



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 58228

(13) A

(51) 7 A61B5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ
НА ВІНАХІДВИДАЄТЬСЯ ПІД
ВІДПОВІДАЛЬНІСТЬ
ВЛАСНИКА
ПАТЕНТУ

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ КРОВ'ЯНОГО ТИСКУ

1

2

(21) 2002108678

(22) 31 10 2002

(24) 15 07 2003

(46) 15 07 2003, Бюл. № 7, 2003 р.

(72) Шарпан Олег Борисович, Зудов Олег Миколайович, Мітров Олексій Петрович

(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
УКРАЇНИ "КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ
ІНСТИТУТ"

(57) 1 Спосіб вимірювання кров'яного тиску, що включає оклюзію біологічного органа за допомогою компресійної манжети, наступну декомпресію цієї манжети з одночасною реєстрацією з об'єкта двох пульсових сигналів, один з яких є основним і реєструється дистальніше манжети з органа, що підлягає оклюзії, а другий є опорним і

реєструється з іншого органа, що не підлягає оклюзії, отримання сигналу кореляції в результаті кореляційної обробки основного та опорного сигналів із різним часом зсуву τ між ними, який відрізняється тим, що сигнал кореляції додатково піддають спектральній обробці, систолічний тиск вимірюють в момент, коли рівень сигналу, одержаного в результаті спектральної обробки сигналу кореляції, починає зростати, а діастолічний тиск вимірюють в момент, коли перестає зростати рівень цього сигналу

2 Спосіб за п. 1, який відрізняється тим, що сигнал, одержаний в результаті спектральної обробки сигналу кореляції, аналізують на частотах, кратних частоті пульсу

Даний винахід відноситься до галузі медичної діагностичної електроніки і може застосовуватись в пристроях для вимірювання та моніторингу артеріального кров'яного тиску в складі систем діагностичної апаратури або реалізований у вигляді самостійного пристрою

Всі відомі методи вимірювання кров'яного тиску можна поділити на дві групи

- прямі (інвазійні) методи вимірювання артеріального тиску,

- непрямі (неінвазійні) методи вимірювання артеріального тиску

Прямий метод оснований на введенні катетеру у кровеносну судину та вимірювання тиску безпосередньо в ній. Цей метод є еталоном вимірювання артеріального тиску, він має вищу точність та завадостійкість порівняно з непрямими методами, але через ряд недоліків (пошкодження тканин, біль, загроза зараження інфекцією) придатний для вимірювання тиску лише у клінічних умовах [1].

Відомий спосіб вимірювання тиску крові, який ґрунтується на реєстрації тонів Короткова під час декомпресії дистальніше місця оклюзії, коли параметри тиску крові реєструють в моменти появи і зникання акустичних сигналів (тонів). Даний спосіб є відносно простий в реалізації, завдяки чому

знайшов широке розповсюдження в медичній практиці. Але цей спосіб має підвищену чутливість до акустичних шумів, а також не може застосовуватись при деяких фізіологічних особливостях серцево-судинної системи [2].

Відомі осцилометричні способи вимірювання тиску крові, які ґрунтуються на аналізі пульсових сигналів (тахосцилограми, реограми тощо) під час декомпресії і визначенні параметрів кров'яного тиску за критеріями, обґрунтованими біофізичними моделями процесів у судинах, які підлягають оклюзії [3], або за емпірично знайденими амплітудно-пульсовими критеріями [4]. Спільним недоліком всіх існуючих осцилометричних методів є невисока стійкість по відношенню до завад і артефактів, оскільки вони використовують амплітудно-часові критерії визначення систолічного, середнього та діастолічного тисків. Ще одним недоліком є недостатнє теоретичне обґрунтування цих критеріїв.

Найбільш близьким до способу, що заявляється, є спосіб вимірювання кров'яного тиску, заснований на оклюзії біологічного органа за допомогою компресійної манжети, наступної декомпресії цієї манжети з одночасною реєстрацією з об'єкта двох пульсових сигналів, один з яких є основним і реєструється дистальніше манжети з органа, що під-

(13) A

(11) 58228

(19) UA

лягає оклюзії, а другий є опорним і реєструється з іншого органу, що не підлягає оклюзії, отриманні сигналу кореляції в результаті кореляційної обробки основного та опорного сигналів із різним часом зсуву τ між ними [5]

Даний спосіб має недолік використання лише кореляційної обробки не завжди достатньо для усунення впливу вузькосмугової корельованої завади, якою наприклад є зовнішня електрична наводка. Отже спосіб має низьку стійкість до квазіперіодичних завад, які можуть бути присутні в обох каналах та корельовані між собою.

В основу винаходу покладено задачу удосконалити спосіб вимірювання кров'яного тиску шляхом введення спектральної обробки, що підвищує завадостійкості до вузькосмугових корельованих завад, за рахунок чого зростає точність та достовірність вимірювань кров'яного тиску.

Це досягається тим, що в способі вимірювання кров'яного тиску, заснованому на оклюзії біологічного органу за допомогою компресійної манжети, наступної декомпресії цієї манжети з одночасною реєстрацією з об'єкту двох пульсових сигналів, один з яких є основним і реєструється дистальніше манжети з органу що підлягає оклюзії, а другий є опорним і реєструється з іншого органу, що не підлягає оклюзії, отриманні сигналу кореляції в результаті кореляційної обробки основного та опорного сигналів із різним часом зсуву τ між ними, в якому новим є те, що сигнал кореляції додатково піддають спектральній обробці, систолічний тиск вимірюють в момент, коли рівень сигналу, одержаного в результаті спектральної обробки сигналу кореляції, починає зростати, а діастолічний тиск вимірюють в момент коли перестає зростати рівень цього сигналу.

В способі за п 2 задача винаходу досягається тим, що сигнал, одержаний в результаті спектральної обробки сигналу кореляції, аналізують на частотах, кратних частоті пульсу.

Структурна схема пристрою, який реалізує вищевказаний спосіб, наведена на фіг 1. На фіг 2 зображена часова діаграма сигналу тиску в манжеті $P(t)$. Основний $S_1(t)$ та опорний $S_2(t)$ сигнали наведено на фіг 3 та фіг 4 відповідно. Часова діаграма сигналу $S_{12}(t)$, який формується з миттєвих значень дійсної частини спектру сигналу кореляції, що взяті на частоті пульсу f_n зображена на фіг 5. На фіг 6 зображено графік сигналу кореляції $BK\Phi(\tau)$.

Пристрій складається з компресійної манжети 1, яка встановлюється на орган біологічного об'єкту. До манжети 1 пневматично під'єднаний датчик 2 тиску. Вихід датчика 2 тиску з'єднано з першим входом відображаючого пристрою 10. Дистальніше (нижче) манжети встановлений перший (основний) датчик 3 пульсу. Другий (опорний) датчик 4 пульсу розміщується на органі, що не підлягає оклюзії. Вихід основного датчика 3 пульсу з'єднаний з першим входом корелятора 5. Вихід опорного датчика 4 пульсу з'єднаний з другим входом корелятора 5. Вихід корелятора 5 з'єднаний з входом спектралізатора 6, вихід якого з'єднаний з входом смугового фільтра 7. Вихід 7 з'єднано з входом блоку 8. Вихід блоку 8 з'єднано з входом порогового пристрою 9, вихід

якого з'єднано з другим входом відображаючого пристрою 10.

Розглянемо роботу пристрою, що реалізує спосіб вимірювання кров'яного тиску. Компресійна манжета 1 встановлюється на орган біологічного об'єкту тиск якого вимірюється. На цей самий орган дистальніше встановлюється перший (основний) датчик 3 пульсу. На іншому органі, що не підлягає оклюзії встановлюється другий (опорний) датчик 4 пульсу. На виході ці два датчики дають сигнали $S_1(t)$ та $S_2(t)$ -основний та опорний сигнали відповідно. Після цього в манжету 1 нагнітається повітря, доки тиск у ній не перевищить систолічного та кровоток дистальніше не буде перекрито. Потім починається декомпресія. Протягом всіх вимірювань за допомогою датчика 2 тиску реєструється сигнал тиску в манжеті $P(t)$. Сигнали $S_1(t)$ та $S_2(t)$ сигнали поступають на корелятор 5, на виході якого отримується сигнал кореляції між основним та опорним сигналами $BK\Phi(\tau)$. Далі в спектралізаторі 6 визначається комплексний спектр сигналу кореляції $S_{12}(j\omega)$. Смуговий фільтр 7 пропускає частоти кратні частоті пульсу f_n . Далі в 8 виділяється дійсна частина спектру сигналу кореляції, який аналізується в пороговому пристрої 9. На виході 9 отримуємо моменти часу t_c та t_d , за якими у відображаючому пристрої 10 визначають значення систолічного та діастолічного кров'яного тиску.

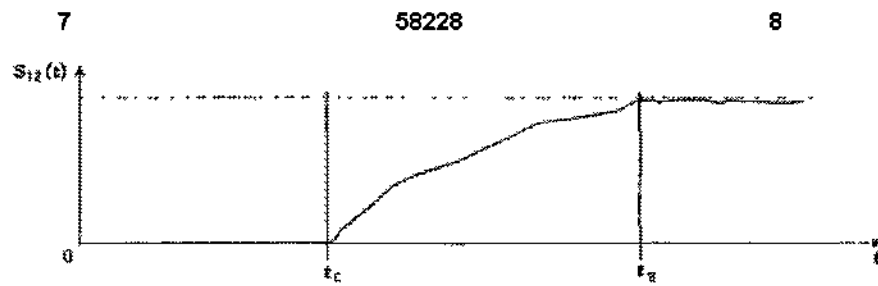
$$P_{\text{сист}} = P(t_c) \quad (1)$$

$$P_{\text{діас}} = P(t_d)$$

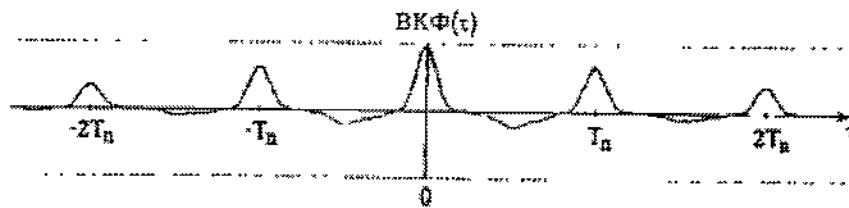
Під час декомпресії, коли тиск в манжеті 1 зменшується до значення систолічного тиску крові (ділянка 0-A на фіг 2), і падає далі, в сигналі $S_1(t)$, що реєструє основний датчик 3 пульсу, з'являються пульсації, які з подальшим зменшенням тиску в манжеті стають дедалі більш схожими на пульсації сигналу $S_2(t)$ з опорного датчика 4. Зі збільшенням схожості між $S_1(t)$ та $S_2(t)$ зростає рівень сигналу кореляції $BK\Phi(\tau)$ (ділянка A-B на фіг 2). На фіг 6 показано сигнал $BK\Phi(\tau)$.

Видно, що сигнал кореляції є квазіперіодичним з періодом близьким до періоду пульсу T_n . Основний максимум $BK\Phi(\tau)$ буде досягатися при нульовому зсуві між сигналами $S_1(t)$ та $S_2(t)$, а бічні максимумами - коли зсув буде кратний періоду пульсу. Через нестационарність біологічних сигналів, до яких відносяться пульсові сигнали, рівень бічних максимумів буде менший порівняно з рівнем основного максимуму. Тому $BK\Phi(\tau)$ буде складатися переважно з основної гармоніки з частотою близькою до частоти пульсу та додаткових гармонік на частотах кратних частоті пульсу.

Отже, з появою пульсацій в основному сигналі $S_1(t)$ та подальшим їх зростанням відповідно зростає рівень гармонік $BK\Phi(\tau)$. Саме в цей момент за допомогою порогового пристрою 9 визначають систолічний тиск $P_{\text{сист}} = P(t_c)$. Коли тиск в манжеті досягає значення діастолічного тиску (точка B), схожість між основним та опорним сигналами стає максимальною, гармоніки $BK\Phi(\tau)$ досягають максимального значення і перестає змінюватись. В цей момент також за допомогою порогового пристрою 9 визначають значення діастолічного тиску.



Фиг.5



Фиг.6