



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 57458

(13) A

(51) 7 A61B5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС

ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ
НА ВИНАХІДВидається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ КРОВ'ЯНОГО ТИСКУ

1

2

(21) 2002108375

(22) 22 10 2002

(24) 16 06 2003

(46) 16 06 2003, Бюл. № 6, 2003 р.

(72) Зудов Олег Миколайович, Мітров Олексій
Петрович, Шарпан Олег Борисович(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
УКРАЇНИ "КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ
ІНСТИТУТ"(57) Спосіб вимірювання кров'яного тиску, засно-
ваний 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

підлягає оклюзії, а другий є опорним і
реєструється з іншого органа, що не підлягає ок-
люзії, визначенні рівня тиску в манжеті в моменти,
коли цей тиск дорівнює систолічному і
діастолічному тискам крові, причому основний та
опорний сигнали піддають кореляційній обробці із
різними часом зсуву t між ними, а вказані моменти
визначають за параметрами сигналу кореляції,
одержаного в результаті кореляційної обробки,
який відрізняється тим, що значення
діастолічного тиску визначають в момент часу,
коли перестає змінюватись різниця між макси-
мальним рівнем сигналу кореляції та рівнем цього
сигналу при нульовому часовому зсуві $t = 0$ між
основним та опорним сигналами

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

Всі відомі методи вимірювання кров'яного тис-
ку можна поділити на дві групи

- прямі (інвазійні) методи вимірювання артері-
ального тиску,

- непрямі (неінвазійні) методи вимірювання ар-
теріального тиску

Прямий метод оснований на введенні катетеру
у кровоносну судину та вимірювання тиску безпо-
середньо в ній. Цей метод є еталоном вимірюван-
ня артеріального тиску, він має вищу точність та
завадостійкість порівняно з непрямими методами
але через ряд недоліків (пошкодження тканин,
більш, 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 пара-
метри 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 застосову-
ватись при деяких фізіологічних особливостях се-
рцево-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 амплі-
тудно-пульсовими критеріями [4]. Спільним недо-
ліком всіх існуючих осцилометричних методів є не-
висока стійкість по відношенню до завад і
артефактів, оскільки вони використовують амплі-
тудно-часові критерії визначення систолічного,
середнього та діастолічного тисків. Ще одним не-
доліком є недостатнє теоретичне обґрунтування
цих критеріїв.

Найбільш близьким до способу що заявляєть-
ся є спосіб вимірювання кров'яного тиску, засно-
ваний 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 ре-
єструється дистальніше манжети з органа що під-
лягає оклюзії, а другий є опорним і реєструється з
іншого органа, що не підлягає оклюзії, визначенні
рівня тиску в манжеті в моменти, коли цей тиск

(13) A

(11) 57458

(19) UA

дорівнює систолічному і діастолічному тискам крові, причому основний та опорний сигнали піддають кореляційній обробці із різним часом зсуву τ між ними, а вказані моменти визначають за параметрами сигналу кореляції, одержаного в результаті кореляційної обробки [5]

Даний спосіб має недолік критерій визначення діастолічного тиску не є достатньо точним, оскільки через наявність завад та артефактів неможливо чітко визначити момент коли перестає зростати рівень сигналу отриманого після кореляційної обробки

В основу винаходу покладено задачу підвищити точність вимірювання кров'яного тиску, шляхом застосування нового критерію визначення діастолічного тиску, який є більш точним та теоретично обґрунтованим порівняно з існуючими критеріями

Це досягається тим, що в спосіб 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, визначенні рівня тиску в манжеті в моменти, коли цей тиск дорівнює систолічному і діастолічному тискам крові, причому основний та опорний сигнали піддають кореляційній обробці із різним часом зсуву τ між ними, а вказані моменти визначають за параметрами сигналу кореляції, одержаного в результаті кореляційної обробки, в якому новим є те, що значення діастолічного тиску визначають в момент часу, коли перестає змінюватись різниця між максимальним рівнем сигналу кореляції та рівнем цього сигналу при нульовому часовому зсуві $\tau = 0$ між основним та опорним сигналами

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 наведені на фіг 3 та фіг 4 відповідно. Часові діаграми сигналів $ВКФ_{max}(t)$, $ВКФ_0(t)$, а також сигнал різниці $ВКФ_{\Delta}(t) = ВКФ_{max}(t) - ВКФ_0(t)$ зображені на фіг 5.

Пристрій, що реалізує спосіб вимірювання кров'яного тиску, 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 5а та першим і другим входами корелятора 5б. Вихід опорного датчика 4 пульсу з'єднаний з другим входом корелятора 5а та першим і другим входами корелятора 5б. Також до складу пристрою входить нормуючий пристрій 6, перший, другий та третій вхід якого з'єднано з виходами кореляторів 5а, 5б та 5в відповідно. Перший та другий вихід нормуючого пристрою 6 з'єднаний з відповідними входами суматора 7, вихід якого з'єднаний з диференціюючим

пристроєм 8. Вихід 8 з'єднано з входом порогового пристрою 9. Вихід порогового пристрою 9 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 датчиків 3 і 4 отримують основний $S_1(t)$ та опорний $S_2(t)$ 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 $P(t)$. Основний $S_1(t)$ та опорний $S_2(t)$ сигнали поступають на корелятори 5а, 5б та 5в. На виході корелятора 5а отримується сигнал кореляції між основним та опорним сигналами $ВКФ(\tau)$, на виході корелятора 5б сигнал автокореляції основного сигналу $АКФ_1(\tau)$, а на виході корелятора 5в сигнал автокореляції опорного сигналу $АКФ_2(\tau)$. Далі ці сигнали поступають на нормуючий пристрій 6, в якому за формулою 1 формується нормований сигнал кореляції $ВКФН(\tau)$, шукається його максимальне значення $ВКФН_{max}$ та значення цього сигналу при нульовому зсуві між сигналами $ВКФН_0$.

$$ВКФН(\tau) = \frac{ВКФ(\tau)}{\sqrt{АКФ_1(\tau) \cdot АКФ_2(\tau)}}, \quad (1)$$

На виході суматора 7 отримується сигнал різниці $ВКФН_{\Delta}(t) = ВКФН_{max}(t) - ВКФН_0(t)$. Далі $ВКФН_{\Delta}(t)$ подається на диференціюючий пристрій 8. Отриманий з виходу 8 сигнал $dВКФН_{\Delta}(t)/dt$ поступає в пороговий пристрій 9, який видає момент часу t_d , за яким у відображаючому пристрої 10 визначають діастолічний тиск.

$$P_{дiac} = P(t_d), \quad (2)$$

Під час декомпресії, коли тиск в манжеті 1 зменшується до значення систолічного тиску крові (ділянка О-А 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. Відомо [6], що для двох однакових сигналів кореляційний сигнал досягає максимального рівню при нульовому зсуві між цими сигналами, тому зі збільшенням схожості між $S_1(t)$ та $S_2(t)$ зростає рівень сигналу кореляції і відповідно зростають $ВКФН_{max}(t)$ та $ВКФН_0(t)$ (ділянка А-В на фіг 2). В момент часу, коли тиск в манжеті досягає значення діастолічного тиску (точка В), ця схожість стає максимальною, перестає зростати рівень сигналу кореляції, різниця $ВКФН_{\Delta}$ досягає деякого мінімального значення (або нуля) і перестає змінюватись. Саме в цей момент за допомогою порогового пристрою 9 та відображаючого пристрою 10 визначають значення діастолічного тиску $P_{дiac} = P(t_{дiac})$.

В прототипі [5] значення діастолічного тиску визначалось в момент, коли переставав зростати рівень сигналу кореляції. Якщо поглянути на сигнали $ВКФН_{max}(t)$ та $ВКФН_0(t)$ зображені на фіг 5,

видно, що їх рівні закінчують зростати в різні моменти часу. Запропонований спосіб усуває цю неточність. Оскільки сигнал $ВКФН_{\Delta}(t)$ перестає змінюватись коли перестає змінюватись зсув у часі t між основним і опорним сигналами, а зсув у часі t перестає змінюватись коли зникають нелінійні спотворення основного сигналу, тобто коли тиск в манжеті 1 стає рівним діастолічному тиску крові і продовжує зменшуватись. Таким чином, можна більш точно визначити момент часу $t_{\text{діас}}$, та значення діастолічного тиску $P_{\text{діас}}$. Отже, запропонований спосіб дозволяє підвищити точність вимірювань кров'яного тиску.

Список використаних джерел

1 Webster J.G. Medical instrumentation Application and design. John Wiley & Sons, inc. NY, 1998, 692 p.

2 Йонаш В. Клиническая кардиология. Прага,

Гос изд мед лит ЧССР, 1966, 922 с.

3 Руденко М.Ю., Алексеев В.Б., Мацюк С.А. Биофизические явления в системе кровообращения при коственном измерении артериального давления и анализ приборов для его измерения. Медицинская техника, 1986, № 5, с. 26 - 35.

4 Лазарашвили Л.Т. Помехоустойчивость осциллометрических автоматических сфигмоманометров. Медицинская техника, 1993, № 3, с. 19 - 28.

5 Патент України UA 35393 А, МПК 6 А61 В5/00. Спосіб вимірювання кров'яного тиску / О.М. Зудов, О.Б. Шарпан. — № 99 105 444, Заявл. 05.10.1999, Опубл. 15.03.2000, Бюл. № 2 — 6 с.

6 Радіотехніка. Енциклопедичний довідник / За ред. Мазора Ю.Л., Мачуського Є.А., Правди В.І. — К: Вища школа, 1999 — 838 с.

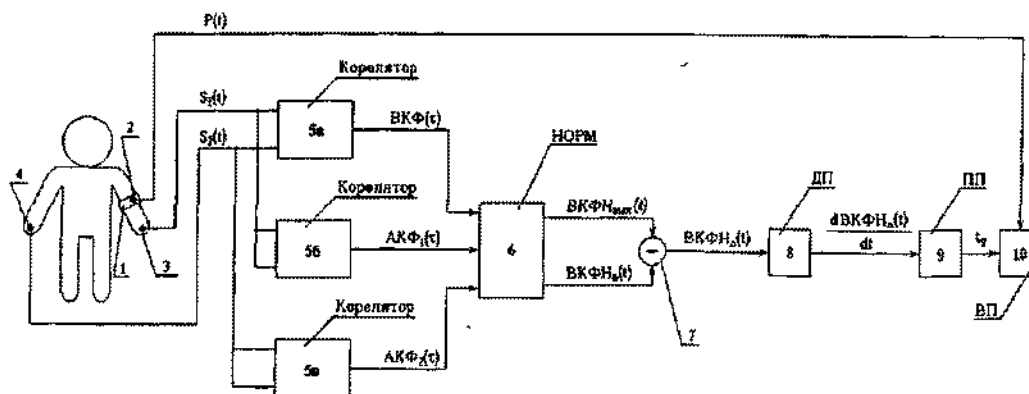


Fig. 1

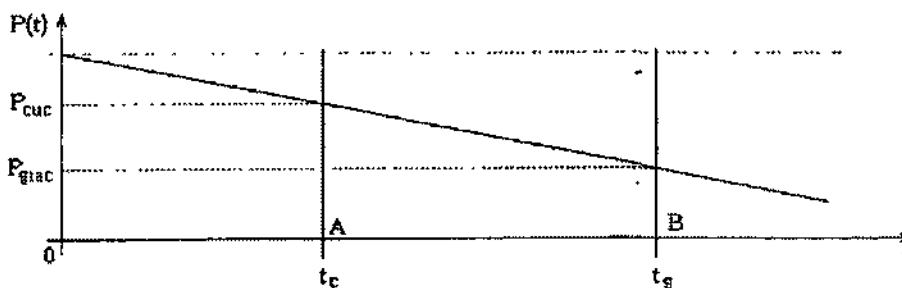


Fig. 2

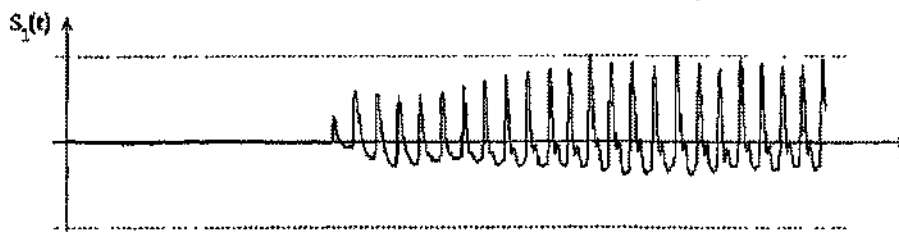


Fig. 3

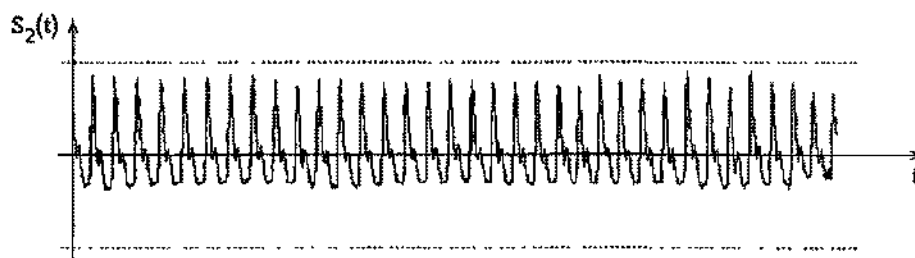


Fig. 4

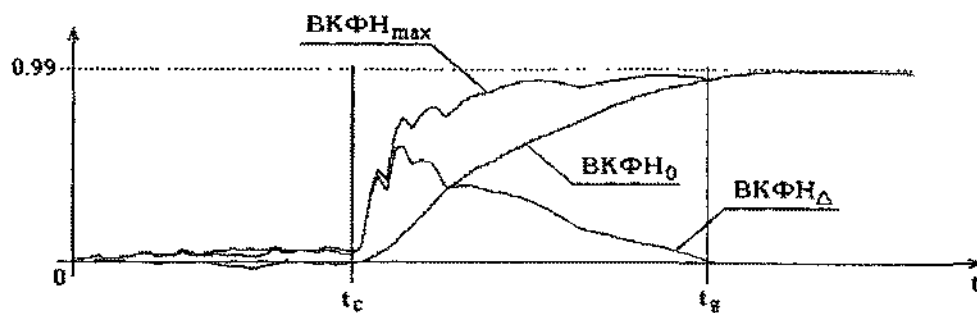


Fig. 5