

Корисна модель належить медицині і може бути використана для вимірювання артеріального тиску та значення розтяжності артерій судинної системи.

Неінвазійне вимірювання артеріального тиску та оцінка механічних властивостей артерій, їх пружності, розтяжності, набувають все більшого клініко-прикладного значення, оскільки вони потрібні для з'ясування стану серцево-судинної системи (ССС).

Згідно з останніми європейськими і національними рекомендаціями для неінвазійної оцінки еластичних властивостей артерій використовують ультразвукові комплекси УЗК та магнітно-резонансні томографи МРТ, способи, засновані на вимірюванні швидкості поширення пульсової хвилі в артеріальних судинах і способи, засновані на розрахунку кістково-плечового індексу [Согласованное мнение российских экспертов по оценке артериальной жесткости в клинической практике. Кардиоваскулярная терапия и профилактика. 2016. - № 15 (2). - С. 4-19. <https://doi.org/10.15829/1728-8800-2016-2-4-19>], [В.А. Милягин, В.Б. Комиссаров. Современные методы определения жесткости сосудов. Артериальная гипертензия. 2010. - Т. 16, № 2. - С. 134–143. <https://doi.org/10.18705/1607-419X-2010-2->]

Недоліками способів, заснованих на використанні ультразвукових комплексів, є:

- висока вартість необхідного обладнання;
- складність методики і велика тривалість обстеження;
- залежність отриманих результатів від артеріального тиску пацієнта;
- низька точність оцінки еластичних властивостей артеріальних судин, оскільки використовується аналіз відеозображення.

Висока вартість магнітно-резонансних томографів і великі витрати часу на проведення обстеження є основними недоліками МРТ методу. Вони не дозволяють забезпечити його широке використання для проведення скринінгових обстежень і поточного контролю ходу лікування пацієнтів. Крім цього, МРТ методам також властива залежність отриманих результатів від артеріального тиску пацієнта.

Основними недоліками способів, заснованих на розрахунку кістково-плечового індексу, є:

- вузька область використання, пов'язана тільки з оцінкою стану артерій нижніх кінцівок;
- складність методики і велика тривалість обстеження;
- залежність отриманих результатів від артеріального тиску пацієнта;
- відносно низька точність вимірювань, зважаючи на істотні помилки вимірювання периферичного артеріального тиску і неодноразовність вимірювань тиску в різних судинних регіонах.

Сьогодні найбільш поширеним методом дослідження пружно-еластичних властивостей артерій ("золотим стандартом") є вимірювання швидкості розповсюдження пульсової хвилі в артеріальних судинах, проте і цьому методу властиві недоліки:

- зниження точності вимірювань, в зв'язку з неможливістю точної оцінки відстані, яку проходить пульсова хвиля в артеріальній судині;
- зниження точності вимірювань через складність знаходження "особливих точок" пульсових хвиль, між якими слід проводити вимір часу запізнювання;
- залежність отриманих результатів від артеріального тиску пацієнта;
- усереднення одержуваного результату по всій трасі розповсюдження пульсової хвилі.

Найбільш поширеними неінвазійними методами вимірювання артеріального тиску сьогодні є аускультативний метод Короткова та різновиди осцилометричних та тахоосцилометричних методів, але їм також властиві серйозні недоліки - низька точність вимірювань, суб'єктивність отриманих результатів та відсутність їх документального підтвердження.

Сьогодні не існує неінвазійного способу одночасного вимірювання артеріального тиску і оцінки еластичних властивостей артерій, що призводить до необхідності проведення двох різних обстежень, використання різного обладнання, ускладнення методики та збільшення необхідного для проведення обстежень часу.

Найближчим аналогом є "Спосіб вимірювання артеріального тиску" [Батаєва Ю.Є., Кириченко В.О., Кульбашевська Т.В., Сергєєв В.Г. Спосіб вимірювання артеріального тиску. Патент України на винахід № 120800 від 10.02 2020 р. <https://base.uipv.org/searchINV/search.php?action=search>], який включає накладення компресійної манжетки на проксимальну ділянку кінцівки пацієнта, підвищення тиску в ній до величини на 30-40 мм рт.ст. вище систолічного тиску пацієнта, плавне зниження тиску в манжетці із заданою швидкістю (1.5-2 мм рт.ст. на період серцевих скорочень), синхронну реєстрацію поточного значення тиску в манжетці і реограму артеріальних судин під манжеткою і артеріальних судин дистальної ділянки кінцівки, вимірювання тиску в манжетці як систолічного артеріального тиску (САТ) в артерії під манжеткою, в момент останнього максимуму реограми судин під манжеткою, що передують появі першої синхронної пульсації на реограмі артеріальних судин дистальної ділянки кінцівки, що по амплітуді перевищує 10-20 % зареєстрованої максимальної амплітуди реограми артеріальних судин дистальної ділянки кінцівки, вимірювання тиску в манжетці як діастолічного артеріального тиску (ДАТ) в артерії під манжеткою в момент мінімуму Умін реограми судин під манжеткою в періоді серцевих скорочень, в якому часовий інтервал значень сигналу менших Умін+Δ буде мінімальним, при Δ рівному 10-20 % зареєстрованої максимальної амплітуди реограми артеріальних судин під манжеткою.

Технічна реалізація цього способу може бути представлена наступним чином.

На проксимальну ділянку досліджуваної кінцівки (плече або стегно) пацієнта накладають компресійну манжетку з двома потенційними реографічними електродами, прикріпленими до її внутрішньої поверхні на відстані 10-12 см один від одного по ширині манжетки. На дистальну ділянку кінцівки (передпліччя або гомілку) накладають три реографічних електроди (2 потенційних і один, найбільш дистальний, - струмовий). Другий струмовий електрод накладають на симетричну кінцівку. Реєструють реограми, наприклад плеча та передпліччя пацієнта, і поточний тиск в компресійній манжетці. В процесі реєстрації тиск в компресійній манжетці підвищують до тиску, що перевищує САТ пацієнта на 30-40 мм рт.ст., після чого забезпечують плавне зниження тиску в манжетці із заданою швидкістю (1.5-2 мм рт.ст. на період серцевих скорочень). Після повної декомпресії

манжетки реєстрацію даних припиняють і завершують дослідження вимірюванням по зареєстрованим даним значень тиску в манжетці в вище означені моменти часу, як систолічний і діастолічний артеріального тиску в артерії під манжеткою.

Цей спосіб дозволяє вимірювати артеріальний тиск АТ пацієнта з найбільшою точністю, порівняно з іншими способами вимірювання артеріального тиску, що використовуються сьогодні. Крім цього, спосіб дозволяє повністю позбутися суб'єктивізму при оцінці АТ і дає документальне підтвердження отриманого результату.

Недоліком відомого способу найближчого аналога, є обмеженість його можливостей, що виявляється у відсутності даних про еластичні властивості артеріальних судин досліджуваного судинного регіону.

Задачею корисної моделі є розширення функціональних можливостей відомого способу вимірювання артеріального тиску при збереження всіх його переваг.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі вимірювання артеріального тиску та значення розтяжності артерій, який включає накладення компресійної манжетки на проксимальну ділянку кінцівки пацієнта, підвищення тиску в ній до величини на 30-40 мм рт.ст. вище систолічного тиску пацієнта, плавне зниження тиску в манжетці із заданою швидкістю (1,5-2 мм рт.ст. на період серцевих скорочень), синхронну реєстрацію поточного значення тиску в манжетці і реограму артеріальних судин під манжеткою і артеріальних судин дистальної ділянки кінцівки, вимірювання тиску в манжетці як систолічного артеріального тиску САТ в артерії під манжеткою, в момент останнього максимуму реограми судин під манжеткою, що передусє появі першої синхронної пульсації на реограмі артеріальних судин дистальної ділянки кінцівки, що по амплітуді перевищує 10-20 % зареєстрованої максимальної амплітуди реограми артеріальних судин дистальної ділянки кінцівки, вимірювання тиску в манжетці як діастолічного артеріального тиску ДАТ в артерії під манжеткою в момент мінімуму Умін реограми судин під манжеткою в періоді серцевих скорочень, в якому часовий інтервал значень сигналу менших $U_{\min} + \Delta$ буде мінімальним, при Δ рівному 10-20 % зареєстрованої максимальної амплітуди реограми артеріальних судин під манжеткою, згідно з корисною моделлю, додатково реєструють базисний опір ділянки кінцівки під манжеткою, за зареєстрованими даними вимірюють його значення $R_{\beta 1}$ в часовий момент вимірювання систолічного артеріального тиску САТ, вимірюють базисний опір $R_{\beta Pi}$ і амплітуду реограми ділянки кінцівки під манжеткою ΔR_{Pi} при будь-якому потрібному значенні тиску в манжетці $P_i < \text{ДАТ}$, і розраховують розтяжність артерій під манжеткою C_{Pi} , при діастолічному трансмуральному тиску в ній ДАТ- P_i , відповідно до формули:

$$C_{Pi} = \frac{\Delta R_{Pi} \cdot R_{\beta 1}}{(R_{\beta 1} - R_{\beta Pi}) \cdot R_{\beta Pi} \cdot \text{ПАТ}} \cdot 100\%$$

де ПАТ - пульсовий артеріальний тиск ПАТ=САТ-ДАТ.

На доданому до опису графіку сигналів, зареєстрованих під час проведення досліджень, представлені зареєстровані в процесі виконання дослідження реограма дистальної ділянки кінцівки (верхній графік), реограма проксимальної ділянки (артерія під манжеткою, другий графік), графік зміни тиску в манжетці (третій графік) і графік зміни базисного опору ділянки кінцівки під манжеткою (четвертий графік).

На третьому зверху графіку представлений графік зміни тиску в манжетці. На нижньому графіку представлений графік зміни базисного опору ділянки кінцівки під манжеткою.

На зазначених графіках часовий маркер а відзначає момент досягнення величини тиску в манжетці, що на 30-40 мм рт.ст. перевищує систолічний артеріальний тиск САТ пацієнта, після чого тиск в манжетці починають знижувати.

Часовий маркер b визначає часовий момент, коли відбувається вимірювання тиску в манжетці як систолічного артеріального тиску САТ в артерії під манжеткою, коли починає розкриватися артерія ділянки кінцівки під манжеткою і з'являються перші пульсації в реограмі дистальної ділянки кінцівки (верхній графік). Базисний опір $R_{\beta 1}$ ділянки кінцівки під манжеткою в цьому випадку буде визначатися тільки опором стиснутих тканин, оскільки ні в венах, ні в артеріях крові в цей момент практично не буде.

Часовий маркер c відзначає момент, коли відбувається вимірювання тиску в манжетці як діастолічного артеріального тиску ДАТ в артерії під манжеткою. Базисний опір $R_{\beta 2}$ ділянки кінцівки під манжеткою в цьому випадку буде визначатися опором стиснутих тканин і паралельно включеним опором наповненої кров'ю артерії при нульовому трансмуральному тиску. На часовому інтервалі b-c поперечний переріз артерії під манжеткою в кінці діастолічної частини періоду поступово змінюється від повністю перетиснутого до окружності, яка визначає поперечний переріз артерії при нульовому трансмуральному тиску в ній.

Наступні часові маркери відзначають моменти вибраних дослідників для вимірювання значень тиску в манжетці P_i . В ці ж моменти вимірюється базисний опір $R_{\beta Pi}$ та амплітуда реограми ділянки кінцівки під манжеткою ΔR_{Pi} , яка зменшується, відображуючи підвищення ригідності артерії з ростом трансмурального тиску в ній.

Базисний опір $R_{\beta Pi}$ ділянки кінцівки під манжеткою при будь-якому тиску P_i в компресійній манжетці може бути одержаний у вигляді:

$$R_{\beta Pi} = \frac{R_T \cdot R_{APi}}{R_T + R_{ARi}} = \frac{R_{\beta i} \cdot \rho_K \cdot L}{R_{\beta i} \cdot S_{APi} + \rho_K \cdot L}$$

де: R_T - опір ділянки тіла під компресійною манжеткою при тиску в ній на 30-40 мм рт.ст. більше САТ;

R_{APi} - опір крові ділянки артерії під компресійною манжеткою, при тиску в ній P_i ;

ρ_K - питомий опір крові;

L - відстань між реографічними електродами під манжеткою;

S_{APi} - площа поперечного перерізу артерії під манжеткою при трансмуральному тиску в артерії ДАТ - P_i ;

звідки:

$$S_{APi} = \frac{(R_{\beta i} - R_{\beta Pi}) \cdot \rho_K \cdot L}{R_{\beta i} \cdot R_{\beta Pi}} \quad (1).$$

Визначивши площу поперечного перерізу артерії під манжетою S_{APi} при будь-якому трансмуральному тиску в ній, можна обчислити зміну площі поперечного перерізу артерії під манжетою ΔS_{APi} під впливом пульсової хвилі, коли трансмуральний тиск в артерії змінюється на величину пульсового артеріального тиску ПАТ, від ДАТ-Р_i до ДАТ-Р_i+ПАТ=САТ-Р_i.

Співвідношення для амплітуди реограми ділянки кінцівки під манжетою ΔR_{Pi} в цьому випадку буде [Иванов Л.Б., Макаров В.А. Лекции по клинической реографии. М., 2000, 319 с.]:

$$\Delta R_{Pi} = \frac{\rho_T^2 \cdot L \cdot \Delta S_{APi}}{\rho_K \cdot S_{TPi}^2},$$

звідки:

$$S_{APi} = \frac{\Delta R_{Pi} \cdot \rho_K \cdot S_{TPi}^2}{\rho_T^2 \cdot L} = \frac{\Delta R_{Pi} \cdot \rho_K \cdot L}{R_{bPi}^2}, \quad (2)$$

оскільки в даному разі $S_{TPi} = \rho_T \cdot L / R_{bPi}$.

При зменшенні тиску в манжетці амплітуда реограми ділянки кінцівки під манжетою ставатиме все менша і менша, по мірі зростання трансмурального тиску в артерії і збільшення ригідності артеріальної стінки. При нульовому тиску в манжетці трансмуральний тиск в артерії стане максимальним, і буде змінюватися від ДАТ до САТ.

Розтяжність артерії під манжетою при будь-якому тиску в манжеті $P_i < \text{ДАТ}$ може бути визначена як відношення [В.А. Милягин, В.Б. Комиссаров. Современные методы определения жесткости сосудов. Артериальная гипертензия. - 2010. - Т. 16, № 2. - С. 134-143. <https://doi.org/10.18705/1607-419X-2010-2->]:

$$C_{Pi} = \frac{\Delta S_{APi}}{S_{APi} \cdot \text{ПАТ}} \cdot 100\% \quad (3).$$

Підставивши (1) і (2) в (3), отримуємо остаточне співвідношення для визначення розтяжності артеріальної стінки при будь-якому трансмуральному тиску ДАТ-Р_i в артеріальній судині під манжеткою:

$$C_{Pi} = \frac{\Delta S_{APi}}{S_{APi} \cdot \text{ПАТ}} \cdot 100\% = \frac{\Delta R_{Pi} \cdot R_{b1}}{(R_{b1} - R_{bPi}) \cdot R_{bPi} \cdot \text{ПАТ}} \cdot 100\% \quad (4).$$

Таким чином, використовуючи дану методику, можна побудувати повний графік зміни розтяжності артерії ділянки кінцівки під манжеткою в будь-якому необхідному діапазоні зміни трансмурального тиску в артерії або визначити її розтяжність при якомусь конкретному, потрібному досліднику, значенні трансмурального тиску, наприклад при діастолічному тиску.

Технічна реалізація способу вимірювання артеріального тиску та значення розтяжності артерій, що заявляється, може бути представлена наступним чином.

На проксимальну ділянку досліджуваної кінцівки пацієнта накладають компресійну манжетку з двома потенційними реографічними електродами, прикріпленими до її внутрішньої поверхні на відстані 10-12 см один від одного по ширині манжетки. На дистальну ділянку кінцівки накладають три реографічних електроди (2 потенційні і один струмовий - найбільш дистальний). Другий струмовий електрод накладають на симетричну кінцівку.

Реєструють реограми проксимальної і дистальної ділянки кінцівки, поточний тиск в компресійній манжетці і поточний базисний опір проксимальної ділянки кінцівки пацієнта під манжеткою. В процесі реєстрації тиск в компресійній манжетці підвищують до тиску, що перевищує САТ пацієнта на 30-40 мм рт.ст., після чого забезпечують плавне зниження тиску в манжетці із заданою швидкістю (1.5-2 мм рт.ст. на період серцевих скорочень), до повної декомпресії манжетки. Реєстрацію даних припиняють.

Відповідно до наведених вище і зазначених в способі за найближчим аналогом формальних правил, за зареєстрованими даними знаходять часові моменти вимірювання САТ і ДАТ пацієнта, визначають тиск в манжетці в ці моменти часу як САТ і ДАТ пацієнта, і вимірюють базисний опір ділянки кінцівки під манжетою R_{b1} .

У потрібному діапазоні зміни трансмурального тиску ДАТ-Р_i в артеріальних судинах під манжеткою вибирають ряд значень P_i (наприклад, які відповідають часовим моментам d, e, f, g) і для кожного з них визначають значення базисного опору ділянки кінцівки під манжеткою R_{bPi} і амплітуду реосигналу ΔR_{Pi} .

Відповідно до формули (4) для кожного значення трансмурального тиску ДАТ-Р_i в артеріальних судинах під манжеткою знаходять величину розтяжності артерії C_{Pi} .

Експериментальна перевірка запропонованого способу визначення розтяжності артерій проведена на групі з 12 пацієнтів з використанням тетраполярного реографічного комплексу "РеоКом", який дозволяє проводити синхронну реєстрацію сигналів двох реографічних каналів, каналів базисного опору ділянки кінцівки під манжеткою і тиску в компресійній манжетці.

На доданих до опису графіках представлений приклад зареєстрованих сигналів дослідження одного з пацієнтів. Реалізований в програмі "РеоКом" алгоритм обробки даних, що забезпечує розрахунки відповідно до формули (4), дозволив для кожного вибраного значення тиску в манжетці P_i (для кожного значення трансмурального тиску в артеріальних судинах ділянки кінцівки під манжеткою ДАТ-Р_i) отримати значення розтяжності артеріальних судин C_{Pi} .

В таблиці представлені результати розрахунку C_{Pi} і відсотка зміни площі поперечного перерізу артеріальних судин під манжеткою ΔS_{APi} під впливом пульсової хвилі при різних тисках в манжетці, по відношенню до площі поперечного перерізу артерій під манжеткою S_{APi} при тиску в манжетці P_i .

Таблица

Моменти часу	b	c	d	e	f	g
Pi, мм рт.ст.	160,8	91,6	70,0	50,0	30,0	10,0
ДАТ-Pi, мм рт.ст.	-	0	21,6	41,6	61,6	81,6
RбPi, Ом	22,94	22,37	21,78	21,49	20,94	19,74
ΔR_{Pi} , Ом	-	0,109	0,055	0,032	0,022	0,019
C _{PI} , %/мм рт.ст.	-	0,2834	0,0721	0,0341	0,0173	0,01
$\Delta S_{API} / S_{API}$, %	-	19,6113	4,989	2,3597	1,1972	0,692

Проведений розгляд і отримані результати показують, що спосіб вимірювання артеріального тиску та значення розтяжності артерій, що заявляється, здійснений і забезпечує досягнення технічного результату, що полягає в отриманні додаткової інформації про еластичні властивості артеріальних судин досліджуваного судинного регіону при будь-якому трансмуральному тиску в судинах $0 < (ДАТ - P_i) < ДАТ$.

Зазначена сукупність суттєвих ознак запропонованого способу є новою, при цьому запропонований спосіб не вимагає ускладнення використовуваної у способі, вибраного за найближчий аналог, апаратури і, в той же час, виключає суб'єктивну інтерпретацію результатів і дозволяє отримати точну оцінку артеріального тиску та розтяжності артерій пацієнта за рахунок використання запропонованих інформаційних параметрів сигналів та можливості точної їх оцінки.

Сьогодні не існує іншого неінвазійного способу одночасного високоточного вимірювання артеріального тиску і оцінки еластичних властивостей артерій, що призводить до необхідності проведення двох різних обстежень, використання різного обладнання, ускладнення методики та збільшення необхідного для проведення обстежень часу.

