

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 616-71.115

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ПРЯМОГО МОНІТОРИНГУ САМОСТІЙНОГО ДИХАННЯ

*Куцяк О. А., Коваленко М. М., Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

Існуючі моніторні системи працюють на непрямих критеріях функції дихання. У важкохворих пацієнтів при самостійному диханні неможливо провести спірографію, тому задля вивчення функції дихання в періодичному режимі необхідна нова технологія її дослідження. Авторами запропоновано систему моніторингу самостійного дихання прямої реєстрації з метою отримання інформації про функцію дихання в періодичному режимі через параметри вентиляційної функції легень.

Описані ланки системи моніторингу і параметри оцінки функції самостійного дихання. Як результат досліджень показано необхідність застосування медикаментозної корекції лікування або переведення пацієнта на штучну вентиляцію легень (ШВЛ). Показано порівняльну динаміку самостійного дихання у здорових і хворих на хронічний бронхіт (ХБ) різного віку пацієнтів. Наведено орієнтовні межі вимірювання характерних прямих параметрів при прямому моніторингу самостійного дихання. Вирішене питання дрейфу "нульової лінії" об'єму дихання в процесі моніторингу дихання. Створена система прямого моніторингу самостійного дихання пацієнта та розроблено алгоритм роботи системи моніторингу самостійного дихання прямої реєстрації.

***Ключові слова:** моніторинг, самостійне дихання, об'єм, об'ємна швидкість, потік, інформація, система, вентиляційна функція легень.*

Вступ. Постановка проблеми

У зв'язку з неможливістю проведення спірографії важкохворих для отримання інформації про функцію дихання істотною постає проблема моніторингу самостійного дихання [1]. Це необхідно при декомпенсованій дихальній недостатності при пневмонії, астмі, емфіземі, а також у пацієнтів, яких необхідно переводити на ШВЛ [2,3]. Моніторинг самостійного дихання в періодичному режимі дозволяє провести корекцію медикаментозного лікування або переведення на ШВЛ і підвищити ефективність лікування.

Аналіз попередніх досліджень

На практиці при реалізації моніторингу дихання застосовуються монітори дихання – апарати з широким функціональним профілем для спостереження стану хворих при штучній вентиляції легень. А у важких пацієнтів, які перебувають на самостійному диханні, технологія моніторингу досі не розроблена. У літературі інформація про це відсутня. У більшості випадків ці апарати є багатofункціональними пристроями, які містять кілька функціональних блоків (не лише спостереження за диханням, а також і за показниками, що відповідають за життєзабезпечення пацієнта). Також ці монітори можуть бути в комплексі з апаратами ШВЛ. Вони відрізняються між собою і за принципом реєстрації і об-

робки сигналу, і за набором контрольованих параметрів. Переважна більшість систем моніторингу контролює дихальну систему не прямо, а в обхід дихального контура (непряма реєстрація).

Відомо чимало систем моніторингу зарубіжних і вітчизняних фірм. До відомих моніторних комплексів відносяться наступні:

- реанімаційно-хірургічний монітор життєво важливих функцій *ЮМ-500-7* (Utas, Україна);
- приліжкові монітори: *Storm 5800* (Dixon, Росія), *BM5* (Bionet Ltd, Корея), *Guardian BPM-700* (Bionics Co. Ltd. (Biosys), Корея), *Star8000C* (Comen Medical, Китай).
- монітори пацієнта: *8100E nGenuity* (Criticare System, Inc., США), *Argus Pro LifeCare* (Schiller AG, Швейцарія).

Основними параметрами цих систем моніторингу є ЕКГ (електрокардіограма), ЧСС (частота серцевих скорочень), SpO_2 (сатурація), p_{O_2} і p_{CO_2} (концентрація кисню і вуглекислого газу в крові відповідно), частота пульсу, температура, тиск, ЧД (частота дихання), FiO_2 (концентрація вдихуваного кисню) [4].

Останнім часом все наполегливіше лунає думка про необхідність моніторингу саме прямих параметрів функції дихання через пряму реєстрацію (через дихальний контур людини). У першу чергу до них відносяться показники паттерна дихання: частота дихання (ЧД, $хв^{-1}$), дихальний об'єм (ДО, л), тривалість вдиху (T_i , с) і видиху (T_e , с) окремого циклу дихання, хвилинний об'єм дихання (ХОД, л/с) [5]. До недавнього часу цим показникам, їх отриманню та їх інтерпретації як джерелу інформації значної уваги не приділялось. Були лише спроби їх втілення у непрямих методах (імпедансної томографії, магнітометрії та респіраторної індуктивної плетизмографії), в яких деякі з цих параметрів реєструвалися в обхід дихального контура пацієнта. Серед апаратів прямої реєстрації виділяється лише портативний монітор механіки дихання: *VentCheck* (Novamatrix, США), що охоплює такі параметри: ЧД, T_e , T_i , максимальний потік, ХОД, опір дихальних шляхів. Але серед вітчизняної медичної апаратури досі не було аналогів подібних апаратів.

Мета роботи

Оскільки існуючі системи моніторингу стану важкохворих ґрунтуються на непрямих показниках, тому неможливо отримати інформацію про їх функцію дихання. Крім того, у них неможливо застосувати спірографію. У зв'язку з цим метою роботи є розроблення системи моніторингу самостійного дихання прямої реєстрації, що контролює параметри вентиляційної функції легень і через них надає інформацію про стан функції дихання пацієнта у періодичному режимі.

Поставлені наступні задачі: визначити характеристики та провести апробацію апарата прямого моніторингу самостійного дихання, вивчити спосіб формування і перетворення сигналу об'ємної швидкості потоку повітря як джерела основної інформації про стан функції дихання, вдосконалення методики моніторингу самостійного дихання, визначення характерних параметрів вентиля-

ційної функції дихання при прямому моніторингу, розроблення алгоритму прямого моніторингу дихання, створення системи прямого моніторингу самостійного дихання пацієнта.

Матеріали та методи

У роботі для створення системи був застосований апарат прямого моніторингу дихання "Монітор дихання пацієнта" ("Монітор", ТОВ "Сенсорні Системи", Інститут Фізіології НАН України), який вперше був використаний і призначений для контролю стану функції дихання важких хворих. Були застосовані спосіб отримання і перетворення сигналу потоку повітря, як джерела інформації про стан функції дихання пацієнта, і спосіб прямого моніторингу самостійного дихання пацієнта.

Крім того, було досліджено 60 осіб, з них 30 – здорові, 30 – хворі хронічним бронхітом (ХБ). В тому числі було виокремлено 2 вікові групи – молодші (19-29 рр) і старші (49-69 рр): по 15 осіб у кожній. Предметом аналізу був сигнал об'ємної швидкості потоку повітря в часі. Також були використані методи математичної статистики.

Апарат "Монітор" призначений для відслідковування стану вентиляційної функції легень людини. До його складу входять: приймач потоку повітря (ППП), пневматичні магістралі, електронний блок (сенсор тиску, АЦП, пристрій стикування з комп'ютером) та програмне забезпечення. Наведена блок-схема функціонування апарата прямого моніторингу дихання (рис. 1) пояснює його роботу.

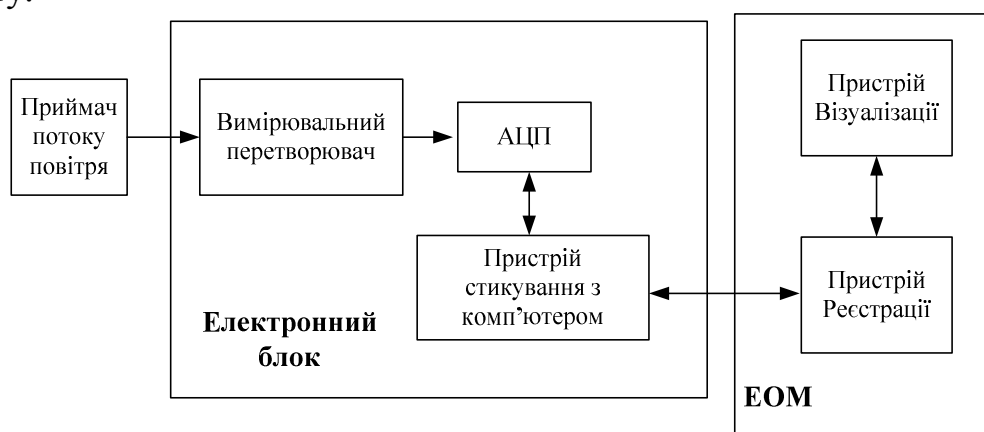


Рис. 1. Блок-схема функціонування апарата прямого моніторингу дихання

Приймач потоку повітря (ППП) виконує функцію первинного перетворення величини потоку повітря у величину перепаду тиску. У даному випадку використовується приймач потоку повітря із двома зустрічнонаправленими трубками Піто, що створюють квадратичну залежність перепаду тиску від величини об'ємної швидкості потоку повітря.

У вимірювальному перетворювачі (ВП), який з'єднаний із ППП пневмомагістралями і містить диференціальний сенсор тиску, здійснюється основне пе-

ретворення величини перепаду тиску в електричний сигнал, що функціонально зв'язаний із величиною потоку повітря. Аналого-цифровий перетворювач (АЦП) перетворює електричний сигнал у цифровий код. У пристрої реєстрації (ПР) цифровий код з АЦП співставляється з кодом установок параметрів, що вимірюються. За результатами співставлення інформація виводиться на пристрій візуалізації (ПВ). Пристрій стикування з комп'ютером (ПРСК) (рис. 1) призначений для керування частотою опитування АЦП та передачі інформації у комп'ютер (ЕОМ).

Програмне забезпечення монітора (написане мовою Delphi 7) реалізує прийом та обробку цифрового коду АЦП, лінеаризацію сигналу потоку та визначення величини об'єму повітряного потоку, що обчислюється як інтеграл сигналу об'ємної швидкості потоку повітря. Програмне забезпечення виконується за спеціальним алгоритмом і виконується пристроєм реєстрації (ПР) [1, 6]. Також формується в базі даних комірка на кожного пацієнта.

До базового набору параметрів, що відслідковуються пристроєм, входять: дихальний об'єм (ДО), частота дихання (ЧД), хвилинний об'єм дихання (ХОД), час вдиху (T_i), час видиху (T_e), загальний час дихального циклу (T_t), відношення часу видиху до часу вдиху (T_e/T_i).

Моніторинг дихання здійснюється за параметром ДО. У випадку зниження у пацієнта значення ДО нижче встановленого рівня (порогу – в середньому складає 100 мл) об'єму дихання або раптової зупинки дихання протягом 10 с спрацьовує сигнал тривоги (АЛАРМ). Також передбачається ручне "заглушення" сигналу тривоги, проте цей сигнал знову з'явиться при новому зниженні ДО чи відсутності дихання у пацієнта.

Електронний блок апарата з'єднується з персональним комп'ютером через порт, від якого реалізується передача сигналу та живлення апарата.

Результати досліджень

На першому етапі відбулася попередня апробація апарата прямого моніторингу дихання у пацієнтів при переході зі штучної вентиляції легень після наркозу на самостійне дихання, а також навпаки, в тому числі відбувалась медикаментозна корекція лікування [3, 4].

При поступовому погіршенні показників об'ємної швидкості потоку повітря (Q) та об'єму дихання (V) (рис. 2) було проведено медикаментозну корекцію (позиція 2 на рис. 2).

На відміну від попереднього випадку показники функції дихання (Q і V) були гіршими, зокрема параметр Q був занадто низьким, що змусило перевести пацієнта на ШВЛ (рис. 3).

З метою дослідження коректності роботи системи прямого моніторингу самостійного дихання за різних умов на другому етапі відбулося порівняльне дослідження результатів прямого моніторингу дихання у хворих на хронічний бронхіт та здорових осіб [1]. На відміну від попередньої апробації апарата [3], де досліджувалися лише три параметри ВФД (ДО, ЧД, ХОД) у випадку само-

стійного дихання досліджувалися сім параметрів: ДО, ЧД, ХОД, T_i , T_e , T_t , T_e/T_i .

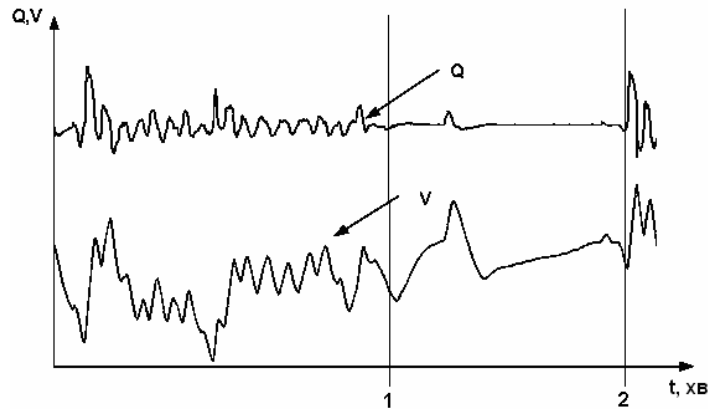


Рис. 2. Криві об'ємної швидкості потоку повітря (Q) та об'єму дихання (V), де: 1 – до медикаментозної корекції, 2 – після медикаментозної корекції

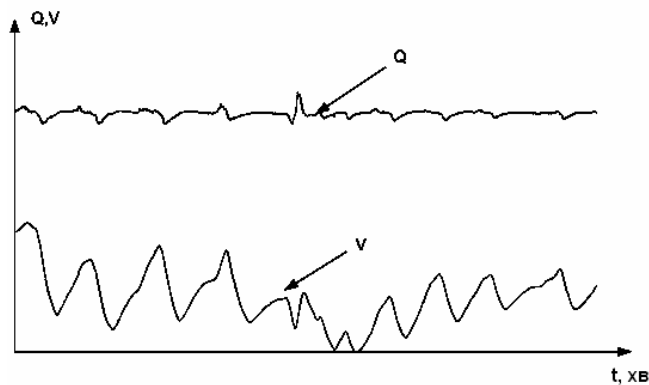


Рис. 3. Криві об'ємної швидкості потоку повітря (Q) та об'єму дихання (V) при переведенні на ШВЛ

За допомогою математичної статистики було здійснено порівняння в двох різних групах (здорових та хворих на ХБ). Із цього виведено характерні показники вентиляційної функції легень при прямому моніторингу самостійного дихання пацієнта ($p < 0.05$). Також були виведені значення величини об'ємної швидкості потоку повітря (Q) для двох груп досліджуваних осіб. Характерними параметрами вентиляційної функції легень є ДОвид і T_e , а також Qвид.

Розглянувши динаміку зміни середньої об'ємної швидкості потоку, дихального об'єму та експіраторного часу, було визначено орієнтовні межі їх вимірювання для різних груп пацієнтів: у здорових осіб молодшого віку $Q_{\text{вид}} = 0.06 \dots 0.57$ л/с, ДОвид = 0.14...0.57 л, $T_e = 0.56 \dots 3.01$ с; у здорових осіб старшого віку $Q_{\text{вид}} = 0.07 \dots 0.52$ л/с, ДОвид = 0.12...0.55 л, $T_e = 0.75 \dots 2.64$ с; у хворих осіб молодшого віку $Q_{\text{вид}} = 0.03 \dots 0.58$ л/с, ДОвид = 0.05...0.64 л, $T_e = 0.78 \dots 2.83$ с; у хворих осіб старшого віку $Q_{\text{вид}} = 0.03 \dots 0.50$ л/с, ДОвид = 0.05...0.58 л, $T_e = 0.60 \dots 3.12$ с.

Виходячи з отриманих результатів були отримані графіки динаміки зміни значень експіраторного потоку дихання в часі (від початку процесу моніторингу дихання до 2 хв після початку), що дозволило визначити графічно і встановити адаптаційний період встановлення процесів в дихальній системі при прямому моніторингу дихання (рис. 4).

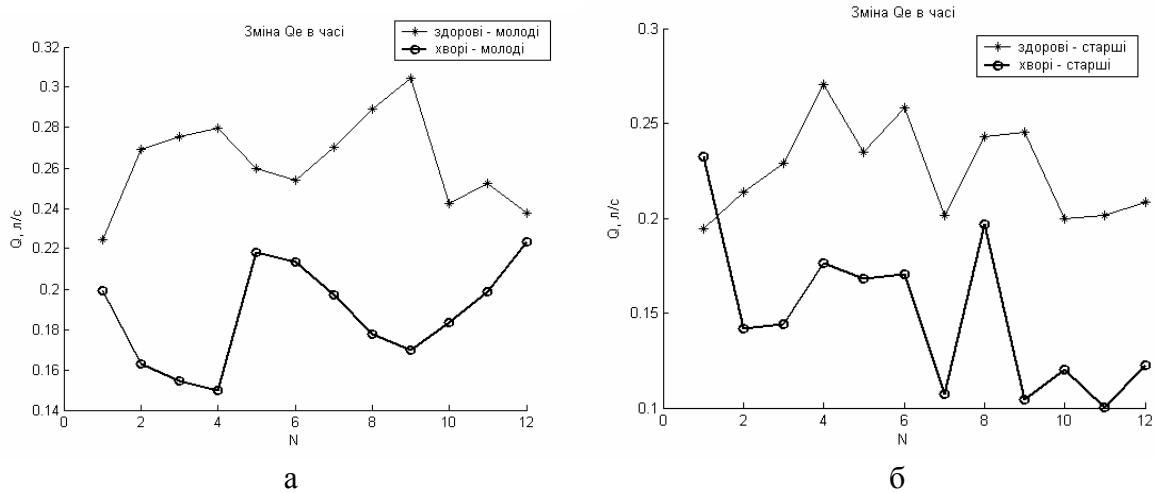


Рис. 4. Середні значення в часі $Q_{\text{вд}}$ здорових і хворих осіб молодшого (а) і старшого (б) віку. По осі абсцис: N – кількість відліків часу ($N=2$ відповідає 20 с, $N=4$ відповідає 40 с і т.д.).

Адаптаційний період знаходиться в діапазоні 30-90 с від початку процесу моніторингу дихання і залежить від важкості хвороби та віку хворого [1]. Як видно из рис. 4.а, у пацієнтів молодшого віку, здорових і хворих на ХБ, практично відразу після початку процесу моніторингу дихання починаються ритмічні зміни дихання. Тоді, як видно з рис. 4.б, у пацієнтів старшого віку, здорових і хворих на ХБ, ритмічні зміни починаються не відразу, а з моменту часу $t=50$ с ($N=5$) (для здорових) і $t=60$ с ($N=6$) (для хворих на ХБ) після початку процесу моніторингу дихання.

Крім методики і параметрів моніторингу дихання, був розроблений алгоритм прямого моніторингу дихання (рис. 5). Він забезпечує інформацію про стан функції дихання пацієнта, і пов'язує між собою методичні, технічні та інформаційні аспекти прямого моніторингу дихання пацієнта.

Сутність алгоритму полягає в наступному. У базі даних створюється комірка на кожного пацієнта. Далі запускається система моніторингу дихання. У реальному режимі часу відбувається оброблення сигналу потоку дихання, що формується апаратом, його дискретизація, передача на комп'ютер, лінеаризація за допомогою програмного забезпечення (формула, що враховує геометричні параметри приймача потоку повітря), інтерпретація параметрів дискретизованого сигналу, виведення результатів на дисплей. Лікар є ланкою, яка контролює процес моніторингу дихання, перериває його за необхідності, проглядає результати, приймає необхідні рішення на основі результатів.

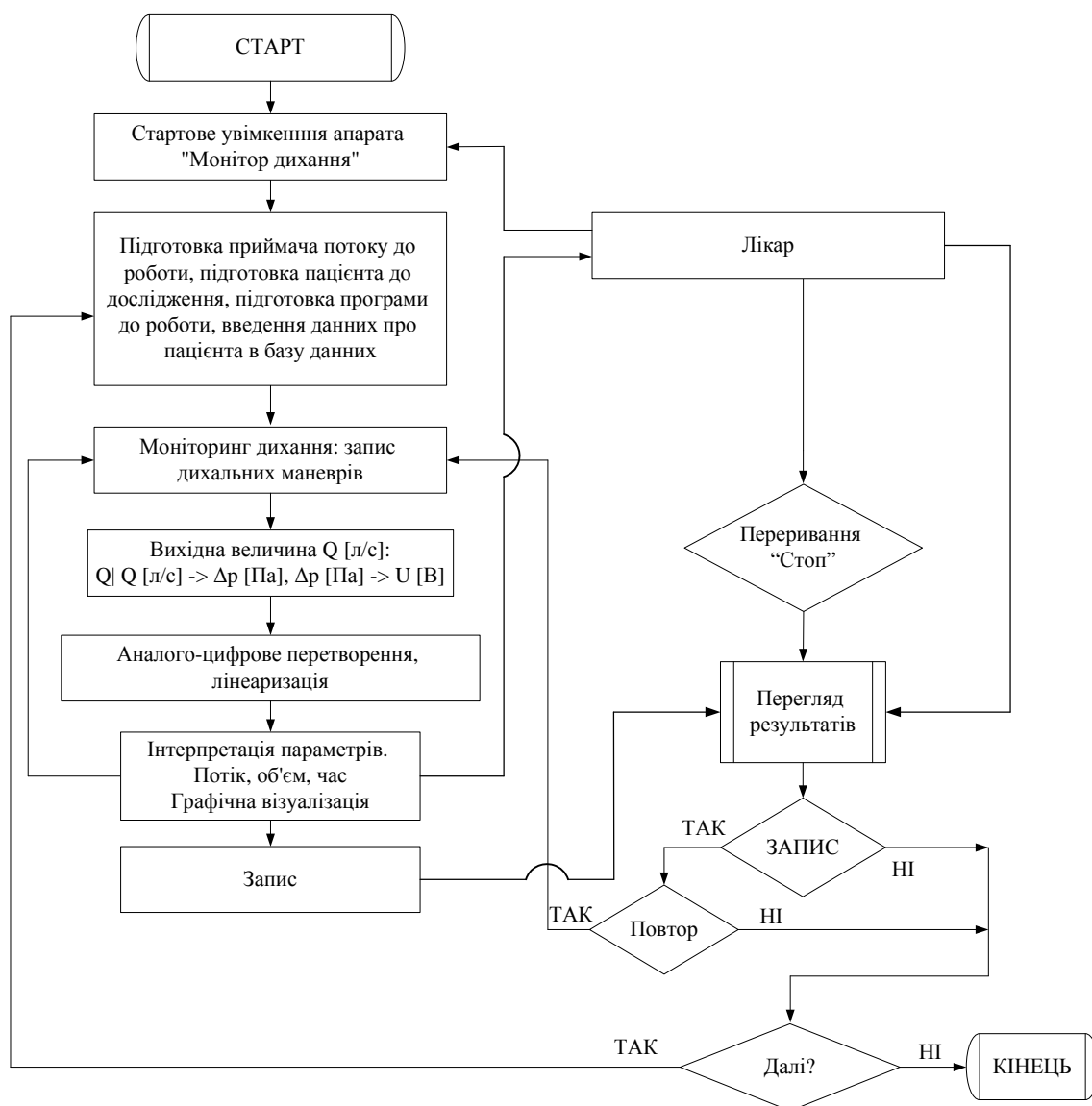


Рис. 5. Алгоритм прямого моніторингу дихання

У нашій роботі було вирішене питання дрейфу "нульової лінії". Якщо пацієнт не дихає у приймач потоку повітря, на сенсор тиску не надходить перепад тиску від потоку повітря, але все одно існує певний дисбаланс вимірювального моста (вимірювальний перетворювач являє собою мостову систему (рис. 1). У системі виникають шуми, інтегрування яких може дати хибний результат, і як наслідок – "нульова лінія" може бути скошена. Результат може бути сприйнятий програмним забезпеченням за псевдооб'єм (обчислити як об'єм, який не є об'ємом дихання).

Отже, необхідно обмежити нижню межу вимірювання об'ємної швидкості потоку повітря, щоб вона не потрапляла в область шумів. Оскільки в роботі розглядається самостійне дихання важкохворих, то величина об'ємної швидкості потоку повітря у них не перевищує 1 л/с. Тому в якості компенсації дрейфу при лінеаризації програмним забезпеченням "відкидаються" (тобто не беруться

до оброблення) перші 5 одиниць дискретизованого сигналу об'ємної швидкості потоку повітря, – тобто значення сигналу, що потрапляють у цей проміжок співпадають із шумами і можуть бути прийняті за значення сигналу. Дослідження показали, що нижня межа вимірювання становить в середньому 30 мл/с.

У результаті проведення досліджень було створено систему прямого моніторингу самостійного дихання пацієнта. Вона містить наступні елементи: пристрій прямого моніторингу дихання, спосіб реєстрації і оброблення сигналу об'ємної швидкості потоку повітря як джерела основної інформації про стан функції дихання, методику моніторингу дихання, характерні параметри вентиляційної функції легень при прямому моніторингу самостійного дихання, а також алгоритм прямого моніторингу дихання.

Висновки

1. Використаний в роботі апарат прямого моніторингу є пристроєм реєстрації та формування сигналу об'ємної швидкості потоку повітря як основного джерела інформації про стан функції дихання, а також його дискретизації та передачі на ЕОМ.

2. Методика прямого моніторингу дихання дозволяє проводити моніторинг дихання у періодичному режимі, виконувати дихальні маневри та перетворювати їх на амплітудні та часові складові.

3. На основі порівняльних досліджень різних параметрів вентиляційної функції легень із базового набору прямого моніторингу були вибрані дихальний об'єм при видиху (ДОВид) і час видиху (Т_е), а також виведені значення об'ємної швидкості потоку повітря при видиху (Q_{вид}).

4. В результаті створеної методики і параметрів вентиляційної функції легень розроблений алгоритм прямого моніторингу, який дозволяє отримувати інформацію про стан функції дихання і спростити роботу оператора.

5. В цілому було створено систему прямого моніторингу самостійного дихання пацієнта, яка включає апарат прямого моніторингу, методику і алгоритм прямого моніторингу та характерні параметри дихання при прямому моніторингу. Система надає інформацію лікарю про стан функції дихання та необхідність корекції лікування хворого.

Література

1. Коваленко М. М. The system of direct monitoring of patient's spontaneous breathing / М. М. Коваленко, О. А. Куцяк / "Електроніка і нанотехнології". Збірник праць XXXII Міжнародної науково-технічної конференції ELNANO 2012, 2012.
2. Коваленко М. М. Моніторинг спірографічних показників / М. М.Коваленко, О. А. Куцяк, В. О. Лопата // Електроника и связь. Тематический выпуск "Электроника и нанотехнологии". – 2009. – С. 209 – 212.
3. Коваленко М. М. Можливості застосування моніторингу дихання в клінічній практиці / М. М.Коваленко, Маньковська, В. І. Носар, М. В. Бондар, О. А. Куцяк, Р. І. Янчій // Електроника и связь. Тематический выпуск "Проблемы электроники". – 2008. – № 3 - 4, ч. 2. – С. 131 – 136.

4. Шурыгин И. А. Мониторинг дыхания: пульсоксиметрия, капнография, оксиметрия. – СПб.: "Невский Диалект"; М.: "Издательство БИНОМ", 2000. – 301 с.: ил.
5. Лопата В. А. Респираторный мониторинг: витязь на распутье // Медична техніка. – 2008. – № 3 (4). – С.14. – 17.
6. Лопата В. О. Технічні аспекти розробки монітора дихання / В. О. Лопата, О. О. Петрова, П. М. Чорний та ін. // Електроніка і зв'язь. Тематический выпуск "Проблеми електроніки". – 2008. – № 3 – 4, ч. 2. – С. 137 – 140.

*Надійшла до редакції
04 березня 2013 року*

©Куцяк О. А., Коваленко М. М., 2013

УДК 615.831.7

КОНТРОЛЬ ДОЗИ ЛАЗЕРНОГО ОПРОМІНЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ТЕМПЕРАТУРНИМ МЕТОДОМ

*Тереценко М. Ф., Максимчук І. В., Мамедова Л. А., Якубовський С. П.
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна*

Проведено дослідження впливу лазерного випромінювання (ЛВ) на біологічні тканини людей різної статі при змінних режимах генерації ЛВ. Графічно встановлено залежності зміни температури тканин досліджуваного об'єкта, скрізь який проходить ЛВ, від часу опромінення при постійній потужності впливу. Показано та проаналізовано отримані результати дослідження, що представлені у вигляді температурно-часових залежностей. Показано відмінності реакції тканин досліджуваних ділянок у чоловіків та жінок при модульованому та немодульованому режимах впливу. Встановлено оптимальні режими проведення терапевтичних процедур у цих режимах впливу для кісткових, нігтьових та м'яких тканин організмів людей різної статі.

Отримані результати можуть бути використані для формування режимів безпеки терапевтичної процедури та прогнозування негативних наслідків (опіків та ушкодження тканин) на ділянках м'яких і сполучних тканин, тканин нігтя та кістки.

Ключові слова: *доза лазерного випромінювання, терапія, контроль температури.*

Вступ

Широкі можливості індивідуальної оптимізації часових і амплітудних параметрів лазерної терапії надають оперативний аналіз зміни температури опромінюваної ділянки біологічних тканин з метою підтримки заданої інтенсивності впливу внаслідок реєстрації температурного стану тканини в реальному часі та перерахунку необхідних часових інтервалів і потужності випромінювання.

Залежність чутливості біологічної тканини до лазерного впливу від її кровонаповнення внаслідок коливань теплоємності та теплопровідності [1] та методи виявлення оптичних параметрів тканини [2] із методами контролю поглинутої внутрішніми тканинами дози опромінення [3] і методи контролю ефективності впливу [4] вказують на необхідність врахування комплексу чинників, пов'язаних з поглинанням і розсіюванням лазерної енергії у верхніх шарах шкірного покриву, контролем індивідуальної реакції пацієнта.