

КЛАСИФІКАЦІЯ МЕТОДІВ МОНІТОРИНГУ ЗОВНІШНЬОГО ДИХАННЯ ЛЮДИНИ

У статті розглянуто основні методи моніторингу зовнішнього дихання та наведено їх переваги й недоліки. Запропоновано класифікацію методів моніторингу зовнішнього дихання.

In the article the basic methods of research respiratory and their advantages and disadvantages are resulted. Classification of methods of research respiratory is offered.

Ключові слова: дихання, кисень, вуглекислий газ.

Вступ

Дихання – сукупність процесів, які забезпечують потребу кисню для організму і виділення вуглекислого газу. Надходження кисню з атмосфери до клітин необхідне для біологічного окислення органічних речовин, в результаті якого звільнюється енергія, потрібна для життя організму. В процесі біологічного окислення утворюється вуглекислий газ, який підлягає виведенню з організму. Припинення дихання веде до загибелі спочатку нервових клітин, а потім всіх інших [1, 2].

Актуальність проведення моніторингу зовнішнього дихання [5] в клінічних умовах обумовлена постійно зростаючою складністю і тривалістю хірургічних втручань, збільшенням важкості функціональних розладів у хворих та ускладненням технічних засобів, що використовуються в клінічній практиці. Значення цього процесу полягає в своєчасній діагностиці порушень і профілактиці важких ускладнень, зокрема зупинки серця і дихання, правильнішої тактиці інтенсивної терапії і вищій ефективності лікування. Застосування його в клінічній практиці дозволяє лікарям не тільки отримати важливу інформацію про стан пацієнта, але і прослідкувати процес зміни дихання у часі і зробити з цього необхідні висновки [6].

Дихання в людині включає

- клітинне дихання (сукупність біохімічних реакцій живих організмів, що протікають в клітинах, в ході яких відбувається окислення вуглеводів, ліпідів і амінокислот) [3];
- зовнішнє дихання – це збірний термін, який описує процеси руху повітря дихальними шляхами, розподілення його в легенях і переносу газів з повітря в кров і назад [4].

На практиці при дослідженні зовнішнього дихання виникає необхідність вибору методу, оскільки існує широкий спектр специфічних задач їх застосування, виходячи з умов експлуатації. Тому постає потреба в класифікації цих методів, яка б повно характеризувала весь клас методів і сенсорів на їх основі. При цьому повинні бути враховані як особливості методів, їх залежність від фізичного процесу, на основі якого вони працюють, так і конкретні реалізації приладів. Таким чином метою статті є аналіз відомих методів моніторингу зовнішнього дихання та їх класифікація.

Класифікація методів моніторингу зовнішнього дихання

Повноцінний моніторинг функції зовнішнього дихання (ФЗД) передбачає проведення дослідження методами, результати яких дають уявлення про різні аспекти роботи цього процесу. До цих методів відносяться спірометрія, оксиметрія, пікфлуометрія, пневмотахометрія та пневмотахографія, електроенцефалографія, капнометрія, бодіплетизмографія, моніторинг напруги кисню в крові [7– 11, 20].

На рис. 1 наведена запропонована класифікація методів моніторингу зовнішнього дихання.

Спірометрія – це реєстрація протягом певного часу змін об'єму легень при дихальних рухах. Вона дає можливість оцінити ефективність легеневої вентиляції при спокійному та форсованому диханні (конвекційний метод).

Спірометрія дозволяє:

- об'єктивно оцінити симптоми, ознаки і патологічні результати лабораторних тестів;
- дати оцінку впливу захворювання на функцію легень;
- виявляти осіб з ризиком захворювання легень;
- оцінити передопераційний ризик;
- оцінити прогноз захворювання;
- оцінити статус здоров'я перед початком значних фізичних навантажень [12].

Однак спірометрію не можна використовувати при інфаркті міокарда, інсульті, пневмонії, туберкульозі [13].

Оксиметрія – це вимірювання вмісту кисню в різних середовищах, як рідких так і в газоподібних. Не зважаючи на очевидну важливість оксиметричного контролю, він отримав розповсюдження лише протягом останніх двох десятиліть. Така затримка пов'язана, в основному, з досить серйозними технічними проблемами, які вдалося вирішити відносно недавно [10].

Оксиметрія поділяється на повільну та швидку. Перша є електрохімічним методом, а інша – на основі парамагнітного ефекту.

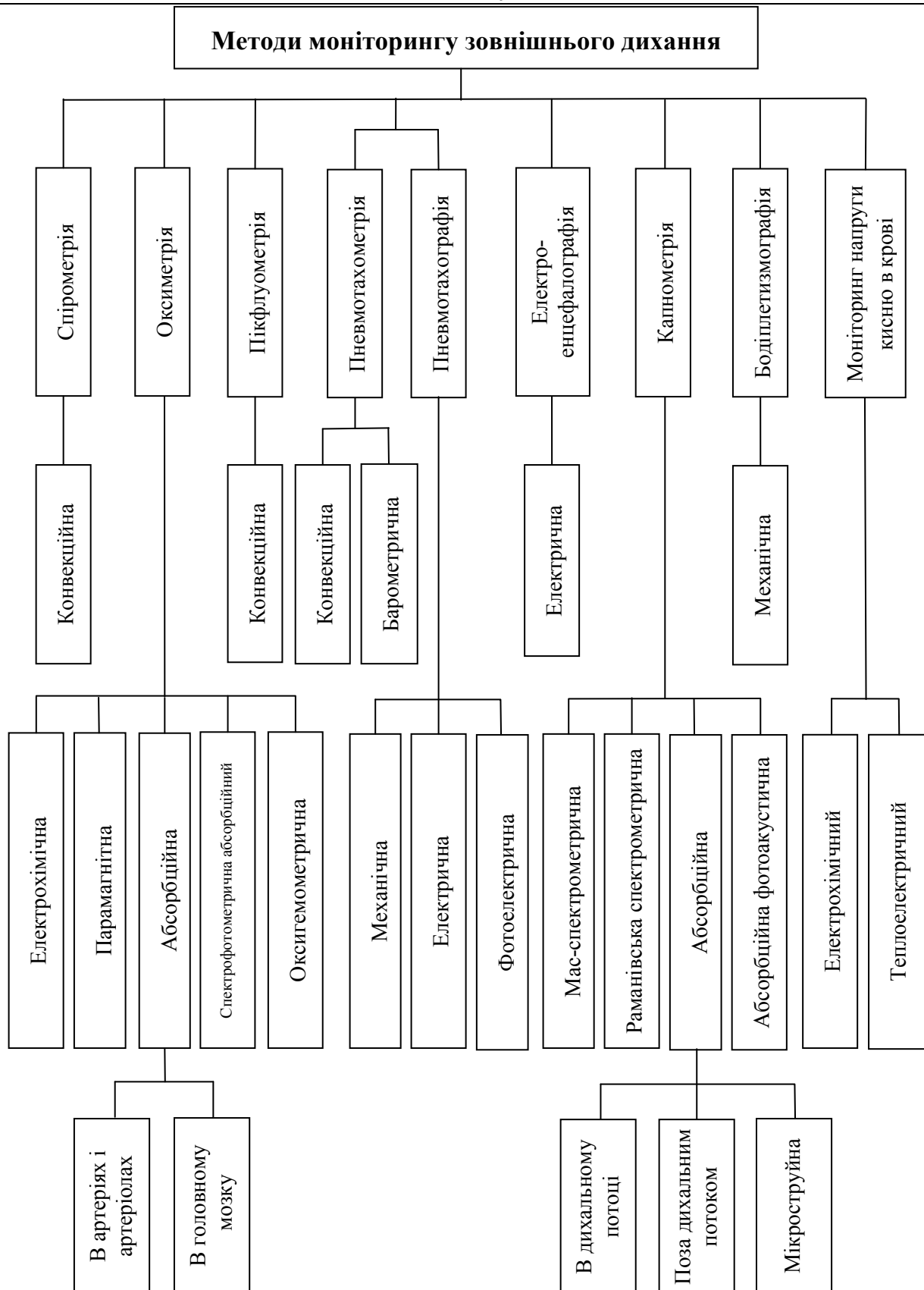


Рис. 1. Методи моніторингу зовнішнього дихання

Повільна оксиметрія відрізняється малою швидкістю відгуку на зміну концентрації кисню: звичайний час реакції – 2–3 с (в деяких випадках – 15 с). Дуже рідкісні моделі оксиметрів мають час реакції 0,6–1 с. Головне, якщо не єдине, призначення оксиметрів даного типу – відслідковувати вміст кисню в газі, що вдихається чи видихається, тому повільна оксиметрія по своїй суті є методом моніторингу наркозо-дихальної апаратури і не дає ніякої інформації про стан пацієнта. Але, не зважаючи на це, повільна оксиметрія володіє рядом суттєвих переваг – оксиметри відносно недорогі, компактні, дуже прості в

користуванні і здатні своєчасно виявляти зміни концентрації кисню в дихальній суміші.

Швидка оксиметрія не тільки виконує всі функції повільної оксиметрії, але й надають велику кількість додаткової корисної інформації. Вона виявляє деякі розлади газообміну в десятки разів швидше, ніж пульсоксиметри і капнографи. Основою роботи є парамагнітний принцип. За оксиграмою можна контролювати частоту, ритм дихання, зміну альвеолярної вентиляції і вентиляційно-перфузійні відношення. Оксиметрія відрізняється високою швидкістю і, останнім часом, активно впроваджується в операційних та палатах інтенсивної терапії [10, 14]. Також варто виділити абсорбційну, спектрофотометричну та оксигемометричну оксиметрію.

Моніторинг зовнішнього дихання за допомогою абсорбційної оксиметрії проводиться в артеріях та артеріолах (пульсоксиметрія) і в головному мозку (церебральна) [15]. Основою методу пульсоксиметрії складає вимірювання поглинання світла певної довжини хвилі гемоглобіном крові.

Пульсоксиметри прості і зручні в експлуатації, портативні, безпечні для хворого і лікаря, не вимагають калібровки, забезпечують вимірювання відразу після підключення, а інформація, що отримується з їх допомогою, достатня для швидкої оцінки оксигенації (вентиляції) та гемодинаміки. Всі пульсоксиметри, які виробляються в даний час, володіють достатньою для роботи точністю. Помилка у визначенні O_2 складає 1–2 %. Найвища точність приладів в діапазоні O_2 від 100 % до 80 %.

Серед недоліків пульсоксиметрів варто зазначити те, що на достовірність показників впливає температура навколишнього середовища: при низькій – сенсор перестає працювати внаслідок периферійної вазоконстрикції, при високій – сенсор перестає працювати, так як додаткове тепло, що йде від сенсора, призводить до утворення вологи на поверхні пальця. Причиною появи артефактів при проведенні пульсоксиметрії можуть бути такі стани, як залишкова зовнішня освітленість, рух, пульсація вен в кінцівках, опущених нижче рівня тіла, зміщення сенсора тощо. Обмежене використання цього контролюючого методу при низькій перфузії, пов'язаної з низьким серцевим викидом, вираженій анемії, високим загальним периферичним опором. Недоліком даного методу є неможливість визначення гістотоксичної гіпоксії та гіпероксії [15].

Церебральна оксиметрія є неінвазивним методом оцінки оксигенації головного мозку. Метод заснований на детектуванні параінфрачервоного випромінювання (довжина хвилі 730 і 810 нм) двома фотодіодами. Цей спеціальний технічний прийом – розділення фотодіодів – використовують для детекції сигналу від мозку, не змішаного з сигналами від екстрацеребральних тканин. Основою перевагою церебральної оксиметрії є неінвазивність. Цей простий у використанні метод дозволяє здійснювати контроль за оксигенацією головного мозку при проведенні різних короточасних маніпуляцій. Однак використання методики обмежує велика кількість артефактів через диспозиції сенсорів і домішок екстрацеребральної крові [16].

Спектрофотометрична оксиметрія крові використовується у волоконно-оптичних оксиметрах, що використовуються для оцінки оксигенації венозної крові. Для цієї цілі використовуються спеціальні катетери підключичної вени чи легеневої артерії, що використовуються зазвичай для визначення параметрів внутрішньосерцевої гемодинаміки і додатково містять два ізольованих один від одного оптичних волокна. Моніторинг оксигенації венозної крові, що відбувається разом з визначенням серцевого викиду методом термодилуції, має високу діагностичну цінність, особливо в грудній хірургії при виборі тактики лікування в післяопераційному періоді. Також спектрофотометрична оксиметрія використовується в церебральних оксиметрах для моніторингу величини регіональної сатурації крові в судинах мозку. Для визначення сатурації крові застосовують випромінювання ближньої ІЧ області в діапазоні 650...1100 нм. ІЧ випромінювання глибоко проходить в тканини, що дозволяє використовувати сенсори, що накладаються на шкіру лоба пацієнта [6, 12]. Відповідно фізіологічним даним, судинне русло кожної ділянки мозку на 75 % складається з венозних, 20 % артеріальних і 5 % капілярних судин. Таким чином, значення величини сатурації крові виявляються усередненими і найбільш близькими до сатурації венозної крові, що тече з мозку [17].

Оксигеметрія – метод визначення ступені насичення крові киснем для оцінки ефективності функції зовнішнього дихання, який оснований на різниці спектрів поглинання в оксигемоглобіні і відновлювальному гемоглобіні. Відновлювальний гемоглобін в розчинах поглинає червоне світло ($\lambda_c = 620...680$ нм), що проходить, на багато сильніше, чим розчин оксигемоглобіну. В однаковій ступені поглинається цими формами гемоглобіну інфрачервоне випромінювання ($\lambda_{чк} = 810$ нм). Визначення оксигемоглобіну по пробі крові (0,4 мл) виконують кюветні оксигеметри, перевагою яких є отримання абсолютних значень концентрації оксигемоглобіну, а недоліком – короточасна придатність взятих проб крові [18].

Пікфлоуметрія – метод моніторингу пікової швидкості видиху (ПШВ), яка вимірюється в літрах на 1с, для оцінки ступеня обструкції дихальних шляхів, тобто вона є конвекційним методом. Моніторинг ПШВ стало можливим після виготовлення відносно дешевого і легкого у використанні пристрою – пікфлоуметра, яким можуть користуватися самі пацієнти, але це має один недолік: результати вимірювань залежать від власних зусиль пацієнта. Тому хворого необхідно чітко проінструктувати про те, як належить виконувати маневр форсованого видиху [19].

Основними завданнями моніторингу ПШВ є:

- планування лікування обструктивних захворювань легень;

- оцінка ефективності лікування бронходилататорами та інгаляційними глюкокортикоїдами;
- прогнозування загострень бронхіальної астми;
- визначення зворотності бронхіальної обструкції;
- визначення професійної астми;
- ідентифікація механізмів, які провокують бронхоспазм.

Моніторинг ПШВ можна застосовувати при амбулаторному лікуванні та спостереженні за хворими у стаціонарних умовах для оптимізації лікування або пацієнти можуть самостійно використовувати для самоконтролю та виконання плану призначеної терапії. [19].

Чутливими методами моніторингу зовнішнього дихання є пневмотахометрія і пневмотахографія. Пневмотахометрія виконується конвекційним та барометричним методами, а пневмотахографія виконується за допомогою механічного, електричного та фотоелектричного методів.

За допомогою пневмотахометрії можна визначити максимальну швидкість повітряного струменя на вдиху та видиху. Пацієнт через спеціальну трубку, з'єднану з манометром, робить форсований вдих або видих. За шкалою манометра зчитують об'ємну швидкість вдиху й видиху, які в нормі становлять у жінок – 4–6 л/с, у чоловіків – 5–8 л/с [10].

Серед недоліків методу варто зазначити заниженість максимальних значень параметрів дихання, причому у невизначеній мірі. Це призводить до великого розкиду пневмотахометричних показників та, відповідно, їх низької відтворюваності [20].

Пневмотахографія дає повніше уявлення про механіку дихання. Вона дозволяє виміряти об'ємні швидкості та тиски, які виникають у різні фази спокійного та форсованого дихання, точніше оцінити бронхіальну прохідність. Сучасні пневмотахографи дають готові результати на кожному відрізку кривої у відсотках до належної величини. Незначним прийнято вважати зменшення значень вказаних швидкісних показників до 40 % належної величини, значним – до 39–20 % і різким – нижче 20 % [10].

Електроенцефалографію (ЕЕГ) застосовують при втручаннях на судинах головного мозку, при штучному кровообігу, а також при керованій гіпотонії для оцінки адекватності оксигенації головного мозку, яка виконується за допомогою електричного методу. ЕЕГ застосовують досить обмежено, тому що електроенцефалограф займає багато місця, інтерпретація результатів складна і ефективність методу під питанням. Точність ЕЕГ сумнівна у хворих зі стійким ушкодженням головного мозку (інсульт). Зміни, які відповідають ішемії головного мозку (пригнічення високочастотної активності), можуть імітуватися такими станами, як гіпотермія, вплив анестетиків, електролітні порушення і виражена гіпокапнія. Тим не менш, виявлення відхилень на ЕЕГ орієнтує анестезіолога на пошук можливих причин ішемії, що в ряді випадків дозволяє запобігти необоротне ушкодження головного мозку. Математична обробка величезних масивів інформації, отриманої при ЕЕГ (періодичний аналіз, аперіодичний аналіз, спектральний аналіз), дозволяє спростити інтерпретацію даних. На жаль, комп'ютерний аналіз зазвичай відбувається на шкоду чутливості [9, 21–23].

Капнометрія – це вимірювання і цифрове відображення концентрації чи парціального тиску вуглекислого газу в газовій суміші, що вдихається та видихається [24].

Капнометрія використовується для:

- визначення концентрації вуглекислого газу в газовій суміші, що вдихається, і в кінцево-експіраторній порції газу, що видихається;
- вимірювання частоти дихальних рухів;
- аналіз форми капнограми дозволяє діагностувати різні патологічні стани метаболічної, серцево-судинної і дихальної систем, а також своєчасно виявляти деякі ускладнення анестезії, інтенсивної терапії та штучної вентиляції легень [23].

Відомо ряд методів капнометрії, а саме мас-спектрометрична, раманівська спектрометрична, абсорбційна та абсорбційна фото акустична [8].

Мас-спектрометрія заснована на тому, що гази з ідентичною молекулярною масою (CO_2 і N_2O) диференціюються по відхиленню в магнітному полі їх фрагментів, що утворюються при бомбардуванні газу пучком електронів. Кожний потік розсіяних таким чином іонів буде реєструватись відповідним приймачем.

Недоліком мас-спектрометрів є їх висока вартість, складність, повільність роботи, але важливою перевагою є надвисока точність вимірювання і можливість одночасного визначення відразу всіх компонентів газової суміші одним методом. В даний час мас-спектрометри в основному використовуються в науково-дослідних лабораторіях [8].

В якості альтернативного методу газоаналізу була запропонована раманівська спектроскопія. Раманівська спектроскопія дозволяє ідентифікувати гази і вимірювати їх концентрацію шляхом аналізу світлового випромінювання молекул газу при їх поверненні до початкового енергетичного стану після впливу лазерним променем. Величина "раманівського" хвилевого зсуву для кожного газу є специфічною, що дозволяє проводити ідентифікацію газів в пробі. Концентрація газу визначається по інтенсивності вторинного випромінювання. Також, як і мас-спектрометрія, метод раманівської спектроскопії дозволяє визначити концентрацію всіх компонентів газової суміші. Результати мас-спектрометрії та раманівської спектроскопії в рівній степені точні, не дивлячись на наявність принципіальних відмінностей в технології. Переваги раманівської спектроскопії полягають в більш швидкому отриманні результатів і в можливості самокалібрування [8].

В останні роки лідируюче положення на ринку медичних капнографів зайняли абсорбційні, тобто інфрачервоні оптичні газоаналізатори. Цьому сприяли:

- низька, в порівнянні з мас-спектрометрами і раманівськими спектроскопами, вартість моніторів;
- надійність і простота в експлуатації;
- точність вимірювання, хоч і менша, ніж в мас-спектрометрії і раманівській спектроскопії, але достатньо об'єктивна для клінічного використання;
- швидке отримання результатів;
- безперервне вимірювання концентрації CO₂, що забезпечує адекватне відображення капнограми на дисплеї;
- невеликі, в порівнянні з мас-спектрометрами і раманівськими спектроскопами, розміри і маса моніторів.

Капнографи, що працюють на основі інфрачервоного оптичного аналізу, отримали найбільш широке розповсюдження в світовій медичній практиці. Метод інфрачервоної оптичної капнометрії заснований на властивості несиметричних молекул газу (вуглекислий газ – CO₂, закис азоту – N₂O, пари води – H₂O, летучі анестетики) поглинають інфрачервоне випромінювання. Традиційна інфрачервона оптична капнометрія за способами вимірювання концентрації CO₂ поділяється на:

- капнометрію безпосередньо в дихальному потоці;
- капнометрію поза дихального потоку з безперервним відбором проби газу.

Газоаналізатори, що працюють по принципу капнометрії в дихальному потоці, мають сенсор (вимірювальна камера) для вимірювання концентрації CO₂ безпосередньо в дихальному контурі і вимірювання CO₂ проходить в місці контакту сенсора з дихальною сумішшю. Розташування сенсора і сам принцип вимірювання обумовлює підвищену швидкість (час реакції 30– 60 мс). Відсутність в необхідності постійного відбору проб газу і помпи робить цю капнометрію найбільш оптимальною при анестезії по закритому контуру. Крім того немає необхідності в зневодненні газової суміші.

Однак цей метод капнометрії не позбавлений і досить суттєвих недоліків:

- адаптери основного потоку і сам сенсор важкі і громіздкі, і тим самим некомфортні для пацієнту (особливо для дітей і новонароджених);
- велика маса адаптера і сенсора сприяє перегину інтубаційних трубок;
- великі розміри адаптера сприяють збільшенню мертвого простоту;
- завжди присутній ризик поломки сенсора, особливо при проведенні екстрених процедур (вартість сенсорів іноді досягає 1200– 1500\$ США);
- неможливість визначення інших компонентів газової суміші, крім CO₂;
- неможливість використання різноманітних адаптерів;
- висока вартість витратних матеріалів і, особливо, сенсорів;
- потреба регулярної очистки адаптера;
- між використаннями адаптери потрібно стерилізувати [8].

Капнометрія поза дихального потоку отримала найбільш широке розповсюдження. Із потоку газу, що вдихається і видихається, за допомогою спеціальної помпи по тонкій пластиковій трубці-магістралі безперервно відкачується з постійною швидкістю частина газу і подається до вимірювальної камери, яка розташована всередині монітора. Такий підхід до проблеми вимірювання концентрації CO₂ дає можливість одночасного визначення концентрації кількох газів в одній пробі. Крім того, використання набору різноманітних легких адаптерів для самих різних клінічних ситуацій, і для різних вікових категорій пацієнтів є на кілька порядків дешевше, ніж придбання комплексу капнографів в дихальному потоці. Однак цей метод має ряд недоліків:

- необхідність зневоднення аналізуючого газу;
- висока швидкість забору проби газу (150– 200 мл/хв) обмежує використання метода у новонароджених і дітей;
- контамінація вбудованих фільтрів і пасток для води, а в деяких моделях через недостатню якість фільтрів контамінуються і сенсори;
- блокування магістралей каплями конденсату і мокроти може призводити до турбулентності потоку, і як наслідок, до спотворення форми капнограми і артефактним значенням отриманих показників;
- достатньо часті поломки газової помпи;
- постійні затрати на придбання різноманітних витратних матеріалів (адаптерів, магістралей, фільтрів, калібрувального газу) [8].

Мікроструйна капнометрія відрізняється тим, що в капнографах на вимірювальну камеру з досліджуванним газом направляється потік інфрачервоного випромінювання тільки специфічної для CO₂ довжини хвилі, що і дозволило відмовитись від вже непотрібних тепер фільтрів і крильчатки-переривача потоку, що обертається. Це було досягнуто завдяки заміні традиційного інфрачервоного джерела на мініатюрний лазерний монохроматичний випромінювач. Скорочення шляху світлового потоку до вимірювальної камери дозволило зменшити її розміри до 15 мкм³, що, в свою чергу, дало змогу скоротити швидкість відкачки тест-газу до 50 мл/год.

Варто відмітити, що використання лазерного джерела інфрачервоного випромінювання дозволило

звуків спектр інфрачервоного потоку, що випромінюється, до діапазону 0,15 мкм, тобто в 135 разів менше, чим діапазон інфрачервоного випромінювання традиційних капнографів. Вузкий діапазон інфрачервоного випромінювання усунув проблему перехресної чутливості звичайних широкоспектральних інфрачервоних променів, які поглинаються не тільки CO₂, але і N₂O, летучими анестетиками, а також водяною парою. Крім того, потреба в калібровці монітора взагалі відпала сама собою [8].

Абсорбційний фотоакустичний аналіз заснований на тому, що перехід молекул газу в збуджений стан під дією інфрачервоних хвиль супроводжується появою звуку. Для кожного газу є своя визначена, специфічна довжина хвилі інфрачервоного випромінювання, при якій молекули даного газу здійснюють перехід в збуджений стан. Амплітуда звуку, що з'являється при цьому, залежить від концентрації даного газу в суміші. Дана технологія відрізняється високою точністю вимірювання та, за її допомогою, можна вимірювати концентрацію CO₂, N₂O і летучих анестетиків [8].

Бодіплетизмографія – метод дослідження зовнішнього дихання, переважно бронхіального опору, шляхом співставлення показників пневмотахометрії з показниками механічного коливання грудної клітки під час дихального циклу.

Метод дозволяє визначити усі легеневі ємності, у тому числі залишковий об'єм легень (ЗОЛ) – певну кількість повітря (1000– 1500 мл), яка залишається в легенях після максимального глибокого видиху, а також загальну ємність легень (ЗЄЛ), яка складається з ЖЄЛ і ЗОЛ. При бодіплетизмографії обчислюють також загальний і специфічний ефективний бронхіальний опір.

На відміну від пневмотахометрії та пневмотахографії дослідження функції зовнішнього дихання, результати бодіплетизмографії не пов'язані з вольовим зусиллям пацієнта і є найбільш об'єктивними [19]. Метод моніторингу напруги кисню в крові поділяється на електрохімічний та теплоелектричний. При електрохімічному методі оцінки напруги кисню в артеріях використовується електричний аналіз проб крові. В цьому випадку струм, який реєструється, виявляється пропорційним величині O₂ в пробі крові, що досліджується.

Для теплоелектричного методу визначення O₂ використовуються мембранні сенсори, в яких під дією нагрівання кисень з капілярних судин дифундує в епідерміс, а потім в електролітичну комірку, де проходить вимірювання. Порівняння вимірювачів O₂ з пульсоксиметрами показує, що останні володіють більшою чутливістю до сильної гіпоксемії, більш високою (в 5...8 разів) швидкодією вимірювань. Крім того, монітори O₂ вимагають постійного обслуговування сенсорів. Однак значення O₂ є кращими показниками при гіпероксемії, чим значення сатурації кисню [6, 15, 25].

Висновок

В роботі проведено аналіз існуючих методів моніторингу зовнішнього дихання, запропоновано їх класифікацію. Описані особливості методів, їх залежність від фізичного процесу, на основі якого вони працюють. Встановлено, що для моніторингу кисню досить точною є плетизмографія, але вона вимагає складної та точної апаратури. Також активно розвивається та завойовує популярність парамагнітна оксиметрія, завдяки своїй високій швидкодії. Для моніторингу вуглекислого газу мас-спектрометрична та раманівська спектрометрична капнометрії є надзвичайно точними, але прилади на їх основі дуже складні, громіздкі та вартісні, тому практично не використовуються. Найкращим ж методом моніторингу CO₂ є мікроструйна абсорбційна капнометрія, завдяки простоті, високій швидкодії та інформативності.

З наведеного вище порівняльного аналізу відомих методів моніторингу зовнішнього дихання можна зробити висновок, що розроблена класифікація висвітлює всі основні методи і прилади на їх основі.

Література

1. Гальперин С.И. Физиология человека и животных / Гальперин С.И. – М. : Высшая школа, 1970. – 454 с.
2. Бабский Е.Б. Физиология человека / Бабский Е.Б. – М. : Медицина, 1985. – 502 с.
3. Клітинне дихання [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://slovo.ua/29/53402/13224.html>.
4. Функция внешнего дыхания (исследование) [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://www.med.ru/patient/diseases/operation.php?id=574>
5. Технічні аспекти розробки монітора дихання / [В.О. Лопата, О.О. Петрова, П.М. Чорний, та ін.] // *Електроніка і зв'язь*. – 2008. – № 2. – С. 137– 140.
6. Возможности застосування моніторингу дихання в клінічній практиці / [Коваленко М.М., Маньковська І.М., Носар В.І. та ін.] // *Електроніка і зв'язь*. – 2008. – № 2. – С. 131– 136.
7. Респираторный мониторинг [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: http://www.symona.ru/school/monitoring-breath/monitoring-breath_74.html.
8. Мониторинг (общин вопросы) [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: http://www.symona.ru/school/monitoring-general/monitoring_11.html.
9. Моніторинг газів і ЦНС [Електронний ресурс]: Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://ua-referat.com>.
10. Шурыгин И.А. Мониторинг дыхания: пульсоксиметрия, капнография, оксиметрия / Шурыгин И.А. – М. : Издательство БИНОМ, 2000. – 301 с.

11. Дослідження функції дихання [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://intranet.tdmu.edu.te.ua/data/cd/tuberkulez/html/Rozdil08/r08.html>.
12. Спирометрия в оценке нарушений функции дыхательной системы [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://health-ua.com/articles/2426.html>.
13. Спирометрия ХОБЛ [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://www.medicaljournalsworld.com/topics>.
14. Оксиметрия [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://www.pediatr-site.ru/187-oksimetriya.html>.
15. Калакутский Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга / Л.И. Калакутский, Э.С. Маннелис – М. : Высш.шк., 2004. – 156 с.
16. Oximetrix 3 – Sv02 Sistem. Abbott Lab. Ltd. – CA, USA, 1990. – 6 p.
17. Церебральная оксиметрия (rSO₂) [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://physiomed.com.ua/index.php/razdely-meditsiny/nevrologiya-i-nejrokhirurgiya/nejroreanimatsiya/132-nejromonitoring/524-cerebralnaya-oksimetriya-rso2>.
18. Церебральный оксиметр INVOS-3100. – Somanetics Corp. Michigan, USA, 1990. – 6 p.
19. Функціональні методи дослідження в пульмонології [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://medstrana.com/articles/130>.
20. Пневмотахометрия [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://www.spontan.ru/spravochnik-pulmonologa/504-pnevmotaxometriya.html>.
21. Клиническая капнография [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: http://www.basko.spb.ru/article_37.html.
22. Тінтіналлі Дж. Е. Невідкладна медична допомога / Тінтіналлі Дж. Е., Кроума Рл., Руїза Е. – М.: Медицина, 2001. – 426 с.
23. Малишев В.Д. Інтенсивна терапія. Реанімація. Перша допомога: [навчальний посібник] / Малишев В.Д. – М. : Медицина, – 2000. – 464 с.
24. Капнометрия и капнография (капнография в картинках) [Електронний ресурс] / Ukrainian Context Optimizer. – Режим доступу: <http://rusanesth.com/speczialistam/rukovodstva/3.html>.
25. Medley W. Noninvasive Blood Gas Monitoring // Clinical Blood Gases. 1990. 281 – 301 p.

Надійшла 18.9.2012 р.
Рецензент: д.т.н. Петрук В.Г.

УДК 621.391:004.73

Э.В. ФАУРЕ, А.С. БЕРЕЗА, Е.А. ЯРОСЛАВСЬКАЯ
Черкасский государственный технологический университет

ОЦЕНКА ТОЧНОСТИ ВОСПРОИЗВЕДЕНИЯ ЗАКОНА РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДИСКРЕТНОЙ СЛУЧАЙНОЙ ВЕЛИЧИНЫ ПРИ ЕЁ ПРЕОБРАЗОВАНИИ

Рассматриваются вопросы количественной оценки ошибки воспроизведения закона распределения дискретной случайной величины при изменении ее области определения. Показано, что если первичный генератор порождает равномерно распределенную дискретную случайную величину с нулевой ошибкой воспроизведения, то после преобразования случайной величины возникает ошибка воспроизведения ее закона распределения. Решена задача минимизации ошибки воспроизведения закона распределения дискретной случайной величины при изменении ее области определения.

The problems of estimating the reproduction error value of the distribution of a discrete random variable with a change in its scale are reviewed in the article. It is shown that if the primary generator generates uniformly distributed discrete random variables with zero-error reproduction law of distribution, then reproduction error of the distribution of the random variable appears after the transformation of the scale of the random variables at the output of the converter. Questions about minimization of reproduction error of the distribution of a discrete random variable after changing its scale are solved.

Ключевые слова: генератор случайных чисел, область определения случайной величины, ошибка воспроизведения закона распределения.

Введение

Многие практические задачи, в частности, задачи, связанные с криптографией или имитационным моделированием [1– 3], не могут быть решены без применения равномерно распределенных случайных последовательностей. В силу этого обстоятельства большинство компьютерных программ включают в себя процедуру генерации случайных чисел, за которой закрепилось название random. Для решения этой задачи программа random создает генератор равномерно распределенных на отрезке $[0, N_1 - 1]$ чисел, при этом величина N_1 определяется разрядностью процессора. Для основной массы ныне используемых коммерческих ПЭВМ $N_1 = 2^n$, где $n = 32$. При практическом использовании генератора случайных чисел (ГСЧ) область определения равномерно распределенной случайной величины определяется конкретной