



УКРАЇНА

(19) UA (11) 80757 (13) C2  
(51) МПК (2006)  
A61B 5/022МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

## (54) СПОСІБ ІНТЕГРАЛЬНОГО ОЦІНЮВАННЯ ЕЛАСТИЧНОСТІ КРОВОНОСНИХ СУДИН ЛЮДИНИ

1

2

(21) a200511047

(22) 22.11.2005

(24) 25.10.2007

(72) ФАЙНЗІЛЬБЕРГ ЛЕОНІД СОЛОМОНОВИЧ,  
UA(73) ФАЙНЗІЛЬБЕРГ ЛЕОНІД СОЛОМОНОВИЧ,  
UA(56) US 5647369 A, 15.07.1997  
RU 2179408 C2, 20.02.2002

WO 2005018446 A1, 03.03.2005

(57) Спосіб інтегрального оцінювання еластичності кровоносних судин людини під час вимірювання артеріального тиску, який відрізняється тим, що повільно змінюють зовнішній тиск на артерію руки пацієнта за рахунок послідовної компресії та декомпресії манжетки, вимірюють сигнал, що несе інформацію про поточний тиск в манжетці, аналізують амплітуди мікропульсацій сигналу, що спостерігаються за рахунок відновлення кровотоку

крізь артерію, аналізують мікропульсації сигналу, на яких спостерігаються локальні фрагменти, обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла пацієнта, визначають середню затримку часу появи вказаних фрагментів відносно максимальних значень відповідних мікропульсацій сигналу та оцінюють інтегральний показник еластичності кровоносних судин пацієнта за формулою:

$$I = \frac{H}{Tm}, \text{ де}$$

$I$  - інтегральний показник еластичності кровоносних судин,  
 $Tm$  - середня затримка часу,  
 $H$  - ріст пацієнта.

Винахід відноситься до фізіології людини, а більш точно до способів вимірювання артеріального тиску та оцінювання стану кровоносних судин людини та може бути застосованим під час масових профілактичних обстежень населення в поліклінічних закладах, а також для самоконтролю в домашніх умовах.

Широко відомий неінвазивний метод вимірювання артеріального тиску, який ґрунтується на виявленні відновлення кровотечі крізь артерію після її стискання за допомогою спеціальної манжетки з подальшим зниженням тиску [див. Geddes LA The indirect measurement of blood pressure in cardiovascular instrumentation // US Dep. of Health and Human Services, Bethesda, 1984. - P.5-19].

З метою виявлення відновлення кровотечі крізь артерію застосовується відомий аускультативний метод, який ґрунтується на виявленні моментів часу та відповідних рівнів тиску в манжеті за так званими тонами Короткова, що визначаються за допомогою мікрофона, який розміщують над манжеткою по ходу кровотечі [див. Stephens WP, Tunbridge RDG, Moss DA: Evaluation of screening for hypertension in general

practice with an automated machine. Br Med J, 1983. - Vol.287. - P.1600-1602].

В той же час аускультативний метод має суттєві недоліки. По-перше, він дуже чутливий до зовнішніх шумів, які спостерігаються під час вимірювання, та можуть бути причинами хибних результатів. По-друге, результати вимірювання дуже чутливі до точності розташування мікрофона над артерією, що обмежує практичне застосування цього методу в автоматичних тонометрах [див. Hunt JC, Frohlich ED, Moser M, et al. Devices used for self measurement of blood pressure. Revised statement of the National High Blood Pressure Education Program. - Arch Intern Med, 1985. - No145. - P.2231-2234].

Серед відомих методів найбільш близьким до методу, що патентується, є так званий осцилометричний метод вимірювання артеріального тиску, заснований на тому, що під час проходження крові під час систоли крізь стиснуту ділянку артерії в манжеті виникають мікропульсації (осциляції) [див. Drzewiecki G, Hood R, Apple H. Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios // Ann Biomed Eng., 1994. - Jan-Feb. - Vol.22. - P.88-96].

(13) C2

(11) 80757

(19) UA

Аналіз цих пульсацій дає можливість визначити значення систоличного, діастолічного та середнього артеріального тиску. Систоличному артеріальному тиску відповідає тиск в манжеті, при якому виникає найбільш різке підвищення амплітуди осциляцій, або амплітуда осциляцій перевищує задану величину, середньому - максимальний рівень осциляцій, а діастолічному - різке послаблення осциляцій або амплітуда осциляцій стає менше заданої величини.

Осцилометричний метод має суттєві переваги в порівнянні з аускультативним методом [див. Wonka F. Oscillometric blood pressure measurement: description of the method used // Kardiol, 1996, Vol.8. - P.1-7]. По-перше, за рахунок стійкості до шумових навантажень метод може використовуватись при відносно високих рівнях шуму. По-друге, точність результатів вимірювання артеріального тиску майже не залежить від незначних переміщень манжетки та не знижується при аналізі осциляцій крізь тонку одежу, що важливо з гігієнічних міркувань.

Осцилометричний метод знайшов широке використання в існуючих автоматичних тонометрах для вимірювання артеріального тиску. Але цей відомий спосіб не дозволяє під час вимірювання артеріального тиску додатково оцінювати еластичність кровоносних судин, зменшення якої є важливою прогностичною характеристикою та найбільш розповсюдженою причиною розвитку артеріальних гіпертензій.

В основу винаходу поставлена задача подолання цього недоліку, а саме, вдосконалення осцилометричного методу з метою створення способу, який дозволяє при масових спостереженнях населення одночасно вимірювати як артеріальний тиск, так і інтегрально оцінювати еластичність кровоносних судин людини.

Спосіб, що пропонується, складається в тому, що повільно змінюють зовнішній тиск на артерію руки пацієнта за рахунок послідовної компресії та декомпресії манжетки, вимірюють сигнал, що несе інформацію про поточний тиск в манжетці, аналізують амплітуди мікро пульсацій сигналу, що спостерігаються за рахунок відновлення кровотоку крізь артерію, визначають величини систоличного та діастолічного артеріального тиску за значеннями сигналу в моменти часу, коли амплітуда мікро пульсацій сигналу перевищує задані обмеження, додатково аналізують мікро пульсації сигналу, на яких спостерігаються локальні фрагменти, обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла пацієнта, визначають середню затримку часу появи указаних фрагментів відносно максимальних значень відповідних мікро пульсацій сигналу та інтегрально оцінюють еластичність кровоносних судин пацієнта за величиною указаної середньої затримки часу з урахуванням росту пацієнта.

Сукупність ознак, що відрізняють цей спосіб від відомих (а саме наявність послідовності додаткових операцій, які зводяться до того, що аналізують мікро пульсації сигналу, на яких спостерігаються локальні фрагменти, обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла пацієнта, визначають середню затримку часу

появи указаних фрагментів відносно максимальних значень відповідних мікро пульсації сигналу та інтегрально оцінюють еластичність кровоносних судин пацієнта за величиною указаної середньої затримки часу з урахуванням росту пацієнта), сумісно з відомими ознаками осцилографічного способу вимірювання артеріального тиску дозволяє в амбулаторних та домашніх умовах спростити процедуру та підвищити оперативність виявлення початкових порушень судинної системи людини та проводити моніторинг широких кіл населення при масових профілактичних обстеженнях.

На Фіг.1 наведено схему, яка ілюструє послідовність операцій, що забезпечують реалізацію способу. На Фіг.1 наведено такі позначення:

- 1 - артерія руки пацієнта;
  - 2 - манжетка, що створює додатковий тиск на певну ділянку артерії за рахунок послідовної компресії-декомпресії;
  - 3 - вимірювач тиску в манжетці;
  - 4 - графік сигналу  $P(t)$ , що несе інформацію про поточний тиск в манжетці під час компресії-декомпресії;
  - 5 - рівень сигналу  $P(t)$ , що відповідає систоличному артеріальному тиску;
  - 6 - рівень сигналу  $P(t)$ , що відповідає діастолічному артеріальному тиску;
  - 7 - мікро пульсації сигналу (осциляції), що спостерігаються за рахунок відновлення кровотоку крізь артерію;
  - 8 - послідовність осциляцій, на яких спостерігаються локальні фрагменти, обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла пацієнта;
- $P_c$  - величина систоличного артеріального тиску;  
 $P_m$  - величина середнього артеріального тиску;  
 $P_d$  - величина діастолічного артеріального тиску;  
 $P_o$  - графік осциляцій сигналу  $P(t)$ , що спостерігаються під час повільної декомпресії;  
 $F$  - локальні фрагменти, що обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла пацієнта.

На Фіг.2 показано приклади послідовності реальних осциляцій, на яких спостерігалися локальні фрагменти, обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла здорових волонтерів різного віку: 57 років (Фіг.2,а), 35 років (Фіг.2,б) та 14 років (Фіг.2,в).

Спосіб одночасного вимірювання артеріального тиску та оцінювання еластичності кровоносних судин людини згідно з винаходом, що пропонується, складається з таких дій (див. Фіг.1).

На плечову або кистьову артерію 1 пацієнта накладають манжету 2 та поступово підвищують в ній тиск за рахунок нагнітання повітря до перевищення на 20-30мм рт.ст очікуваної величини систоличного артеріального тиску. Далі, поступово знижують тиск повітря до величини, що нижче на 20-30мм рт.ст. очікуваної величини діастолічного тиску. Цей процес може бути здійснений за допомогою ручного або автоматичного компресора.

Ділянка артерії, на котру накладено манжетку, за рахунок додаткового тиску поступово стискується. За допомогою вимірювача 3 породжується електричний сигнал, що несе інформацію про поточну величину тиску  $P(t)$  в манжетці. Аналіз амплітуд мікро пульсацій сигналу  $P(t)$  (осциляцій), що спостерігаються за рахунок відновлення кровотоку крізь артерію, здійснюють під час повільної (2-4мм рт.ст./сек) компресії або повільної (2-4мм рт.ст./сек) декомпресії тиску в манжетці. На Фіг.1 показано типовий графік 4 сигналу  $P(t)$ , що зареєстрований під час повільної декомпресії.

Рівень 5 сигналу  $P(t)$ , при якому амплітуда осциляцій перевищує задану величину або різко зростає під час повільної декомпресії, визначає систолічний артеріальний тиск  $P_c$ , а рівень 6 сигналу  $P(t)$ , при якому амплітуда осциляцій стає меншою, ніж задана величина, або різко зменшується під час повільної декомпресії, визначає діастолічний артеріальний тиск  $P_d$ .

Рівень сигналу  $P(t)$ , при якому амплітуда осциляцій стає максимальною під час повільної декомпресії, дозволяє визначити середнє значення артеріального тиску  $P_m$ . Значення систолічного  $P_c$  та діастолічного  $P_d$  артеріального тиску можуть бути також обчислені за допомогою заздалегідь побудованих статистичних (регресійних) залежностей, що пов'язують  $P_c$  та  $P_d$  з величиною середнього тиску  $P_m$ .

Згідно зі способом, що пропонується, додатково аналізують мікро пульсації сигналу 7, на яких спостерігаються локальні фрагменти, що обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла пацієнта. Такі фрагменти мають форму характерних хвиль або "зупинок" та зазвичай відбиваються на послідовності 8 тих осциляцій, що спостерігаються при значеннях тиску в манжеті, які близькі до значень систолічного  $P_c$  або діастолічного  $P_d$  артеріального тиску.

За кожною такою осциляцією визначають затримку часу  $T_i$ ,  $i=1,2,\dots$  (в секундах) між моментом, коли відповідна осциляція приймає найбільше значення, та моментом появи фрагменту  $F$ , що обумовлений відбиттям пульсової хвилі від нижніх частин тіла пацієнта.

Далі визначають середню величину затримок за формулою

$$T_m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_i \quad (1)$$

де  $N$  - кількість осциляцій, на яких спостерігаються локальні фрагменти, обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла пацієнта.

Далі оцінюють інтегральний показник еластичності кровеносних судин пацієнта (індекс жорсткості артерій) як швидкість кровотоку до нижніх частин тіла. Цей показник визначається за формулою

$$I = \frac{H}{T_m} \quad (2)$$

де  $H$  - ріст пацієнта.

Зазвичай індекс  $I$  жорсткості судин мають більш високі значення у пацієнтів похилого віку за рахунок склеротичних спотворень судин. Тому на основі статистичних досліджень для кожної вікової групи здорових волонтерів може бути побудована шкала порогових значень цього показника, перевищення яких є інформативною ознакою початкових порушень судинної системи організму.

Для ілюстрації на Фіг.2 наведені результати експериментальних досліджень, що здійснювалися згідно зі способом, що пропонується, та були спрямовані на інтегральне оцінювання еластичності судин трьох здорових волонтерів з різних вікових груп.

Перший волонтер віком 57 років має ріст  $H=176$ см. На Фіг.2, а наведені дві реальні осциляції сигналу, що отримані при тестуванні цього волонтера. Як це видно, на осциляціях спостерігалися локальні фрагменти, обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла цього волонтера.

Величини затримки часу між максимальним значенням осциляції та моментами появи фрагмента, породженого відбиттям пульсової хвилі, на першій та другій осциляціях були рівними:  $T_1=T_2=0,184$ сек. Тобто, згідно з (1) маємо  $T_m=0,184$ сек, а, згідно з (2), індекс жорсткості артерій приймає значення  $I=1,76/0,184=9,56$ м/сек.

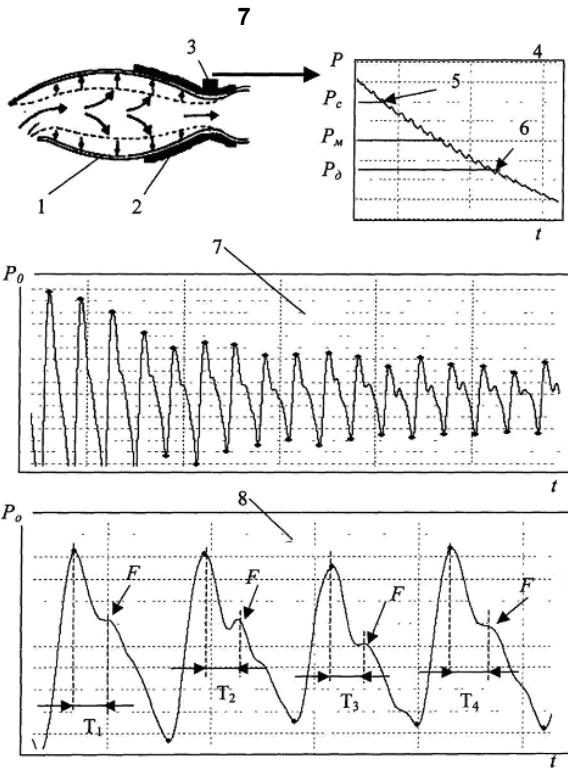
Другий волонтер віком 35 років має ріст  $H=178$ см. На Фіг.2, б наведені дві реальні осциляції сигналу, що отримані при тестуванні цього волонтера. Як це видно, на осциляціях також спостерігалися локальні фрагменти, обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла цього волонтера.

Величини затримки часу між максимальним значенням осциляції та моментами появи фрагмента, породженого відбиттям пульсової хвилі, на першій та другій осциляціях приймали значення  $T_1=0,288$ сек, а  $T_2=0,232$ сек. Тобто, згідно з (1) маємо  $T_m=0,26$ сек, а, згідно з (2), індекс жорсткості артерій приймає значення  $I=1,78/0,26=6,85$ м/сек.

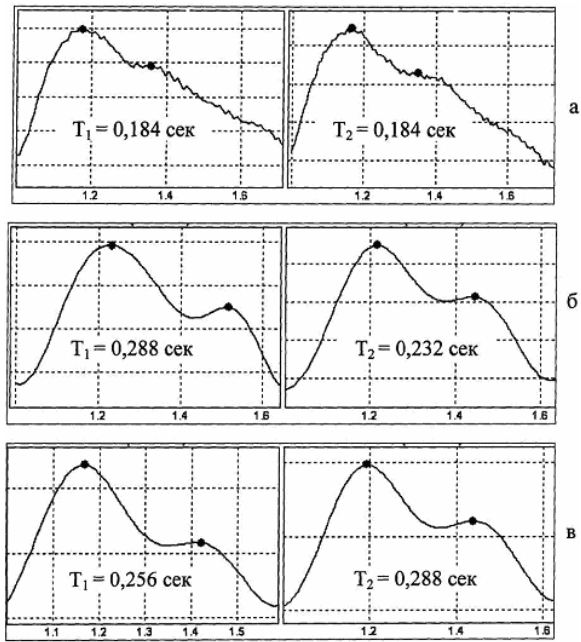
Третій волонтер віком 14 років має ріст  $H=165$ см. На Фіг.2, в наведені дві реальні осциляції сигналу, що отримані при тестуванні цього волонтера. Як це видно, на осциляціях також спостерігалися локальні фрагменти, обумовлені відбиттям пульсових хвиль від нижніх частин тіла цього волонтера.

Величини затримки часу між максимальним значенням осциляції та моментами появи фрагмента, породженого відбиттям пульсової хвилі, на першій та другій осциляціях приймали значення  $T_1=0,256$ сек, а  $T_2=0,288$ сек. Тобто, згідно з (1) маємо  $T_m=0,272$ сек, а, згідно з (2), індекс жорсткості артерій приймає значення  $I=1,65/0,272=6,07$ м/сек.

З результатів наведених прикладів випливає, що індекс жорсткості артерій, який визначено згідно зі способом, що пропонується, дійсно приймав більші значення у здорових волонтерів більшого віку.



Фиг.1



Фиг.2