

УДК 616.71.036:800

М.М. Коваленко, д-р мед. наук, О.А. Куцяк, В.О. Лопата, канд. техн. наук, Р.І. Янчій, д-р мед. наук

Порівняльний аналіз конструкцій моніторів дихання

В статье рассматриваются вопросы, связанные с конструкциями аппаратов мониторинга дыхания (мониторы дыхания). Проводится сравнение их функциональности. Делается акцент на использование определенного типа респираторного монитора для диагностики сонного апноэ у детей дошкольного возраста.

The article deals with issues related to the constructions of the respiratory monitoring devices (respiratory monitors). A comparison of its functionality is done. The using of certain respiratory monitor for diagnosis of sleep apnea in children of preschool age is emphasized.

Вступ

На сьогоднішній день застосування респираторного моніторингу (РМ) в клінічних умовах набуває актуальності при вирішенні певних задач діагностики. Дуже велике значення РМ має для виявлення сонного апноє у дітей дошкільного віку.

Основна частина

Монітори дихання можна поділити на дві групи - пристрої непрямого та прямого моніторингу. За визначенням, монітори непрямої реєстрації контролюють процес дихання за ознаками переміщення поверхні тіла пацієнта при диханні. Вони розглядаються не як засоби вимірювання, а в якості індикаторних пристроїв.

Монітори прямої реєстрації реалізують прямі вимірювання параметрів дихання методами безпосередньо в дихальному контурі пацієнта.

До поширених засобів непрямої реєстрації відносяться:

- периметричні пристрої, що реєструють коливання грудної клітини при диханні сенсорами переміщення (резисторними, індуктивними) і тиску;
- пристрої вимірювання імпедансу грудної клітини;
- реографічні пристрої [1].

Засоби прямої реєстрації параметрів дихання базуються на принципах вимірювання за допомогою перетворювачів об'ємної швидкості потоку повітря [2].

Непрямі методи РМ, вигравачи в простоті порівняно з прямими методами, поступаються їм в достовірності отриманої інформації і точності визначення параметрів дихання. Більшість з них надзвичайно чутливі до вібрацій та випадкових перемі-

щень; мають сенсори, що легко пошкоджуються; недостатньо надійні [3]. Проте вони можуть використовуватися для спостереження за динамікою легеневої вентиляції, визначення фаз дихального циклу, дихальних пауз і частоти дихання [1].

Монітори непрямої реєстрації

Респираторна індуктивна плетизмографія

Респираторна індуктивна плетизмографія (РІП) реєструє зміни поперечних перерізів грудного (ГВТ) і черевного (ЧВТ) відділів тулуба протягом респираторного циклу. Сенсори РІП являють собою подовжені мідні провідники зигзагоподібної або синусоїдальної форми (рис. 1), на які подається низькоамплітудний струм високої частоти (300 кГц) [4]. Рухи ГВТ і ЧВТ при диханні генерують в провідниках магнітне поле, що вимірюється як зміни напруги в часі.

РІП вважається "золотим стандартом" неінвазивного РМ [4,5], так як має наступними переваги:

- можливість вимірювання ДО₂;
- калібрування по об'єму від спірометра;
- стійкість до кардіогенних артефактів;
- повна ізоляція провідників струму від пацієнта [6]

В той же час відмічається дискомфорт пацієнтів від необхідності накладати на тіло стрічки, багатовисхідні провідники та відводи [7]. Прийнятний на короткі періоди часу, метод непридатний для довгострокового моніторингу або контролю сплячих пацієнтів, оскільки його характеристики залежні від умов вимірювання, а також змін паттерна дихання й положення тіла [8-10]. З цієї думкою узгоджуються результати досліджень [11], які виявили значний часовий дрейф "нульової лінії" плетизмографа. Практична проблема індуктивної плетизмографії полягає в тому, що калібрування набуває залежності від позиції стрічок навколо грудної клітини і черева [10].

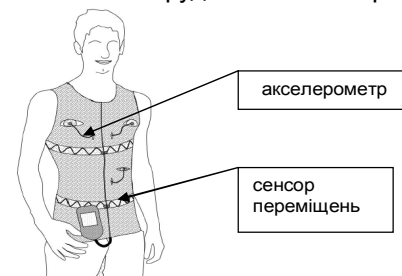


Рис. 1. Респираторний індуктивний плетизмограф на пацієнті

Сучасні варіанти РІП передбачають розміщення сенсорів-провідників в еластичному жи-

леті, що надягається на пацієнта (рис. 1). Тим самим мінімізуються артефакти від переміщення сенсорів. Для цього слугують акселерометри, що фіксують артефакти від переміщення тіла пацієнта за трьома ортогональними вісями [6]. На поясі жилета закріплюється пристрій 24-годинної реєстрації і обробки сигналів (розміри 173 x 79 x 38 мм, маса 382 г). Технологічні вдосконалення, що пропонуються, спрямовані на покращення методу РІП.

Калібрування плетизмографів здійснюється за допомогою спірометричних пристроїв [12], причому вимагає обчислення двох коефіцієнтів перерахунку - для грудного (ГВТ) та черевного (ЧВТ) відділів тулуба й забезпечує результати з похибкою $\pm 20\%$ відносно спірометра [13].

Проте, літературні дані відносно метрологічних характеристик метода РІП не дуже узгоджуються між собою:

- похибки РІП знаходиться в межах 10% у порівнянні із спірометричною технікою [4];
- результати порівняння вимірювань ДО, ХОД й тривалості дихального циклу спірометром й монітором РІП показали неузгодженість за об'ємними показниками до $\pm 18\%$, за часовими - до $\pm 5\%$ [6].
- в межі похибки $\pm 10\%$ вкладаються 66,5% вимірювань, в межі $\pm 20\%$ - 90% вимірювань [11];
- похибка вимірювань об'ємів коливалась між 5% та 33%, при цьому показник по ГВТ був недооцінений на 15%, а показник по ЧВТ переоцінений на 38% [14];
- методом РІП можна вимірювати вентиляцію в межах похибки 5% у порівнянні зі спірометром [9].

Так чи інакше, похибка вимірювань (точніше кажучи - індикації) об'ємних параметрів процесу дихання методом РІП може досягати 38%. Джерелом такої значної похибки є зміни умов вимірювань і паттерна дихання [15], а також розміщення сенсорів на тілі пацієнта [5].

Імпедансна томографія

Метод імпедансної томографії (ІТ) використовує низькоамплітудний змінний струм частотою 50-500 кГц, що проходить крізь тіло пацієнта між двома поверхневими електродами, для вимірювання коливань електричного імпеданса ГВТ при диханні - збільшення при вдиху і зменшенні при видиху. Метод дозволяє вимірювати параметри ДО і ХОД з похибкою в межах $\pm 15\%$ з використанням мінімальної кількості апаратних засобів і простої інтерпретації результатів [4,16,17].

Критики метода відмічають його недоліки [4]:

- технологія знімання сигналу залежить від артефактів руху та кардіогенних артефактів;
- вплив на результати вимірювань власного імпедансу пневмографа (електричні і електронні компоненти, кабелі);
- складність калібрування сигналу спірометром.

Пристрій EIT-4 [5] являє собою засіб для визначення величини ДО з використанням ІТ й графічного зображення поперечного перерізу грудної клітини в шостому міжребер'ї. Сигнали імпедансу знімаються з 16 електродів, накладених на грудну клітину пацієнта (рис. 2).

EIT-4 генерує струм частотою 48 кГц, який через пару мультиплексорів подається на одну з пар електродів. Інші електроди послідовно вимірюють напругу на поверхні грудної клітини через детекторну систему. Як тільки результати за першою парою електродів зареєстровані, струм подається на наступну пару електродів для початку нового циклу реєстрації. Процедура повторюється, доки всі електроди не будуть використані в ролі джерел і детекторів сигналу. В [5] описане дослідження з порівняння величин ДО, обчислених методом EIT і виміряних флоуспірометром PreVent™ Pneumotach (Medical Graphics Corp., США). Зразок співставлення томограм і спірограм представлений на рис. 3, коефіцієнт кореляції величин ДО склав 0,923 ($p=0,001$).

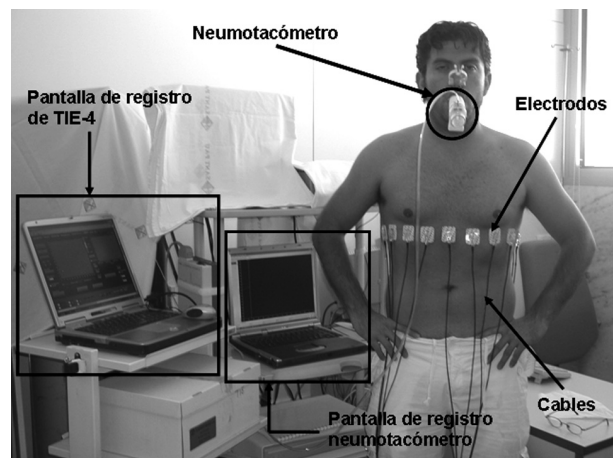


Рис. 2. Під'єднання пневмотахометра до пацієнта і знімання сигналів імпедансу

Метод може бути альтернативою іншим методам вимірювань паттерна дихання. У переліку переваг відзначаються простота процедури встановлення електродів навколо грудної клітини, відсутність випромінювань і перешкод динаміки дихання. Тим не менш, довелося зіштовхнутися з багатьма проблемами, які вимагають подальшого покращення як пристрою, так і процедури:

- грудна клітина пацієнта має бути виголена;

- коаксіальний кабель (50 Ом, 2 м) не позбавив вимірювання від перешкод, а переміщення електрода або порушення контакту з кабелем викликали шум змінного струму, що стало причиною похибок понад 10% в деяких випадках.
- максимальні похибки вимірювань пов'язані з гендерними відмінностями в масовому індексі тіла, охопленні грудей та товщині складок шкіри, котрі необхідно вимірювати при кожній процедурі ІТ.
- при калібруванні EIT-4 для кожного пацієнта необхідно розрахувати індивідуальні параметри А і В, котрі використовуються в алгоритмі розрахунку величини ДО по сигналу імпедансу. Цю проблему передбачається вирішити в наступних версіях пристрою, здатних інтерпретувати електричний сигнал згідно інших алгоритмів. [5]

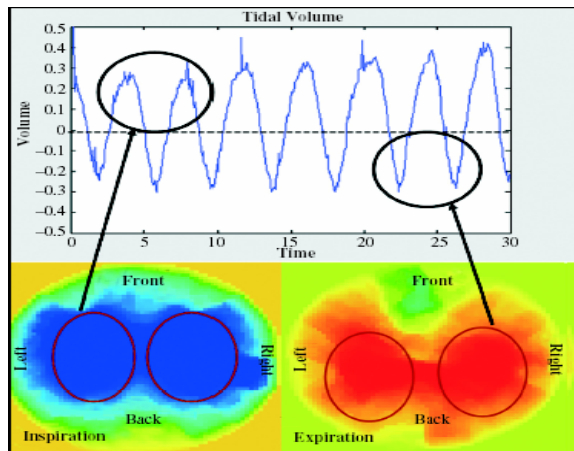


Рис. 3. Нижня панель показує електроімпедансну томограму грудної клітини, отриману при максимальному вдиху і видиху для розрахунку ДО, показаного спірограмою на верхній панелі

Магнітометрія

Моніторинг з використанням магнітометрії запропонований у 1967 г. J. Mead et al. [9]. Респіраторний магнітометр застосовується для точної кількісної оцінки змін діаметрів ГВТ і ЧВТ за допомогою пар невеликих електромагнітних котушок, встановлених на тілі пацієнта.

Огляд [9] називає магнітометри "електронними кронциркулями", точними і такими, що допускають вимірювань параметрів вентиляції протягом багатьох днів. Також, оскільки вимірюються відстані між парою котушок, то магнітометри корисні для оцінки спотворень форми грудної клітини протягом приступів астми. В той же час при спотворенні форми грудної клітини магнітометри стають менш точними при вимірюваннях її загального об'єму. При спокійному диханні для вимірювань об'єму легень доста-

тньо по одному сигналу від ГВТ і ЧВТ. При форсуванні дихальних зусиль змінюється еліптичність поперечного перерізу ГВТ, що призводить до неадекватних оцінок змін об'єму грудної клітини за допомогою одиничного сигналу від ГВТ. За таких обставин додаткове вимірювання діаметра може підвищити точність вимірювання об'єму. Орієнтація електромагнітних котушок повинна корегуватися для забезпечення паралельності осей спарованих котушок, щоб уникнути похибок, викликаних зсувами. Зсуви кожного покрову і м'яких тканин, особливо у товстих пацієнтів, можуть призвести до артефактів.

Метод моніторингу, описаний у [18], фіксує дихальні рухи грудної клітини, ребер та черева, використовуючи дві пари електромагнітних котушок діаметром 0,5 дюйма. Дві передаючі котушки підключені до генераторів частоти 8,97 кГц й 7,0 кГц. Котушка передавача 8,97 кГц встановлюється над хребтом пацієнта на рівні середини грудної клітини, а котушка передавача 7,0 кГц - на середній лінії черевної стінки. Одна котушка приймача, налаштована на частоту 7,0 кГц і встановлена на спині, отримує сигнал переміщення ЧВТ. Друга котушка приймача, налаштована на обидві частоти (7,0 кГц і 8,97 кГц), приймає сигнал переміщення ГВТ. Отримані сигнали оброблюються трьома контурами детектування. Середня величина відмінностей між вимірюваннями ДО спірометром і магнітометром склала $10,1 \pm 6,6\%$.

Монітори прямої реєстрації

Пристрої прямої реєстрації параметрів дихання базуються на принципах вимірювання за допомогою перетворювачів об'ємної швидкості потоку повітря [2].

Прямий РМ передбачає включення в дихальний контур пацієнта пристрою для вимірювання об'ємної швидкості повітряного потоку - флоуспірометричного перетворювача (ФСП). Сучасна методика РМ використовує перетворювачі чотирьох груп [19]:

1. ФСП змінного перепаду тиску (з гідравлічним опором - трубки Флейша, трубки Ліллі; зі звукоємним пристроєм; з напірним пристроєм).
2. Турбінні ФСП.
3. Термоанемометричні ФСП.
4. Акустичні ФСП.

ФСП з гідравлічним опором використовують ефект перепаду тиску у повітряному потоці, який витрачається на подолання в'язкого тертя, створеного опором у вигляді пакета паралельних капілярних каналів [20]. Перепад тиску в ламінарному потоці знаходиться в лінійній залежності від об'ємної швидкості потоку. Трубку Флейша прийнято вважати класичним ФСП. Опір диханню трубок Флейша

різних конструкцій коливається в межах 25...150 Па·с/л. Серйозним недоліком трубок Флейша є їх засмічення в процесі дихання конденсатом (близько 0,3 мл/хв), що спричиняє зміну номінальної статичної характеристики, підвищення опору диханню і необхідність підігріву корпусу ФСП для уникнення конденсації; Пряме вимірювання потоку газу ФСП з гідравлічним опором веде до отримання помилкових первинних сигналів, оскільки подолання додаткового опору викликає збільшення роботи дихання пацієнта.

При проходженні повітряного потоку через ФСП зі звужуючим пристроєм перепад тиску утворюється в результаті перетворення частини потенціальної енергії потоку в кінетичну. Такі ФСП забезпечують можливість роботи в режимах вдиху і видиху, високу чутливість, зручність стерилізації [20]

Сенсор потоку EZ-Flow (рис. 4) розроблений "для безкомпромісних вимірювань механіки дихання" [21]. Сенсору властива більш лінеаризована статична характеристика, ніж іншим ФСП цього типу (рис. 5). Відмічається, що при максимальній роздільній здатності в області низьких величин потоку, сенсору властивий мінімальний опір диханню.

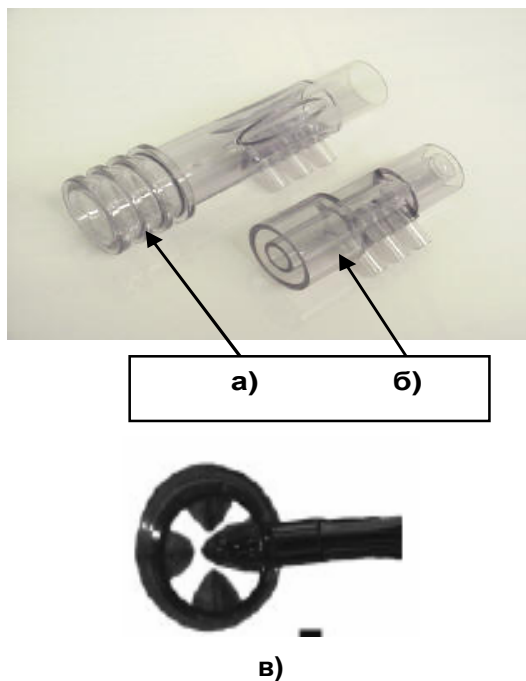


Рис. 4. Сенсори потоку EZ-Flow: а - для дорослих, б - для новонароджених, в - поперечний переріз корпусу в місці встановлення звужуючого пристрою

Сенсори EZ-Flow знайшли застосування в конструкції портативного монітора механіки дихання Vent Check™ (NOVAMETRIX, США). [22]

Застосування ФСП з напірним пристроєм засновано на залежності перепаду тиску, що створюється при гальмуванні потоку напірним пристроєм в результаті місцевого переходу його кінетичної енергії в потенційну, від величини об'ємної швидкості повітряного потоку. Перепад тиску в напірному пристрої пропорційний другому степені об'ємної швидкості потоку [20].

Рис. 5. Статична характеристика сенсора EZ-Flow для дорослих

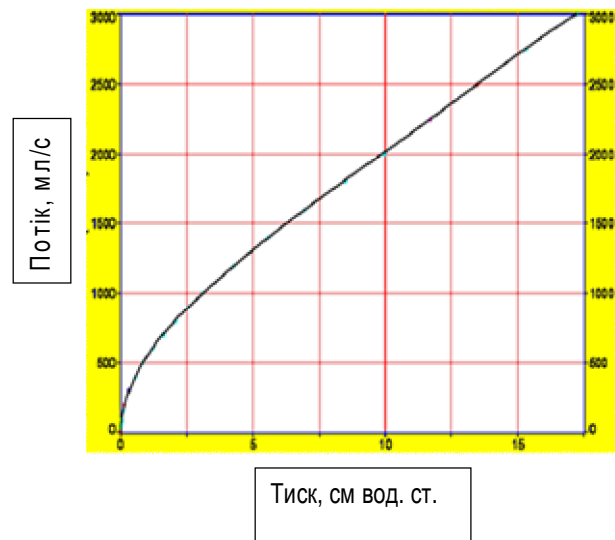


Рис. 5. Статична характеристика сенсора EZ-Flow для дорослих

Оскільки величина корисного сигналу ФСП зв'язана лише із швидкістю повітряного потоку, створювати додатковий опір потоку не потрібно. Тому у ФСП з трубкою Піто можливе отримання достатньо високого відношення тиску вихідного сигналу і опору диханню. Об'єм "мертвого простору" перетворювачів оцінюється величиною 30 - 50 % дихального об'єму. При цьому основна приведена похибка вимірювань забезпечується в межах $\pm 5\%$ [2].

Вдалий приклад застосування ФСП з напірним пристроєм (подвоєнною трубкою Піто) для цілей РМ представлений в [1,23]. Монітор дихання пацієнта з ФСП з напірним пристроєм використовувався в ситуації переходу пацієнта від апарату штучного до самостійного дихання, а також у відділенні інтенсивної терапії. Функціональні можливості і технічні характеристики пристрою (табл. 2) дозволили забезпечити надійний довготривалий моніторинг і реєстрацію кількісної інформації про процеси дихання [23].

Як видно з рис. 6, ФСП з напірним пристроєм має лінеаризовану статичну характеристику в залежності від потоку.

Принцип дії турбінних ФСП полягає в передачі імпульсу руху від повітряного потоку, що проходить, до турбіни, яка обертається. Частота обертання турбіни пропорційна об'ємній швидкості потоку, а кількість обертів - його об'єму.

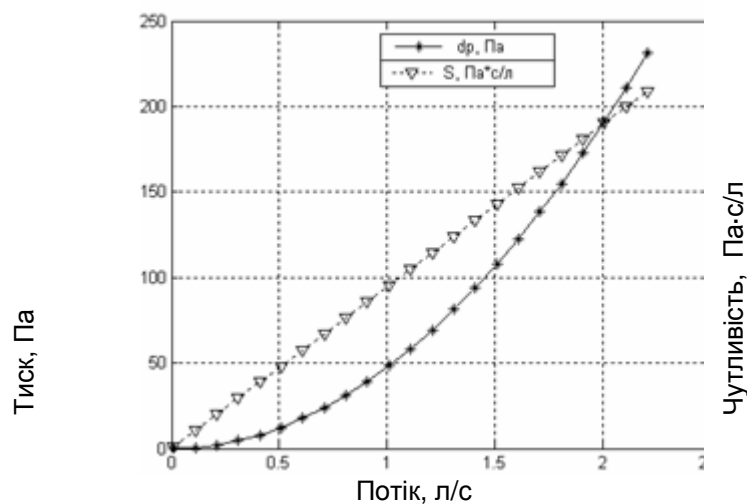
Серед позитивних якостей турбінних ФСП - лінійність статичної характеристики, малий опір диханню і незалежність характеристик від температури повітряного потоку.

Таблица 1. Технічні характеристики сенсорів

Технічні характеристики	Сенсор для дорослих	Неонатальний сенсор
Діапазон вимірювань об'ємної швидкості потоку, л/хв	2...180	0,25...40
Відносна похибка вимірювань, %	± 5	
Опір диханню, Па·с/л, не більше	100	80
Об'єм "мертвого простору", мл, не більше	6,9	0,75
Довжина, мм, не більше	6,35	5,1
Маса, г, не більше	6,3	4,0
Стандартний діаметр приєднання до респиратора, мм	15; 22	15

Таблица 2. Технічні характеристики ФСП з напірним пристроєм

Характеристика	Показник
Діапазон обчислень об'ємів (ДО), л	0,1...1,0
Діапазон обчислень частоти дихання, 1/мин	1...100
Діапазон обчислень хвилинного об'єму дихання (ХОД), л	1...20
Межі допустимої відносної похибки обчислень об'ємів, %	± 8
Межі допустимої похибки обчислень частоти дихання, 1/хв	± 1
Опір диханню, Па·с/л	не більше 50
Об'єм "мертвого простору" приймача повітряного потоку, мл	не більше 15


 Рис. 6. Статична характеристика ФСП з напірним пристроєм Δp та чутливість S

Вихідний сигнал ФСП (частота обертання турбіни) виявився зручним для перетворення в цифрових системах обробки інформації. Опір диханню на видиху у турбінних ФСП складає 20 - 30 Па·с/л, але на вдиху може зростати майже удвічі, якщо не передбачені спеціальні умови входу потоку в камеру турбіни. До недоліків турбінних ФСП відносять гістерезис статичної характеристики при роботі в режимах вдиху і видиху, а також тертя в підшипниках осі турбіни, що викликає інерційність в нестационарному повітряному потоці.

Термоанемометричні ФСП реалізують принцип залежності між кількістю тепла, що втрача-

ється нагрітим тілом (тонким тугоплавким дротом, напильним плівкою або сферичним мікро термістором), й швидкістю повітряного потоку, в якому це тіло знаходиться [20].

Акустичні ФСП засновуються на принципі вимірювання параметра фізичного ефекту, що виникає при проходженні акустичних коливань через повітряний потік і залежить від об'ємної (лінійної) швидкості потоку [20].

Зазвичай таким параметром стає різниця часу проходження коливань по напрямленню потоку і проти нього. Оскільки оптимальна частота коливань, що використовується для вимірювань об'ємних швидкостей потоків, лежить в

діапазоні 40-200 кГц, то всі акустичні ФСП - ультразвукові [20].

Вимірювання параметрів моніторингу [19] доступні для ФСП всіх перерахованих груп, однак умови РМ пред'являють додаткові вимоги, які стають вирішальними при виборі конструкції. Такими вимогами є:

- мінімальний опір диханню (не більше 100 Па·с/л);
- мінімальний об'єм "мертвого простору" (не більше 10 мл для дорослих і дітей до одного року; не більше 2 мл для новонароджених);
- стійкість до засмічення конденсатом водяних парів;
- стійкість до вібрацій, ударів, змін просторової орієнтації.

Аналіз можливих конструктивних рішень ФСП з врахуванням всього комплексу МТВ, приводить до таких висновків [19]:

1. Схильність до інтенсивного засмічення капілярних каналів конденсатом, що призводить до спотворення статичної характеристики і необхідності підігріву корпусу, а також принципова тотожність чутливості ФСП опору диханню виключає можливість використання ФСП з гідравлічним опором.

2. Перешкодою до використання турбінних ФСП є суттєві проблеми в режимі "вдих-видих": гістерезис статичної характеристики, механічне тертя у підшипниках вісі турбіни, засмічення елементів турбіни, що рухаються, конденсатом.

3. Мінімальний опір диханню і об'єм "мертвого простору", а також високий коефіцієнт ефективності [24] визначають перспективність застосування ФСП зі звужувачами та напірними пристроями для РМ.

4. Термоанемометричні ФСП мають мінімальні масо-габаритні параметри і можуть бути раціонально розміщені в контурі дихання пацієнта. Однак для них не вирішені кардинально проблеми засмічення і нестабільності статичної характеристики.

5. Акустичним ФСП властиві швидкодія, широкий динамічний діапазон, незначний опір диханню, можливість роботи в режимах вдиху і видиху, відсутність проблем санітарної обробки. Публікації [04.08.0433] підтверджують високі якості ультразвукового ФСП EasyOne (NDD Medizintechnik AG, Швейцарія).

Висновки

В даній роботі ставилася задача провести порівняльний аналіз конструкцій моніторів дихання і визначити, які конструкції найбільш придатні для вирішення поставлених задач. А саме,

тривалий респіраторний моніторинг в клінічних умовах у дітей дошкільного віку для виявлення у них синдрому сонного апное.

Згідно з викладеним вище, непрямі методи поширені в РМ, але респіраторна індуктивна плетизмографія, імпедансна томографія та магнітометрія дають відносно великі похибки у порівнянні із прямими методами вимірювання, причому чутливість сенсорів залежить від вібрації і часом це не дозволяє отримати достовірні дані. Тому для цілей діагностики сонного апное у дітей дошкільного віку не прийнятно, оскільки потрібні точні вимірювання

Серед пристроїв прямої реєстрації для таких цілей прийнятними є акустичні ФСП і ФСП з напірним пристроєм. Акустичні ФСП могли б бути корисними у виконанні діагностики сонного апное у дітей, однак це питання ще не розглядалося для даного питання, з-за недоступності необхідної апаратури. ФСП з напірним пристроєм дозволяють вимірювати паттерн дихання пацієнта з прийнятною похибкою і ці дані не залежать від випадкових вібрацій та змін просторової орієнтації пацієнта.

Такі ФСП, як показала практика [10], дозволяють проводити довготривалий моніторинг дихання і виявляти патологічні типи дихання, в т.ч. і сонне апное. Для виконання реєстрації моніторингу дихання у дітей цей ФСП задовольняє усім медико-технічним вимогам [9]. Властиві їм низький опір диханню і об'єм "мертвого простору" стали факторами обрання ФСП цього типу для виконання діагностики сонного апное у дітей дошкільного віку.

Існує перспектива використання ФСП з напірним пристроєм в апаратах штучної вентиляції легенів, окрім їхнього застосування для моніторингу дихання.

Література

1. Лопата В.О., Петрова О.О., Чорний П.М., Куцяк О.А., Ель Шебах М.А.-А. Технічні аспекти розробки монітора дихання. - Електроника и связь, 2008, № 3-4. Тематический выпуск "Проблемы электроники", ч.2, с.137-140.
2. Анишкина Н.М., Антонец В.М., Лопата В.А. Методы и аппаратура для исследования механической активности кардиореспираторной системы человека. Учебно-методическое пособие. - Нижний Новгород, 2001.
3. Lopata V. Optimum choice of flow-rate sensors for spirometry.- J. of Physiology & Pharmacology, 2003, v.54, suppl. 1 "9th Polish-German Conference on Advances in Experimental and

- Clinical Pneumology, 8-10 May 2003, Zakopane, Poland", p.65
4. www.rsleads.com/411df-135
 5. *Balleza M.*, Fornos J., Calaf N. et al. Monitoring of Breathing Pattern at Rest by Electrical Impedance Tomography. – Arch. Bronconeumol., 2007, v. 43, # 6, p. 300-303
 6. *Clarenbach C.F.*, Senn O., Brack T. et al. Monitoring of Ventilation During Exercise by a Portable Respiratory Inductive Plethysmograph. – Chest, 2005, v. 128, p. 1282-1290
 7. *Wilhelm F.H.*, Roth W.T., Sackner M.A. The lifeshirt. An advanced system for ambulatory measurement of respiratory and cardiac function. – Behav. Modif., 2003, v. 27, p. 671–691.
 8. *Jovanov E.*, Raskovic D., Hormigo R. Thermistor-based Breathing Sensor for Circadian Rhythm Evaluation. - Electrical and Computer Engineering Department, University of Alabama in Huntsville
 9. *Bekos V.*, Marini J.J. Monitoring the mechanically ventilated patient. - Crit. Care Clinics, 2007, V. 23, # 3, p. 575-613
 10. *Noninvasive monitoring of respiratory mechanics during sleep.* Farre R., Montserrat J.M., Navajas D. - Eur. Respir. J., 2004, v. 24, p. 1052-1060
 11. *Markhorst D. G.*, Van Gestel J. P., Van Genderingen H. R. et. al. Respiratory inductive plethysmography accuracy at varying PEEP levels and degrees of acute lung injury. - Journal of Medical Engineering & Technology, 2006, v. 30, # 3, p. 166-175
 12. *Lopata V.* Optimum choice of flow-rate sensors for spirometry. - J. of Physiology & Pharmacology, 2003, v.54, suppl. 1 "9th Polish-German Conference on Advances in Experimental and Clinical Pneumology, 8-10 May 2003, Zakopane, Poland", p.65
 13. *Millman R.P.*, Chung D.C., Shore E.T. Importance of breath size in calibrating the respiratory inductive plethysmograph. – Chest, 1986, v. 89, p. 840-845
 14. *Takarada T.*, Kawahara M., Irifune M. et. al. An Alternative Approach to the Monitoring of Respiration by Dynamic Air-Pressure Sensor. – Anesth. Prog., 2007, v. 54, p. 2–6
 15. *Strömberg N. O. T.* Error analysis of a natural breathing calibration method for respiratory inductive plethysmography. - Medical and Biological Engineering and Computing, 2001, v. 39, # 3, p. 310-314
 16. *Matejka R.*, Roubik K. Advanced monitoring system for conventional and high frequency ventilation. - Likař a technika, 2008, v. 38, # 2, p. 164-167
 17. *Michard F.*, Biévres V., Knoll R., Pfeiffer U. Apparatus for evaluating a patient's hemodynamic status using heart-lung interaction. – EPO patent EP 1 813 187 A1, 01.08.2007, Bulletin 2007/31
 18. *McCool D.*, Wang J., Ebi K.L. Tidal Volume and Respiratory Timing Derived From a Portable Ventilation Monitor. – Chest, 2002, v.122, p. 684-691
 19. *Лопата В.А.* Медико-технические требования к флюоспирометрам: стандарты, перспективы и возможности выполнения. - Український пульмонологічний журнал, 2005, № 3 (додаток), с.46-49.
 20. *Кремлевский П.П.* Расходомеры и счетчики количества: Справочник. - 4-е изд., перераб. и доп. - Л.: Машиностроение. Ленингр. отделение, 1989. - 701 с.
 21. <http://www.cptinc.com/respmech/ezflow/ezflow.htm>
 22. <http://www.servinst.ru/Files/pdf/VentCheck.pdf>
 23. *Коваленко М.М.*, Маньковська І.М., Носар В.І., Бондар М.В., Куцяк О.А., Янчій Р.І. Можливості застосування моніторингу дихання в клінічній практиці. - Електроніка і зв'язь, 2008, № 3-4. Тематический выпуск "Проблемы электроники", ч.2, с.131-136.
 24. *Лопата В.А.*, Островский О.И., Эльози Х. Оценка функциональных характеристик флюоспирометрических преобразователей расхода воздуха. - Международная конференция по биомедицинскому приборостроению БИОМЕДПРИБОР-98. Тезисы докладов, Москва, 6-8 октября 1998 г., с.210-211
 25. *Barr R.G.*, Stemple K.J., Mesia-Vela S. et al. Reproducibility and Validity of a Handheld Spirometer. – Resp. Care, 2008, v. 53, # 4, p.433-441