

на до одної, який відрізняється тим, що робоча голівка виконана у вигляді осесиметричного тіла, по твірній якого розміщені робочі поверхні з відкритим зівом"

Висновок. Патент (в тому вигляді, як він був запатентований) обійти легко. Парасолькова формула, яку запропоновано у цій роботі, дійсно як парасолькою "накриває" усі можливі варіанти рішень і є такою, що важко обійти. Тому під час складання формули бажано дійсно узагальнювати ознаки аналогічно способу, який проілюстрований на наведеному вище прикладі, враховуючи, звісно, попередній рівень техніки, бо не виключено, що окремі рішення, узагальнені у парасольковій формулі, вже можуть бути відомими.

Література

1. Правила складання і подання заявки на винахід та заявки на корисну модель (Наказ Міністерства освіти і науки України 22.01.2001 р., № 22. Зареєстровано в Міністерстві юстиції України 27 лютого 2001 р., № 173/5364). [Електронний ресурс]. – Доступний з <http://zakon1.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=z0173-01&print=1>.
2. Линник Л.Н. Зонтичные патенты. Особенности создания "зонтичных" патентов на изобретения / Л.Н. Линник. [Электронный ресурс]. – Доступный с <http://www.linnik-patent.com/article0008.html>.
3. Тофило А.В. Экспертиза объектов промышленной собственности: заявки на изобретение и полезные модели / А.В. Тофило. – К.: Вид-во "Ин-т интеллектуальной собственности и права", 2004. – 176 с.
4. Декларацийний патент на винахід № 36729 А, Україна, МПК (2006): В25В 13/00. Гайковий ключ / Винахідник Ель-Дахабі Фарук Вахід. Патент опубліковано 16.04.2001, бюл. № 3/2001.
5. Правила складання і подання заявки на винахід та заявки на корисну модель (Наказ Міністерства освіти і науки України 22.01.2001 р., № 22. Зареєстровано в Міністерстві юстиції України 27 лютого 2001 р., № 173/5364). [Електронний ресурс]. – Доступний з <http://zakon1.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=z0173-01&print=1>.

Ромашко А.С., Литвин А.В. "Зонтичный патент" и особенности разработки его формулы

Приведена характеристика специализированных патентов, учитывая содержание формулы и политику заявителя относительно выбранной стратегии патентования. Доказано, что зонтичный патент расширяет объем правовой охраны за счет обобщения признаков и помогает повысить коммерческую ценность такого патента. Приведены примеры обобщения (соподчинения) признаков, в частности признаков существенных, которые приведены в формуле изобретения (полезной модели). Рассмотрена формула реального патента и на основании ее анализа на конкретном примере предложена методика создания "зонтичной" формулы. В такой формуле признаки обобщены и формула как зонтик "накрывает" все возможные конкретные существенные признаки, за счет чего создается "сильная" формула, в которой учитывается перспектива совершенствования объекта патентования для достижения максимального патентно-правового объема и уменьшается вероятность обхода этой формулы, а именно патентования измененного (усовершенствованного) объекта другими лицами, но с другими конкретными существенными признаками.

Ключевые слова: интеллектуальная собственность, патент, формула изобретения, патентование, защита прав.

Romachko A.S., Litvin O.V. The Umbrella Patent and Some Features of its Formula

Some characteristics of a specialized patent concerning the content formula and taking into account the applicant's policy of chosen patenting strategy are presented. The umbrella is proved to expand the scope of patent protection by synthesis attributes and help increase the commercial value of the patent. The examples of generalization (cosubordinated) signs, inclu-

ding signs of material that are in the invention (utility model), are stated. The real patent formula is studied. The technique of creating an "umbrella" formula that is based on the real patent formula analysis is considered. In this formula the characteristics are generalised, and the formula like an umbrella "covers" all the possible specific essential features creating a "strong" formula that considers the prospective of the patent object improving in order to get the maximal patent-legal volume and at the same time decreases the likelihood bypass this formula.

Key words: intellectual property, patent claims, patent, rights protection.

УДК 519.7:612.59:615.849:681.5

Доц. С.П. Стасевич, канд. техн. наук;
аспір. І.Р. Фединак – НУ "Львівська політехніка"

АНАЛІЗ МЕТОДІВ СТВОРЕННЯ ШТУЧНОЇ ГІПЕРТЕРМІЇ У БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИНАХ

Розглянуто основні методи створення штучної гіпертермії у живих тканинах, які можуть застосовуватися у лікуванні онкологічних захворювань. Нагрівання клітин організму людини до температури вище ніж 42 °С призводить до їх загибелі. Тому використання гіпертермії для нагрівання злоякісної пухлини, що знаходиться в глибині ділянки тіла, до температури вище за 43 °С, широко використовується в сучасній онкології. Проаналізовано основні технічні аспекти загальної, локальної та поверхневої гіпертермії, визначено переваги та недоліки наведених методів. Під час проектування апаратних засобів для гіпертермії важливу роль відіграє моделювання поширення тепла під час проведення процедури, яке дає змогу зробити прогноз ефективності лікувальної процедури, а також коректувати її хід.

Ключові слова: загальна гіпертермія, локальна гіпертермія, поверхнева гіпертермія, електромагнітна гіпертермія, ультразвукова гіпертермія, інтерстиціальна гіпертермія, лазерна гіпертермія (термотерапія).

Вступ. Упродовж останнього десятиріччя спостерігається тенденція до росту онкологічних захворювань, яка спричинена низкою різноманітних факторів. Ця тенденція підштовхує до пошуку нових науково-технічних рішень у цьому напрямку, оскільки на сьогоднішні реалії медицини такі, що рак 1-ї стадії розвитку (T1) у клініках практично не буває, T2-стадії – мало. Основна маса пацієнтів має форми T3 і T4, а це пухлини з поперечним розміром 10 см і більше, які проросли крізь стінки органів, і вони, як правило, вже не оперуються [7]. І власне тому, поряд з традиційними методами лікування онкологічних захворювань, з'явилося чимало нових методів, які застосовують як окремо, так і в комбінації. Одним з них є використання характерного впливу критичних температур на популяції злоякісних клітин. Цей метод названо гіпертермією. Гіпертермію застосовують в онкології у поєднанні з радіо- і хіміотерапією. Численні клінічні роботи доводять зростання частки виживання пацієнтів на 20-50 % [7].

На сьогодні існують такі види гіпертермії: поверхнева гіпертермія, глибока локальна гіпертермія та загальна гіпертермія. При поверхневій гіпертермії нагрівання тканин тіла здійснюється на глибину 3 см до температури 39 °С. Такий вид гіпертермії застосовують для лікування пухлин у приповерхневих шарах шкіри. Глибока локальна гіпертермія дає змогу обробити пухлини діаметром до 20 см, які знаходяться на глибині до 15-20 см. Оброблення пухлини здійснюється за допомогою радіохвиль або надвисокочастотних (НВЧ) хвиль. У центрі оброблення температура тканин досягає 42-44 °С. Тривалість одного се-

ансу опромінення становить 60-90 хв. При загальній гіпертермії нагрівається все тіло з метою вплинути на всі осередки пухлини, які розташовані на різних ділянках організму.

При комплексному лікуванні онкологічних захворювань досить широко застосовують локальну гіпертермію. Локальне підвищення температури в області розташування пухлин може здійснюватися за допомогою енергії електромагнітного опромінення, ультразвукових хвиль, лазерного опромінення, інвазивних джерел тепла та багатьох інших методів, кожен з яких має свої переваги і недоліки [6]. Процес гіпертермічної процедури потребує постійного контролю і обмеження температури в певному діапазоні, щоб відбувся максимальний терапевтичний ефект щодо злоскісної тканини і мінімальне пошкодження здорової тканини. Температуру під час процедури вимірюють, переважно, термометрами різних типів, які вмонтовані в ін'єкційні голки. Кількість голки, введених в організм, обмежується. Такі заходи дають змогу провести вимірювання температури по всьому об'єму пухлини.

Успішність лікування зі застосуванням гіпертермії досягається шляхом оптимального вибору методу створення теплового впливу, температурно-часових режимів, послідовності застосування паралельних терапевтичних засобів. Важливу роль при цьому, а також при проектуванні апаратних засобів для гіпертермії, відіграє моделювання поширення тепла під час проведення процедури, яке дає змогу не тільки вирішити більшість із наведених завдань, але зробити прогноз ефективності лікувальної процедури, а також коректувати її хід.

Мета роботи – ознайомлення з основними існуючими методами створення штучної гіпертермії у біологічних тканинах та проведення їх аналізу.

Виклад основного матеріалу. Медична техніка – один із пріоритетних напрямків для інвестицій на сучасному етапі розвитку суспільства, тому найбільш пріоритетними вважають розробки, що забезпечують продовження тривалості життя людини. Упродовж останніх років медики багатьох країн у клінічних експериментах почали використовувати технічні пристрої для лікування хвороби століття – пухлинних захворювань.

Одним з перспективних способів лікування злоскісних пухлин є гіпертермія. Характер температурно-експозиційних режимів перегрівання, що донедавна використовувався в онкології, привертає увагу до двох способів створення загальної штучної гіпертермії: "внутрішнього", який здійснюється з допомогою екстракорпоральної циркуляції крові, і "зовнішнього", що досягається подачею на тіло теплоносія (повітря, води та ін.), нагрітого до температури, вищої за температуру тіла. Проте частота і характер ускладнень (зокрема пригнічення імунобіологічних захисних механізмів, зниження кількості тромбоцитів і лейкоцитів), що притаманні методу екстракорпоральної циркуляції крові, роблять його мало придатним для лікування гіпертермії. Крім цього, при використанні перфузанта з максимальною температурою, яку він переносить (порядку 43,5-44,0 °C), найбільшому нагріванню піддаються великі судини, а в пухлині практично не вдається підняти температуру до необхідного рівня [6].

У перших клінічних методах для нагрівання всього тіла пацієнта застосовувались зовнішні теплоносії. Використання пневмогіпертермічного обладнання, де як теплоносієм використовується газовий потік, виявилось неефектив-

ним із декількох причин. Істотним є те, що подібні пристрої конструктивно складні. Крім цього, вони вимагають постійної індивідуальної підгонки, оскільки при використанні стандартного обладнання різко змінюються профілі швидкостей омивання тіла газовими потоками внаслідок анатомічних особливостей пацієнта. Це приводить до неоднорідності нагрівання поверхні тіла, до опіків та інших ускладнень [1].

Ефективнішим виявилось застосування установок, в яких як теплоносієм використовується вода з невеликими домішками неорганічних сполук. Найбільш сучасного втілення цей метод набув у гідрогіпертермічних установках, запропонованих професором Н.Н. Александровим. Конструктивно – це система регульованих по висоті дифузorzів, через які за допомогою системи контурів та насосних станцій подається вода. З метою електробезпеки пацієнта вона нагрівається лампами інфрачервоного світіння. Під час процедури здійснюється постійний контроль за температурою тіла, систолічним та діастолічним тисками, частотою дихання, частотою серцевих скорочень та серцевою діяльністю пацієнта, а також температурою води для нагрівання тіла та для охолодження голови і шиї. Точність підтримання температури теплоносія становить $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$, а при виході з ладу однієї з ланок – не гірше $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$. За допомогою мікропроцесорного керування можна стабілізувати температуру в одній або декількох точках тіла пацієнта [1].

Одним із істотних недоліків цих методів є вимушене створення максимальної температури на поверхні теплового контакту, що спричиняє її перегріву та опіки. Крім цього, внаслідок тривалості процедури (1-2 год) різко підвищується небезпека серцево-судинних перенавантажень, що не завжди є допустимим. Ще одним недоліком є неможливість локалізації високих температур тільки на патологічній області для уникнення перегріву життєво важливих органів.

Уникнути недоліків контактних методів нагріву і вирішити задачі локального нагріву можна за умови, коли енергія зовнішнього джерела, що поглинається тканинами, перетворюється в тепло, не вимагаючи кондуктивного підводу теплової енергії. Ця умова, як відомо, забезпечується опроміненням біотканин електромагнітними хвилями. Основною перевагою електромагнітного нагріву є здатність електромагнітних хвиль проникати в глибину біологічних тканин. При цьому енергія поглинається безпосередньо не тільки поверхневими, але і глибоко розміщеними тканинами. Таким чином потік тепла не передається від поверхні в середину, а виникає в кожній точці випромінюваного об'єму, що дає змогу знизити теплове навантаження шкіряного покриву. Крім цього, використання цього методу дає змогу застосовувати примусове охолодження шкірних покривів. Ще одна обставина, що зумовила використання електромагнітної енергії, є можливість її фокусування в заданому об'ємі, що досягається застосуванням аплікаторів. Для прогріву патологічних ділянок залежно від їх розмірів і глибини залягання використовують різні типи аплікаторів, що дає змогу здійснити гіпертермічний вплив у будь-якій ділянці тіла людини.

Широкий частотний діапазон електромагнітних хвиль, від оптичного до радіочастотного діапазону, дає змогу прогрівати біологічні тканини на будь-яку глибину. Випромінювання оптичного діапазону володіє малою глибиною проникнення в тканини. Так, за допомогою найглибше проникаючого випроміню-

вання інфрачервоної частини спектра (довжина хвилі приблизно 1 мкм) досягається ефективний прогрів м'язових тканин до 1 см. Але мала глибина проникнення оптичного випромінювання і необхідність великої густини потужності (до 120 мВт/см³) обмежує його застосування для гіпертермії. На відміну від випромінювання оптичного діапазону, опромінення електромагнітними хвилями санти-, деци- і метрового діапазону володіє значно більшою глибиною проникнення (табл.). Згідно з міжнародними вимогами, у медицині застосовують такі частоти електромагнітних коливань: 2450; 915; 433,9; 40,68; 13,56 МГц.

Табл. Глибина проникнення електромагнітних хвиль

| | | | | | |
|------------------------------------|-------|-----|-------|-------|-------|
| Частота ЕМ-коливань, МГц | 2450 | 915 | 433,9 | 40,68 | 13,56 |
| Глибина терапевтичного нагріву, см | 1-1,5 | 2-4 | 5-7 | 10 | >15 |

Електромагнітне нагрівання переважно застосовують для локальної та поверхневої гіпертермії, але останніми роками появились установки, що використовують для загальної гіпертермії тільки енергію електромагнітних хвиль [3]. Серед великої кількості зовнішніх НВЧ-випромінювачів часто використовують випромінювачі з охолодженням поверхні, яку нагрівають, що забезпечують найбільший прогрів поверхневих тканин. Застосовують також плоскі, мікросмужкові і накладні випромінювачі з водяним охолодженням. Застосування накладних випромінювачів дає змогу забезпечити нагрів глибоко розміщених пухлин кінцівок.

Якщо пухлина локалізована всередині тіла людини (стравохід, пряма кишка) чи оточують цю пухлину, то використовують внутрішньопорожнинні НВЧ-випромінювачі. Також використовують внутрішньопорожнинні випромінювачі з водяним охолодженням. Для створення гіпертермії в глибоко розміщених пухлинах головного мозку застосовують хірургічно імплантовані мікросмужкові випромінювачі [4]. Для гіпертермії великих за об'ємом пухлин доцільно застосовувати електромагнітні випромінювання ультразвукового і високочастотного (ВЧ) діапазону. При цьому використовують два типи випромінювачів: індуктивний та ємнісний [6].

Ємнісний метод заснований на використанні двох або більше електродів у вигляді пластин (жорстких або гнучких), між котрими розміщується частина тіла хворого [4]. Прикладом конструктивної реалізації ємнісного методу може слугувати аплікатор, який складається з тороїдальної котушки з осердям і системи двох ємнісних кільцевих електродів, які розміщуються по обидва боки тороїда. Для узгодження з тілом він не потребує водяного охолодження, може використовуватися в широкому діапазоні частот. Дані результати прогнозують використання тороїдальних трансформаторів для розвитку ємнісно-кільцевих аплікаторів [9]. В інших ємнісних системах широко застосовують охолодження шкірного покриву, що є їх недоліком. Цей метод найбільш часто використовують для нагріву пухлин кінцівок [4].

У разі використання індуктивних випромінювачів, кількість тепла у жировій тканині є значно нижчою, ніж у шкірі і м'язах, що є його істотною перевагою перед ємнісним методом. У цьому випадку потребується значно менша інтенсивність примусового охолодження. Конструктивно-індуктивний метод реалізується у вигляді плоскої котушки, одновиткової петлі, системи двох котушок, розміщених з протилежних боків біологічного об'єкта. Використання того

чи іншого типу індуктивного випромінювача дає змогу регулювати глибину і площу прогріву тканини. Індуктивні нагрівачі найбільш ефективні для лікування м'яких тканин.

У разі використання локальної гіпертермії НВЧ- і ВЧ-хвиль, виникає дві проблеми: перша – це вимірювання температури. Здебільшого температура вимірюється термопарами, котрі не рідко істотно спотворюють результати як внаслідок дії на них електромагнітних полів, так і через саморозігрів у цих умовах. Друга проблема пов'язана з умовами НВЧ- і ВЧ-нагріву – нерівномірний розподіл температури в тканинах. Більш складна ситуація спостерігається, коли пухлини часто не мають правильних геометричних форм і сусідні органи сприяють формуванню в пухлині неоднорідного теплового поля [4]. Крім складності конфігурації, постає необхідність врахування неоднорідності розподілу тканини і різниці в кровообігу. У таких випадках для забезпечення ефективного розподілу тепла використовують кілька випромінювачів, що працюють в узгодженому режимі. Найчастіше їх виконують у вигляді систем на фазованих решітках. Керування ними здійснюється шляхом зміни амплітуди і фази випромінювання по кожному каналу після оброблення інформації з вимірювачів температури в тканинах [10]. Проте в цьому випадку виникає проблема з виникненням так званих "гарячих зон" в оточуючих пухлину здорових тканинах, що пояснюється наявністю бокових пелюсток у діаграмі спрямованості кожного випромінювача решітки. Це додаткове небажане нагрівання спричиняє в пацієнта больові відчуття і опіки та призводить до необхідності переривання лікувального процесу. Тому в таких випадках система автоматичного керування гіпертермічним режимом повинна з високою ефективністю виявляти локалізацію "гарячих зон" та усувати їх [11].

Після низки клінічних досліджень виявлено ефективність застосування електромагнітної гіпертермії для лікування неонкологічних захворювань, де вона використовується не як паралельний, а як основний терапевтичний засіб [4]. Проте варто пам'ятати про можливий негативний вплив високочастотного випромінювання на генетичний апарат та деякі види тканин людини і тому у відповідних випадках перевагу доцільно надавати нагріву від природних джерел.

Для нагріву живих тканин об'ємом до 100-150 см³ широко використовують ультразвуковий метод гіпертермії, який має багато позитивних особливостей. Так, за допомогою ультразвуку можна нагрівати глибоко розміщені тканини до температури 42-45 °С без істотного нагріву поверхневих структур, при цьому ефективність локальної ультразвукової гіпертермії, за літературними даними, принаймні, не нижча, ніж у разі використання інших методів гіпертермії пухлин. Механізм протипухлинної дії ультразвукових коливань пов'язаний не тільки з чисто термічним впливом, але й з механічними ефектами: ефектом підвищення проникливості клітинних мембран, впливом мікропотоків та іншими. Для нагрівання біологічних тканин розроблено низку випромінювачів із збіжними (для створення локальних теплових потоків із розмірами поля в декілька міліметрів), розбіжними (для прогрівання поверхневих шарів великої площі) та плоскими ультразвуковими полями. Щоб досягти необхідної ефективності прогрівання ділянок тканин, використовують скануючі системи з механічним або електричним керуванням декількома випромінювачами. У нерухомих вип-

ромінівачах з цією метою застосовують насадки чітко визначеної довжини або поглинальні накладки, які наклеюються безпосередньо на випромінюючу поверхню. Особливість ультразвукової гіпертермії полягає в тому, що для дії на біооб'єкт необхідно використовувати проміжне рідке середовище, оскільки ультразвукові коливання мегагерцового діапазону практично не поширюються через повітря. Найчастіше для цього, а також для охолодження поверхневих тканин, використовують деіонізовану воду.

Оптимальна конструкція внутрішньопорожнинного випромінювача для гіпертермії повинна забезпечити можливість зміни таких параметрів, як глибина поширення випромінюваної енергії та її розподіл вздовж аплікатора у відповідь на фізіологічні зміни в організмі, наприклад швидкості кровотоку. Реалізувати ці вимоги в електромагнітних внутрішньопорожнинних випромінювачах досить складно. Але використання ультразвукових випромінювачів на фазованих антенних решітках дає змогу контролювати згадані вище параметри шляхом зміни потужності заживлення кожного елемента, підбором відповідної частоти ультразвукових коливань та температури охолоджуючої води. Звичайно вони складаються з 16-64 окремих секторальних елементів, кожен з яких заживлюється від генератора коливань з частотами 500-750кГц. Істотним недоліком внутрішньопорожнинних ультразвукових випромінювачів цього типу є технологічна складність виготовлення, часова нестабільність параметрів та складність апаратури керування. Одним із шляхів їх вдосконалення є створення можливості контролю рівня випромінюваної потужності в радіальних напрямках.

Результати експериментального використання ультразвукової гіпертермії показують ріст лікувального ефекту при поєднанні її з променевою, а особливо з хіміотерапією, проте цей метод неефективний у місцях великого скупчення кісткової тканини, яка інтенсивно поглинає ультразвукові коливання. Недоліком електромагнітної та ультразвукової гіпертермії, особливо при використанні фазованих решіток, є виникнення так званих "гарячих зон" в оточуючих пухлину здорових тканинах, що пояснюється наявністю бокових пелюсток у діаграмі спрямованості кожного випромінювача решітки. Це додаткове небажане нагрівання спричиняє в пацієнта больові відчуття й опіки та призводить до необхідності переривання лікувального процесу. Тому в таких випадках система автоматичного керування гіпертермічним режимом повинна з високою точністю та ефективністю виявляти локалізацію "гарячих зон" та усувати їх.

Заслужують уваги й інші методи створення локальної гіпертермії, наприклад високочастотні струми з частотами 0,5-3 МГц. Оскільки на цих частотах ємнісний опір клітинних мембран представляє значну величину, то ВЧ-струми протікають по інтерстиціальної рідині, що дозволило назвати цей метод інтерстиціальною гіпертермією. У випадку інтерстиціального методу нагріву ВЧ-струми можуть протікати між двома пластинами, що накладаються на тіло хворого чи між електродами, які вводяться навколо пухлини. Для проведення гіпертермії через порожнини тіла використовують обтуратор, який представляє собою штир з перерізом еліпсоїдної форми, навколо якого півколом паралельно розміщується два ряди голок.

Іншим підходом для створення гіпертермії з використанням ВЧ-полів є імплантація хірургічним шляхом у пухлину або навколо неї металічних штирів

або феромагнітних частин. У цьому випадку нема необхідності безпосереднього підключення імплантованих голок до джерела електромагнітної енергії, оскільки магнітне поле, що створюється котушкою індуктивності, нагріває їх. Це робить метод більш зручним, ніж інтерстиціальний метод, і він дає змогу проводити нагрів глибоко розміщених пухлин.

У разі використання феромагнітних частин можна забезпечити автономне регулювання температури в пухлині. Для цього потрібно підібрати матеріал для частинок, що втрачає феромагнітні властивості за певної температури (точки Кюрі). У разі досягнення цієї температури частинки, що втратили феромагнітні властивості, будуть нагріватися значно слабше [8]. Представляє цікавість використання феромагнітних рідин на основі магнетину з розмірами частинок 1-3 мкм, які вводять за допомогою голок і катетерів. Отже, можна виокремити такі переваги методу інтерстиціальної гіпертермії: можливо управляти структурою тепловиділення; забезпечується краща локалізація тепла; можливе поєднання інтерстиціального методу з імплантованими радіоактивними речовинами; не виникає теплового пошкодження шкіри.

Комп'ютерне моделювання інтерстиціальної гіпертермії дає змогу отримати найбільш оптимальне розміщення імплантатів, що дає змогу забезпечити ефективне прогрівання патологічної області без істотного впливу на оточуючі тканини. Очевидно, що відносно висока температура біля поверхні імплантатів спричиняє утворення тромбів у живлячих судинах, які розміщені переважно по поверхні пухлини. Це зменшує рівень відведення тепла за рахунок кровообігу і спричиняє появу вторинної гіпоксії, яка тільки посилює ефективність термотерапії [5]. Крім цього, цей метод дає змогу проводити гіпертермічні процедури паралельно з терапією радіоактивними речовинами, що імплантуються поряд з електродами. Недоліками методу є його інвазивність та певні обмеження щодо розмірів області прогріву та глибини її залягання [8].

Одним із перспективних методів локальної гіпертермії є лазерна гіпертермія (термотерапія). Для теплового впливу на біологічну тканину використовують лазери неперервної та імпульсної дії; середньої інтенсивності з різними довжинами хвиль залежно від необхідної глибини проникнення. Лазерне випромінювання застосовують як для прогріву поверхневих областей тіла, так і глибоко розміщених областей. Одним з перспективних способів мінімально інвазивного лікування глибоко розміщених пухлин є лазерна інтерстиціальна термотерапія (ЛІТТ).

Використання лазерного випромінювання для локальної гіпертермії обумовлено такими перевагами:

- можливість точно дозувати фізичну дію на пухлину та керувати параметрами лазерного впливу під час процедури;
- метод дає змогу точно й ефективно здійснити моніторинг температури в пухлині, не спотворюючи реального розподілу теплового поля;
- універсальний характер апаратури, що дає змогу використовувати один і той самий апарат для деструкції пухлин, для ендоскопічних втручань і для поверхневих локалізацій;
- може використовуватися як самостійно, так і в комплексі з іншими консервативними методами лікування (хіміо- і радіотерапією, хірургією).

Незважаючи на наявність позитивних результатів, широке клінічне застосування методу обмежене з декількох причин:

- відсутні методики планування процедури, які б дозволили домогтися гарантованого ураження всього її об'єму;
- необхідність виконання спеціальних санітарно-гігієнічних вимог;
- практична складність перестроювання довжини хвилі;
- висока вартість лазерів та ін.

Висновки. Результати аналітичного огляду свідчать, що на сьогодні універсального способу для ефективного прогрівання живих тканин не існує. Виходячи з цього, доцільніше варто вважати спеціалізацію гіпертермічного обладнання, під час розроблення якого потрібно враховувати можливості кожного методу, який використовується. Іншою проблемою є необхідність в ефективних безконтактних засобах моніторингу температур у тканинах. Її вирішення дасть змогу проводити необхідний контроль режимів нагрівання для забезпечення найбільшого ураження патологічних областей та найменшого впливу на оточуючі їх здорові тканини.

Література

1. Онегин Е.Е. Аппаратура для создания общей управляемой водоструйной гипертермии у онкологических больных. Применение гипертермии и гипергликемии в комплексном лечении злокачественных новообразований / Е.Е. Онегин, Н.Н. Александров, Э.Я. Никифоров и др. – Минск, 1981. – 259 с.
2. Гусев А.Н. Методы создания гипертермии опухолей с помощью электромагнитных полей / А.Н. Гусев, С.П. Осинский // Экспериментальная онкология : сб. науч. тр. – 1988. – № 3. – Т. 10. – С. тр. 68-73.
3. Гусев А.Н. Теплофизические модели гипертермии опухолей / А.Н. Гусев, В.Л. Сигал, С.П. Осинский. – К. : Вид-во "Наук. думка", 1989. – 173 с.
4. Девятков Н.Д. Радиоволны в медицине и биологии / Н.Д. Девятков // 100 лет радио / под ред. В.В. Мигулина, А.В. Гороховского. – М. : Изд-во "Радио и связь", 1995. – С. 283-295.
5. Ермакова И.И. Математическое моделирование процессов терморегуляции у человека / И.И. Ермакова. – М. : Изд-во ВИНТИ, 1987. – 137 с.
6. Жаврид Э.А. Гипертермия и гипергликемия в онкологии / Э.А. Жаврид, С.П. Осинский, С.З. Фрадкин; Ин-т проблем онкологии им. Р.Е. Кавецкого АН УССР. – К. : Вид-во "Наук. думка", 1987. – 256 с.
7. Мединец Ю.Р. Физические аспекты гипертермии / Ю.Р. Мединец // Медицинские вести : сб. науч. тр. – К. : Вид-во "Наук. думка", 1999. – № 1. – С. 40-41.
8. Осинский С.П. Гипертермия опухолей с помощью ферромагнитных материалов : обзор / С.П. Осинский // Экспериментальная онкология : сб. науч. тр. – 1994. – Вып. 16, № 4-6. – С. 305-315. – Библиогр. – С. 314-315.
9. Charny C.K. Bioheat transfer in a branching countercurrent network during hyperthermia / C.K. Charny, R.L. Levin // J. Biomech. Eng. – 1989. – Nov; 111(11). – Pp. 263-70.
10. Diederich C.J. The development of intracavitary ultrasonic applicators for hyperthermia: a design and experimental study / C.J. Diederich, K. Hynynen // Med Phys. – 1990. – Jul-Aug; 17(4). – Pp. 626-34.
11. Elkowitz A.B. Transient temperature profiles in tissues with nonuniform blood flow distributions / A.B. Elkowitz, A. Shitzer, R.C. Eberhart // J. Biomech. Eng. – 1982. – Aug; 104(3). – Pp. 202-8.

Стасевич С.П., Федяняк И.Р. Анализ методов создания искусственной гипертермии в биологических тканях

Рассмотрены основные методы создания искусственной гипертермии в живых тканях, которые могут применяться при лечении онкологических заболеваний. Нагрев клеток организма человека до температуры выше 42 °С приводит к их гибели. Поэтому использование гипертермии для нагрева злокачественной опухоли, находящейся в глубине участка тела, до температур выше 43 °С, широко используется в современной онкологии. Проанализированы основные технические аспекты общей, локальной и поверхностной гипертермии, определены преимущества и недостатки приведенных методов.

При проектировании аппаратных средств для гипертермии важную роль играет моделирование распространения тепла при проведении процедуры, которое позволяет сделать прогноз эффективности лечебной процедуры, а также корректировать ее ход.

Ключевые слова: общая гипертермия, локальная гипертермия, поверхностная гипертермия, электромагнитная гипертермия, ультразвуковая гипертермия, интерстициальная гипертермия, лазерная гипертермия (термотерапия).

Stasevich S.P., Fedyniak I.R. The Review of Creating Artificial Hyperthermia in Biological Tissues Methods

The basic methods of creating artificial hyperthermia in living tissues, which may be used in the treatment of cancer, were considered. Heating the cells of the human body to a temperature higher than 42 °C leads to their death. Therefore, the use of hyperthermia for heating of malignant tumors located deep in parts of the body to temperatures above 43 °C, is widely used in modern oncology. The main technical aspects of general, local and superficial hyperthermia were analyzed. Advantages and disadvantages of the above methods were identified. When designing the hardware for hyperthermia, modelling of heat sharing during the procedure, which allows forecasting the effectiveness of the treatment procedure, as well as correcting its course plays an important role.

Key words: general hyperthermia, local hyperthermia, superficial hyperthermia, electromagnetic hyperthermia, ultrasound hyperthermia, interstitial hyperthermia, laser hyperthermia (heat therapy).

УДК 62-83.075.8

Доц. В.О. Чумакевич¹, канд. техн. наук;
ст. викл. О.Є. Сокульський², канд. техн. наук; магістр С.М. Олійник¹

ЕНЕРГОЗБЕРЕЖЕННЯ У ВОДОНАСОСНИХ УСТАНОВКАХ УНАСЛІДОК ВИКОРИСТАННЯ ЧАСТОТНО-РЕГУЛЬОВАНОГО ЕЛЕКТРОПРИВОДА

Проаналізовано економічний ефект від впровадження частотно-регульованого електропривода в системах водопостачання. Зазначено, що економія досягається не тільки завдяки зменшенню кількості спожитої електроенергії, а й економією використаної води, зменшенням аварійності на мережах водопостачання внаслідок вимкнення гідроударів та збільшенням моторесурсів насосних агрегатів і запірної арматури. Наведено розрахунки щодо збільшення енергоефективності електропривода шляхом заміни існуючої системи керування водонасосної установки сучасною системою на базі частотного перетворювача.

Ключові слова: частотно-регульований електропривод, водонасосна установка, ефективність.

Постановка проблеми. Енергія, і зокрема електрична, є одним з найважливіших продуктів у індустріальному суспільстві. Досліджено, що середній прибуток, тривалість і рівень життя – важливі фактори, пов'язані зі споживанням електроенергії на душу населення в окремому регіоні чи в країні загалом. Як і всі природні ресурси, енергетичні ресурси виснажуються, тому важливо заощаджувати якомога більшу кількість енергії. Альтернативи політиці енергозбереження в Україні немає. Енергозбереження повинно перетворитися в підгалузь промислової енергетики та допомогти зекономити додатково значну кількість енергії. У цих умовах реалізація політики енергозбереження стає стратегічною лінією розвитку економіки і соціальної сфери.

¹ Львівський національний аграрний університет, м. Львів;

² НТУ України "Київський політехнічний інститут", м. Київ