. Схематичне зображення необхідно порівняти з дійсними кардіограмами.

трансмурального ушкодження, у випадку субендокардіального інфаркту зубець Q або підняття ST, як правило, відсутні, однак розвивається симетрична інверсія зубця T.

Зміни на ЕКГ найкраще спостерігаються у відведеннях, що “звернені” до зон інфаркту (рис. 17). У випадку інфаркту передньої стінки патологічні зміни виявляються в одному або кількох відведеннях від V1 до V4, тоді як передньобоківий інфаркт призводить до змін у відведеннях V4–V6, aVL, а

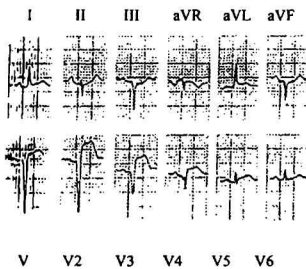


Рис. 17. Усталений передній інфаркт міокарда 43-річного пацієнта, у якого грудний біль розпочався 6 год. тому. Зубці Q у відведеннях V2, V3, V4 іноді називаються передньосептальними інфарктами, щоб відрізнити їх від задньобочкових інфарктів з найбільш виразними зубцями Q у відведеннях V4, V5 та V6.

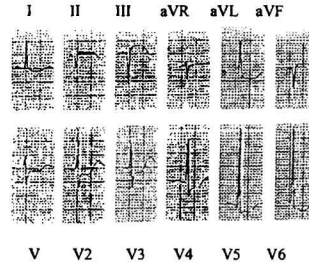


Рис. 18. Усталений задньодіафрагмальний інфаркт міокарда з зубцями Q та підняттям ST у відведеннях II, III у 55-річного пацієнта, у якого добою раніше стався важкий напад грудного болю. У цього пацієнта спостерігається також реципрокна депресія ST у грудних відведеннях V2–V6.

отже, й у відведенні I. У випадку лише переднього інфаркту зміни можуть обмежуватися відведеннями V3 та V4. Задньодіафрагмальний інфаркт найкраще спостерігається у відведеннях II, III, aVF, тоді як у відведеннях I, aVL та грудних бічних спостерігаються “реципрокні” зміни: депресія ST (рис. 18). Задньобазальний інфаркт лівого шлуночка не реєструється у стандартних відведеннях і не має елевачії ST або зубця Q. Однак у відведеннях VI–V4 можуть спостерігатися реципрокні зміни: депресія ST та високий зубець R.

9. ЕХОКАРДІОГРАФІЯ

9.1. Апаратура

Ехокардіографія — метод дослідження структури і механічної діяльності серця, який базується на реєстрації відбитих сигналів імпульсного ультразвуку.

Нині використовується декілька модифікацій приладів, що працюють в режимі імпульсного відбитого ультразвуку. Це — ехокардіографи, які дають орієнтовне двомірне зображення серця (по вертикалі визначається справжній розмір серця, а по горизонталі — розгортка руху його структур у

динаміці); ультразвукові сканери, які дають двомірне зображення серця, що складається із багатьох скорочень (в середньому із 150); секторальні сканери, які дають двомірне зображення серця в реальному масштабі не тільки за відстанню, а й за часом. Дві останні групи приладів називають двомірними ехокардіографами. Основним елементом кожного приладу є ультразвуковий датчик, оснащений п'єзокристалом, який генерує і сприймає ультразвукові коливання.

Принцип методу полягає в тому, що ультразвук із частотами 2–10 МГц, який посиляється частими імпульсами (до 1000 імпульсів за секунду), потрапляє в тіло людини, відбивається на межі поділу середовищ із різним ультразвуковим опором і сприймається приладом (рис. 19).

Зображення ехосигналів від структур серця в кожній позиції (ехокардіограма) відтворюються на екрані осцилографа і реєструються на фотоплівці або ультрафіолетовому папері. Двомірне зображення реєструється на фотоплівці в точно задані фази циклу серцевого скорочення (завдяки синхронізації зображення із зубцем R- електрокардіограми). Воно може бути записане на відеомagneтофон для наступного покадрового аналізу. Вся процедура дослідження, як правило, не перевищує 10–15 хв. Якщо відома швидкість поширення ультразвуку в тілі людини і час між посиленням та

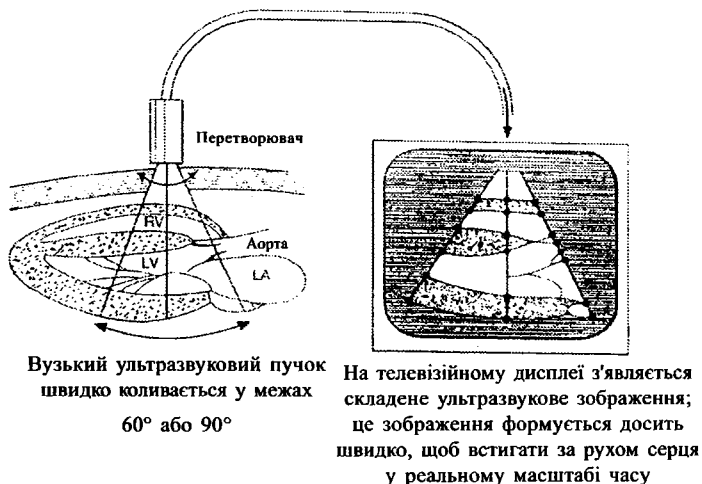


Рис. 19. Принципи двомірної ехокардіографії у реальному масштабі часу, рухоме двомірне зображення сигналів, виявлених зі «зрізу» серця, можна одержати шляхом швидкого коливання ультразвукового пучка вперед та назад.

сприйняттям імпульсу, то можна визначити відстань між датчиком приладу і структурою, що відбиває імпульс, або між двома і більше структурами. Оскільки частота посилення імпульсів значно перевищує швидкість руху окремих структур, ця швидкість може бути визначена досить точно.

Під час проведення ехокардіографії пацієнт лежить на спині, верхня половина його тулубу піднята приблизно на 30°. Датчик ехокардіографа встановлюють з лівого краю грудини в III або IV міжребер'ї (залежно від статури пацієнта); при цьому можливе зміщення ультразвукового пучка в межах сектора, який охоплює серце від верхівки до основи. Зручному розміщенню датчика сприяє його невеликий діаметр (0,7–2 см). Змінюючи кут нахилу датчика відносно грудної стінки, тобто спрямовуючи ультразвуковий промінь в різних напрямках, дослідник може охопити практично всі структури серця.

Оскільки ехокардіограма являє собою зображення рухомих структур серця на рухомому папері, вона має вигляд декількох кривих, кожна точка яких у певний час відображає положення структур серця в цей час. Відмітка часу на ехокардіограмі, як правило, визначена вертикальними прямими лініями через 0,5 секунди. Ехосигнали від передньої і задньої стінок аорти відбиваються двома паралельними кривими. Між ними розміщені криві від рухомих стулок аортального клапана. Під час систоли ехосигнали від стулок створюють фігуру, яка нагадує ромб або паралелограм; під час діастоли вони зникають. Нижче відбиття від задньої стінки аорти виділяється порожнина лівого передсердя, обмежена знизу його задньою стінкою. Колювання мітрального клапана зображається типовими сигналами. Від його передньої стулки під час діастоли ехосигнали зображаються М-подібною кривою, що відображає зміни кровотоку під час фаз швидкого наповнення, редукованого наповнення і систоли лівого передсердя.

Задня стулка клапана рухається в протифазі до передньої, але з меншою амплітудою. Під час систоли лівого шлуночка стулки клапана зімкнуті. Порожнина лівого шлуночка обмежена зверху міжшлуночковою перетинкою, в якій визначаються обидві ендокардіальні поверхні, знизу — задньою стінкою лівого шлуночка, де визначаються ендокардіальна і епікардіальна поверхні.

9.2. Ехокардіографія хвороб серця

Ехокардіографічна діагностика хвороб серця базується на виявленні змін розмірів, форми і руху його окремих структур.

При стенозі лівого атріовентрикулярного отвору ехосигнали від рухомих стулок мітрального клапана змінюються: під час діастоли замість нормальної

М-подібної кривої спостерігається Р-подібна крива; задня стулка мітрального клапана, яка в нормі рухається в протифазі, при стенозі рухається синхронно з передньою або нерухома. Наявність фіброзу і кальцинозу стулок відображається на ехокардіограмі потовщенням її стулок. Ступінь стенозу може бути оцінений як за швидкістю прикриття передньої стулки під час діастолі, так і за результатами безпосередніх вимірів клапанного отвору під час двовірної ехокардіографії (рис. 20).



Рис. 20. М-ехокардіограма молодого пацієнта з важким мітральним стенозом. Для цього захворювання характерним є рух зрощених стулок мітрального клапана.

Типові ехокардіографічні зміни проявляються від пролабування мітрального клапана. При цьому синдромі під час систоли відбувається рух однієї або обох стулок клапана в бік лівого передсердя. За допомогою ехокардіограми можна не лише діагностувати пролабування, а й встановити, в який момент систоли воно відбувається. Близьким до діагностики пролабування є виявлення надриву або відриву папілярного м'яза під час гострого інфаркту міокарда.

Діагностика стенозу гирла аорти ґрунтується на виявленні потовщення стулок аортального клапана і зниження ступеня їх розходження в фазі систоли. Недостатність аортального клапана виявляють при наявності височастотних осциляцій передньої стулки мітрального клапана в фазі діастолі в результаті удару по ній потоку крові, за вираженої аортальної регургітації можлива осциляція не тільки передньої, а й задньої стулки мітрального клапана і навіть міжшлуночкової перетинки.

Для діагностики ексудативного перикардиту метод ехокардіографії є найбільш достовірним. Діагностичною ознакою наявності рідини в порожнині перикарда є розходження листків епікарда і перикарда. Відповідно до величини цього розходження отримують дані не лише про наявність рідини, а й про її кількість.

Ехокардіографію застосовують для діагностики різних видів кардіоміопатій. При застійній (дилатаційній) кардіоміопатії на ехокардіограмі визначається дифузне розширення всіх порожнин серця без якогось потовщення його стінок, а також різке зниження показників центральної гемодинаміки і скорочувальної здатності міокарда. При ідіопатичній гіпертрофії міокарда визначається виражена концентрична його гіпертрофія без значного розширення порожнин серця. При субаортальному стенозі поряд із асиметричною гіпертрофією міжшлуночкової

перетинки відбувається зміщення стулок мітрального клапана у бік перетинки.

Важливу інформацію про стан міокарда дає ехокардіографія при ішемічній хворобі серця. За допомогою звичайної ехокардіографії встановлюється наявність зон дисинергії (акінезія, гіпокінезія, дискінезія), а двомірна ехокардіографія дозволяє встановити і їхню протяжність.

10. ФОНОКАРДІОГРАФІЯ

10.1. Фонокардіографи

Фонокардіографія (ФКГ) — реєстрація звуків, які виникають під час роботи серця. Застосовується для оцінки діяльності серця та діагностики її порушень.

Фонокардіографи — прилади, що реєструють фонокардіограму в діагностично значимих діапазонах частот. Фонокардіограф складається з мікрофона, підсилювача, частотних фільтрів і графічного реєстратора. Мікрофон є сприймаючим пристроєм і одночасно перетворювачем звукових коливань серця, які сприймаються з поверхні грудної клітки пацієнта, в електричний сигнал. Мікрофони для фонокардіографа поділяються на контактні і з повітряною камерою. Звукові коливання з поверхні грудної клітки у мікрофонах з повітряною камерою передаються на їхній чутливий елемент через повітряне середовище. Перевагою контактного мікрофона є його більш низька чутливість до шумів у приміщенні, де проводиться дослідження, і менша залежність отриманого запису від якості прилягання мікрофона до грудної стінки. Підсилювачі в сучасних фонокардіографах поєднують з фільтрами, основне призначення яких полягає у знешкодженні низькочастотних коливань, які не прослуховуються під час аускультатії. Застосовують високочастотні фільтри, які знижують чутливість лише до низькочастотних звуків, що забезпечують запис серцевих звуків у певному частотному діапазоні звукового спектра.

Реєструючий пристрій фонокардіографа забезпечує записування звукових коливань з частотами до 800–1000 Гц. До таких пристроїв належать фотореєстратори і реєстратори з струйним чорнильним записуванням. Використовується також записування з перетворенням, яке відбувається на чорнильно записуючих реєстраторах того ж типу, що й для реєстрації електрокардіограми шляхом модуляції по амплітуді сигналами, які пропускаються фільтрами за допомогою допоміжного генератора.

Фонокардіограму можна записувати на звичайних електрокардіографах. Для цього до електрокардіографа під'єднується спеціальний перетворювач ПФУ-01. Він містить мікрофон, триканальний підсилювач із фільтрами, двоканальний осцилоскоп для спостереження сигналів ФКГ і пристрій для записування ФКГ методом перетворення. Програмний перемикач фільтрів забезпечує стандартну послідовність їх ввімкнення.

10.2. Фонокардіографія захворювань серця

Як і аускультация, фонокардіографія має важливе діагностичне значення, насамперед, для діагностики клапанних вад серця. Об'єктивна кількісна характеристика досліджуваних звуків та інтервалів між тонами серця, отримана за допомогою фонокардіографії, значно розширює можливості застосування фонокардіографії як методу функціональної діагностики. Вона широко використовується для фазового аналізу серцевої діяльності і знаходить застосування для оцінки скоротливої функції міокарда у випадку так званої селективної або вибіркової ФКГ, що дозволяє реєструвати звуки серця з певної точки. Реєстрацію ФКГ проводять у спеціально обладнаній ізольованій кімнаті, де можна створити повну тишу. Температура в приміщенні не повинна бути нижчою 18–19 °С. Перед реєстрацією лікар за допомогою аускультации серця визначає точки на грудній клітці, з яких здійснюється записування. Хворий прилягає, розслабляється. ФКГ реєструють синхронно з ЕКГ (у стандартному або одному із однопольсних відведень від кінцівок). Для реєстрації ФКГ на грудну клітку встановлюють мікрофон послідовно в 5–7 вибраних точках у ділянці серця.

Аналіз нормальної ФКГ постійно виявляє наявність I і II тонів серця; інколи реєструються III і IV та інші тони, що виникають у діастолі. Визначаючи характер серцевих тонів, враховують час їх появи, амплітуду, тривалість і частотний склад.

Інтервали між тонами серця за певної частоти серцевих скорочень у кожній віковій групі мають певні межі значень і в нормі не повинні за них виходити. Інтервал між I і II тонами над верхівкою серця в середньому становить 0,28–0,32 с при нормальній кількості серцевих скорочень (75–80 ударів). Інтервал між II і III тонами над верхівкою серця у людей старших 10 р. становить 0,15–0,18 с. Інтервал між III і IV тонами залежить від тривалості діастолі шлуночків. Інтервал між початком IV і початком I тонів становить 0,58–0,6 с.

Шуми серця з'являються на ФКГ осциляціями з частотою від 50 до 100 Гц. Згідно з ФКГ шуми чітко поділяються на фази серцевого циклу (систолічні або діастолічні).

Функціональні шуми частіше є систолічними. Вони реєструються, як правило, у вигляді осциляцій низької і середньої частоти (від 50 до 200 Гц) невисокої амплітуди, різних інтенсивності, тривалості і форми, в різних серцевих циклах.

Органічний систолічний шум подається на ФКГ як постійний у всіх серцевих циклах: високочастотні і середньочастотні осциляції. Форма шуму може бути різною: подовжений перший серцевий тон, суцільний, нерівномірний, зростаючий або затухаючий до другого тону, ромбоподібний, стрічкоподібний, що залежить від характеру ураження клапанного та м'язового апаратів серця. Розрізняють декілька видів діастолічного шуму залежно від часу їх появи: протодіастолічний (на початку діастолі), мезодіастолічний (всередині діастолі), пресистолічний (в кінці діастолі). Можливий і суцільний діастолічний шум. Розрізняють також змішані систолічно-діастолічні шуми, які реєструються протягом систолі і діастолі, частота коливань від таких шумів та їх амплітуда надзвичайно різноманітні. Тони серця при цьому можуть не ідентифікуватися або виявлятися з великими труднощами. Застосування ФКГ для динамічного спостереження підвищує достовірність діагностичних висновків і дає можливість оцінювати ефективність лікування.

У дітей із захворюваннями серця амплітуда тонів, інтервали між ними змінюються відповідно до характеру патології, немає якихось істотних особливостей у порівнянні з дорослими. При порушенні обмінних процесів у міокарді спостерігається зменшення інтервалу між I і II тонами.

11. ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЯ

11.1. Апаратура

Записування біоелектричних процесів у структурах мозку здійснюється за допомогою електроенцефалографа. Прилад складається із комутатора відведень, підсилювача біопотенціалів, реєструючого пристрою, пристрою калібрування, що конструктивно об'єднані у спільний корпус.

Невід'ємною складовою електроенцефалографа є електроди, світловий і звуковий стимулятори. Існують різні типи електродів: накладні, наклеїні, голчасті, кортикографічні, імплантовані, багатоканальні. Для дослідження біопотенціалів базальної поверхні головного мозку застосовують спеціальні електроди, що підводяться через носові ходи до задньої стінки носоглотки. Найбільш зручними є накладні електроди, які

закріплюються на голові за допомогою гумових шлемів-сіток. З метою експрес-діагностики, наприклад, за тяжкої черепно-мозкової травми, використовуються голчасті електроди. Електроди, що застосовуються для відведення біопотенціалів мозку з певних точок голови людини, мають малий перехідний опір (між електродами і шкірою голови), а також малу напругу поляризації. Їх виготовляють із тонкопровідних матеріалів, що мають антикорозійні властивості: срібла або його суміші із хлоридом срібла. Необхідний контакт під час накладання електродів на шкіру голови створює спеціальна електродна паста. Комутатор відведень являє собою багатопозиційний перемикач. Тепер замість механічних комутаторів відведення застосовують електронні (програмні), які дозволяють автоматизувати процес реєстрації біопотенціалів мозку і скоротити час запису електроенцефалографії (ЕЕГ). Чутливість електроенцефалографів досягає 1–0,2 мкВ/мм. Для забезпечення такої чутливості в діапазоні частот 0,5–100 Гц існують різні пристрої, що усувають зовнішні перепони корисного сигналу. Для кількісної оцінки амплітудних характеристик ЕЕГ в електроенцефалографи вмонтовують обладнання калібровки чутливості, амплітуда напруги якого знаходиться в діапазоні від 20 до 5000 мкВ.

Реєструючий пристрій має декілька швидкостей руху паперу, зокрема 15, 30 і 60 мм/с. Ефективна ширина запису не повинна перевищувати 20 мм. В електроенцефалографах застосовують перовий та отруйний чорнильний види запису, а також термічне записування на спеціальній паперовій стрічці. В обладнання електроенцефалографа входять частотні фільтри, що обмежують смуги ЕЕГ в межах 15, 30, 75 Гц.

Залежно від кількості каналів запису ЕЕГ поділяються на 8-, 16-, 32-канальні. Найбільшого застосування в медичній практиці набули 8- і 16-канальні пристрої, встановлені для зручності експлуатації на пересувних візках. За допомогою додаткових датчиків, приставок, блоків електроенцефалографи дозволяють реєструвати інші електрофізіологічні параметри – електрокардіограму, електроміограму, криві дихання і т. д.

Вдосконалення електроенцефалографів йде шляхом автоматизації управління і обробки даних за допомогою мікро-ЕОМ. Результати дослідження отримують у цифровому або літерному вигляді.

Записування ЕЕГ здійснюється у приміщенні, що ізольоване від світла та звуку, щоб ці фактори не впливали на результати дослідження. Сучасні електроенцефалографи обладнані спеціальними фільтрами для знешкодження мережевих наведень струму.

Обстежуваний під час запису ЕЕГ знаходиться у напівлежачому стані, в зручному фотелі, або лежить на кушетці з піднятим підголовником.

Процедура не шкідлива, не болюча, вона триває 20–25 хв. Під час процедури очі заплющені, м'язи розслаблені.

Фіксацію електродів на голові здійснюють за міжнародною схемою, згідно з якою є основні точки накладання електродів. Вони мають певні визначення і відповідають конкретним ділянкам поверхні мозку: лобні – F3, F4; низьколобні – F7, F8; лобно-полюсні – Fp1, Fp2; центральні – C3, C4; тім'яні – P3, P4; потиличні – Q1, Q2; передні і задні скроневі – T3, T4 і T5, T6; сагітальні – Pz, Cz, Pz. Електроди встановлюють симетрично до середньої лінії голови так, щоб відстань між сусідніми електродами з двох боків була однаковою. Індиферентний електрод, що накладається на мочку вуха, помічають літерою А. Електроди, розміщені на правій половині голови, помічають парними номерами, на лівій – непарними. Розрізняють два типи відведень: біополарний, за якого запис ЕЕГ здійснюється з двох активних електродів, і монополарний, коли один електрод активний, а другий індиферентний. Перед установкою електродів шкіру голови обезжирюють (протирають сумішшю спирту, ефіру й ацетону), що нормалізує перехідний опір.

Тепер визнано, що реєстрація лише ЕЕГ спокою недостатньо інформативна для оцінки локальних порушень і визначення активності патологічного вогнища. Тому використовуються ряд методичних засобів. До них належать проби із розплющуванням і заплющуванням очей під час запису, а також екстрацептивні подразнення ритмічним або суцільним звуком і світлом, пропріоцептивні і вестибулярні подразнення. Іншими функціональними пробами є гіпервентиляція, темнова адаптація, сон і депривація. Вибір тієї чи іншої проби для уточнення локальних і загальних порушень мозку визначається станом хворого, а також конкретними завданнями дослідження.

11.2. Електроенцефалографія в клініці

Спонтанні електричні сигнали, що виникають у корі головного мозку, записуються за допомогою електродів, які встановлюються на шкірі черепа. Можуть бути виявлені ритмічні хвилі. Менші частоти, як правило, виявляються в дуже молодих людей під час сну і на хворих ділянках (рис. 21).

Смути частот класифікуються, як:

Альфа: 7–13/с. Бета: >13/с. Тета: 4–6/с. Дельта: <4/с.

У рухливих дорослих людей домінує альфа-діяльність, особливо тоді, коли очі заплющені. При хворобі (див. табл. 4) низька активність (тета і дельта) може бути фокусною або загальною.

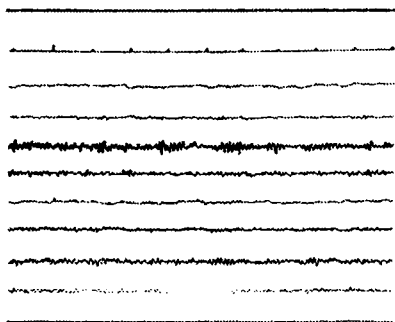


Рис. 21. Ділянка 8-канального запису ЕЕГ, зробленого у здорового юнака. Чотири канали, що проходять від передньої до задньої частини через парієтальні зони, відображені з кожного боку. Верхня лінія – це позначки часу з інтервалом в 1 с. Видно, що у задній частині домінують хвилі 10/с – альфа-ритм.

Метод ЕЕГ застосовують головним чином для виявлення і характеристики епілептичних порушень, але він також важливий для виявлення інших станів змінного функціонування мозку (наприклад, енцефаліт), де методи, в яких використовуються зображення, користі не приносять. Під час нападів епілепсії, іноді й між ними, фіксують фокусні або загальні швидкоплинні викиди великої напруги (вістря і круті хвилі). Ймовірність виявлення таких явищ зростає при використанні гіпервентиляції, блимання світла, сну або вживання деяких наркотиків. В окремих ви-

падках під час діагностичних ускладнень можна записувати ЕЕГ в амбулаторних пацієнтів протягом доби або й довше з використанням магнітофона,

Таблиця 4.

Динаміка ЕЕГ на хворих ділянках

Хвороба	Зразок ЕЕГ
Пухлина головного мозку Абсцес головного мозку Інфаркт головного мозку Енцефаліт	Фокусна тета / дельта Фокусна дельта Фокусна тета / дельта Тета / дельта / круглі хвилі, як правило, узагальнені Розсіяна тета / дельта
Метаболічна кома (наприклад, гіпоглікемія) Гематома субтвердої оболонки	Зменшена амплітуда на боці порушення Фокусні або узагальнені піки, круглі хвилі, комплекси пік - хвиля
Епілепсія	

або відеозапису і запису ЕЕГ одночасно. Важливо знати, що близько 40 відсотків пацієнтів з клінічною епілепсією можуть мати нормальний запис ЕЕГ.

Запис потенціалів збудження (рис. 22).

Розробка електронного усереднення сигналу за допомогою комп'ютера дає змогу виконувати запис дуже малих потенціалів головного або спинного мозку, пов'язаних з певними подіями. Стимулювання за допомогою зорового, чутливого нерва або слухових шумів зосереджується в проміжку часу стосовно усереднюючого пристрою таким чином, що оброблений сигнал відносно захищений від перешкод і може реєструвати близько 100–1000 збуджень. Візуальні потенціали збудження (ВПЗ) найкраще застосовувати в клініках. Їх запис здійснюється завдяки вибору головних електродів, які встановлюються на потилиці. Нормальною домінуючою реакцією ока є хвиля з позитивними піками довжиною приблизно 100 мс. Порушення сітківки, зорового нерва, перехрещення тракту, опромінення кори можуть спровокувати розрив або затримку реакції, але демієлінізаційні порушення зорового нерва часто викликають певну затримку з відносно нормальним збереженням форми хвилі. Затримка реакції ВПЗ у пацієнта з клінічно нормальним зором може допомогти під час діагностування складного склерозу.

Сомато-сенсорні потенціали збудження (ССПЗ), записані від плечового сплетіння шийної частини спинного мозку і контрлатеральної парієтальної зони, коли середня частина ліктьового нерва стимулюється електрично, також

дають змогу виявляти порушення сенсорних шляхів. Подібні реакції можуть виникати в поперековому і верхньому відділах спинного мозку і тім'ї під час стимулювання заднього великогомілкового нерва на нозі. Потенціали ССПЗ використовуються менше за ВПЗ для встановлення субклінічної демієлінізації, але можуть бути корисними під час визначення порушень плечового сплетіння, відростків спинного мозку і його стовбура.

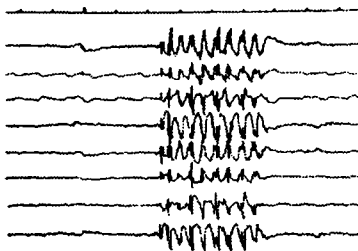


Рис. 22. Нормальний запис ЕЕГ у пацієнта, що страждає на тонічно-клонічні порушення. Цей запис демонструє пароксизм загальних піків і повільну активність хвиль довжиною близько 3 с., під час якого у пацієнта клінічних відхилень не спостерігається.

12. ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЯ (ЕМГ)

Потенціали дії м'язів або нервів можуть бути встановлені за допомогою розташованих на поверхні електродів у вигляді голок. Після електричного стимулювання стовбура периферичного нерва складні потенціали дії можуть бути записані по ходу нерва; їх нормальна амплітуда змінюється в межах 5–30 мікрівольт. Складні потенціали, що з'являються під час стимулювання рухового нерва, значно більші (1–20 мілівольт) і їх набагато простіше записати, бо м'язи підсилюють реакцію. Існує можливість стимулювання більшості периферичних нервів, а швидкість передачі рухових і сенсорних волокон вимірюється окремо.

Виміри швидкості амплітуди дають змогу оцінити тип і складність поліневропатії, визначити положення локалізованого защемлення нерва, як під час тунельного синдрому зап'ястка.

Демієлінізація периферичного нерва викликає певне зниження швидкості передачі, тоді як первинна аксональна дегенерація пов'язана зі зниженням амплітуди потенціалу рухової і сенсорної дії з незначним зменшенням швидкості або без нього. Концентрично розташовані голки ЕМГ використовуються для вимірювання в рухових одиницях м'язів у стані спокою і під час їх активізації. Первинна міопатія пов'язана зі зниженням амплітуди і тривалості з нормальною кількістю одиниць, що активуються під час зусилля. З іншого боку, денервація викликає спонтанну фібриляцію, фібриляційне тремтіння в стані спокою і зменшення кількості нормальних або розширених одиниць під час активізації. Повторне стимулювання рухового нерва за допомогою ряду імпульсів при 3–15с може призвести до зменшення реакції, хоч звичними іноді бувають помилкові негативні результати. При міастенічному синдромі Ламберта-Ітона стимулювання з більшою частотою (20–50с) майже завжди викликає надзвичайно великий приріст рухової реакції (рис. 23).

13. ОСНОВНІ ПРИЛАДИ І АПАРАТИ ДЛЯ КЛІНІКО-ДІАГНОСТИЧНИХ І БІОХІМІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Осмометр ОМКА1 Ц-01 використовується для вимірювання осмотичної концентрації сироватки крові і сечі під час хімічних і біологічних досліджень з метою виявлення причин та контролю лікування хвороб, пов'язаних із порушенням гідратації організму. У приладі використовується криоскопіч-

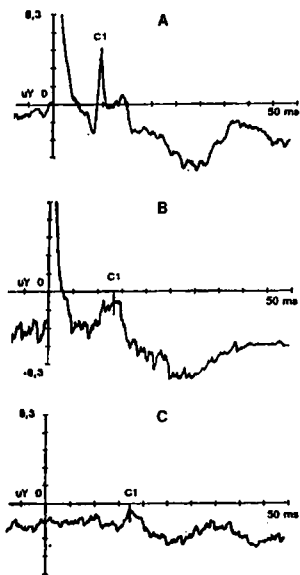


Рис. 23. Нормальна само-сенсорна реакція збудження на електричне стимулювання серединного нерва на зап'ястку. Кожна крива є комп'ютерним усередненням 500 реакцій. А – крива, записана в надключичній западині, демонструє негативний (спрямований угору) потенціал при 10 мс; В – крива, записана у задній середній потиличній зоні, демонструє при С1 негативну реакцію із запізненням 12–13 мс; С – крива, записана у контрлатеральній парієтальній зоні, демонструє при С1 меншу негативну реакцію і запізненням 17–18 мс.

ний метод вимірювання, який базується на визначенні депресії точки замерзання біурідини в порівнянні з точкою замерзання дистильованої води. Процес вимірювання повністю автоматизований, результат вимірювання індукується на цифровому табло.

Флуориметр ФЕХН-57 (фото 21) застосовується для визначення концентрації досліджуваної субстанції в плазмі крові та інших біосубстратах і розчинах шляхом вимірювання інтенсивності люмінісценції з реєстрацією даних у цифровому вигляді. Прилад стаціонарний, складається із трьох блоків: індикації, фотометричного та живлення. До приладу може бути під'єднано друкуючий пристрій. За допомогою іншого флуориметра БІАН-130 робиться аналіз адреналіну, норадреналіну і вітаміну В₂ в розчинах. Використовується в лабораторіях стаціонарних медичних закладів.

Денситометр БІАН-170 визначає процентний вміст окремих компонентів досліджуваної речовини методом фотометрування фарбованих електрофореграм і хроматограм. Використовується в лабораторіях стаціонарних медичних закладів.

Колориметр БІАН-120 (фото 22) застосовується для визначення концентрації речовини в розчинах методом вимірювання світлопроникності або оптичної щільності.

Колориметр КФМ-Ц-2 визначає вміст різних речовин у прозорих розчинах методом концентраційної абсорбциометрії. Складається з двох блоків – фотометричного та індикації. Джерело випромінювання – імпульсна лампа дугового розряду. Результати випромінювання фіксуються на трирозрядному цифровому табло в одиницях оптичної щільності і подаються в кінцевому двійково-десятковому коді.

Прилад працює на інтегральних схемах, напівпровідникових і сучасних електро-

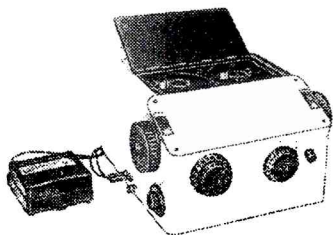


Фото 21. Фотоелектричний колориметр-нефелометр ФЕКН-57.

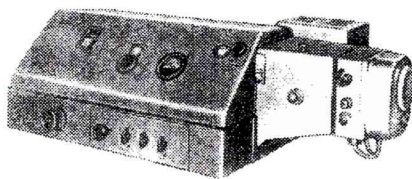


Фото 22. Спектрофотометр СФ-4. Прилади системи БІАН включають: калориметр БІАН-120, флюориметр БІАН-130, фотометр БІАН-140, рН-метр БІАН-150, полярограф БІАН-160, десинтометр БІАН-170.

вакуумних елементах. Застосовується під час біохімічних досліджень та в клініко-діагностичних і фізико-хімічних лабораторіях, в лікувально-профілактичних і науково-дослідницьких закладах.

14. ПРИЛАДИ Й АПАРАТИ ДЛЯ ГЕМАТОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Аналізатор агрегації тромбоцитів БІАН-АТ-1 вимірює агрегаційну активність тромбоцитів. Працює за автокомпенсаційним принципом електронного самозаписного потенціометра. Кювета із вимірювальною пробкою термостатується. У процесі вимірювання відбувається безперервне перемішування проби за допомогою магнітного змішувача. Графічний запис процесу агрегації здійснюється на діагравовій стрічці кімографа, що входить до комплексу аналізатора.

Гематологічний комплекс КГ-2 запроваджено для визначення в автоматичному режимі восьми показників крові: концентрації еритроцитів, лейкоцитів, тромбоцитів, гемоглобіну, величини гематокриту, середнього обсягу еритроцитів, середнього вмісту гемоглобіну в одному еритроциті, середньої концентрації гемоглобіну в еритроцитах. Особливостями комплексу є безтрутна гідравлічна система з автоматичним управлінням, автоматичне введення регульованої поправки на співпаданння частинок та автоматична корекція амплітудної характеристики.

Гемакоагулометр ГКМІ-01 дає можливість отримати об'єктивну інформацію щодо процесу згортання мікропроб крові або плазми із

цифровою індикацією результатів дослідження. Дозволяє оперативно оцінювати стан згортальної системи крові в плазмі, за гіпо- та гіперкоагуляції, автоматично обробляючи гемокоагулограму.

Реєстрація двох найбільш інформативних параметрів процесу згортання — час реакції і площа гемокоагулограми, що вимірюється протягом 15 хвилин після процесу реакції, здійснюється за допомогою лічильників, конструкція яких забезпечує індикацію досліджуваного явища. Прилад має світлову сигналізацію про закінчення дослідження проби.

Гемокоагулограф ГКГМ4-02 допомагає об'єктивній реєстрації процесів згортання і фібринолізу крові або плазми. Він дає можливість записувати гемокоагулограми однієї, двох, трьох і чотирьох проб крові або плазми одночасно. Об'єм досліджуваної проби 0,36 мл під час запису на першому і третьому каналах і 0,1 мл — на другому й четвертому. За бажанням оператора початкова ділянка гемокоагулограми записується із триразовим збільшенням, що дозволяє фіксувати початок процесу згортання з високою точністю. Прилад дає змогу одночасно реєструвати чотири гемокоагулограми, причому дві з них — з використанням мікродоз. Це значно розширює сферу його застосування.

Аналізатор кислотно-основної рівноваги в пробах крові АКОР-1 забезпечує пряме вимірювання активності іонів водню (рН) в межах 6,8–7,8 од. рН, парціального тиску кисню (pO_2) в межах 0–100 мм рт. ст. та вуглекислого газу (pCO_2) в межах 10–160 мм рт. ст., а також інших похідних параметрів кислотно-основної рівноваги у пробах крові. В аналізаторі застосовується новий диференційований метод вимірювання, що гарантує надійність роботи датчиків та усуває перешкоди. Прилад застосовується у відділеннях анестезіології, реаніматології, хірургії, в лабораторіях функціональної діагностики та фізіології лікарень.

15. АПАРАТУРА ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ, ЛІКАРСЬКОГО КОНТРОЛЮ ТА ПРОФІЛАКТИЧНИХ ОГЛЯДІВ

В діагностичній апаратурі значне місце посідають прилади лікарського контролю, які надають медичному персоналу інформацію про окремі фізіологічні показники пацієнта: параметри кров'яного тиску, частоту серцевих скорочень і дихання, дихальний об'єм тощо.

Розвиток апаратури лікарського контролю обумовлюється як удосконаленням методів і засобів вимірювання, так і прогресом у галузі елементарної основи. Підвищення автоматизації процесу вимірювання,

надання інформації медперсоналу переважно в цифровому вигляді, зручному для сприйняття, уніфікації і мініатюризації – все це характерне для розвитку сучасної медичної техніки.

Принципово новим класом приладів для функціональної діагностики є поліаналізатори діагностичних показників з вмонтованими обчислювачами, кожний з яких містить вимірювальний канал. Інформація на виході кожного каналу обробляється з жорсткою або гнучкою логікою за заданими алгоритмами. Це дозволяє вирішувати завдання обробки та аналізу. Лікар отримує розрахункові фізіологічні показники за даними вимірювання окремих інформативних показників.

До цих приладів належать: поліаналізатори ПА3-01, ПА-5-01, полікардіоаналізатор ПКА5-01, а також аналізатор кривих розведення АКР-01, аналізатор кліренсів АК-01 та ряд інших приладів, що являються собою автоматизований комплекс, який забезпечує комплексне дослідження гемодинаміки, центральної і периферичної мікроциркуляції, параметрів зовнішнього дихання, насичення крові киснем і т. д.

Оснащення медичних закладів комплексами автоматизованих вимірювальних приладів забезпечує скорочення часу на обстеження пацієнтів, підвищує якість діагностичної допомоги на всіх її рівнях.

У медичному приладобудуванні сформувався самостійний напрямок – розробка і випуск апаратури для тривалого лікарського контролю за станом організму людини, що піддається підвищеному ризику. Це – хворі під час операції, а також ті, що перебувають у відділеннях інтенсивної терапії та реанімаційних відділеннях. Основне призначення цієї апаратури – своєчасне виявлення загрозливого стану в пацієнта і забезпечення медичного персоналу інформацією щодо відповідних заходів для лікування або порятунку життя хворого.

Широко використовуються системи тривалого лікарського контролю, в яких обробка та індикація медико-біологічної інформації здійснюється біля ліжка хворого, а центральний пульт має дублюючі вимірювачі і системи накопичення інформації. Висока надійність, оперативність, функціональна гнучкість у поєднанні з принципом змінних вимірювальних блоків забезпечують переважне впровадження цих систем.

Тепер випускається апаратура тривалого лікарського контролю різного призначення і складності – від простих кардіосигналізаторів до складних систем, які містять міні-ЕОМ і навіть великі ЕОМ. Завдяки цьому повністю задовольняється потреба медичних закладів в приладах тривалого лікарського контролю.

Конструктори шукають шляхи, які б дозволили максимально збільшити пропускну здатність лікувальних приладів і підвищили продуктивність праці медичних працівників.

З цією метою розроблено апаратуру автоматизованої ЕКГ-діагностики АЕКС-1 і Анамнез ТМ, яка дає змогу за робочий день оглянути 350–400 пацієнтів із встановленням діагнозу.

Особливе місце серед засобів функціональної діагностики займає ультразвукова діагностична техніка. Такі унікальні властивості ультразвуку, як висока проникність, забезпечення чіткого контрасту при зображенні м'яких тканин, мале радіаційне навантаження забезпечують ультразвуковий техніці високу чутливість до змін середовищ у поєднанні з практичною безпекою для пацієнта. Це дозволяє проводити багаторазові і тривалі обстеження, досліджувати морфологію і функції окремих органів.

Тепер найбільшого поширення набули прилади, які працюють у реальному часі, а також доплерівські вимірювальні системи. Особлива увага при створенні апаратури нового покоління надається підвищенню інформативності та достовірності результатів, розширенню діагностичних можливостей приладів, створенню додаткових зручностей для медичного персоналу.

Широко використовується під час профоглядів рентгенівська техніка. Основна відмінність цієї рентгенівської апаратури від звичайної полягає в її швидкості, оскільки досліджуються рухливі органи і швидкоплинні процеси. Такі завдання можуть вирішувати сучасні рентгендіагностичні комплекси (РУМ-20 м, Рентген-50-2, Рентген-100) завдяки наявності в них підсилювачів рентгенівського зображення, які володіють малоінерційними телевізійними замкнутими системами. Використання в цих комплексах підсилювачів та високочутливих рентгенівських екранів дає можливість показувати витримку для отримання повномасштабних знімків (як поодиноких, так і серійних).

Плідно використовуються методи дослідження, які базуються на штучному контрастуванні органів і систем людського тіла, зокрема ангіографія, ангіокардіографія, про які вже йшлося вище. Наявність високоякісних підсилювачів рентгенівського зображення та спеціальних засобів для серійної повномасштабної рентгенографії – основні шляхи вдосконалення рентгенівської техніки для профілактичних оглядів.

Під час профоглядів зростає частота використання радіонуклідної техніки, яка дає змогу визначити структуру та функції багатьох органів і систем.

Арсенал сучасних масових діагностичних засобів доповнює тепловізійна техніка. При вивченні судинної патології тепловізійний метод дає специфічну інформацію про стан артеріального і венозного кровотоку в різних частинах людського тіла. Дані, отримані при тромбооблітеруючих захворюваннях артерій кінцівок, свідчать про можливість визначення порушень кровообігу, вони дають змогу контролювати ефективність консервативної терапії і результати шунтування великих артерій.

Випускають спеціалізовані системи «тепловізор-ЕОМ». Це дає можливість створити бібліотеку термограм. Застосування ЕОМ дозволяє підвищити пропускну здатність термографічних кабінетів, що дуже важливо при проведенні профоглядів.

Для передачі і прийняття біофізіологічної інформації телефонами і радіоканалами зв'язку створена телеметрична апаратура. Системи є комплексом нових організаційних і технічних засобів, спрямованих на скорочення часу, необхідного для зв'язку хворого з лікарем, реєстрацію різного роду обстежень, проведення екстрених консультацій.

Телеметричні системи застосовуються в структурі дистанційних, консультативно-діагностичних служб у поліклініках, лікарнях, станціях швидкої допомоги і т. п.

Комплекс апаратури складається із пристроїв передачі інформації з автономним, мережевим або комбінованим джерелами живлення, а також пульту прийому надісланих параметрів.

Інколи застосовують ретрансляційні модулі, що дозволяє передавати на значні відстані необхідні дані каналами зв'язку «радіо-телефон» і «радіо-радіо». Перспектива технічного розвитку телеметричних систем – багатоканальна цифрова передача біофізіологічної інформації, а в організаційному аспекті – побудова мережі дистанційної діагностичної служби з центром автоматизованої обробки на ЕОМ.

Під час профоглядів можуть застосовуватися різні допоміжні прилади й апарати – велоергометри, тренажери тощо, які дозують фізичне навантаження при дослідженні різних систем організму з метою раннього виявлення захворювань, а також з оздоровчою метою.

16. АВТОМАТИЗОВАНИЙ КОМПЛЕКС «ІК-СПЕКТРОФОТОМЕТР-МІНІ-ЕОМ» ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ СТЕРОЇДНИХ ГОРМОНІВ

Продовжує залишатися актуальним завдання вдосконалення методів кількісного визначення стероїдних гормонів, що є продуктами функціонування кори наднирників і статевих залоз, оскільки методи, які використовуються в наш час, є тривалими і трудомісткими. Найбільше це стосується визначення індивідуальних компонентів сумішей стероїдів за допомогою різних видів хроматографії. Так, розділення суміші А-кетостероїдів сечі на колонках з окисом амонію вимагає понад 5 год. і значної витрати розчинників, якість аналізу

належить від властивостей адсорбента і специфічності кольорової реакції при наступному кольороспектруванні фракцій. Хроматографія на тонкому шарі містить велику кількість етапів і також завершується кольоровою реакцією. Ізворідинна хроматографія висуває високі вимоги до якості очищування ішлізованого об'єкта, на що затрачається кілька діб.

Реалізована наступна структура комплексу: автоматизований інфрачервоний спектрофотометр ІК-20 «Карл Цейсе», пристрій для перетворення спектра поглинання в цифрову форму і запис його на перфострічку на базі пристроїв, що серійно випускаються (цифровий вольтметр В2-23, стрічковий перфоратор ПЛІ-150 М, блок управління Р 253) і міні-ЕОМ СМ-3. Цей варіант комплексу найбільш простий в експлуатації, він забезпечує стабільну, надійну роботу; надалі можливе включення мікропроцесорних пристроїв.

Конструкція автоматизованого комплексу дозволяє вибрати для аналізу ділянку інфрачервоного спектра. Для кількісного аналізу стероїдних гормонів використовується ділянка 900–1200 см, де індивідуальні компоненти суміші мають характерні спектри. Спектри стандартів і суміші у вигляді численних значних відсотків пропускання через 2 см⁻¹ із перфострічки вводяться в оперативну пам'ять ЕОМ. Алгоритм обробки спектрограм побудований на визначенні коефіцієнтів системи найменших квадратів, які характеризують вклад спектра кожного стандарту в спектр аналізуючої суміші, і відповідно, концентрації індивідуальних компонентів. У програмі, написаній мовою ФОРТРАН, передбачене визначення концентрацій компонентів суміші при наявності неідентифікованих домішок шляхом автоматичного вибору в спектрі сумішей тих спектральних інтервалів, де вплив домішок є мінімальним. Програма розроблена в системі програмування ДОС, ФОБОС і РАФОС СМ.

Автоматизований комплекс забезпечує визначення індивідуальних 17-КС і сумарних 17-КГС, що екскретуються із сечею. Три гормони із групи 17-КС – андростерон, дегідроепіандростерон і етихоланон, які характеризують андрогенну функцію кори наднирників і становлять 70–80% усієї фракції 17-КС, мають специфічні спектри для визначення їх за спектром сумішей. Виділення й очищення фракції 17-КС із сечі за прийнятою методикою, що включає кислотний гідроліз з додаванням бензоле, промивання бензольного екстракту розчином МаОН і водою та осушення безводним сірчанокислим натрієм, не забезпечує повного видалення пігментів. Додавання формальдегіду для знебарвлення гідролізату призводить до появи у спектрі екстракту інтенсивної смуги поглинання в ділянці 1040–1060 см⁻¹. Використання реактиву Жирара значно подовжує процедуру очищування екстракта і при цьому не досягається повного його знебарвлення.

17. МАШИННА СИСТЕМА ПРОГНОЗУВАННЯ ЗАХВОРЮВАНЬ

В практичній охороні здоров'я використовуються табличні системи прогнозування, однак усі вони мають ряд суттєвих недоліків, вимагають великих затрат часу і спеціальної підготовки. Системи прогнозування, реалізовані на універсальних ЕОМ, дорогі, малодоступні і навряд чи будуть доступні в найближчий час.

Для підвищення ефективності прогнозування нами розроблені система та пристрій для діагностики захворювань (Патент на винахід № 27162,27163). Система складається з індикаторів найменування захворювань та вірогідності захворювань, генератора тактових імпульсів і джерела постійного струму. Пристрій мікро-ЕОМ «Прогноз» (фото 23) містить у собі джерело постійної напруги, комутатор, програмуєму резисторну матрицю, пристрій введення фактора, блок корекції, множинний апарат, цифровий компаратор і запам'ятовуючий пристрій (рис. 24, 25, 26).

Система прогнозування з використанням мікро-ЕОМ проста, доступна, вона не вимагає великих затрат часу та спеціальної підготовки і може застосовуватися на різних рівнях практичної охорони здоров'я. Час обстеження одного пацієнта за розробленою схемою – в межах 5 хвилин.

Запропонована мікро-ЕОМ має ряд суттєвих переваг, зокрема: оперативність обстеження, цифрова індукція результату, можливість швидкої зміни програми, малі габарити (10х20х30 см) і вага (не більше 1 кг). Медична пам'ять машини умовно представлена у вигляді таблиць, у рядках якої записані групи факторів ризику, а в графах – найменування інформативних ознак, що моделюються матрицями резисторів, величини яких пропорційні значенням інформаційної «ваги» кожного фактора. Щоб визначився на набірній складальній клавіатурі мікро-ЕОМ ступінь ризику виникнення захворювань, натискають на клавіші, які відповідають факторам, що є в конкретного обстежуваного. В результаті цього підключається матриця резисторів, що є пам'яттю машини.

По закінченні обстеження на дисплеї машини висвічується інформаційна значимість сукупного впливу факторів у вигляді цифр і зіставляється зі шкалою порогового значення послідовного критерію. Оцінка ступеня ризику здійснюється аналогічно без машинного методу.

Перехід до всеохоплюючої диспансеризації передбачає, перш за все, організацію і проведення профілактичних оглядів населення з метою раннього активного виявлення захворювань і груп підвищеного ризику.

Однак, як свідчать дані літератури, масові профілактичні огляди для виявлення хронічних неінфекційних захворювань малоефективні, оскільки



Фото 23. Пристрій мікро-ЕОМ «Прогноз».

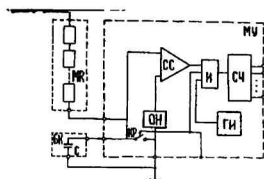


Рис. 24. Множинный апарат.

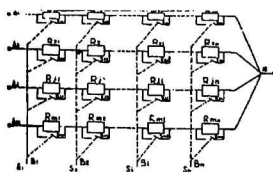


Рис. 25. Программуяча резисторна матриця.

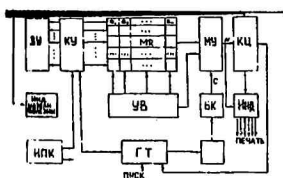


Рис. 26. Гібридна обчислювальна машина.

ки застосувати інструментальні методи обстеження для всіх на огляді практично неможливо. Крім цього, нетривалий контакт лікаря з пацієнтом на огляді не дає змоги виділити групу ризику, що підлягає подальшому обстеженню. У зв'язку з цим досить актуальним є пошук нових способів визначення осіб для цілеспрямованого обстеження з числа тих, які підлягають оглядові.

Нами запропоновано розроблені на основі реалізованої на мікро-ЕОМ системи прогнозування автоматизований скринінг з раннього виявлення гастродуоденальних захворювань і груп підвищеного ризику їх виникнення. Медичні огляди за допомогою запропонованої скринінгової системи здійснюється в 4 етапи:

– І етап – заповнення спеціальних анкет самоопитування. Мета анкетування – збір первинної інформації про стан здоров'я обстежуваного по відношенню до захворювань органів травлення, одержання анамнестичних відомостей і деяких даних про умови праці і спосіб життя.

Анкета складається з 13 запитань і 41 формалізованої відповіді. Перші два запитання носять демографічний характер і вказують на вік і стать обстежуваного. Відповідь на третє запитання характеризує суб'єктивне ставлення того, хто опитується до свого здоров'я по відношенню до захворювань органів травлення і дозволяє розділити контингент опитуваних на тих, які вважають себе здоровими, і тих, які вважають себе хворими на захворювання органів травлення.

Наступні запитання із формалізованими відповідями дають змогу виділяти хворих з гастроуденальною патологією. Основне призначення анкети – це розподіл опитуваних на дві групи: здорові і ті, хто відчуває потребу в подальших оглядах.

– II етап – на всіх осіб, які відчують потребу в подальших оглядах, медичними працівниками заповнюються прогнозні карти. Карти обробляють на мікро-ЕОМ «Прогноз» і проставляється ступінь ризику виникнення захворювань. Анкета самоопитування і прогнозні карти включаються в медичну карту амбулаторного хворого і передаються на III етап.

– III етап – поглиблене обстеження дільничним лікарем і гастроентерологом всіх, хто відчуває потребу в оглядах. Індивідуальний підхід до клінічного обстеження визначається ступенем ризику за даними анкет і прогнозних карт, заповнених на перших двох етапах. Основне призначення третього етапу – це встановлення діагнозу, виділення осіб з трьома факторами ризику і формування груп диспансерного спостереження. Внаслідок діагностичного обстеження лікарями-гастроентерологами виділяються такі групи:

– здорові особи, які не скаржаться на органи травлення, в яких в анамнезі і під час огляду не виявляють хронічних захворювань чи порушень системи травлення, а також особи з так званими «граничними станами»;

– практично здорові особи, які в анамнезі мають гострі чи хронічні захворювання органів травлення, але не мали загострень протягом кількох років;

– хворі, які відчують потребу в лікуванні, – особи з захворюваннями в стадії компенсації, рідкими загостреннями, нетривалими втратами працездатності, особи з субкомпенсованим перебігом захворювання, частими і тривалими втратами працездатності, стійкими патологічними змінами, які ведуть до стійкої втрати працездатності.

В кожній з вищевказаних груп слід врахувати осіб з факторами ризику (виробничого, побутового, генетичного характеру) виникнення окремих захворювань.

Здорові і практично здорові особи передаються для обліку у відділення профілактики. Хворі підлягають динамічному спостереженню у дільничних (сімейних) лікарів при консультативній допомозі гастроентеролога.

– IV етап – корекція факторів ризику і проведення лікувально-оздоровчих заходів серед взятих на диспансерний облік у поліклініках і стаціонарах.

Медицина і економічна ефективність медичних оглядів з метою раннього виявлення гастродуоденальних захворювань із використанням автоматизованого скринінгу підвищується майже в три рази.

18. КОМП'ЮТЕРНА ДІАГНОСТИКА ФОРМ МІОПІЇ У ДІТЕЙ

В Міжнародному науково-навчальному центрі ЮНЕСКО інформаційних технологій та систем НАНУ та Міносвіти і науки України у відділі «Застосування математичних та технічних методів в біології та медицині» (зав. відділом доктор біол. наук Котова А. Б.) разом з Центром мікрохірургії ока (м. Київ) вирішено одне з актуальних завдань сучасної офтальмології - діагностика форм міопії (стабільна, прогресуюча) за одноразовим обстеженням.

Як відомо, в офтальмології розрізняють дві форми міопії: прогресуючу або стаціонарну. Розпізнання цих форм легко провести за результатами дворазового обстеження пацієнта. Звичайно, повторення обстеження через рік дозволяє судити про те, чи є короткозорість стаціонарною або прогресуючою, та як швидко вона прогресує. Але для правильного та своєчасного здійснення лікувальних заходів дуже важливим є визначення, чи прогресує короткозорість у даний момент, чи буде вона прогресувати у майбутньому.

Вирішення завдання розпізнавання або діагностики форми міопії, перш за все, потребує виділення інформативних діагностуючих ознак (показників, параметрів). Такими інформативними показниками і параметрами є: внутрішньоочний тиск, позитивна частина об'єму відносної акомодатції та температурний коефіцієнт переднього відділу ока.

Алгоритм діагностики форм міопії полягає в наступному. Вимірюється до і після зорового навантаження внутрішньоочний тиск, позитивна частина об'єму відносної акомодатції та температурний коефіцієнт переднього відділу ока. Діагностичним критерієм форм міопії є величина та значення вимірювальних параметрів.

На підставі запропонованого алгоритму розроблена програма комп'ютерної підтримки процесу прийняття рішень при діагностиці форми міопії слабкого ступеня у дітей. Програму було розроблено із урахуванням сучасних вимог, основними з яких є структурованість, модульність, об'єктна орієнтованість. Програма вирішує завдання класифікації даних за заданим критерієм, основними параметрами їх є величини інтервалів, в які із заданим ступенем точності повинні потрапляти або не потрапляти вибіркові вхідні дані.

Програма складається з окремих блоків: основні блоки – блок аналізу та блок прийняття рішень, що включає модулі, які містять різні варіанти відповіді при постановці діагнозу; блоки вводу і виводу даних. Блок виводу виконує формування та друку діагностичного висновку.

Розроблена інформаційна технологія дозволяє своєчасно виявляти дітей з несприятливим прогнозом та вживати лікувально-профілактичні заходи.

19. АПАРАТУРА ДЛЯ ЕЛЕКТРОПУНКТУРНОЇ ДІАГНОСТИКИ

Розвиток немедикаментозних методів лікування за останні роки зумовив появу діагностичної апаратури, яка використовує принципи рефлексотерапії. Завдяки вивченню властивостей біологічно активних точок (БАТ) виявлено, що їх електрофізіологічні показники відрізняються від таких же показників оточуючої шкіри і при захворюваннях можуть змінюватися. В деяких випадках ці зміни випереджують появу симптомів хвороби. До переваг методу належить неінвазивність, безболісність, відносна простота та швидкість діагностування. Недоліком є відсутність єдиних методичних підходів до трактування отриманих результатів та їх зв'язку з функціональним станом внутрішніх органів. Тому нині така апаратура може використовуватися для експрес-діагностики на доклінічному етапі, а також як скринінговий метод.

Найбільш поширеними нині є методи Накатані (Y. Nakatani) та Фолля (R. Voll), розроблені в 50–60-х роках XX століття. Вони базуються на результатах статистичного узагальнення закономірностей зміни електрофізіологічних властивостей певних БАТ, які виникають при розвитку патологічного процесу. Помічено, що ці властивості міняються, в основному, в тих точках, які знаходяться або в ділянці проекції органу, або на акупунктурному меридіані, що з ним пов'язаний. Як показали дослідження, немає необхідності вимірювати електропровідність усіх точок меридіану, а достатньо виміряти показники так званих репрезентативних точок. Середнє значення електропровідності цих точок дорівнює середньому значенню електропровідності всього меридіану. Всі репрезентативні точки є дистальними і знаходяться на стопах та кистях рук.

Для проведення вмірювань використовують апарати SVESA 1010, EAV Dermatron 50600, Біомед 010, Intacom-Voll, TCM 1302.

Фізико-технічні принципи

При діагностуванні проводиться активне вимірювання електричного опору в репрезентативних БАТ при протіканні через них струму з фіксованою тестуючою напругою. При цьому для отримання стабільних вимірів, що не залежать від поляризаційних ефектів на електродах і шкірі, застосовується струм напругою 12 V і силою струму 200 мкА. При цьому зменшення опору буде виражатися в збільшенні струму і навпаки.

Методика проведення

Методика описана на прикладі апарату TCM 1302 виробництва НВП «Техноком», м. Київ. Переваги даного апарату в тому, що для установки

тестуючої напруги, тривалості вимірювання, обчислення результатів, вибору точок вимірювання використовується комп'ютер, що значно прискорює і полегшує роботу лікаря. Крім того, програма дозволяє доповнити класичну методику Накатані вимірюванням точок першоелементів на кожному меридіані, що розширює діагностичні можливості системи, видає рекомендації з рефлексотерапевтичного лікування на основі даних діагностики.

Перед вимірюванням пацієнт повинен зняти всі металеві предмети. Лікар замикає між собою активний та пасивний електроди для установки тестуючої напруги. Після цього пацієнт бере в праву руку пасивний електрод, а лікар активним електродом вимірює опір точок на лівій руці (при цьому на екрані комп'ютера з'являються показники вимірюваного опору, а також схема розташування наступної точки для вимірювання). Важливо, щоб активний електрод торкався шкіри в усіх точках з однаковою силою. Аналогічно проводяться вимірювання на правій руці та на стопах.

Після проведення вимірів дані обчислюються і виводяться у вигляді таблиці ріодораку, що розроблена І. Накатані на основі статистичного вивчення даних обстеження великої кількості здорових та хворих людей. На ній визначається середня електропровідність точок (т. зв. фізіологічний коридор шириною 1,4 см). Якщо значення, отримані для репрезентативних точок, відхиляються від середніх, меридіан вважається виведеним з фізіологічного стану, що свідчить про наявність патологічного процесу. При потребі лікар може провести доміри вражених меридіанів по точках першоелементів, що дозволяє деталізувати акупунктурний діагноз, а також полегшує підбір рецепта для лікування. Дослідження показали, що патологічні показники меридіанів можна пов'язати з певними симптомами хвороби, тоді як показники фізіологічного коридору зустрічаються найчастіше в здорових людей. В той же час, якщо виміряні величини знаходяться за межами фізіологічного коридору при відсутності симптомів захворювання, можна припустити наявність латентної фази хвороби. Ця особливість може використовуватися для ранньої діагностики захворювань.

Протипокази

Основним протипоказом до проведення електропунктурної діагностики є наявність електрокардіостимулятора, так як струм замикання, що використовується, може вплинути на роботу цього апарату. Небажано проводити діагностику при наявності шкірних захворювань, травм, запальних процесів у місці розміщення репрезентативних точок.

20. ДІАГНОСТИЧНА АПАРАТУРА В ОФТАЛЬМОЛОГІЇ

Розвиток засобів вимірювання, впровадження сучасних технологій у виробництво та в розробку нових діагностичних приладів сприяли появі в практичній роботі лікаря-офтальмолога новітнього обладнання, що підняло на якісно новий рівень обстеження пацієнтів.

Серед найбільш широко вживаних приладів, що застосовує в щоденній практиці лікар-офтальмолог є офтальмобіомікроскоп (щілинна лампа виробництва України – ЩЛ-2Б, Росії – ЩЛ-56, ЩЛ-3ГБ, інших зарубіжних країн – фірми “ZEISS” SL 120, 130 – ФРН, “HAAG-STREIT” – США, “NIDEK”, “TOPCON” – Японія).

Метод біомікроскопії дозволяє під великим збільшенням вивчати структуру ока в умовах дуже яскравого, контрастного і перемінного освітлення за допомогою щілинної лампи. Дослідження охоплює не тільки ділянки ока, що безпосередньо доступні огляду. Щілинну лампу можна з успіхом використовувати і для вивчення тих відділів ока (кут передньої камери, склоподібне тіло, сітківка), що бувають доступними для огляду лише при використанні спеціальних приладів. (В.В.Волковим та ін., 1971).

Принцип біомікроскопічного дослідження полягає в оцінці ступеня оптичної неоднорідності тканин ока. Це стає можливим, насамперед, при обмеженні площі засвітлювання очного яблука і різкого збільшення яскравості джерела світла.

В щілинній лампі (рис. 27,29) сила світла цілком є достатньою для того, щоб навіть у таких тканинах ока, як рогівка або кришталік, що зазвичай вважають прозорими, стало помітним розсіювання світла (феномен Тиндалля). Проте за тих самих умов волога передньої камери розсіює настільки незначну частину світлового пучка, що це не вловлюється оком спостерігача. Тому в нормі при біомікроскопії ми бачимо тканину рогівки і кришталіка, а передня камера ока здається “оптично порожньою”.

Для дослідження глибинної структури об’єктів можна використовувати чотири види освітлення: пряме фокальне, непряме фокальне, пряме діафаноскопічне і непряме діафаноскопічне.

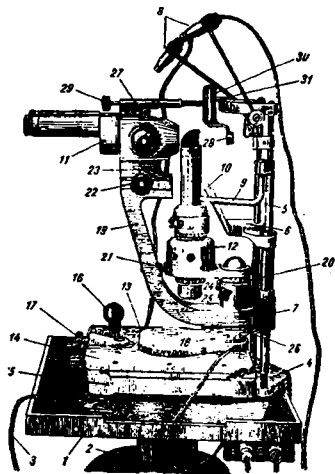


Рис. 27. Щілинна лампа ЩЛ-56.

Джерелом світла (рис. 28) є лампи різного принципу дії:

- накаливання;
- галогенові;

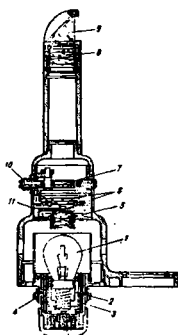


Рис. 28. Джерело світла ШЛ-56.

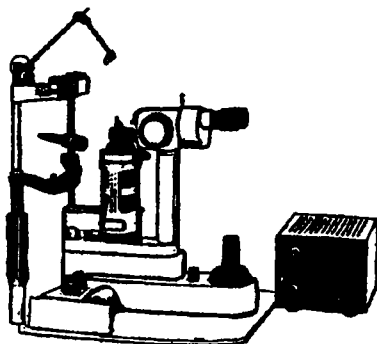


Рис. 29. Щілинна лампа ЗГ.

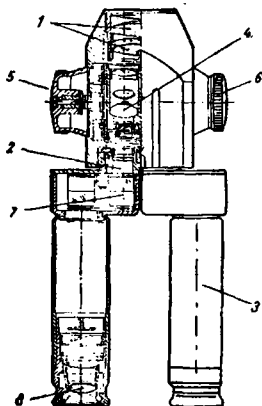


Рис.30 Бінокулярний мікроскоп ШЛ-56.

– безтіньові та інші, що знаходяться в центрованій обоймі, розташованій в патроні таким чином, що при налаштуванні системи відпадає необхідність в горизонтальних зсувах лампочки (патрон може тільки обертатися навколо осі і зміщуватися).

Промінь світла послідовно проходить конденсатор та інші елементи оптичної схеми (залежить від складності та ступеня сучасного виробництва приладу), отвори щілинних діафрагм, отвори в диску зі світлофільтрами, об'єктив та головну призму, набуваючи горизонтального напрямку і формуючи зображення щілинних діафрагм приблизно в 6 см від вихідної грані призми.

Бінокулярний мікроскоп (рис.30) постачається довгофокусним об'єктивом перемінного збільшення. Він складається з загального об'єктива, двох роздільних об'єктивів, бінокулярної приставки і двох пар телескопічних трубок, закріплених в обертовому барабані.

За допомогою щілинної лампи досліджують стан переднього сегмента очного яблука, стан оптичних середовищ, а за допомогою додаткової комплектуючої (лінза +40 Дптр) – навіть очне дно.

РЕФРАКТОМЕТРИЯ І ОФТАЛЬМОМЕТРИЯ

Для об'єктивного визначення рефракції ока, у тому числі астигматизму, використовують рефрактометри. Принцип дії цих приладів полягає у дослідженні відбитого від очного дна об'єкта, або марки, що світиться.

Існує два типи таких приладів.

Рефрактометри I-го типу засновані на отриманні чіткого зображення об'єкта, або марки на дні досліджуваного ока. Вимірювання рефракції в них досягається шляхом наведення на різкість за допомогою повільної зміни збіжності променів у проекційній системі. На цьому принципі побудовані рефрактометри фірм “Роденшток”, “Оптон” (ФРН) і “Тонкой” (Японія), (Ю.З.Розенблюм, 1996)

Рефрактометри II-го типу засновані на феномені Шейнера— роздвоєнні зображення, що проектується через різні ділянки зіниці. Вимірювання рефракції при цьому досягається суміщенням двох зображень також шляхом плавної зміни збіжності променів. За цим принципом побудований рефрактометр Хартингера (рис. 31).

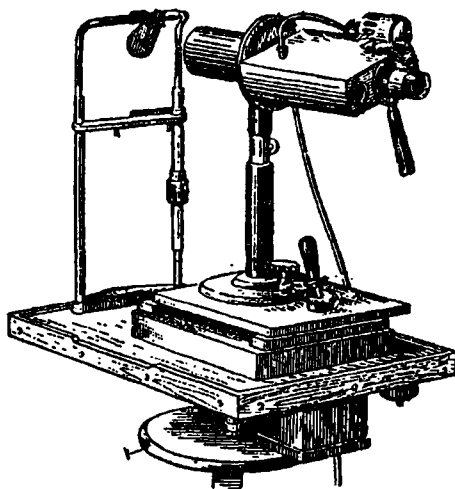


Рис. 31. Рефрактометр Хартингера.

ОФТАЛЬМОМЕТР (ОФ-3, Росія)

Подібним до рефрактометра Хартингера за призначенням є офтальмометр. Офтальмометр ОФ-3 застосовують для визначення:

- радіуса кривизни та рефракції передньої поверхні рогівки ока;
- величини та виду рогівкового астигматизму;
- напрямку головних меридіанів астигматичної рогівки ока.

Офтальмометр ОФ-3 (рис.32) має нерухомі світлові марки із перемінним елементом подвоєння — призмою Волластона. Елемент подвоєння необхідний для фіксації зображень світлових марок, що проєктуються на рогівку рухомого ока. Кожному значенню радіуса кривизни рогівки відповідає певне значення подвоєння, зміна якого пов'язана зі шкалою радіусів кривизни рогівки ока.

Завданням лікаря є необхідність чітко накласти зображення досліджуваних марок (об'єктів), що перебувають в полі зору, шляхом повороту рукоятки і знімання зі шкал значення рефракції, радіуса кривизни та кутового положення головного меридіану при астигматизмі.

Принцип роботи офтальмометра полягає у вимірюванні відстані між зображеннями об'єктів, відбитих від рогівки. При цьому відстань вимірюють, суміщаючи в окулярі дві частини подвоєної тестової марки. Оптична схема приладу забезпечує отримання великого і яскравого зображення марок (рис. 33) – “східців” і “прямокутника”.

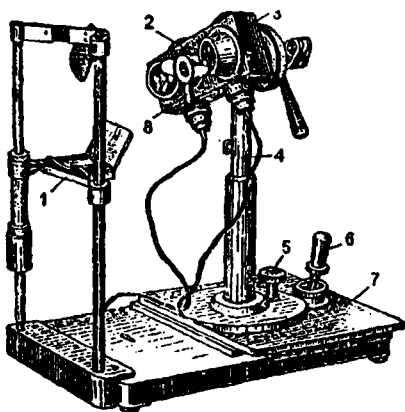


Рис. 32. Офтальмометр ОФ-3.



Рис. 33. Об'єкти зображення при розгляді офтальмометра ОФ-3.

Прилад призначений тільки для вимірювання правильного астигматизму, тому меридіани можуть відрізнятися лише на 90° . У зв'язку з невідповідністю загального астигматизму ока із рогівковим ні за ступенем, ні за положенням головних меридіанів застосування цього приладу в рефрактометрії має допоміжне значення. Через це офтальмометр слугує здебільшого для вимірювання радіуса (і відповідно сили, що заломлює) передньої поверхні рогівки.

АВТОМАТИЧНА РЕФРАКТОМЕТРІЯ

Вона характеризує новий крок у дослідженні рефракції ока людини. В авторефрактометрах на дно досліджуваного ока проєктується невидима (в інфрачервоних променях) марка і здійснюється автоматичний електронно-оптичний аналіз її зображення. Серед найбільш відомих приладів, що пере-

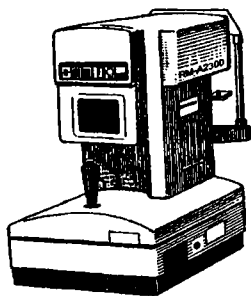


Рис. 34 Авторефрактометр RM-A2300.

бувають на ринку, є продукція фірм "TOPKON" (Японія), модель RM-A2300 (рис. 34), "HUMPHRY" (США), "NIDEK", "CANON" (Японія) і "RODENSHTOK" (ФРН).

Фотодатчики, система підсилення сигналу і обчислювальний пристрій, що перетворює цей сигнал у запис рефракції досліджуваного ока забезпечують автоматизм у вимірюваннях.

Відомо декілька типів автоматичних рефрактометрів. Між собою вони відрізняються способом вимірювання рефракції та наданням результатів.

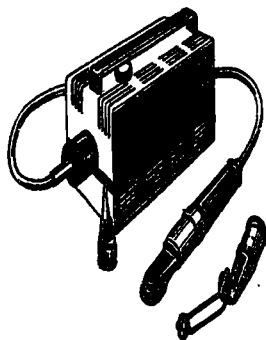


Рис. 35 Офтальмоскоп OP-2A. (Джерело світла, волоконно-оптичний шнур, офтальмоскоп)

Офтальмоскоп ручний (OP-2A, Україна) (рис. 35) із волоконним світловодом OP-2M (Росія) (рис. 36).

Прилад відрізняється від відомих можливістю передачі променя світла за допомогою світловолоконної оптики від спеціального освітлювального блока.

— Призначений для дослідження патології сітківки в прямому вигляді.

Офтальмоскоп ручний універсальний OP-3A (Росія) (рис. 37), "HEINE" (ФРН), "WELCH ALLYN" (США).

Офтальмоскоп – універсальний ручний прилад, що дозволяє поряд із прямою офтальмоскопією, проводити загальновизнану у світовій практиці якісну зворотню офтальмоскопію.

Прилад укомплектовано світловолоконним засобом освітлення, при якому передача світлового пучка від інтенсивного джерела світла,

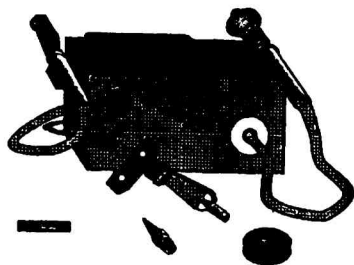


Рис.36. Офтальмоскоп ручний
ОР-2М.

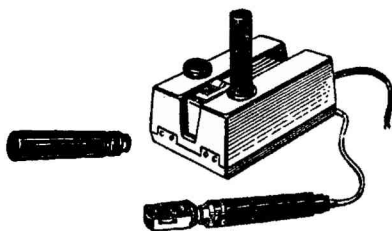


Рис.37. Офтальмоскоп ручний
універсальний ОР-3А.

винесеного в блок освітлювача, здійснюється по оптичному світловоду. Це забезпечує високу яскравість освітлення, яка регулюється фільтрами.

Призначений для дослідження патології сітківки в зворотньому вигляді.

Офтальмоскоп налобний біноклярний (виробництва Росії – НБО-3, НБО-2(рис. 38), виробництва інших країн – за принципом моделі “SCHEPENS”).

Офтальмоскопи налобні біноклярні застосовують для біноклярного стереоскопічного безрефлексного дослідження очного дна методом офтальмоскопії в зворотньому вигляді.



Рис.38. Офтальмоскоп налобний біноклярний НБО-2.

Регулювання світлового пучка в офтальмоскопах здійснюється завдяки змінним діафрагмам. При дослідженні очного дна в різних ділянках спектра в систему освітлення вводять змінні світлофільтри (синій, синьо-зелений). Прилади комплектуються висоякісними асферичними лінзами 15, 20 і 29 дптр, та ін.

**Тонометр-тонографічний цифровий
(ТНЦ-100 – Росія, “OCUTON” – Великобританія).**

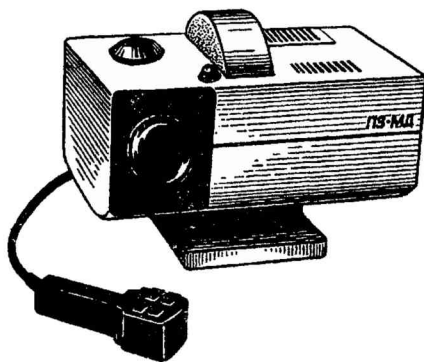
Тонометри / тонографи застосовують для визначення внутрішньоочного тиску (ВОТ) контактним способом із цифровою індикацією результатів

вимірювань в мм рт.ст. та в одиницях Шіотца, а також для виконання тонографічних досліджень (тонографічні показники: коефіцієнт легкості відтоку, хвилинний об'єм утворення очної рідини, коефіцієнт Беккера)

Принцип дії полягає у вимірюванні зміщеного об'єму вологи передньої камери ока внаслідок компресії (120 с – по Гранту) важком 50 г з наступним записом тонографічної кривої. Розрахунки за відомими формулами дають змогу розрахувати тонографічні показники. В сучасних приладах перерахунок показників здійснюється завдяки обчислюванню персонального комп'ютера, результати яких виводяться на екран монітора.

В комплект поставки приладу входять вікорозширюючі кільця. Стерилізація вікорозширюючих кілець та датчика здійснюється протягом 6 год. шляхом занурення в 6% розчин перекису водню.

Проектор знаків (виробництва “RODENSHTOK”, “ZEISS” – ФРН, “HAAG-STREIT” – США, “NIDEK” – ЯПОНІЯ, “TOPCON” – ЯПОНІЯ).



*Рис. 39. Проектор знаків
ПЗ-МД.*

Проектор знаків (рис.39) застосовують для визначення гостроти зору, виявлення астигматизму, дослідження бінокулярних функцій та призначення оптичної корекції для далі.

Диск приладу містить наступний набір випробувальних тестів:

- для визначення гостроти зору: кільця Ландольта, що відповідає гостроті зору від 0,05 до 2,0; літери алфавіту (латинь/кирилиця), що відповідає гостроті зору від 0,1 до 1,4; дитячі картинки, що відповідає гостроті зору від 0,1 до 1,0; дуохромний тест;
- для визначення астигматизму: променева фігура;
- для виявлення астигматизму та грубої характеристики положення його головної вісі; “стріла” Раубичека — для з’ясування осі циліндра; фігура хреста — для з’ясування сили циліндра;
- для перевірки бінокулярних функцій: чотирьохкрапковий тест — для визначення характеру і ступеня порушення бінокулярного зору; тест Шабера – для дослідження гетерофорії.

Демонстрація необхідного випробувального знака здійснюється за допомогою пульта дистанційного управління, що істотно полегшує роботу лікаря. Прилад забезпечує можливість проводити дослідження на будь-якій відстані в межах від трьох до шести метрів від екрана.

Синоптофор (Україна, Росія).

Синоптофор (рис.40) використовують для діагностики та лікування сенсорних порушень руху при косоокості, бінокулярній нестійкості та гетерофоріях.

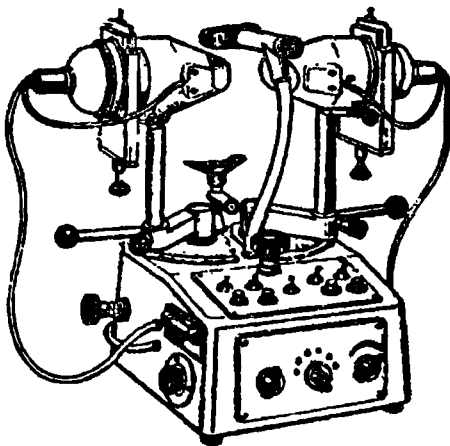


Рис.40. Синоптофор.

Принцип роботи синоптофору полягає у механічному розмежуванні полів зору. Для цього прилад має 2 оптичні голівки, які містять гнізда для рамок з різними тест - об'єктами. Одні з тест - об'єктів призначені для суміщення, інші — для злиття, а треті — для стереоскопії. Кожному оку окремо показують половину одного і того ж малюнка. При паралельному положенні оптичних осей обох систем спостереження приладу малюнки зливаються, що свідчить про відсутність косоо-

кості. При косоокості малюнки, що показують кожному оку, бачать окремо і зливаються тільки при повороті осей систем спостереження приладу на певний кут, величина якого і характеризує ступінь косоокості. Прилад забезпечує можливість показу під час дослідження і ортоптичних вправ тест – об'єктів під різними кутами в діапазоні $\pm 45^\circ$.

Прилад має можливість плавно змінювати освітленість тест-об'єктів в кожному оптичному каналі, створювати мигаюче освітлення тест-об'єктів (розмежовано і спільно з різною частотою), а також надавати тест-об'єктам коливальні рухи (окремо і спільно). Мигаюче освітлення та коливальні рухи здійснюються як вручну, так і автоматично.

На синоптофорі визначають:

- об'єктивний і суб'єктивний кут косоокості;
- стан кореспонденції сітківки;
- здатність до бінокулярного злиття зображень об'єктів;

- фузійні резерви;
- наявність або відсутність функціональної скотоми;
- наявність нефовеального злиття.

Проводять лікувальні ортоптичні вправи з:

- усунення фовеальної скотоми;
- усунення асиметричного бінокулярного зору;
- розвитку нормальної фузійної спроможності;
- розвитку рухомості очей;
- стабілізації бінокулярного зору.

ЕЛЕКТРОФІЗІОЛОГІЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Розвиток сучасних технологій за останні десятиліття сприяв появі в клінічній офтальмології модернізованих електрофізіологічних методів дослідження (ЕФД), таких, як електроретинографія, електроокулографія, реєстрація викликаних потенціалів зорової кори, дослідження електричної чутливості, функціональної рухливості зорового аналізатора і низки інших. (В.Ф.Данілічев, 2001).

Усі методи ЕФД розділяють на два класи:

- об'єктивні;
- суб'єктивні.

Принцип дії приладів першої групи полягає в реєстрації електричних потенціалів, що виникають як сумарний результат переміщення іонного струму в різноманітних відділах органа зору. В другій – електричний струм слугує неспецифічним подразником, що викликає ті або інші зорові відчуття у пацієнта. Слід зауважити, що внаслідок дуже незначних розмірів потенціалів, які реєструються об'єктивними ЕФД, та їхньої великої залежності від численних чинників, у кожній лабораторії ЕФД і для кожної системи апаратури повинна бути визначена своя норма, що обов'язково вказується разом із результатами конкретного дослідження.

Електроретинограф (ЕРГ, Росія) – прилад для реєстрації багатофазної біоелектричної реакції клітинних елементів сітківки, що виникає під дією світлового подразника. Впровадження ЕРГ у клінічну практику стало можливим лише після того, як для її реєстрації стали застосовувати електронні підсилювачі (Cooper S., 1933), а також електроди, вмонтовані в контактні лінзи.

Нині найбільш часто в клінічній офтальмології застосовують загальну (ганц-фельд), локальну (макулярну), ритмічну і паттерн-електроретинограми, які дозволяють оцінити функціональний стан різноманітних відділів сітківки.

Загальна ретинограма характеризує сумарний біоелектричний потенціал, що реєструється у відповідь на засвітлення усієї площі сітківки (ганц-фельд— усе поле). Він реєструється між активним електродом на рогівці і референтним електродом (здебільшого накладають на мочку вуха). Ми застосовуємо електрод-присоску у вигляді пустотілої півсфери з напівпрозорою передньою частиною (модель Говардовського В. Й., Шамшинової А. М., Голубцова К. В.), що забезпечує рівномірне засвітлення усієї площі сітківки.

В якості стимулятора частіше всього застосовують імпульсну лампу-спалах, що генерує імпульс білого світла тривалістю не більше 5 мс з інтервалом інтенсивностей на поверхні рогівки 1,5–3,0 кд/м². Для досягнення ганц-фельд ефекту можна використовувати стимулятори у вигляді півсфери з матовим покриттям (по типу адаптометра АДМ) із під'єднаним джерелом світла. З огляду на малі амплітудні значення параметрів, що реєструються, для одержання достовірних результатів необхідно використовувати підсилювачі біопотенціалів.

Для запису сигналу застосовують засоби, що реєструють, як чорнило-пишучі (типу енцефалографа), так і осцилографи. У першому випадку аналіз отриманих результатів більш трудомісткий і здійснюється дослідником. Сучасні досягнення комп'ютерних технологій дозволяють поєднати і значно спростити реєстрацію й аналіз отриманих даних.

У загальній електроретинограмі здорової людини можна виділити такі компоненти: негативну (нижче ізолінії) “а”-хвилю, позитивні “b”-, “d”- і “c”-хвилі. Причому останні дві реєструються далеко не завжди, лише за певних умов стимуляції і реєстрації. Кожну з хвиль характеризують два параметри: амплітуда хвилі (у мікрровольтах) і латентність, тобто час від моменту стимуляції до піка хвилі (у мілісекундах).

Макулярна ретинограма характеризує біоелектричний потенціал, що реєструється при стимуляції макулярної зони сітківки.

В колишньому СРСР велику популярність одержав метод реєстрації макулярної ЕРГ, розроблений у лабораторії клінічної фізіології зору ім. С.В.Кравкова НДІ очних хвороб ім. Гельмгольца.

Виділення локального макулярного біопотенціалу пов'язано з низкою труднощів, основними з яких є:

- виділення малого за розмірами потенціалу із оточуючого “шуму”;
- нівелювання ефекту світлорозсіювання, що завжди виникає при стимуляції будь-якої ділянки сітківки;
- контроль за фіксацією погляду.

У вищезгаданій лабораторії було розроблено електрод-присоску із вмонтованими джерелом світла (двоколірний світлодіод) і оптичною

системою, що разом з оптичною системою ока створює нерухоме зображення джерела світла на центральній ділянці сітківки. Фіксація лінзи забезпечується компресорною системою шляхом створення слабкого повітряного розрідження в просторі між електродом і рогівкою. Навіть за умови руху ока присоска переміщається разом з ним, зображення джерела світла завжди потрапляє на те ж саме місце сітківки. Цим забезпечується багаторазна відновлюваність стимуляції заданої ділянки без необхідності контролю фіксації погляду. Зазначені конструктивні особливості електрода забезпечують стимуляцію центральної ділянки сітківки в межах 15 від центру. Засвічування саме такої площі дозволяє одержати достовірний, результат (близько 5–20 мк) із високою долею локальної відповіді (майже 70 %).

Визначення електричної чутливості і лабільності зорового аналізатора (прилади: “КНСО-1”, “КНСО-3”, “КНСО-8”, Україна, “ЕСУ-2”, Росія, “Alvar”, США).

Вперше появу в оці світлового відчуття, що виникає у відповідь на подразнення ока електричним струмом, було виявлено А.Вольтою в 1795 р. Принцип дії прилада полягає у збудженні граничним струмом електричного фосфену, який локалізується під електродом на периферії поля зору, хоча за певних умов може бути отриманий і в центральних відділах, а також займати велику частину поля зору. Місцем виникнення електрофосфена є нервові елементи сітківки. Електрична чутливість, що визначається за пороговим електричним струмом, який викликає електрофосфен, характеризує стан нервових елементів (біполярних і гангліозних клітин), пов’язаних, переважно, з паличковим апаратом сітківки. Іншими словами, перший імпульс збудження при електростимуляції ока пороговим струмом виникає у внутрішніх прошарках сітківки, не захоплюючи фоторецепторів. Е. М. Семеновская і А. І. Верхутіна запропонували використовувати метод визначення критичної частоти зникнення мигаючого фосфена при подразненні ока надпороговим струмом для оцінки лабільності, функціональної рухливості зорового аналізатора.

З тим, щоб викликати електрофосфен, застосовують різноманітні електростимулятори. В одних моделях (ЕСУ-2, “Alvar”) параметром електричного струму, що реєструється, є величина напруги, при якій фіксується фосфен; в інших (що найбільш часто застосовуються) – сила струму.

Активний електрод фіксують або прикладають до зовнішнього кута досліджуваного ока, індиферентний електрод може або фіксуватися на

мочці вуха, або контактувати з рукою досліджуваного, коли останній є вмонтованим у ручку приладу.

Різноманітні патологічні стани, що захоплюють в процес третій нейрон зорового аналізатора, характеризуються підвищенням порогів виникнення електрофосфена (тобто зниженням електричної чутливості) і зниженням частоти зникнення фосфена (тобто пригніченням лабільності). Визначення електричної чутливості і критичної частоти зникнення фосфена (КЧЗФ) дозволяє в значній частині випадків проводити діагностику поразок зорово-нервового апарата за глибиною і до деякої міри за його площею.

РЕНТГЕНОЛОГІЧНІ МЕТОДИ ДІАГНОСТИКИ

Перелом будь-якої стінки орбіти, за рідкісним винятком, є комбінованою травмою, що вимагає взаємодії багатьох спеціалістів. Переломи стінок орбіт з пошкодженням біляносових синусів, навіть без ушкодження шкірних покривів, відносять до відкритих. Причиною є ініційоване травмою ушкодження слизової оболонки порожнини носа, біляносових пазух, рота, що, зрозуміло, викликає контакт із зовнішнім середовищем. Це, в свою чергу, може супроводжуватися серйозними ускладненнями.

Складний рельєф кісток черепа, стінок орбіт, лицьового скелета викликає необхідність розробки ряду стандартних проєкцій, додаткових укладок, а також прицільних знімків, за допомогою яких деталізується картина оглядових рентгенограм (знімки турецького сідла, каналів зорових нервів та ін.). Враховуючи наведене вище, вважаємо доцільним зупинитися не на характеристиці загальновідомих рентгенографічних приладів, а на деяких стандартних, спеціальних укладках і прицільних зображеннях, що застосовують в офтальморентгенології:

- передня фронтоокципітальна проєкція (носолобна укладка);
- бічна сагітальна (площина черепа паралельна столу для досліджень);
- передня сагітальна проєкція (укладка на ніс) для отримання зображення крила клиноподібної кістки і верхньоочних щілин;
- носопідборідна укладка для отримання зображення додаткових пазух носа також використовується як оглядовий знімок орбіт у прямій проєкції. Напрямок погляду – перпендикулярно столу;
- напіваксіальний (підборідний) знімок інформативний для оцінки стану нижніх стінок орбіт, стінок верхньо-щелепних пазух, скулових кісток.

Зручний для пошуку і локалізації сторонніх тіл в орбіті. Напрямок погляду – паралельно столу;

– знімок нижніх очноямкових щілин. Укладка на лобові бугри (під ніс підкладають бинт або інший предмет товщиною 3 см). Центральний промінь направляється наперед від зовнішніх слухових проходів;

– прицільні знімки орбіт;

– знімок орбіт (каналів зорових нервів) по Резе. Укладка на досліджувану орбіту (надбрів'я, ніс і вилицю з центрацією променя на протилежний тім'яний бугор). Знімки обох орбіт повинні бути виконані суворо симетрично.

КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ

Методики КТ-обстеження орбіт уже добре розроблені і досить докладно висвітлені у відповідних рекомендаціях.

На початку впровадження КТ в практику офтальмології цю методику використовували переважно для дослідження ретробульбарного простору як найбільш складної “зони”. Вивчали, в основному, пухлини, пухлиноподібні утворення, ендокринні порушення та іншу внутрішньоочну патологію. Згідно з удосконаленням апаратури і накопиченням досвіду, застосування КТ стало розширюватися і нині охоплює широке діагностичне коло великого числа патологічних станів.

Зазвичай при скануванні орбіт провадять 15–20 томографічних зрізів. Здебільшого цього достатньо для візуалізації усіх відділів орбіт (як в аксіальній, так і у фронтальній проекціях) і дозволяє одержати повноцінні реконструйовані КТ-грами в різноманітних площинах. Променеве навантаження на пацієнта за 1Н зріз при КТ-дослідженні становить близько 0,03–0,04 Гр.

УЛЬТРАЗВУКОВА ДІАГНОСТИКА

В залежності від засобу перетворення ехосигналу і характеру перетворення отримуваної інформації ультразвукові діагностичні системи ділять на три основні групи:

– системи А-типу (системи одномірного зображення);

– системи В-типу (системи двомірного зображення);

– системи М-типу (системи, що використовують у своїй основі ефект Допплера).

В офтальмології застосовують усі ці системи. Здебільшого вони працюють в двох режимах – А і В, а також комплектуються високочастот-

ними (від 5 до 15 МГц) датчиками із малою площею поперечного перетину. Невелика робоча поверхня і висока розрізняюча здатність цих датчиків дозволяє оцінювати як внутрішньоочні структури, так і структури всередині орбіти.

Ультразвукове зображення очного яблука в нормі має вигляд округлого ехо-негативного утворення. В передніх його відділах розташовані дві ехогенні лінії, що є відображенням капсули кришталика. Задня поверхня кришталика більш опукла. При спостереженні зорового нерва він має вигляд як ехо-негативна смужка. Внаслідок широкої ехотіні від очного яблука ретробульбарний простір не диференціюється.

Діагностична система UltraScan (ALCON), США (рис.41) є першою у новому поколінні систем із високою якістю зображення, що забезпечує розрізняючу здатність більше ніж 0,2 мм, може налаштовувати детальне

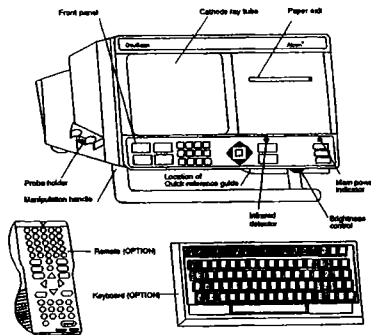


Рис.41. Зовнішній вигляд системи UltraScan, фірми АЛКОН.

зображення, володіє секторно-часовим регулюванням підсилення з 256-ти градаціями сірого кольору на екрані.

Біометрія високої якості створена слідом за широко відомим біометром OcuScan виробництва АЛКОН. Програмне забезпечення для функцій біометрії UltraScan успадкувало набір засобів для виміру аксіальної довжини ока і розрахунків оптичної сили інтраокулярної лінзи (ІОЛ).

Діагностична система UltraScan пропонує вибір мови виводу результатів:

- англійська,
- німецька,

- французька,
- іспанська.

Знаки ISO і MDD CE. Відповідність продукції фірми АЛКОН стандарту ISO 9001 підтверджена сертифікатом, а також знаком MDD CE (директива за стандартами якості для медичних приладів Європейської Спільноти), що відповідає світовим стандартам у виробництві офтальмологічного устаткування.

Діагностична система АЛКОН UltraScan входить до складу низки вітреоретинальних продуктів, які пропонує фірма АЛКОН.

Прилад може бути укомплектований:

- клавіатурою Qwerty і Azerty (два типи);
- монітором (як кольоровий, так і чорно-білий);
- відеопринтером.

Для біометрії діагностична система АЛКОН UltraScan використовує той же самий герметичний 10 MHz зонд, що й OcuScan.

Діагностична система UltraScan забезпечує розрізняючу спроможність 0,2 мм і ехографічну глибину 40 мм. Це покращує огляд зумовлених катарактою патологій в оці пацієнта, що, в свою чергу, збільшує можливість отримання об'єктивних аксіальних відстаней.

Спроможність приладу UltraScan підлаштувати швидкості поширення, відповідно до різноманітних щільностей очної тканини, зменшує, а інколи й зовсім усуває необхідність використання поправок при розрахунках сили ІОЛ.

Репрезентація даних цілком відповідає ступеню точності процесу вимірів. Система дозволяє переглянути усі виміри, виконані для параметрів, що можуть впливати на розрахунки відповідної сили ІОЛ.

Клавіша безпосереднього доступу дозволяє швидко переходити від одних частин програмного забезпечення до інших.

Порівняння до трьох включно лінз для кожного ока дозволяє здійснити вибір найкращого матеріалу і сили лінзи. Порівнює лінзи:

- гнучкі;
- передньокамерні;
- задньокамерні.

Діагностична система АЛКОН UltraScan забезпечує запам'ятовування до п'яти включно різноманітних наборів параметрів для роботи приладу. Це дозволяє робити обчислення А-константи для різноманітних типів очей: маленьких, довгих, з щільною катарактою.

UltraScan дозволяє використовувати такі популярні формули для розрахунку ІОЛ:

- SRK II;
- Holladay;
- Binkhorst II;
- SRK-T;
- Hoffer-Q.

Відповідно до потреб UltraScan забезпечує такі необхідні властивості для біометрії:

- ручний і автоматичний режими;
- контактний і занурений скани;
- здатність запам'ятовувати до десяти вимірів для кожного ока;
- таблиця порівняння різних ІОЛ для кожного ока.

Швидке роздруковування та поліпшена сумісність із персональним комп'ютером. UltraScan дозволяє швидко оформляти документацію на пацієнта. Інформацію можна роздрукувати двома засобами:

- додатковий відеопринтер;
- додатковий текстовий принтер.

Властивості В-сканування:

- покращена роздільна здатність дисплея;
- розроблений з урахуванням властивостей клінічного ехографа UltraScan надає нові можливості поліпшення розпізнавання зображення на екрані;

- роздільна здатність вища, ніж 0,2 мм;
- налаштовувані властивості зображення;
- секторно-часове регулювання посилення;
- 256 градацій сірого кольору на екрані.

Налаштовувані властивості зображення дозволяють:

- максимізувати виявлення патології, що важко розпізнається шляхом детального налаштування зображення;

- видаляти частину отриманого зображення, яке не має цінності;
- збільшувати роздільну здатність тієї частини зображення, яка має найбільший інтерес;

- збільшувати кількість осередків монітора для зображення патології.

Секторно-часове регулювання підсилення дає змогу збільшувати яскравість і чіткість зображення ділянок ока, що перебувають на певній відстані від поверхні (без посилення сигналу), і відповідно – зображення інших ділянок, що цікавлять спостерігача. В минулому для застосування такого високого підсилення з метою визначення патології, ділянка зображення, що цікавила офтальмолога, накладалася на зображення інших ділянок. Прилад UltraScan позбавлений цієї хибі.

Збільшення/зменшення, а також пересування зображення перебувають цілком або частково в окремих вікнах.

АЛКОН UltraScan дозволяє налаштувати прилад так, щоб оптимізувати зображення і знову увімкнути ці параметри для наступної роботи з іншими пацієнтами. Установки можуть бути налаштовані відповідно до переважної орієнтації лікаря, вони вводяться в пам'ять для використання при роботі з іншими пацієнтами.

“Тихий зонд” UltraScan укомплектовано 10 MHz зондом, який створено за технологією “тихих” зондів фірми АЛКОН із метою поліпшення витримування ультразвуку пацієнтом.

АЛКОН UltraScan дозволяє використовувати п'ять різних мікрометрів, які можуть вимірювати відстань як по прямій, так і по лініях іншої форми.

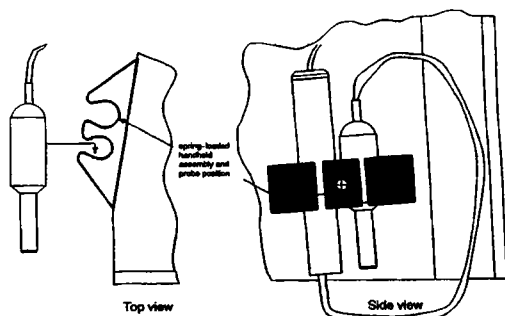


Рис.42. “Тихий зонд” системи Ultra Scan, фірми АЛКОН.

Прилад також дозволяє вводити в зображення на екрані коментарі (для наступного роздруковування).

Зміни змісту зображення на екрані:

- тільки В;
- тільки В із вектором А;
- вектор А;
- подвійне В;
- подвійне В із вектором А;
- учетверене В.

UltraScan має можливість зберегти в оперативній пам'яті до чотирьох В-зображень для наступної демонстрації, збільшення або друку. Також можливе зберігання зображення для наступного використання в презентаціях, що виконані за допомогою програми PowerPoint.

UltraScan забезпечує стандартний відеовихід у видах:

- RS 170;
- S-Video;
- RGB.

Працює з системами NTSC і PAL. Це дає змогу зручно під'єднатися до стандартного відеоустаткування для запису і відтворення відсканованих зображень.

УЛЬТРАЗВУКОВА ДІАГНОСТИКА СТОРОННІХ ТІЛ ОКА І ОРБИТИ

Одним із показань до УЗД є підозра на вміст внутрішньоочних сторонніх тіл, особливо рентгеноконтрастних.

УЛЬТРАЗВУКОВА ДІАГНОСТИКА КОНТУЗИЙНИХ ПОШКОДЖЕНЬ

Ехографія є ефективною при діагностиці крововиливів. Це зумовлено тим, що гемофтальм, як і деякі інші захворювання, характеризується помутнінням оптичних середовищ, зокрема, склоподібного тіла ока. Завдяки високій чутливості методики (до 98%) УЗД на сьогодні є однією з домінуючих діагностичних методик у розпізнаванні та оцінці внутрішньоочних крововиливів, а також процесів відшарування сітківки.

Відповідно до стадій розвитку гемофтальму еходіагностика:

- при гемофтальмі першої стадії виявляє в склоподібному тілі ока слабкої бо середньої інтенсивності різноманітного розміру гіперехогенні ділянки, тобто осередки ехоущільнення. Ці осередки і є відображенням крововиливів;

- друга стадія характеризується доволі скрутною клінічною і КТ-діагностичною картиною (2-й тиждень після крововиливу). Супроводжується інтенсивним гемолізом крові. При офтальмоскопії спостерігається суцільний червоний рефлекс по всьому полю зору. Незалежно від розміру початкової гематоми все склоподібне тіло імбіноване продуктами гемолізу. УЗД дозволяє відповісти на запитання про обсяг і характер патології. Гемофтальм у фазі гемолізу має вигляд звичайних ділянок підвищеної щільності.

До кінця 2-ї стадії (початок третього тижня після крововиливу) кров починає організовуватися і перетворюватися в сполучно-тканинні тяжі. Ущільнення з округлої форми перетворюються в лінійні ехогенні утворення;

– третя і четверта стадії гемофтальму характеризуються формуванням щільних внутрішньоочних тяжів та шварт;

– на 5-й стадії крововилив в око вже цілком трансформується у фіброз склоподібного тіла. У цих випадках оцінка внутрішньоочної картини за допомогою УЗД обтяжена.

Методика УЗД є високоінформативною при відшаруванні сітківки. Чутливість методу сягає до 98–99 %. Відшарування сітківки за площею може бути:

- частковим,
- субтотальним,
- тотальним.

Це добре видно при УЗ діагностиці.

Відшарована сітківка при УЗД має вигляд чіткої, добре контурованої ехогенної лінії, як правило, біля заднього полюса ока і паралельно його оболонкам. Один кінець цієї лінії зазвичай (але не обов'язково) стикається з оболонками ока.

РОЗДІЛ II.

МЕДИЧНА ЛІКУВАЛЬНА АПАРАТУРА

1. ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНА АПАРАТУРА

Сучасна фізіотерапія має різноманітні методи, які базуються на лікувальних властивостях природних і перформованих (штучних) факторах. Суть будь-якого фізичного фактора полягає в тому, що клітини організму поглинають енергію і всередині клітини перетворюють її в енергію біологічних процесів. Відповідно в тканинах організму відбуваються біофізичні, біохімічні і структурні зміни. Фізичні фактори – комплексні подразники і відповідно організм реагує на них складною адаптаційно-приспосувальною реакцією, яка спрямована на підтримання гомеостазу.

Якщо фізіотерапевтичні процедури проводити правильно і систематично, то після першого ефекту пристосування організму продовжується інша тривала реакція, яка веде до зміни структури і функції органа, тканини, а також і всього організму. Це називається ефектом післядії фізичних факторів.

Фізичні методи завжди були важливою складовою частиною в комплексній терапії і реабілітації хворих. Важливу роль вони відіграють у підвищенні ефективності медикаментозного лікування, запобіганні важких ускладнень захворювань, скороченні терміну лікування.

1.1. Гальванізація

Під гальванізацією розуміють використання з лікувальною метою постійного електричного струму, який не міняється в часі, невеликої напруги (30–80 В) і невеликої сили (до 50 mA), що підводиться до тіла хворого за допомогою контактних електродів.

Апаратура. Для проведення гальванізації та електрофорезу використовують апарати АГН-1, АГН-2, ГВП-3, АГП-33, ГР-2, ГРМ-1М, Поток-1, Поток-1М, Іон-1.

Фізико-хімічна дія гальванічного струму полягає в тому, що організм людини – складна система провідників і діелектриків: м'язи,

паренхіма органів, судини кровоносні і лімфатичні, оболонки нервових клітин, міжклітинна рідина – провідники струму. Діелектрики – шкіра, кістки, жирові тканини, сполучна тканина. Основними “воротами” для струму є потові і сальні залози. Струм іде по них не прямолінійно, а шляхом найменшого опору. Утворюються об’ємні заряди (електрорушійна сила), які діють 2–3 години. Організм – це полімембранна структура. Під впливом різниці потенціалів на мембранах відбувається осідання зарядів з утворенням електрорушійної сили, з якою пов’язана післядія струму 2–3 години. Катіони й аніони в організмі мають різні розміри і зарядність. Чим більші розміри і зарядність іона, тим він менш рухливий. Під впливом різниці потенціалів, внаслідок різниці швидкості руху відбувається зміна якісно-кількісного складу іонів, яка в свою чергу впливає на швидкість біохімічних, біофізичних процесів, на подразливість периферичних рецепторів.

Під дією гальванічного струму відбувається збільшення кількості іонів, активних радикалів, що призводить до покращення біохімічних, біофізичних процесів в організмі. Рух іонів (H) і (OH) до певних електродів веде до зміни pH у тканинах. Внаслідок зміни pH змінюється швидкість всіх метаболічних процесів в організмі. Під впливом гальванічного струму перерозподіляються катіони лужних металів, що несуть на собі воду. Це призводить до перерозподілу води в організмі.

Лікувальна дія гальванізації характеризується відповіддю організму на її вплив. А вплив є загальний, місцевий і сегментарний. Місцеві зміни – це гіперемія (більша на катоді), утворення біологічно активних речовин в шкірі, посилення окисно-відновних процесів, покращення провідності нервових волокон, зміна збудливості нервових закінчень (більше на катоді, менше на аноді). Сегментарна дія побудована на шкірно-вісцеральних рефlekсах, які замикаються через відповідний метамер спинного мозку.

Загальний вплив побудований на шкірно-вісцеральних рефlekсах, які йдуть по довгій рефlekторній дузі. Гальванізація має одну особливість – вона підвищує згортальну функцію крові. При дії на шлунково-кишковий тракт – посилює або понижує, залежно від полюса, кислотність, покращує моторику, перистальтику, а також метаболічну функцію печінки і зовнішню секрецію підшлункової залози.

Методика проведення процедури гальванізації. При гальванізації на поверхні тіла використовують електроди у вигляді металевих (свинець, сплав свинцю з оловом) чи виготовлених зі спеціальної струмопровідної графітизованої (містить вуглець) тканини пластинок.

Товщина металевих електродів 0,3–1,0 мм. Використовуються також і спеціальні електроди для ЛОР-органів, ванночки для гальванізації очей, порожнини рота, для гальванізації піхви, ректальні електроди.

Складовою частиною електродів є гідрофільні прокладки товщиною 1,0–1,5 см, які виготовляють з бумазеї, фланелі, байки. Прокладки оберігають шкіру хворого від проникаючої дії продуктів електролізу, що утворюються в процесі розподілу речовин постійним струмом на аноді та катоді, а також забезпечують рівномірний контакт електродів з поверхнею тіла і зменшують опір шкіри. Гідрофільна прокладка повинна виступати з-під металевої пластинки у всі сторони на 2–3 см. Інтенсивність впливу вимірюється щільністю гальванічного струму на площу прокладки і становить для дорослих 0,01–0,1 мА/см², для дітей – 0,08–0,1 мА/см².

Для надійного контакту електродів з тілом їх фіксують за допомогою гумових або еластичних бинтів, мішечків з піском, вакуумними присосками, інколи вагою самого хворого.

Перед тим, як накласти електроди, необхідно уважно оглянути ділянки шкіри, які будуть піддаватися впливу струму. Шкіра повинна бути чистою, без пошкоджень і надмірного оволосіння. Всі ці фактори сприяють появі хімічного опіку на шкірі. Ділянки шкіри, де будуть розташовані електроди, протирають вологою ватою. Якщо в процесі лікування в місці розташування електродів з'являються сухість, свербіж, почервоніння та тріщини і ці явища виражені не різко, то шкіру протирають гліцерином або рициновою олією.

Дозування процедури. Процедура дозується щільністю струму – відношення сили струму до площі (мА/см²). При методиках загальних і сегментальних щільність струму становить 0,01–0,05 мА/см², при місцевих – до 0,1 мА/см². Експозиція загальних і сегментарних – 10–20 хв, місцевих – 30–40 хв щодня або через день, курс – 10–15 процедур. Повторити курс можна через місяць.

Показання. Захворювання і травми периферичної та центральної нервової системи, травми опорно-рухового апарату, гіпертонічна хвороба (не більше II А ст.), хронічні захворювання шлунково-кишкового тракту, енурез, гінекологічні й урологічні захворювання.

Протипоказання. Індивідуальна непереносимість струму, всі загострені, гнійні процеси без дренажу, гострі психічні захворювання, інтоксикація, кахексія, розлади шкірної чутливості, системні захворювання крові, онкологічні захворювання, друга половина вагітності.

1.2. Лікувальний електрофорез

Під лікувальним електрофорезом розуміють дію на організм хворого постійного гальванічного або імпульсного електричного струму і лікувальної речовини, яка вводиться з його допомогою через шкіру і слизові оболонки.

Апаратура та ж, що й при гальванізації, але для застосування спеціальних методик, зокрема вакуум-електрофорезу, мікроелектрофорезу, гальванічних чотирикамерних ванн, використовується спеціальна апаратура як вітчизняного, так і зарубіжного виробництва. Це – апарати ЭВАК-1 – вакуум-електрофорезу, ПЭП-1, Элита-1, ЭПАП, Рефлекс-30-01, Биотонус та інші для мікроелектрофорезу.

Фізико-хімічна дія. Лікувальні речовини при електрофорезі вводяться в тканини у вигляді позитивних і негативних іонів через міжклітинні щілини, протоки сальних і потових залоз. Кількість речовини, яка вводиться з прокладки, становить 5–10 % від того, що є на прокладці і залежить від багатьох факторів, зокрема, сили струму, тривалості процедури, площі електродів, кровонаповнення шкіри під електродом. При електрофорезі лікувальна речовина акумулюється, і саме це забезпечує її тривалу дію на організм. Метод електрофорезу цінний тим, що під дією струму ліки вводяться в хімічно чистому стані й незначній кількості, обминаючи кишково-шлунковий тракт, що значно зменшує побічну дію ліків. Лікувальні речовини вводять в організм відповідно до їх полярності: аніони – з катода, катіони – з анода. Розчинник для ліків – дистильована вода. Крім неї, використовують для малорозчинних речовин етиловий спирт і універсальний розчинник – димексид. Для складних речовин – білків і амінокислот використовується підкислена (5–8 крапель 5-процентного розчину HCl) або підлужена (5–8 крапель 5-процентного розчину натрію гідроксиду) дистильована вода, відповідно речовина набуває позитивного або негативного заряду і вводиться з цього ж полюса.

Лікувальна дія електрофорезу. Лікувальний електрофорез викликає в організмі розсмоктуючу, протизапальну, знеболюючу дію, покращується кровообіг, провідність периферичних нервових волокон, нормалізує функцію центральної і вегетативної нервової системи.

Методика проведення процедури лікувального електрофорезу суттєво не відрізняється від методики гальванізації. Просто, крім звичайних електродів, використовується прокладка, яку змочують лікувальним розчином. Ліки можуть вводиться і через ванночки (при захворюваннях очей) або чотирикамерні ванни для верхніх і нижніх кінцівок. Тривалість

процедури – 20–30 хв. Курс лікування – 10–15 процедур щодня або через день.

Показання – захворювання периферичної і центральної нервових систем, залишкові явища перенесених ішемічних і геморагічних інсультів, захворювання шлунково-кишкового тракту, легень, опорно-рухового апарату, ЛОР-органів, очні захворювання, дитячі хвороби та ін.

Протипоказання ті ж, що й при гальванізації, а також непереносимість лікувальних речовин. Метод електрофорезу весь час удосконалюється, розробляються нові методики.

Існує ряд методик, які пропонуються для лікування. Зокрема, це пролонгована гальванізація. Суть її – в тривалому застосуванні струму малої сили (100–200 мкА). Один з електродів закріплюється, другий переміщається зі швидкістю 3–5 см/с. Для уникнення коливань струму при процедурі в апарат додатково вводиться стабілізуючий пристрій:

- вакуум-електрофорез при поширеному атмосферному тиску (В.Н.Кулаженко);
- мікроелектрофорез – з використанням акупунктурних голок в акупунктурних точках;
- внутрішньоорганний електрофорез (Б.В.Богущкий). Внутрішньовенно вводиться лікувальна речовина, коли введено 2/3 препарату, на місце патологічного вогнища накладають електроди для того, щоб у цьому місці покращити кровообіг, підвищити концентрацію речовини;
- метод суміщення дії електрофорезу і ультразвуку в одному апараті для більш глибокого введення лікувальної речовини у тканини.

1.3. Дарсонвалізація

Дарсонвалізація – вплив з лікувальною метою змінним імпульсним струмом високої частоти (110–400 кГц) високої напруги (20 кВ) і малої сили струму. Струми вперше отримані Д'Арсонвалем (Франція) в 1892 р.

Апаратура. Для дарсонвалізації використовують апарати Вихор-1 – загальна дарсонвалізація, Іскра-1, Іскра-2, Корона – для місцевої дарсонвалізації.

Фізико-хімічна основа дії дарсонвалізації. Високочастотний струм, що використовується при дарсонвалізації, не викликає значних змін в організмі. Враховуючи малу силу струму дарсонвалізація не викликає теплових ефектів, а внаслідок полярності електричного зв'язку між елект-

ромагнітним полем і тканинами-провідниками ці струми наводять вихрові горизонтальні струми.

За рахунок іонізації повітря при великій напрузі між шкірою і електродом утворюється електричний розряд, який діє, подразнюючи нервові рецептори на шкірі. Ця процедура не дає теплоутворення.

Лікувальна дія дарсонвалізації. Місцевий вплив цього методу дає м'який анальгуючий ефект, покращує крово- і лімфообіг, зменшує явища венозного застою, знімає запальні вогнища. При дарсонвалізації посилюється метаболізм і трофіка тканин, стимулюється ріст кісткової мозолі, добре виражена бактерицидна дія, якщо процедура триває більше 20 хв.

Загальна дарсонвалізація сповільнює згортання крові, покращує фібриноліз, знижує артеріальний тиск, якщо він підвищений, нормалізує тонус судин головного мозку, посилює метаболізм, покращується сон, працездатність.

Методика проведення дарсонвалізації. Перед проведенням процедури хворий займає зручну позу. Поверхню шкіри посипають тальком для усунення вологості і кращого руху електрода. При дії лабільно електрод вільно рухається по поверхні тіла, стабільно – електрод встановлюють нерухомо. Процедури дозують за значенням напруги. Напруга на виході електрода може бути слабкою, середньою, сильною.

Тривалість дії на поверхні тіла площею 400–600 см² становить 3–5 хв, а загальна дія процедури коливається в межах 5–15 хв. При порожнинних процедурах електроди змащують стерильним вазеліном і вводять у порожнину на необхідну глибину. Хворий повинен відчувати слабе тепло. Після закінчення процедури електрод промивають під проточною водою з милом, потім замочують в 3-процентному розчині хлораміну на 1 год, промивають в миючих засобах, тричі – в дистильованій воді, висушують. Перед процедурою обробляють спиртом. Тривалість процедури – до 15 хв. Курс лікування – 15–20 процедур.

Показання. Місцева дарсонвалізація показана при варикозному розширенні вен гомілки і хворобі Рейно, відмороженні, трофічних виразках, ранах, які тривалий час не гояться, тріщинах заднього проходу, опіках, шкірному свербіжі, випаданні вій, волосся, деяких шкірних захворюваннях (екзема, псоріаз), парадонтозі, хронічному гінгівіті, вазомоторному риніті, невриті слухових нервів, невралгіях. Місцева дарсонвалізація використовується при болю в ділянці серця і головному болю, болю, пов'язаному з функціональними захворюваннями нервової системи.

Загальна дарсонвалізація застосовується при гіпертонії ниркового походження.

Протипоказання – непереносимість струму, істерія, злаякісні новоутворення, лейкози, інфаркт міокарда, стан після інфаркту міокарда (протягом 6 місяців), кровотечі, активний туберкульоз легень.

1.4. УВЧ-терапія

УВЧ-терапія – це лікувальний метод, при якому на тканини організму пацієнта діють дистанційно електричним полем (постійним чи імпульсним) ультрависокої частоти (40,68 МГц, довжина хвилі – 7,73 м, частота – 27,12 МГц, довжина хвилі – 11,05 м).

Апаратура. Апарати для УВЧ-терапії є переносні та стаціонарні. У практиці фізіотерапевтичного лікування використовують апарати Екран-1, Екран-2, Імпульс-2, Імпульс-3, УВЧ-30, УВЧ-66, УВЧ-80-3, УВЧ-50-01, УВЧ-5-1, ВЧ-30-2, УВЧ-80-2, Ультратерм-303, -608, Промульта.

Фізико-хімічна основа дії струму на організм. Діючим фактором при УВЧ-терапії є електричне поле, яке виникає в результаті перетворення енергії електромагнітних хвиль конденсаторними пластинами. Енергія електричного поля УВЧ поглинається як тканинами, що мають високу електропровідність (лімфа, кров, міжклітинна рідина), так і з властивостями діелектрика (нервові стовбури, клітини мозку, жирова тканина, кістки, сполучна тканина). В діелектриках відбувається І-зміщення й утворення диполів, розтягнення молекули і при зміні полярності “+” на “-” здійснюється поворот диполя. За рахунок коливання диполів у змінному електричному полі виділяється тепло. Осциляторний ефект в механізмі дії електричного поля УВЧ виявляється зміною збудливості периферичних рецепторних закінчень, дифузних і осмотичних процесів, дисперсності білкових молекул, рН-середовища, сили поверхневого натягу. Глибина проникнення УВЧ в середньому – 11,2 см, у тканинах, бідних на воду, – 11,8 см.

Лікувальна дія електричного поля УВЧ. Найбільш чутлива до електричного поля УВЧ є ЦНС, оскільки має велику проникність і високу фізіологічну активність.

Електричне поле УВЧ впливає на нейрогуморальні процеси за рахунок змін температури тканин, осмотичного тиску, амінокислотного складу, зміщення рН у кислую сторону, інтенсивного утворення біологічно активних речовин і ряду інших процесів.

Вплив на серцево-судинну систему виявляється зменшенням болю в ділянці серця, покращенням функції міокарда. При дії на сонячне сплетіння стабілізує систолічний і діастолічний тиск.

Локальна дія електричного поля УВЧ призводить до зниження судинного тону, збільшення проникності судин, кількості функціонуючих капілярів. Виражена протизапальна дія більше в діелектриках. Електричне поле УВЧ має, крім всього, ще й бактеріостатичну і бактерицидну дію. Вплив електричного поля УВЧ на ендокринну систему виявляється в підвищенні секреції підшлункової залози, синтезу глюкокортикоїдів при дії на наднирники.

Методика проведення процедури. Пацієнта розташовують біля апарата в зручному положенні, електроди встановлюють на тій ділянці тіла, яка буде піддаватися впливу електричного поля УВЧ. Особливості роботи на апаратах УВЧ такі:

- віддаль електродів від тіла пацієнта не повинна перевищувати 2–5 см. Чим глибше розташовані тканини, тим більшою роблять повітряну щілину;
- перевірка роботи апарата здійснюється індикатором настроювання, який підноситься до проводів електродів і ручкою “настройка” досягають максимального світіння неонові лампочки;
- залежно від місця дії електричного поля УВЧ електроди розташовують поперечно, поздовжньо (на одній площині), тангенціально.

Дозування процедури – за відчуттям тепла. Відповідно є дози: без відчуття тепла; невелике відчуття тепла; теплова доза; виражена теплова доза.

Тривалість дії електричного поля УВЧ – 10–15 хв, на курс – 8–10 процедур щоденно або через день.

Показання до УВЧ-терапії по системах:

- захворювання і травматичні ураження центральної і периферичної нервових систем;
- захворювання серцево-судинної системи;
- захворювання шлунково-кишкового тракту;
- гінекологічні, урологічні захворювання;
- травматичні ураження опорно-рухового апарату, органів;
- захворювання ЛОР-органів;
- стоматологічні захворювання;
- післяопераційні рани;
- інфекційні захворювання і т.п.

Протипоказання – непереносимість струму, активний туберкульоз, схильність до кровотеч, порушення чутливості, наявність сторонніх металевих тіл у зоні дії електричного поля, злаякісні утворення, лихоманкові

стани; не можна піддавати впливу електричного поля УВЧ місця поблизу великих судин і нервів.

1.5. Індуктотермія

Індуктотермія – це лікувальний метод, який базується на дії змінного височастотного магнітного поля, що генерується струмом, який проходить у котушці або соленоїді.

Апаратура. Індуктотермію проводять за допомогою апаратів ДКВ-1, ДКВ-2, ДКВ-2М, ІКВ-4 або резонансних індукторів, під'єднаних до апаратів УВЧ-терапії.

Фізико-хімічна основа дії струму. Коли на організм людини діє змінне височастотне магнітне поле, в її тілі утворюються наведені струми Фуко. Вони становлять собою замкнуті окружності, які розташовуються перпендикулярно до силових ліній магнітного поля. Струми Фуко, проникаючи на глибину 3–5 см, викликають утворення ендогенного тепла в тканинах. Величина теплотворення залежить від тривалості впливу, інтенсивності магнітного поля, електропровідності тканин. На долю магнітного поля його припадає 81–87%, на долю електричного поля – 15–18 %. Компонентами дії індуктотермії є тепловий ефект, осциляторний ефект, який полягає в тому, що під впливом електричного поля відбувається утворення диполів, а також орієнтація великих білкових молекул. При індуктотермії осциляторний ефект невеликий. Підвищення температури тіла при місцевій дії індуктотермії становить 1,5–3,5°.

Лікувальна дія індуктотермії буває місцевою і загальною. При місцевій дії струму відбувається розширення капілярів артерійол, збільшення кількості функціонуючих капілярів, змінюється проникність клітинних мембран, інтенсивно підвищується обмін речовин, ліквідуються запальні зміни, покращується регенерація тканин.

При загальному впливі у хворих гіпертонією спостерігається гіпотензивний ефект, покращується скоротлива функція міокарда. Доведено, що індуктотермія підвищує згортальну функцію крові, змінює збудливість нервових рецепторів, посилює процеси гальмування, має седативний вплив. При дії на легеневу систему вона відновлює функцію зовнішнього дихання, полегшує виділення мокрот, знімає спазм бронхів. Вплив на ендокринну систему виявляється стимуляцією синтезу глюкокортикоїдів, нормалізується імунологічна реактивність організму.

Індуктотермія – це інтенсивний протизапальний, судинорозширюючий, гіпотензивний, седативний, антиспастичний метод фізіотерапії.

Методика проведення процедури. Апарати індуктотермії мають набір інструментів: кабель і два диски. При дії дисками пацієнт повинен перебувати у зручному положенні. Індуктор-диск розташовують над місцем дії струму на тілі пацієнта. Діяти можна через одяг, сухі марлеві і

гіпсові пов'язки. На хворому не повинно бути металевих предметів. При дії кабелем можна скомпонувати 3 форми індукторів: поздовжню петлю для впливу на кінцівки або хребет; круглу плоску спіраль для дії на живіт, великі суглоби, циліндричну спіраль для впливу на кінцівки. В дитячій практиці використовується індуктор ЕВТ-1 d 6, 9 і 16 см, який під'єднується до апарата УВЧ-терапії. При скелетному витяжінні індуктор-кабель накладають проксимальніше металевого стержня, а при металоостеосинтезі і при наявності в ділянці впливу металевого тіла великих розмірів індуктотермію використовувати не можна.

Показання: захворювання легеневої системи, судин, шлунково-кишкового тракту, гінекологічні, урологічні захворювання, травми суглобів, хребта, периферичної нервової системи, поліартрити, анкілозуючий спонділоартрит, гіпертонічна хвороба II А ст., нефрити без гематурії, хорея, ангіоспазми.

Протипоказання ті ж, що й при всіх методах фізіотерапії, а також захворювання крові, що супроводжуються її підвищенням згортанням, наявність металевих предметів у зоні дії індуктора, серцево-судинна недостатність II–III ст., стенокардія з частими нападами, інфаркт міокарда, блокади серця, аневризми, гострий і підгострий ендоміокардит, гіпертонічна хвороба III ст., тиреотоксикоз середньої і важкої стадій, важкі форми цукрового діабету.

1.6. Франклінізація

Франклінізація чи електричний душ – це лікувальний метод, де діючим фактором є постійне електричне поле високої напруги. Хворий перебуває в постійному електричному полі між електродами з високою різницею потенціалів (30–40 кВ). Франклінізація – історично це одна з перших електролікувальних процедур.

Для проведення процедури використовуються вітчизняні апарати АФ-2, АФ-3, АФ-3-1. В апараті АФ-2 високу напругу, постійну за знаком, отримують за допомогою високовольтного трансформатора, струм випрямляється кенотронами, а на виході конденсатор подвоює напругу. Перемиканням полюсів можна змінювати полярність.

В АФ-3 відсутній перемикач полюсів і на головний електрод надходить від'ємний потенціал. Апарати обладнані електродами, що дозволяють здійснювати і загальний, і місцевий вплив.

При загальній франклінізації (рис. 43) головний електрод / встановлюють на відстані 12–15 см від голови хворого. Хворий зручно сидить на стільці, одягнений. При застосуванні АФ-2 хворий розміщує ноги на ніжному електроді 2. В АФ-3 немає ніжного електрода, і хворий, не знімаючи взуття,

доторкається ногами до підлоги. Напруженість поля регулюють ступінчастим автотрансформатором. При загальній франклінізації вона становить 40–50 кВ. Тривалість впливу становить 10–20 хв, курс лікування – 12–20 процедур.

При місцевій процедурі один із електродів у вигляді напівсфери малого діаметру, «щіточки», подовжуючої металевої пластинки з голками чи у вигляді кульки (для впливу на малі ділянки) встановлюють на відстані декількох сантиметрів над поверхнею тіла в ділянці, яка підлягає впливу. Другий електрод у вигляді гладкої пластинки накладається знизу – контактено.

Біологічна і терапевтична дія франклінізації. При загальній франклінізації на організм людини діють постійне електричне поле високої напруги, а також від’ємні аерони і невелика кількість озону, які утворюються під час процедури. Під впливом постійного електричного поля в тканинах відбувається переміщення заряджених частинок, а також утворення дипольних молекул та їх орієнтація в певному напрямку. В тілі людини виникає слабкий електричний струм. Під час процедури біля головного електрода, з’єднаного з від’ємним полюсом, за рахунок “стікання” заряду виникає “тихий” електричний розряд і утворюється підвищена концентрація аеронів та озону. Подразнюючи численні рецептори шкіри та слизових оболонок обличчя і верхніх дихальних шляхів, а також рецептори бронхолегеневого апарату, аерони через центральну нервову систему справляють складну нервово-рефлекторну дію. В альвеолах аерони передають свої негативні заряди форменим елементам крові, які поширюють їх по всіх тканинах організму і тим самим викликають своєрідну гуморальну дію.

При загальній франклінізації збільшується кількість кисню, який поглинається, і вуглекислого газу, який виділяється, активізуються окисно-відновні процеси, збільшується добова кількість сечі та вміст у ній сечовини. Під впливом процедури зменшується ШОЕ і знижується згортання крові,

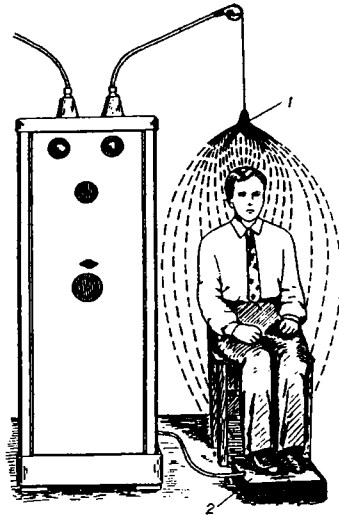


Рис. 43. Схема проведення процедури загальної франклінізації.

збільшується кількість еритроцитів і нормалізується вміст інших формених елементів крові.

Загальна франклінізація має седативну, десенсибілізуючу дію, нормалізує сон, знижує підвищений артеріальний тиск. В результаті дії негативних аеронів зменшується фізична та розумова втомлюваність, підвищується працездатність.

Місцева франклінізація знижує чутливість рецепторів шкіри, має беззаспокійливу та протисвербіжну дію. Вона сприяє зменшенню гнійного виділення з ран і прискорює їх загоєння.

Показання до франклінізації. Функціональні захворювання центральної нервової системи, особливо ті, які супроводжуються підвищеною подразливістю та безсонням (мігрень, астенічні стани та ін.), гіпертонічна хвороба I–II стадії, бронхіальна астма, стан розумової чи фізичної втоми, свербіж, трофічні виразки, інфіковані рани із в'ялим загоєнням, парестезії шкіри обличчя і слизової оболонки ротової порожнини, виразкова хвороба шлунка, дванадцятипалої кишки.

Протипоказання до франклінізації. Злоякісні новоутворення, системні захворювання крові, туберкульоз легень, підвищення температури тіла, органічні захворювання центральної нервової системи, серцева недостатність II і III ступенів, зниження артеріального тиску. Для місцевої франклінізації протипоказані стан після курсу рентгенотерапії менше двох тижнів, виражений склероз судин головного мозку, вагітність.

1.7. Електросон

Електросон – це метод електротерапії, в якому використовують імпульсні струми прямокутної форми низької частоти і малої сили (струм С.А.Ледюка) для безпосереднього впливу на центральну нервову систему, в результаті чого виникає розмите гальмування включно до наступного сну.

Апарати. Використовуються апарати серії “Електросон-1, -2, -3, 4Т”, “Електронаркон”, “Мета”, ЕС-10, ЕС-5.

Механізм дії електросну включає прямий і рефлекторний вплив на кору і підкіркові структури. Імпульсний постійний струм малої сили, низької частоти в методиці електросну є слабким, монотонним, ритмічним подразником, що викликає ефект оберігаючого гальмування в центральній нервовій системі – сон з одночасною стимуляцією мозку. Безпосередня дія вказаного струму на рецептори повік, очне яблуко, головний мозок

викликає в корі головного мозку і підкіркових структурах розмите гальмування і сон, близький до фізіологічного. Ці імпульси синхронізуються з біоритмами мозку, тренують силу і швидкість гальмівного процесу, сприяють більш швидкому утворенню умовно-рефлекторних зв'язків і їх зміцненню, відновлюють порушений взаємозв'язок між основними нервовими процесами. В організмі відновлюється стан гомеостазу.

Лікувальна дія електросну має дві фази: гальмування і розгальмування. Гальмування виявляється дрімотою, сонливістю, самим сном. Розгальмування – після закінчення процедури. З'являється бадьорість, енергійність, стимулюється біоелектрична активність мозку. Процедура електросну не викликає звикання і побічної негативної дії. Під впливом електросну послаблюється нерве напруження, покращується трофіка організму.

При захворюваннях, що мають в основі органічні дегенеративні процеси в судинах і головному мозку, ефективними є імпульси частотою 5–20 Гц. При захворюваннях, в основі яких лежить функціональне порушення ЦНС, ефект досягається при частоті імпульсів 60–120 Гц. Електросон наближений до нормального сну і має антиспастичний та антигіпоксичний вплив на організм. Не викликає переваги вагусних впливів, не дає ускладнень та інтоксикації. Позитивно діє на психоемоційний стан, відновлює гомеостаз, має болезаспокійливу дію.

Методика проведення процедури на апараті Електросон-2. Процедура проводиться в затемненій кімнаті, ізольованій від шуму. Хворому на закриті повіки і ділянки соскоподібних відростків накладають електроди з гідрофільними прокладками, змоченими теплою водою (38–39°), або ізотонічним розчином хлориду натрію. Очні електроди з'єднують з катодом, електроди, розміщені на соскоподібних відростках, – з анодом. Якщо накладання електродів на очі викликає у хворого неприємні відчуття, методику міняють. У такому разі очні електроди накладають на лобні ділянки над очима і фіксують м'якою пов'язкою. Така методика нерівноцінна очній, бо виключається безпосередній вплив струму на центральну нервову систему. Після накладання електродів хворого вкладають на кушетку в зручну позу. Частота імпульсів для кожного хворого підбирається індивідуально.

При різкій слабкості основних нервових процесів і переважанні органічних змін використовують імпульси частотою 5–20 Гц, а тривалість процедури скорочується до 15–20 хв. При нормалізації нервових процесів частоту імпульсів збільшують до 40 Гц, а тривалість процедури – до 40–60 хв.

Показання: нервові і психічні захворювання, гіпертонічна хвороба I і II ст., нейроциркуляторні дистонії, ішемічна хвороба серця, облітеруючі захворювання судин, всі функціональні порушення шлунково-кишкового тракту, бронхіальна астма, цукровий діабет, усі больові синдроми; в акушерстві – для анальгезії.

Протипоказання: індивідуальна непереносимість струму, гострі запальні процеси очей, високий ступінь міопії, наявність металевих уламків у мозку, мокнучі дерматити, арахноїдити, епілепсія, післяінсультний (раніше 6 місяців) стан, декомпенсовані вади серця, пухлини мозку, цукровий діабет важкого ступеня, тиреотоксикоз.

1.8. Мікрохвильова терапія

Мікрохвильова терапія – застосування з лікувальною метою надчастотних електромагнітних коливань (300–3000 МГц) довжиною хвилі від 100 до 1 см (СМХ – 10–1 см, ДМХ – 100–10 см).

Апаратура. Для проведення СМХ-терапії використовують апарати Луч-58, Луч-58-1, Луч-2, Луч-3, Луч-11. Для проведення ДМХ-терапії використовують стаціонарні апарати Волна-2, переносні апарати “Ро-машка”, “Терма”, “Ранет”.

Фізико-хімічні основи дії мікрохвильової терапії. Метод має свої особливості:

- ДМХ-терапія діє не опосередковано, а прямо, мінаючи шкіру, підшкірну клітковину;
 - енергія ДМХ не поглинається шкірою, а м'язами (менше – жировою тканиною), паренхіматозними органами, тканинами-провідниками, тому практично не подразнюються шкірні рецептори;
 - основна кількість енергії поглинається органами й системами організму, що призводить до їх подразнення і зміни біохімічного стану клітин, осмотичного тиску, проникності та ряду інших факторів;
 - електромагнітне поле індукуює в тканинах-провідниках вихрові і лінійні електричні струми, що будуть викликати тепловий ефект у тканинах;
 - осциляторний ефект полягає у зміні іонної провідності та виникає за рахунок коливань дипольних молекул і резонансного поглинання енергії біологічними речовинами, спектр яких близький до частоти ДМХ-терапії.
- Це – білки, частота коливання яких близька до частоти ДМХ.

Лікувальна дія мікрохвильової терапії (ДМХ). Під впливом ДМХ активізується метаболізм, покращується мікроциркуляція, різко активізується синтез біологічно активних речовин – це місцеві зміни. До загального впливу належать:

- активізація адаптаційних процесів, підвищення неспецифічної резистентії організму;
- активізація системи гіпофіз-гіпоталамус, кори наднирників, симпатико-адrenalової системи;
- виражена протизапальна дія;
- вплив на серцево-судинну систему: зменшується частота серцевих скорочень, ДМХ збільшують серцевий цикл, помірно знижується артеріальний тиск;
- збільшення проникності сполучнотканинних структур, поліпшення мікроциркуляції, системного і регіонарного кровообігу;
- вплив на легеневу систему – виражений бронхолітичний ефект, покращення функції зовнішнього дихання, поліпшення кровообігу в малому колі;
- вплив на кишково-шлунковий тракт: активізує всі функції печінки, секреторно-моторну функцію шлунка;
- ДМХ має бактеріостатичну дію на певні види мікроорганізмів.

Методика проведення процедури. Пацієнта розміщують у зручній позі, підводять до місця дії електрод. Діяти можна через одяг, сухі та гіпсові пов'язки. На хворому не повинно бути металевих предметів. Дозування – за відчуттям тепла. Відповідно є дози: слабкотеплова, теплова, сильне відчуття тепла. Експозиція на одне поле – від 4–5 до 15 хв, загальна тривалість процедури – не більше 30 хв, на курс призначають 5–15 процедур. Повторний курс призначають не раніше, ніж через 3–4 місяці.

Фізико-хімічний вплив сантиметрової терапії подібний до ДМХ, але є декілька відмінностей: глибина проникнення СМХ-терапії залежить від насичення тканин водою: в насичених водою – не глибше 1,7 см, в бідних – 11,2 см, середня проникність СМХ – від 3 до 5 см. Особливістю СМХ є можливість виникнення “стоячої хвилі” у підшкірній жировій клітковині внаслідок накладання відбитої і біжучої хвилі. Умовою виникнення “стоячих хвиль” є товщина жирової клітковини, яка вкладається в 1/4 довжини хвилі.

Лікувальна дія СМХ. Місцевий вплив виявляється в тому, що основна маса поглинається шкірою, а це призводить до збудження термічних, больових рецепторів. При невеликих дозах змінюється АТ, незначно – ритм серцевих скорочень. *При середніх і значних дозах впливу на рефлексорні зони серця різко підвищується частота серцевих скорочень і погіршується коронарний кровообіг за рахунок спазму судин, що може спровокувати інфаркт.*

При впливі на нирки посилюється клубочкова фільтрація, покращується кровотік. Діючи, можна викликати розширення дрібних і великих судин кінцівок, збільшити їх кровонаповнення. Здійснюється бронхолітичний вплив на легеневу систему – покращується стан функції зовнішнього дихання. СМХ стимулює також регенерацію тканин при виразковій хворобі, має протизапальну, розсмоктуючу дію, підвищує імунологічну реактивність, адаптаційні можливості організму.

Показання: захворювання легеневої системи, опорно-рухового апарату, периферичної нервової системи, облітеруючі захворювання судин кінцівок, післяопераційні інфільтрати, захворювання шлунково-кишкового тракту, ЛОР-органів, травми, стоматологічні, гінекологічні, урологічні захворювання.

Протипоказання абсолютні, а також схильність до кровотеч, наявність металу в тканинах, стан після курсу рентгенотерапії не менше 4 тижнів у ділянці впливу.

1.9. Хвильова енергостабілізуюча терапія (ХЕСТ)

Методика безмедикаментозного лікування шляхом дії електромагнітного випромінювання міліметрового діапазону на біологічно активні точки організму є одним з видів мікрохвильової резонансної терапії, проте відмінності параметрів випромінюваного спектра дозволяють виділити цей вид апаратури в окрему модифікацію МРТ. ХЕСТ реалізує більш шадячу дію на організм як з точки зору потужності випромінювання, сумарної експозиції, поляризації, так і можливостей дії на аурикулярні точки за рахунок фокусування випромінювання.

Для проведення ХЕСТ застосовується апарат ТКМ 2102 виробництва Київського НВП «Техноком», який діє в робочому діапазоні частот від 54 до 75 ГГц при рівні потужності від $1 \cdot 10^{-11}$ до $5 \cdot 10^{-8}$. Нерівномірність рівня сигналу в робочому діапазоні не більше 6 дБ.

Фізико-хімічні основи дії.

Існують експериментальні дані про те, що в біологічних системах, які мають високий ступінь автономності, як, наприклад, клітини, де одночасно велика кількість біохімічних реакцій створює різні частотні характеристики власного електромагнітного випромінювання, виникають певні резонансні частоти, які містять інформацію як про самі клітини, так і про утворені ними тканини і процеси, які в них відбуваються. В свою чергу взаємодія резонансних частот органів створює сумарний фон функціональних

систем, а ті, взаємодіючи між собою, виявляються в організованому електромагнітному полі організму.

Зміни обмінних процесів в клітинах, викликані патологічними процесами, або різке коливання зовнішніх електромагнітних полів (так звані, магнітні бурі) міняють конфігурацію, структуру, амплітуду і частоту електромагнітних полів субсистем і складаючих їх клітин, що відображається в порушенні магнітного гомеостазу організму і проявляється в відхиленнях функцій його внутрішніх органів.

В основі методу ХЕСТ лежить гіпотеза про те, що біосистеми, адаптовані в процесі еволюції до низького рівня фону електромагнітних випромінювань, яке в основному екранується атмосферою, здатні реагувати на електромагнітні поля, що навіть незначно перевищують фонові випромінювання на довжинах хвиль мікрохвильового діапазону. При цьому енергії квантів достатньо для того, щоб індукувати важливі біологічні процеси, що управляють гомеостатичними функціями. Згідно з цією гіпотезою, електромагнітні випромінювання на частотах полос атмосферного поглинання виконують інформаційну роль всередині біосистем і служать матеріальним носієм при взаємодії між біологічними об'єктами.

Відновлюючи електромагнітні параметри всіх дезорганізованих патологією елементів організму, ХЕСТ справляє, перш за все, загальнорегулюючий вплив на функціональну взаємодію між організмом і зовнішнім середовищем.

Лікувальна дія:

- покращення метаболізму та мікроциркуляції на клітинному рівні;
- активізація обмінних процесів;
- імуномодулююча дія;
- гармонізація процесів збудження та гальмування в ЦНС, покращення периферичної інервації;
- активізація роботи ендокринних органів;
- протизапальна, знеболююча дія;
- підвищення ефективності певних лікувальних препаратів, зокрема антибіотиків.

Методика проведення процедури:

Пацієнта розміщують у зручній позі. Випромінювач встановлюється на відповідній біологічно-активній точці. Допускається проміжок до 5 мм між шкірою та голкою випромінювача. За допомогою клавіатури встановлюється тривалість випромінювання. Дія можлива по корпоральних та аурикулярних біологічно-активних точках, сегментарних рефлекторних зонах та

безпосередньо в ділянці патологічного вогнища. Експозиція дії – від 10 с до 10 хв. Загальна тривалість сеансу для дорослих – 30–40 хв., для дітей – 15–20 хв. Курс лікування, залежно від патології – в середньому 8–15 сеансів.

Показання:

Захворювання:

– нервової системи: невралгії, неврити, радикуліти, вегетосудинна дистонія, мігрень, неврози, енурез, безсоння, відновна терапія після інсультів;

– системи кровообігу: гіпертонічна хвороба 1–2 ст., гіпотонія, рефлексаторна стенокардія;

– дихальної системи: гострі та хронічні бронхіти, риніти, синуїти, бронхіальна астма, пневмонії;

– органів ШКТ: виразка шлунка та ДПК, гострі та хронічні гастродуоденіти, неінфекційний коліт, некалькульозний холецистит, панкреатит, функціональні розлади ШКТ, геморої;

– сечостатевої системи: цистити, аднексити, кисти яєчників, порушення менструального циклу, мастити, гіпер- та гіполактация, хрон. простатит та уретрит у чоловіків, імпотенція, певні види безпліддя;

– опорно-рухової системи: неврологічні порушення при остеохондрозі, відновна терапія після травм;

– стоматологія: стоматити, гінгівіти, глоссити, пародонтит, зубний біль;

– шкіри: кропивниця, неврогенний дерматит, гіпергідроз;

– гальмування больового синдрому, в т.ч. при онкозахворюваннях, та фантомні болі;

– надлишкова вага, паління, алкоголізм, наркоманія (допоміжна терапія).

Протипоказання:

– кровотечі, гемофілія, схильність до тромбозів та емболій;

– гострі інфекційні захворювання;

– прогресуючий туберкульоз;

– захворювання, що потребують інтенсивної терапії та невідкладного хірургічного втручання.

1.10. Ультразвукова терапія

Ультразвукова терапія – це використання з лікувальною метою енергії механічних коливань у пружному середовищі з частотою понад 16 кГц.

Апаратура. У фізіотерапії використовуються ультразвукові апарати серій УЗТ-101, -102, -103, -104, УЗТ-31, УЗТ ЛОР-1, 1А, 2, 3, УТП, УТС, Барвінок Г, У, Ф, М, К, МУЗ.

Фізико-технічна дія ультразвуку. УЗ-хвиля має всі властивості звуку і світла. При поширенні ультразвукової хвилі через пружне середовище відбувається поперемінний процес стиснення і розрідження пружного середовища. Основна особливість ультразвуку – це його можливість переміщувати розчини і речовини через біологічні мембрани. Чим більша кількість енергії УЗ-хвилі поглинається, чим більша частота УЗ-хвилі, тим швидше вона поглинається, тим менша глибина проникнення УЗ-хвилі. УЗ-хвиля частотою 800–1000 кГц проникає на глибину 5–6 см, частотою 2500–3500 кГц – 1–2 см. В фізіотерапії використовують хвилі частотою 800–900 кГц.

УЗ-хвиля чинить механічний вплив “мікромасаж” на тканини, що підлягають дії. Це призводить до підвищення проникності клітинних мембран, посилення черезшкірної проникності, “розпушення” тканин (деполімеризація).

Теплова дія ультразвуку дуже невелика, хоча великі дози випромінювання можуть викликати перегрів у тканинах, де є кістки і нерви. Фізико-хімічні процеси в тканинах під дією ультразвуку характеризуються активізацією окисно-відновних процесів, зміною рН тканин, які озвучуються, підвищенням швидкості біохімічних і біофізичних реакцій. Введення лікарських речовин за допомогою ультразвуку називається фонофорезом. Лікарський препарат вводиться у контактні середовища за умови, що цей препарат у цьому середовищі не розкладається. Основні ворота проникнення препарату – це потові і сальні залози, менші – шкіра і міжклітинні тканини. Глибина проникнення лікарських препаратів не перевищує товщини епідермісу. В організм надходить 1–5 % від взятої для процедури дози.

Доза надходження препаратів в організм залежить від таких чинників: процент розчину, інтенсивність впливу, тривалість процедури, залежність (пряма). При лабільній методиці введена доза більша, ніж при стабільній, при постійному режимі теж вводиться препарату більше, ніж при імпульсній.

Лікувальна дія ультразвуку:

- розпушуюча дія на сполучну тканину, що призводить до омолодження клітинного складу, активації фібробластів, макрофагів;
- підвищує стійкість організму до алергічних реакцій, гістамінового шоку;
- гальмує розвиток дистрофічних процесів, стимулює консолідацію кісткового апарату після переломів, операцій;
- знижує активність запальних процесів;
- має анальгезуючий вплив на периферичні нервові закінчення;
- активізує глюкокортикоїдну функцію наднирників;
- прискорюється регенерація пошкоджених тканин, периферійних нервів;
- посилюється імунологічна захисна реакція бронхіального дерева;
- на шлунково-кишковий тракт: спазмолітична та анальгезуюча дія;
- УЗ-терапія не впливає на коронарний кровообіг, продовжує серцевий цикл (впливає на синусовий вузол).

Дуже обережно слід використовувати УЗ при наявності атеросклерозу судин, при артеріальній гіпотонії може посилити явища прихованої серцево-судинної недостатності.

Методика проведення ультразвуку.

Періодично перевіряють потужність ультразвуку вимірювачем потужності ІМУ-3. Положення хворого залежить від ділянки, яка підлягає дії УЗ. Є контактна і підводна методики УЗ. Кожна з них може бути рухомою (лабільною) і нерухомою (стабільною). Оскільки повітря протидіє поширенню звукових коливань, для кращого їх проникнення при контактній методиці шкіру на ділянці дії змазують гліцирином з водою, вазеліном, ланоліном, при потребі – іншими мазями, дія може бути прямою або опосе-

редкованою – на рефлекторні зони і симпатичні вузли. В середньому площа впливу – 100–200 см². Тривалість процедури – не більше 10–15 хв. на всі поля. Процедури призначають щоденно або через день, курс лікування – 10–15 процедур.

Показання: захворювання периферичної нервової системи, опорно-рухового апарату, легеневої системи, судин кінцівок, гінекологічні, урологічні захворювання, травми, захворювання ЛОР-органів, шлунково-кишкового тракту, очні хвороби.

Протипоказання: непереносимість струму, злаякісні новоутворення, схильність до кровотеч, виражений атеросклероз, артеріальна гіпотонія, різко виражені психоневрози, вагітність, гіпертонічна хвороба вище II стадії.

1.11. Діадинамотерапія

Метод електротерапії, при якому на тіло пацієнта контактено впливають імпульсними струмами напівсинусоїдальної форми частотою 50 і 100 Гц із заднім фронтом, зтягнутим по експоненті, невеликої сили (до 50 мА) низької напруги.

Апаратура. Використовують апарати СНІМ-1, Модуль-717, Тонус-1, Тонус-2, Ендотон-1, Біопульсатор, ТУР-10, Діодинамік, Біпульсар та інші вітчизняного й зарубіжного виробництва.

Характеристика струмів. Апарати марки Тонус-1, -2 генерують такі види струмів:

- двотактний безперервний, частота 50 Гц. Відчуття на шкірі – легке поколювання, в міру збільшення сили струму – відчуття вібрації. Показаннями до застосування цього виду струму є рубці на шкірі, необхідність знеболення. До струму швидко звикають;

- двотактний безперервний частотою 100 Гц. Відчуття на шкірі ніжніші, ніж від попереднього струму, поколювання і вібрація сприймаються легше. Показаний для покращення електропровідності шкіри і є фоном для інших видів діадинамічних струмів, зокрема, електростимуляції;

- перервний ритмічний струм – “ритм синкопу” – однотипний струм з частотою 50 Гц, триває 1,5 с, перерва – 1,5 с. При такому струмові явища звикання не виникає, тому він показаний для електростимуляції м’язів;

- струм, модульований короткими періодами (КП). Короткий період становить собою сукупність однотактного та двотактного струмів, які чергуються через 1 с. Відчуття під електродом – свербіж, при збільшенні сили струму – болочі ритмічні скорочення м’язів. Показаний для стимуляції м’язів;

– струм, модульований довгими періодами. Довгий період – це поєднання однотактного струму, дія якого триває 4 секунди, і двотактного, тривалість дії якого 8 секунд. Відчуття під електродом: сильне тривале скорочення м'язів, яке змінюється ніжною вібрацією протягом 8 секунд. В результаті подовженої дії кожного струму зменшується ефект збудження скорочених м'язів, а безбеспокоїлива гальмівна дія, навпаки, переважає;

– однотактний хвильовий (ОХ) – однотактний безперервний імпульсний струм з частотою 50 Гц, який протягом 2 секунд зростає до максимуму, утримується в такому положенні 4 секунди, потім протягом 2 секунд знижується до нуля;

– двотактний безперервний імпульсний струм з частотою 100 Гц, який постійно змінюється;

– однотактний хвильовий струм (ОХ) – безперервний імпульсний струм з частотою 50 Гц, який збільшується протягом 1 секунди від 0 до максимуму, утримується так 2 секунди, потім протягом 1 секунди спадає до нуля;

– двофазний хвильовий (ДХ) струм – двотактний безперервний імпульсний струм з частотою 100 Гц, що змінюється як ОХ. Струми легкі для сприйняття і використовуються найчастіше в педіатрії та для лікування людей похилого віку.

Лікувальна дія діодинамічних струмів. Діодинамічні струми (ДДС) своїм впливом подразнюють периферичні нервові закінчення, підвищують поріг больової чутливості. Імпульси з периферії надходять у ЦНС і утворюють домінуючу ритмічного подразнення, а вона пригнічує домінуючу боль (А.А. Ухтомський).

При впливі ДДС на периферичний кровообіг проявляються антиспазматичний, судиннорозширюючий ефекти, прискорюються циркуляція крові в судинах, капілярний кровообіг, збільшується кількість функціонуючих капілярів.

ДДС мають виражену анальгезуючу дію. Мають місце їх тимчасове гальмування в нервових закінченнях і зниження їх лабільності, що й викликає анальгезуючу дію за типом периферичної нервової блокади.

Якщо впливати на ділянку верхнього шийного симпатичного вузла ДДС, то досягається парасимпатичний ефект, який викликає сповільнення пульсу, зниження тону периферичних артерій. Відповідно у хворих гіпертонічною хворобою знижується артеріальний тиск, зменшується навантаження на серце. ДДС покращують лімфообіг, стимулюють обмінні процеси, викликають скорочення м'язів. Відбувається стимуляція поперечно-смугастих м'язів, гладкої мускулатури.

Методика проведення. Перед процедурою необхідно точно визначити місце накладання електродів. Електроди накладають в ділянці болю чи місця стимуляції м'язів, щільно притискають вантажем або кріплять гумовим бинтом. Відстань між електродами повинна бути не менша, ніж поперечний розмір великого електрода. Пластинчасті електроди фіксують на тілі еластичним бинтом, мішечками з піском або масою тіла хворого, а круглі – за допомогою тримачів. При необхідності впливу в одній точці або невеликій зоні використовують електроди різного калібру, причому площа активного електрода повинна бути значно меншою. При впливі на ділянки дрібних суглобів кінцівок в якості активного електрода іноді використовують скляні або ебонітові ванночки, наповнені водою (36–37°C). Там, де потрібно, використовують роздвоєний електрод, а також інші методики, як при гальванізації та електрофорезі.

Показання до діадинамотерапії дуже широкі; ці струми використовуються при лікуванні захворювань майже всіх органів і систем.

Протипоказання: індивідуальна непереносність струму, наявність гнійної інфекції, ниркова і жовчокам'яна хвороби, злоякісні пухлини, порушення цілісності шкіри в місці дії струму, інфаркт міокарда, активний туберкульоз легень, порушення чутливості, лихоманковий стан.

1.12. Світлолікування

Світлолікування – розділ фізіотерапії, який з лікувальною і профілактичною метою використовує променеву енергію сонця і штучних джерел світла.

З лікувальною метою використовують інфрачервоне випромінювання з довжиною хвилі 400–760 мкм, видиме – 760–400 нм і ультрафіолетове – 400–180 нм. Розрізняють довгохвильове ультрафіолетове випромінювання (ДУФ) з довжиною хвилі 400–280 нм, короткохвильове (КУФ) – з довжиною хвилі 279–140 нм.

За сучасними уявленнями, світло має властивості як електромагнітної хвилі, так і потоку частинок-фотонів (хвильова і корпускулярна теорії). Хвильові властивості світла спостерігаються переважно в явищах, пов'язаних з його поширенням (відображення, переломлення, інтерференція та ін.), а корпускулярні – при взаємодії світла з речовиною (фотоелектричний, фотохімічний ефекти та ін.) Основною характеристикою хвильових властивостей світла є частота коливань і пов'язана з нею довжина хвилі у вакуумі.

Між довжиною хвилі й енергією кванта існує зворотня залежність: чим коротша довжина хвилі світла, тим більша енергія її кванта.

При поглинанні енергії світлового потоку атомами і молекулами тканин організму відбувається її перетворення в інші види енергії – теплову і хімічну. Процеси, які відбуваються в біологічних системах при поглинанні променевої енергії, називають фотобіологічними. Вони поділяються на три основні групи: процеси фотосинтезу біологічно важливих сполук за рахунок поглинання організмом енергії сонця; процеси інформаційні з отриманням даних про оточуюче середовище за допомогою світла (зір у людей і тварин); процеси пошкодження, деструкції біологічно важливих сполук, пригнічення життєдіяльності організму (головним чином при поглинанні короткохвильових ультрафіолетових променів).

Біологічна і терапевтична дія інфрачервоного випромінювання. Інфрачервоним променям більш властиве нагрівання тканин організму. В результаті поглинання тканинами інфрачервоних променів відбуваються молекулярні зсуви: підвищення температури опроміненої ділянки тіла, прискорення фізико-хімічних реакцій, подразнення рецепторів та інтерорецепторів судин і тканин, які сприймають температурні коливання. Змінюються функції відповідних нервових фізіологічних реакцій як місцевого, так і загального характеру. Збільшується швидкість руху частинок речовин, підвищуються еластичні властивості шкіри, її електропровідність.

При достатній інтенсивності випромінювання помічається поява шкірної гіперемії, яка зумовлена розширенням судин шкіри. Ця гіперемія характеризується відсутністю різкої межі та плямистим характером. Вона, як правило, з'являється в момент опромінення і тримається після нього протягом 40–60 хв. Прискорюються ферментативні реакції, покращуються обмін речовин, процеси регенерації і репарації. Під впливом тепла знижується м'язовий тонус, особливо підвищений, зменшуються спастичні явища. Помірні дози випромінювання мають знеболюючу дію, короткотривале інтенсивне тепло може викликати посилення болю.

Вплив тепла на рефлексогенні зони шкірної поверхні викликає реакції у внутрішніх органах, що зумовлено метамерною іннервацією. Наприклад, при опроміненні шкіри нижніх грудних і поперекових вузлів хребта помічаються не тільки гіперемія, а й розширення судин нирок, підвищення їх сечовидільної функції; при опроміненні ділянки шлунка зменшуються спастичні явища.

Апарати. Методика і техніка проведення процедур

Лампа інфрачервоних променів на штативі. Джерелом випромінювання служить металева нитка, намотана на керамічну основу і нагріта струмом, що проходить через неї, до 500 °С. Максимум енергії в

таких джерелах припадає на ділянку інфрачервоного випромінювання. Ці джерела тепла доцільно застосовувати в тих випадках, коли необхідний поверхневий вплив тепла. Лампу розташовують на відстані 60–70 см від хворого. Крім того, відстань слід регулювати в міру відчуття тепла хворим. Тепло має бути приємним, без відчуття печіння. Тривалість опромінення – 20–40 хв. Процедури проводять щоденно або через день. На курс лікування призначають 15–20 процедур.

Лампа-солюкс. Джерелом випромінювання є лампа розжарювання потужністю 300–1000 Вт. Температура нитки розжарювання 3600 °С. Випромінювання лампи-солюкс містить 88–90% інфрачервоних променів і 10–12 % видимого випромінювання. Лампа має параболічний рефлектор, закріплений на штативі. До рефлектора додається тубус-локалізатор, який може зніматись і обмежувати площу опромінення. На ньому можуть бути закріплені в спеціальному вирізі скляні фільтри червоного і синього скла, призначені для дії однорідним світлом.

Промисловість випускає лампу-солюкс трьох типів: стаціонарну (500–1000 Вт), портативну (200–300 Вт) і настільну (200 Вт). Опромінення такими джерелами проводять залежно від потужності лампи на відстані 40–100 см від хворого. Опромінення проводять щоденно або через день. На курс лікування призначають 20–25 процедур.

Лампа Мініна. В 1881 р. російський лікар А.В.Мінін запропонував застосовувати з лікувальною метою лампу розжарювання з колбою, виготовленою із синього скла. Лампа портативна, має дерев'яну ручку з гачком, наявність якої дозволяє пацієнту самому тримати або підвішувати її біля ліжка. Нині джерелом світла для такої лампи служить синя або звичайна лампа розжарювання (40–60 Вт). Ефект дії залежить від інфрачервоних або синіх променів. При опроміненні дотримуються відстані 15–20 см. Крім того, розміщення лампи залежить від відчуттів хворого. Тривалість процедури – 15–20 хв, проводять її один-два рази на день. На курс лікування призначають до 15 опромінь.

Місцева світлотеплова ванна. Це дерев'яний або металевий каркас, на внутрішній поверхні якого розміщені лампи розжарювання. Випускають світлові ванни двох типів: для тулуба на 12 ламп і меншого розміру для кінцівок – на 8 ламп. У таких ваннах на тіло хворого діє інфрачервоне і видиме випромінювання, а також нагріте повітря, температура якого може досягати 70 °С. Тривалість процедур – 20–30 хв (щоденно або через день).

Існує дві методики проведення світлотеплових процедур: місцева і загальна.

При застосуванні методики місцевої дії опроміненню підлягає обмежена ділянка тіла, яку звільняють від одягу, предметів, що стискають тканини і перешкоджають нормальному кровотоку. Для місцевих опромінь.

частіше всього застосовують портативні світлолікувальні лампи (лампа Мініна, настільний чи портативний солюкс, лампа інфрачервоного випромінювання і т.д.) В момент проведення процедури хворому рекомендується одягати спеціальні світлозахисні окуляри. Для запобігання можливим опікам розжареним склом лампу ставлять не над хворим, а трохи збоку від кушетки. При опроміненні лампою-солюкс пацієнт може лежати на кушетці або сидіти. Положення залежить від ділянки опромінення, стану хворого і тривалості дії.

Загальний вплив здійснюють за допомогою світлотеплової ванни. Хворого кладуть під каркас ванни, накривають простиралом або байковою ковдрою, щоб оточуюче повітря не проникало під каркас. Після прийняття ванни рекомендується теплий душ і відпочинок у ліжку.

Показання до лікування інфрачервоними променями.

Гострі і хронічні запальні процеси (інфільтрація) – для розсмоктування запального вогнища, зменшення больових відчуттів (міозит, невралгія, міалгія), погано заживаючі рани і виразки, опіки і відмороження, контрактури, спайки, зрощення різного походження.

Протипоказання до лікування інфрачервоними променями.

Новоутворення, системні захворювання, недостатність кровообігу II і III ступенів, гострі запальні гнійні захворювання.

Біологічна і терапевтична дія ультрафіолетового випромінювання. Ультрафіолетове випромінювання було відкрито В.Гершлем, І.Ріхтером та У.Уластоном в 1801 р. В 1932 р. за рекомендацією Другого міжнародного конгресу з фізіотерапії і фотобіології всередині діапазону УФ-випромінювання Сонця і штучних джерел виділено умовно три ділянки, що мають діапазон довжини хвилі: ділянка А – від 400 до 320 нм (довгохвильове УФ-випромінювання); ділянка В – від 3000 до 275 нм (середньохвильове УФ-випромінювання); ділянка С – від 275 до 180 нм (короткохвильове випромінювання).

Дія випромінювання довгохвильового, середньохвильового та короткохвильового діапазонів УФ-спектра на клітини, тканини й увесь організм є різною.

Бактерицидна дія ультрафіолетового випромінювання.

Бактерицидну дію світла встановлено ще в кінці XIX століття. Дія світлової радіації залежить від ряду факторів:

- від спектрального складу: чим коротші УФ-промені, тим сильніше виражена їх бактерицидність і особливо ефективні короткі УФ-промені; максимум дії – при довжині хвилі 254–265 нм;

- від інтенсивності випромінювання: концентроване світло діє сильніше, ніж неконцентроване; пряме сонячне проміння знищує бактерії швидше, ніж розсіяне;

- від віку бактерій: молоді форми більш чутливі до УФ-випромінювання, спори дуже світлочутливі;
- від виду бактерій: різні види чутливості – до різної довжини хвиль. При мінімальній кількості енергії гинуть *stafilococcus aureus* B. *hyoscyaneus* – при довжині хвилі 265 нм, *B. coli* – 234 нм, *B. prod giosus* – 281 нм;
- від температури середовища: при низьких температурах бактерицидна дія виражена слабше, ніж при високих;
- від товщини середовища: розміщені на поверхні бактерії під дією УФ-випромінювання гинуть швидше. А при розміщенні бактерій в глибині їх загибель визначається товщиною шару і прозорістю для різних відрізків спектра.

Механізм дії бактерицидних властивостей світла зумовлений впливом УФ-променів на білок клітин. При опроміненні спочатку відбувається подразнення клітин бактерій, тобто активізація їх життєдіяльності. Подальше опромінення призводить до пригнічення життєдіяльності клітин внаслідок денатурації білка. При досить великих дозах проходить коагуляція білка і бактерії гинуть. За В.Л. Троїцьким, при ультрафіолетовій коагуляції руйнуються ті молекулярні групи, які зумовлюють токсичність бактерійних клітин.

Речовини, які зумовлюють імунні властивості, залишаються без змін. Подальше випромінювання викликає, ймовірно, внаслідок порушеної ферментної рівноваги клітин і активації аутолітичного фермента лізис клітин, звільнення імуноспецифічних речовин, які в них є.

Пряма бактерицидна дія світла може бути використана з лікувальною метою лише при поверхневому розміщенні бактерій (опроміненні інфікованих ран, слизової бацилоносіїв).

Розраховувати на безпосередню дію на бактерії, розміщені в глибині, немає підстав, бо активні в цьому відношенні промені поглинаються поверхневими шарами шкіри.

УФ-промені діють бактерицидно на введену в шкіру культуру стафілококів. Нагноєння не розвивається, якщо було проведено навіть незначне освітлення одразу після введення бактерій або якщо через деякий час після цього введення шкіра освітлювалась великою дозою променевої енергії.

Освітлення шкіри до введення в неї бактерій послаблює, навіть запобігає утворенню гнійників. Для такої профілактичної дії потрібні великі дози променевої енергії, причому добрий ефект буде у тому випадку, якщо культура бактерій була введена в той період, коли в шкірі відбувався запальний процес, викликаний попереднім освітленням; бактерицидна дія УФ-променів у тканинах полягає в безпосередній дії променевої енергії на бактерії та в змінах властивостей того середовища (тканин шкіри), в якому містяться бактерії.

Опромінення УФ-променями при певній методиці може впливати на реактивну здатність організму змінювати бактерицидні та імунні властивості крові. Так, після черевнотифозної вакцинації в сироватці опромінених людей відзначається сповільнене їх зниження порівняно з контрольними. Бактерицидні властивості крові людини при освітленні УФ-променями підвищуються.

УФ-промені руйнують не лише бактерії, а й деякі токсини. Дуже чутливим до УФ-опромінення є дифтерійний і правцевий токсини. Токсин туберкульозної палички надзвичайно світлостійкий. Дифтерійний токсин після опромінення УФ-променями втрачає імунізуючі властивості, а також здатність зв'язувати антитоксини.

Ультрафіолетова еритема та механізм її терапевтичної дії.

В 1889 р. російський лікар А.Н.Маклаков вперше описав явища ультрафіолетової еритеми, а також фотоофтальмію. Його увагу привернули опіки кон'юнктиви ока і шкіри працівників, зайнятих електрозварюванням заліза за допомогою потужної вугільної дуги. УФП, маючи найбільшу енергію квантів порівняно з видимим та інфрачервоними променями, проникає вглиб тканин лише на 0,1–1,0 мм, тому взаємодія УФ-променів з речовиною відбувається у шкірі, головним чином, в епідермісі. Тут починаються фотохімічні реакції і відбувається ряд біологічних та фізіологічних зрушень в організмі, що викликаються УФ-опроміненням. Процеси фотолізу і денатурації біополімерів (білків і ДНК) проходять здебільшого в ферментативному шарі епідермісу і супроводжуються загибеллю великої кількості шипоподібних клітин. Активні продукти фотолізу білка (гістамін, гістаміноподібні речовини, біогенні аміни, ацетилхолін та ін.) накопичуються поступово і викликають розвиток ультрафіолетової еритеми. Між безпосередньою дією УФ-променів і появою видимої реакції шкіри проходить 2–8 годин. Цей проміжок часу називається прихованим періодом реакцій на УФ-опромінення.

Продукти фотолізу білка, що з'являються на місці судин, викликають розширення судин, набряк шкіри, міграцію лейкоцитів, а також подразнюють численні рецептори шкіри внутрішніх органів та ін. У свою чергу подразнення нервових рецепторів веде за собою виникнення ряду рефлекторних реакцій, зумовлених діяльністю нервової системи. Крім того, продукти фотолізу білків потрапляють у загальний кровотік, розносяться по всьому організму і справляють гуморальний вплив на окремі органи, нервову та ендокринну системи.

Зовнішні клінічні прояви еритеми відповідають типовій картині асептичного запалення шкіри. Еритема, яка з'являється через кілька годин

після досить інтенсивного УФ-опромінення в ділянці В (297 нм), має чіткі межі і рівномірно насичений червоний колір. Наступної доби вона досягає максимальної інтенсивності, супроводжуючись помірною набряклістю шкіри і больовими відчуттями. Надалі еритема поступово зменшується і до 7–10 дня повністю зникає, залишаючи після себе пігментацію шкіри (загар).

Ультрафіолетова еритема виникає також після УФ-опромінення ділянки С (250–255 нм). Ця так звана короткохвильова еритема виникає швидше, має слабе забарвлення, зменшується швидше від середньохвильової еритеми, залишаючи слабковиражену пігментацію.

Через 3 год. після опромінення кількість клітинних шарів в епідермісі не збільшується. Ядра клітин не змінені. Спостерігається невелике збільшення просвіту судин.

Через 6 год. після опромінення епідерміс потовщений внаслідок набрякання клітин і збільшення кількості його шарів до 5–6. У шкірі є набряк і клітинна інфільтрація.

Через 24 год. після опромінення епідерміс значно потовщений за рахунок збільшення числа його шарів до 6–7. Помітно потовщений роговий шар. Зустрічаються ядра у вигляді півмісяця внаслідок вакуолізації протоплазми. Відзначається каріорексис. Збільшена кількість мітозів.

Через 72 год. після опромінення – реакція менш виражена. Епідерміс ще потовщений, але його клітини починають набувати нормальної структури. Розпаду ядер майже немає.

Меланін – основний пігмент людини, що забарвлює не лише загорілу шкіру, а й волосся, вії, райдужну оболонку. Еритема і пігментація не є стадіями одного процесу, хоча і йдуть одна за одною. Максимальну пігментоутворюючу дію мають промені довжиною 340 нм, що не співпадає з піками еритемної чутливості шкіри. Меланін утворюється в базальних клітинах (мегалобластах) з тирозину, диоксифенілаланіну (продукт окислення тирозину) і продуктів розпаду адреналіну. Гігантські сітчасті молекули меланіну затримують і знешкоджують біологічно-активні уламки білкових молекул, зруйнованих УФ-променями, не пропускають їх у внутрішнє середовище організму. Гранули меланіну поглинають видимі короткі та інфрачервоні промені, не допускаючи перегрівання глибоких тканин. Такими є дві основні функції меланіну.

Посилення крово- і лімфоток, підвищення температури тканин і процесів обміну на ділянці ультрафіолетової еритеми сприяють регенерації епітелію, прискоренню утворення сполучної тканини для прискорення заживлення ран та виразок, особливо при сповільненому перебігу процесів репарації.

В результаті тривалого больового відчуття, зумовленого тим чи іншим патологічним процесом, згідно з ученням А.А.Ухтомського, в нервових центрах виникає домінантне вогнище збудження. Інтенсивна ультрафіолетова еритема досить тривала, вона захоплює велику поверхню шкіри, включаючи зону больового відчуття, створює нове вогнище домінантного збудження. При цьому відбувається супречне гальмування інших нервових центрів, що викликає послаблення больових відчуттів.

Еритемна реакція шкіри залежить від індивідуальних властивостей організму та багатьох інших факторів (віку, статі, конституції та ін.)

Чутливість шкіри до ультрафіолетової радіації знижується при ряді захворювань інфекційної природи, при гіпотрофії, зниженні загальної реактивності організму. Підвищення чутливості шкіри до УФ-променів спостерігається в зимовий період, особливо у дітей і хворих, які довго перебувають на лікарняному ліжку. Різке зростання чутливості шкіри до УФ-променів спостерігається у хворих з ексудативним діатезом, бронхіальною астмою та іншими алергічними захворюваннями.

Вживання деяких лікарських препаратів (йод, сульфаніламиди, антибіотики та ін.), а також підвищений вміст у крові жовчних пігментів й гематопорфірину посилює чутливість до УФ-променів.

Формування еритемної реакції шкіри супроводжується десенсибілізацією, зниженням больової чутливості, зміною газообміну й активності ферментів шкіри, посиленням фагоцитарної активності клітин, мобілізацією захисних функцій шкіри.

Показання для місцевого УФ-опромінення в еритемних дозах такі: захворювання внутрішніх органів (пневмонії, бронхіти, гастрит, ангіна та ін.), захворювання периферичних нервів та м'язів (радикуліти, неврити, міозити), шкірні захворювання (бешиха, псоріаз, піодермії та ін.), хірургічні захворювання (післяопераційні рани, удари, інфіковані рани), опіки, спайки, контрактури, травми опорно-рухового апарату і периферичної нервової системи.

Протипоказання до лікування методами ультрафіолетової еритеми: злоякісні пухлини, схильність до кровотеч, гіпертиреоз, червоний вовчак, хвороби крові, активний туберкульоз легень, недостатність кровообігу II і III ступенів, висока чутливість до УФ-променів.

Лікувальне застосування ультрафіолетового опромінення в суберитемних дозах. У клінічній практиці доводиться користуватися двома основними варіантами загальних УФ-опроміньовань: опромінення УФ-променями в дозах, що не викликають шкірної еритеми (суберитемні дози), і

опромінення суберитемними дозами УФ-променів, які поступово збільшуються.

Ультрафіолетове опромінення є важливим фактором зовнішнього середовища, що абсолютно необхідний для забезпечення нормальної життєдіяльності організму, його фізичного і психічного розвитку, збереження здоров'я і працездатності. Воно справляє значний вплив на процеси обміну, особливо мінерального (фосфорно-кальцієвого), має вітаміносинтезуючу дію.

Механізм вітаміносинтезуючої дії УФ-променів в основному зводиться до перетворення провітамінів, що містяться в шкірі людини, та у вітамін Д під впливом квантів ультрафіолетового опромінення Сонця (або штучних джерел радіації) з довжиною хвиль 280–310 нм. Ясно, що тривале уникнення впливу сонячного світла на шкірні покриви виключає природний шлях забезпечення організму вітаміном Д. Явище, яке розвивається в результаті тривалого дефіциту сонячного світла, В.В Пашутін ще в 1885 р. назвав "світловим голодуванням".

Тривале уникнення контакту сонячного світла зі шкірними покривами зумовлює виникнення в організмі людини ряду порушень, найбільш істотними з яких є:

- зниження загартування організму, що призводить до підвищення його сприйнятності до різних впливів навколишнього середовища, схильності до виникнення і важкого перебігу простудних, шкірних, інфекційних захворювань і токсикозів різної етіології, що зумовлено втратою фосфору і кальцію нервовою та м'язовою тканинами;

- початкові прояви Д-гіповітамінозу, що супроводжуються підвищенням збудливості нервових центрів, зниженням уваги. Зниження успішності дітей шкільного віку в кінці навчального року певною мірою може бути пов'язане із сонячним голодуванням, особливо в умовах високих і середніх широт;

- зниження і втрата властивості засвоювати кальцій та фосфор, які надходять з їжею у жінок при вагітності, що, в свою чергу, порушує нормальний розвиток скелета дитини і спричиняє важкі токсикози;

- порушення метаболізму фосфору і кальцію зі зниженням фізіко-механічних властивостей кісткової тканини. Зниження механічної міцності кісток сприяє їх деформації, що спостерігається у хворих рахітом дітей, сприяє виникненню переломів. При цьому зростання кісток сповільнюється і частіше звичайного ускладнюється остеомієлітом;

- демінералізація зубів з розвитком карієсу, особливо у дітей;

— підвищення проникності судинної стінки, що сприяє ексудативним реакціям, сповільнення заживання ран зі збільшенням кількості ускладнень;

— сповільнення одужання при туберкульозі легень, що пов'язане з гіпокальціємією. Звапнення туберкульозних вогнищ сприяє припиненню поширення інфекції. В таких вогнищах протягом багатьох років можуть зберігатися вірулентні туберкульозні палички. Сонячне голодування і зумовлений ним Д-гіповітаміноз не тільки ускладнюють боротьбу організму з туберкульозною інфекцією, а й створюють небезпеку генералізації інфекції зі звапненого вогнища внаслідок його демінералізації (декальцинації).

Корекція сонячного голодування, лікування гіпо- або авітамінозу Д і пов'язаних з ними порушень обмінних та інших процесів вимагає цілого комплексу лікувальних заходів. Як свідчать лабораторні дослідження і численні клінічні спостереження, найбільш ефективним є загальне УФ-опромінення в суберитемних, поступово зростаючих дозах у комбінації з призначенням вітаміну Д. Паралельно з цим доцільно призначати препарати фосфору і кальцію, а також включати в раціон продукти, що містять у достатній кількості кальцій (молоко, сир, яєчний жовток та ін.).

З лікувально-профілактичною метою, а також для загартування організму найчастіше застосовують загальне УФ-опромінення в суберитемних, поступово зростаючих дозах у вигляді курсу з 16–26 опромінь. Користуючись повторними, поступово зростаючими дозами УФ-опромінення, можна, не викликаючи видимої еритеми, отримати реакцію у вигляді морфологічних змін епідермального шару шкіри, який значно підвищує захисну функцію шкірних покривів. Це використовується в клінічній практиці при загрозі утворення пролежнів, мацерації шкіри виділеннями, при лікуванні деяких хвороб шкіри та ін.

Курсові опромінення в суберитемних, поступово наростаючих дозах здійснюють стимулюючу дію на функції гіпофізарно-наднирникової і симпатико-адреналової систем, діяльність яких посилюється і удосконалюється. Цей ефект дії УФ-променів лежить в основі загартування людини сонячним світлом і штучними джерелами УФ-променів. Систематичне опромінення в суберитемних дозах призводить до посилення секреції катехоламінів і глюкокортикоїдів. Цей ефект використовується в комплексному лікуванні хворих ревматичним поліартритом, бронхіальною астмою та ін., що супроводжуються гострими запальними процесами.

Методика загальних опромінь УФ-променями і техніка проведення процедур. При загальному опроміненні впливу підлягають по чергово передня і задня поверхні тіла пацієнта, який лежить на кушетці в плавках і

захисних окулярах. Загальне індивідуальне опромінення проводиться, як правило, за допомогою ртутно-кварцового опромінювача на штативі. Опромінювач встановлюють збоку на відстані 70–100 см від поверхні тіла, центруючи його на рівні епігастрію. Для загальних групових опромінь використовують ртутно-кварцеві опромінювачі маятникового типу. Великим опромінювачем маятникового типу опромінюють 30–35 осіб, які стоять у колі радіусом 1–1,5 м. При загальному індивідуальному опроміненні для кожного пацієнта визначається біодоза, а при груповому користуються середньою біодозою.

Схеми загального УФ-опромінення, що існують у багатьох варіантах, можна розділити на три групи: основна, прискорена і сповільнена.

Залежно від стану хворого призначають ту чи іншу схему ультрафіолетового опромінення. Наприклад, сповільнену схему застосовують ослабленим хворим з пониженим харчуванням і притупленою активністю, прискорену – практично здоровим.

За сповільненою схемою опромінення починають з 1/8 біодози, при повторних опроміненнях поступово досягаючи 2,5 біодози. Процедури проводять щоденно, курс – 26–28 опромінь.

Основну схему застосовують хворим з хорошою реактивністю організму або здоровим – для профілактики грипу, шкірних захворювань, при опроміненні вагітних жінок. За основною схемою опромінення починають з 1/4 біодози, доводячи його максимально до 3 біодоз. На курс призначають 16–20 процедур, здійснюючи їх щоденно або через день.

Прискорену схему (від 1/2 до 4 біодоз) застосовують практично здоровим або молодим людям з хорошою реактивністю при переломах кісток. При необхідності повторного курсу УФ-опромінення інтервал між курсами становить два–три місяці.

При місцевому опроміненні безпосередній дії портативних опромінювачів підлягає невелика ділянка поверхні шкіри.

Відстань від лампи до опромінюваної ділянки – 50 см. Частіше всього для цього виду процедур застосовують еритемні дози УФ-опромінення. Розрізняють малі еритемні дози (1–2 біодози), еритемні дози середньої інтенсивності (3–4 біодози), великі еритемні дози (5–6 біодоз) і гіпереритемні (понад 8 біодоз). За один день еритемними дозами можна опромінити ділянку шкіри площею не більше 600 см². Виникнення інтенсивної еритеми на великих площах шкірної поверхні може викликати підвищену температуру тіла, головний біль, нервову і м'язову втому. Повторні опромінення однієї і тієї ж ділянки шкіри проводяться через один–три дні після першого опромінення, коли утворена еритема починає зникати.

Кожне наступне опромінення здійснюють дозою, що перевищує попередню в середньому на 50 або 100%. Одну й ту ж ділянку шкіри не слід опромінювати еритемними дозами більше трьох-чотирьох раз, оскільки при багаторазовому опроміненні чутливість її знижується. Проте опромінення слизових оболонок, поверхні рани можна проводити багаторазово (10–15 опромінь і більше).

Методика еритемних опромінь і техніка проведення процедур.

Вплив на вогнище ураження (рана, фурункул, зона розжистого запалення і т.д.).

При опроміненні полями ділянку, що підлягає опроміненню, ділять на кілька невеликих ділянок (50–100–200 см²), які опромінюють по черзі. За одну процедуру опромінюють одне чи два поля. Цю методику застосовують, наприклад, при пневмонії, бронхіті, бронхіальній астмі, радикулітах, міжреберній невралгії.

При використанні методу випромінювання рефлексогенних зон впливають на: комірцеву ділянку, зону сегментів спинного мозку. Так, комірцеву зону опромінюють при в'ялому перебігу процесів головного мозку і його оболонок, обличчя, а також при судинних порушеннях верхніх кінцівок, деяких захворюваннях органів грудної клітки.

Для впливу на органи малого тазу, а також при порушеннях кровообігу в нижніх кінцівках опромінюють ділянки шкіри, що відповідають попереково-крижовим сегментам, і передню поверхню стегон.

При фракційному опроміненні використовують перфорований локалізатор, що представляє собою клейонку розміром 30х30 см, в якій вирізані 150–200 отворів розміром 1 см². Локалізатор накладають на ділянку шкіри, яку необхідно опромінити. У процесі одного опромінення можна вплинути на більшу частину шкіри, причому площа еритеми не буде перевищувати встановлену норму. Цей вид опромінення застосовують при деяких захворюваннях легень, особливо в дітей (при бронхіальній астмі, бронхопневмонії та ін.)

Шкіра дітей більш чутлива до тепла і ультрафіолетового опромінення. Це зобов'язує медичний персонал уважно стежити за реакцією дитини під час опромінення. При опроміненні ультрафіолетовими променями еритема виникає у дітей через 2–6 год. і зникає через 12–24 год. У дітей біодоза отримується при більш коротких опроміненнях, ніж у дорослих. Тому рекомендується при визначенні дози відкривати кожне віконце дозиметра через 15–30 секунд.

При великих УФ-опроміненнях максимальна доза в дітей до двох років становить 2 біодози, у старших – 3 біодози. Площа поверхні, що опро-

мінюється при місцевому опроміненні дітей до трирічного віку, не повинна перевищувати 60–80 см², в п'яти-семирічному віці – 150–200 см², а в дітей старшого віку – 300 см². Для викликання еритеми перші дози не перевищують 1/2–2 біодози. При повторних опроміненнях дозу збільшують на 1/2–1 біодозу.

Показання до лікувального застосування ультрафіолетових променів.

Загальне опромінення застосовують для профілактики сонячної недостатності (авітамінозу і гіповітамінозу Д у дорослих, вагітних і дітей), при лікуванні рахіту в дітей, для підвищення загального опору організму.

Місцеве опромінення (еритротерапію) використовують при захворюваннях внутрішніх органів: пневмонії, бронхіті, ангіні, бронхіальній астмі, міозиті, міалгії, радикуліті. Загальне й місцеве опромінення широко використовують у хірургії (післяопераційні рани, рожисте запалення), травматології (удари, інфіковані рани, переломи), дерматології (псоріаз, піодермія, екзема та ін.).

УФ-опромінення є ефективним методом у лікуванні і профілактиці грипу, багатьох інфекційних захворювань (скарлатина, коклюш).

Протипоказання до лікувального застосування УФ-променів.

Злоякісні пухлини, схильність до кровотеч, активний туберкульоз, захворювання крові, виражена кахексія, гіпертіреоз, червоний вовчак, недостатність кровообігу II і III ступеня, натуральна віспа, системні захворювання, в тому числі порушення мозкового кровообігу, сифіліс, цукровий діабет, тромбоз, застій у венах тазової ділянки.

2. РАДІОТЕРАПЕВТИЧНА ТЕХНІКА ТА ЇЇ ЗАСТОСУВАННЯ В КЛІНІЦІ

2.1. Основні положення щодо використання радіації в терапевтичній техніці

“Радіація” (лат. radiare, що означає “випромінювати промені”) – термін, якому відповідає слово *випромінення* або *випромінювання*. В науковій літературі термін “радіація” використовується у більш вузькому значенні, у випадках, коли мова йде лише про іонізуюче випромінювання, яке має властивість викликати іонізацію в матеріалі. Взаємодіючи з атомами і молекулами, радіація перетворює ці нейтральні частинки в електрично заряджені іони. Випромінення інших видів, наприклад, видимого світла, інфрачервоного

випромінення, радіохвиль, не мають властивості створення іонів при взаємодії з матеріалом. Їх називають неіонізуючим випроміненням.

Часто замість терміна “іонізуюче випромінення” користуються його скороченою формою – випромінення. Такий термін застосовують, зокрема, у променевій терапії, коли немає сумніву щодо однозначності його розуміння. Проте в деяких випадках (цю обставину необхідно підкреслити) при променевій терапії з використанням гіпертермії, коли опромінення хворих іонізуючим опроміненням поєднується з місцевим або регіональним нагріванням тіла людини радіохвилями, називають конкретний вид іонізуючого випромінювання (наприклад, гамма-випромінення, електронне випромінювання) або вид променевої терапії (гамма-терапія, електронна терапія).

Розрізняють два види іонізуючого випромінювання. До першого виду належить випромінення, яке складається із частинок, що заряджені позитивно і негативно. Це – електронні і протонні пучки, пучки негативних пі-мезонів (піонів), важких іонів, а також бета- й альфа-випромінення радіоактивних нуклідів. У минулому їх називали безпосередньо іонізуючим випроміненням, оскільки вони ведуть до утворення іонів саме при взаємодії з атомами і молекулами.

До другого виду належить випромінення, що не має електричних зарядів. Це – рентгенівське випромінення, гамма-випромінення радіоактивних нуклідів, нейтронні пучки. Раніше їх називали опосередкованим іонізуючим випромінюванням, тому що вони передають свою енергію в матеріалі спочатку електронам і позитивно зарядженим ядрам атомів, взаємодіючи з ними, потім електрони і ядра атомів здійснюють іонізацію атомів і молекул точно так, як і заряджені частинки безпосередньо іонізуючого опромінення. Нині визначення “безпосереднє”, “опосередковане” випромінення використовують лише для наочності і не рекомендують його для наукової термінології.

Рентгенівське і гамма-випромінення мають електромагнітну, хвильову природу, але виділяються і поглинаються певними енергетичними порціями (квантами). Тому в багатьох процесах взаємодії з матеріалом вони виявляють властивості, що характерні для частинок, які не мають електричного заряду. Це дозволяє розглядати рентгенівське і гамма-випромінення як потоки незаряджених частин, такі частинки називають фотонами. Коли говорять про випромінення, що складається із нейтральних частинок, то мають на увазі фотони і нейтрони.

Іонізація речовини випроміненням є первинним ефектом їх взаємодії. Утворені в речовині іони і передана їм при цьому енергія випромінення викликають у речовині ряд вторинних фізичних і хімічних ефектів. Поряд із

чим змінюється склад та енергія первинного пучка випромінювання, що падає на речовину. Виникає так зване вторинне випромінювання: розсіяні частинки і кванти (які відхилились від початкового напрямку руху) та частинки і кванти з меншими зарядами енергії, що летять у сторони – вперед і назад – відносно напрямку первинного пучка.

В біологічних середовищах і в тканинах живих організмів відбуваються не лише фізичні, хімічні, а й біологічні процеси, які ведуть до специфічних реакцій і зміни структури речовини. Сукупність зумовлених цим мікро- і макроскопічних явищ називають біологічною дією іонізуючого випромінювання.

Розмір ефекту (біологічного, фізичного, клінічного), викликаний в організмі іонізуючим випромінюванням, визначається, перш за все, його дозою – енергією випромінювання, поглинутою одиницею маси тіла. Залежно від умов опромінювання людини і поглинутої організмом дози, випромінювання може виявляти лікувальну дію, викликати променеві реакції, важкі ускладнення.

Одиницею поглинутої дози випромінювання є грей (Гр). Грей дорівнює джоулю, поділеному на кілограм ($1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$). Це означає, що поглинута доза 1 Гр відповідає поглинанню 1 Дж енергії випромінювання на 1 кг маси опромінюваного тіла.

Одиниця грей з'явилась у променевій терапії у зв'язку з переходом від позасистемних одиниць фізичних величин до Міжнародної системи одиниць (СИ). До цього одиницею поглинутої дози випромінювання служив 1 рад. Нова і колишня одиниці поглинутої дози пов'язані простим відношенням: $1 \text{ Гр} = 100 \text{ рад}$.

Різні види опромінювання мають різну проникаючу здатність у даній речовині, яка залежить від його хімічного складу. Фотони і нейтрони проходять наскрізь через опромінюване тіло, а характер розподілу у ньому поглинутої дози залежить від енергетичного спектра частинок, складу речовини і геометричних умов опромінювання. Для наочності на рис. 44 наведено типові криві послаблення в тканино-еквівалентній речовині (воді) деяких видів іонізуючих випромінювань. Пучки заряджених частинок мають визначені максимальні пробіги (глибину проникнення) в опромінюваному тілі.

Криві ослаблення пучків важких заряджених частин (протонів, пі-мезонів) мають на кінці пробігу максимум (так званий пік Брега); він утворюється внаслідок того, що кожна швидка частинка втрачає в поодиноких взаємодіях дуже малу кількість енергії порівняно з тією, яку вона має, і пучок, проникаючи на глибину, спочатку послаблюється повільно, проте в міру зменшення енергії частинок ймовірність кожної поодинокі взаємодії збільшується, і на певній глибині енергія частинок стає рівною енергії, яка втрачається в процесі взаємодії.

Тоді загальна втрата енергії на одиницю шляху різко збільшується до максимуму, за яким крива послаблення різко падає, оскільки енергія частинок стає меншою значення, що необхідне для взаємодії.

Форма піка Брега залежить від енергетичного спектра пучка, і чим він ближче до монохроматичного, тим напівширина (ширина на рівні півкулі) піка Брега менша. Окрім проникаючої здатності, дуже важливою властивістю електрично заряджених частинок є лінійна щільність іонізації (кількість пар іонів різного

знака на одиницю шляху в речовині). Щільно іонізуючі частинки (важкі заряджені іони, нейтрони) мають підвищену відносну біологічну ефективність (ВБЕ). Це означає, що при порівнянні з різко іонізуючим випромінюванням (ВБЕ якого умовно прийнято за одиницю) вони дають більш високий біологічний ефект при однакових поглинутих дозах.

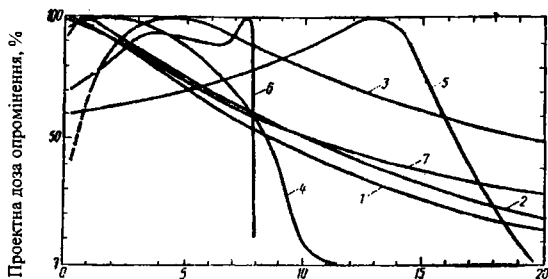


Рис. 44. Порівняння кривих послаблення в однорідному середовищі (воді) пучків іонізуючих випромінювань, що використовуються у променевій терапії: 1 – рентгенівське випромінювання ($E_{\text{макс}} = 200 \text{ кеВ}$); 2 – гамма-випромінювання ^{60}Co ($E_{\text{макс}} = 1,25 \text{ МеВ}$); 3 – гальмівне випромінювання; 4 – електронне випромінювання з енергією $E_{\text{макс}} = 20 \text{ МеВ}$; 5 – медичний протонний пучок ЛЯП ОІЯІ ($E_{\text{макс}} = 160 \text{ МеВ}$); 6 – медичний протонний пучок ІТЕФ ($E_{\text{макс}} = 130 \text{ МеВ}$); 7 – пучок швидких нейтронів з енергією $E_{\text{макс}} = 14 \text{ МеВ}$.

2.2. Радіаційна терапевтична техніка

Радіаційна терапевтична техніка розвивалась поряд з променевою терапією, інколи випереджаючи її і відкриваючи нові методичні можливості та перспективи в лікуванні. Численні технічні прогресивні ідеї тривалий час не знаходили визнання в клініці. Тепер стає зрозумілим, що вони з'явилися передчасно, коли ще лікарі не були готові до їх реалізації і, як правило, перші спроби були неуспішні, надовго дискредитували починання. Така ситуація склалась із ротаційним дистанційним опроміненням ще на початку 10-х роках ХХ ст. через неможливість технічного забезпечення надійності потрапляння пучка саме в пухлину. Ротаційні апарати з'явилися лише після закінчення Другої світової війни. Поступово вони витіснили

радіаційні апарати для статичного опромінення. Значною заслугою ротаційних апаратів є їх можливість виконувати будь-які варіанти не лише ротаційного опромінення (кругове, секторальне, тангенціальне – коли вісь пучка утворює будь-який гострий кут у площині ротації з вихідним вертикальним напрямком осі), а й статичного багатополюсного опромінення (коли вісь пучка спрямовується на глибинну ціль з декількох напрямків, під будь-якими клінічно вигідними кутами). Навіть у режимі статичного опромінення ротаційний штатив дуже корисний: він дозволяє набагато швидше відтворювати на апараті заплановані умови опромінення хворого.

Не менш переконливий приклад – розвиток нейтронної терапії. У 40-х роках ХХ століття дистанційне опромінення швидкими нейтронами привернуло увагу завдяки цікавим безпосереднім результатам, отриманим Р.Стоун в США. Проте дуже швидко у її хворих з'явилися важкі променеві ускладнення, і зацікавлення до лікування швидкими нейтронами надовго зникло. До цієї ідеї повернулись через багато років, коли стало зрозумілим, що перші невдачі були пов'язані з недостатніми знаннями про відносну біологічну ефективність нейтронів, яка має складну залежність від енергетичного спектра і ступеня оксигенації. Нині продовжуються інтенсивні дослідження з використанням для променевої терапії потужних генераторів швидких нейтронів, а також радіонуклідних джерел Каліфорнія-252 із високим виходом нейтронного і гамма-випромінювання. Каліфорнієві джерела становлять особливу цікавість для внутрішньопорожнинного і внутрішньотканинного опромінення. Роботи зі створення таких джерел інтенсивно ведуться й нині. Бажаним є застосування в променевому лікуванні теплових нейтронів. Вони мають здатність вибірково взаємодіяти з ядрами легких елементів.

В результаті захоплення теплового нейтрона утворюється штучний радіонуклід, який згодом розпадається з викидом короткопробіжних альфа-частинок, які локально поглинаються з великою щільністю іонізації. Реакція такого типу з високою інтенсивністю відбувається в ядрах бору і літію. Якщо ввести хворому речовини, що містять такі елементи, підібрати їх таким чином, щоб вони накопичувались переважно в тканині пухлини, а потім опромінити таку “мішень” повільними нейтронами, то вона буде сама себе опромінювати важкими зарядженими частинками (іонами гелію) так, що опроміненню буде підлягати практично лише пухлинна тканина (оскільки пробіги альфа-частинок у тканині вимірюються мікрометрами). Це був би близький до ідеального метод опромінення. Проте на шляху його реалізації стоїть ряд складних

фізичних і біофізичних проблем, і поки що, незважаючи на ентузіазм окремих вчених, метод не набув належного розвитку. Основним методом променевого лікування, що широко використовується, є фотонна терапія. В ній застосовують гамма-випромінювання радіоактивних нуклідів кобальту-60, цезію-137 і гальмівне випромінювання з енергіями в основному до 20 МеВ. Ці прискорювачі можуть працювати і в режимі електронного опромінення. В цілому світі відбувається поступовий процес заміни дистанційних гамма-терапевтичних апаратів електронного прискорювача лінійними прискорювачами і мікротронами. В першу чергу така робота проводиться в онкологічних науково-дослідних і лікувальних закладах. Але в галузі внутрішньопорожнинного і внутрішньотканинного опромінення радіонуклідна апаратура залишається поза конкуренцією.

Дослідження останніх років (зокрема, роботи А.Г.Сульпіна) виявили, що для внутрішнього опромінення дозиметрично вигідно користуватись джерелами цезію-137, а не кобальту-60. Правда, ці труднощі можна технічно подолати.

Історично склалось так, що технічне обладнання для внутрішнього опромінення помітно відставало від техніки дистанційного опромінення. Нині, спираючись на нову методологію, точні критерії та “елементну базу”, внутрішньопорожнинне опромінення вдалось вивести на сучасний технічний рівень.

Доцільно звернути увагу на те, що розвиток апаратного обладнання в дистанційному опроміненні відбувався досить суперечливо. Рентгенотерапія, яка переважала в 30–40-х роках, після застосування в кінці 40–початку 50-х років ХХ ст. штучно радіоактивних гамма-випромінювачів поступилася місцем гамма-терапії, яка викликала значно менше шкірних променевих реакцій. Приблизно в цей же час були створені перші медичні циклічні електронні прискорювачі – бетатрони. Вони давали пучки з більш високою проникаючою здатністю, дозволяли регулювати глибину локалізації максимуму поглинутої дози під поверхнею тіла, зменшити півтіні в межах поля опромінення. Проте бетатрони значно поступались кобальтовим гамма-апаратам за радіаційним виходом (потужністю дози у повітрі на відстані від джерела) і були значно дорожчі і складніші в експлуатації. Питання все ж вирішилось на користь прискорювачів, коли у 70-х роках почався промисловий випуск медичних ЛПЕ (лінійних прискорювачів електронів), які були позбавлені основних недоліків бетатрона.

Заміна дистанційних гамма-апаратів на ЛПЕ – справа складна, яка потребує значних капіталовкладень. Тому в лікувальній мережі ще деякий час будуть використовуватись дистанційні гамма-терапевтичні апарати.

Поряд з ними у ряді лікувальних закладів продовжують працювати рентгенотерапевтичні апарати, вони використовуються для опромінення поверхневих новоутворень, доброякісних пухлин і при ряді інших непухлинних захворювань (рис. 45). Необхідно підкреслити, що робота на апаратах старих поколінь гальмує впровадження нової технології і сучасної культури лікувального процесу.

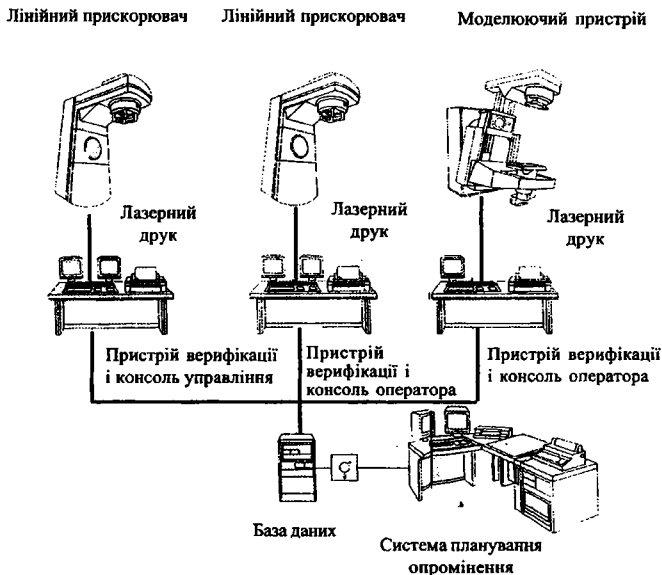


Рис. 45. Радіаційна терапія.

Разом з електронними прискорювачами на допомогу променевої терапії приходять ядерно-фізичні прискорювачі протонів та інших важких заряджених частинок: від'ємних пі-мезонів (піонів), іонів легких елементів (гелію, літію, азоту та ін.). Такі роботи були розпочаті в 50–60-х роках, коли потужні ядерно-фізичні установки з циклічними прискорювачами (протонні синхротрони, синхротрони на сотні мегаелектровольт) стали досяжними для практичного використання в медицині. В нашій країні на протонних прискорювачах були створені і оснащені необхідними засобами медичні пучки для статичного і рухомого опромінення онкологічних хворих "наскрізь" (коли пучок проходить тіло хворого) і з використанням піка Брега (коли пробіг важких заряджених частинок закінчується в тілі).

Незважаючи на оптимістичні прогнози, досить обнадійливі клінічні результати були отримані не відразу. Справа в тому, що фізики й інженери змушені були створювати для роботи на протонних пучках принципово нове прецизійне технологічне і медичне обладнання, а лікарі ні технічно, ні технологічно не були готові до використання такої високоточної апаратури.

Слід зазначити, що досвід цих досліджень і розробок дав змогу по-новому переглянути класичні навички і традиції рентгено- і гамма-терапії, розробити їх нову методологію і, перш за все, засоби уточненої топометричної дозиметричної підготовки до опромінення хворого, скрупульозного контролю виконання процедур опромінення і їх відтворення, сучасні засоби автоматизації і комп'ютеризації.

Променева терапія пройшла довгий шлях. Від перших примітивних, надто дорогих і ризикованих ампул з радієм до простих рентгенівських установок, згодом до перших громіздких і важких медичних бетатронів, потім – до вишуканих гамма-апаратів і, нарешті, знову до прискорювачів – лінійних, циклічних, електронних, протонних із сучасними засобами гарантування безпеки хворому і персоналу. Нині в онкології комплексно використовуються ампуловані радіонукліди та потужні генератори фотонних і корпускулярних пучків, автоматика й обчислювальна техніка, співпрацюють лікарі, фізики, інженери і математики.

Декілька слів необхідно сказати про захист від опромінення у променевій терапії. Ці питання тривалий час розроблялись стосовно вирішення завдань захисту персоналу, котрий працює у сфері дії іонізуючого випромінювання. На цьому шляху досягнуто значних успіхів.

Тепер при дотриманні вимог, передбачених основними санітарними правилами ОСП 72/80, персонал відділень променевої терапії одержує, як правило, найменшій частотку мілірентген гранично допустимої дози, так що встановлені для нього пільги за шкідливість умов праці компенсують тепер не фактичну радіаційну небезпеку на робочому місці, а ризик епізодичних передозувань, пов'язаних з можливими (хоча і рідкісними) аварійними ситуаціями.

Питання про захист хворого в променевій терапії до порівняно недавнього часу розглядалось лише в плані механічної й електричної безпеки. Всі радіаційні терапевтичні апарати, допоміжне оснащення щодо цього є безпечними і для хворого, і для персоналу. Радіаційною небезпекою для хворого раніше нехтували. Лікувальні потужні дози для онкологічних хворих бувають настільки великі, що навіть при локальному опроміненні в обсязі мішені виникає доволі інтенсивне вторинне опромінення, яке згодом частково поглинається тілом хворого.

Але все ж таки безпосередні загальні променеві реакції виявились порівняно мало вираженими (відносно місцевих променевих реакцій в ділянці мішені). Тож тривалий час про віддалені результати загального опромінення не доводилось серйозно думати у зв'язку з порівняно коротким терміном життя хворих у післяпроменевий період.

Тепер ситуація змінилась кардинально. Завдяки інтенсивному вдосконаленню і розвитку багатьох нових методів і видів променевого лікування значно підвищилась його ефективність, з'явилося багато “довгожителів”, які успішно перенесли променеву терапію при ряді онкологічних захворювань. За даними професора Л.А.Дурнова, в дитячій онкології виліковування (термін життя понад 5 років) спостерігається в середньому у 60% хворих, а при деяких захворюваннях на першій–другій стадіях воно становить 80–90%. Необхідно заздалегідь потурбуватись про комфортабельність життя таких хворих у післяпроменевий період. Особливо важливо зберегти нормальний розвиток і функції молодого організму.

Клінічні спостереження та ретроспективний аналіз лікування засвідчили, що лікувальні навантаження поза мішенню в цих хворих надто великі. Це послужило основою для формування більш суворих вимог щодо дозового поля поза мішенню для розробки нової клініко-гігієнічної проблеми “Радіаційний захист хворих у променевій терапії”. Одна з останніх публікацій Міжнародної комісії з радіологічного захисту присвячена саме цій проблемі. Питання радіаційного захисту хворого знайшли відображення в нових редакціях стандартів на радіаційні терапевтичні апарати, підготовлені Міжнародною електротехнічною комісією. Ці вимоги цілком реальні при сучасних комп'ютерних методах дозиметричного планування опромінення і легкодоступні для індивідуального дозиметричного контролю.

2.3. Променеве лікування. Стратегія і тактика

Променева терапія – не єдиний метод лікування онкологічних хворих. Окрім цього методу, в онкології широко застосовують хірургію, хіміотерапію, гормонотерапію, імунотерапевтичні засоби.

Променева терапія застосовується самостійно, а також у комбінації з хірургічним лікуванням, в комплексі з хіміотерапією. Нерідко променеву терапію поєднують з двома, трьома іншими методами лікування. При цьому вона може відігравати і провідну роль, і допоміжну, вирішуючи лікувальні завдання. Наприклад, передопераційна променева терапія спрямована на

зняття запалення в ділянці пухлини, на зменшення її розмірів. Таким чином вдається неоперабельного хворого підготувати до хірургічного лікування. Післяопераційне опромінення застосовують у випадках, коли обсяг операції обмежений умовами локалізації пухлини, а також з метою профілактики метастазування. Хіміотерапію поєднують з променевим лікуванням або проводять після нього, якщо (в зв'язку з індивідуальними променевими реакціями хворого) важко досягнути необхідної сумарної поглинутої дози самостійним променевим лікуванням.

Окрім цього, у стратегічному плані розрізняють радикальне, паліативне, симптоматичне лікування. В першому випадку мається на увазі повне одужання хворого. Паліативне лікування веде до тимчасового покращення стану відносного здоров'я. Симптоматичне лікування спрямоване на зняття больових синдромів, часткове полегшення загального стану хворого.

Вибір стратегічного плану терапії визначається, перш за все, стадією основного (онкологічного) захворювання, наявністю у хворого супутніх (наприклад, серцево-судинних) захворювань, його загальним фізичним і душевним станом.

В кожному із цих стратегічних варіантів променева терапія володіє численними тактичними можливостями. Вони ґрунтуються на загальноклінічних і радіобіологічних знаннях, а також на фізикотехнічних обґрунтуваннях. Конкретний вибір того чи іншого варіанта залежить від реальних умов і можливостей їх кваліфікованого використання (від оснащення відділення променевої терапії і працюючих у ньому спеціалістів).

Тактичні варіанти променевого лікування систематизовані за декількома ознаками. Залежно від виду іонізуючого випромінювання розрізняють такі види променевої терапії: рентген- (при напрузі генерування випромінювання до 200–250 кВ), гамма-, фотонна терапія (дія гальмівним рентгенівським випромінюванням високих енергій від електронних прискорювачів на 6–40 МеВ), нейтронна терапія, протонна терапія, терапія важкими зарядженими частинками з енергіями порядку десятків і сотень мегаелектровольт та ін.

До методів променевої терапії з радіобіологічним обґрунтуванням належать, наприклад, фракційний курс променевого лікування (з певними дозовими фракціями і тимчасовим ритмом опромінення), променеве лікування з використанням модифікаторів радіочутливості тканин (пухлинних і нормальних), променеве лікування з використанням просторово нерівномірного розподілу поглинутої дози в мішені (використання решітчастих фільтрів і розчинів), променеве лікування зі

зменшенням ділянки опромінення (в міру накопичення сумарної поглинутої дози).

За умовами взаємної орієнтації мішені (в тілі хворого), яка підлягає опроміненню, джерела випромінювання розрізняють: дистанційне, внутрішньопорожнинне і внутрішньотканинне опромінення. Ці методи опромінення мають багато різновидів, які відрізняються кінематичними ознаками: статичне багатополусне опромінення (з декількох напрямків), рухоме опромінення (частково ротаційне, секторне, конвергентне, поступальне, дотикове та ін.). Динамічне (рухоме) опромінення може здійснюватись у режимі нерухомого хворого (так працюють сучасні гамма-терапевтичні апарати і медичні електронні прискорювачі) або в режимі нерухомого пучка випромінювання (на пучках протонів та інших важких заряджених частинках від прискорювачів чи ядерних реакторів).

Кожен метод опромінення має певні дозові характеристики. Вони дають уявлення про те, як розподіляється в об'ємі опромінюваного тіла поглинута ним енергія. Цей дозовий розподіл у кожному конкретному випадку залежить від якості іонізуючого випромінювання, будови і складу тіла, геометрії і кінематики опромінення.

Для повного дозиметричного опису фізичного ефекту опромінення (зазвичай говорять: для побудови дозового розподілу або дозового поля) необхідно знати вид та енергію іонізуючого випромінювання, топографію опромінюваної частини тіла, умови формування терапевтичного пучка, взаємне розташування джерела випромінювання, пучка і тіла, а також умови їх відносного руху.

Володіючи такою інформацією, можна найкращим чином застосовувати променеву терапію. Широко використовують різноманітні методи з додатковими пристроями до опромінюючого апарата, які формують спеціальні дозові поля (фігурні захисні блоки, клиноподібні фільтри, решітчаті діаграми). Ці технічні засоби, поміщені у відкритий пучок випромінювання, деформують розподіл поглинутої дози так, щоб екранувались нормальні тканини і органи, які володіють підвищеною радіочутливістю, щоб сусідні з мішенню тканини отримували якнайменшу дозу опромінення.

Різні види променевої терапії і методи опромінення нерідко поєднуються один з одним. При цьому спеціалісти прагнуть досягти найбільш раціональних сумарних дозових полів для кожного пацієнта із врахуванням форми і розмірів опромінюваної пухлини, анатомічних умов її локалізації та реакції хворого на променеве лікування.

Слід мати на увазі, що і в лікувальній практиці можливі випадки, коли з технічних причин або внаслідок випадкових помилок опромінення не виконує

запланованої для нього лікувальної функції. При недостатньому сумлінні ця процедура може приносити шкоду для хворого.

Правильне розуміння і використання терміна “опромінення” сприяють підвищенню відповідальності, взаємної вимогливості та старанності виконання своїх обов’язків лікарем і всім персоналом. Тому треба використовувати терміни: гамма-терапія, нейтронна терапія, фракційний курс променевої терапії (а не фракційне опромінення, як зазвичай говорять і пишуть), променева терапія з використанням модифікаторів радіочутливості і т.д.; дистанційне опромінення (а не дистанційна променева терапія), багатополосне опромінення, ротаційне опромінення, опромінення із захисними блоками, з клиноподібними фільтрами, внутріпорожнинне опромінення (а не внутрішньопорожнинна терапія), внутрішньотканинне опромінення і т.д.

2.4. Структура курсу променевої терапії

Аналіз лікувальної роботи у відділеннях променевої терапії свідчить, що її ефективність залежить не лише від радіобіологічних і фізико-хімічних факторів, які враховуються при розробці плану лікування хворого, а й від того, як вирішуються організаційно-методичні питання, пов’язані зі здійсненням прийнятого плану. Велике значення мають рівень технічного обладнання, склад, кваліфікація і досвід персоналу.

Курс променевої терапії складається із трьох періодів: передпроменевого, променевого та післяпроменевого. На першому етапі здійснюється підготовка хворого до опромінення. У променевий період проводяться спостереження за хворим і додаткові лікувальні та профілактичні заходи.

Межами передпроменевої, променевої і післяпроменевої терапії є перший і останній сеанси опромінення хворого. Перший і другий періоди об’єднуються єдиним планом лікування.

Передпроменевий період має три етапи: клінічний, клініко-дозиметричний і технологічний. На першому етапі лікар уточнює діагноз і детально досліджує загальний стан хворого. Посилаючись на отримані дані, він вибирає оптимальний план лікування. Зважаючи на наявність апаратури, вирішується питання про найбільш раціональний для даного хворого вид променевої терапії і метод опромінення. При відсутності необхідної апаратури його направляють в інший спеціалізований лікувальний заклад. При наявності супутніх захворювань передбачається ряд лікувальних заходів для підготовки хворого до початку променевої терапії.

Клініко-дозиметричний етап охоплює топометричну і дозиметричну підготовку. Топометрію здійснює, як правило, рентгендіагност. Він виконує уточнене рентгенографічне, ультразвукове, термографічне дослід-

ження хворого в передбачуваному положенні його опромінення (на спині, на животі, у визначеній позі). На основі отриманих топографо-анатомічних даних створюються індивідуальні карти з певного набору площинних зрізів тіла хворого на рівні умовного центру мішені, що підлягає опроміненню. Основну топографо-анатомічну інформацію дають поперечний, сагітальний, фронтальний зрізи тіла із зображенням його зовнішніх контурів, контурів мішені, внутрішніх органів і тканин (легень, кісток, жирової клітковини), які значно відрізняються від щільності м'яких тканин (їх щільність умовно прийнято за одиницю), а також повітряних порожнин. За необхідності використовуються сучасні методи штучного контрастування. В останній час для вирішення завдань клінічної топометрії застосовуються такі новітні досягнення радіаційної та ядерної техніки, як комп'ютерні рентгенівські і ЯМР-томографи (створені на основі ядерно-магнітного резонансу). Фізик вибирає разом із лікарем метод опромінення, створює для цього оптимальні умови хворому шляхом розрахунків конкуруючих варіантів дозового розподілу. У випадку необхідності (наприклад, для нових і складних планів опромінення) вимірюються дози у реальних умовах, які модулюють різні умови опромінення хворого на визначеному радіаційному терапевтичному апараті.

В результаті попередньої роботи лікар отримує скрупульозний наочний опис передбачуваного розподілу поглинутих доз у частині тіла, підданого опроміненню, із зазначенням усіх технічних параметрів, необхідних для однозначних маніпуляцій. Оптимізований план розроблений з урахуванням лікарських вимог щодо захисту від надмірного опромінення здорових органів і тканин.

Медичний фізик вказує також, які індивідуальні технологічні засоби (пристрої формування пучка випромінювання, пристосування для чіткої фіксації опромінюваної частини тіла, контрольні топометричні і дозові вимірювання у хворого) повинні бути використані при опроміненні на апараті.

На третьому (технологічному) етапі (у випадку необхідності) виготовляють індивідуальні формуючі і фіксуючі пристосування для виконання окремих процедур опромінення хворого, перевіряють безпосередньо на вибраному апараті все технічне обладнання процедури опромінення.

Променевий період охоплює весь курс опромінення хворого і здійснюється лікарем-терапевтом, який викликає інженера-фізика і лікаря-топометриста для контролю правильності підготовки до опромінення (особливо у перші сеанси, вибірково – при деяких наступних).

Післяпроменевий період регламентується загальноклінічними вимогами і необхідністю отримання інформації про віддалені променеві наслідки.

2.5. Технології опромінення та їх перспективи

Слово “технологія” з’явилося у променевій терапії порівняно недавно. Воно прийшло із наукового лексикону і дуже важко приживалось у медичному середовищі. В клінічній медицині взагалі, і в променевій терапії зокрема, в минулому, не надавалось особливої уваги точності виконання окремих лікувальних операцій, пов’язаних певною послідовністю дій.

Будь-яке променеве виробництво не може працювати без суворої організації всього технічного процесу виготовлення певного виробу чи матеріалу, без достатнього контролю якості виконаної роботи на всіх проміжних етапах і під час окремих, навіть дрібних технологічних операцій. З цією метою конструктори і технологи розробляють збірні та детальні підсилення, технологічні карти, в яких вказують пристрої й апарати, що будуть використовуватись, послідовність і зміст робочих та контрольних операцій, різучі, збиральні і вимірювальні інструменти, дають методичні вказівки і поради.

Окремі деталі і комплекси, виготовлені з недотриманням вказаних у переліку нормативів, з відхиленням від інших технологічних вимог, забраковуються відділом технічного контролю (ВТК). Лише таким чином вдається забезпечити високу якість готової продукції, її надійність. Така робота за певним технологічним процесом може бути прототипом для організації опромінення хворого.

При опроміненні онкологічних хворих на радіаційних терапевтичних апаратах треба підвести до визначеної мішені задану променевим терапевтом поглинуту дозу і при цьому забезпечити помилку по дозі в точці дозування не більше 5%, майже рівномірно (з похибкою $\pm 10\%$) розподілу поглинутої дози по всьому об’єму мішені. Не можна також перевищувати допустимі поглинені дози в здорових органах і тканинах, що оточують мішень.

Одну і ту ж процедуру опромінення можна багаторазово повторювати для даного хворого, і кожен раз потрібно повністю дотримуватися заданих умов опромінення та тих самих вимог.

Умови очікуваного опромінення вибирають перед опроміненням на основі індивідуальних топометричних карт зрізів тіла хворого (на рівні мішені, яка підлягає опроміненню), що дають інформацію про просторове

геометричне співвідношення між мішенню і сусідніми з нею нормальними анатомічними структурами. Анатомічні контури на цих “кресленнях” мають за даними інтраскопічних досліджень у натуральному розмірі. За ними розраховують глибинні поглинуті дози, будують криві ізодоз в опромінюваній частині тіла для ряду можливих планів опромінення і вибирають той варіант, який найкращим чином відповідає потребам дії на мішень та захисту оточуючих її органів і тканин.

Зазвичай для наочності ізодозові криві наносять на відповідну топометричну карту. Там же вказують: для дистанційного опромінення – напрямок осі пучка випромінювання, розміри полів опромінення, розташування додаткових засобів формування поля доз (захисних блоків, клиноподібних фільтрів); для внутрішнього опромінення – місцезнаходження або схему пересування закритих джерел випромінювання в опромінюваній частині тіла.

Технічна картина опромінення хворого повинна містити конкретний і чіткий опис послідовності дій та операцій, які необхідно виконати для розміщення на терапевтичному апараті хворого, наведення на нього пучка випромінювання (точніше світлового пучка, що його імітує), для встановлення заданих параметрів програми опромінення (розмір полів, допустимих значень кута коливання, швидкості коливання, тривалості процедури опромінення), для розташування захисних блоків і т.д. В технологічній карті вказують також необхідні додаткові (інколи індивідуальні) пристосування, наприклад, спеціальні захисні блоки, пристрої для фіксації тіла хворого, а також у випадку необхідності – засоби перевірки виконаного розміщення пацієнта і наведення пучка шляхом додаткових контрольних вимірів.

Завдання реалізації такого плану опромінення у відділенні променевої терапії значно ускладнюються в порівнянні з прототипом (виробничим технологічним процесом) тим, що в лікувальних закладах немає ВТК (служби контролю якості). Тут неможливо допустити помилки, бо це завдасть хворому додаткових страждань і він потребуватиме додаткового лікування. Відповідно гарантія якості роботи не просто потрібна, а конче необхідна, як говорять медики, за життєвими показаннями. Контроль за опроміненням хворого відрізняється ще однією принциповою особливістю. Лікувальний ефект разового опромінення виявляється не відразу. Ні клінічними, ні фізичними засобами контролю поки що неможливо оцінити помилки у виконаній процедурі. Практично навіть грубі помилки залишаються непоміченими, поки не виявляться незвично сильні променеві реакції або ускладнення. При цьому часто залишається незрозумілим, що саме стало причиною такої невдачі, на якому етапі

допущено помилку. Тому в променевої терапії повинен існувати кількісний експрес-контроль відповіді тканин на опромінення.

Єдиним, на даний момент, шляхом вирішення завдань гарантії якості опромінення є суворий контроль відповідності встановленим допустимим нормам всіх фізичних, геометричних, кінематичних і часових умов, які відповідають вибраному плану опромінення даного хворого на даному терапевтичному апараті. Очевидним є й те, що збереження цих умов повинно гарантуватись протягом усієї процедури опромінення.

Оскільки під час опромінення в процедурному приміщенні не має бути нікого, окрім хворого, спостереження за ним здійснюється із сусідньої кімнати керування через телевізійний канал за допомогою переговорного пристрою при постійно ввімкненому мікрофоні у хворого. Найбільш досконалі системи гарантії якості мають елементи зворотнього зв'язку з детекторами і моніторами для реєстрації контрольованих параметрів і керування блоку безпеки, які спрацьовують при виникненні загрозливих ситуацій і передують акту опромінення. В таких випадках на пульті керування апаратом зберігається вся інформація про умови опромінення й отриману хворим частину поглинутої дози в точці дозування. Система профілактичного контролю за якістю опромінення має й інші не менш важливі аспекти. Річ у тому, що помилки у розміщенні хворого на апараті і наведенні пучка випромінювання на мішень не виключають можливих помилок у реалізації плану опромінення. Радіаційні характеристики самого пучка випромінювання в даному апараті можуть значно відрізнятись від їх номінальних значень, якими користуються при розрахунках. Більше того, з клінічної практики відомо, що основні характеристики пучка випромінювання у даного апарата можуть з часом змінюватись.

Нині променева терапія – один із основних методів лікування онкологічних хворих. Згідно з даними експертів ВООЗ, її застосування є ефективним при лікуванні злоякісних пухлин у 45–50% випадків. Найбільш широко променева терапія використовується при лікуванні злоякісних пухлин жіночих статевих органів, раку гортані, пухлин порожнини рота і глотки, шкіри, злоякісних лімфом. Широко застосовують цей метод також у комбінації з хірургічним лікуванням при раку молочної залози, прямої кишки, легень, стравоходу, пухлин кісток. При деяких захворюваннях (початкових стадіях лімфогранульоматозу, раку шийки матки, шкіри) променева терапія є методом вибору.

Однією з характерних рис нинішньої науково-технічної революції стало взаємопроникнення, взаємозбагачення і, зокрема, навіть злиття клінічної медицини з технікою і технологією. Це особливо виявляється у тих галузях

медицини, які органічно пов'язані з фізичними й технічними засобами діагностики та лікування з вивченням та забезпеченням життєдіяльності і працездатності людини в екстремальних умовах. Перш за все, це стосується хірургії, стоматології, офтальмології. Здавна тут використовували скальпель, свердло та лупу. Потім до них приєднались рентгенологія і радіологія. Їх поява і розвиток пов'язані з новими відкриттями і винаходами в галузі іонізуючих випромінювань, масштабними дослідженнями в радіаційній та ядерній фізиці.

Лікар-радіолог, променеви́й терапевт отримали нові робочі місця біля радіаційного діагностичного і терапевтичного апаратів, оснащених сучасними електронними і телевізійними пристроями, моніторами, дисплеями й обчислювальними засобами контролю та управління опроміненням хворого. Фізик та інженер в лікувальному закладі не лише виконують розрахунки, експериментують на фантомах, настроюють і контролюють спеціальне оснащення та апаратуру, а й здійснюють прямі вимірювання в хворих, працюють разом з лікарем, контролюючи правильність умов опромінення і безпеку хворого, намагаючись підвищити ефективність його променевого лікування. Досягнення і перспективи розвитку променевої терапії органічно пов'язані з удосконаленням її фізико-технічного устаткування і безпеки хворого.

Променева терапія відійшла від емпірики, вона стала науково обґрунтованим методом лікування. Опромінення хворого визначається тепер не лише майстерністю й ентузіазмом лікаря, а й науково побудованим, об'єктивно контрольованим технологічним процесом.

У лікувальних закладах є сучасні радіаційні терапевтичні апарати для формування оптимізованих дозових полів, допоміжне оснащення для виготовлення індивідуальних технологічних пристосувань і для контролю умов опромінення.

Ведеться підготовка до підвищення рівня стандартизації радіаційних терапевтичних апаратів, методів контролю їх основних характеристик і робочих параметрів, а також вимог щодо радіаційної безпеки хворих, які проходять курс лікування. Ці вимоги спрямовані на запобігання випадковим порушенням умов опромінення, розходженням між запланованими і фактично отриманими дозами в опромінюваній мішені, оточуючих її тканинах і органах, у тому числі в так званих критичних точках, за якими контролюються не лише безпосередні результати, а й віддалені наслідки опромінення для організму в цілому. Це означає, що відбувається перехід на більш високий рівень точності на всіх ланках технологічного процесу, на етапах технічної підготовки кожної процедури опромінення і виконання кожного сеансу опромінення.

Що ж чекає променеву терапію в майбутньому? Будуть переглянуті і встановлені більш жорсткі умови доступу до основних радіаційних і конструкторивних параметрів джерел іонізуючого випромінювання, радіаційних терапевтичних апаратів, значно підвищена їх надійність в експлуатації. В онкологічні і радіологічні лікувальні заклади надійдуть напівавтоматичні радіаційні терапевтичні апарати з комп'ютерним управлінням. В дистанційному опроміненні пріоритет отримають лінійні прискорювачі і мікротрони, для внутрішньопорожнинного і внутрішньотканинного опромінення – шлангові апарати з джерелами, що переміщуються за заданим алгоритмом. Радіаційне оснащення клініки доповниться діагностичними засобами для уточненого топометричного дослідження (рентгенівськими, ультразвуковими засобами тощо), а також дозиметричними прецидійними і допоміжними приладами (фантомами, моніторами, дисплеями), засобами для контрольних вимірювань доз у хворих, комп'ютерними пристроями для опрацювання топометричної інформації, оптимізованого дозиметричного планування опромінення, інформаційно-обчислювальними засобами накопичення, збереження й аналізу даних з первинних і віддалених результатів променевої терапії. З метою забезпечення порівняння матеріалів різних лікувальних заходів буде підтримуватись єдина метрологічна система радіаційного калібрування джерел випромінювання, а службу перевірки робочих пристроїв для дозових вимірювань у лікувальних закладах буде стандартизовано. Можна не сумніватись в тому, що це призведе до значного підвищення ефективності променевого лікування в онкології.

3. ЛАЗЕРИ

Слово “лазер” складається з перших літер англійського виразу.

Як відомо, квантова теорія світла була заснована Планком в 1900 р. Дослідження лауреатів Нобелівської премії М.Басова, А.Прохорова і Ч.Таунса (1955) дали початок новому напрямку в науці – квантовій електроніці й сприяли створенню нових джерел енергії – оптичних квантових генераторів (ОКГ) – лазерів.

Перший діючий лазер сконструював Майман 1960 року в США. В цьому технічному приладі генератором лазерного випромінювання був кристал рубіну.

Лазери перетворюють один з видів енергії (електричну, теплову, хімічну) на монохроматичне когерентне поляризоване випромінювання електромагнітних хвиль ультрафіолетового видимого або інфрачервоного діапазонів.

Фізичні основи лазерного випромінювання і будова оптичних квантових генераторів – лазерів. Основними елементами, що забезпечують генерацію випромінювання в лазерах, є активна речовина, оптичний резонатор, джерело збудження і джерело живлення. Основним елементом апарата є прилад, який генерує і посилює лазерне випромінювання. Генератор його (власне лазер) складається із робочої речовини, системи збудження і лазерного резонатора. Робочою речовиною можуть бути тверді тіла, а також гази і рідини. Для генерації лазерного випромінювання з медичною метою найчастіше використовують кристали рубіну, скла, неодимового скла, алюмоітрієвого гранату з неодимом, а також гази – гелій, неон, азот та ін.

Активними центрами генерації лазерного випромінювання є іони у твердих робочих речовинах, молекули, атоми або іони – в газоподібних. Активні центри володіють суворо визначеним рівнем енергії. Для стимуляції (генерації) лазерного випромінювання активним центром необхідно надати певне значення енергії – перевести їх на більш високий енергетичний рівень, що здійснюється за допомогою системи збудження.

Потрібно підкреслити, що лазерне випромінювання, яке складається із фотонів, штучне і не зустрічається в природному середовищі.

Лазери в медицині поділяються на потужні (хірургічні) і малопотужні (терапевтичні), вони мають найрізноманітніше використання. За принципом роботи лазери можуть бути: імпульсними (рубінові, неодимові), безперервної дії (газові, з модулюючою добротністю, напівпровідникові). За природою генеруючих світло речовин виділяють такі лазери:

- твердотільні – усі похідні від рубінового лазера. Окрім рубіну, використовують ітрієво-алюмінієвий гранат, фториди барію, лантану, стронцію та кальцію;

- рідинні – активним середовищем у них є відповідна рідина, зазвичай, з домішками неодиму;

- хімічні – енергія хімічних реакцій у цих лазерах використовується як для збудження молекул, що безпосередньо беруть участь у цих реакціях, так і тих, які в них не задіяні;

- лазери на барвниках – активним середовищем у них є барвники. Це складні органічні сполуки, які в певному середовищі поглинають світло у широкому діапазоні довжини хвиль;

- газові – активним середовищем є газ (суміш гелію та неону);

- напівпровідникові – активною речовиною в них є монокристали.

Терапевтичні лазери: гелій-неонові, гелій-кадмієві, напівпровідникові.

Хірургічні лазери: Скальпель-1, -3, Ромашка-1, -2, Саяни.

Основні засади взаємодії лазерного випромінювання з біологічними об'єктами. Дія лазерного випромінювання на живі біологічні тканини різна і залежить від довжини хвилі випромінювання, його потужності та тривалості взаємодії (сумарної енергії). В 1961 р. розпочалось вивчення впливу випромінювання рубінового лазера на тканини різних органів тварин. Виявлено, що промінь лазера може бути скерований зі снайперською точністю не тільки на невелику ділянку об'єкта, а й на групи клітин, окремі клітини, їх ядра й органели. Науковці отримали ідеальний інструмент для генної хірургії та інженерії. Основні види лазерного впливу на біологічні об'єкти можуть бути згруповані таким чином.

Термічна дія виникає внаслідок нагрівання енергією лазерного променя біологічних тканин до високих температур. Лазерний промінь викликає випаровування рідкої частини клітин та міжклітинної рідини і згоряння твердої частини біологічної тканини. При переміщенні лазерного променя відбувається розтинання тканин. Через це хірургічний лазер часто називають лазерним скальпелем або лазерним ножом. При розтинанні відбувається "заварювання" кровоносних судин (гемостатичний ефект) і клітин злоякісних пухлин (антибластичний ефект). Крім цього, в експериментах встановлено (В.І.Єлісеєнко), що рани, нанесені таким лазером, загоюються з менш вираженою запальною реакцією і швидше, ніж рани від хірургічних інструментів (скальпеля, ножниць). Термічна дія широко використовується також для випаровування нежиттєздатних тканин і для деструкції деяких видів доброякісних і злоякісних пухлин.

Механічна дія виникає внаслідок удару фотонів в опромінюваний об'єкт. Але така енергія порівняно мала і не має значного впливу на тканини. Даних про використання цього виду лазерної дії в лікувальній медицині немає.

Електромагнітна дія дуже незначна і не береться до уваги при використанні лазерів у лікувальній медицині.

Біологічна дія найбільш цікава і найменш вивчена. Генераторами її є терапевтичні лазери, випромінювання яких використовують у багатьох галузях клінічної медицини.

Не викликає сумніву той факт, що вченим необхідно і далі вивчати результати взаємодії лазерного випромінювання з біологічними тканинами, тим більше, що перелік наявних медичних лазерних установок постійно розширюється.

Лазерна медична апаратура.

Можна виділити три напрями використання лазерів у медицині. До першого належить вплив на тканини патологічного вогнища імпульсним або безперервним лазерним випромінюванням при густині потужності, недостатній для глибокого обезводнення, випаровування тканин і

виникнення в них дефекту. Цей тип впливу лазерів використовується в дерматології та онкології для опромінення патологічних тканинних утворень. При такому режимі тканини підлягають коагуляції. Другий тип – розтин тканин. Під впливом лазерного випромінювання безперервної або імпульсної періодичної дії частина тканини випаровується і в ній виникає дефект. У даному випадку потужність випромінювання може переважати ту, яка використовується при коагуляції, на два порядки і більше. Другий тип впливу використовується в хірургії. Третій напрям – це вплив на тканини й органи низькоінтенсивного випромінювання, яке, зазвичай, не викликає явних морфологічних змін, але призводить до певних біохімічних і фізіологічних зрушень (за типом фізіотерапевтичних) в організмі.

Перші спроби застосовувати лазери в практичній медицині датуються 1962 р., коли американські хірурги Гольдман і Хелспер почали лікувати пухлини шкіри і зовнішніх слизових оболонок випромінюванням рубінового лазера. Потім стали використовувати лазери на неодимовому склі і на кристалах алюмоітрієвого гранату з неодимом (НІГ-лазери) для лікування онкологічних і шкірних захворювань. Виявлено, що промінь лазера руйнує клітини як доброякісних, так і злоякісних пухлин. Найбільш ефективним виявилось опромінення пухлин, клітини яких кольором відрізняються від нормальних. Тут виявлялася вибіркочна дія лазерного випромінювання на патологічні тканини.

Посилення зацікавлення до лазерної медицини відбулося після створення в 1964 році лазера на вуглекислому газі. Промінь дає змогу не тільки руйнувати і випаровувати біологічні тканини, а й без крові й асептично їх розтинати. Саме цей лазер набув найбільшого поширення під назвою “лазерний скальпель”.

За останні роки значно розвинулася індустрія медичних лазерів різних типів і різного призначення. Витрати на конструкторські роботи і виробництво лазерів швидко збільшуються. За прогнозами спеціалістів, на початку ХХІ сторіччя щорічні витрати на виробництво лазерної медичної техніки досягнуть 2 млрд. доларів.

Хірургічні лазери. До них належать газові лазери, робочою речовиною в яких є вуглекислий газ, аргон, пари золота і міді, а також твердотілі лазери на неодимовому склі і алюмоітрієвому гранаті з неодимом. Випромінювання кожного з цих лазерів має певну довжину хвилі і специфічні властивості.

Вуглекислотний лазер (довжина хвилі 10,6 мкм, потужність у безперервному режимі роботи – до 60–80 Вт). Хвильова характеристика цього лазера: застосовується невидима інфрачервона полоса спектра, тому

коаксіально з ним на об'єкт спрямовується промінь низькоенергетичного гелій-неонового лазера червоного кольору, який називається "пілотуючим променем" (промінь-пілот).

Вуглекислотний лазер використовують для руйнування і випаровування доброякісних і злоякісних пухлин шкіри, слизових оболонок, головного і спинного мозку, легень, печінки, підшлункової залози, сечового міхура і т. д.

Властивості лазерного променя зупиняти кровотечу використовують для гемостазу при пораненнях паренхіматозних органів (легень, печінки, селезінки, підшлункової залози) і при операціях у хворих з порушеннями згортальної системи крові (наприклад, при гемофілії). Основну особливість променя – здатність безкровно розтинати біологічні тканини – використовують при операціях на органах і тканинах, які містять велику кількість кровоносних судин.

При операціях з лазером на головному і спинному мозку патологічне вогнище видаляється або випаровується точно по межі зі здоровою тканиною.

Хірурги розробили оригінальні методи лазерних операцій на грудній стінці, плеврі, бронхах і легенях, при туберкульозі, доброякісних та злоякісних захворюваннях легень і плеври. За допомогою лазера досягається добрий гемостаз "заварювання" бронхів середнього і дрібного калібру, стерилізація гнійних і туберкульозних вогнищ. Внаслідок цього значно зменшується кількість післяопераційних ускладнень.

Розроблено оригінальний метод шкірної пластики за допомогою променя вуглекислотного лазера, при якому трансплантат одержують безкровно, що значно збільшує ймовірність його приживлення.

Вуглекислотний лазер ефективно використовують при лікуванні гнійних захворювань. Променем лазера можна радикально (в межах незмінених тканин) видалити гнійне вогнище порівняно невеликих розмірів (карбункул, абсцес). Великі абсцеси підшкірної клітковини розрізають звичайним скальпелем, потім скальпелем або хірургічними ножицями видаляють основну масу патологічно змінених тканин. Лазер використовують для тонкої обробки з метою більш ефективної стерилізації рани. Завдяки цьому строки загоювання гнійних ран скорочуються в 1,5–2 рази.

Швидше і з менш вираженим больовим синдромом загоюються рани після операцій з приводу геморою, тріщин заднього проходу, параректальних свищів, епітеліально-копчикових свищів.

Використання лазерного променя для видалення нежиттєздатних тканин після глибоких термічних опіків скорочує приблизно в 3–5 разів операційну крововтрату, стерилізує рану і покращує умови загоювання.

Сформувалась оригінальна школа лазерних абдомінальних хірургів (які проводять операції на органах черевної порожнини). За кордоном численні спроби використати лазер для операцій на шлунку і кишечнику закінчилися безрезультатно, промінь лазера при розтинанні стінок цих порожнинних органів викликав виражений опік, що перешкоджало загоюванню. В 1973 р. О.К.Скобелкін, Е.І.Брехов і В.М.Овсянкін зробили припущення, що тимчасове нетравматичне стискання стінки порожнинного органа дозволить прискорити процес його лазерного розтинання, покращить гемостаз і зменшить зону опіку. Ця ідея була успішно підтверджена експериментально. Для операцій на стравоході, шлунку і кишечнику були розроблені прості, але ефективні інструменти. В результаті цього в 2–3 рази зменшилась кількість ускладнень і летальних випадків.

З метою підвищення радикальності операцій на шлунку і кишечнику при онкологічних захворюваннях були розроблені методи лазерної обробки пухлини і переривання шляхів міграції клітин злоякісних пухлин кровоносними і лімфатичними судинами.

Поряд з численними перевагами перед класичними інструментами вуглекислотний лазер має значний недолік – його промінь від випромінювача до об'єкта транспортується за допомогою металевих дзеркал, що ускладнює хірургічні маніпуляції. Довжина хвилі лазера не дозволяє проводити випромінювання по гнучких світловодах із скловолокна або кварцового волокна. Нині в багатьох країнах ведеться активний пошук матеріалів для транспортування променя вуглекислотного лазера через гнучкі світловоди. Вже є певні успіхи в цьому напрямку.

Для більш точного підведення променя в глибокі порожнини організму людини Планій (США) в 1969 р. запропонував використати операційний мікроскоп із мікрохірургічним маніпулятором. Тепер більшість лазерних вуглекислотних пристроїв за кордоном випускається в комплекті з операційним мікроскопом або з адаптованими до нього з'єднаннями.

В цій новій якості лазер отримав “друге дихання”, став широко використовуватися в щелепно-лицьовій хірургії, нейрохірургії, при ЛОР-захворюваннях, в урології, гінекології. За допомогою гостроспрямованого вузького лазерного променя можна зруйнувати або випарувати з високою точністю (і радикальністю при онкологічних захворюваннях) пухлини різних розмірів, в тому числі і невеликі, які важко розрізнити неозброєним оком. Так швидко і безкровно, радикально і з повним збереженням функцій видаляються пухлини голосових зв'язок.

АІГ-лазер, або твердотілий лазер на алюмоітрієвому гранаті з неодимом. Створений у 1961 р. (фото. 24). Довжина хвилі – 1,06 мкм, робоча потужність в безперервному режимі випромінювання – 60–100 Вт. Промінь, який знаходиться в інфрачервоній полосі спектра, невидимий для людського ока. Тому сучасні лазерні медичні пристрої забезпечуються пілотованим променем червоного кольору низькоенергетичного гелій-неонового лазера. Випромінювання АІГ-лазера майже без втрат транспортується по гнучких світлопроводах, що дозволяє підводити його до об'єкта за допомогою ендоскопічних інструментів, які використовуються для бронхоскопії, гастроскопії, колоноскопії і уретроскопії.

Випромінювання АІГ-лазера викликає потужний термічний ефект на велику глибину біологічної тканини. Цим його дія відрізняється від променя вуглекислотного лазера і наближається до дії електрокоагулятора. АІГ-лазер володіє слабко ріжучою і яскраво вираженою реструктуривною і гемостатичною дією, тому його не використовують в якості лазерного скальпеля. Показання до використання АІГ-лазера менш широкі порівняно з вуглекислотним лазером, але в ряді випадків він незамінний; його можливості нерідко значно більші, ніж класичних хірургічних інструментів і електроножа.

Найчастіше використовують АІГ-лазер для зупинки кровотеч (в основному, виразкових). Потужність лазера достатня для зупинки кровотечі будь-якої локалізації та інтенсивності. Крім цього, лазерний промінь зупиняє витікання жовчі з пораненої поверхні печінки, що дозволяє значно зменшити небезпеку жовчного перитоніту.

Протягом останніх років випромінювання АІГ-лазера використовується для руйнування пухлин гортані, трахеї, бронхів, стравоходу, товстої кишки, уретри і сечового міхура. Декілька сеансів лазерної хірур-

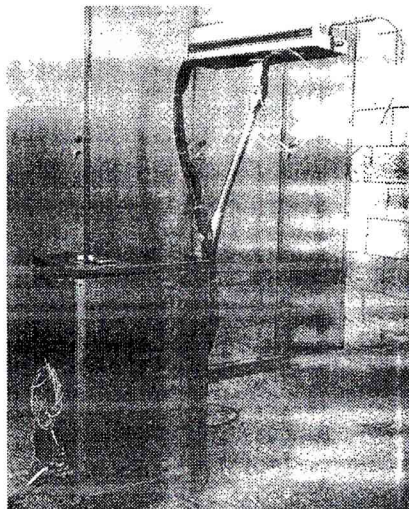


Фото. 24. Лазерна установка «Medilas» фірми MBV (Німеччина).

гії (частіше використовують термін “лазерна терапія”, або “фототерапія”) дозволяють іноді позбавити хворого від великої порожнинної операції. Започатковано проведення досліджень щодо використання випромінювання АІГ-лазера невеликої потужності для мікрохірургічних операцій на дрібних кровоносних судинах.

Газовий аргонний лазер був створений в 1964 р. Довжина хвилі випромінювання – 0,514–0,457 мкм, робоча потужність для використання в медицині – до 8–12 Вт. Випромінювання знаходиться в зеленій полосі видимого спектра, добре проникає через гнучкі світловоди, що дає можливість використовувати його під час проведення ендоскопічних процедур при захворюваннях трахеї, бронхів, стравоходу, кишечника, сечового міхура й уретри.

Показання до використання цього лазера в медицині в багатьох випадках аналогічні показанням до застосування АІГ-лазера, хоча випромінювання першого дещо “м’якше” (зона руйнування тканин вужча і значно менша небезпека термічного пошкодження органів).

Останнім часом аргонний лазер спеціалізований для використання в певних галузях медицини. Оскільки промінь цього лазера має велику спектроскопічну подібність з гемоглобіном крові, то він вибірково діє на судинні пухлини – гемангіоми шкіри і слизових оболонок. Під впливом лазерного випромінювання пухлина знебарвлюється. Малі потужності аргонних лазерів почали використовувати для накладання анастомозів на дрібні кровоносні судини. Промінь лазера використовують також у фотодинамічній терапії.

Лазери, які рідко використовуються в хірургії. Лазери на парах міді або золота є газові з довжиною хвилі у видимій частині спектра, що дозволяє промінь цих лазерів транспортувати по гнучких світловодах. Ці лазери головним чином використовуються для зупинки шлунково-кишкових кровотеч, крім цього, – для фотодинамічної терапії злоякісних пухлин. Лікувальні можливості лазерів на парах міді та золота поки що недостатньо вивчені.

Частина вуглекислотних лазерів, які виробляються за кордоном, разом з безперервним має також імпульсний режим роботи. Чергування коротких і частих (до 1000 за 1с) імпульсів дозволяє збільшити швидкість розтинання біологічної тканини і зменшити зону термічного опіку, але з деякою втратою гемостатичних властивостей.

Останнім часом привертають увагу методи неоперативного відновлення кровотоку в периферичних артеріях кінцівок і вінцевих артеріях

серця за допомогою внутрішньосудинного лазерного руйнування або випаровування тромбів і атеросклеротичних бляшок.

Однак лазерне випромінювання, яке руйнує тромби і бляшки, іноді пошкоджує стінку кровоносної судини. На зміну лазерам з довжиною хвилі у видимій та інфрачервоній полосі спектра прийшли так звані ексімерні лазери, випромінювання яких розміщується в ультрафіолетовій частині спектра. Ці лазери мають відносно невелику потужність, але, працюючи в імпульсному режимі, не викликають термічного пошкодження об'єкта, який обробляється.

Таким чином, хірурги в даний час мають в своєму розпорядженні декілька типів більш або менш спеціалізованої лазерної медичної апаратури. Через те, що при використанні лазерів лікування стає дорожчим, доцільно обладнати лазерною медичною технікою переважно великі багатопрофільні лікарні, а також спеціалізовані центри, наприклад, хірургічні, серцево-судинні, онкологічні.

Терапевтичні лазери. До них належать багато низькоенергетичних (низькоінтенсивних) лазерів, які працюють на різних робочих речовинах. У медицині найширше використовується газовий гелій-неоновий лазер (довжина хвилі 638 нм), який працює в безперервному режимі, і декілька типів напівпровідникових (діодних) лазерів з довжиною хвилі 800–1000 нм, які генерують в імпульсному режимі. Крім цього, для медичних цілей використовують твердотілий лазер на алюмоітрієвому гранаті з неодимом (АІГ-лазер). Потужність лазерного випромінювання, яке має лікувальний ефект, більшості лазерів в межах 15–20 мВт, тільки в напівпровідникових лазерів – до 5 мВт (фото 25).

Гелій-неоновий лазер був створений в 1961 р. і спочатку використовувався в техніці топології. Випадково при опроміненні мікроорганізмів був виявлений його стимулюючий ефект на поділ бактерій. Цей порівняно недорогий для виробництва лазер тиражується щороку тисячами як в нашій країні, так і за кордоном. Вуглекислотний і аргонний, а також АІГ-лазери спеціально з терапевтичною метою не випускаються. Але їх можна використовувати для лікування після зниження вихідної по-

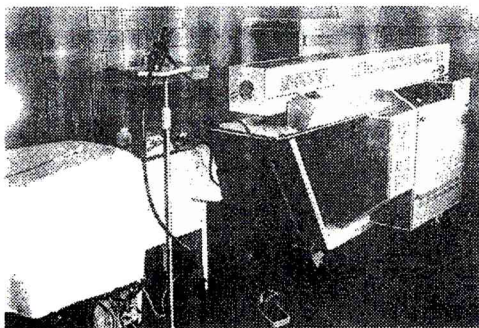


Фото 25. Лазерна установка на парках міді.

тужності. Напівпровідникові лазери широко використовуються в техніці, вони випускаються десятками тисяч, а модифікація їх для медичного використання не вимагає суттєвих змін в конструкції.

Механізм лікувальної дії низькоенергетичних лазерів на біологічну тканину до кінця не з'ясований. Але робоча потужність їх така мала, що не викликає не тільки руйнуючої або пошкоджуючої дії, але навіть мінімально не підвищує температуру об'єкта, який опромінюється. Було запропоновано різноманітні гіпотези для пояснення терапевтичного ефекту низькоенергетичних лазерів. Одна з них – стимуляція біологічних процесів за рахунок передачі їм енергії лазерного випромінювання (В.М.Іношин).

Н.Ф.Гамалея вважав, що лазерне випромінювання реалізує біостимулюючий ефект через фоторегулюючу систему, яку гіпотетично мають живі організми. Відомий спеціаліст в галузі лазерної медицини, угорський лікар Мештер вважає, що низькоенергетичні лазери мають такі основні властивості: стимулюють обмінні і відновні процеси (включаючи синтез білка), покращують дихання біологічних тканин, кровообіг у дрібних кровоносних судинах, викликають знеболюючий ефект і активізують систему опірності організму (імунну систему). Теорію взаємодії слабкого лазерного випромінювання на біологічні тканини розробив А.А.Прохончук, основні тези якої співпадають з тезами Мештера. Але практика – найкращий критерій істини – підтверджує ефективність низькоенергетичних лазерів у лікувальній медицині.

Оскільки випромінювання проникає на глибину 3–7 см, терапію застосовують трьома основними способами підведення лазерного опромінення до об'єкта (фото 26):

– місцевого (локального), коли промінь лазера спрямовують безпосередньо на об'єкт опромінення. Цей спосіб може бути зовнішній, на-

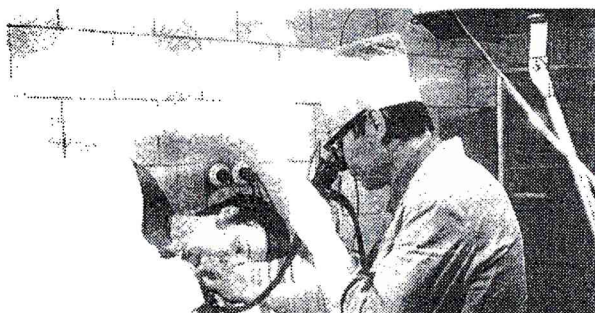


Фото 26. Лікувальна ендоскопія з використанням установки «Medilas» (неодимовий лазер).

приклад, опромінення ран шкіри, і внутрішній – ендоскопічне опромінення виразки шлунка;

- загального, коли опромінюють кров хворого;
- рефлекторного, коли опромінюють біологічно активні точки організму. Цей метод називається лазерною рефлексотерапією.

Практично неможливо перерахувати захворювання, при яких застосовують низькоінтенсивне лазерне опромінення і, за даними літератури, цей перелік швидко збільшується. Майже безпомилково можна стверджувати, що немає такої галузі медицини, де не використовуються або не можуть бути теоретично використані терапевтичні лазери. Під дією низькоінтенсивного лазерного променя відбуваються зміни, які реалізуються на всіх рівнях організації живої матерії (О.К.Скобелкін та інші., 1990):

- субклітинному – виникнення збудженого стану молекул, утворення вільних радикалів, стереохімічна перебудова молекул, зростання швидкості синтезу білка, ДНК, РНК, прискорення синтезу колагену та його посередників, зміна кисневого балансу й активності окисно-відновних процесів;
- клітинному – зміна заряду електричного поля клітини та її мембранного потенціалу, підвищення проліферативної активності;
- тканинному – зміна рН міжклітинної рідини, морфофункціональної активності, мікроциркуляції;
- організмівому – нормалізація функції будь-якого органа;
- системному й організмівому – виникнення відповідних комплексних адаптаційних нервово-рефлекторних і нервово-гуморальних реакцій з активізацією симпатно-адреналової та імунної систем.

Назвемо найбільш типові галузі медицини, в яких використовують терапевтичні лазери.

Місцева лазерна терапія. Клінічне використання низькоенергетичних лазерів почалося з місцевого опромінення. Численні експерименти на тваринах довели, що періодичне опромінення ран шкіри прискорює їх загоювання. Статистично достовірно доведено, що опромінення прискорює загоювання ран і виразок приблизно на 15–25%, а рани на ногах, які не піддаються іншим методам лікування, загоюються під впливом лазерної терапії. Найчастіші покази до лазерної терапії – трофічні виразки гомілок на основі венозної недостатності, опіки, гнійні рани травматичного походження, післяхірургічні втручання, пролежні.

За останній час встановлено, що низькоінтенсивне лазерне опромінення покращує функцію реімплантованих пальців і кінцівок за рахунок більш раннього і повноцінного відновлення кровообігу.

Особливо ефективним є місцеве опромінення лазером порожнини рота при стоматологічних захворюваннях, у тому числі при стоматитах.

Гінекологи використовують лазерну терапію при лікуванні запальних захворювань зовнішніх статевих органів і шийки матки. Експериментальними дослідженнями доведено, що опромінення черевної порожнини перед її зашиванням зменшує інтенсивність розвитку запального процесу. Пряме опромінення серця в експериментальних тварин покращує його функції.

До місцевої належить і ендоскопічна лазерна терапія. Розроблено новий підхід до лікування хронічних виразок шлунка і дванадцятипалої кишки, що полягає в лікуванні виразки опроміненням гелій-неоновим лазером, енергія якого підводиться до об'єкта штучним світловодом через ендоскоп-гастроскоп або дуоденоскоп. Під час цієї процедури здійснюється одночасне діагностування виразки, визначення її розмірів і лікування. Лазерна терапія гастродуоденальних виразок виявилася ефективною навіть у тих хворих, в яких застосування інших методів лікування не дало позитивних результатів.

Тим більше, лазерна терапія як немедикаментозний метод вільна від побічних ефектів і ускладнень, які мають місце при лікуванні медикаментами.

Лазерна терапія гастродуоденальних виразок застосовується в десятках лікарень нашої країни й донині, а лікування лазером допомогло тисячам хворих.

Аналогічним, а в деяких хворих і більш вираженим лікувальним ефектом супроводжується використання гелій-криптонового й аргонowego лазерів. Разом з тим лазерна терапія, як і медикаментозна, дозволяє ліквідувати загострення виразкової хвороби, але не усуває причин захворювання. Тому віддалені результати лазерної терапії такі ж, як і результати медикаментозного лікування гастродуоденальних виразок. Під впливом випромінювання лазером здійснюється більш тонке рубцювання, що дозволяє певною мірою зменшити небезпеку розвитку ускладнень, наступного загострення захворювання.

Незважаючи на всі позитивні сторони ендоскопічної лазерної терапії, цей метод має також недолік – при кожному сеансі хворому здійснюють малоприємну процедуру гастроскопії.

Розроблено методику встановлення світловоду лазерного апарата в черевну порожнину хворого з розміщенням його торцевого кінця в місці виразки шлунка або дванадцятипалої кишки із зовнішнього боку хворого органа. Як виявили експериментальні дослідження, промінь лазера, який

проникає на глибину до 6–7 см, діє на виразку з такою ж ефективністю, як і при гастроскопії.

Світловод можна ввести в черевну порожнину методом одноразової лапароскопії (пункція черевної порожнини лапароскопом) або під час операції, наприклад, при ваготомії або ушиванні перфоративної виразки, коли її не видаляють.

Доведено, що при позашлунковому опроміненні виразки терміни її загоювання скорочуються приблизно на 7 днів, а гастроскопію проводять тільки для контролю 1–2 рази на тиждень.

Загальна лазерна терапія. Внутрішньовенне опромінення крові супроводжується підвищенням імунної опірності організму і покращенням мікроциркуляції крові. Останнє особливо важливе для хворих ішемічною хворобою серця (ІХС), коли живлення серцевого м'яза погіршене через звуження артерій.

Лазерне опромінення не впливає на стінки кровоносних судин. Механізм ефективності лазерної терапії залишається невиясненим. Були одержані позитивні результати при лікуванні облітеруючого і атеросклеротичного ендартеріїту (звуження артерій кінцівок).

Лазерна рефлексотерапія. Відомо, що внутрішні органи людського організму мають нервові зв'язки з певними ділянками шкіри, так званими біологічно-активними точками. Китайські лікарі протягом багатьох сотень років, знаючи розміщення цих точок і їх зв'язок з внутрішніми органами, використовують механічний (притискування, введення тонких металевих голок) або термічний (припікання) вплив на них.

Лазеропунктура (ЛП) – вплив на акупунктурні точки лазерним випромінюванням. При ЛП найчастіше використовують малопотужні лазери, які регенерують випромінювання в червоній частині спектра (гелій-неонові з довжиною хвилі 632,8 нм). Лазерна стимуляція точок акупунктури здійснюється як у безперервному, так і в імпульсному режимі випромінювання. Орієнтовні величини густини потужності порядком 5 мВт/см² (максимально – 20 мВт/см²) на одну корпоральну акупунктурну точку. При окремих нозологічних формах, а саме при захворюваннях опорно-рухового апарату і шкірних захворюваннях, густина потужності може бути збільшена, але не повинна перевищувати 30 мВт/см² на корпоральну точку. Вказаний режим роботи відповідає сумарній густині енергії впливу від 0,5 до 5 Дж/см² на корпоральну точку. Лазеропунктура більш широке застосування знаходить насамперед при лікуванні захворювань, в основі яких лежить порушення нейросудинної трофіки (нейрогенні і судинні захворювання, запальні процеси, порушення обміну речовин і т. д.).

Як метод рефлексотерапії використовується голковколювання (акупунктура), яка ефективна при лікуванні різноманітних терапевтичних, хірургічних і неврологічних захворювань. Останнім часом досліджуються дії лазерного випромінювання малої потужності на біологічно активні точки, для чого використовують гелій-неонові або напівпровідникові лазери. Донині накопичено значний клінічний досвід, який свідчить, що лазерна рефлексотерапія зменшує біль при невралгіях, артритах, підвищує імунологічну опірність організму до інфекційних захворювань, виліковує легкі форми функціональних порушень після операції на органах черевної порожнини. Можливості лазерної терапії вивчені ще недостатньо.

Фотодинамічна терапія. Це принципово нове використання лазерного випромінювання для лікування злоякісних пухлин має свою передісторію. Ще на початку XX століття було встановлено, що після введення тваринам з експериментально створеною злоякісною пухлиною дериватів білка крові (гематопорфірину) пухлина піддається рубцюванню при опромінюванні її денним або сильним штучним світлом. Однак тільки протягом останнього десятиліття хіміки змогли синтезувати препарати гематопорфірину високого ступеня чистоти, які придатні для клінічного використання. Одночасно встановлено, що лазерне випромінювання у видимій частині спектра має більш виражений ефект, ніж денне світло або штучне світло денного спектра. У численних експериментальних дослідженнях було підтверджено, що введений внутрішньовенно препарат гематопорфірину через деякий час акумулюється в клітинах злоякісної пухлини. Лазерне опромінювання цієї пухлини призводить до виділення в ній особливо токсичної для злоякісних клітин форми кисню, яка руйнує ці клітини.

Нині метод фотодинамічної терапії використовують для лікування пухлин, розміщених в органах і тканинах, які доступні для прямої дії лазерного випромінювання. До них належать шкіра, слизові оболонки порожнини рота, шийки матки, сечового міхура. Однак поки що ще не всі види пухлин піддаються лікуванню методом фотодинамічної терапії, і це обмежує її широке використання.

Лазери в лікуванні очних хвороб. Одним із перших, хто використав лазерне випромінювання для лікування очних хвороб, був американський вчений К.Звент.

Око – найбільш чутливий орган до лазерного опромінення. Світловий потік, який потрапляє в нього, навіть невеликої інтенсивності, фокусується кришталиком і концентрується на очному дні у вигляді маленької світлової плями. Найперші експериментальні дослідження впливу лазерного випромінювання на живі клітини були виконані на клітинах тканин ока, в тому числі на клітинах його сітківки. Було принципово доведено, що промінь

лазера може бути використаний для лікування деяких офтальмологічних (очних) хвороб.

Для виконання операцій на органах і тканинах ока випускаються спеціальні офтальмологічні пристрої. При цьому використовують лазери на рубіні й аргоні для лікування глаукоми, захворювань райдужної оболонки і сітківки ока. Променем лазера утворюють канали у тканинах ока для відновлення циркуляції рідини, здійснюють коагуляцію або руйнування тканин, які мають незворотні зміни, видалення пухлин, фіксацію відшарованої сітківки.

3.1. Лазерна апаратура, зареєстрована в Україні

До зареєстрованої в Україні лазерної апаратури належать:

Таблиця 5

Назва виробу	ID Виробник	№ наказу МОЗ	Дата наказу	№ посвідчення
Лазерна спектральна конфокальна скануюча система Leica TCS SL	Leica Microsystems Wetzlar GmbH	267	12.12.01	543/2001
Лазерна система Hamilton Zona-ZLTS OKO	Hamilton Thorne Research (USA) для Baumann-Medical AG (Switzerland)	180	29.08.01	328/2001
Лазерна система LightSheer	Coherent Medical Group	124	06.06.01	188/2001
Комплекс для лазерної екстракції катаракт "PA-KOT"	НЕЛА	09	16.01.02	621/2002
Офтальмологічний медичний терапевтичний лазер VISULAS 690s (Ophthalmologischer medizinischer Therapie-laser VISULAS 690s/ Ophthalmologic medical therapeutical laser VISULAS 690s) Carl Zeiss Jena GmbH	1105-171-1	100	31.05.00	1105-172
Офтальмологічний медичний терапевтичний лазер VISULAS YAG II Plus (Ophthalmologischer medizinischer Therapie-Laser VISULAS YAG II Plus Ophthalmologic medical therapeutical Laser VISULAS YAG II Plus)	Carl Zeiss Jena GmbH	100	31.05.00	

Продовження таблиці 5

1	2	3	4	5
Офтальмологічний медичний лазер VISULAS 532 Combi (Ophthalmologischer medizinischer Laser VISULAS 532 Combi / Ophthalmologic medical Laser VISULAS 532 Combi)	Carl Zeiss Jena GmbH	100	31.05.00	1105-171
Апарат магніто-ІЧ-лазерний терапевтичний з фотореєстратором та вісьмома частотами повторення лазерного випромінювання "Милта Ф-8 01", ТУ 94444-001-17613540-99	НПО космического приборостроения	38	19.10.00	1105-321
Апарат магнітно-інфрачервоний лазерний терапевтичний "РИКТА-01", ТУ 9444-001-11408767-99	МИЛТА-ПКП ГИТ	123	12.07.00	1105-186
Офтальмологічний медичний коагуляційний лазер VISULAS 532 (з комплектуючими)	Carl Zeiss Jena GmbH	84	15.05.00	1105-132
Лазерна офтальмологічна система «3000 LE Nd: YAG»	Alcon Laboratories, Inc.	4	12.01.00	1663
Ексимерна лазерна хірургічна система "Schwind KERATOM Multiscan", Мікрокератом "Schwind Supratome"	Herbert Schwind GmbH & Co. KG	270	16.11.99	1577
Лазерні проточні цитофлуориметри «FACS Calibur», «FACScount» з витратними матеріалами	BECTON DICKINSON	231	21.09.99	1497
Хірургічний лазер «Dornier medilas D» з пристосуваннями та запасними частинами	Dornier Medizintechnik GmbH	171	14.07.99	1465
Ербієвий YAG-лазер GLISSANDO (Medilas E) з пристосуваннями та запасними частинами	WaveLight Laser Technologie GmbH	171	14.07.99	1464

Продовження таблиці 5

1	2	3	4	5
Офтальмологічний лазерний фотокоагулятор «Ophthalas 532 EyeLite» з комплектуючими	Alcon Laboratories, Inc.	210	19.08.99	1485
Хірургічні лазери для дерматології "DLS 5", "RubyStar", "ProYellow+"	Aesculap-Meditec GmbH	110	04.05.99	1327
Хірургічні лазери для офтальмології "Ексимерний лазер MEL 60", "Ексимерний лазер MEL 70", MQL 11/MQL 12 Version 2210 and 2212", "Argus", "Phacolase", "MDS 1000"	Aesculap-Meditec GmbH	110	04.05.99	1330
Дерматологічні лазерні системи "Dermablate", "MCL 29 Dermablate"	Aesculap-Meditec GmbH	110	04.05.99	1328
Хірургічна лазерна система "ERGOLAS multifire", "MultiPulse 30"	Aesculap-Meditec GmbH	110	04.05.99	1329
Хірургічні лазери «Domier Medilas fibertom 5060/5100» з пристосуваннями та запасними частинами	Dornier Medizintechnik GmbH	110	04.05.99	1278
Дерматологічні лазери SPTL, ScleroPlus, Er:YAG, Alex, Gentlelas з комплектуючими	Candela Corporation	26	09.02.99	1141
Аргонні лазерні фотокоагулятори AC-2100 (K, N), AC-2200 (K, N), AC-2300 (K, N)	NIDEK CO., LTD	26	09.02.99	1103
Ексимерна лазерна хірургічна система EC 5000 з пристосуваннями та запасними частинами	NIDEK CO., LTD	26	09.02.99	1102
Лазерний сканер зображення DIGORA в комплекті з пластинами створення зображення та захисними чохлами	ORION Corporation SOREDEX	290	01.10.98	833
Апарати для лазерної терапії «BTL-10», «BTL LASER 2000»	BEAUTYLINE	182	01.07.98	682

Закінчення таблиці 5

1	2	3	4	5
Прилад для діагностики та терапії «Exiton». Призначений для експрес-діагностики патологічних станів; низькоінтенсивної лазерної терапії безперервним та імпульсним випромінюванням інфрачервоного спектра	Єрва	380	31.12.97	528
Апарат лазерний терапевтичний двохвильовий з оптоволоконним виходом АЛТД-ОВ-01 ПРОМІНЬ	Харківський НДІ точного машинобудування	309	23.10.98	666
Установка багатофункціональна лазерна терапевтична	Інститут екології людини	26	09.02.99	709
Апарати гідролазерні	Інститут екології людини	26	9.02.99	710
Установка багатофункціональна лазерна терапевтична	Інститут екологічних та медичних систем	148	14.06.99	776
Апарати гідролазерні	Інститут екологічних та медичних систем	148	14.06.99	777
Офтальмокоагулятор лазерний СМ-2000	Ніжинські лабораторії скануючих пристроїв	210	19.08.99	800
Апарат лазерний офтальмологічний мікрохірургічний СМ-2001	Ніжинські лабораторії скануючих пристроїв	210	19.08.99	801

4. АПАРАТУРА ДЛЯ КОНТАКТНОГО І ЧЕРЕЗШКІРНОГО ДРОБЛЕННЯ КАМЕНІВ У СЕЧОВИВІДНИХ ШЛЯХАХ

1996 року у Волинській обласній клінічній лікарні на базі її урологічного відділення було відкрито кабінет літотрипсії. Літотриптер німецької фірми Siemens «Літостар мультилайн» застосовується для терапії та діагностики захворювань сечових і жовчовивідних шляхів, а також при каменях у підшлунковій залозі.

Імпульсними хвилями апарат проводить екстракорпоральну літотрипсію каменів нирок, сечоводів, сечового міхура, жовчовивідних шляхів та підшлункової залози за допомогою інтегрованої головки імпульсних хвиль. Крім цього, є можливість робити рентгенодіагностику, ендоскопічні операції.

Протипоказаннями до літотрипсії є вагітність, порушення згортальної системи крові, виражена хронічна ниркова недостатність, серцева аритмія.

Апарат “Літостар мультілайн” складається з С-подібної дуги з рентгенапаратом, інтегрованою системою імпульсних хвиль, столом для пацієнта, відеосистемою, пультом управління з трьома моніторами та комп’ютером з клавіатурою.

Для проведення дистанційної черезшкірної літотрипсії необхідно фокусувати імпульсні хвилі на камінь з трьох основних рентгенрівнів для того, щоб енергія імпульсної хвилі фокусувалась лише на камені. Для знаходження каменя його фокусування здійснюється переміщенням С-рентгєнвської дуги з позиції 0 до рівнів $+30^\circ$, -10° .

Дроблення каменів відбувається завдяки перетворенню імпульсних хвиль, які надходять з інтегрованої головки і, проходячи через закрите водне середовище, завдають сфокусованого ультразвукового і гідравлічного удару, що й призводить до фрагментації каменів. Після відповідної медикаментозної терапії фрагментовані камені відходять самостійно природним шляхом.

У практиці роботи відділення для лікування сечокам’яної хвороби з 1996 р. використовується метод контактної інтракорпоральної літотрипсії. Цей метод застосовується за допомогою апарата “Літокласт” виробництва швейцарської фірми EMS (Elektro Medical System). Порівняно з традиційними методами ендоскопічної літотрипсії “Літокласт” поряд з високою ефективністю фрагментації каменів та відносно низькою вартістю має низький пошкоджуючий вплив на навколишні тканини.

Принцип дії апарата полягає в тому, що енергія стисненого газу через систему спеціальних зондів передається безпосередньо на камінь з частотою 12 імпульсів за секунду або поодинокими імпульсами.

Апарат складається з трьох основних частин:

1. Компресор – насос з ємністю, що створює вихідний тиск повітря (газу).
2. Власне апарат EMS, що передає енергію газу на зонди і встановлює основні режими роботи.

3. Оптична система: а) цистоскоп; б) уретроскоп; в) нефроскоп.
4. Спеціальні зонди з адаптерами для передачі енергії газу безпосередньо на камінь.
5. Освітлювальна система.
Апарат дає змогу проводити дроблення каменів:
 - а) нирок (ниркової миски і чашечок) методом перкутанної нефростомії за допомогою нефроскопа;
 - б) сечоводів – за допомогою уретроскопа;
 - в) сечового міхура – за допомогою цистоскопа.

5. ТРАНСУРЕТРАЛЬНА РЕЗЕКЦІЯ І ВАПОРИЗАЦІЯ ПРОСТАТИ ТА ПУХЛИН СЕЧОВОГО МІХУРА

З квітня 2000 р. для лікування хворих з патологією передміхурової залози, а також з пухлинами сечового міхура використовується метод трансуретральної резекції (ТУР).

ТУР – це різновид ендоскопічної електрохірургічної операції, при якій видалення тканин (резекція) і коагуляція судин здійснюються електричним струмом високої частоти за допомогою спеціального ендоскопічного апарата-резектоскопа, проведеного по просвіті уретри.

Нині ТУР є “золотим стандартом” в хірургічному лікуванні доброякісної гіперплазії простати.

Для проведення операції ТУР та інших урологічних ендоскопічних операцій бажано створити спеціальну ендоскопічну операційну.

Для застосування методу необхідні:

1. Генератор енергії – радіотоп з подвійною педаллю для резекції і коагуляції.
2. Освітлювальна система (джерело світла і світловоди).
3. Резектоскоп – основний ендоскопічний інструмент для виконання ТУР простати.

Основними складовими частинами резектоскопа є:

– тубуси (внутрішній і зовнішній), що забезпечують потік іригаційного розчину;

– робочий елемент – забезпечує механічне й електричне приєднання електродів (петель, коагуляторів) і їх подовжні рухи, а також фіксацію оптичної системи;

– оптична система з відеокамерою;

– набір петель, коагуляторів, електродів для вапоризації простати.

4. Іригаційні розчини: застосовують стерильні ізотонічні розчини, які не містять великої кількості електролітів (неелектропровідні) – п'ятипроцентний розчин глюкози, бідистильована вода і т. д.

З додаткових інструментів необхідні ще шприц для промивання сечового міхура і троакар для накладання епіцистосоми. За допомогою цього обладнання зі спеціальними роликковими електродами – вапоротродами різних модифікацій – можна проводити і вапоризацію простати. Суть методу вапоризації – випарювання простати сильними струмами високої частоти з одночасною коагуляцією сусідніх шарів, що робить операцію практично безкровною.

6. АПАРАТИ ШТУЧНОГО КРОВООБІГУ

Штучний кровообіг здійснюється за допомогою перфузійного апарата. До сучасного апарата штучного кровообігу (АШК) висуваються такі вимоги:

1) апарат повинен надійно підтримувати протягом усієї перфузії заданий хвилинний об'єм крові в організмі (приблизно 4–5 літрів для дорослого хворого) і задану температуру циркулюючої крові;

2) оксигенатор має забезпечувати адекватну артеріалізацію крові: насичення її киснем не нижче, ніж до 95%, і підтримка P_{O_2} на рівні 35–45 мм рт.ст.;

3) об'єм заповнення апарата штучного кровообігу повинен бути невеликим (не більше 3 л при перфузії дорослих хворих);

4) апарат повинен мати пристрій для повернення в циркуляторний контур крові, яка виливається з відкритих порожнин серця і пошкоджених тканин;

5) плазма крові в апараті має бути мінімальною (не більше 40 мг% вільного гемоглобіну плазми за першу годину перфузії);

6) фізіологічний блок апарата штучного кровообігу повинен виготовлятися з нетоксичного матеріалу, хімічно інертного щодо крові. Його конструкція повинна забезпечувати можливість очищення і стерилізації в умовах клініки.

Будь-який апарат штучного кровообігу складається з двох блоків: фізіологічного і механічного. До фізіологічного блока належать усі деталі, що стикаються з кров'ю. Основними вузлами фізіологічного блока є оксигенатор, або “штучна легеня”, і артеріальний насос, або “штучне серце”. Сюди ж належать різного роду порожнини і шланги, за допомогою яких вузли фізіологічного блока сполучаються між собою, утворюючи екстракорпоральну систему – так званий циркуляторний контур апарата, по якому рухається кров під час штучного кровообігу.

На рис. 46 представлена типова схема АШК, що використовується в кардіохірургії для штучного кровообігу.

Венозна кров з судин хворого з током крові переливається в оксигенатор 6, що розташовується нижче рівня операційного стола. Там вона насичується киснем, звільняється від надлишку вуглекислоти і далі артеріальним насосом 5 подається в кров'яне русло хворого.

Перед тим як потрапити в кров'яне русло хворого кров проходить через теплообмінник 4 (пристрій для підтримки необхідної температури крові) і фільтр 3, що застерігає від потрапляння в судинне русло емболів (тромботичні маси, шматочки кальцію з клапанів, пухирці повітря). Кров із розітнутих порожнин серця і пошкоджених тканин евакууються в апарат штучного кровообігу за допомогою спеціального приладу – так званого коронарного відсмоктувача 1.

Оксигенатори поділяються на два основні класи: оксигенатори, в яких газообмін здійснюється при безпосередньому контакті кисню з кров'ю, і оксигенатори, де кров і кисень розділені газопроникною мембраною.

До першого класу належать два типи: пухирцеві і плівкові. Другий клас отримав назву мембранних оксигенаторів. Більша площа контакту кисню з кров'ю в міхурцевих оксигенаторах досягається шляхом подачі газоподібного кисню безпосередньо в кров.

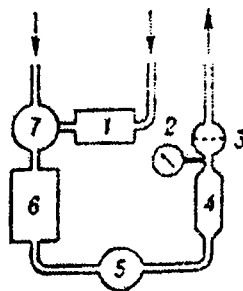


Рис. 46. Схема апарата штучного кровообігу:

- 1 – коронарний відсмоктувач;
- 2 – манометр;
- 3 – фільтр-пастка;
- 4 – теплообмінник;
- 5 – артеріальний насос;
- 6 – оксигенатор;
- 7 – приймальний шланг.

Газообмін кисню з кров'ю у плівкових оксигенаторах досягається завдяки створенню тонкої плівки крові на твердій основі, що поміщена в атмосферу кисню. В мембранних оксигенаторах газообмін між кров'ю і киснем здійснюється через газопроникну мембрану.

Насоси. Конструкція і виготовлення приладів, що виконують нагнітальну функцію серця, зустрічають менше труднощів, ніж вирішення проблеми штучної артеріалізації крові. Створюються насоси, що мають працездатність приблизно рівну хвилинному об'єму серця в спокої, тобто приблизно 5 л/хв, проте при їх конструюванні враховуються специфічні вимоги, що висувуються до «штучного серця».

Практичне застосування в апаратах штучного кровообігу знайшли два основних класи насосів: клапанні і безклапанні. Клапанні насоси поділяються на насоси з внутрішніми і зовнішніми клапанами. Найбільш типовими представниками клапанних насосів є мембранні і камерні насоси.

Безклапанні насоси працюють за принципом витискування крові з еластичної трубки шляхом прокочування по ній ролика або попереминого перетискання її механічними “пальцями”. При конструюванні насосів для апаратів штучного кровообігу враховують реологічні властивості крові (в'язкість, швидкість току крові по магістралях апарата і т.д.), щоб звести до мінімуму травматизацію її клітин.

Додаткові вузли. Додатковими вузлами фізіологічного току апарата штучного кровообігу є теплообмінник і система коронарного відсосу. Перший необхідний для підтримки потрібної температури крові, а відповідно і температури тіла хворого в ході штучного кровообігу. В апараті штучного кровообігу знайшли застосування два види теплообмінників: трубочний і щільний. Охолодження або підігрівання крові досягається за рахунок зміни температури води, що омиває теплообмінник.

Система коронарного відсосу повертає кров у циркуляторний контур апарата. Залежно від конструкції апарата штучного кровообігу, це здійснюється за допомогою вакуум-відсосу або одного із кількох роликів насосів.

До допоміжних вузлів фізіологічного блока належать різного роду судини для резервної і видаленої відсмоктувачем крові, фільтри-пастки для пухирців повітря і т.д.

До механічного блока апарата штучного кровообігу належить корпус із приводами насосів і рухомих частин оксигенатора, а також вимірювальна апаратура для визначення витрати газів, температури крові і т.д. В якості джерела енергії використовується електроенергія або стиснутий газ. Обов'язковим елементом механічного блока є аварійний ручний привід.

Всі апарати штучного кровообігу, що використовуються в клініці, становлять собою комбінацію різних елементів апарата штучного кровообігу. Апарати для регіонарної перфузії відрізняються від апаратів для загальної перфузії дорослої людини меншими габаритами і потужністю (до 1–1,5 л/хв). В них відсутній пристрій для відсмоктування крові.

Особливий вид апаратури в комплекті АШК-5М і ІСЛ-4 – апарат для коронарної перфузії. Він призначений для захисту міокарда від гіпоксії під час відкритих операцій на клапанах аорти, коли природний кровоток по судинах серця припиняється. Апарат для коронарної перфузії складається з двох насосів невеликої потужності (до 500 мл/хв), що дозволяє проводити розрізнену перфузію обох коронарних артерій з об'ємною швидкістю і під тиском, що відповідають показникам у природних умовах. Апарат для коронарної перфузії не має власного оксигенатора і є приставкою до апарата загальної перфузії.

Загальною тенденцією в подальшому вдосконаленні апаратів є все більш широке застосування в них фізіологічного блока одноразового користування, мікропористих фільтрів в артеріальній лінії і перехід до мембранних оксигенаторів.

7. ТЕХНІКА ДЛЯ РЕАНІМАЦІЇ ТА АНЕСТЕЗІЇ

Питання повернення до життя, лікування раптової “необґрунтованої” смерті служить предметом відносно молодій (зародилась на початку XIX ст.) науки – реаніматології. Йдеться про ті випадки, коли життєво необхідні системи організму ще могли б виконувати свої функції, якби їм була надана своєчасна допомога – “підштовхнули” б зупинене серце, як підштовхують маятник годинника, що зупинився.

На допомогу приходить застосування електричного струму при зупинці серця або виникненні фібриляції. Фібриляція означає зупинку ритмічних скорочень серця. Замість останніх виникають позачергові, хаотичні посмикування окремих груп м'язових волокон. Кровообіг при цьому миттєво зупиняється. В сучасних складних операціях на серці фібриляція шлуночків – явище, яке дуже часто зустрічається.

Метод імпульсної дефібриляції – один із парадоксів, широко відомих в медицині, коли вплив на живий організм того самого засобу в одному випадку вбиває, а в іншому – лікує. Давно відомо, наприклад, що уку

середньоазіатської гірської людини смертельний. В малих, чітко обґрунтованих дозах зміїна отрута виліковує від багатьох недуг, в тому числі і від укусів змії (за рахунок набуття імунітету від ін'єкції спеціальної сироватки на основі зміїної отрути). Така ж ситуація з електрикою. Відомо, що 220V струму достатньо, щоб людині нанести смертельну рану. Відбувається це тому, що через серце проходить струм силою 0,1–0,2 А, викликаючи фібриляцію. Зміст усунення фібриляції електричним струмом полягає в наступному. На хаотичні скорочення волокон серцевого м'яза діють потужними короткочасними електроімпульсами певної величини і тривалості, змушуючи волокна скорочуватись одночасно і також синхронно розслаблятися. Після цього синусовий вузол, який раніше втратив керування, знову набуває можливості підкоряти волокна, які вийшли з-під контролю, відновлюючи їх ритм.

Імпульсна електрична дія на зупинене серце здійснюється через два металевих диски, які накладаються на грудну клітку зі сторони серця і під лопатку. Через ці два електроди пропускають потужний електричний розряд тривалістю 0,01 с. при максимальному значенні струму 40 А; миттєва потужність може досягати 60 кВт. Формування такого імпульсного потоку розряду здійснюється за допомогою простого індуктивно-емпіричного контуру, при цьому ємність заряджається до 7 кВ. Людський організм – унікальне творіння природи. Робота з такою напругою в умовах швидкої допомоги потребує великої кваліфікації медичного персоналу. Така енергія виникає при ударі каменя масою один кілограм, що падає з висоти 20 метрів. Така ж сильна дія, крім терапевтичного ефекту (дефібриляція серця), може інколи спричинити пошкодження. Тому питання зниження величини дії шляхом вибору оптимальної форми дефібрилюючого імпульсу, що забезпечує максимальну терапевтичну ефективність при мінімальній ймовірності травми, є актуальними для дослідників і практиків.

Дефібрилятори мають так звану біполярну форму імпульсу, що дозволяє в два-три рази знизити енергію, яка діє на пацієнта, порівняно з апаратами, що використовують інші форми дефібрилюючих імпульсів. Досі мова йшла про шлуночкові фібриляції (миготіння шлуночків), що веде до зупинки серця і клінічної смерті. Цей метод лікування ефективний при раптовому і тривалому наростанні частоти серцебиття (тахікардії) і фібриляції передсердь.

При фібриляції передсердь транспортування крові не порушується і не створюється загроза життю хворого, але для уникнення ускладнень необхідно вивести серце із такого стану. Діючи в даному випадку потужними імпульсами на працюючий орган, необхідно виключити

можливість їх потрапляння в раниму фазу серцевої діяльності (фронт зубця Т). З цією метою використовують так звані кардіосинхронні дефібрилятори, імпульс розряду яких синхронний R-зубцю.

Лікування тахікардії і миготіння передсердь методом дефібриляції можливе лише при знаходженні пацієнта в стані анестезії, тому що в свідомості стан пацієнта не витримує потужної дії, яку розвиває дефібрилятор, через больові відчуття. Застосування електроімпульсної терапії серцевих аритмій у хворих, стан яких може розцінюватись як термінальний, стає практично неможливим через ймовірність ушкоджень, які викликаються фармакологічним наркозом. Це призвело до пошуків більш вдосконаленого і безпечного методу загального знеболювання при дефібриляції. В якості такого методу був використаний електронаркоз, який нині проходить етап становлення в галузі хірургії, експериментальній і клінічній реаніматології. Наркоз інтерферентним електричним струмом стимулює мигдалеподібний комплекс, що справляє модулюючий вплив на систему гіпоталамус-гіпофіз-кора наднирників в умовах важкої гіпоксії.

На відміну від хірургії, де необхідне тривале відключення свідомості хворого на час операції, при дефібриляції, навпаки, потрібний ефективний наркоз, що на короткий період відключає свідомість хворого. Такий апарат вперше був створений у колишньому СРСР і почав успішно використовуватись у клінічній практиці не лише в нас, а й за кордоном. Апарат забезпечує короткотривалий електронаркоз шляхом дії інтерферентними струмами через дві пари електродів, які розміщуються на соскоподібних відростках і в положенні лоб – потилиця. При цьому забезпечується коротка тривалість електронаркозу порядку долі секунди і здійснюється автоматичний синхронний запуск дефібрилятора під час несвідомого стану хворого. Після розряду дефібрилятора дія інтерферентними струмами автоматично зупиняється. З метою дотримання захисту і безпеки передбачене блокування дефібрилятора в тих випадках, коли інтерферентні струми не забезпечили достатнього рівня знеболення. Результати клінічного використання нового пристрою засвідчили, що після дефібрилюючої дії рухова реакція пацієнта не відрізняється від звичайної, характерної для дефібриляції з фармакологічним наркозом. Свідомість хворого відновлюється зразу ж після дефібриляції. Більше того, в міру необхідності дефібриляція, синхронна з електронаркозом, може повторюватись неодноразово (до 3–5 разів).

З метою реанімації розроблено і впроваджено в серійне виробництво нові моделі кардіофібриляторів ДКІ-М-02 і ДІС-04, що відрізняються

високими техніко-економічними параметрами. Зокрема, вони дозволяють використовувати метод дефібриляції в поєднанні з електронаркозом, що здійснюється за допомогою спеціального апарата для тимчасової електроанестезії ЕЛНАР-01. Тепер для анестезіології і реанімації використовуються апарати штучної вентиляції легень (ШВЛ). Випускаються апарати ШВЛ різних типів, у яких успішно поєднується широта регулювання всіх параметрів вентиляції, розмаїття функціональних можливостей (кожний дихальний контур, пасивний або активний видих, керована або допоміжна вентиляція тощо) з простотою управління і технічного обслуговування. Всі характеристики апаратів легко перебудовуються згідно з індивідуальними особливостями організму пацієнта, стабільно підтримуються під час зміни роздування легень і опірності дихальних шляхів, легко контролюються. Це дозволяє успішно використовувати апарати ШВЛ для тривалої відсутності самостійної вентиляції при захворюваннях будь-якої етіології під час наркозу, реанімації, для допоміжної вентиляції за тієї чи іншої дихальної недостатності.

8. ШТУЧНА НИРКА

Штучна нирка – апарат для виведення з організму токсичних продуктів обміну і екзогенних отрут, а також для регуляції водно-електролітного балансу та кислотно-лужної рівноваги шляхом гемодіалізу.

Апарат “штучна нирка” тимчасово заміняє функцію нирок з підтримання гомеостазу при нирковій недостатності. Хоча “штучна нирка” не відновлює втрачених ниркових функцій і не виліковує хворих, хронічний гемодіаліз на багато років продовжує життя та сповільнює прогресування уремічних уражень внутрішніх органів.

Гемодіаліз – очищення крові від низькомолекулярних токсинів шляхом дифузії їх через напівпроникну мембрану. В штучній нирці ця мембрана відділяє стерильну кровопровідну систему від нестерильної, що проводить діалізуючий розчин.

Існує три механізми, шляхом яких розчинники та розчинні речовини проникають через мембрану: дифузія, ультрафільтрація та осмос. Рушійною силою дифузії є градієнт концентрації: речовина переміщується з ділянки з більш високою концентрацією в ділянку більш низької концентрації.

Гемодіалізу мембрану можна представити у вигляді решітки з ультратонкими отворами, що зрівнюються із розмірами молекул малої маси. Кров хворого і діалізний розчин, який за іонним складом повинен

наближатися до плазми крові хворого, розділені між собою напівпроникною мембраною.

Діаліз є розділенням складного розчину, коли через напівпроникну мембрану проходять речовини до певної молекулярної маси. Розчинені в крові та діалізній рідині речовини дифундують через діалізну мембрану. Рушійною силою цього процесу є різниця концентрацій між кров'ю та діалізною рідиною. Якщо концентрація якоїсь речовини в крові більша, ніж у діалізованому розчині, вона дифундує в розчин із крові (наприклад: сечовина, креатинін, натрій, калій, фосфор). І навпаки, якщо концентрація речовини в діалізованому розчині більша, ніж у крові, вона потрапляє у кров: наприклад, ацетат чи бікарбонат, що містяться в діалізованому розчині для корекції ацидозу.

Чим більші розміри молекул, тим важче їм проникнути через пори гемодіалізної мембрани. Тому кліренс (очищуюча здатність) діалізної мембрани досить високий для низькомолекулярних токсинів. Для білків крові звичайна гемодіалізна мембрана непроникна.

Ультрафільтрація – видалення надлишку рідини з організму хворого внаслідок різниці гідростатичного й осмотичного тисків по обидва боки напівпроникної мембрани. Необхідний для ультрафільтрації градієнт тиску досягається в апараті “штучна нирка” за рахунок позитивного тиску в кровопровідній системі і від’ємного тиску в системі діалізного розчину. Процес видалення води можна посилити, збільшивши осмотичний тиск діалізного розчину за рахунок збільшення концентрації натрію чи додавання осмотично активних речовин, наприклад, глюкози.

Осмо́с – це перенесення води через напівпроникну мембрану по градієнту концентрації розчинених речовин.

Всі апарати “штучна нирка”, незважаючи на різноманітність конструктивних рішень, мають три основні складові:

- 1) діалізатор одноразовий;
- 2) система підготовки і подачі діалізного розчину;
- 3) екстракорпоральний контур кровообігу.

Діалізатор (гемодіалізатор) – одноразовий пристрій, у якому безпосередньо відбувається очищення крові і видалення надлишку рідини. Існують два типи діалізаторів: пластинчаті та капілярні.

Пластинчатий діалізатор складається із 25–35 пластинок, між якими вкладається по два листи напівпроникної діалізної мембрани. Всередині між листами мембрани протікає кров. Ззовні мембрану омиває діалізний розчин. Пластини відіграють роль каркаса, який запобігає розриву мембрани під час діалізу. Недоліком пластинчатого діалізатора є великий первинний об’єм заповнення кров’ю – 60–170 мл. В капілярному

діалізаторі мембрана представлена великою кількістю пористих волокон, що називаються капілярами. В середині капілярів протікає кров, ззовні їх омиває діалізний розчин. Переваги капілярного діалізатора: лінійний потік крові, малий об'єм заповнення (35–75 мл).

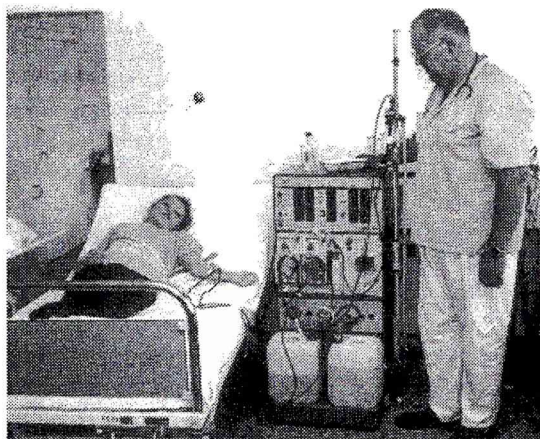


Фото. 27. Застосування апарата «штучна нирка» у Луцькій міській клінічній лікарні.

В сучасних діалізаторах використовується два типи мембран: целюлозні і синтетичні. Діалізні мембрани відрізняються за робочими характеристиками: площею ($0,23\text{ м}^2$ – $1,8\text{ м}^2$), кліренсом низькомолекулярних речовин, проникністю для води, ступенем біосумісності. Вимоги до мембран:

1) не здійснювати несприятливий вплив на кров і не виділяти при контакті з нею токсичних речовин (на напівпроникну мембрану припадає не менше 95% всієї сторонньої поверхні, з якою стикається кров при проходженні через «штучну нирку»);

2) забезпечувати ефективне виділення метаболітів і токсичних продуктів екзогенного походження;

3) забезпечувати потрібну швидкість ультрафільтрації;

4) не пропускати білок;

5) мати високу міцність, яка б запобігала розриву мембрани при механічних навантаженнях і температурному режимі;

6) розміри пор – 1,5–2,5 нм, товщина мембран – від 10 до 20 мкм.

Пристрій для приготування і подачі діалізного розчину. Діалізний розчин повинен містити іони натрію, калію, кальцію, магнію й атоми ацетату (або бікарбонату) та хлору. Найважливішим електролітом у складі діалізату,

який визначає стан хворого під час діалізу, є натрій. Вміст його становить від 135 до 145 ммоль/л, ідеальний діалізний розчин за вмістом електролітів має наближатися до плазми хворого, а в якості буфера повинен містити бікарбонат.

Діалізний розчин готують двома способами:

Змішування по об'єму. В концентраті вміст складаючих його солей в 35 разів вищий, ніж у діалізному розчині. Тому одну частину концентрату розводять 34 частинами води, що здійснюється за допомогою спеціального пристрою – пропорційного насоса.

Змішування по провідності. При змішуванні по провідності відміряється певна кількість води і додається кислотний концентрат доти, доки провідність розчину не досягне заданого значення. Після цього додається бікарбонатний концентрат до стандартних значень провідності діалізного розчину. Міра контролю правильності приготування концентрату – визначення його РН і температури – є індикатором функціонування системи змішування.

Монітор діалізного розчину виконує такі функції: регулює швидкість подачі та електропровідності і температуру розчину, стежить за потраплянням крові в розчин (при прориві мембрани діалізатора), швидкістю ультрафільтрації.

Існують 2 методи управління ультрафільтрацією:

- 1) за тиском;
- 2) за об'ємом.

Вимірювання видаленої рідини здійснюється волюметричним методом з погрішністю 50 мл/год.

Управління за тиском – за допомогою двох насосів, або одного насоса і дроселя створюється від'ємний тиск у діалізаторі. Кількість видаленої рідини контролюється шляхом вимірювання вхідного і вихідного потоків діалізного розчину.

Управління за об'ємом – підрахунок здійснюється за кількістю порцій, що видаляються із замкнутого контура (балансовочної камери).

9. ЕЛЕКТРОКАРДІОСТИМУЛЯТОРИ ТА ІНШІ ЕЛЕКТРОІМПУЛЬСНІ СИСТЕМИ

Серце – це порожнистий м'язовий орган, призначений для перекачування крові з метою забезпечення організму киснем та поживними речовинами. Система кровообігу складається з малого та великого кіл.

Мале коло проходить через легені, забезпечуючи обмін вуглекислоти на кисень, великим колом кров поширюється по всьому організму. Серце розподілене на дві половини – праву (венозну) та ліву (артеріальну). Кожна з цих половин має верхню камеру (передсердя) та нижню (шлуночок). Кров по венозній системі доставляється зі всього організму в праве передсердя. З нього через тристулковий клапан вона спрямовується в правий шлуночок. Під час його скорочення (систולי) венозна кров перекачується в легені, де відбувається газообмін – вуглекислота замінюється киснем. Збагачена киснем артеріальна кров легеневими венами доставляється в ліве передсердя, а з нього через двостулковий клапан – у лівий шлуночок. Під час систולי лівого шлуночка артеріальна кров викидається в аорту і далі по артеріях доставляється до всіх органів людського тіла, в найдрібніших судинах яких (капілярах) відбувається обмін кисню на вуглекислоту між кров'ю і тканинами.

Серцевий цикл складається з систולי – стискування, скорочення камер серця та діастולי – періоду їх розслаблення, під час якого камери наповнюються кров'ю. Цикл відбувається строго впорядковано – в період систולי передсердь кров із них виштовхується і наповнює шлуночки, що в той час перебувають в стані діастולי. Клапаний апарат серця забезпечує рух крові в одному напрямку.

“Серцева недостатність”, як кінцевий результат будь-якого захворювання серця, зумовлена ослабленням сили серцевих скорочень і (або) порушенням серцевого ритму – різким його сповільненням (брадикардія), або невідповідно високою частотою серцевих скорочень (тахікардія). На фізичне та психоемоційне збудження серце відповідає адекватним потребі організму збільшення частоти серцевого ритму, і навпаки, в спокої, під час сну, коли організм відпочиває, серцевий ритм сповільнюється.

Ритм серця – суворо впорядкована послідовність скорочення камер серця – забезпечується провідною системою. Частота передсердного ритму регулюється синусовим вузлом. Його клітини здатні самостійно генерувати строго відповідну потребі організму кількість електричних імпульсів, що збуджують передсердя, і вони скорочуються. Спеціалізованими провідними шляхами електричні імпульси досягають передсердно-шлуночкового (атріовентрикулярного) вузла, де відбувається їх дозована затримка (попереджується одночасне скорочення всіх камер) і після цього імпульс по пучку Гіса, його ніжках досягає міокарда шлуночків та збуджує їх, змушуючи скорочуватись. Здатність до автоматизму в клітинах міокарда шлуночків дуже низька (частота імпульсів менша 40 за хвилину).

Різноманітні серцеві захворювання можуть призвести як до зниження автоматичної активності синусового вузла (синдром слабкості синусового вузла), так і до переривання проведення електричного збудження на рівні передсердно-шлуночкового вузла, пучка Гіса чи його ніжок (повна поперечна блокада серця). Вияви цих захворювань подібні: рідкий (іноді 30 за хв. і менше) пульс, запаморочення, втрата свідомості, значне зниження чи повна втрата працездатності.

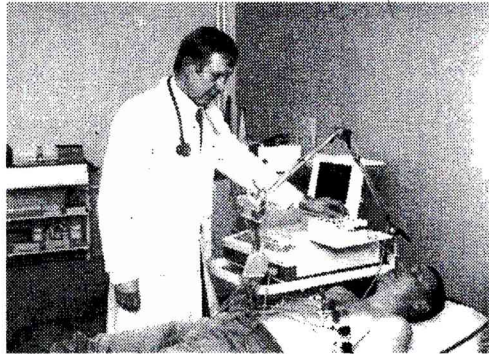


Фото 28. На обстеженні в кардіологічному відділенні Волинської обласної клінічної лікарні.

Інша крайність розладів серцевого ритму – пароксизмальні тахікардії. Раптово, без провокуючих причин, частішає серцевий ритм. Частота серцевих скорочень досягає 160–300 за хв. Серцева діяльність може бути як ритмічною, так і хаотичною, остання характерна для нападів миготливої аритмії. При високій частоті серцевого ритму камери серця не встигають заповнитись кров'ю і повноцінно випорожнитись. В результаті також розвиваються прояви важкої недостатності кровообігу.

Для відновлення нормального функціонування організму потрібно забезпечити строго відповідну частоту і напрямок руху електричного збудження серця. Медикаментозне вирішення цієї проблеми при брадикардях, зумовлених склеротичним (рубцевим) переродженням провідної системи серця, було неможливим. І до 1952 року, відколи з'явився перший електрокардіостимулятор, пацієнти помирали від зупинки кровообігу. Поява електрокардіостимулятора в 1952 році зумовлена науковими розробками 1928–1932 років, коли були встановлені основні принципи електричної стимуляції серця. Першими з'явилися прилади для зовнішньої стимуляції серця. Це були досить громіздкі апарати, залежні від зовнішнього джерела струму. В зв'язку з тим, що хворі на брадикардію

потребують стимуляції серця пожиттєво, виникла актуальна потреба у створенні мініатюрних стимуляторів з автономним живленням, які можна було б імплантувати в організм хворого надовго.

При цьому довелося вирішувати цілий ряд проблем:

- 1) висока надійність електричної схеми апарата;
- 2) довговічність автономного джерела живлення;
- 3) безпечний, стійкий до окислення та механічних пошкоджень, інертний до живих тканин корпус;

- 4) висока надійність електродів (провідників імпульсу) до механічних впливів, хімічна та біологічна інертність, висока якість проведення імпульсу й енергозбереження, оптимальне співвідношення площі контактної головки електрода до концентрації електричного заряду, довговічність;

- 5) здатність до зовнішнього настроювання (програмування) відповідно до потреби конкретного пацієнта;

- 6) здатність до саморегулювання, автоматичного підстроювання частоти серцевого ритму відповідно до стану організму (сон, відпочинок, фізична активність), адже в здорової людини частота серцевого ритму не є сталою, а постійно змінюється;

- 7) здатність вловлювати спонтанну електричну активність серця і відключати стимулятор у разі її появи для недопущення конкуренції ритмів електрокардіостимулятора і власного, що може бути смертельно небезпечним (робота в режимі “деманд” – “на вимогу”);

- 8) здатність до послідовної 2–4-камерної стимуляції серця з автоматичним регулюванням передсердно-шлуночкової затримки електричного імпульсу, що забезпечує більш ефективне заповнення камер серця відповідно до зміни частоти серцевого ритму.

В 4–7 пунктах описані функції так званої “фізіологічної” – максимально наближеної до природної – регуляції серцевої діяльності (фізіологічна електрокардіостимуляція забезпечує не тільки життя, а й відновлення працездатності).

Враховуючи часте поєднання брадикардії з тахікардією, а також те, що джерела (вогнища) тахікардії можуть одночасно функціонувати в різних відділах серця, необхідно забезпечити можливість блокування проведення на шлуночки серця надлишкової кількості імпульсів, які можуть виникнути при пароксизмі надшлуночкової тахікардії. Окрім того, при появі нападів шлуночкової тахікардії потрібно передбачити алгоритм стимуляції шлуночків “пачками” стимулів для пригнічення цього небезпечного порушення ритму.

Завдяки досягненням електрофізіології серця встановлені механізми виникнення пароксизмальних надшлуночкових аритмій. Постало завдання розробки “думаючих” електрокардіостимуляторів, які могли б:

- діагностувати пароксизм тахікардії;
- послідовно виконувати режим стимуляції та її пригнічення, забезпечуючи при цьому незалежну стимуляцію шлуночків для підтримання життєдіяльності.

Враховуючи перехідний характер небезпечних тахікардій, ймовірність тимчасового виникнення порушення електрокардіостимуляції з метою покращення діагностики цих розладів ритму, виникла необхідність не тільки моніторингу електричної діяльності серця, а й запам'ятовування їх з подальшим виведенням на зовнішні монітори для здійснення лікарського аналізу.

Подальший розвиток медичної науки та мікроелектроніки зробив можливим створення імплантаційних кардіовертерів-дефібриляторів з функціями електрокардіостимулятора. Це дозволяє рятувати життя до цього безнадійних хворих на небезпечні тахікардії методом електричної дефібриляції і позбавити їх від медикаментозної залежності.

Знання механізмів виникнення приступів стенокардії, яка часто є передвісником розвитку інфаркту міокарда, поставило перед наукою завдання розробки імплантаційних електроімпульсних систем, які автоматично розпізнавали б ішемічний серцевий напад, зумовлений спазмом вінцевих судин, і знімали його методом електростимуляції відповідних зон.

Успіхи кардіохірургії в лікуванні серцевої недостатності шляхом “укутування” серця власним трапецієподібним м’язом (кардіоміопластика) поставили завдання створити м’язовий стимулятор для таких операцій.

Таким чином, електрокардіостимуляція, виникнувши як засіб “заставляти” працювати серце, яке зупиняється, швидко перетворилась у самостійну галузь медицини – електрофізіологію, інтенсивно розвивалась і ставила дедалі більше завдань щодо свого вдосконалення. Це потребувало об’єднання зусиль фахівців різних наукових напрямів – фізіологів, хірургів, кардіологів, фізиків, хіміків, математиків, інженерів та ін. Енергетики розробили мініатюрні енергоємні йодно-літієві батареї, які можуть забезпечити безперервну роботу стимулятора понад 30 років в економному режимі. Були навіть розроблені “вічні” стимулятори з атомним джерелом живлення, в яких використовувався розпад ядер плутонію-238 або радіоактивного ізотопу прометію-147 і налагоджений їх серійний випуск (модель РЕКС). Але вчені не передбачили проблеми утилізації цих стимуляторів у випадку смерті пацієнтів, адже могло виникнути пошкодження корпусу стимулятора з подальшим радіоактивним

забруднення місцевості. Чорнобильська трагедія примусила оцінити проблему довговічності електрокардіостимуляторів і з цього боку. Враховуючи швидке моральне "старіння" техніки, принципове оновлення її високими темпами, успіхи кардіохірургії, операція щодо вживлення апарата стала малоінвазивною, неважкою для пацієнта. З появою програматорів (електронних приладів для "зчитування" і зміни параметрів роботи стимулятора) відпала потреба в розробці приладів з "довічним" терміном роботи.

На зміну досить примітивним стимуляторам ЕКС-111, ЕКС-222 прийшли системи серії 500 з можливістю мультипрограмування, зокрема, ЕКС-300, який до того ж може "читати" низькоамплітудні потенціали передсердь, ЕКС-444 – з можливістю двокамерної стимуляції. Розроблений м'язовий стимулятор для кардіоміопластики ЕКС-800. Без електрокардіостимуляції людство не змогло б вирішити проблему трансплантації серця.

Найбільших успіхів у створенні нових електроімпульсних систем досягнуто в США, Німеччині, Швеції, Франції, де нині працюють провідні компанії-виробники (Біотронік, Пейсеттер, Медтронік, Гайдент). Тепер на ринку електрокардіостимуляторів працює понад 20 фірм, більше 30 фірм виробляють електроди.

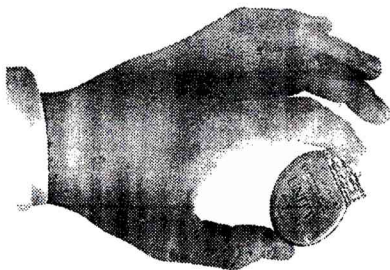


Фото 29. Такий вигляд мають сучасні електрокардіостимулятори.

Не залишилась поза увагою і тимчасова стимуляція, адже не завжди потрібно відразу проводити імплантацію апарата. Іноді підтримка серцевої діяльності методом ЕКС дозволяє перебороти недугу в критичний момент і повернути людину до повноцінного життя. В арсеналі реанімації часто використовуються тимчасові стимулятори ЕКС-15, ЕКСК-03, ЕКСЗ-04.

Не втратив своєї актуальності також імплантаційний ЕКСР-01, який використовують для лікування деяких видів надшлуночкової тахікардії.

Неможливе без діагностичної електрокардіостимуляції і проведення інвазивного електрофізіологічного дослідження серця. При цьому під рентгенконтролем через магістральні вени та артерії в порожнину серця

вводиться 3-4 керованих електроди, які встановлюються в певних ділянках камер серця. З їх полюсів (2-4-8) здійснюється реєстрація нормальних і патологічних ендокардіальних потенціалів. Це дозволяє з точністю до 1 мм локалізувати зону аритмії, а потім, ввівши спеціальний електрод, провести її радіочастотну деструкцію і назавжди позбавити хворого від нападів аритмії.

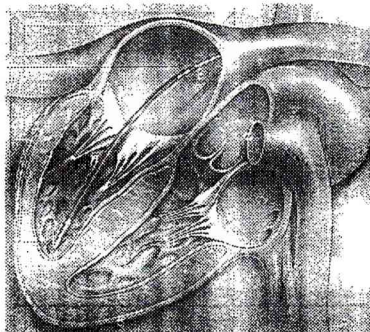


Фото 30. Так розміщується електрод у порожнині серця.

10. НАРКОЗНО-ДИХАЛЬНА АПАРАТУРА

Анестезіолог використовує наркозно-дихальний апарат для регулювання газового складу суміші, яка вдихається, управління газообміном у легенях хворого і заміщення власного дихання.

Наркозно-дихальні апарати багатофункціональні, що забезпечується різними компонентами, такими, як:

1. Вхідні отвори (порти вводу) для медичних газів.
2. Регулятори тиску (редуктори).
3. Вентилі подачі і дозиметричні вентилі, які регулюють швидкість потоку медичних газів.
4. Випаровувачі, де медичні гази змішуються з інгаляційними анестетиками.
5. Вихідні патрубки подачі свіжої дихальної суміші в дихальний контур.

Функція респіраторів (апаратів ШВЛ): створення градієнту тиску між проксимальними дихальними шляхами й альвеолами. Анестезіологічні респіратори є структурними компонентами наркозного апарата.

Дихальний цикл респіратору складається із чотирьох фаз: вдих, період між вдихом і видихом, видих, період між видихом і вдихом.

Респіратори класифікують залежно від різних характеристик фаз дихального циклу:

1) генератори постійного тиску – протягом усього дихального циклу незалежно від механічних властивостей легень зберігається постійний тиск;

2) генератори постійного потоку, об'єму – характеризуються постійною швидкістю потоку, об'єму. Протягом фази вдиху в легені подається заданий об'єм газової суміші;

3) генератори змінного тиску і потоку характеризуються постійним тиском і об'ємом протягом одного циклу, але характер змін постійно повторюється в кожному циклі.

4) респіратор з часовим перемиканням, дихальний об'єм і піковий тиск вдиху залежать від еластичності легень. Дихальний об'єм залежить від тривалості вдиху і швидкості інспіраторного потоку.

5) в респіляторах з перемиканням тиску фаза вдиху заміщується при досягненні заданого тиску в дихальних шляхах.

В респіляторах з перемиканням об'єму тривалість фази вдиху і тиск у дихальних шляхах змінюються залежно від досягнення заданого об'єму (паралельно з цими існують запобіжники тиску – запобіжні клапани).

Наркозно-дихальні апарати

Апарат штучної вентиляції легень РД-4 застосовується для штучної вентиляції легень. Дозволяє легко переходити з керованої вентиляції на самостійне дихання пацієнта.

Апарат штучної вентиляції легень Пневмат-2 використовується для штучної вентиляції легень, інгаляції киснем і киснево-повітряною сумішшю, відсмоктування рідини з дихальних шляхів хворого. Дає змогу роздувати легені хворого під контролем манометра.

Апарат інгаляційного наркозу Полінарко-2 створено для використання наркотизуючих речовин. Дозволяє виготовляти наркозну суміш за допомогою анестетиків, що мають здатність випаровуватися. Проводять наркоз окисом азоту і циклопропаном. Забезпечує високу точність і стабільність підтримання певної концентрації пари в установлених межах використання газу-носія. Дає можливість здійснювати штучну вентиляцію легень з напіввідкритим і напівзакритим дихальними контурами вручну за допомогою дихального мішка. Для видалення секрету із дихальних шляхів в апараті передбачено ежекторний відсмоктувач. Може застосовуватись при всіх хірургічних втручаннях.

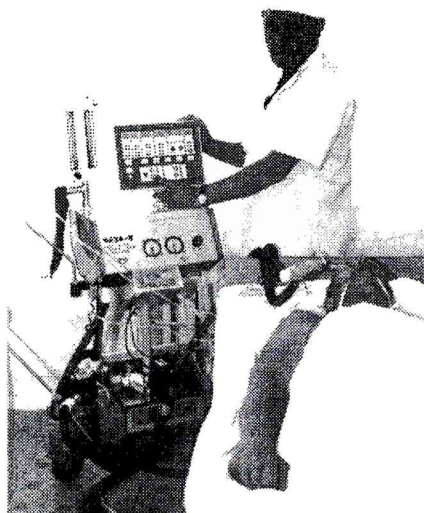


Фото 31. Застосування апарата “Фаза-8” в Луцькій міській клінічній лікарні.

Апарат штучної вентиляції легень РО-6-03 здійснює тривалу керовану штучну вентиляцію легень під час реанімації. При підключенні до апарата інгаляційного наркозу може використовуватись для хірургічних втручань.

Апарат штучної вентиляції легень РО-6Н застосовується для тривалої штучної вентиляції легень під час наркозу і в післяопераційний період. Система допоміжної вентиляції забезпечує синхронізацію дихання пацієнта з роботою апарата. Наявність наркозного блоку дозволяє проводити штучну вентиляцію під час наркозу з використанням усіх анестетиків.

Фаза-8 (фото 31) – апарат штучної вентиляції легень для проведення ШВЛ у дорослих і дітей, старших 6 років.

Може застосовуватись у відділеннях анестезіології разом з апаратом інгаляційного наркозу.

Апарат забезпечує проведення ШВЛ з пасивним видихом, що регулюється опором видиху, підігрівом і зволоженням дихальної суміші, яка подається пацієнту.

Конструкція апарата дозволяє керувати частотою дихання як в автономному режимі, так і вручну за допомогою пульта дистанційного керування.

Апарат має п'ять основних режимів ШВЛ, однак при правильному використанні його функціональних можливостей можна створити ще ряд режимів, наприклад: CPAP, Pressure, Support, IMV, SIMV і т.п.

Особливістю апарата є можливість проведення динамічної обробки дихального контуру без його розбирання.

Діапазон регулювання частоти вентиляції: від 1 до 250 вдихів і видихів за хвилину. Апарат випускається інженерно-виробничим центром “Буревісник–Медприлад” м. Києва.

Апарат штучної вентиляції легень ІВЛ-10-01 “ЕОХ-1” запроваджено для здійснення штучної вентиляції легень під час бронхоскопії при відкритому проксимальному кінці бронхоскопа. Фази дихального типу перемикаються в динаміці. Використання апарата дає змогу здійснювати лікувальні заходи із застосуванням бронхоскопії у багатьох хворих.

Спіромонітор “Аргус-1” дозволяє вимірювати багато параметрів при штучній вентиляції легень. Апарат, як і належить монітору, повідомляє також про виникнення в організмі хворого небезпечної ситуації. Дію “Аргус-1” побудовано на елементах математичної логіки.

Аерозоль П-2 – переносний інгалятор для індивідуального лікування захворювань дихальних шляхів аерозолями та електроаерозолями рідких лікарських препаратів. За допомогою індикатора можна спостерігати за роботою нагрівача та електродів. Реле часу дозволяє визначити тривалість процедури.

11. НАБІР ІНСТРУМЕНТІВ ДЛЯ МАЛОІНВАЗИВНИХ ЕНДОСКОПІЧНИХ ОПЕРАЦІЙ НА ОРГАНАХ ГЕПАТОБІЛІАРНОЇ СИСТЕМИ

Споконвічна мрія людства позбутись недуги без болю та обійтись без травматичних операцій знаходить своє часткове втілення в малоінвазивній хірургії. Яскравим прикладом цього є розвиток хірургії органів черевної порожнини і, зокрема, печінки, її проток та жовчного міхура.

Лапароскопічна холецистектомія – видалення жовчного міхура при його патології (запальні процеси, дивертикули, поліпи, холестероз, грубі анатомічні зміни вродженого чи набутого характеру, що не піддаються консервативній терапії) за допомогою хірургічного набору для лапароскопії (огляду черевної порожнини) стала в цивілізованому світі “золотим стандартом”.

Ендоскопічна хірургія збагачується досвідом, розширює свої можливості, піднімає на новий, вищий рівень надбання медичної практики. Вже нині, маючи певний набір оптичної та відеоапаратури, інструментів і допоміжних пристосувань, є можливість робити операції не лише на жовчному міхурі та печінці, а й на її протоках, включаючи й дрібні внутрішньоорганні. Сприяють цьому не лише вдосконалення методик і досвіду роботи, а й удосконалення апаратури, розробка нового спеціального інструментарію.

Анатомічно органи гепатодуоденальної зони, на яких здійснюють такі операції, знаходяться на глибині 100–160 мм від поверхні операційної рани та під кутом 10–30 градусів від серединної лінії. Перші моделі діагностичних лапароскопів давали 4–10-кратне збільшення. Впровадження відеотехніки дає змогу домогтись значного збільшення, що дозволяє розширити можливості діагностики патології, більш анатомічно та щадяче виділяти потрібні структури, добитись кращого суміщення шарів тканин, що зшиваються. Цьому сприяє можливість регулювати фокусну відстань, поле зору та розміри операційного поля на екрані відеомонітора. Потреби хірургів знаходять своє вирішення в нових удосконалених моделях апаратури та інструментарію. Розроблені на перших порах набори поповнюються новими зразками та новими конструкціями. Тісна співпраця хірургів-практиків і конструкторів щорічно поповнює арсенал різноманітних пристосувань.

В Україні поширена продукція інструментарію для проведення ендоскопічних операцій німецьких фірм “Storz”, “Aesculap”, російської “ЕФА” (фото 32) та ін. Маючи різні конструкторські вирішення, ендовідеохірургічні комплекси містять у своєму складі такі спільні функціональні вузли:



Фото 32. Відеостійки фірм “Ефа” (Санкт-Петербург) та “Storz” (Німеччина).

лапароскоп, відеокамера, відеомагнітофон, телевізор-монітор, освітлювач, пристрій для накачування газу чи розчину антисептика в черевну порожнину (лапарофлятор, інсуфлятор), електрохірургічний апарат, апарат для подачі рідини в черевну порожнину та евакуації її (аспіратор-іригатор), електрохірургічний апарат і власне набір відповідних інструментів (рис. 47).

Огляд черевної порожнини здійснюється за допомогою лапароскопів різної товщини та з різним кутом огляду. Сучасні операції в просвіті

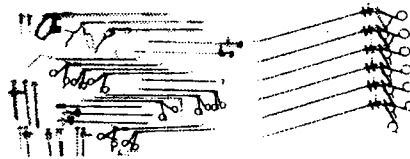


Рис. 47. Набір інструментів фірм “Ефа” (Росія), “Aesculap” та “Storz” (Німеччина).

печінкових проток і ходів можливі завдяки створенню тонких та гнучких холедоскопів.

З ріжучих інструментів використовуються скальпелі, ножиці з різними модифікаціями форм та розмірів робочих ріжучих частин, гнізд для під’єднання електрокоагулятора.

Роз’єднання тканин можливе шляхом коагуляції-розрізування гачками та коагуляторами типу “лопаточка”. Різного роду дисектори також дозволяють препарувати тканини як тупо, так і гостро. Кращими є ті інструменти, які мають меншу неізольовану робочу частину, що дозволяє уникнути небажаної коагуляції оточуючих тканин.

Для зашивання проток використовують апарати-кліпсоплікатори для накладання спеціальних клем (кліпсів) зі стійких до корозії в організмі металів. При потребі зшити інші структури шви, накладаються за допомогою спеціальних голкотримачів з голками.

Нашкірні рани наносяться та зашиваються загальнохірургічним інструментарієм.

Електронні інсуфлятори мають автоматичну регуляцію контролю швидкості подачі газу в живіт, індикацію та обмеження тиску в ньому. Подача газу здійснюється через голку Вереша або через відводи в троакарах.

Аспіратор-іригатор дозволяє не лише промивати черевну порожнину антисептичними розчинами, а й відсмоктувати вміст жовчного міхура та кистозних утворів шляхом пункції їх спеціальною голкою.

Дренування живота при його бактеріальному забрудненні, невпевненості у стійкому гемостазі чи жовчовиділенні проводиться через троакари існуючими інструментами (дисекторами, затискачами). При потребі можливе прицільне дренування певного простору живота через додаткові пункції.

Подальший розвиток хірургічної техніки призведе до створення нових видів інструментів, поповнення наборів новими пристосуваннями.

12. ПРОТЕЗИ КРОВОНОСНИХ СУДИН

Перші спроби замінити частину кровоносної судини і зберегти при цьому її функцію датуються XIX ст. Тоді кінці артерії сполучалися металевими і кістяними трубочками. Саме артерії, тому що в ній інтенсивний кровотік, а, значить, вона менше піддається тромбуванню безпосередньо після вшивання. Цей принцип використовується і дотепер – протезування вен сторонніми матеріалами залишається складним завданням.

У наступні 70 років постійно здійснювалися експериментальні спроби замінити ділянки артерій парафінованими скляними трубками, срібними, поліетиленовими, поліметилметакрилатними та іншими матеріалами. Але результати таких операцій були негативними, тобто таким способом не можна досягти тривалого ефекту.

Проте сама ідея не втратила свого значення і дотепер. Трубки для з'єднання кінців ураженої артерії входять в арсенал військово-польової хірургії як тимчасовий засіб, що використовується у польових умовах, пізніше вони замінюються сучасним протезом.

Успіх у розробці судинних протезів був уперше досягнутий у 1952 році, коли американські хірурги зважилися замінити монолітну трубку на пористу-ткану, в чарунки якої пророщували фібробласти, а на їхній основі розростався ендотелій, що забезпечує довгострокове функціонування такого протезу без тромбування. Протез був витканий із вініону-Н, пізніше з'явилися протези з нейлону, а до 1957 р. в США було розроблено 17 типів судинних протезів, 15 з яких мали пори. Для їх виготовлення застосовували орлон, дакрон, тефлон, івалон, фортизан і навіть нержавіючу сталь. Ці протези мали ткану, плетену, в'язану структуру, були виготовлені з пористої губки.

Перші промислові зразки судинних протезів являли собою порожнисту, ткану у вигляді стрічки трубку коричневого кольору. Основним недоліком її була ламкість при зміні конфігурації зі зменшенням просвітку й

уповільненням кровотоку, що призводило до тромбування. Пошуки були продовжені, і в 1954 р. з'явився перший гофрований протез, який мав виражену гнучкість. Поступово від всіх інших типів протезів хірурги відмовилися, так само, як і від ряду матеріалів. На зміну нейлоновим протезам, схильним до механічних змін, прийшли протези з дакрону, тефлону, вони не змінюють своєї міцності в організмі. Кращими визнано дакронові в'язані протези М. Де Бейкі, розроблено нові їх модифікації – біфуркаційні, із відгалуженнями для сонних, ниркових артерій, що достатньо моделюються хірургом під час операції. Протези зі швом поступилися місцем безшовним. На них з'явилися мітки для контролю за можливим перекручуванням протеза під час вшивання. Розроблялися методи зшивання протезів із відрізками судин, виникали теорії судинного протезоконструювання: деструктивні зміни навколо судинних імплантатів обернено пропорційні їх проникності, що забезпечує повноцінне вживлення й ендотелізацію. Теоретично було визначено, що ідеальний судинний протез повинен пропускати через 1 см^2 своєї стінки при тиску 120 мм рт. ст. за 1 хв 10000 см^3 води. Проте практично такий протез не можна застосовувати внаслідок його високої хірургічної порозності і тому на практиці зупинилися на цифрі, в 200 разів меншій – 50 см^3 води за 1 хв через 1 см^2 стінки протеза при нормальному артеріальному тиску, вона стала максимально можливою імплантаційною проникністю. Тоді виникли спроби створення комбінованих протезів із порами, тимчасово закритими матеріалами, що біодеградують, вони і досі становлять інтерес.

Не мали втілення також пропозиції щодо створення штучної інтими, розчинних трубок та ін. Історія судинного протезування в СРСР повторювала помилки й успіхи Заходу. Найкращих результатів було досягнуто в створенні таких протезів в НВО "Північ" у Ленінграді. На цьому ж підприємстві були спроби створення і напіврозчинних зразків (вінол-лавсан), і антимікробних протезів (летилан-лавсан), протезів з електропровідною стінкою та електронегативним зарядом, який впливає на клітини крові, що формують ендотеліальну вистилку на внутрішній поверхні трубки, для чого вліталась срібна нитка і т.д. Потім з'явилися велюрові протези, згодом – своєрідні протези з поліуретану Горє-Текс, які набули широкого застосування в ряді клінік.

Незважаючи на велику кількість розробок і досить широкий спектр пропозицій, в Україні є велика потреба в протезуванні судин, а власні протези відсутні (їх одержують як гуманітарну допомогу або купують у закордонних фірм). Тому налагодження власного виробництва протезів на одному з численних підприємств легкої промисловості – першочергове завдання.

Основними вимогами до сучасного судинного протеза є:

1. Створення його на основі тривкого, антитромбогенного синтетичного волокна, яке не змінює своїх корисних якостей при тривалому перебуванні в організмі і не викликає негативних тканинних реакцій.

2. Відповідність проникності протеза (його хірургічної порозності), спроможності навколишніх тканин до організації, вживлюваності протеза без погіршення його експлуатаційних якостей.

3. Ворсистість внутрішньої стінки протеза, яка сприяє утворенню ендотелію з елементів тканин на основі крові, що проростають у пори протеза.

4. Еластичність і недеформованість судинного протеза при його згинанні, безшовність як в ділянці основного стовбура, так і в розгалуженнях – браншах, спроможність стінки протеза до пасивної пульсації під впливом току крові, контроль за перекручуванням по осі, запобігання розходженню волокон на кінцях протеза і його тканині при прошиванні.

5. Легка і надійна стерилізація протеза, непідвладність його тканини механічним змінам під час розвитку нагноєння у навколишніх тканинах.

6. Доступність ціни, низька собівартість, технологічність виробництва, що забезпечує можливість широкого промислового випуску.

Сучасні судинні протези виготовляються методом тkania, плетива і в'язання (у т.ч. і велюрові). Ткані протези утворюються методом переплетення ниток на спеціальних верстатах. Вони дуже тривкі, не мають швів, їхні краї мало коштуються. Проте вони досить жорсткі, що є істотним недоліком.

Плетені протези є досить товстостінними, пори між волокнами – значного діаметру, через які інтенсивно просочується кров, краї таких протезів легко куйовдяться, що ускладнює їх вшивання й експлуатацію. У той же час вони еластичні, нитки, переплетені в стінці протеза по діагоналі, забезпечують розтяжність у поперечному і поздовжньому напрямках.

В'язані судинні протези виготовляються на спеціальних в'язальних машинах, на яких можна створювати трубки найрізноманітніших розмірів і конфігурацій. Вони еластичні і гнучкі, переплетення ниток дозволяє вільно маніпулювати протезом без коштавання країв, вирізувати у стінках бічні отвори для вшивання відгалужень судин, що забезпечується спеціальним трикотажним переплетенням ниток. Крім того, є можливість створення спеціальної велюрової поверхні при особливому способі в'язання, коли створюються численні петлі, які

забезпечують жорсткість внутрішньої стінки протеза. Для зменшення кровоточивості протезів, що пов'язана з їх порозністю, настільки необхідної для вживлюваності, запропоновано багато методів, у тому числі і попереднє просочування їх кров'ю з наступною фіксацією цієї крові спиртом перед вишиванням протезів. У цьому випадку в'язані протези поступаються тканим, особливо у знекровлених пацієнтів.

Всупереч очікуванням хірургів, настільки необхідне протезам гофрування не підвищило частоти утворення тромбів. Після наповнення протеза кров'ю гофри дещо розправляються, а в них відкладаються пристінкові тромби, що поступово зростаються зі сполучною тканиною й ендотелізуються. Гофрування необхідне при виготовленні протезів — воно припускає їх вигини під кутом $110\text{--}150^\circ$, хоча на практиці такі ситуації не виникають. Перевагу надають протезам із дрібними гофрами, вони менше піддаються тромбуванню, а утворення фіброзно-синтетичної трубки проходить більш сприятливо.

Ідеальна проникність судинної стінки протеза не завжди відповідає параметрам промислових зразків. Так, для в'язаних протезів із дакрону або терилена водяна проникність становить 4 л/хв, для тканих протезів із лавсану або фторлон-лавсану — до 1,2 л/хв, для плетених протезів із лавсану — 2 л/хв. Проникність в'язаних тефлонових протезів не перевищує 1 л/хв, а в значних браншах не досягає і цієї цифри. Це залежить від кровоточивості протеза в момент його вмикання і механічних якостей, що також важливо.

Таким чином, протези кровоносних судин представляють собою досить складну конструкцію, від якості якої залежать не тільки зовнішній вигляд або тривкість протеза, а й доля пацієнта, який може загинути під час операції від неможливості гемостазу, від нагноєння протеза, невіддатного до організації тканинами, або від нагноєння поблизу протеза і пов'язаною з цим неспроможністю анастомозу у віддалений післяопераційний період.

Треба також враховувати, що судинні протези рідко вживляються молодим, сильним пацієнтам після поранень або травм, в основному — літнім, ослабленим атеросклерозом або діабетом хворим, що визначає вимоги до цих пристроїв і шлях їхнього удосконалення.

Не можна також вважати, що в усіх випадках протез перетворюється в трубку сполучної тканини, яка має синтетичний каркас усередині і вистилку з ендотелію на внутрішній поверхні, що стикається з кров'ю і захищає протез від ускладнень. Справді, при тривалих термінах перебування протеза у тканинах вони проростають

і вистилка з країв наповзає на сполучну “підкладку”. Але цей процес рідко відбувається повноцінно. У більшості випадків протез навіть через роки залишається лише необхідним для життя пристосуванням, його конструкція недосконала і не універсальна. Він – лише основа для формування “живої” судинної стінки. Від того, наскільки ця основа відповідає біологічним вимогам, прямо залежать результати застосування протеза – від засобу порятунку життя в певний момент до продовження цього життя на роки. Стерилізація судинних протезів також становить собою непросте завдання, тому що і кип’ятіння, і автоклавування впливають на тканину протезів, на нитки. Радіаційна стерилізація також порушує хімічні процеси в стінці, що може призводити з роками до розвитку протезних аневризм. Залишається метод газової стерилізації окисом етилену або, що найчастіше застосовується в операційних, – первомуром (надмурашиною кислотою, яка утвориться в результаті впливу на концентровану мурашину кислоту 30-процентним розчином перекису водню у співвідношенні 1:0,5).

Таким чином, протезоконструювання для судинних операцій залишається відкритою проблемою подальших досліджень. Не вирішені питання протезування артерій малого діаметру, в тому числі і коронарних, запобігання нагноєнням у навколопротезному просторі, запобігання кривавленню і тромбоутворенню. Немає поки що можливості дотриматися принципу: кожній судині окремий протез, тому що в зв’язку з різноманітною будовою судин, швидкістю кровотоку в них, специфічною анатомією, гідродинамічними можливостями кожній з названих умов повинна відповідати і специфіка будови та функціонування їх штучної заміни. Ми не висвітлили таких питань, як заміна судин біологічними протезами: артерій – венами, вен – консервованою пуповиною, іншими варіантами гомопластики. Це не входило до нашого завдання. Ці проблеми також до кінця не вирішені, що підвищує актуальність розробки нових протезів, нових тканин і матеріалів для них, нових принципів створення і методики вшивання. Досконалі судинні протези необхідні також при створенні штучних органів, які з їхньою допомогою будуть підключатися до судин донора (наприклад, штучне серце) і функціонувати тим довше і повноцінніше, чим досконаліші будуть ці протези.

Завдання медичних інженерів полягатимуть у розробці нових, модифікованих моделей судинних протезів, підвищенні їхньої безпеки і функціональних якостей.

13. ШТУЧНІ КЛАПАНИ СЕРЦЯ (ШКС)

Митральний і тристулковий клапани серця мають у своїй будові багато загального, так само, як аортальний і легеневий. Основи стулук кріпляться до фіброзного кільця, але кількість стулук і їх розміри різні. Максимальний діаметр отворів – 45 мм. Аортальний і легеневий клапани мають вихідний діаметр приблизно 28 мм, але кожен із цих клапанів має три стулки, звернені вупуклістю донизу і з'єднані зі стінкою аорти та легеневої артерії.

Клапани легко піддаються різноманітним захворюванням. Їхня деформація може відбуватися у вигляді стенозів, коли стулки зростаються, і недостатності, коли отвір зяє. Стенози лікуються порівняно легко – комісуротомією, розтинанням, іноді цю операцію виконують кілька разів.

При виникненні клапанної недостатності розвивається обернений кровотік, що порушує всю роботу серцево-судинної системи з іноді необоротними наслідками. У таких випадках також застосовують клапанне протезування.

Цю проблему спочатку намагалися вирішувати імітацією стулчастих клапанів, стулки виготовляли з тканин або самого пацієнта (аутоклапани), або тканин тварин (в основному – свинячі; ксеноклапани).

На жаль, біологічні тканини, які імплантувалися для виконання функцій стулук, каркасів, дуже недовго могли виконувати свою складну функцію, вони швидко зморщувалися, часто інфікувалися, на них відкладалися солі кальцію.

Тоді матеріалом для виготовлення стулук вибрали синтетичні тканини, що за тривкістю в багато разів перевищували природні стулки. Але ці тканини імбібувалися кров'ю, в них відкладалися солі (інкрустація), стулки ніби зросталися і виникав феномен вади штучного клапана серця. Головною перевагою цих конструкцій залишалася тромборезистентність, але вона була чи не єдиною їхньою перевагою порівняно з біотканинами. Тоді виникла ідея створення замикального кулькового клапана, який нічим не нагадує природний. Так, крім пелюсткових, виникнули кулькові і дискові клапани.

Кульковий клапан складається з каркаса, який має горизонтальне розділювальне кільце, обшите тканиною. Це сидло закріплюється у фіброзному кільці серця швами, які і є кріпленням протеза. Кільце замикається рухомою кулькою в “кулітці” із декількох дужок, яка стискається і відходить під впливом току крові, що викликається скороченнями серця.

Першою моделлю такого клапана була модель Старра-Едвардса, запропонована в 1960 р. Кулька спочатку була каучуковою, потім її стали виготовляти із силіконової гуми, сплаву кобальту і хрому (стеліту-21).

М.М.Амосов і Ю.М.Кривчиков запропонували обшивати тканиною всі металеві частини протеза, а потім замінили кульку напівсферою, зменшивши при цьому розміри всієї конструкції та вагу. Селоф-Кутер виготовив усю конструкцію з титану, рух кульки і її випадкове випадання запобігали спеціальними дужками. Маговерн запропонував фіксуєчу конструкцію, яка прискорювала проведення операції. Було запропоновано велику кількість конструкцій, розроблялися спеціальні стенди для тривалих випробувань, але ускладнень, пов'язаних із застосуванням протезів, завжди було чимало: то кульки імбібувалися ліпідами крові і лопаються, то застрягали при набряканні і кальцинуванні обшивки. Іноді була потрібна заміна клапанів, а ця маніпуляція технічно дуже складна і небезпечна для хворого з ослабленим серцем.

Наступним винаходом стало виробництво дискових низькопрофільних клапанів, які менш масивні, але зберігають кращі функціональні властивості. В залежності від будови клітини ці клапани бувають з дисковими елементами, які обертаються або хитаються. Їх виготовляють з танталу, вуглецевих сполук, поліпропілену, кремнію-каучуку.

Хоча такі клапани технічно є кроком уперед, проте й вони не ідеальні: нерідко після протезування і тромбоемболії виникають стенози в ділянці кільця, недостатність функції у зв'язку з інкапсуляцією диска або елементів клітини, параклапанні фістули через недоліки фіксації. Все ж штучні клапани серця життєво необхідні, а накопичений при їх створенні і застосуванні досвід дозволяє майбутнім творцям цих протезів сформулювати вимоги до них:

1. Протези не повинні викликати патологічних змін з боку фіброзного кільця в найближчий і віддалений післяопераційний період.
2. Конструкція повинна відрізнятися максимальною функціональністю, бути зручною для вшивання, не порушувати гемодинамічних закономірностей при замиканні клапанного отвору.
3. Не повинен виникати синдром регургітації (оберненого току крові), властивий клапанній недостатності при роботі серця.
4. Клапан не повинен викликати тромбоемболічних ускладнень.
5. Не можна допускати істотну травму, втрата крові призводить до розвитку вираженої анемії.
6. Протези повинні надійно стерилізуватися і рестерилізуватися, не змінюючи своєї функції і структури, при їхній експлуатації не повинні виникати шуми, що травмують психіку хворого.
7. Конструкція і матеріали для виготовлення клапана повинні бути доступні для масового виробництва, мати невисоку вартість.

Розробка й випробування нових моделей штучних клапанів серця потребують високої технічної оснащеності.

По-перше, створюються клапани різних типів і розмірів, що залежать від ваги і віку хворих. Вимірюються багато деталей клапана – діаметр кільця, прохідного отвору, ширина, довжина, діаметр і зсув замикального елемента, градієнт тиску в нормі і при фізичних навантаженнях на серце, виявлення клапанної недостатності і можливостей підтримки гідравлічних характеристик протягом тривалої експлуатації, тривала механічна міцність замикальних елементів і каркасів із різних матеріалів, вплив на кров і тканини серця.

Важко сказати, які конструкції ШКС будуть визнані найбільш перспективними при протезуванні мітрального й аортального клапанів – мабуть, найбільш безпечні, тобто ті, які об'єднують у собі переваги всіх запропонованих і розроблюваних конструкцій.

Проте кількість хворих з вадами серця не зменшується, кількість операцій з протезування збільшується, клапани починають працювати у протезах серця. Це одна із найскладніших проблем медичної інженерії, вона завжди актуальна, потребує комплексних медико-технічних знань і розташована на стику багатьох фундаментальних проблем.

14. СТВОРЕННЯ ЕНДОПРОТЕЗІВ ВНУТРІШНІХ ОРГАНІВ

Створення протезів порожнистих органів – дихальних шляхів, стравоходу, органів шлунково-кишкового тракту, сечоводів, уретри – завдання складне, але життєво необхідне. До початку 60-х років воно взагалі вважалося нерозв'язаним. Проте після деякого прориву в пластиці повітропровідних шляхів – трахеї, її біфуркації, головних бронхів – з'явилися передумови до його хоча б часткового вирішення.

У той же час у заміні куди більш складних за функцією і будовою органів – легень, печінки, підшлункової залози, нирок і серця – досягнуто більших успіхів: створені апарати штучного кровообігу, штучної вентиляції легень, біостатори, штучна нирка різноманітних типів, механічні протези серця. Нехай не всіх їх можна імплантувати, проте підтримати життя в критичних ситуаціях, безумовно, можливо. В усіх цих конструкціях використовуються сучасні матеріали з полімерів, металів, композити, кераміка, а також готові вироби – напівпроникні мембрани, судинні протези, тканини, успішно введені в клініку в інших галузях.

Аналізуючи такі успіхи заміни складних, багатофункціональних органів на фоні відносного “спокою” в інших галузях протезування органів, можна лише припустити, що складну функцію, пов’язану з біохімічними процесами, легше моделювати, ніж рухову функцію кишки або сформувати складну будову стінки дихальної трубки, тобто органів, функцією яких є пасаж їжі, ескалація слизу, проходження повітря або рідин. Функція таких органів занадто очевидна, їх неможливо винести за межі тіла, вони повинні бути вживлені у тканину назавжди, виконуючи конкретне призначення.

Найбільш яскраво це можна показати на прикладах розробки протезів дихальних шляхів – від гортані до головних бронхів. Спроби замінити трахею, бронх, стравохід, сечові шляхи або ділянку кишки монолітною трубкою були приречені на невдачу – навколо такого “протеза” формувалася фіброзна капсула, у ній утворювалися пролежні, розвивалося асептичне або мікробне нагноєння. Такий імплантат відчувувався з негативними наслідками.

Спроби застосувати як протезний матеріал пористі протези з пенополіуретану, івалону, судинні імплантати, тканинні і в’язані трубки теж успіхом не увінчалися. Інфекція і вміст легко проникали через пори в навколишні тканини, що призводило до нагноєння.

Здійснено спробу захистити такий пористий протез зсередини плівкою або трубкою з непроникного матеріалу. Така перепона була звичайно пов’язана з матеріалом, але пористі трубки, захищені плівкою, деформувалися під впливом тканин параорганного простору, а трубки ставали перешкодою проростаючим у пори тканинам.

Так виникла ідея тимчасового захисту пористого або сітчастого протеза монолітною трубкою на час формування в його порах сполучної тканини, спроможної протистояти проникненню інфікованого вмісту, повітря або рідин.

Трубка, названа протектором, видалялася при ендоскопії через призначений термін і протез функціонував самостійно.

Ідея виявилася найбільш придатною – протектор, поліетиленова ригідна трубка зі сточеними краями (щоб не перешкоджати виведенню слизу) закріплювалися спеціальним тимчасовим кріпленням по обидва боки в кінцевих ділянках органа. Ці кріплення являли собою П-подібні шви, які зав’язуються на зовнішньому боці органа, із ниток, що розсмоктуються і не розсмоктуються, зв’язаних між собою. Умовний номер таких ниток був від N3 до N6. Таке кріплення забезпечувало безперешкодне видалення протектора через 3–4 місяці після операції. Його можна виийняти, потягнувши за край щипцями бронхоскопа, під контролем зору. Частини

нитки, які не розсмокталися, вислизали разом із протектором, не травмуючи протез і пророслі тканини.

Сам протез виготовлявся з монопітків у вигляді сита з розміром чарунків 1х1 мм. Оскільки він зшивався з кінцями трахеї, а протектор закріплювався всередині неї, між їхніми поверхнями була щілина, рівна товщині органа, у якому на синтетичному пружному каркасі і формувалося новоутворення органа.

Крім трубчастого протеза трахеї і бронхів, було створено протез біфуркації трахеї, утворення, що має досить складну конфігурацію.

Спроби повторити форму органа, природної біфуркації, як це зроблено при протезуванні аорти, були приречені на невдачу – такої форми протектор не можна було видалити або його видалення супроводжувалося б невідомою травмою новоутвореної стінки дихальних шляхів.

Тому була запропонована конструкція протез-протектор, у якій бранші останнього були максимально зведені один до одного, а протез зберігав циліндричну форму. Система кріплення була старою.

Сформована через 2–3 місяці біфуркація трахеї мала дещо змінену форму, але істотного впливу на функцію органа і стан легень це не мало та до післяопераційних змін не призводило. Таким чином, оригінальна ідея створення системи протез-протектор стала успішною основою протезування майже усіх відділів дихальних шляхів.

Інтерес становив не тільки процес організації, вживлення протеза, а також його епітелізація – недарма трахео-бронхіальне дерево називають “гігантським ескалатором слизу”. Епітелізація починалася з межі між протезом і краєм відрізка органа ще у період перебування протектора і продовжувалася протягом тривалого часу спостереження за тваринами (собаками) – 3–4 роки.

Це не було рівномірне напластування епітелію на поверхню сполучної тканини (до речі, в ній виявлялися зачатки хрящової тканини), а часткова епітелізація, наповзання циліндричного і плоского епітелію у вигляді “язиків”. Глибина епітелізації становила від 4 до 6 см при загальній довжині протеза до 10 см.

Проте клінічне спостереження майже повної заміни трахеї після її ураження раковою пухлиною (залишалися три хрящі під гортанню і три над біфуркацією) протезом довжиною 15 см свідчило про те, що функція, у тому числі і голосова, при такому методі протезування не страждає навіть у перші дні після операції, відхаркування слизу не порушується і хворий не підозрює про обсяг операції, яка йому проведена.

На жаль, подальшого клінічного впровадження цей метод не набув, а за кордоном час від часу з’являються публікації про застосування протезів

трахеї різноманітної конструкції в клінічній практиці. Це пов'язано і з упередженням торакальних хірургів щодо застосування трахеальних протезів, і з відносною рідкістю великих уражень трахеї. У більшості випадків вдається зблизити кінці трахеї швами, цей орган добре розтягується, а для його тимчасової фіксації розроблені різноманітні прийоми.

При відновленні циркулярних дефектів інших трубчастих органів перевага так само надається їх відновленню “кінець у кінець”, а в останні роки – пересадці відрізків кишки, формуванню стравоходу з тіла шлунка і т. д.

Проте в медицині повинен залишатися завжди актуальним один із принципів: якщо розробка рятує життя або полегшує існування навіть одному хворому, вона має право на існування. Тому хворим із пухлинами, які не піддаються оперуванню, дотепер вживляють монолітні трубки як тимчасовий засіб, формують дефекти органів на катетерах і т. д.

Особливу роль ендопротезування відіграло в офтальмології: операції заміни кришталика або склоподібного тіла застосовуються в офтальмохірургії, хоча на початку піддавалися різкій критиці. Цей бар'єр успішно подолав видатний офтальмолог-дослідник С. Н. Федоров, який першим у нашій країні й одним із перших у світі замінив кришталик штучною лінзою, розробив найдосконаліші моделі цього протеза і методи його кріплення. Він також запропонував протези райдужної оболонки із лінзами, які вгвинчуються. Але головне – переборено бар'єр загальної недовіри до впровадження в “зіницю ока” сторонніх, спеціально підібраних безпечних матеріалів. Крім того, офтальмологи застосовують для зміцнення очної ямки найтонші сітки з полімерних ниток, імплантати для її корекції після травм.

В ортопедії і травматології застосовуються досконалі конструкції штучних суглобів, зокрема тазостегнового. Крім цього, застосовуються різноманітні стержні і пластини для фіксації кісток при переломах із гвинтами, фіксуючими нитками і дротом. Значний інтерес становить проблема створення штучної кістки, але вона ще не до кінця розроблена.

Бурхливий розвиток косметичної хірургії призвів до розвитку цілого напрямку косметичної мамопластики, усунення різноманітних видів вроджених і набутих дефектів тканин за допомогою полімерних матеріалів і протезів на їхній основі.

Просте введення рідкої силіконової олії під шкіру з метою покращення форми грудної залози і формування досконалих обрисів тіла та його окремих частин себе дискредитувало. Недоліки цих маніпуляцій можна було

передбачити завчасно, знаючи основні закономірності поводження монолітних імплантатів у тканинах. Навколо таких “протезів” утворювалася капсула сполучної тканини, тканина вросла усередину матеріалу, все це стискалося, деформувалося, часто і нагноювалося.

Кращий ефект дали силіконові протези в оболонці, яка перешкоджала вrostанню тканини, але капсула дозрівала, грудна залоза набувала вигадливої форми, а хірурги застосовували хитромудрі операції розтинання капсули, щоб відновити втрачений ефект, але це закінчувалося видаленням протеза і скаргами пацієнтів. Ті випадки, коли протези зберегли свою форму на тривалий термін, правильніше буде пов’язувати зі своєрідністю реакції на протез, а не з його досконалістю.

Можливо, вихід буде знайдено із застосуванням напіврозчинних протезів, від яких через деякий час у місці імплантації буде залишатися лише каркас для тканин. Цілком можлива і нерозв’язаність цієї, на перший погляд, простої проблеми, і хірургія молочних залоз не матиме розвитку, а зміна форми грудей досягатиметься пересадками тканин.

Поширення набуло застосування різноманітних сіток для пластики передньої черевної стінки, штучних ребер, імплантованих протезів дуже складних конструкцій із надувними елементами для фаллопластики, імплантації в мошонку штучних яєчок, протезування в стоматології, операції у транссексуалів. Тобто, галузь бурхливо розвивається, поєднується з різноманітними галузями хірургії. Але успішність її розвитку найчастіше гальмується дилетантизмом, небажанням приймати конструктивні розробки і прагненням до досягнення бажаного ефекту без особливої підготовки і системи знань.

15. ГІДРОКОЛОНОТЕРАПІЯ

Нині популярність промивання кишечника відроджується, так як очікування повного позбавлення від захворювань з допомогою ліків пройшло, і людство заново звернулось до природних методів лікування без застосування хімії.

*Головний фізіотерапевт
Головного управління охорони здоров’я м.Києва
С.Н.Бугинський*



Фото 33. Промивання кишечника в кабінеті гідроколонотерапії.

В медичній літературі частіше вказується на те, що початок будь-яких захворювань так чи інакше пов'язаний зі станом товстого кишечника. В зв'язку з цим промивання кишечника стало одним з найбільш поширених методів профілактики та лікування різноманітних проблем, пов'язаних зі здоров'ям. Однак цей метод не новий. Ще цілителі давнини, тибетські та китайські лікарі, індійські йоги знали істину: якщо людина хоче бути здоровою, вона повинна тримати кишечник у чистоті, позбавившись всього зайвого, що накопичилось у ньому з роками. Історія промивання кишечника бере свій початок з глибокої давнини. Так, відповідно віруванням стародавніх єгиптян, знання про промивання кишечника передав жерцям бог Осіріс. Верховний сановний Фараона носив, окрім інших, титул "хоронитель кишки Фараона". Величезне значення надавали кишечнику і древні римляни, поклоняючись богу флатуленції Крепитусу. В ті часи для промивання кишечника використовували пусотілий очерет.

А в середньовічній Європі, після численних та пишних банкетів, дами вищого світу використовували високі клізми для підтримки доброго самопочуття, стрункої фігури та здорового кольору обличчя. В наш час найбільш актуальним стало питання про хронічну інтоксикацію організму через канал товстого кишечника. Цьому сприяє велика кількість барвників, консервантів, рафінованих продуктів, які ми вживаємо в їжу. Але здоров'я кишечника визначається не тільки якістю їжі, а й його особливостями. Це є проблемою більшості населення цивілізованих країн, яке веде малорухомий стиль життя та до того перебуває під впливом постійних стресів. Кишечник в такій ситуації стає неспроможним очищатися своїми силами. Якщо калові шлаки затримуються в кишечнику більше 12 годин, вони починають виділяти токсини, які, всмоктуючись, отруюють весь організм. Найбільш характерні симптоми кишкової інтоксикації організму: хронічна слабкість, втомлюваність, дратівливість, головний біль, мігрень, депресія, алергія, целюліт, порушення дихання, розлад живлення, метеоризм та інше.

Що ж таке гідроколонотерапія? Це сучасний пом'якшений спосіб промивання товстого кишечника. Ця процедура не порушує природний механізм його функціонування. Таке промивання очищає не тільки просвіт, але й стінки кишечника. В результаті збільшується абсорбція вітамінів і ферментів, підвищуючи імунні сили організму. Сама процедура досить комфортна, що приємно дивує пацієнтів. Зазвичай процедура триває 30–40 хвилин, весь цей час спеціальна рідина в певній кількості подається до товстого кишечника по одній пластиковій трубці. Поступово заповнюючи кишечник, рідина потім виносить калові шлаки по іншій трубці. Весь цей час пацієнт зручно розміщується на спеціальній кушетці. Слід відмітити, що більшість пацієнтів потребують не одного промивання, а лікувального курсу, що складається з 3–5 процедур. На думку деяких пацієнтів, промивання може призвести до вимивання кишкової флори. Але це далеко від дійсності.

Річ у тім, що кишкову мікрофлору взагалі неможливо видалити механічно. Слід пам'ятати, що кишкова мікрофлора відновлюється постійно. З кожним актом дефекації організм втрачає до мільярда мікроорганізмів, а при гідроколонотерапії переважно видаляється патогенна мікрофлора, що тісно пов'язана з каловими депозитами. Таким чином, процедура гідроколонотерапії НЕ ВИМИВАЄ мікрофлору товстого кишечника, а навпаки, дає можливість покращити її бактеріальний склад. Нині на ринку оздо-

ровчих послуг з'явилося безліч програм з очищення організму від шлаків, і практично всі вони починаються з очищення товстого кишечника. Але тільки правильно проведене промивання може принести бажаний результат. Рекомендовано проводити курс гідрокOLONотерапії один–два рази на рік. Найбільш сприятливий час для цього весна, початок літа, коли організм виснажений після зимового періоду. В цей час для організму наступає новий біоенергетичний цикл, і тому дуже важливо з самого початку цього циклу відновити найважливішу фізіологічну систему організму, якою є товстий кишечник.

Склад кабінету.

1. Кабінет містить:

- систему підігріву і термостатування води обсягом 50–100 л;
- систему стабілізації температури;
- подвійну систему редукції гарячої і холодної води;
- систему фільтрації;
- варіант 1 механічна і вугільна фільтрація із системами типу «Metec» за допомогою змінних картриджів. Варіант 2 – механічна і фізико-хімічна фільтрація з обсягом сорбенту 10–12 кг зі зворотним промиванням і ресурсом 80–100 м³. Бактерицидне, ультрафіолетове очищення за допомогою автономного модуля.

2. Кабінет обладнаний системою шлангів, що забезпечує одночасний відвід промивної рідини і вмісту кишечника чисто і без запаху.

3. Застосування кабінету: запори (непрохідність), метеоризм, діарея, атонія товстої кишки, інфекція (паразити), виразковий коліт, дивертикуліт, обробка колостомії, гіпер-гіпотермія, дерматоз.

Функціональні характеристики кабінету.

- зручний і простий в експлуатації;
- два канали подачі промивної рідини дозволяють проводити промивання поперемінне двома різними розчинами (наприклад, мінеральна вода і відвар ромашки);
- мультипроцесорна цифрова багатофункціональна інтелектуальна система керування;
- оптико-фізичний модуль для впливу на промивну рідину низькоінтенсивним лазерним випромінюванням видимої ділянки спектра, що дозволяє підвищити терапевтичний ефект процедури;

– подвійний контроль параметрів температури і тиску, що виключає можливі теплові перепади і гідродинамічні удари під час проведення процедури;

- контроль витрати промивної рідини;
- контроль і завдання рівня промивної рідини.
- блок візуального контролю за станом промивної рідини;
- блок керування пацієнта, за допомогою якого пацієнт може самостійно припинити приплив рідини і викликати медсестру.

Сервісні характеристики кабінету.

- навчання медичних і технічних фахівців;
- гарантійне і післягарантійне обслуговування;
- видаткові матеріали вітчизняного й імпортного виробництва;
- ректальні комплекти;
- системи фільтрації і водопідготовки;
- модулі ультрафіолетової і бактерицидної обробки води;
- нагромаджувачі і дозатори для промивної рідини;
- система підігріву води, термостати та ін.

16. ДЖГУТОВІ ЗАСОБИ ТИМЧАСОВОЇ ЗУПИНКИ ЗОВНІШНЬОЇ КРОВОТЕЧІ

Як відомо, кровотеча є одним з найчастіших ускладнень травми, нерідко кровотеча і визначає наслідки ураження.

Розрізняють кровотечі зовнішні та внутрішні – в залежності від того, куди витікає кров.

Кровотечі бувають: артеріальні (при пораненні артерій), венозні (при пораненні вен) та капілярні (при травмі в межах мікроциркулярного русла).

При артеріальній кровотечі кров має яскраво-червоний колір. Витікає вона сильним, пульсуючим струменем. Під час венозної кровотечі – кров темно-червоного кольору, витікає суцільним, безперервним струменем. При капілярній кровотечі кров витікає краплями.

Найзагрозливішими є кровотечі з пораних артерій. Ці кровотечі можуть призвести до втрати великої кількості крові і до смерті пораненого.

Тимчасова зупинка зовнішньої кровотечі за допомогою пальцевого та механічного способу, як і остаточна її зупинка хірургічним шляхом, відомі давно, з глибокої давнини, і неможливо, мабуть, нині встановити, кому дійсно належить пріоритет з цього питання.

Незважаючи на те, що історія створення або пристосування різних механічних пристроїв (джгутів та підручних засобів) для тимчасової зупинки зовнішньої кровотечі вже теж нараховує багато сотень років (перше тисячоліття до нашої ери: Petit, 1718, Esmarh, 1873 та ін.), вдале технічне вирішення цього питання ще попереду.

Кровоспинний стрічковий гумовий джгут.

Табельний джгут Міністерства охорони здоров'я України, Медичної служби Міністерства оборони України та Медичної служби Цивільної оборони України.

Описання пристрою та способу використання (рис. 48).

Кровоспинний стрічковий гумовий джгут представляє собою гумову стрічку (1) довжиною 1250 мм, вагою близько 170 г. Гумова стрічка має хорошу еластичність, стійкість до низьких температур і не псується при

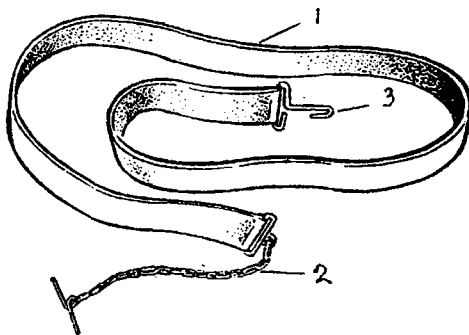


Рис. 48. Кровоспинний стрічковий джгут.

довготривалому зберіганні. На одному кінці стрічки є металевий ланцюжок (2), а на другому – гачок (3).

Спосіб використання:

Для накладання кровоспинного джгута на кінцівку вибирають місце вище рани і по можливості ближче до неї, щоб частина кінцівки, яка позбавлена кровопостачання, була якомога коротшою.

Джгут можна накладати як на однокісткові, так і на двокісткові сегменти кінцівок. На голінці і передпліччі судини стискаються в міжкістковому просторі м'язами. Слід остерігатися накладання джгута в середній третині плеча, тому що при цьому травмується променевий нерв, а також на зап'ясті і над кісточками, тому що через відсутність м'язів у цих ділянках здавити артерію не завжди вдається, а під джгутом нерідко розвивається некроз шкіри. Шкіра під кровоспинним джгутом повинна бути захищена підкладкою або одягом. Особа, яка накладає джгут, стоїть біля зовнішнього боку кінцівки і підводить джгут з її внутрішнього боку. Утримуючи джгут однією рукою за його середину, другою рукою тримають за кінець джгута, розтягують його і в такому стані обгортають ним кінцівку та затягують до припинення кровотечі з рани або зникнення пульсації артерії дистальніше від накладеного джгута. Кожний наступний виток накладається з меншим натягуванням, але достатнім для того, щоб запобігти послабленню попереднього витка. Кожний наступний виток джгута має на 1/3 ширини накривати попередній, що запобігає зацімленню та некрозу шкіри.

При накладанні джгута на голінку і передпліччя його затягують дещо тугіше, оскільки через конусоподібну форму цих сегментів кінцівки кровоспинний джгут може зсуватися, особливо при транспортуванні пораненого. Тому у вогнищі масового ураження слід віддати перевагу накладанню кровоспинного джгута на плече і стегно. Воно менш вигідне, але технічно простіше і надійніше.

В медичній документації фіксується час накладання джгута, чітко цей час позначається і на лобі хворого. Джгут накладається не більше, як на 2 години.

Після знеболення і накладання на рану асептичної пов'язки хворого, якому накладено джгут, терміново доставляють в стаціонар для остаточної зупинки кровотечі.

Через кожну годину, а взимку – через кожні 30 хвилин джгут розпускають на декілька хвилин для відновлення колатерального кровотоку. Взимку джгут на кінцівці може бути до 1 години. Перед розпусканням джгута судину, що кровоточить, потрібно перетиснути пальцями. Після цього джгут затягують знову. Якщо виникає потреба тримати джгут більше 2 годин, то потрібно його зняти і накласти вище від попереднього місця накладання. Після того, як забезпечена тимчасова зупинка кровотечі, перед транспортуванням хворого необхідно здійснити іммобілізацію кінцівки з дотриманням усіх правил її виконання. В зимових умовах треба обов'язково подбати про утеплення кінцівки, на яку накладено джгут.

Переваги:

Кровоспинний стрічковий гумовий джгут дає надійну тимчасову зупинку зовнішньої кровотечі. При ярусному накладанні значно менше травмує м'язи, нерви та судини кінцівки ураженого.

Кровоспинний джгут

Авторське свідоцтво № 878271 від 7 липня 1981 р.

Описання пристрою і способу використання (рис. 49):

Кровоспинний джгут має: еластичний елемент (1), в якому є рухомий (2) та нерухомий (3) кінці, фіксатор (5), затискач (4). В затискачі зроблено два

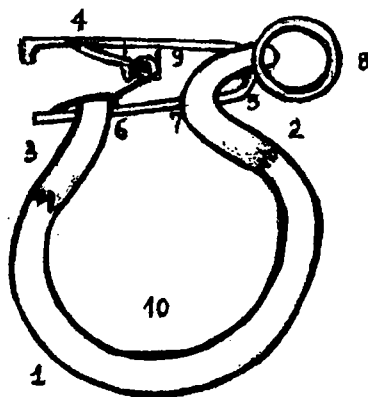


Рис. 49. Кровоспинний джгут.

отвори. Один кінець еластичного елемента проходить через отвір (6) затискача і скріплюється з ним. Другий кінець еластичного елемента проходить через інший отвір (7) затискача і має на кінці кільце (8). Цей кінець розміщений між фіксатором і затискачем. Фіксатор і затискач з'єднані пружиною (9), вісь якої паралельна затискачу і закріплена на фіксаторі.

Спосіб використання:

Під час натягання вільного кінця еластичного елемента за кільце останній просувається через отвір (7) затискача, відтискаючи фіксатор і зменшуючи таким чином петлю (10), що рівномірно стискає об'єкт, який у ній розміщений. Після припинення натягання кінця фіксатор зупиняє повернення рухомого кінця джгута в зворотньому напрямі. Під час зняття фіксатора рухомий кінець вивільняється, і при цьому зменшується стискання об'єкта, що дозволяє періодично відновлювати кровообіг органу.

Переваги:

Використання джгута дає можливість однією рукою моментально перетиснути вражену кінцівку до повного припинення кровообігу, а також здійснювати регулювання сили натягання власне джгута.

Постановою бюро Президії вченої медичної ради МОЗ УРСР від 4 листопада 1983 року (протокол № 25) визнано доцільним широке використання даного джгута і включення його до табельних засобів оснащення невідкладної допомоги і самозахисту.

Ремінь-джгут.

Посвідчення № 38 від 28 квітня 1979 р.

Описання пристрою та способу використання (рис. 50):

Джгут має еластичну тасьму (1), тобто власне джгут і жорстку пряжку, що складається з двох аналогічних частин (2 і 3), які мають на кожній з них

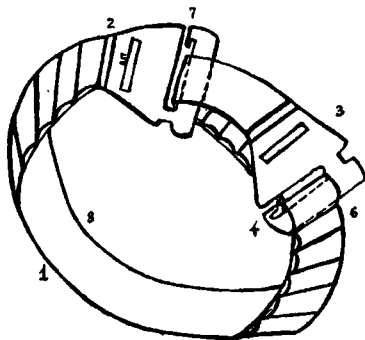


Рис. 50. Ремінь-джгут.

різноспрямовані зчіплювальні гачки (4) і по дві кріпильні скобки (5). За рахунок останніх здійснюється кріплення кожного кінця еластичної тасьми до однієї з частин жорсткої пряжки. Еластична тасьма складається з двох шарів, зшитих один з одним через рівні, так звані фіксаційні проміжки (6).

Спосіб використання:

Під час накладання джгута еластична тасьма заводиться у фіксаційну щілину (7) однієї частини жорсткої пряжки, утворюючи при цьому первинну петлю (8). Ця петля одягається на кінцівку проксимальніше від місця поранення. Вільний кінець тасьми, продітий через фіксаційну щілину (7), затягується до зупинки кровотечі. При цьому утворюється вторинна півпетля. Зчіплювальний гачок (4) частини (3) жорсткої пряжки заводиться в фікса-

ційний проміжок (6) тасьми (первинної петлі), забезпечуючи тим самим фіксацію і необхідний ефект натягання.

Переваги:

Ремінь-джгут є частиною спорядження, будучи ременем, який може використовуватися при пораненні як джгут. Його можна накладати самому собі.

Кровоспинний джгут

Посвідчення № 199 від 26 травня 1972 р.

Описання пристрою і способу використання (рис.51):

Джгут, що ми пропонуємо, складається з тонкостінної еластичної трубки (1) діаметром 12 мм і кріпильного пристрою (2). Еластична трубка із синтетичного кремнію, органічної гуми і т. п. легко сплющується при натяганні,

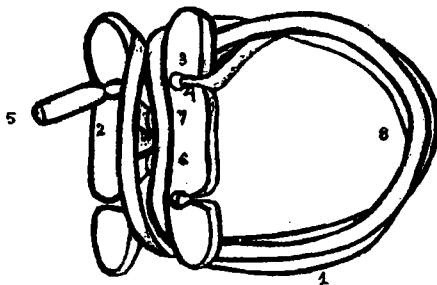


Рис. 51. Кровоспинний джгут.

утворюючи гумовий бинт, що рівномірно стягує тканини під ним при накладанні джгута. Кріпильний пристрій розмірами 90х50х5 мм, являє собою планку з пружноеластичної пластмаси (стабілізований сажею полімер, поліетилен, капрон, нейлон і т. п.). На поздовжніх сторонах кріпильного пристрою є два отвори (3), що відкриваються назовні через щілиноподібний проріз (4). В цих отворах фіксується вільний кінець джгута (5). В кріпильному пристрої є ще два центральні отвори діаметром 9 мм. Один з них (6) призначений для продівання нерухомого кінця джгута і прикріплення його за перемичку, через інший отвір (7) продивається і затягується вільний кінець джгута. Вага джгута – 50 грамів. Кріпильний пристрій є укладкою джгута.

Спосіб використання:

Вільний кінець джгута, пройшовши через центральний отвір, утворює петлю (8), яка одягається на поранену кінцівку. Після цього петля затягується до припинення кровотечі з рани. Потім джгут, утворюючи коліно, через най-

ближчий направляючий виріз підгортають під кріпильний устрій і проводять через щілиноподібний проріз (4) одного із замків і фіксують в отворі. При відповідній довжині джгута і, якщо це дозволяє характер та локалізація травми, можуть бути накладені два і більше витка з метою утворення манжети.

В порядку само- і взаємодопомоги джгут можна накласти однією рукою. Час накладання – 10–15 секунд. Ступінь стискання тканин досягається натягуванням або ослабленням витка джгута, а також зміною (числа) кількості витків. При транспортуванні пораненого вільний кінець джгута може бути фіксований в декількох місцях кріпильного пристрою.

Переваги:

Джгут може бути накладений самому собі, однією рукою, без контролю зору.

Кровоспинний, регульовано-дозуючий турнікет.

Посвідчення № 36 від 17 лютого 1986 р.

Описання пристрою (рис. 52):

Пристрій складається з панелі (1), що має: черв'якоподібний гвинт (2) з повзунком-фіксатором (3), обмежувач (4), скоби (5), ремінь (6), в якому є перфорації (7), розташовані серединно по довжині. Один кінець ремня

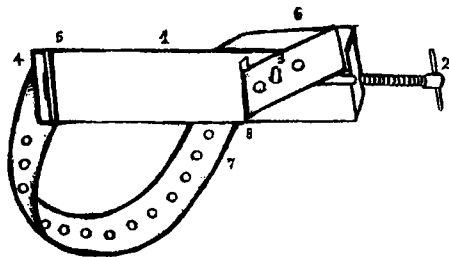


Рис. 52. Кровоспинний, регульовано-дозуючий турнікет.

фіксований на панелі, інший продітий в щілину (8) панелі. Таким чином створюється жорстке кільце, утворене панеллю і ремнем.

Спосіб використання:

Жорстке кільце одягається на вражену кінцівку (проксимальніше від місця враження), і шляхом обертання гвинта проти годинникової стрілки здійснюється натягання ремня, що призводить до зменшення діаметра жорсткого кільця. Обертання гвинта припиняється після того, як зупиняється кровотеча з враженої судини.

Переваги:

Джгут може бути накладений однією рукою, самому собі, без контролю зору.

Експрес-джгут.

Посвідчення № 41 від 7 травня 1979 р.

Описання пристрою (рис. 53):

Джгут складається із жорсткого каркаса і еластичного кільця (1). Жорсткий каркас має два роз'ємних кільця (2, 3), що утворюють жолоб для еластичного кільця. На одному з роз'ємних кілець жорстко закріплені конічні штирі (4), а на іншому кільці є отвори (5), призначені для цих штирів. На

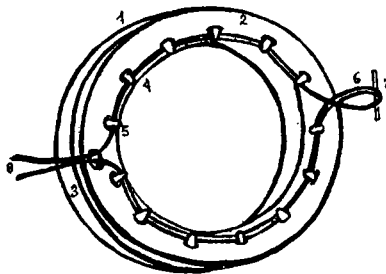


Рис. 53. Експрес-джгут.

кінцях штирів є отвори, через які проходить сталевий дріт – стальна дротяна чека (6). Петля сталевий дротяної чеки закінчується ручкою (7), а на протилежному по відношенню до петлі боці через отвір кільця виведені вільні кінці дроту (8).

Спосіб використання:

Джгут (кільце) одягається на кінцівку вище місця поранення. Для приведення його в дію необхідно висмикнути дротяну чеку. При цьому висмикується весь дріт, і відбувається роз'єднання роз'ємних кілець. В результаті цього гумове кільце скидається з жорсткого каркаса і приходить у вихідний, нерозтягнений стан, що викликає стискання кінцівки, кровотеча зупиняється.

Переваги:

Можливе, за умови попереднього розміщення пристрою на кінцівці, моментальне накладання джгута самому собі, однією рукою, без контролю зору в будь-яких ситуаціях.

«Опіковий» джгут.

Посвідчення № 180 від 7 листопада 1984 р.

Описання пристрою (рис. 54):

Джгут складається із захисного щитка (1), що є одночасно затискачем джгута. В щитку є щілина, яка призначається для проходження в ній еластичної стрічки, тобто власне джгута (2) і утворення фіксаційної петлі (3) з

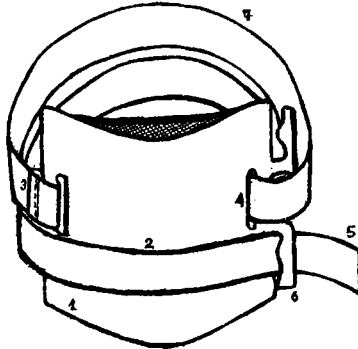


Рис. 54. «Опіковий» джгут.

метою прикріплення цієї стрічки до захисного щитка. На іншому, протилежному краї щитка є друга щілина (4) для просмикування вільного кінця (5) власне джгута. Вище і нижче цієї щілини є фіксаційна скобка замка (6). При просмикуванні вільного кінця власне джгута в щілину щитка утворюється первинна петля (7) джгута.

Спосіб використання:

Первинна петля одягається на вражену кінцівку так, щоб захисний щиток розмістився над опіковою ділянкою, а увесь джгут – вище місця поранення. На опікову ділянку накладається марлева серветка з анестезуючими засобами, а поверх неї розміщується захисний щиток джгута.

Далі здійснюється затягування первинної петлі до зменшення (або зупинки) кровотечі з рани. Потім шляхом накладання турів витків джгута (еластичної стрічки) кровотеча зупиняється повністю. Вільний кінець еластичної стрічки фіксується скобкою замка (при просмикуванні його під скобку).

Переваги:

Джгут може бути накладений на опікову поверхню, причому наявність захисного щитка дозволяє знизити травматизацію опікової поверхні. Крім того, є можливість під щиток помістити марлеву прокладку з лікувальними, зокрема, анельгезуючими, засобами. Джгут може бути накладений самому собі.

В джгуті може використовуватися і другий захисний щиток, якщо опікова поверхня охоплює всю кінцівку по колу. Даний пристрій може бути використаний при наскрізних пораненнях грудної клітки, при переломах ребер.

Шина-джгут.

Посвідчення № 52 від 2 червня 1983 р.

Описання пристрою (рис. 55):

Шина-джгут виготовлена з металу (сталь, що не піддається дії іржі) і складається з трьох частин: це три планки, одна з яких – основна (1), дві – бокові: активна планка (2) зі списоподібним фіксатором (3) і пасивна планка

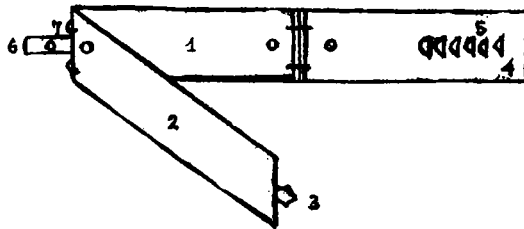


Рис. 55. Шина-джгут.

(4) з Т-подібними прорізами (5), що становлять разом зі списоподібним фіксатором замок джгута. На торцях основної планки є виступи (6), що дозволяють при відведенні в горизонтальну площину двох бокових планок, які мають шарнірні кріплення (7) з основною планкою, тримати жорстку конструкцію – шину.

Спосіб використання:

Для зупинки кровотечі пристрій накладають на кінцівку так, щоб основна частина розмішувалася на тильній поверхні кінцівки. Активна бокова планка буде стискувати тканини в ділянці розташування судини, що кровоточить. Фіксатор активної планки вводиться в отвір пасивної планки, і таким чином джгут замикається. Наявність декількох отворів на пасивній планці дозволяє накладати джгут при різному об'ємі, різному обхваті кінцівки.

При необхідності використовувати шину-джгут в ролі шини всі три планки вирівнюються в одній горизонтальній площині, що здійснюється завдяки наявності двох шарнірних пристроїв, які розміщуються біля місця зчеплення бокових планок з основною.

Переваги:

Джгут може бути накладений при пораненні підшкірних вен на плече, передпліччя, стегно, голінку. Наявність трьох кутів при замкнутому джгуті

зумовлює відсутність стиснення усіх судин, що сприяє збереженню коларетального кровотоку при стиснанні основного (магістрального) судинного стовбура, що кровоточить. Джгут може бути накладений самому собі і за допомогою стороннього. Перевагою є можливість використання джгута і в якості шини для іммобілізації кінцівки при переломах кісток.

Варіант шини-джгута (з повзунком і утримувачем).

Посвідчення № 84 від 29 червня 1984 р.

Описання пристрою (рис. 56):

Для тимчасової зупинки кровотечі на шиї при пораненні сонної артерії на різному рівні запропонований варіант шини-джгута з повзунком (8) і утримувачем (9). В цьому пристрої до основної планки (1) джгута прикріплений вертикально розміщений утримувач.

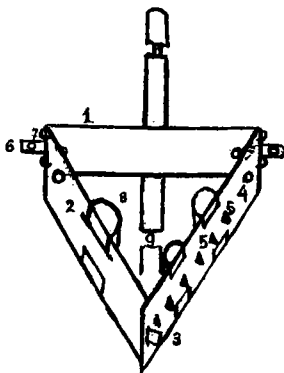


Рис. 56. Варіант шини-джгута (з повзунком і утримувачем).

Спосіб використання:

Середня частина пристрою з утримувачем розміщується на задній поверхні шиї. В залежності від рівня враження сонної артерії утримувач може бути фіксований (прибинтований) до голови та тулуба. У випадках сполученого враження (поранення сонної артерії і перелому відростків шийних хребців) утримувач виконує також функцію шини для шийного відділу хребта.

Переваги:

Запропонований варіант шини-джгута дозволяє здійснювати тиск за допомогою повзунка на сонну артерію (внутрішню яремну вену) при пораненні до зупинки кровотечі, забезпечує надійну фіксацію пристрою на шиї, що особливо необхідно при дуже високому або дуже низькому рівні поранення судин шиї, за рахунок утримувача, який прибинтовується до

голови або тулуба; можливо також при необхідності фіксувати хребет при сполученому пораненні судин шиї і переломі шийних хребців.

Турнікет (абдомінальний).

Посвідчення № 68 від 14 квітня 1986 р.

Описання пристрою (рис. 57):

Пристрій представляє собою турнікет (абдомінальний), виконаний з металу у вигляді напівсфери (1) з чотирма опорами (2). До правої та лівої частин півсфери прикріплений ремінь (3). В центрі півсфери є отвір (4) з

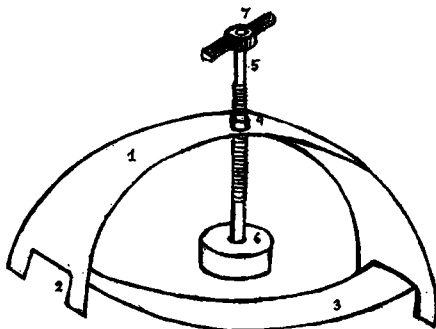


Рис. 57. Турнікет (абдомінальний).

гвинтовою нарізкою, через який проходить гвинтова вісь (5) притискаючого диска (6). Вісь має ручку (7).

Спосіб використання:

Пристрій одягається на пораненого з боку нижніх кінцівок так, щоб ремінь розташувався під попереком. При цьому притискаючий диск повинен бути приведений у крайнє верхнє положення, розміститися навпроти місця стискання черевної аорти. Шляхом обертання за годинниковою стрілкою ручки осі пристосування притискаючий диск наближається до передньої черевної стінки і через неї стискає потім червну аорту.

Переваги:

Турнікет дозволяє перетиснути червну аорту, при цьому можна дозувати силу стискання судини. Може застосовуватися і для здійснення методики “виховання колатералей” (М. І. Пирогов та ін.) при підготовці хворого до планової операції і в експерименті на тваринах.

Запропонований турнікет може бути застосований з метою зупинки кривотечі при високорівневому пораненні стегнової артерії шляхом при-

тискання зовнішньої клубової артерії до тазової кістки або шляхом притискання черевної аорти до задньої черевної стінки.

Перетискання за допомогою цього турнікета черевної аорти може бути використане також як попередній етап при оперативному методі зупинки кровотечі у випадках поранення внутрішніх артерій і вен.

Медицинський джгут-ремінь.

Авторське свідоцтво № 1040643 від 10 травня 1983 р.

Посвідчення № 39 від 28 квітня 1979 р.

Описання пристрою (рис. 58):

Джгут-ремінь (1) на кожному кінці має кріпильний пристрій (2 і 3). Він представляє собою напівпрямку, виготовлену із сталюгого дроту, у вигляді змієпо-

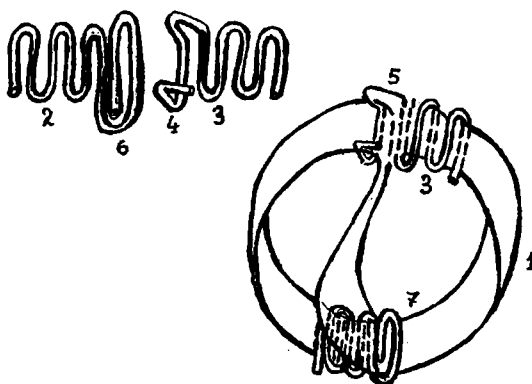


Рис. 58. Медицинський джгут-ремінь.

дібно вигнутих чотирьох колін. На кінці однієї півпрямки (3) є прямокутний гачок (4 і 5) для утримання іншої півпрямки (2) кріпильного пристрою, що має, в свою чергу, фіксаційний гачок (6). У вихідному положенні джгут використовують як ремінь, що входить до складу спорядження людини.

На низхідній частині першої за гачком (5) петлі кріпильної півпрямки (3) є одягнений і затиснений кінець джгута (стрічки) і зафіксований потім шляхом пропускання його через щілини в трьох наступних петлях. Другий кінець джгута (стрічки) фіксований в іншій півпрямці (2) шляхом пришивання його до висхідної частини другої петлі, зафіксований потім за допомогою пропускання його через щілини в трьох петлях.

Спосіб використання:

Через щілину між гачком (5) і низхідною частиною першої петлі півпрямки (3) кріпильного пристрою пропускається другий кінець еластичного

ременя, він набуває стійкого стану завдяки обмежувачам, що розміщуються з боків від нього. Утворюється при цьому первинна петля (7), яка одягається на кінцівку проксимальніше від місця поранення. Вільний кінець ремня затягується до зупинки кровотечі. Потім фіксаційний гачок (6) півпрямки 2 кріпильного пристрою підводиться під еластичний ремінь первинної петлі (7). При необхідності можливе накладання декількох витків еластичного ремня.

Переваги:

Даний варіант джгута-ремня, будучи частиною спорядження, може використовуватися як ремінь і як джгут. Його можна накладати самому собі.

Кровоспинний джгут.

Авторське свідоцтво № 1040644 від 10 травня 1983 р.

Посвідчення № 40 від 28 квітня 1979 р.

Описання пристрою (рис. 59):

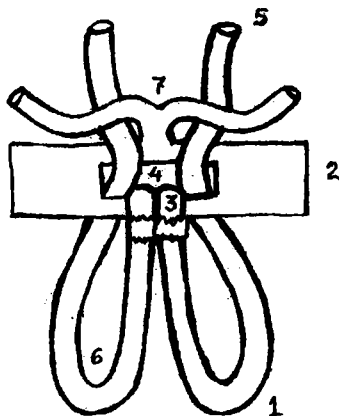


Рис. 59. Кровоспинний джгут.

Джгут складається з гумового еластичного шнура (1) і кріпильної планки (2). Один кінець (3) цього шнура закріплений, будучи просмикнутим через отвір (4) в кріпильній планці. Другий (5), вільний кінець джгута також просмикнутий через цей же отвір (4) кріпильної планки, завдяки чому утворюється первинна петля (6). На кріпильній планці є також рельєфна пружинна частина (7) для фіксації (зацімлення) вільного кінця джгута після його затягування.

Спосіб використання:

Первинна петля одягається на кінцівку проксимальніше від місця поранення. Вільний кінець джгута, просмикнутий через отвір кріпильної планки, затягується до зупинки кровотечі. Потім він вводиться в щілину між кріпильною планкою і рельєфною пружинною частиною кріпильної планки.

Переваги:

Джгут може бути накладений самому собі, однією рукою, без контролю зору. Можливе спарювання гумових еластичних шнурів з метою здійснення двохмоментного накладання джгута:

- затягування однієї первинної петлі до неповної зупинки кровотечі;
- накладання та затягування другої первинної петлі до повної зупинки кровотечі.

При збільшенні довжини кріпильної планки можливе використання її (а також одночасно з накладанням джгута) в якості шини для транспортної іммобілізації.

Можливість накладання двох первинних петель дозволяє шляхом тимчасового зняття (послаблення) другої петлі підживлення (кровозабезпечення) дистальної частини враженої кінцівки.

Кровоспинний джгут як елемент одягу.

Посвідчення № 49 від 3 березня 1986 р.

Описання пристрою (рис. 60):

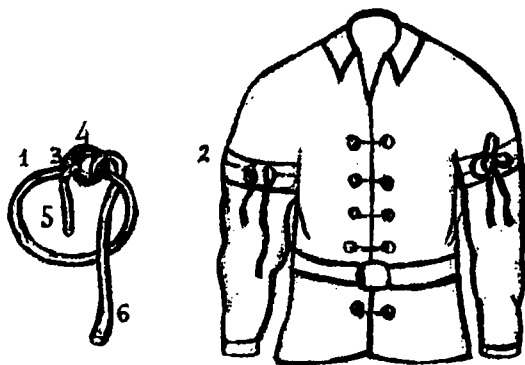


Рис. 60. Кровоспинний джгут як елемент одягу.

Джгути (1) виконані у вигляді гумового шнура або стрічки і т. п. Вони розміщуються в чохлах (2), вишитих у одяг, наприклад, – куртку: в рукави в ділянці верхньої третини правого та лівого плеча.

Одна частина джгута (3) фіксована до кільця (4) із залишеним зовні вільним кінцем (5) довжиною 8–10 см. Другий кінець (6) просмикнутий через це ж кільце, але не фіксований – вільний.

Спосіб використання:

Вільний, просмикнутий через кільце, кінець джгута (первинна петля) сильно натягається, до зупинки кровотечі, потому за рахунок цього вільного кінця робиться ще один–два витка навколо кінцівки з наступним зв'язуванням його з другим вільним кінцем. Фіксація вільного кінця можлива також за допомогою замка (посвідчення № 186 від 26 квітня 1972 р.).

Переваги:

Є можливість затягування джгута однією рукою, самому собі, без контролю зору. Джгут постійно знаходиться у працюючого і може бути ним використаний у випадку поранення верхніх кінцівок. Можливе також розташування джгутів у чохлах, що встачені у штанини спецодягу в ділянці верхньої третини правого та лівого стегна, в ділянці талії (посвідчення № 6 від 20 лютого 1996 р., № 41 від 14 червня 2000 р. та № 13 від 23 лютого 2001 р.).

Джгут повинен:

- накладатися однією рукою (без контролю зору) в порядку само- та взаємодопомоги;
- мінімально травмувати розміщені під джгутом тканини тіла;
- забезпечувати життєдіяльність та функціональну спроможність віддаленої частини травмованої кінцівки;
- регулювати дозування тиску джгута на кінцівку;
- потребувати малих зусиль для його накладання;
- бути стійким до впливу метеорологічних факторів, до стерилізації, дегазації, дезактивації та т. п.

17. АПАРАТ ДЛЯ ВІДНОВЛЕННЯ РУХОВИХ ФУНКЦІЙ “БІОМІОТОН”

В Міжнародному науково-навчальному центрі ЮНЕСКО інформаційних технологій систем НАНУ та Міносвіти і науки України, у відділі “Віоселектричного управління і медичної кібернетики” (зав. відділу – доктор мед. наук, проф. Л. С. Алєєв) розроблена нова технологія відновлення рухів у людини.

“Біоміотон” (фото 34) – ефективний апарат госпітального призначення для лікування рухових функцій у дорослих і дітей при тяжких пошкодженнях нервово-м’язової системи. Дія апарату базується на оригінальній технології формування рухів, що поєднує методи програмної електростимуляції м’язів та біологічного зворотнього зв’язку.

При деяких захворюваннях нервової системи, особливо тих, що супроводжуються порушенням рухових функцій людини, невід’ємною частиною загального комплексу заходів, спрямованих на відновлення рухових функцій, є застосування електростимуляційної терапії. Однак традиційні методи стимуляції за допомогою безпрограмних генераторів електричних імпульсів з фіксованими параметрами, зміна яких у припустимих для даного стимулятора межах виконується оператором, далеко не завжди відповідають вимогам реабілітації хворих із руховими порушеннями. Для того, щоб відновити не тільки силу уражених м’язів, а й втрачені рухові навички, потрібно одночасно стимулювати декілька м’язів за певною програмою. Навіть у найпростіші рухи втягуються декілька м’язів, що працюють у жорстких часових відношеннях. Тому виникає потреба у багатоканальних електростимуляторах, які мають певну програму послідовного включення каналів і терміну їх роботи.

Метод багатоканальної програмної електростимуляції м’язів дозволить у певному ритмі викликати комплексні рухи. При цьому руховий акт виконується за рахунок збудження тих самих м’язів, які брали участь у виконанні рухів у нормальних умовах. У випадку пошкодження центральних рухових механізмів виконання руху функціонально-динамічною групою і одночасне включення свідомої спроби до виконання дії ведуть до появи потоку імпульсів до елементів кінестатичного аналізатора, що не ушкоджені. Всякий раз начебто створюється активна умовна модель руху, яка сприяє створенню нових систем умовно-рефлекторних комплексів. У створенні останніх значну допомогу може надати біологічний зворотній зв’язок.

Якщо програмна електростимуляція м’язів забезпечує надходження у вищі відділи ЦНС пропріоцептивної аферентації, то біологічний зворотній зв’язок, що включає інші аналізатори, наприклад, зоровий та слуховий, сприяє надходженню в ЦНС у доповнення до пропріоцептивної результативної аферентації, що характерно до природних рухів.

Апарат “Біоміотон” реалізує три методи формування рухів.

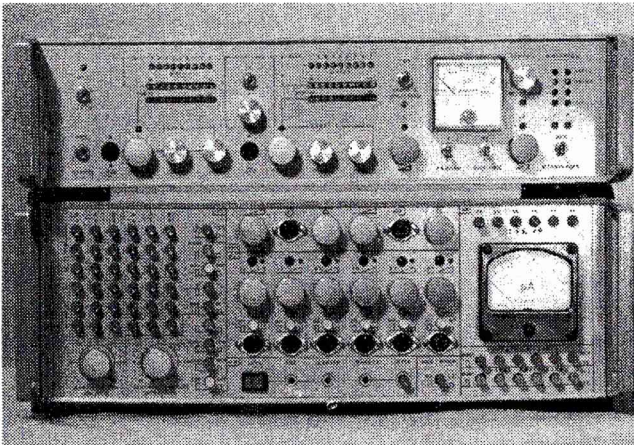


Фото34. Зовнішній вигляд експериментального зразка апарата "Біоміотон".

Електротерапія. Програмна електростимуляція. Завдяки наявності банку стандартних рухових програм та шести незалежних каналів послідовність, сила та швидкість скорочень м'язів пацієнта під впливом програмної електростимуляції слідує за обраною лікарем моделлю (програмою) руху. Програму скорочень м'язів пацієнта можуть задавати м'язи донора або власні здорові м'язи пацієнта.

Комбіноване застосування програмної електростимуляції та біологічного зворотнього зв'язку. Електростимуляція автоматично запускається по двох незалежних каналах за умов перевищування певного порога електроміограми. Остання виникає як результат активної спроби пацієнта скоротити м'язи.

Біологічний зворотній зв'язок за електроміограмою. Пацієнт довільно скорочує-розслаблює м'язи та слідує за рівнем скорочень завдяки наявності біологічного зворотнього зв'язку за допомогою стовпчикової індикації рівня електроміограми по двох незалежних каналах. Пацієнт повинен слідувати завданню – встановленому лікарем рівню скорочень.

Переваги. Завдяки існуванню різних методів формування рухів лікарю надається можливість індивідуально обирати тактику лікування і той метод, який найбільше відповідає стану рухових функцій та етапу реабілітації. Біологічний зворотній зв'язок допомагає пацієнту брати активну участь у формуванні рухів, що сприяє реабілітації.

18. МЕДИЧНА ТЕХНІКА І ВИРОБИ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ В ЛІКУВАННІ ОЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ

Сучасні засоби медичної техніки в офтальмології забезпечили концептуально новий етап розвитку цієї галузі науки та практики охорони здоров'я. Так, мікропроцесорні технології, високоточні вимірювальні системи, інструментальне забезпечення механічних пристроїв, а також багато інших новаторських нововведень забезпечили офтальмологів засобами, що дають змогу проводити лікування патології ока, яка ще зовсім недавно вважалася невинуватою драматичною та непідступною.

■ Система “Series 2000 TM Legacy” (STTL) (фото 35) виробництва фірми Alcon - офтальмологічний хірургічний прилад, створений для полегшення проведення операцій і підвищення їхньої безпеки.

Цей сучасний прилад складається з комплектуючих, що легко підключаються, і супроводжується програмним забезпеченням, що підвищує ефективність застосування. Електронна система Series 2000 TM Legacy (STTL) – є керованою мікропроцесором системою з пам'яттю і схемою введення-виведення висновку. Принцип керування дієсноється через лицьову панель.

Щораз при вмиканні відбувається автоматичне тестування системи, що передбачає різноманітні контрольні дії.

Якщо система завершує тестування успішно, автоматично встановлюється режим по замовчуванню: іригація, вимикач для ніг. Якщо система не проходить автотестування, то з'являється повідомлення про помилку. Вибір будь-якого режиму підтверджується голосом.

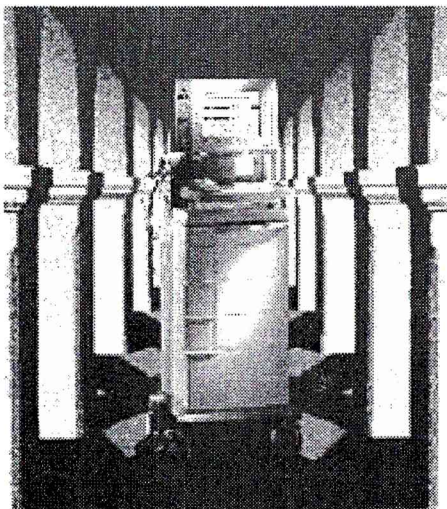


Фото 35. Система “Series 2000 TM Legacy”(STTL).

Система використовує десять різноманітних і чітко виражених звукових сигналів.

Дистанційне керування бездротове і тому може використовуватися одним із трьох засобів: пульт керування можна покласти в лоток для інструментів. Такий спосіб потребує допомоги асистента. Крім цього, упакований в стерильну оболонку пульт можна брати в руки. Можна управляти роботою з нестерильної зони.

Система іригації заснована на законах гравітації. Рідина надходить із флакона через іригаційний рукав до наконечника.

Педаль іригації підключається при вмиканні системи (по замовчуванню), або при натисканні кнопки IRR у випадку роботи в іншому режимі. Іригація забезпечується положенням педалі 1, 2, 3.

Іригація – вільний потік – вмикається при натисканні знака вільного потоку. Цей режим працює доти, поки натиснено відповідну кнопку або поки не буде обраний інший режим.

Беззупинна іригація доступна як підрежим при активних режимах вітректомії, іригації/аспірації(I/A), ультразвуку (У/З) для проведення беззупинної іригації ока. Підтримує об'єм передньої камери незалежно від положення педалі.

Беззупинна іригація активізується таким чином у режимах У/З I/A, вітректомія:

- переключення від беззупинної іригації до іншого режиму. Якщо система перебуває в режимі беззупинної іригації, іригація продовжуватиметься в іншому режимі, навіть якщо режим не підтримує її.

- переключення правого горизонтального перемикача педалі. Цей режим недоступний у режимі тестування, коагуляції.

Режим HYDROSONICS передбачає застосування наконечників HYDROSONICS, які дозволяють проводити хірургу гідродиссекцію кришталика. При цьому режимі не працює система аспірації.

Рівень ультразвукової енергії і рівень вприскування – основні параметри, що висвітлюються на дисплеї. Рівень пульсації – повторний параметр. Можливі наступні режими: 60, 70, 80, 90, 100 (імпульсів за хв).

У режимі hydrosonics ліва педаль забезпечує тільки вприскування без ультразвуку.

УЛЬТРАЗВУКОВИЙ РЕЖИМ має чотири підрежими:

- фако;
- імпульсний;
- бімодальний;
- вибуховий.

Кожний можна підключити натисканням на відповідну ділянку на дисплеї або пульта дистанційного керування.

Примітка: якщо наконечник погано під'єднаний або відключений, – у текстовому вікні з'являється символ наконечника.

Рівень ультразвукової енергії можна збільшити або зменшити через лицюву панель від 5% до 100%. Контроль потужності здійснюється або шляхом контролю за допомогою панелі керування або контролю педалі.

У/З ФАКО – ця функція встановлена по замовчуванню. Коли натиснено відповідну кнопку, з'являється напис "US PHACO" і активізуються ультразвукові наконечники. Коли активною є зазначена функція, У/З наконечники забезпечують аспірацію, іригацію та У/З. Користувач може регулювати рівень аспірації, вакууму, потужність ультразвуку в будь-який час операції за допомогою відповідних кнопок або дистанційного керування

У/З Імпульс. При роботі в зазначеному режимі потужність У/З змінюється в межах 50 % робочого циклу із запрограмованою частотою.

У/З Бімодальний режим дозволяє здійснювати лінійний контроль рівня аспірації або вакууму в положенні педалі 2, крім того, – лінійний контроль потужності У/З у положенні педалі 3.

У/З вибуховий режим дозволяє одержувати сильні імпульси У/З. Він відрізняється від інших режимів, у яких сила ультразвуку та потужність У/З фіксовані на заданих рівнях через положення педалі 3.

Режим іригації / аспірації (I/A). Можливі три підрежими: мінімум, максимум і вакуум. Кожний з обраних режимів активізується натисканням відповідної кнопки. Мінімальний режим забезпечує вільну іригацію й імпульсну аспірацію.

I/A максимальний режим забезпечує іригацію при положенні педалі 1, одночасну іригацію і аспірацію в положенні 2 і 3. Встановлений рівень вакууму для цього режиму складає 500 мм рт ст., регульований – від 0 до 500 мм рт ст.

I/A мінімальний режим при контролі панеллю керування – встановлює низький рівень вакууму (66 мм рт.ст.), а також регульований рівень – від 0 до 500 мм рт.ст. Рівень встановлюється оператором і може бути легко збільшений або зменшений. У положенні педалі 1 – іригація, при положенні 2 і 3 – іригація й аспірація.

SAPVAC-режим забезпечує іригацію і низький рівень аспірації й вакууму, що дозволяє хірургу полірувати задню капсулу кришталика після фако-емулсифікації.

Аксесуари:

– касети Max Vac забезпечують велику стабільність передньої камери і різко зменшують можливість її колапсу; зменшують коливання тиску в передній камері; дозволяють створювати більш високий вакуум із використанням голок MicroTip;

- ультразвуковий наконечник нового покоління Turbosonics із різними голками;
- фако-наконечник Маскоол із різноманітними голками;
- наконечник HYDROSONIC для проведення гідродиссекції;
- різноманітні іригаційно-аспіраційні наконечники;
- аксесуари для коагуляції (щітки, пінцети для коагуляції та двохполярний кабель);
- наконечник АТІОР для передньої вітректомії.

■ **Accurus** (фото 36) – багатофункціональний хірургічний прилад для використання в офтальмохірургії на передньому і задньому відрізках ока. Забезпечує можливість роботи з різноманітними наконечниками, що можуть розсікати склоподібне тіло і тканини, емульгувати кришталік, освітлювати задній сегмент ока і проводити діатермію для зупинки кровотечі. Вакуум використовується для видалення внутрішньоочних тканин з ока, що досягається під'єднанням шлангу від наконечника до отвору на змінній касеті. Функція іригація/аспірація використовується для обміну рідини в порожнинах ока. Іригація/аспірація здійснюється або безпосередньо через канюлю іригації або через наконечник.

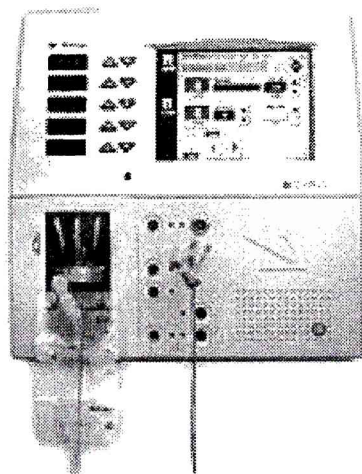


Фото 36. Система Accurus

Оператор забезпечує керування процесом, використовуючи екран графічного інтерфейсу користувача, кнопки передньої панелі, пульт дистанційного керування і педаль. Офтальмологічна система Alcon **Accurus** – складний прилад, розроблений для тривалої, надійної, безпечної роботи і простоти в експлуатації. Цей сучасний прилад був розроблений для зручності користувача, поєднуючи простоту в установці устаткування з комп'ютерним програмним забезпеченням, що підвищує ефективність використання.

Керування приладом здійснюється через тверді клавіші консолі, сенсорний екран, дистанційне керування і перемикач для ніг. Інформація надходить через цифровий світлодіодний екран (LED), кольоровий рідкокристалічний дисплей (LCD), індикатори що світяться, звукове і тактильне відчуття. Все це, у поєднанні з різноманітними насадками і наконечниками, забезпечує хірурга-офтальмолога наступним:

- графічний інтерфейс користувача для простоти експлуатації;
- подвійна герметична касета зі змінним мішком відтоку (тільки для заднього відрізка);
- пульсуючий тиск повітря, що ініціює рухи вітреоретинального ножа та ножиць ;
- пропорційний тиск повітря, що забезпечує рух ножиць і шприца контролю грузлих рідин (VFC);
- тиск інфузії / іригації для підтримки внутрішньоочного тиску;
- низький тиск повітря для обміну рідини/повітря (F/AX) посилена газова інфузія «VGFI», що вентилюється, а також довільна передня газова посилена іригація, що вентилюється “Anterior VGFI”;
- помпа для аспірації і рефлюкса;
- галогенний освітлювач для волокнистої оптики;
- задній вітреотом;
- здрібнювання (система);
- діатермія;
- факоемульсифікатор (додаткова модернізація)
- іригація / аспірація на передньому відрізку (додаткова модернізація);
- середній вітреотом (додаткова модернізація).

Запровадження команд оператора до консолі Accusig здійснюється за допомогою перемикача для ніг. Перемикач для ніг складається з педалі, правого і лівого горизонтального/вертикального перемикачів і перемикача п'ятою.

Зазвичай, педаль використовують для забезпечення керування параметрами, такими, як вакуум, з кутом натискання педалі, пропорційно початковому параметру. У деяких режимах роботи педаль використовують для забезпечення функції вкл./викл.

Праві і ліві перемикачі використовують для ввімкнення та вимкнення системних функцій.

Бездротове дистанційне управління передбачене для оперативного налаштування до роботи приладу. Кнопки на дистанційному пульті управління майже відповідають усім регуляторам на консолі. Всі регулятори активізуються підвищеною температурою; тобто освітлення в низькому відбитому світлі активізоване, коли датчик виявляє тепловий дотик руки.

Конфігурації приладу.

Система Accurus гнучко спроектована, що дозволяє модернізувати базову систему:

- Accurus 600 DS забезпечує подвійну функцію – хірургію на задньому і передньому відділах;

- Accurus 400 VS є вітреоретинальною системою;

- Accurus 300 VS є базовим варіантом вітреоретинальної системи;

- Accurus 200 PS є факоемальсифікатором із помпою вентурі.

Можливе використання численних аксесуарів із приладом:

- ультразвуковий наконечник Turbosonics;

- ультразвуковий наконечник Maskool;

- різноманітні ультразвукові голки найостанніших моделей, у тому числі всі голки, що можуть використовуватися з факоемальсифікатором STT Legacy 2000;

- зонд Accurus для вітректомії;

- зонд Innovit для вітректомії з пневматичним радіальним принципом перетину і частотою перетинів до 1200 у хвилину;

- наконечник для екструзії;

- іригаційно-аспіраційний наконечник UltraFlow із різноманітними іригаційно-аспіраційними голками;

- іригаційно-аспіраційний наконечник Threaded із різноманітними іригаційно-аспіраційними голками;

- MPC ножиці для вітректомії;

- наконечник АПІОР для передньої вітректомії;

- оптоволокнистий освітлювач;

- наконечник АПІОР для передньої вітректомії;

- двополярні щітки для коагуляції;

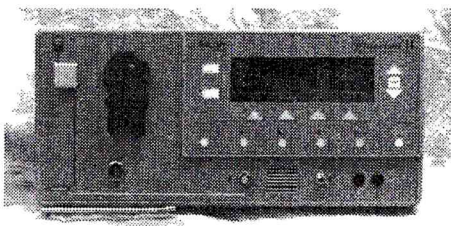
- пінцет для коагуляції;

- набір для вприскування і видалення густих рідин;

- набір для здійснення обміну рідина-газ.

■ Факоемальсифікатор Universal II Cavitron/Kelman.

Факоемальсифікатор Universal II (фото 37) виробництва фірми Alcon для хірургів є кращим вибором для освоєння техніки факоемальсифікації як досвідчених, так і для починаючих. Факоемальсифікатор Universal II Cavitron/Kelman – багатофункціональний хірургічний прилад, що використовується для операцій на передньому відділі очного яблука. Контроль роботи приладу здійснюється через передню панель і педаль хірурга для пі:



*Фото 37. Факоемусифікатор
Universal II.*

ратор видаляє речовину з очного яблука. Висікання склоподібного тіла виконується невеличким ножем, розташованим біля голки вітреального наконечника. Коагуляція використовується для припинення кровотечі. Крім того, режим фрагментації доступний при підключенні до Universal Microtome Vitrectomy System (UMVS) за допомогою серійного з'єднання, дозволяючи хірургу провести лenseктомію через плоску частину війчастого тіла. Факоемусифікатор Universal II Cavitron/Kelman. Характеристика приладу Universal II:

- портативна, настільна конструкція;
- мікропроцесорний контроль;
- три програмовані осередки пам'яті;
- лінійний контроль педаллю для ніг;
- потужність ультразвуку в режимі ультразвук (У/З);
- рівень вакууму в режимі іригація / аспірація (І/А);
- напруга при режимі коагуляція (Coag) ;
- самоналаштовуваний (беззупинно) п'єзо-електричний ультразвуковий (U/S) наконечник;
- забезпечує керування одноразовим ножем, що відтинає, (АТІОР), виробництва компанії Alcon.

Ультразвук (U/S) регульований вакуумний й аспіраційний рівень в режимах:

- іригація/аспірація (І/А);
- беззупинна іригація;
- біполярна коагуляція;
- звуковий супровід (сигналізація) для усіх функцій;
- можливість проведення фрагментації при підключенні до вітреотому Universal Microtome Vitrectomy System (UMVS), виробництва компанії Alcon;
- набори трубок одноразового і багаторазового використання.

- Прилад має такі можливості:
- факоемусифікація, іригація й аспірація;
 - висікання склоподібного тіла;
 - коагуляція.

Факоемусифікація здійснюється завдяки ультразвуковій емульсифікації. Іригація забезпечує заміну рідини в очному яблуці, у той час як аспі-

Universal II укомплектований мікропроцесором, що призначений для контролю усіх основних функцій і діагностики несправностей. Текстовий екран дисплея інформує оператора про функціональний стан системи.

Universal II спроектовано, сертифіковано, зареєстровано у відповідності до вимог IES 601 та UL544 – стандартів для медичного електричного устаткування.

Електронне оснащення приладу забезпечує автоматичне тестування системи, що ініціюється при вмиканні. Після успішного завершення автотестування, прилад переходить у режим іригації (I). Якщо система не пройшла автотест, на екрані дисплею висвітлюється повідомлення про помилку, ідентифікується несправність.

Рідини і система контролю рідин.

Іригаційна система – діє на принципі подачі рідини самотоком, витіканням із іригаційного джерела через іригаційний клапан із затиском до наконечника. Висота іригаційного джерела визначається від центру іригаційної крапельниці до очного яблука пацієнта.

Аспіраційна система, створюючи вакуум перистальтичною помпою, видаляє рідину з очного яблука. Помпа спроможна забезпечити швидкість потоку до 40 см куб/хв і вакуум більше, ніж 400 мм рт. ст.

Функція рефлюкса активізує виштовхування рідини з наконечника в зворотньому напрямку, таким чином ліквідуючи блок подачі рідини, що виник внаслідок обтурації провідних шляхів. Функціонування рефлюкса можливе у всіх режимах, за винятком режимів іригації і коагуляції.

У режимі безупинної іригації відчиняється іригаційний затискний клапан, що забезпечує безупинну подачу рідини до очного яблука, незалежно від того, натиснена педаль для ніг, чи ні. Безупинна іригація можлива у всіх режимах, за винятком режиму коагуляції. Режим безупинної іригації активізується при вмиканні правого перемикача педалі для ніг.

Ультразвукова система (УЗ).

Режим “Контроль хірургом” – у даному випадку – сила ультразвуку, що подається до наконечника, є пропорційною силі натискання на педаль (від 0 до максимально заданої). Мінімальна сила складає 5%, максимальна – 100%.

Система висікання склоподібного тіла забезпечує виконання іригації, аспірації і висікання, використовуючи пневмокерований вітреальний ніж виробництва Alcon (АТІОР). Рівень вакууму контролюється хірургом за допомогою педалі для ніг. Діапазон рівня вакууму становить від 0 до 400 мм рт. ст. Швидкість висікання регулюється від 50 до 400 перетинів у хвилину.

Система коагуляції. Режим “Контроль хірургом” – у даному випадку потужність коагуляції, що подається до наконечника, є пропорційною до сили натискання на педаль. Потужність коагуляції коливається в межах від 30% до 100%.

Режим “Панель керування” – у даному випадку напруга коагуляції, що подається до наконечника, є заздалегідь заданою. Потужність коагуляції може бути збільшеною або зменшеною в межах від 30% до 100% шляхом натискання на кнопки (збільшити/зменшити).

У комплекті з приладом поставляються численні аксесуари:

– ультразвуковий наконечник Turbosonics 375 (розроблений для системи нового покоління LEGACY) з різноманітними ультразвуковими голками;

– ультразвуковий наконечник з різноманітними ультразвуковими голками;

– наконечник АТІОР для передньої вітректомії;

– ірігаційно-аспіраційний наконечник Ultraflow;

– ірігаційно-аспіраційний наконечник Threaded;

– щітки для коагуляції;

– пінцет для коагуляції.

■ Summit Autonomous «Ладар Віжн».

“Ладар Віжн” є ексимерною лазерною системою (довжина хвилі 193 нм) для виконання рефракційної хірургії. Завдяки системі активного спостереження за рухом ока разом із напрямком лазерного променя, відповідно до відстеженого переміщення ока забезпечує чітке влучення кожного лазерного імпульсу на відповідно задану ділянку рогівки.

Принцип дії приладу полягає у послідовному випалюванні ділянки рогівки саме такої форми, яка є необхідною для зміни параметрів поверхні і корекції оптичної сили рогівки за допомогою лазерних імпульсів.

Система “Ладар Віжн” дозволяє отримати дуже гладку поверхню рогівки після операції.

“Ладар Віжн” має систему спостереження за напрямком руху ока, яка забезпечує стабілізацію робочого променя лазера і усуває наслідки рухів ока під час операції. Вузький робочий промінь контролюється високоточною системою наведення, яка домагається оптимальної післяопераційної форми і гладкості рогівки.

“Ладар Віжн” містить у собі пристрій для фіксації голови і ліжка пацієнта. Пацієнт розміщується безпосередньо під вихідним отвором лазера на спині і дивиться догори у вихідний отвір. Для додаткового комфорту передбачене підкладання валика під коліна пацієнта. Хірург під час процедури перебуває за робочим мікроскопом. Мікроскоп забезпечує чотири градації збільшення. Збільшення може бути змінене в будь-який час протягом процедури.

Хірург контролює роботу лазера за допомогою педалі для ніг. Контрольна панель і монітор комп’ютера розташовані в такий спосіб, що забезпечує дос-

туп асистента й одночасно дозволяє хірургу бачити зображення на екрані монітора під час операції.

Напрямок руху лазерного променя проходить догори в оптичний блок, звідки через вихідний отвір прямує вниз до ока пацієнта. Мікроскоп хірурга, який розташований в оптичному блоці, залишається ізольованим від лазерного променя. Оптична частина системи спостереження за спрямуванням ока також розташована в оптичному блоці і містить у собі пересувні відбиваючі дзеркала, які компенсують будь-яке переміщення ока.

“Ладар Віжн” використовує активну систему відстежування рухів ока під час операції. Слово «активна» підкреслює дві важливі характеристики. По-перше, система активно стежить за положенням ока, опромінюючи його інфрачервоними імпульсами (905 нм) й аналізує характеристики відбитих імпульсів. Цей вимір здійснюється 4000 разів у секунду з тим, щоб відстежити навіть найшвидші рухи ока.

З іншого боку, “Ладар Віжн” активно компенсує відслідковане переміщення ока замість відключення робочого променя коли переміщення перевищило визначені межі. Система містить у собі два дзеркала, які постійно переміщуються, утримуючи лазер у центрі «поля видимості» робочого променя.

Окремий набір дзеркал використовується для пересування лазерного променя в межах “поля видимості” і подають імпульси лазерного випромінювання, що випалюють рогівку, відповідно визначеній програмі.

Система забезпечує подачу кожного випалюючого імпульсу у конкретне місце на рогівці навіть при істотних рухах очей.

■ **Система “532 EYELITE”** – фотокоагулюючий офтальмологічний лазер, що генерує видимий зелений лазерний промінь з довжиною хвилі 532 нм, і видимий направляючий промінь діодного лазера з довжиною хвилі 670 нм (670 нм – це середнє значення між 660–680 нм).

Лазер EYELITE призначений для лікування проліферативної діабетичної ретинопатії, макулодистрофії, відшарування сітківки.

Лазер EYELITE дозволяє:

- регулювати час експозиції (від 0,01 мс до безупинного випромінювання);
- регулювати потужність випромінювання (від 0,03 Вт до 2Вт);
- індикувати обрану потужність випромінювання;
- регулювати інтенсивність направляючого променя;
- забезпечити режим випромінювання повторюваними імпульсами;
- регулювати тривалість міжімпульсних інтервалів (від 100 м/с до 1000 м/с);
- регулювати розміри плями (від 50 до 1000 мікрон);
- приєднувати захисні фільтри для хірурга.



*Фото 38. Фотокоагулюючий лазер
532 EYELITE.*

Оснащений зручним дисплеєм контролю лазера.

Цей дисплей є сполучною ланкою між хірургом і системою. Він повідомляє про: обраний апарат, тривалість міжімпульсного інтервалу, кількість спалахів, збої в роботі.

Дисплей EYELITE.

1. Назва апарата відповідає вибору, зробленому хірургом, що використовував кнопку “Вибір приладу”.
2. Вказує імпульсний режим і міжімпульсний інтервал.
3. Вказує кількість зроблених пострілів.
4. Кожне повідомлення інформує хірурга про стан системи. Кожне підказування повинне підтверджуватися натисканням ключа “Підтвердження”.

Принцип дії: лазерний промінь, в основному, поглинається пігментними структурами ока. Це: гемоглобін-оксигемоглобін, меланін. Хірург контролює потужність, розмір світлової плями, час експозиції лазерного променя, спрямованого на ціль. В результаті поєднання цих чинників відбувається термічний вплив на тканину (фотокоагуляція). Один або декілька параметрів можуть бути змінені. У клінічній практиці потужність випромінювання, як правило, змінюється, а розмір світлової плями і час експозиції є постійними.

Зелений лазерний промінь (532 нм) має характеристики поглинання, подібні жовтому лазерному променю на барвниках довжиною хвилі 577 нм. Це значить, що промінь із довжиною хвилі 532 нм в більшій мірі поглинається гемоглобіном і меланіном, і в меншій – ксантофілом. У будь-якому випадку необхідно підбирати параметри лазерного випромінювання, поки не буде досягнуто бажаного результату лікування. Для того, щоб досягти однакового терапевтичного ефекту при застосуванні лазерного променя довжиною хвилі 532 нм, необхідна менша потужність, ніж при використанні аргонного лазера. Проте добір енергії слід починати з рівня більш низького, ніж пропонується для аналогічних маніпуляцій з аргонним лазером.

Лазерний промінь досягає тканин за допомогою:

- щілинної лампи;
- ендозонда;
- аспіраційного ендозонда;
- лазерного непрямого офтальмоскопа.

При використанні щілинної лампи для досягнення очного дна, як правило, застосовують різноманітні контактні лінзи. Ці лінзи допомагають фокусувати лазерний промінь на різноманітних ділянках ока.

Гарантія 1 рік. Можливість післягарантійного обслуговування.

Варіанти комплектації.

1. Прилад може бути укомплектований такими видами щілинних ламп:

- Zeiss;
- HaagStreit.

2. Прилад може бути укомплектований такими видами столиків для щілинних ламп:

- Topcon (для лампи Zeiss);
- Topcon (для лампи HaagStreit).

3. Лазер можуть поставляти разом із мостом (Yag-EyeLite), який дозволяє використовувати лазери Yag і EyeLite виробництва фірми ALCON з однією загальною щілинною лампою CSO.

4. Лазер може бути укомплектований ендозондами різноманітної конфігурації (як прямими, так і вигнутими).

5. Лазер може бути укомплектований непрямим лазерним офтальмоскопом.

■ **3000 LE YAG лазерна система** (рис. 61) надає офтальмологам можливість проводити точну і безпечну задню капсулотомію.

Принцип дії YAG лазера полягає у випромінюванні променя інфрачервоного світла з довжиною хвилі 1064 нм, що концентрує задану кількість енергії у фокусі приблизно 11 мікрон із достатньою енергетичною щільністю, щоб створити малий “плазмовий ефект”. “Плазмовий ефект”, у свою чергу, викликає акустичну хвилю, що руйнує суміжну тканину. Це явище відоме як «фоторуйнівний ефект».

Оскільки енергія впливу збільшується, розмір сформованої плазми також збільшується, викликаючи таким чином велику і більш сильну акустичну хвилю. Коли енергія зростає, необхідно сфокусувати промінь глибше від мембрани для створення умов її проникнення. Це є особливо важливим для запобігання можливому пошкодженню плазмою IOL та її розтріскуванню або

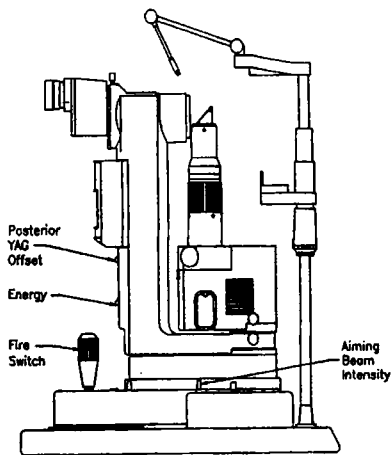


Рис. 61 Лазерна система LeE YAG.

руйнації і дозволяє супутній ударний хвилі збільшитися до свого найбільш ефективного розміру.

Зворотнє застосування – коли використовують нижчі рівні енергії, при цьому фокус повинен бути перенесений ближче до мембрани.

3000 LE YAG має особливий контроль (керування) заднього зсуву (offset), що дозволяє вибрати розмір задніх розфокусувань YAG енергії за допомогою навідних променів.

Для забезпечення прицілювання Alcon використовує червоний діодний лазерний промінь видимого світла. Це малопотужне діодне лазерне світло є фокальним із щільною лампою і коаксіальним із YAG лазером.

Панель керування відображає всі експлуатаційні режими, такі як:

- енергія;
- число імпульсів, а також містить перемикачі для вмикання таких функцій, як тестовий постріл лікувального лазера і вибір числа імпульсів.

Інший важливий дисплей на цій панелі - MODE (РЕЖИМ) роботи. Коли прилад встановлений у черговий режим, автоматично блокується “стрілянина” лікувального лазера. Якщо натиснено на перемикач режиму готовності, прилад встановлюється в режим готовності і, якщо натиснено кнопку вмикання постріла на джойстику, то лікувальний лазер зробить постріл. Перед введенням у режим готовності необхідно обрати енергію лікувального лазера. Це здійснюється вручну обертанням ролика нижнього регулятора на біноклярному штативі. Значення енергії відображаються на панелі керування. Також може бути ініційована функція контролю заднього зсуву YAG.

Прилад може бути вимкненим лазерним перемикачем on/off (вкл./викл.) і поворотом ключа перемикача.

Можливе комплектування приладу численними аксесуарами:

- Abraham лінзи для іридектomії;
- Abraham лінзи для капсулотомії;
- Wise лінзи для іридектomії;
- пристрій для регулювання збільшення;
- захисні окуляри.

ВИСНОВКИ

Інформаційні потоки в усіх галузях діяльності медицини стрімко ростуть, що спричинило проблему «інформаційного вибуху». Застосування техніки породжує певні протиріччя між єдністю системи лікар–хворий і виявляється тенденцією віддалення лікаря від хворого в результаті розширеного застосування техніки. Технізація, індустріалізація, спеціалізація – ось сучасні тенденції розвитку охорони здоров'я. Нині у світі офіційно нараховується 173 лікарські професії. При цьому лікар-фахівець інколи зустрічається з хворим лише один або декілька разів, він змушений вивчати нові і нові потоки хворих. І тут, звичайно, в де чому має рацію Антуан де Сент-Екзюпері, який підкреслює важливість простого людського контакту між лікарем і хворим. «Життя коротке, шлях мистецтва довгий, зручний випадок скоро минулий, досвід зрадливий, роздуми важкі» – говорив в одній із заповідей Гіппократ. Тому не лише сам лікар повинен бути готовим зробити все, що від нього залежить, але й хворий, і оточення, і всі зовнішні обставини повинні сприяти лікарю в його діяльності. І, звичайно, дуже важливо спрямувати всю потужність медичної техніки на полегшення і покращання діяльності лікаря, звільнення його від рутинної роботи. В медицині машини не замінюють лікаря, а допомагають йому. Тому що, якими б досконалими вони не були, вони створюються людиною і для людини.

«...В медицині немає двох світів: світу лабораторії і світу клініки, світу духу і світу тіла. Є один єдиний світ, в якому відбуваються безмежно складні явища... Усвідомлюючи єдність людського організму, справжній лікар одночасно лікує і відчай, і органи порушення, які він породжує. Важливість місії лікаря складає його відмінність від всіх інших громадян», – так Андре Моруа характеризував діяльність лікаря. Щоб успішно виконувати цю місію, не відставати, а широко використовувати в медицині сучасні досягнення точних наук, необхідно розвивати нову систему мислення – «кількісні категорії», доповнивши ними «якісні поняття», які широко використовуються тепер у практичній медицині. Недаремно єгипетські жреці, віддаючи своїх дітей для вивчення вільних мистецтв, хотіли насамперед, щоб вони вивчали геометрію. «Батько медицини» Гіппократ наставляв свого сина Фесалія, щоб він наполегливо вивчав арифметику і геометрію для застосування їх в медицині.

Ці заповіді нині, як ніколи, актуальні. Медичній науці необхідні лікарі з технічною підготовкою та інженери, ознайомлені з медициною. Спеціалісти поки що не дійшли до єдиної думки: чи зможе комп'ютер стати самостійним діагностом, чи обмежиться роллю накопичувача і зберігача біоме-

дичної інформації. До речі, ця роль під силу ЕОМ вже сьогодні. Тепер очевидно, що машина може утримувати в своїй пам'яті більше симптомів різних хвороб, ніж найосвіченіший лікар. І вона не лише пам'ятає, а й на основі спеціальної програми порівнює факти і судження, роблячи все це з недоступною для людини швидкістю.

Відомий такий випадок. Одного разу в комп'ютер були введені детальні відомості про старого чоловіка, який був доставлений вночі машиною "швидкої допомоги" в клініку. Поганий загальний стан, задишка. Все говорило про те, що у хворого серцевий напад. Таким було припущення лікаря, яке, проте, потребувало підтвердження. Дані ввели в ЕОМ. Порівнявши й проаналізувавши їх (відсутність болю в ділянці грудної клітки, перенесений раніше серцевий напад, нормальний тиск крові, запис в історії хвороби про цукровий діабет), машина відкинула більше десятих запропонованих захворювань і швидко видала повідомлення: "Попередній діагноз – цукровий діабет". ЕОМ запросила дані про рівень цукру у крові. Він виявився дуже високим. Машина задала цілий ряд інших питань, пов'язаних із передбачуваним захворюванням, і несподівано заявила: "Відкинути діагноз цукровий діабет". Потрібно було дати відповідь на нові діагностичні запитання про шуми в серці, про результати прослуховування дихання і рентгенообстеження грудної клітки... Через декілька хвилин комп'ютер встановив заключний діагноз: "У хворого серцевий напад". На всю цю роботу ЕОМ витратила буквально кілька хвилин, тоді як лікарю, щоб прийти до такого висновку, необхідно кілька днів.

Намагаючись зазирнути в майбутнє, на роки вперед, М.Амосов змалював таку картину. Людина звернулася в поліклініку або лікарню. Розмова з лікарем. Всестороннє обстеження із застосуванням різноманітної апаратури: рентген, ультразвукове зондування тощо. Діагностичні машини самі записують і розшифровують криві. Аналізують "швидкі думки", масивні обсяги інформації, надаючи лікарю дані про стан усіх основних органів. Розпізнаючи захворювання, радять, як краще вилікувати пацієнта. Інформаційно-пошукова система швидко видає будь-які дані. Все це, вважав М.Амосов, буде можливим за умови широкого застосування сучасної техніки в медицині.

Нині рівень діагностики та лікування захворювань в значній мірі визначається рівнем використання інформаційних технологій у вирішенні завдань діагностики та лікування. Під рівнем використання інформаційних технологій у медицині маємо на увазі не тільки поліпшення якості медично-лікувальної апаратури та систем, а й поліпшення якості інформатизації медичної галузі в цілому. Останнє може бути досягнуто за рахунок створення єдиного медико-інформаційного простору.

В Міжнародному науково-навчальному центрі ЮНЕСКО інформаційних технологій та систем НАН України та Міносвіти і науки України розроблено та науково обгрунтовано концепцію і архітектуру єдиного медико-інформаційного простору як взаємопов'язаної ієрархічної мережі госпітальних інформаційних систем і базових інформаційних вузлів регіонального та державного рівнів. Реалізація такого простору дасть змогу підтримувати високий рівень кооперації госпітальних закладів, обміну досвідом та знаннями щодо найновіших методів діагностики та лікування, а також сприятиме раціональній координації роботи всіх госпітальних закладів з боку адміністративно-управлінського апарату.

Власне, єдиний медико-інформаційний простір – це колективний медичний інтелект, який відкриває нові можливості діагностики та лікування захворювань в умовах територіальної роздрібненості лікувально-оздоровчих структур.

БІБЛІОГРАФІЯ

1. “Проблемы создания техн. средств для диагностики и лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы”, всесоюзная науч.-техн. конф.: III всесоюзная научно-техническая конференция (Львов, 20–23 сентября 1990 г.): Тез. докл. – Львов: 1990. – Ч.1. – 115 с.
2. Аппарат электромагнитной милливолновой терапии / И.Алпатов, Н.Загуральский, В.Сафонов, Л.Соколовская // Укр. журн. мед. техніки і технології. – 1999. – №2–3. – С.14–17.
3. Бальнеологические ванны // Новые мед. технологии. – 2001. – №2. – С.46–47.
4. Блинов Н.Н., Горелик Ф.Г. Современные возможности традиционной флюорографии // Мед. техника. – 1999. – №4. – С.30–34.
5. Блинов Н.Н., Мазуров А.И. Медицинская рентгентехника на пороге XXI века // Мед. техника. – 1999. – №5. – С.3–6.
6. Богомолец О. Использование хирургических лазеров в дерматологии и косметологии // Укр. журн. мед. техніки і технології. – 1999. – №1. – С.71–72.
7. Бучинский С.Н. Гидроколонтерапия – древний метод лечения в современном исполнении // Новые мед. технологии. – 2001. – №1. – С.27–30.
8. Вайсман М.В., Прилуцкий Д.А., Селищев С.В. Программируемый имитатор электрокардиосигналов // Мед. техника. – 2000. – №2. – С.34–37.
9. Вассерман Л.И., Червинская К.Р., Щелкова О.Ю. Применение технологии инженерии знаний для психологической диагностики с помощью персональных компьютеров // Мед. техника. – 2000. – №2. – С.20–24.
10. Вироби медичного призначення в Україні: Довідник. – К., 2000. – 560 с.
11. Гималайский М. Как организовать кабинет ультразвукового исследования // Новые мед. технологии. – 2001. – №2. – С.6–8.
12. Гималайский М. Рынок эндоскопического оборудования // Новые мед. технологии. – 2001. – №2. – С.30–33.
13. Горелик Ф.Г. Проявочные машины в отечественной рентгенографической практике // Мед. техника. – 2001. – №5. – С.40–44.
14. Гундаров В.П., Кавалеров Г.И. Развитие стандартизации и сертификация качества медицинских изделий // Мед. техника. – 2001. – №3. – С.4–8.
15. Девко В.Ф. Про проблеми й актуальні завдання розвитку в Україні галузі медичного приладобудування // Укр. журн. мед. техніки і технології. – 2001. – №1. – С.9–13.
16. Дзюрак В.С., Гайсенюк Ф.З. Експериментальна модель пристрою для екстракорпорального руйнування конкрементів // Укр. журн. мед. техніки і технології. – 2001. – №1. – С.14–17.

17. Діагностично-лікувальна система для мікрохвильової резонансної терапії / С.Сітько, Ю.Скрипник, В.Манойлов, О.Яненко // Укр. журн. мед. техніки і технології. – 1999. – №4. – С.23–26.
18. Дудковская М.А. Физико-технические основы эндоскопии. Эндоскопы и лапароскопы. Сопутствующие методики и инструментарий: Уч.-метод. разработка по медицинской и биологической физике для студентов медицинских вузов. – Минск, 1998. – 20 с.
19. Еняков А.М. Метрологические проблемы испытаний медицинского ультразвукового оборудования // Мед. техника. – 2001. – №3. – С.20–21.
20. Жданова Н., Жданов А. Анализ патентной ситуации в Украине в области создания медицинской техники: Аналитический обзор // Укр. журн. мед. техніки і технології. – 1998. – №3. – С.3–8.
21. Задачи медицинского мониторингирования / Н.И.Калядин, П.Г.Кузнецов, В.А.Леменков, М.Д.Ходырева // Мед. техника. – 1999. – №4. – С.10–14.
22. Зайцева В.В., Сонькин В.Д. Оздоровительные технологии XXI века: реалии и перспективы // Мед. техника. – 2000. – №6. – С.24–29.
23. Исаев А.К. Магнитно-инфракрасный лазерный терапевтический аппарат с фоторегистратором “Милта-Ф” – прибор для диагностики, прогнозирования и лечения воспалительных заболеваний придатков матки // Мед. техника. – 2001. – №6. – С.42–44.
24. Кантер Б.М. Методы и средства малодозовой цифровой флюорографии // Мед. техника. – 1999. – №5. – С.10–13.
25. Карпенко Г.Н., Берлин Г.С., Барсуков И.И. Применение механотронной техники в медико-биологических исследованиях / Под ред. А.Ю.Аксельрода. – Саратов: Из-во Саратовского ун-та, 1991. – 182 с.
26. К вопросу создания цифрового рентгеновского маммографа / В.Девко, О.Моргун, А.Ломако, К.Голубинский и др. // Укр. журн. мед. техніки і технології. – 1999. – №1. – С.73–77.
27. Компьютерные медицинские мониторы: состояние и перспективы / Н.И.Калядин, П.Г.Кузнецов, В.А.Леменков, М.Д.Ходырева // Мед. техника. – 1999. – №5. – С.34–37.
28. Конверсия, приборостроение, медицинская техника: Материалы Междунар. науч.-техн. конф., (6–8 окт. 1999 г., г. Владимир) / Редкол.: В. П. Легаев и др. – М., 1999. – 259 с.
29. Кочетова Г.П., Рожкова Н.И., Чикирдин Э.Г. Специальные инструменты для инвазивных вмешательств на молочной железе // Мед. техника. – 2001. – №2. – С.18–21.

30. Красильников А.А. Медицинские приборы, основанные на использовании управляемого разрежения // Мед. техника. – 1999. – №5. – С.39–40.
31. Лазеры в эндоскопии / В.Н.Запорожан, В.В.Грубник, Б.К.Поддубный, Т.А.Золотарева, П.П.Шипулин. – К.: Здоров'я, 1998. – 206 с.
32. Левашенко Г.И. Облучение крови ультрафиолетовым излучением // Мед. техника. – 1999. – №3. – С.30–32.
33. Матвеев Е.В., Надеждин Д.С. Развитие инструментальных технологий оценки высших психических функций в норме и патологии // Мед. техника. – 1999. – №1. – С.18–20.
34. Медико-техническое обеспечение вневрачебного мониторингирования состояния здоровья человека / В.А.Викторов, Е.В.Матвеев, В.П.Гундаров, А.Н.Варин / Мед. техника. – 1999. – №1. – С.3–5.
35. Медицинская техника : 1150 наименований мед. техники. 500 фирм-производителей в России : Каталог / Гос. ком. Рос. Федерации по стандартизации, метрологии и сертификации. Всерос. науч.-исслед. ин-т стандартизации – [М.] АСУ-Импульс [1999]. – 186 с.
36. Медицинская техника: Сб. науч. тр. / Редкол.: Ю. С. Васильев (отв. ред.) и др. – СПб, 1995. – 96 с.
37. Медичні інструменти. Класифікація та призначення: (Рос.-укр. слов.-довід.) / Авт.-упоряд.: П.В.Олійник та ін. – Львів: Світ, 1996. – 149 с.
38. Минцер А.П. Проблемы “интелтуализации” медицинской техники // Электроника и связь. – 2001. – №11. – С.6–9.
39. Миняйлик Г.М. Итоги, перспективы стандартизации и сертификации медицинских изделий // Мед. техника. – 2001. – №3. – С.3–4.
40. Мирошниченко С. Робототехника и новые хирургические методики // Новые мед. технологии. – 2001. – №3. – С.52–54.
41. Мониторинг и диагностика функций дыхания в условиях применения телемедицинских технологий / В.А.Лопата, И.И.Кацан, Б.И.Лупина, Ю.С.Синекоп // Электроника и связь. – 2001. – №11. – С.78–80.
42. Москаленко В.Ф., Горбань Є.М., Яненко О.П. Організація метрологічного забезпечення апаратури квантової медицини в Україні // Укр. журн. мед. техніки і технології. – 2000. – №1–2. – С.4–7.
43. Мубаракшин Р.Г. Вопросы стандартизации и сертификации изделий медицинской техники // Мед. техника. – 2001. – №3. – С.22–23.
44. Наружный электрокардиостимулятор для профилактики фибрилляции предсердий / В.В.Тризна, В.В.Алеев, И.В.Антонченко, М.Л.Кандинский, С.В.Попов // Мед. техника. – 2001. – №6. – С.28–30.

45. Новые технологические средства в медицинской диагностике / В.А.Федоров, Ю.Н.Анатонов, М.В.Геворкян, А.В.Фомин и др. // Мед. техника. – 1999. – №6. – С.34–41.
46. Оборудование общего назначения для больниц и частных практик. Больничные койки: Проспект. – [Б.м. и г.]. – 19 с.
47. Особенности цифровых электронно-оптических систем для рентгенодиагностики / Н.Н.Блинов, Э.Б.Козловский, С.И.Лузин, А.Ю.Первов и др. // Мед. техника. – 1999. – №5. – С.24–26.
48. Попечителей Е.П., Корневский Н.А. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника: Теория и проектирование. – Курск, 1999. – 88 с.
49. Попова О.Б., Березуцкий Н.Т. Информационные технологии в здравоохранении для моделирования процессов принятия решений по данным медицинского мониторинга // Мед. техника. – 1999. – №2. – С.26–28.
50. Применение фотоультразвуковой технологии для лечения инфицированных ран / В.П.Жаров, Ю.А.Меняев, Ю.В.Горчак, Г.Н.Змиевской и др. // Мед. техника. – 2001. – №1. – С.7–12.
51. Решетілов Ю., Дмитрієва С. Сучасні системи діагностики функціонального стану органів травлення // Укр. журн. мед. техніки і технології. – 1999. – №2–3. – С.10–13.
52. Ромашков А.П., Глазов А.И., Тихомиров С.В. Метрологическое обеспечение лазерной медицинской техники // Мед. техника. – 2001. – №4. – С.33–35.
53. Самоходные инвалидные кресла-коляски второго поколения: концепция и перспективы производства / Ю.П.Волков, А.Л.Самойлов, А.Г.Семенов, А.Д.Элизов // Мед. техника. – 1999. – №2. – С.34–36.
54. Сивачев А.В., Юркевич А.П. Производство электрокардиографов в Российской Федерации // Мед. техника. – 2001. – №1. – С.41–44.
55. Синюта Б.Ф. Позитронная эмиссионная томография: преимущества и перспективы // Новые мед. технологии. – 2001. – №6. – С.12–15.
56. СоноКТ – система комбинированной визуализации реального масштаба времени второго поколения // Новые мед. технологии. – 2001. – №1. – С.24–25.
57. Состояние и перспективы развития наркозно-дыхательной аппаратуры / Р.И.-Бурлаков, Ю.С.Гальперин, А.И.Трушин, А.А.Бунятян // Мед. техника. – 1999. – №1. – С.6–12.
58. Спиральная компьютерная томография: преимущества и перспективы // Новые мед. технологии. – 2001. – №1. – С.20–23.
59. Справочник по лазерной технике / Пер. с нем. В.Н.Белоусова; Под ред. А.П.-Напартовича. – М.: Энергоатомиздат, 1991. – 543 с.

60. Тест-объект для контроля качества ортопантомографов / Н.Н.Блинов, М.И.-Зеликман, Г.М.Ртищева, Н.А.Шенгелия // Мед. техника. – 2001. – №5. – С.20–22.
 61. Техническое обслуживание и ремонт лабораторных приборов, больничного оборудования и систем для диагностической визуализации / ВОЗ. – М.: Медицина, 1995. – 183 с.
 62. Хант Р. Достижения в визуализации пищеварительного канала // Новые мед. технологии. – 2001. – №2. – С.34–38.
 63. Чернобровцев О. Магнито-резонансная томография // Новые мед. технологии. – 2001. – №3. – С.12–13.
 64. Чикирдин Э.Г. Расчет радиационной защиты рентгеновского кабинета // Мед. техника. – 2001. – №2. – С.9–13.
 65. Чикирдин Э.Г., Кочетова Г.П., Рожкова Н.И. Обоснование табеля технического оснащения кабинета для маммографии // Мед. техника. – 2001. – №5. – С.25–29.
 66. Чикирдин Э.Г., Кочетова Г.П., Рожкова Н.И. Особенности устройства и эксплуатации рентгеномаммографических аппаратов в условиях кабинета общего значения // Мед. техника. – 1999. – №5. – С.27–39.
 67. Чреспищеводные электрокардиостимуляторы / А.Н.Рыжих, Д.В.Кузьменков, В.А.Сулимов, В.И.Станкевич // Мед. техника. – 1999. – №3. – С.40–45.
 68. Чухраев Н.В. Аппарат для резонансной диагностики и терапии // Электроника и связь. – 2001. – №11. – С.137–138.
 69. Шерепо К.М. Результаты апробации непротрузионного эндопротеза тазобедренного сустава // Мед. техника. – 2001. – №4. – С.35–38.
 70. Электрокардиография. Медицинская электроника для клиники и современной частной практики: Проспект. – [Б.м. и г.]. – 13 с.
-
- 1: Whitehead DM, Jackson T, McKeown SC, Wilson K, Routledge A. Application of X-ray Photoelectron Spectroscopy in Determining the Structure of Solid-Phase Bound Substrates. J Comb Chem. 2002 Jul-Aug;4(4):255-7. No abstract available. PMID: 12099841 [PubMed - in process]
 - 2: Ziegler A. X-ray microprobe analysis of epithelial calcium transport. Cell Calcium. 2002 Jun;31(6):307-21. PMID: 12098220 [PubMed - in process]
 - 3: Bradford CD, Peppler WW, Ross RE. Multitapered x-ray capillary optics for mammography. Med Phys. 2002 Jun;29(6):1097-108. PMID: 12094979 [PubMed - in process]

- 4: Matsuo Y, Kawachi S, Shimizu Y, Ikehata S. Trithallium hydrogen bis(sulfate), $\text{Ti}_3\text{H}(\text{SO}_4)_2$, in the super-ionic phase by X-ray powder diffraction. *Acta Crystallogr C*. 2002 Jul;58(Pt 7):192-194. PMID: 12094024 [PubMed - in process]
- 5: Young AT, Arenholz E, Marks S, Schlueter R, Steier C, Padmore HA, Hitchcock AP, Castner DG. Variable linear polarization from an X-ray undulator. *J Synchrotron Radiat*. 2002 Jul 1;9(Pt 4):270-4. PMID: 12091739 [PubMed - in process]
- 6: Le Bolloc'h D, Livet F, Bley F, Schulli T, Veron M, Metzger TH. X-ray diffraction from rectangular slits. *J Synchrotron Radiat*. 2002 Jul 1;9(Pt 4):258-65. PMID: 12091737 [PubMed - in process]
- 7: Salvado N, Pradell T, Pantos E, Papiz MZ, Molera J, Seco M, Vendrell-Saz M. Identification of copper-based green pigments in Jaume Huguet's Gothic altarpieces by Fourier transform infrared microspectroscopy and synchrotron radiation X-ray diffraction. *J Synchrotron Radiat*. 2002 Jul 1;9(Pt 4):215-22. PMID: 12091729 [PubMed - in process]
- 8: Kaisermayr M, Sepiol B, Combet J, Ruffer R, Pappas C, Vogl G. Diffusion in solids studied by nuclear resonant X-ray and neutron scattering. *J Synchrotron Radiat*. 2002 Jul 1;9(Pt 4):210-4. PMID: 12091728 [PubMed - in process]
- 9: Szaloki I, Torok SB, Injuk J, Van Grieken RE. X-ray spectrometry. *Anal Chem*. 2002 Jun 15;74(12):2895-917. No abstract available. PMID: 12090672 [PubMed - in process]
- 10: Feranchuk ID, Gurskii LI, Komarov LI, Lugovskaya OM, Burgazy F, Ulyanenko A. A new method for calculation of crystal susceptibilities for X-ray diffraction at arbitrary wavelength. *Acta Crystallogr A*. 2002 Jul;58(Pt 4):370-84. PMID: 12089460 [PubMed - in process]
- 11: Qian M, Gong X. [An ideal imaging quality can be obtained from the evenly scattering x-ray density] *Zhongguo Yi Liao Qi Xie Za Zhi*. 1998 Nov;22(6):344-5. Chinese. PMID: 12080745 [PubMed - in process]
- 12: Steiner RA, Kooter IM, Dijkstra BW. Functional Analysis of the Copper-Dependent Quercetin 2,3-Dioxygenase. 1. Ligand-Induced Coordination Changes Probed by X-ray Crystallography: Inhibition, Ordering Effect, and Mechanistic Insights. *Biochemistry*. 2002 Jun 25;41(25):7955-62. PMID: 12069585 [PubMed - in process]
- 13: Ioppolo JL, Price RI, Tuchyna T, Buckley CE. Diagnostic x-ray dosimetry using Monte Carlo simulation. *Phys Med Biol*. 2002 May 21;47(10):1707-20. PMID: 12069088 [PubMed - in process]
- 14: Goodman NR, Edelson LB. The efficiency of an X-ray screening system at a mass disaster. *J Forensic Sci*. 2002 Jan;47(1):127-30. PMID: 12064639 [PubMed - indexed for MEDLINE]

- 15: Yabashi M, Tamasaku K, Ishikawa T. Measurement of x-ray pulse widths by intensity interferometry. *Phys Rev Lett*. 2002 Jun 17;88(24):244801. PMID: 12059306 [PubMed - in process]
- 16: Abad MC, Arni RK, Grella DK, Castellino FJ, Tulinsky A, Geiger JH. The X-ray crystallographic structure of the angiogenesis inhibitor angiostatin. *J Mol Biol*. 2002 May 10;318(4):1009-17. PMID: 12054798 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 1: Gao L, Zhao C, Lin L, Yan G, Rong R. [Study on a new type of endoscope based on micro motor] *Zhongguo Yi Liao Qi Xie Za Zhi*. 1998 Nov;22(6):340-2. Chinese. PMID: 12080743 [PubMed - in process]
- 2: Mizota A, Takasoh M, Kobayashi K, Parel JM, Manns F, Rol P. Internal sclerostomy with the Er:YAG laser using a gradient-index (GRIN) endoscope. *Ophthalmic Surg Lasers*. 2002 May-Jun;33(3):214-20. PMID: 12027101 [PubMed - in process]
- 3: von Arx T, Hunenbart S, Buser D. Endoscope- and video-assisted endodontic surgery. *Quintessence Int*. 2002 Apr;33(4):255-9. PMID: 11989374 [PubMed - in process]
- 4: Wentink M, Jakimowicz JJ, Vos LM, Meijer DW, Wieringa PA. Quantitative evaluation of three advanced laparoscopic viewing technologies: a stereo endoscope, an image projection display, and a TFT display. *Surg Endosc*. 2002 May 3 [epub ahead of print] PMID: 11984691 [PubMed - as supplied by publisher]
- 5: Karhuketo TS, Puhakka HJ. Technique of endoscope-aided myringoplasty. *Otol Neurotol*. 2002 Mar;23(2):129-31. No abstract available. PMID: 11875337 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 6: Salmore R. Endoscope protection. *Gastroenterol Nurs*. 2000 Nov-Dec;23(6):285. No abstract available. PMID: 11854975 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 7: Hambrick D 3rd. Debate and evaluation of various methods of endoscope reprocessing. *Gastroenterol Nurs*. 2001 Nov-Dec;24(6):300-1. No abstract available. PMID: 11837216 [PubMed - in process]
- 8: Wan J, Jiang C. [Development and clinical application of a brain stereotactic endoscope] *Zhonghua Wai Ke Za Zhi*. 1998 Sep;36(9):536-8. Chinese. PMID: 11825458 [PubMed - in process]
- 9: Marchetti MG, Salvatorelli G, Finzi G, Cugini P. Endoscope washers—a protocol for their use. *J Hosp Infect*. 2000 Nov;46(3):210-5. PMID: 11073730 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 10: [No authors listed] Government releases health advisory on endoscope reprocessing. *Jt Comm Perspect*. 2000 Jan-Feb;20(1):8. No abstract available. PMID: 11009957 [PubMed - indexed for MEDLINE]

-
- 11: Kalan M, Sackier JM. EndoScope: world literature reviews Surg Endosc. 2000 Feb;14(2):198-200. No abstract available. PMID: 10656961 [PubMed - as supplied by publisher]
- 1: Clement-Sengewald A, Buchholz T, Schutze K, Berg U, Berg ED. Noncontact, laser-mediated extraction of polar bodies for prefertilization genetic diagnosis. J Assist Reprod Genet. 2002 Apr;19(4):183-94. PMID: 12036086 [PubMed - in process]
- 2: Goldgeier M, Alessi C, Muhlbauer JE. Immediate noninvasive diagnosis of herpesvirus by confocal scanning laser microscopy. J Am Acad Dermatol. 2002 May;46(5):783-5. PMID: 12004325 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 3: Ucha RA, Marengo EJ, Cartier MM. Scanning laser ophthalmoscopy for early diagnosis of vitreoretinal interfase syndrome. Int Ophthalmol. 2001;23(4-6):425-8. PMID: 11944871 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 4: Naphausen MT, Riemersma M, Verdonschot EH. [Diagnosis of occlusal caries lesions using laser fluorescence measurements] Ned Tijdschr Tandheelkd. 2002 Jan;109(1):3-7. Dutch. PMID: 11933610 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 5: Yanpiset K, Vongsavan N, Sigurdsson A, Trope M. Efficacy of laser Doppler flowmetry for the diagnosis of revascularization of reimplanted immature dog teeth. Dent Traumatol. 2001 Apr;17(2):63-70. PMID: 11475948 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 6: Ross G. Caries diagnosis with the DIAGNOdent laser: a user's product evaluation. Ont Dent. 1999 Mar;76(2):21-4. PMID: 10518890 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 7: Hauer A, Cowan RD, Yaakobi B, Barnouin O, Epstein R. Absorption-spectroscopy diagnosis of pusher conditions in laser-driven implosions. Phys Rev A. 1986 Jul;34(1):411-420. No abstract available. PMID: 9897264 [PubMed - as supplied by publisher]
- 8: Ward HA. New laser techniques for diagnosis and treatment of deep-seated brain lesions. J Laser Appl. 1998 Oct;10(5):224-8. PMID: 10186963 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 9: Zhizhina NA, Prokhonchukov AA, Ermolov VF, Pelkovskii Vlu. [An automated computer system for the differential diagnosis and laser treatment of benign neoplasms and tumor-like masses in the oral cavity] Stomatologiya (Mosk). 1998;77(3):61-5. Russian. PMID: 9643118 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 10: Soucek P, Boguszakova J, Gajdosikova Z, Machyckova J. [Diagnosis, monitoring and laser therapy of the classic form of choroidal neovascularization in patients with

- age-related macular degeneration] *Cesk Slov Oftalmol*. 1997 May;53(2):94-100. Czech. PMID: 9296867 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 11: Koenig F, McGovern FJ, Althausen AF, Deutsch TF, Schomacker KT. Laser induced autofluorescence diagnosis of bladder cancer. *J Urol*. 1996 Nov;156(5):1597-601. PMID: 8863546 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 12: Balabolkin MI, Mamaeva GG, Troshina EA. [Use of laser doppler flowmeter for the early diagnosis of diabetic microangiopathies] *Probl Endokrinol (Mosk)*. 1994 Nov-Dec;40(6):19-20. Russian. PMID: 7740030 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 13: Ramanujam N, Mitchell MF, Mahadevan A, Warren S, Thomsen S, Silva E, Richards-Kortum R. In vivo diagnosis of cervical intraepithelial neoplasia using 337-nm-excited laser-induced fluorescence. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1994 Oct 11;91(21):10193-7. PMID: 7937860 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 14: Guerra B, Zanardi C, De Simone P, Corazza F, Martinelli G, Bovicelli L. [Discrepancy between histopathological diagnosis based on guided biopsy and cone biopsy of the cervix uteri: analysis of 346 cases of laser conization] *Minerva Ginecol*. 1994 Sep;46(9):455-9. Italian. PMID: 7984323 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 15: Cotea V, Cotea A, Carstocea B. [Trends in laser treatment and diagnosis in ophthalmology] *Oftalmologia*. 1994 Jul-Sep;38(3):254-61. Review. Romanian. PMID: 8060964 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 16: Itoh K, Kotani M, Tai T, Suzuki H, Utsunomiya T, Inoue H, Yamada H, Sakuraba H, Suzuki Y. Immunofluorescence imaging diagnosis of Fabry heterozygotes using confocal laser scanning microscopy. *Clin Genet*. 1993 Dec;44(6):302-6. PMID: 8131301 [PubMed - indexed for MEDLINE]
- 17: Longbottom C, Pitts NB. CO2 laser and the diagnosis of occlusal caries: in vitro study. *J Dent*. 1993 Aug;21(4):234-9. PMID: 8354749 [PubMed - indexed for MEDLINE]

Передмова	3
-----------------	---

РОЗДІЛ І. МЕДИЧНА ДІАГНОСТИЧНА АПАРАТУРА	5
---	----------

1. РЕНТГЕНІВСЬКІ ДОСЛІДЖЕННЯ (Стеценко Г.С., Павлусь Я.П., Кобзар В.В., Кревський З.Ф., Андросюк М.Г.)	5
1.1. Рентгенівська апаратура та її використання	5
1.1.1. Основні етапи розвитку	5
1.1.2. Природа рентгенівських променів та механізм дії рентгенівських апаратів	7
1.1.3. Допоміжні засоби рентгенівських досліджень	12
1.2. Рентгенівські дослідження в клініці (Лимар Л.А.)	14
1.2.1. Рентгенографічне дослідження серцево-судинної системи	14
1.2.2. Рентгенографія захворювань органів дихання	19
1.2.3. Рентгенологічні обстеження травного тракту	21
1.2.4. Рентгенографія жовчної системи та печінки	23
1.2.5. Рентгенологічні обстеження нирок	26
1.2.6. Рентгенологічне обстеження нервової системи	28
1.2.7. Рентгенівська апаратура, що зареєстрована в Україні (Стеценко Г.С., Пенішкевич Я.І.)	29
2. КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ (Кобзар В.В., Павлусь Я.П., Мамосюк А.В.)	34
2.1. Томографічна техніка	34
2.2. Комп'ютерна томографія в клініці	36
2.3. Комп'ютерна медична апаратура, що зареєстрована в Україні (Стеценко Г.С., Пенішкевич Я.І.)	38
3. МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНА ТОМОГРАФІЯ (Павлусь Я.П., Падалко А.М.)	39
4. УЛЬТРАЗВУКОВІ ОБСТЕЖЕННЯ (Порчук Ю.Д., Стеценко Б.Г.)	42
4.1 Техніка	42
4.2 Ультразвукова діагностика (УЗД) в клініці	46
5. РАДІОІЗОТОПНЕ СКАНУВАННЯ (Валецький М.Л.)	48
6. ЕНДОСКОПІЯ (Отченашенко А.І., Стеценко Г.С.)	51
6.1. Апаратура	51
6.2. Ін'єкційна голка до гнучких ендоскопів	53
6.3. Ендоскопія в клініці	54
6.4. Апаратура для ендоскопії, що зареєстрована в Україні (Стеценко Г.С., Пенішкевич Я.І.)	57

7. ТЕПЛОБАЧЕННЯ В МЕДИЦИНІ (Стеценко Г.С., Козлов В.М., Голяченко А.О.)	58
7.1. Біофізичні аспекти тепlobачення	58
7.2. Тепловізійна техніка	62
7.3. Методики тепловізійного дослідження	66
7.4. Тепlobачення в клініці	68
8. ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ (Стеценко Г.С., Павлік Л.В., Духневич Л.П., Ясінська Є.Ц.)	79
8.1. Апаратура та її використання	79
8.2. ЕКГ в нормі та патології	84
9. ЕХОКАРДІОГРАФІЯ (Стеценко Г.С., Павлік Л.В.)	89
9.1. Апаратура	89
9.2. Ехокардіографія хвороб серця	91
10. ФОНОКАРДІОГРАФІЯ (Стеценко Г.С., Павлік Л.В., Падалко А.М.)	93
10.1. Фонокардіографи	93
10.2. Фонокардіографія захворювань серця	94
11. ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЯ (Павлік Л.В., Кравчук Г.І.)	95
11.1. Апаратура	95
11.2. Електроенцефалографія в клініці	97
12. ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЯ (Воляннюк В.М.)	100
13. ОСНОВНІ ПРИЛАДИ І АПАРАТИ ДЛЯ КЛІНІКО-ДІАГНОСТИЧНИХ І БІОХІМІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ (Стеценко Г.С., Воляннюк В.М.)	100
14. ПРИЛАДИ Й АПАРАТИ ДЛЯ ГЕМАТОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ (Воляннюк В.М.)	102
15. АПАРАТУРА ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ, ЛІКАРСЬКОГО КОНТРОЛЮ ТА ПРОФІЛАКТИЧНИХ ОГЛЯДІВ (Карпук В.Г.)	103
16. АВТОМАТИЗОВАНИЙ КОМПЛЕКС «ІК-СПЕКТРОФОТОМЕТР-МІНІ-ЕОМ» ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ СТЕРОЇДНИХ ГОРМОНІВ (Воляннюк В.М.)	106
17. МАШИННА СИСТЕМА ПРОГНОЗУВАННЯ ЗАХВОРЮВАНЬ (Бардаченко В. Ф., Стеценко Г. С.)	108
18. КОМП'ЮТЕРНА ДІАГНОСТИКА ФОРМ МІОПІЇ У ДІТЕЙ (Гриценко В. І.)	111
19. АПАРАТУРА ДЛЯ ЕЛЕКТРОПУНКТУРНОЇ ДІАГНОСТИКИ (Синекон Ю.С., Вакуленко С.С., Михайлюк В. І.)	112
20. ДІАГНОСТИЧНА АПАРАТУРА В ОФТАЛЬМОЛОГІЇ (Пенішкевич Я.І.)	114

РОЗДІЛ II. МЕДИЧНА ЛІКУВАЛЬНА АПАРАТУРА 133

1. ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНА АПАРАТУРА (Стеценко Г.С., Сірук Г.М., Костик С.П., Голяченко А.О.)	133
1.1. Гальванізація	133
1.2. Лікувальний електрофорез	136
1.3. Дарсонвалізація	137
1.4. УВЧ-терапія	139
1.5. Індуктотермія	141
1.6. Франклінізація	142
1.7. Електросон	144
1.8. Мікрохвильова терапія	146
1.9. Хвильова енергостабілізуюча терапія (Синекон Ю.С., Вакуленко С.С., Михайлюк В. І.)	148
1.10. Ультразвукова терапія	151
1.11. Діадинамотерапія	153
1.12. Світлолікування	155
2. РАДІОТЕРАПЕВТИЧНА ТЕХНІКА ТА ЇЇ ЗАСТОСУВАННЯ В КЛІНІЦІ (Валецький М.І. Каліс І.Б.)	167
2.1. Основні положення щодо використання радіації в терапевтичній техніці	167
2.2. Радіаційна терапевтична техніка	170
2.3. Променеве лікування. Стратегія і тактика	175
2.4. Структура курсу променевої терапії	178
2.5. Технології опромінення та їх перспективи	180
3. ЛАЗЕРИ (Романенко Н.В., Кольба В.О.)	184
3.1. Лазерна апаратура, зареєстрована в Україні	198
4. АПАРАТУРА ДЛЯ КОНТАКТНОГО І ЧЕРЕЗШКІРНОГО ДРОБЛЕННЯ КАМЕНІВ У СЕЧОВИВІДНИХ ШЛЯХАХ (Федан Ю.Р.)	201
5. ТРАНСУРЕТРАЛЬНА РЕЗЕКЦІЯ І ВАПОРИЗАЦІЯ ПРОСТАТИ ТА ПУХЛИН СЕЧОВОГО МІХУРА (Федан Ю.Р.)	203
6. АПАРАТИ ШТУЧНОГО КРОВООБІГУ (Семицький Я.В., Кошель Ф.Г.)	204
7. ТЕХНІКА ДЛЯ РЕАНІМАЦІЇ ТА АНЕСТЕЗІЇ (Семицький Я.В.)	207
8. ШТУЧНА НИРКА (Гордійчук І.В.)	210
9. ЕЛЕКТРОКАРДІОСТИМУЛЯТОРИ ТА ІНШІ ЕЛЕКТРОІМПУЛЬСНІ СИСТЕМИ (Сидор І.М., Бобчук Г.Г., Біскуп І.П.)	213
10. НАРКОЗНО-ДИХАЛЬНА АПАРАТУРА (Семицький Я.В.)	219

11. НАБІР ІНСТРУМЕНТІВ ДЛЯ МАЛОІНВАЗИВНИХ ЕНДОСКОПІЧНИХ ОПЕРАЦІЙ НА ОРГАНАХ ГЕПАТОБІЛІАРНОЇ СИСТЕМИ (Потягайло Л.Ю.)	222
12. ПРОТЕЗИ КРОВОНОСНИХ СУДИН (Фурманов Ю.О.)	225
13. ШТУЧНІ КЛАПАНИ СЕРЦЯ (ШКС) (Фурманов Ю.О.)	230
14. СТВОРЕННЯ ЕНДОПРОТЕЗІВ ВНУТРІШНІХ ОРГАНІВ (Фурманов Ю.О.)	232
15. ГІДРОКОЛОНОТЕРАПІЯ (Рязанов А. П., Стеценко Г.С.)	236
16. ДЖГУТОВІ ЗАСОБИ ТИМЧАСОВОЇ ЗУПИНКИ ЗОВНІШНЬОЇ КРОВОТЕЧІ (Компанець В.С., Тарасюк В.С., Стеценко Н.Д., Корольова Н.Д.)	240
17. АПАРАТ ДЛЯ ВІДНОВЛЕННЯ РУХОВИХ ФУНКЦІЙ «БІОМІОТОН» (Гриценко В. І.)	255
18. МЕДИЧНА ТЕХНІКА І ВИРОБИ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ В ЛІКУВАННІ ОЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ (Пенішкевич Я.І)	258
ВИСНОВКИ	271
БІБЛІОГРАФІЯ	274

КРИМ ГОЛОВНИХ АВТОРІВ –

**Г. С. Стеценка, Я. І. Пенішкевича, В. І. Гриценка,
О. М. Голяченка, В. С. Компанця, В. С. Тарасюка, –**

у творенні посібника також брали участь:

**О. Є. Абрамов, М. Г. Андросюк, В. Ф. Бардаченко,
І. П. Біскуп, Г. Г. Бобчук, С. С. Вакуленко,
М. Л. Валецький, В. М. Воляннюк, А. О. Голяченко,
І. В. Гордійчук, Л. П. Духневич, І. Б. Каліс, В. Г. Карпук,
О. О. Каштелян, В. В. Кобзар, В. М. Козлов, В. О. Кольба,
Н. Д. Корольова, С. П. Костик, Г. І. Кравчук, Ф. Г. Кошель,
З. Ф. Кревський, Л. А. Лимар, А. В. Мамосюк,
В. І. Михайлюк, Ю. Г. Остимчук, А. І. Отченашенко,
Л. В. Павлік, Я. П. Павлусь, А. М. Падалко, Ю. Д. Порчук,
Л. Ю. Потягайло, Л. І. Ращинська, Н. В. Романенко,
А. П. Рязанов, Я. В. Семицький, Г. М. Сірук, І. М. Сидор,
Ю. С. Синекон, Н. Д. Стеценко, Б. Г. Стеценко,
Ю. Р. Федан, Ю. О. Фурманов, Є. Ц. Ясінська та ін.**

*Стеценко Григорій Семенович
Пенішкевич Ярослав Іванович
Гриценко Володимир Ілліч
Голяченко Олександр Макарович
Компанець Володимир Степанович
Тарасюк Володимир Семенович*

Науково-практичне видання

МЕДИЧНА ТЕХНІКА

Посібник

Луцьк Волинське обласне редакційно-видавниче
підприємство «Надстир'я» (державне) 2002

Редактор **М. І. Богуш**

Художнє оформлення **В. П. Кратюка, В. М. Чернецького**

Технічний редактор і коректор **В. С. Костюхіна**

Дизайн і верстка **В. М. Чернецького**

Здано на виробництво 16.08.2002. Підписано до друку 04.09.2002.
Формат 60х84/16. Папір офсетний. Офсетний друк. Гарнітура Times.
Ум.друк. арк. 16,7. Обл.-вид. арк. 19,6. Тираж 1000 пр. Вид № 65.
Ціна вільна. Замовне. Зам. 4456.

ВОРВП «Надстир'я». 43016 Луцьк, Лесі Українки, 7
Свідоцтво Держкомінформу України ДК № 349 від 02.03.2001 р.

Віддруковано з готових діапозитивів у
ТзОВ «Ковельська міська друкарня»
45000 Ковель, М. Грушевського, 2

Свідоцтво Держкомінформу України ВЛн № 2 від 25.05.2000 р.

**Стеценко Г. С., Пенішкевич Я. І., Гриценко В. І.,
Голяченко О. М., Компанець В. С., Тарасюк В. С.**

С-44 МЕДИЧНА ТЕХНІКА: посібник. – Луцьк: Надстир'я, 2002. – 288 с.

ISBN 966-517-364-2

У посібнику в лаконічній формі описана медична техніка, яка використовується з діагностичною, лікувальною та профілактичною метою у медичних закладах.

Посібник призначений для студентів біотехнічних інститутів та вищих медичних навчальних закладів I–IV рівнів акредитації, практичних лікарів та інженерних працівників, які працюють з медичною технікою.

УДК 614.88.083.008.4

ББК 68.9я73