



УКРАЇНА

(19) UA (11) 35393 (13) A

(51) 6 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

(21) 99105444

(22) 05.10.1999

(24) 15.03.2001

(46) 15.03.2001, Бюл. № 2, 2001 р.

(72) Зудов Олег Миколайович, Шарпан Олег Борисович

(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
УКРАЇНИ "КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНС-
ТИТУТ"

(57) 1. Спосіб вимірювання кров'яного тиску, що включає оклюзію біологічного органу за допомогою компресійної манжети з наступною декомпресією цієї манжети, реєстрацію дистальнішої манжети пульсового сигналу органу, що підлягає оклюзії, - основного сигналу, реєстрацію пульсового сигналу

іншого органу того ж біологічного об'єкту - опорного сигналу, визначення рівня тиску в манжеті в моменти часу, коли цей тиск дорівнює систолічному і діастолічному тиску крові, який відрізняється тим, що основний та опорний сигнали піддають кореляційній обробці, а вказані моменти часу визначають за параметрами сигналу, одержаного в результаті кореляційної обробки.

2. Спосіб за п.1, який відрізняється тим, що рівень систолічного тиску визначають в момент початку зростання рівня сигналу, який отримують після кореляційної обробки, а рівень діастолічного тиску визначають в момент, коли рівень цього сигналу перестає зростати

Даний спосіб відноситься до галузі медичної діагностичної електроніки і може використовуватись для вимірювання і моніторингу артеріального тиску в системах діагностичної апаратури і самостійних пристроях.

Відомий інвазійний (прямий) спосіб вимірювання тиску крові, який ґрунтується на введенні катетера в кровеносну судину і безпосередньому вимірюванні тиску в ній. Цей спосіб є найбільш об'єктивний і точний, але пов'язаний із значним дискомфортом для пацієнта і небезпекою занесення інфекції [1].

Відомий спосіб вимірювання тиску крові, який ґрунтується на реєстрації тонів Короткова під час декомпресії дистальнішого 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 в судинах, які підлягають ок-

люзії [3], або за емпірично знайденими амплітудно-пульсовими критеріями [4].

Найбільш близьким до способу, який заявляється, є спосіб вимірювання кров'яного тиску, що включає оклюзію біологічного органу за допомогою компресійної манжети з наступною декомпресією цієї манжети, реєстрацію дистальнішого манжети пульсового сигналу органу, що підлягає оклюзії, - основного сигналу, реєстрацію пульсового сигналу іншого органу того ж біологічного об'єкту - опорного сигналу, визначення рівня тиску в манжеті в моменти часу, коли цей тиск дорівнює систолічному і діастолічному тиску крові [5].

Недоліком прототипу є низька завадостійкість по відношенню до електричних наводок, шумів і артефактів (механічні рухи, дихання, нестабільність серцевої діяльності тощо) і, отже, низька достовірність діагностичної інформації. Це пояснюється тим, що в даному випадку використовуються амплітудні критерії визначення параметрів тиску (систолічного і діастолічного) і тим, що аналізуються абсолютні значення амплітуд пульсових сигналів.

В основу винаходу покладено задачу розробити такий спосіб вимірювання кров'яного тиску, в якому введення порівняння шляхом кореляційної обробки сигналу органу, який не підлягає оклюзії (тобто сигналу, не спотвореного зовнішнім впливом), із сигналом органу, на якому розташована

компресійна манжета, дозволило б підвищити завадостійкість вимірювань.

Це досягається тим, що в способі вимірювання кров'яного тиску, який включає оклюзію біологічного органу за допомогою компресійної манжети з наступною декомпресією цієї манжети, реєстрацію дистальнішої манжети пульсового сигналу органу, що підлягає оклюзії, - основного сигналу, реєстрацію пульсового сигналу іншого органу того ж біологічного об'єкту - опорного сигналу, визначення рівня тиску в манжеті в моменти часу, коли цей тиск дорівнює систолічному і діастолічному тиску крові, новим є те, що основний та опорний сигнали піддають кореляційній обробці, а вказані моменти часу визначають за параметрами сигналу, одержаного в результаті кореляційної обробки.

В способі за п.2 задача винаходу досягається тим, що рівень систолічного тиску визначають в момент початку зростання рівня сигналу, який отримують після кореляційної обробки, а рівень діастолічного тиску визначають в момент, коли рівень цього сигналу перестає зростати.

Отже, в запропонованому способі сигнали, що реєструються, підлягають кореляційній обробці, що, як відомо, має суттєві переваги з точки зору завадостійкості по відношенню до випадкових (некорельованих із корисним сигналом) завад [6]. Крім того, в цьому випадку вимірювання майже нечутливі до артефактів фізіологічного походження, бо сигнали реєструються одночасно з органів одного біологічного об'єкту (наприклад, з пальців однієї кінцівки).

На фігурі 1 надана структурна схема приладу пристрою, який реалізує даний спосіб. На фігурі 2 надається приклад пульсових сигналів, які реєструють перший (основний) датчик пульсу $S_1(t)$ і другий (опорний) - $S_2(t)$, а також сигнал, який виробляє блок обробки сигналів - $b(t)$, і сигнал з датчика тиску $P(t)$.

Пристрій для вимірювання кров'яного тиску (фіг.1) містить компресійну манжету 1, до якої пневматично під'єднані компресор 2 та датчик тиску 3. Сама компресійна манжета 1 під час вимірювань охоплює біологічний орган, на якому дистальніше (нижче манжети) встановлений перший датчик пульсу 4, вихід якого з'єднаний з першим входом блока 5 обробки сигналів. Пристрій містить також блок 6 керування, керуючі виходи якого з'єднані з керуючими входами компресора 2 і блока 7 реєстрації параметрів тиску. Виходи блока 5 обробки сигналів та датчика тиску 3 з'єднані відповідно з першим та другим входами блока 7 реєстрації параметрів тиску. Вихід другого датчика пульсу 8, що розміщений на іншому органі того ж самого біологічного об'єкта, з'єднаний з другим входом блока 5 обробки сигналів.

Запропонований спосіб реалізується наступним чином. Компресійна манжета 1 встановлюється на орган біологічного об'єкту, тиск якого вимірюється. На цей самий орган дистальніше (нижче манжети) встановлюється перший датчик пульсу 4, а на будь-який інший орган того ж біооб'єкту встановлюється другий датчик пульсу 8. На фігурі 1 наданий приклад пристрою з використанням пальцевої манжети, тому перший (основний) датчик пульсу розташований на тому ж пальці, що і

манжета, а другий (опорний) датчик пульсу розташований на іншому пальці цієї ж кінцівки. Але можуть бути реалізовані інші методики вимірювань, коли манжета встановлюється на іншому органі (плечі, стегні), тоді другий датчик встановлюється на іншому одноіменному органі. Компресор 2, отримавши сигнал про початок вимірювань від блока 6 керування, нагнітає повітря у манжету 1 і починає декомпресію. Блок 7 реєстрації параметрів тиску також отримує цей сигнал і починає контролювати тиск в манжеті 1 за допомогою датчика тиску 3. Блок 5 обробки сигналів в цей час неперервно реєструє сигнали пульсу з датчиків 4 і 8 і піддає їх кореляційній обробці, завдяки чому визначає моменти часу, в які тиск в манжеті 1 дорівнює систолічному і діастолічному кров'яному тиску. В ці моменти часу блок 5 обробки сигналів виробляє сигнал, який отримує блок 7 реєстрації параметрів тиску, який фіксує значення тиску з датчика тиску 3.

Коли тиск в манжеті 1 зменшується до значення, нижчого за систолічний тиск ($P_{сис}$) в сигналі, що реєструє основний датчик пульсу 4, з'являються пульсації, які з подальшим зменшенням тиску в манжеті стають дедалі більш схожими на пульсації сигналу з опорного датчика 8. В момент часу, коли тиск в манжеті досягає значення діастолічного тиску ($P_{диас}$), ця схожість стає максимальною.

На фігурі 2 надається приклад пульсових сигналів, які реєструють перший (основний) датчик пульсу $S_1(t)$ і другий (опорний) - $S_2(t)$, а також сигнал, який виробляє блок 5 обробки сигналів - $b(t)$, і сигнал з датчика тиску $P(t)$. Порівняння сигналів звичайно здійснюють за допомогою їх кореляційної обробки. Сигнал $b(t)$ в прикладі на фіг. 2 є нормованою взаємною кореляційною функцією, тобто мірою схожості сигналів $S_1(t)$ і $S_2(t)$, яку отримують в результаті їх порівняння за допомогою блока 5 обробки сигналів, який являє собою корелятор будь-якої відомої структури [6]. Саме цей блок на основі сигналу $b(t)$ визначає момент часу t_1 і t_2 (фіг.2), в які тиск в манжеті дорівнює систолічному і діастолічному тиску крові. Якщо ж в будь-якому сигналі ($S_1(t)$ чи $S_2(t)$) під час вимірювання з'являється завада, то це не призводить до суттєвих змін в характері сигналу $b(t)$, тому що випадковий сигнал завади не є корельованим із корисним пульсовим сигналом.

Оскільки в моменти часу t_1 і t_2 відбуваються суттєві зміни в гідродинамічній системі, якою є кровоносна судина під манжетною (відповідно, початок пульсації кровотоку і повне відтворення його внаслідок усунення схлопування судинних стінок), то в ці моменти будь-які параметри кореляційного зв'язку пульсових сигналів будуть різко змінюватися. Такими параметрами можуть бути амплітудні (як у наведеному на фіг. 2 прикладі), часові, фазові, спектральні параметри, параметри лінійного зв'язку тощо. Отже, визначити вказані характерні моменти часу можливо як моменти різних змін параметрів будь-якого сигналу, отриманого в результаті кореляційної обробки сигналів пульсу S_1 і S_2 .

Таким чином, запропонований спосіб дозволяє вимірювати кров'яний тиск із більшою достовірністю в порівнянні з існуючими завдяки тому, що він нечутливий до випадкових завад і артефактів.

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

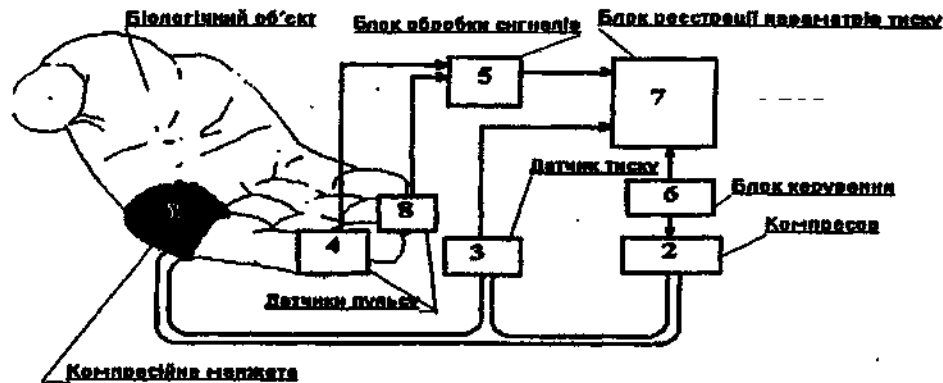
2. Йонаш В. Клиническая кардиология. Прага, Гос. изд. мед. лит. ЧССР, 1966, 922 с.

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

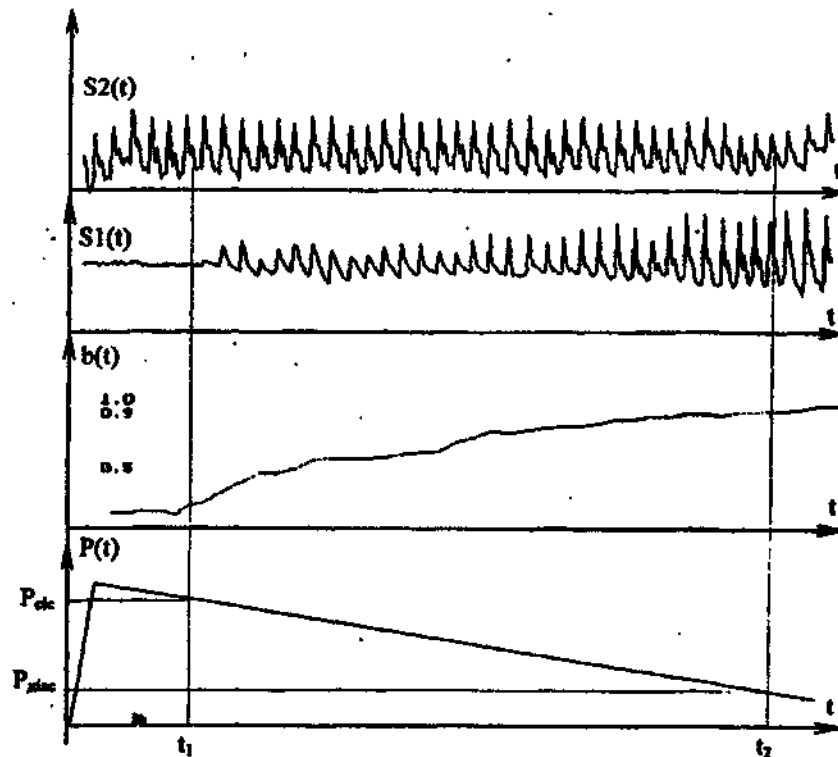
4. Лазарашвили Л.Т. Помехоустойчивость осциллометрических автоматических сфигмоманометров. Медицинская техника, 1993, № 3, с. 19-28.

5. Такаги К., Нагасака Т., Уэда К., Вакиа С. Новый метод непрямого определения кровяного давления у людей. Сб. Современная электроника в физиологии и медицине. Киев, 1967, с. 47-49.

6. Радиозлектронные системы: основы построения и теория. Справочник под ред. Ширмана Я.Д. Москва. ЗАО "МАКВИС", 1998, 860 с.



Фіг. 1



Фіг. 2

Тираж 50 екз.

Відкрите акціонерне товариство «Патент»

Україна, 88000, м. Ужгород, вул. Гагаріна, 101

(03122) 3 - 72 - 69 (03122) 2 - 57 - 03

