



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 57462

(13) A

(51) 7 A61B5/02

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС

ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ  
НА ВІНАХІДВидається під  
відповідальність  
власника  
патенту

## (54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ КРОВ'ЯНОГО ТИСКУ

1

2

(21) 2002108380

(22) 22 10 2002

(24) 16 06 2003

(46) 16 06 2003, Бюл. № 6, 2003 р.

(72) Овсяник Валерій Прокопович, 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 органу за допомогою компресійної манжети з наступною декомпресією цієї манжети і неперервним визначенням тиску в ній, реєстрацію двох пульсових сигналів основного, який реєструють дистально від манжети з органа, на якому вона встановлена, і опорного, який реєструють з іншого органу того ж біологічного об'єкта, а також взаємну кореляційну обробку основного і опорного сигналів, який відрі-

зняється тим, що перед кореляційною обробкою опорний сигнал багатократно масштабують у розмірності тиску, обмежують знизу за рівнем тиску в манжеті і для кожного масштабу повторюють визначення кореляційних параметрів, а систолічний і діастолічний тиски визначають за тим змасштабованим пульсовим сигналом, для якого кореляційні параметри набувають максимального значення

2 Спосіб за п. 1, який відрізняється тим, що коефіцієнти масштабування знаходять за максимумом рівня взаємної кореляційної функції основного сигналу і змасштабованого та обмеженого опорного сигналу

3 Спосіб за п. 1, який відрізняється тим, що коефіцієнти масштабування знаходять за максимумом рівня функції когерентності основного сигналу і змасштабованого та обмеженого опорного сигналу, розрахованої на частотах, кратних частоті пульсу

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 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 в судинах, які підлягають оклюзії [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 і неперервним визначенням тиску в ній, реєстрацію двох пульсових сигналів, основного, який реєструють дистально від манжети з органу, на якому вона встановлена, і опорного, який реєструють з іншого органу того ж біологічного об'єкта, а також взаємну кореляційну обробку основного і опорного сигналів [5].

Недоліками прототипу є низька швидкодія і необхідність досягнення компресійним тиском рівня, вищого за систолічний тиск, що робить вимірювання обтяжливим для пацієнта. Ці недоліки

(13) A

(11) 57462

(19) UA

властиві всім компресійним способам вимірювання артеріального тиску крові. Низька швидкість пояснюється тим, що необхідно точне співпадіння моменту рівності тиску в манжеті систолічному або діастолічному тискам крові і моменту чергового серцевого скорочення.

В основу винаходу покладено задачу розробити такий спосіб вимірювання кров'яного тиску, в якому введення обмеження опорного сигналу відповідно із рівнем оклюзії, дозволило б зменшити час оклюзії біологічного органу і знизити жорсткість вимог до закону декомпресії, який у більшості існуючих способів має бути лінійним.

Це досягається тим, що в способі вимірювання кров'яного тиску, який включає оклюзію біологічного органу за допомогою компресійної манжети з наступною декомпресією цієї манжети і неперервним визначенням тиску в ній, реєстрацію двох пульсових сигналів основного, який реєструють дистально від манжети з органу, на якому вона встановлена, і опорного, який реєструють з іншого органу того ж біологічного об'єкту, а також взаємну кореляційну обробку основного і опорного сигналів новим є те, що перед кореляційною обробкою опорний сигнал багатократно масштабують у розмірності тиску, обмежують знизу за рівнем тиску в манжеті і для кожного масштабу повторюють визначення кореляційних параметрів, а систолічний і діастолічний тиск визначають за тим змасштабованим пульсовим сигналом, для якого кореляційні параметри набувають максимального значення.

В способі за п 2 що коефіцієнти масштабування знаходять за максимумом взаємної кореляційної функції основного сигналу і змасштабованого та обмеженого опорного сигналу.

В способі за п 3 коефіцієнти масштабування знаходять за максимумом рівня функції когерентності основного сигналу і змасштабованого та обмеженого опорного сигналу, розрахованої на частотах, кратних частоті пульсу.

Отже, в запропонованому способі сигнали, що реєструються, піддають кореляційній обробці тільки після того, як опорний сигнал буде обмежений знизу відповідно із рівнем оклюзії, що робить його майже ідентичним із основним сигналом. Ідентичність визначається за максимумом отриманого кореляційного параметра і дозволяє поставити у відповідність рівень оклюзії і рівень пульсового сигналу, тобто змасштабувати пульсовий сигнал [6]. Це дає змогу визначити систолічний і діастолічний тиск крові за максимумом і мінімумом змасштабованого пульсового сигналу і дозволяє здійснити декомпресію із підвищеною швидкістю.

На фігурі 1 надана структурна схема прикладу пристрою, який реалізує даний спосіб. На фігурі 2 надається приклад пульсових сигналів, які реєструють перший (основний) датчик пульсу  $S_1(t)$  і другий (опорний) -  $S_2(t)$ , сигнал з датчика тиску  $P(t)$ , а також сигнал  $S_3(t)$ , який отриманий в результаті обмеження опорного сигналу у відповідності із сигналом декомпресії  $P(t)$ .

Пристрій для вимірювання кров'яного тиску (фіг 1) містить компресійну манжету 1, до якої пневматичне під'єднані компресор 2 та датчик 3 тиску. Сама компресійна манжета 1 під час вимірювань охоплює біологічний орган, на якому дистальніше

(нижче манжети) встановлений перший датчик 4 пульсу, вихід якого з'єднаний з першим входом блока 6 обробки сигналів і керування. Керуючий вихід блока 6 обробки сигналів і керування з'єднаний із керуючим входом компресора 2. Вихід датчика 3 тиску з'єднаний із другим входом блока 6 обробки сигналів і керування.

Вихід другого датчика 5 пульсу, що розміщений на іншому органі того ж самого біологічного об'єкта, з'єднаний з третім входом блока 6 обробки сигналів і керування.

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 4 пульсу, а на будь-який інший орган того ж біологічного об'єкту встановлюється другий датчик 5 пульсу. На фігурі 1 наданий приклад пристрою з використанням плечової манжети, тому перший (основний) датчик пульсу розташований на тій самій кінцівці, що і манжета, а другий (опорний) датчик пульсу розташований на іншій кінцівці. Але можуть бути реалізовані інші методики вимірювань, коли манжета встановлюється на іншому органі (пальці, стегні), тоді другий датчик встановлюється на іншому одименому органі. Компресор 2, отримавши сигнал про початок вимірювань від блока 6 обробки сигналів і керування, нагнітає повітря у манжету 1 і починає декомпресію. Блок 6 обробки сигналів і керування неперервно реєструє сигнали пульсу з датчиків 4 і 5, сигнал тиску з датчика 3. Після закінчення реєстрації блок 6 масштабує опорний сигнал, обмежує його за законом декомпресії і піддає опорний і основний сигнал кореляційній обробці. Далі масштабування багатократно повторюється із варіаціями масштабних коефіцієнтів. Систолічний і діастолічний тиск визначається блоком 6 обробки сигналів і керування за максимумом і мінімумом того змасштабованого сигналу пульсу, для якого кореляційні параметри набувають максимального значення.

На фігурі 2 надається приклад пульсових сигналів, які реєструють датчик 4 пульсу - основний сигнал  $S_1(t)$ , датчик 5 пульсу - опорний сигнал  $S_2(t)$ , датчик 3 тиску - сигнал декомпресії  $P(t)$ , а також сигнал  $S_3(t)$ , який виробляє блок 6 обробки сигналів і керування - змасштабований і обмежений опорний пульсовий сигнал. Обмеження сигналу пульсу за законом декомпресії показано на фігурі 2 як затемнення. На цій фігурі показано саме те співвідношення сигналів  $S_3(t)$  і  $P(t)$ , за яким визначається систолічний і діастолічний тиск. Взагалі, блок 6 генерує багато таких сигналів для різних значень масштабних коефіцієнтів.

При цьому швидкість і закон декомпресії не впливають на точність вимірювання тиску, як у традиційних способах.

Таким чином, запропонований спосіб дозволяє вимірювати кров'яний тиск із більшою швидкістю в порівнянні з існуючими завдяки тому, що він передбачає швидку декомпресію.

Джерела інформації

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

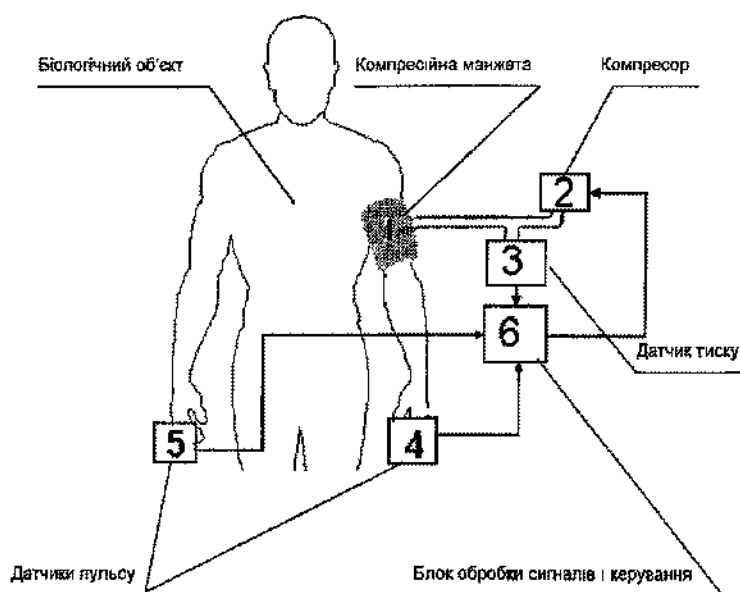
3 Руденко М Ю, Алексеев В Б, Мацюк С А Биофизические явления в системе кровообращения при косвенном измерении артериального давления и анализ приборов для его измерения Медицинская техника, 1986, № 5, С 26 - 35

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

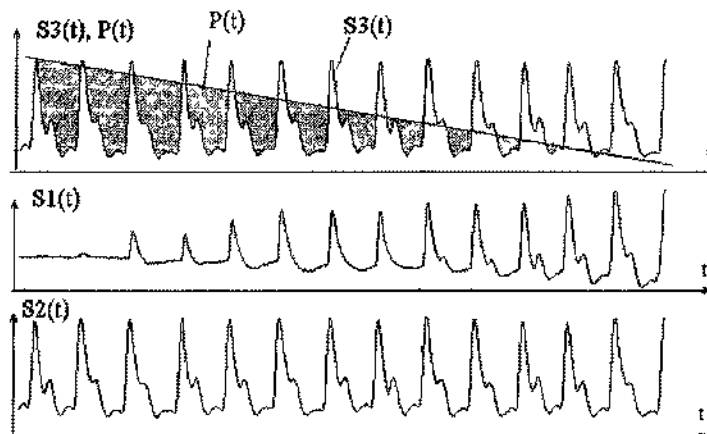
28

5 Патент України UA 35393 А, МПК 6 А61В5/00 Спосіб вимірювання кров'яного тиску / О М Зудов, О Б Шарпан - №99105444, Заявл 05 10 1999, Опубл 15 03 2000, Бюл №2, 6 с

6 Баглай В В, Проценко Н Л, Павленко Б Ю Автоматизированное многоцелевое измерение артериального давления крови - К 1987, 15 с (Препр АН УССР Ин-т кибернетики им В М Глушкова 87-2)



Фіг. 1



Фіг 2