



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 58229

(13) A

(51) 7 A61B5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ
НА ВИНАХІДВидається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ КРОВ'ЯНОГО ТИСКУ

1

2

(21) 2002108679

(22) 31 10 2002

(24) 15 07 2003

(46) 15 07 2003, Бюл. № 7, 2003 р.

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

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

(57) Спосіб вимірювання кров'яного тиску, що включає оклюзію біологічного органа за допомогою компресійної манжети, наступну декомпресію 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, визначення 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, який відрізняється тим, що значення діастолічного тиску визначають в момент часу, коли зникає зміна взаємного часового положення максимуму сигналу кореляції та значення цього сигналу, одержаного при нульовому часовому зсуві $\tau = 0$ між основним та опорним сигналами

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 кровоносну судину та вимірювання тиску безпосередньо в ній. Цей метод є еталоном вимірювання артеріального тиску, він має вищу точність та завадостійкість порівняно з непрямыми 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) 58229

(19) UA

лягає 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 [5]

Даний спосіб має недолік критерій визначення діастолічного тиску не є достатньо точним, оскільки через наявність завад та артефактів неможливо чітко визначити момент коли перестав 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 завадостійким 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 зникає зміна взаємного часового положення максимуму сигналу кореляції та значення цього сигналу, одержаного 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 наведено на фіг 3 та фіг 4 відповідно. Часова діаграма сигналу $\tau_{\max}(t)$ зображена 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 датчику 2 тиску з'єднано з першим входом відображаючого пристрою 9. 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 5в. Також до складу пристрою входить нормуючий пристрій 6, перший, другий та третій вхід якого з'єднано з виходами кореляторів 5а, 5б та 5в відповідно. Вихід нормуючого при-

строю 6 з'єднаний з входом диференціюючого пристрою 7, вихід якого з'єднаний з входом порогового пристрою 8. Вихід порогового пристрою 8 з'єднано з другим входом відображаючого пристрою 9.

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 отримуються сигнали 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 максимальний рівень $ВКФН_{\max}$, та визначається положення цього рівню τ_{\max} відносно значення отриманого при нульовому зсуві $\tau = 0$ між основним і опорним сигналами

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

Таким чином, на виході 6 з миттєвих значень положення максимуму нормованого сигналу кореляції $ВКФН(\tau)$ формується сигнал $\tau_{\max}(t)$. Далі $\tau_{\max}(t)$ подається на диференціюючий пристрій 7. На виході 7 отримують сигнал $d\tau_{\max}(t)/dt$, що поступає в пороговий пристрій 8, який видає момент часу t_d , за яким визначають діастолічний тиск у відображаючому пристрої 9.

$$P_{\text{диас}} = P(t_d), \quad (2)$$

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 [8], що для двох однакових сигналів максимум кореляційного сигналу досягається при нульовому зсуві між цими сигналами, тому зі збільшенням схожості між $S_1(t)$ та $S_2(t)$ положення максимуму кореляційного сигналу τ_{\max} наближається до нуля (ділянка А-В на фіг 2). В момент часу, коли тиск в манжеті досягає значення діастолічного тиску (точка В), ця схожість стає максимальною, значення τ_{\max} досягає найближчого до нуля значення і перестає змінюватись. Саме в цей момент за допомогою

порогового пристрою 8 та відображаючого пристрою 9 визначають значення діастолічного тиску $P_{\text{діас}} = P(t_{\text{діас}})$

В прототипі [5] значення діастолічного тиску визначають в момент, коли перестає зростати рівень сигналу кореляції. Застосування кореляційної обробки значно зменшує вплив завад і артефактів, але в деяких випадках рівень сигналу кореляції коливається, через що неможливо, особливо в автоматизованих приборах, точно визначити момент коли перестав зростати сигнал кореляції. Сигнал сформований з миттєвих значень позицій максимуму сигналу кореляції $\tau_{\text{max}}(t)$ більш стійкий до впливу завад і артефактів. Це пояснюється тим, що спотворення деякої частини одного з $S_1(t)$ або $S_2(t)$ призведе до флуктуацій рівню сигналу кореляції, а щоб викликати коливання значення τ_{max} потрібно затримати у часі значну частину опорного або основного сигналів. Отже, запропонований спосіб підвищує завадостійкість та точність вимірювань кров'яного тиску.

Список використаних джерел,

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

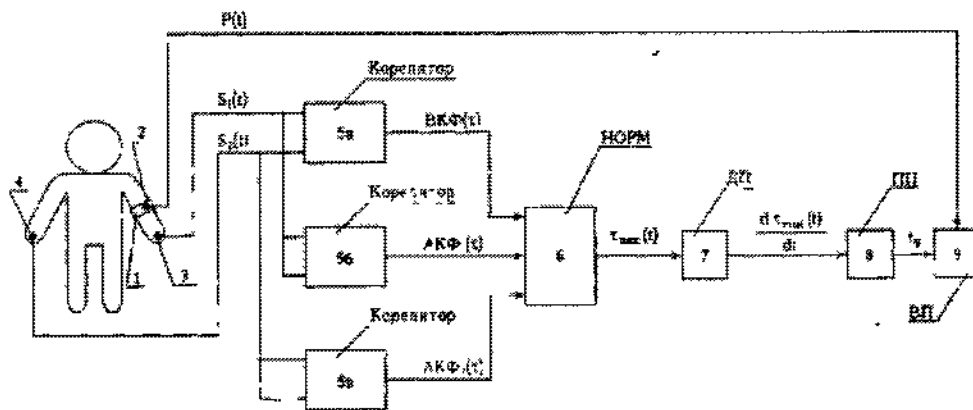
2 Йонаш В Клиническая кардиология Прага, Гос изд мед лит СССР, 1966, 922с

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

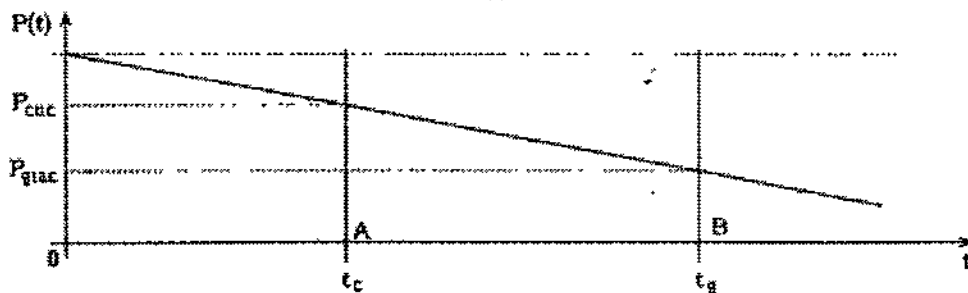
4 Лазарашвили Л Т Помехоустойчивость осцилометрических автоматических сфигмоманометров Медицинская техника, 1993, №3, с 19-28

5 Патент України UA 35393 А, МПК 6A61B5/00 Спосіб вимірювання кров'яного тиску / О М Зудов, О Б Шарпан -№99 105 444, Заявл 05 10 1999, Опубл 15 03 2000, Бюл №2 - 6с

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



Фиг.1



Фиг.2

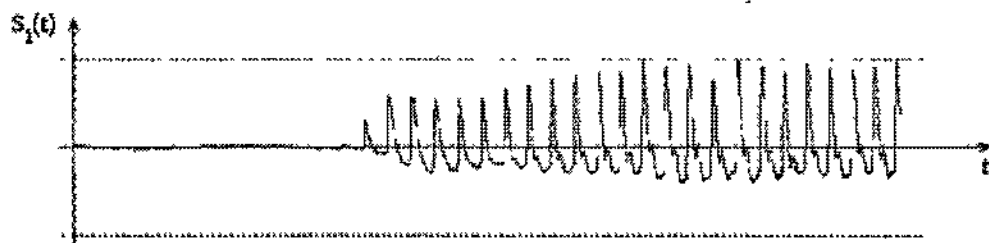


Fig.3

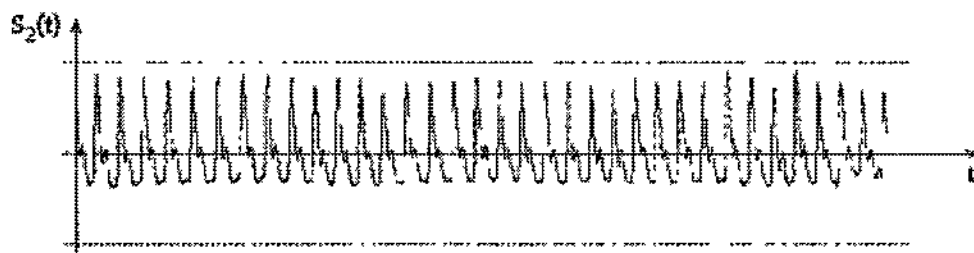


Fig.4

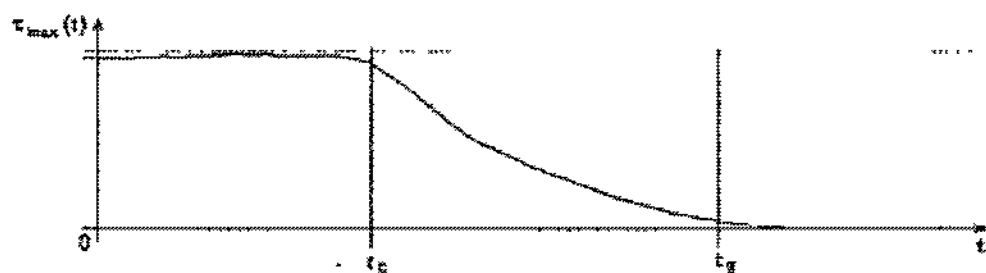


Fig.5