

**УКРАЇНА**

(19) **UA** (11) **98366** (13) **C2**
(51) МПК
A61B 5/026 (2006.01)
G01N 21/25 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

(21) Номер заявки: а 2010 08886	(72) Винахідник(и): Войтович Ігор Данилович (UA), Дегтярук Віктор Іванович (UA), Брайко Юрій Олексійович (UA), Імамутдінова Роза Гільмутдіновна (UA), Мінов Юрій Дмитрович (UA), Сутковий Павло Гнатович (UA)
(22) Дата подання заявки: 16.07.2010	(73) Власник(и): ІНСТИТУТ КІБЕРНЕТИКИ ІМ. В.М.ГЛУШКОВА НАН УКРАЇНИ, вул.Академіка Глушкова, 40, м.Київ-187, 03187 (UA)
(24) Дата, з якої є чинними права на винахід: 10.05.2012	(56) Перелік документів, взятих до уваги експертизою: UA 14937 A, 30.06.1997 DE 19629342 A1, 29.01.1998 Voitovych I.D., Brayko Yu.O. et al / Investigation of the hemodynamics in the microvasculature of the blood circulation system // Sensor Electronics and Microsystem Technologies - 4/2009. - P.73-79 UA 72016 C2, 15.01.2005 UA 71984 C2, 15.01.2005 RU 2118120 C1, 27.08.1998 RU 2018263 C1, 30.08.1994 US 20090209871 A1, 20.08.2009 US 20050150309 A1, 14.07.2005 US 6223069 B1, 24.04.2001 WO 9407408 A1, 14.04.94 US 5617852 A, 08.04.1997 SU 1123636 A. 15.11.1984
(41) Публікація відомостей про заявку: 25.01.2012, Бюл.№ 2	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 10.05.2012, Бюл.№ 9	

(54) СПОСІБ НЕІНВАЗИВНОГО ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ГЕМОДИНАМІКИ СИСТЕМИ КРОВООБІГУ**(57) Реферат:**

Винахід належить до галузі медицини і стосується способу неінвазивного визначення параметрів гемодинаміки системи кровообігу, згідно з яким досліджувану ділянку тіла опромінюють модульованим світловим потоком, вимірюють спектральні інтенсивності світлових потоків, які пройшли крізь досліджувану ділянку тіла, перед вимірюванням інтенсивностей сигнали в спектральних інтервалах синхронно детектують, потім проводять інтегрування на визначених суміжних інтервалах часу, протягом першого з яких досліджувана ділянка тіла перебуває під дією змінених зовнішніх умов, а сигнал який використовують для відображення результату, є різницею інтегралів.

UA 98366 C2

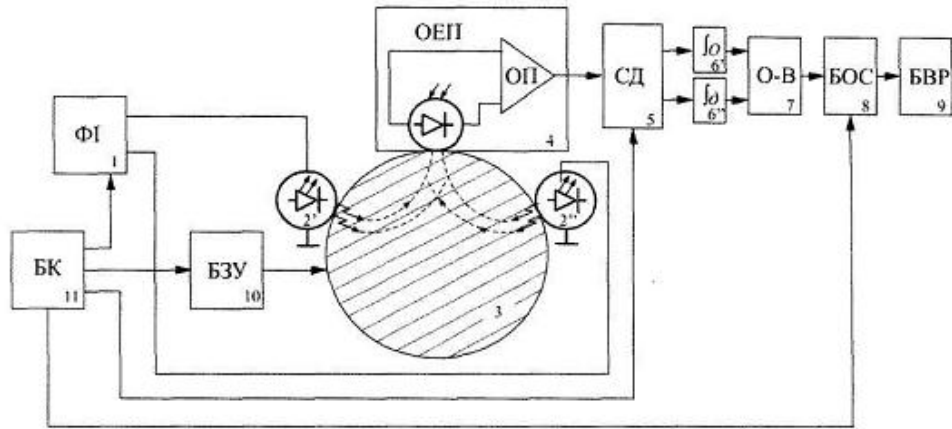


Fig. 1

Винахід належить до медичної техніки і може використовуватись в багатьох галузях медицини для оцінки стану та гемодинаміки системи кровообігу, виявлення порушень, діагностики стану периферійного кровообігу, виявлення професійних захворювань, пов'язаних з кровообігом, контролю ефективності застосування медикаментів та лікувальних процедур, відслідковування вікових змін, для контролю стану пацієнта при хірургічному втручанні та при реанімаційних заходах, у науково-дослідній роботі.

В медичній практиці для оцінки гемодинаміки судин використовують різні інвазивні методи, наприклад радіологічний, коли в кров пацієнта вводять мічені атоми, а далі з допомогою радіоізотопного аналізу визначають їх рух по судинах, або рентгенівський, коли в судини вводять контрастну речовину відомої концентрації і за допомогою рентгенографії визначають її концентрацію в досліджуваній ділянці тіла. Недоліками, які обмежують такі методи є травматичність, порушення цілісності шкіри і судин, можливість інфікування, складність апаратури та методик, недостатня інформативність.

Передова медицина прагне виконувати діагностику неінвазивно, тобто без порушення цілісності тіла і судин з мінімальним впливом на живий об'єкт, безболісно. Одним з таких методів є капіляроскопія - дослідження вигляду капілярів сітківки ока чи нігтьового ложа. Проте оцінка мікроциркуляторної ланки системи кровообігу таким чином можлива тільки в тих ділянках тіла, де капіляри можна побачити, лікар повинен мати високу кваліфікацію та досвід, тобто результати такого дослідження носять суб'єктивний характер, а саме дослідження потребує досить громіздкого стаціонарного обладнання.

Ультразвукове обстеження мікросудин мало що дає, бо діаметр таких судин порядку 10 мкм і щоб їх "розгледіти" потрібні гіперзвукові частоти порядку 500 МГц і вище.

Сучасні способи оцінки гемодинаміки судин використовують плетизмографію (в перекладі з грецької "pletismos" - набухання, наповнення, "qrapho" - пишу). З назви витікає, що це процедура реєстрації зміни об'єму тіла під дією тих чи інших факторів. Найбільш достовірні дані отримуються за допомогою фотоплетизмографії, що базується на спектрофотометричних методах, які забезпечують отримання інформації за рахунок змін в спектральному розподілі інтенсивності світла, що зумовлені властивостями опромінюваної ділянки тіла. В клінічній практиці фотоплетизмографія найчастіше застосовується для спостереження за процесами, зумовленими пульсуючою кров'ю на інтервалі "пульсової хвилі", або більш тривалих інтервалах і відповідними процесами, за якими ведеться спостереження.

В класичній фотоплетизмографії для отримання високої чутливості використовують світло, яке найменше поглинається тканинами та кров'ю. Інтенсивність такого світла після проходження через тканину залежить в основному від його розсіювання тканиною, яке змінюється при пульсових змінах об'єму. Ці зміни залежать від пружності тіла, стану шкіри судин та ін. і негативно впливають на адекватність дослідження. Тому більш достовірні результати дають способи, що базуються на явищі поглинання світла молекулами гемоглобіну, який знаходиться тільки в крові і ніколи не виходить за межі судин. Отже відслідковуючи кількісні зміни концентрації гемоглобіну, можна отримувати інформацію про гемодинаміку досліджуваної ділянки тіла та параметри судин, за допомогою яких відбувається кровообмін.

Відомі різні неінвазивні способи визначення гемодинаміки судин, до яких відносяться: спосіб, що базується на визначенні реактивності судин (патент Росії RU02118120 "Спосіб безконтактного визначення реактивності кровоносних судин та пристрій для його застосування"), спосіб, що визначає геодинаміку, зумовлену зміною концентрації речовин (патент ФРН DE 19629342 A1 "Спосіб і пристрій для неінвазивного транскутантного визначення концентрації речовин в тканинах тіла"), спосіб в основі якого лежить вимірювання кровонаповнення (патент України 71984 "Спосіб неінвазивного вимірювання кровонаповнення ділянок тіла і пристрій для реалізації") та ін.

У способі-аналозі за патентом RU 02118120 досліджувану ділянку тіла опромінюють монохроматичним світлом з різними довжинами хвилі, по чергово вимірюють початкові інтенсивності зворотно розсіяного світла, потім змінюють умови шляхом введення в тіло фізіологічного розчину та вазоактивної речовини і знову проводять вимірювання до досягнення максимальних значень, далі обчислюють відношення різниць максимальних значень до вихідної інтенсивності і за результатами визначають реактивність судин. Спільними ознаками цього аналогу і запропонованого способу є такі операції: досліджувану ділянку тіла опромінюють світловим потоком, змінюють зовнішні умови, випромінюють спектральні інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь досліджувану ділянку тіла до і після зміни зовнішніх умов, за результатами визначають реактивність судин.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети в способі-аналозі є те, що реакція судин на різні речовини неоднакова, зміна умов потребує звільнення досліджуваної ділянки тіла

від засобів вимірювання з подальшим їх поверненням, що в свою чергу виявляє непрогнозований вплив і призводить до неоднозначності результатів. Крім того цей спосіб не дозволяє отримати інформацію про стан та власні якості судин - компліанс, гідралічний опір притоку чи відтоку крові та ін.

У способі-аналозі за патентом DE1962942 досліджувану ділянку тіла опромінюють світлом з неперервним спектром в діапазоні від 300 до 1400 нм, з допомогою вимірювальної голівки аналізують світловий потік в зворотно розсіяному світлі. Зміна зовнішніх умов відбувається за рахунок притискання вимірювальної голівки до тіла з персонально залежним тиском. За часовими змінами інтенсивності однієї частини світлового потоку "схоплюють" ступінь кровонаповнення ділянки тіла в залежності від фази пульсової хвилі і при максимальному ступені кровонаповнення реєструють спектр іншої частини світлового потоку, за допомогою якого визначають концентрацію речовин (наприклад гемоглобіну) в тканинах тіла і за її змінами оцінюють гемодинаміку.

Спільними ознаками цього аналогу і запропонованого способу є такі операції: досліджувану ділянку тіла опромінюють світловим потоком, змінюють зовнішні умови, вимірюють спектральні інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь досліджувану ділянку тіла до і після зміни зовнішніх умов, за результатами визначають гемодинаміку.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети в способі-аналозі, є те, що кровонаповнення визначається в широкій спектральній області і на результат впливають не тільки властивості судин, а і власне стан тіла, крім того, такий підхід дозволяє відслідковувати лише фазу (в більшості випадків максимум) пульсової хвилі, а цього недостатньо для відстеження варіацій постійної складової чи середнього значення кровонаповнення тканини в об'ємних частках і відповідно динамічних характеристик судин.

У способі-аналозі за патентом UA 71984 досліджувану ділянку тіла опромінюють світловим потоком, вимірюють спектральні інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь досліджувану ділянку тіла, за знайденими значеннями інтенсивностей обчислюють концентрацію гемоглобіну в даному об'ємі тіла, а замість зміни зовнішніх умов додатково визначають концентрацію гемоглобіну в крові даного пацієнта і за відношенням знайдених концентрацій обчислюють кровонаповнення досліджуваної ділянки тіла.

Спільними ознаками цього аналогу і запропонованого способу є такі операції: досліджувану ділянку тіла опромінюють світловим потоком, вимірюють спектральні інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь досліджувану ділянку тіла, з використанням якої визначають кровонаповнення досліджуваної ділянки тіла.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети в способі-аналозі, є те, що для отримання результату необхідно виконати додатково операцію, яка виходить за рамки дослідження - визначити концентрацію гемоглобіну в крові пацієнта, при чому, ця операція не співпадає в часі з дослідженням, отже отримувані дані не є коректними і відповідно адекватними.

Найближчим до пропонованого винаходу є патент України № 14937А "Спосіб вимірювання загального гемоглобіну крові" (Промислова власність. Офіційний бюлетень № 3, 1997.) Він має найбільшу сукупність суттєвих ознак з даним винаходом, тому його вибрано як прототип. Згідно з цим способом досліджувану ділянку тіла опромінюють модульованим світловим потоком, вимірюють інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь тіло в двох спектральних інтервалах, обробляють отримані сигнали і обчислюють вміст гемоглобіну в крові досліджуваної ділянки тіла, фіксують результат, при цьому опромінюючий світловий потік модулюють, а перед вимірюванням інтенсивностей сигнали в спектральних інтервалах синхронно детектують та інтегрують.

Спільними ознаками прототипу і запропонованого способу є такі операції: досліджувану ділянку тіла опромінюють модульованим світловим потоком; вимірюють інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь тіло в двох спектральних інтервалах; опромінюючий світловий потік модулюють; перед вимірюванням інтенсивностей сигнали в спектральних інтервалах синхронно детектують та інтегрують; фіксують отриманий результат.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети, є те, що таким чином можна визначити концентрацію гемоглобіну лише в крові, а цього не досить для відслідковування змін кровонаповнення і відповідно визначення гемодинаміки.

В основу даного винаходу поставлена задача в способі неінвазивного вимірювання загального гемоглобіну крові шляхом введення нових заходів і додаткових операцій забезпечити можливості неінвазивного визначення динамічного кровонаповнення ділянок тіла, яке відбувається під впливом зміни зовнішніх умов і за результатами визначити параметри гемодинаміки системи кровообігу.

Вирішення поставленої задачі досягається тим, що досліджувану ділянку тіла опромінюють модульованими світловими потоками з різною довжиною хвилі, вимірюють спектральні інтенсивності світлових потоків, що пройшли крізь досліджувану ділянку тіла, перед вимірюванням інтенсивностей сигнали в спектральних інтервалах синхронно детектують та інтегрують і фіксують результати процесу.

Відмінними ознаками запропонованого способу від способу прототипу є те, що інтегрування відбувається на визначених суміжних інтервалах часу, протягом першого з яких досліджувана ділянка тіла перебуває під дією змінених зовнішніх умов, а сигнал, який використовується для відображення процесу, є різницею інтегралів.

Один з варіантів реалізації запропонованого способу можливо виконати за допомогою пристрою, блок-схема якого зображена на фіг. 1.

Він включає: 1 - формувач імпульсів (ФІ), 2' - випромінювач світлового потоку з опорною довжиною хвилі, 2'' - випромінювач світлового потоку з допоміжною довжиною хвилі, 3 - досліджувана ділянка тіла, 4 - опто-електричний перетворювач (ОЕП, наприклад, фотодіод, інтегрований з підсилювачем), 5 - синхронний детектор (СД), 6' - інтегратор опорного сигналу, 6'' - інтегратор допоміжного сигналу, 7 - пристрій віднімання (О-В), 8 - блок обробки сигналу (БОС), 9 - блок відображення результату (БВР), 10 - блок зміни зовнішніх умов (БЗУ), 11 - блок керування (БК).

Для неінвазивного вимірювання концентрації гемоглобіну і відповідно кількості крові в біотканині використовується двоххвильовий спектрофотометричний метод. Одна довжина хвилі (основна) обирається в області сильного поглинання "загального" гемоглобіну, тобто так, щоб окислений та відновлений гемоглобін, які складають переважну кількість всього гемоглобіну, поглинали світло однаково і на результат вимірювання не впливав рівень оксигенації крові. Друга довжина хвилі (допоміжна) обирається в області прозорості гемоглобіну.

Реалізація способу виконується наступним чином. Формувач імпульсів 1 виробляє дві серії модульованих електричних імпульсів (наприклад з фазовим, амплітудним, імпульсним чи іншим типом модуляції).

За допомогою випромінювачів 2' та 2'', (наприклад світлодіодів), ці серії перетворюються в світлові еквіваленти з основною та допоміжною довжиною хвилі і направляються в досліджувану ділянку тіла 3. Світловий потік частково відбивається від поверхні тіла, частково поглинається гемоглобіном і частково розсіюється тканиною на шляху від випромінювачів 2 до ОЕП. Залежність, що пов'язує інтенсивність світла, яка падає на досліджувану ділянку тіла і яка проходить крізь нього, описується законом Бугера-Ламберта-Бєєра:

$$I_{\text{пр}} = I_{\text{пад}} \exp(-A), \quad (1)$$

де

$$A = \chi_{\lambda} C d \quad (2)$$

- величина абсорбції (поглинання).

Тут χ_{λ} - коефіцієнт молярної екстинції, постійний для кожної речовини та довжини хвилі λ падаючого світла, C - концентрація речовини, d - товщина зрізу поглинаючої речовини. Залежність коефіцієнта екстинції від довжини хвилі падаючого світла λ утворює спектр поглинання речовини.

Спектр поглинання світла молекулами гемоглобіну зображено на фіг. 2. На цій залежності і базується реалізація способу, тобто величина $I_{\text{пр}}$, визначається кількістю крові, яка знаходиться в досліджуваній ділянці тіла, або, що те саме, його кровонаповненням.

За допомогою ОЕП-4 світлова суміш з основною та допоміжною довжинами хвилі перетворюється в електричний еквівалент $I_{\text{пр}} \sim U(t)$, тобто інформаційний сигнал на виході ОЕП

є сумішшю сигналів основного та допоміжного каналів $U(t) = U(t)_0 + U(t)_d$.

Цей сигнал подається на синхронний детектор 5. Синхронний детектор виконує змішування модульованого вхідного сигналу $U(t)$ та сигналу від опорного генератора. Коефіцієнт передачі синхронного детектора $K_{\text{сд}}$ ступінчато залежить від співвідношення фаз корисного та опорного сигналів: $K_{\text{сд}} \rightarrow 1$ при нульовій різниці фаз і $K_{\text{сд}} \rightarrow 0$ при різниці, яка наближається до $\pi/2$. Ця властивість дозволяє використовувати синхронний детектор для виділення корисного сигналу $U(t)$ на фоні завад, фаза яких не співпадає з корисним сигналом, а також розділити суміш модульованих сигналів основного та допоміжного каналів, в яких фази модулюючих сигналів відрізняються на $\pi/2$. В даній реалізації способу використовується імпульсна модуляція зі скважністю q :

$$q = K/\tau = 2 \quad (3),$$

де

K - тривалість періоду повтору імпульсу, τ - тривалість самого імпульсу.

Це дає можливість обробки суміші двох світлових сигналів, які пройшли через досліджувану ділянку тіла за допомогою одного оптоелектричного перетворювача, що надає відповідні переваги за рахунок однакового впливу на оброблювані сигнали. Далі розділені сигнали потрапляють на інтегратори 6', 6".

Сигнал основного каналу $U(t)_0$ завдяки вибраній довжині хвилі опромінювача є сумішшю складових, перша з яких зумовлена поглинанням світла гемоглобіном крові і є інформативною U_K , друга складова U_T зумовлена розсіюванням світла тканиною досліджуваної ділянки тіла за рахунок зміни об'єму під дією пульсуючої крові з частотою серцевих скорочень і не є інформативною, третя складова - завади та шуми.

Найбільший вплив справляють завади від зовнішніх джерел (мережа 50 Гц, лампи денного світла, працююча апаратура, тощо). При наявності таких завад сигнали, які надходять на входи інтеграторів, являють собою адитивну суміш сигналів $U_0 = U_K + U_T$ та завад $P \sin\left[\left(\frac{2\pi}{T}\right)t + \varphi\right]$,

$$U(t)_0 = (U_K + U_T) + P \sin\left(\frac{2\pi}{T}t + \varphi\right), \quad (4)$$

В сигнал допоміжного каналу $U(t)_D$ не входить інформаційна складова U_K , оскільки довжина хвилі допоміжного опромінювача вибрана в області прозорості гемоглобіну, а складові U_T та завада такі самі, оскільки отримані з одного джерела – ОЕП.

$$U(t)_D = U_T + P \sin\left(\frac{2\pi}{T}t + \varphi\right), \quad (5)$$

Середні значення сигналів за інтервал інтегрування T_i

$$\overline{U(t)_0} = \frac{1}{T_i} \int_0^{T_i} U(t)_0 dt = \frac{1}{T_i} \int_0^{T_i} [U_K + U_T + P \sin\left(\frac{2\pi}{T}t + \varphi\right)] dt, \quad (6)$$

$$\overline{U(t)_D} = \frac{1}{T_i} \int_0^{T_i} U(t)_D dt = \frac{1}{T_i} \int_0^{T_i} [U_T + P \sin\left(\frac{2\pi}{T}t + \varphi\right)] dt. \quad (7)$$

Виконавши інтегрування, отримаємо:

$$\overline{U(t)_0} = (U_K + U_T) - \frac{PT}{2\pi T_i} \left[\cos\left(\frac{2\pi}{T}T_i + \varphi\right) - \cos\varphi \right], \quad (8)$$

$$\overline{U(t)_D} = U_T - \frac{PT}{2\pi T_i} \left[\cos\left(\frac{2\pi}{T}T_i + \varphi\right) - \cos\varphi \right]. \quad (9)$$

Якщо тривалість інтервалу інтегрування T_i дорівнює або кратна періоду T завади, тобто $T_i = nT$, то члени виразів (8, 9), які описують заваду перетворюються в нуль і сигнали опорного та допоміжного сигналу описуються виразами:

$$U(t)_0 = U_K + U_T, \quad (10)$$

$$U(t)_D = U_T. \quad (11)$$

Таким чином процедура інтегрування сигналів суттєво послаблює заваду нормального виду і дозволяє підвищити точність та відтворення результатів вимірювання. Якщо $T_i \neq T$ то похибка вимірювання Δ складе:

$$\Delta = \overline{U(t)_D} = U_T - \frac{PT}{2\pi T_i} \left[\cos\left(\frac{2\pi}{T}T_i + \varphi\right) - \cos\varphi \right], \quad (12)$$

а неінформативна складова у виразах (10, 11) становитиме:

$$U_T + \Delta. \quad (13)$$

Отже одного інтегрування для виділення інформативного сигналу недостатньо, тому сигнали з виходів інтеграторів подаються на входи пристрою 7, який виконує операцію віднімання і на його виході отримують сигнал, який є різницею інтегралів опорного та допоміжного каналів вимірювання. Цей прийом дозволяє нейтралізувати вплив та звільнити сигнал від неінформативної складової. В результаті отримуємо чистий сигнал:

$$U(t) = U(t)_0 - U(t)_d = U_K. \quad (14)$$

Блок обробки сигналу 8 використовує інформаційний сигнал для отримання цифрових параметрів, та формування графічного зображення процесу кровонаповнення блоком відтворення результату. За цими показниками можна отримати якісні та кількісні параметри функціонування судинної системи.

5 Однак така інформація є обмеженою, оскільки стосується поведінки судин в стаціонарних умовах, а з медичної практики відомо, що основні негаразди в організмі людини відбуваються при зміні зовнішніх умов під дією різних факторів, будь то фізичне чи емоційне навантаження, температура, електричні чи хімічні подразники, медикаментозний вплив та інше.

10 Змінюючи значення одного з факторів, від якого залежить динаміка зміни кровонаповнення досліджуваної ділянки тіла, за отримуваними даними можна робити висновки про деякі параметри судин та системи кровообігу. Пояснимо це на одній з методик реалізації способу. Зовнішні умови будемо змінювати за допомогою зміни трансмурального тиску P_{TM} . Трансмуральний тиск являє собою різницю між тиском в судині P_{BH} та зовнішнім тиском P_3 .

$$P_{TM} = P_{BH} - P_3. \quad (15)$$

15 Його вимірюють в паскалях (Па) чи в міліметрах ртутного стовпа (мм рт. ст). Блок зміни зовнішніх умов 9 в цьому випадку представляє компресійну манжету. Її накладають наприклад на передпліччя руки, чи на основу пальця і за командою БК 10 у визначений час створюють в ній заданий внутрішній тиск P_M , який нижче систолічного, але вищий за діастолічний. Під таким зовнішнім тиском будуть перебувати судини, які проходять під манжетою. Поки тиск крові в венах менше P_M , кров через них до серця не відтікає, а приток крові через артерії 20 продовжується. Через фіксований інтервал часу тиск в манжеті вимикають і починається процес відновлення кровообігу. Графік процесу, який БВР виводить на екран, представлено на фіг. 3. По вертикальній осі відраховується кровонаповнення k (%), по горизонтальній час t (сек.), k_0 - вихідний рівень кровонаповнення, k_a - рівень кровонаповнення в кінці інтервалу пережиму, t_1 - інтервал пережиму, t_2 - час відновлення кровообігу, t_{TP} - час найбільшої швидкості притоку 25 крові, $t_{від}$ - час найбільшої швидкості відтоку крові.

Отримавши таку інформацію, лікар вже за характером процесу може якісно оцінити стан та гемодинаміку системи кровообігу на досліджуваній ділянці тіла. Кількісну картину можна отримати за наступним алгоритмом. Кровоносні судини в тілі людини мають властивість розтягуватись, тобто бути еластичними. Кількісно ця властивість характеризується компліансом. 30 Компліанс C визначають як приріст об'єму судини ΔV , який відбувається за рахунок одиничного приросту трансмурального тиску ΔP_{TM} .

$$C = \Delta V / \Delta P_{TM}, \quad (16)$$

Трансмуральний тиск ΔP_{TM} - різниця між тиском в судині та зовнішнім тиском

$$P_{TM} = P_{BH} - P_3. \quad (17)$$

Компліанс вимірюють в літрах на Паскаль (л/Па) або в літрах на міліметр ртутного стовпа (л/мм рт. ст.).

35 Трансмуральний тиск в середині судин при подачі тиску в пережимну манжету буде дорівнювати P_M , бо зовнішній атмосферний тиск, який діє на судини і прийнятний за нуль, залишається незмінним. Тому об'єм крові V_K в судинах, порівняно з станом, коли тиск в манжеті відсутній, зросте на величину

$$\Delta V_K = C \cdot P_M, \quad (18)$$

де

40 C - сумарний компліанс судин в досліджуваній ділянці тіла. Збільшення об'єму крові призводить до збільшення кровонаповнення тканини k

$$\Delta k = \frac{\Delta V_K}{V_T} = k_a - k_0, \text{ (фіг. 3)} \quad (19)$$

де ΔV_K - приріст об'єму крові, який однозначно визначається величиною поглинання світлового потоку гемоглобіном крові, V_T - об'єм досліджуваної ділянки тіла, який визначається параметрами вимірювальної голівки і є величиною сталою.

45 Користуючись цими виразами можна розраховувати питомий компліанс C_{Π} судин в місці вимірювання, тобто компліанс, який приходить на одиницю об'єму:

$$C_{\Pi} = C/V_T = \Delta k\%/P_M \cdot \quad (20)$$

Якщо тиск задано в мм рт. ст., а кровонаповнення в процентах, то питомий компліанс отримуємо в «%/мм. рт. ст.». Це означає, що при зростанні трансмурального тиску на 1 мм рт. ст., внутрішній об'єм судин зростає на C %. Чим більша ця величина, тим більша здатність судин розтягуватись, тобто тим вища їх еластичність і навпаки, що свідчить про можливі негаразди.

Якщо для спостереження вибрати частину тіла, де нема великих судин, наприклад кінцеву фалангу пальця, то можна дослідити мікроциркуляторну ланку системи кровообігу. Жоден з відомих способів не надав можливості кількісної оцінки еластичності судин.

Важливою характеристикою судин, а особливо мікросудин, є опір притоку крові для артеріального відділу і опір відтоку крові для венозного відділу.

Для розрахунку питомого опору мікросудин притоку крові спочатку визначають найбільшу швидкість приросту кровонаповнення ϕ_{\max} . Вона визначається як $\operatorname{tg} \alpha$ (фіг. 3), де α – кут, який утворює дотична до вхідної частини графіку з горизонтальною віссю, або

$$\phi_{\max} = \Delta k/t_{\Pi P} = \operatorname{tg} \alpha, \quad (21)$$

де $t_{\Pi P}$ – інтервал часу, протягом якого швидкість приросту кровонаповнення максимальна.

Питомий гідралічний опір мікросудин притоку крові визначається за формулою:

$$R_{\Pi P} = \Delta k/C \cdot \phi_{\max} \cdot \quad (22)$$

Одиницею вимірювання в цьому варіанті є "мм рт. ст. с/%".

Розрахунок питомого опору мікросудин відтоку крові проводиться аналогічно, але спочатку визначають найбільшу швидкість відтоку крові після вимкнення тиску в манжеті ϕ'_{\max} , тобто на низхідній частині графіку. Вона визначається як $\operatorname{tg} \beta$ (фіг. 3):

$$R_{\text{ВІД}} = \Delta k/C \cdot \phi'_{\max}, \quad (23)$$

$$\text{де } \phi'_{\max} = \Delta k/t_{\text{ВІД}}.$$

Адаптаційні властивості судин визначаються таким параметром як час відновлення кровообігу, тобто часовим інтервалом t_2 від моменту вимкнення тиску в манжеті до повернення рівня кровонаповнення до вихідного стану.

Компліанс і гідралічний опір ділянки судинного, зокрема мікроциркуляторного русла можуть змінюватись не тільки від впливу фізичного навантаження, але і в залежності від факторів нейрогуморального регулювання. Пропонований спосіб дозволяє досліджувати процеси і в цих випадках. Наприклад, якщо змінити у фізіологічно безпечних межах зовнішню температуру над досліджуваною ділянкою тіла за допомогою нагрівача, чи охолоджувача, жива тканина починає реагувати на цю зміну, внаслідок чого кровонаповнення і кровотік через неї почнуть змінюватись. Вимірюючи та відслідковуючи динаміку цих змін, можна отримувати інформацію про можливості нейрогуморального регулювання судинного русла у даного пацієнта.

Дещо іншу інформацію можна отримати, вимірюючи зміни кровонаповнення тканини після подразнення її слабким змінним чи постійним електричним струмом (електромасаж, акупунктурна терапія), після прийому судинорозширюючих чи судинозвужуючих препаратів.

Всі дослідження виконуються неінвазивно, атравматично, в реальному масштабі часу і цілком безпечно для пацієнта.

Отже пропонований спосіб дозволяє якісно та кількісно оцінювати стан та гемодинаміку судин, включаючи і мікроциркуляторне русло, діагностувати, в тому числі на ранніх стадіях порушення і своєчасно вживати лікувальні заходи, відслідковувати і своєчасно коригувати процедури лікування, оцінювати реакцію на різні впливи і буде корисним в діагностиці, лікувальній практиці та науково-дослідній роботі.

Жоден з відомих способів не надавав такої можливості кількісної оцінки параметрів гемодинаміки системи кровообігу.

ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

Спосіб неінвазивного визначення параметрів гемодинаміки системи кровообігу, згідно з яким досліджувану ділянку тіла опромінюють модульованим світловим потоком, вимірюють спектральні інтенсивності світлових потоків, які пройшли крізь досліджувану ділянку тіла, перед вимірюванням інтенсивностей сигнали в спектральних інтервалах синхронно детектують, потім інтегрують і фіксують результати вимірювань, який **відрізняється** тим, що інтегрування виконують на визначених суміжних інтервалах часу, протягом першого з яких досліджувана

ділянка тіла перебуває під дією змінених зовнішніх умов, а сигнал який використовують для відображення результату, є різницею інтегралів.

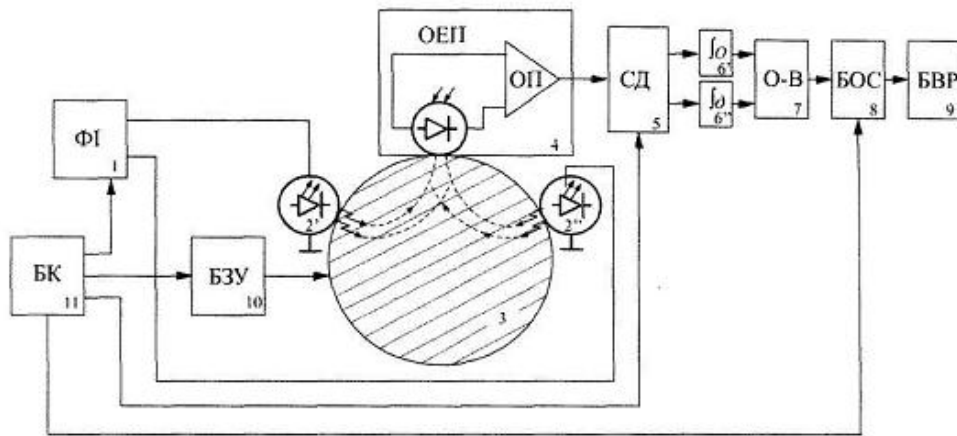


Fig. 1

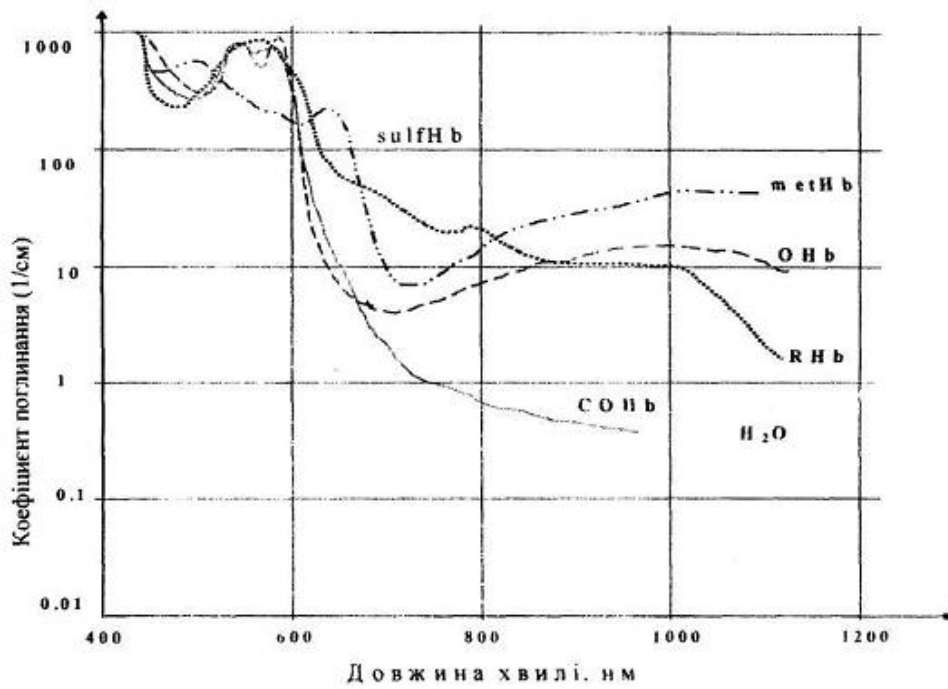
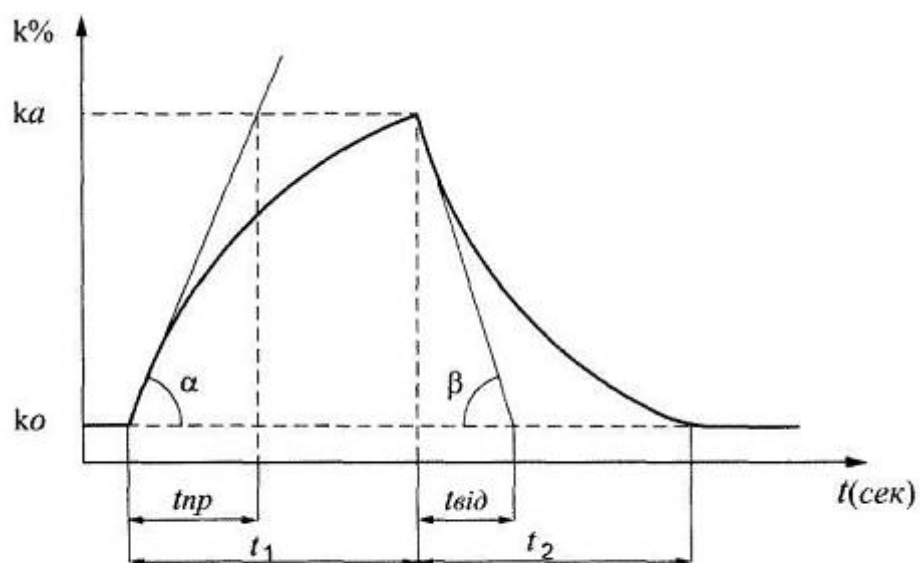


Fig. 2



Фиг. 3

Комп'ютерна верстка М. Ломалова

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601