

Винахід відноситься до галузі медичної вимірювальної техніки й може бути застосований у багатьох розділах медицини для кількісного вимірювання кровонаповнення ділянок живого тіла в об'ємних частках, для відслідковування динаміки змін кровонаповнення з часом, з віком, для уточнення на цій підставі діагнозів захворювань і для корекції процедур лікування та реабілітації з урахуванням особливостей і фактичного стану конкретного пацієнта.

У медичній практиці для визначення кровонаповнення живої тканини використовують інвазійні та неінвазійні методи. Інвазійні методи аналогічні відомому методу мічених атомів, коли в кров пацієнта вводять якусь контрастну речовину у відомій концентрації і далі з допомогою радіоізотопного аналізу чи рентгенографії визначають її концентрацію в досліджуваній ділянці тіла. Але сучасна медицина прагне виконувати вимірювання неінвазійно, тобто без порушення цілості шкіри й судин, з мінімальним впливом на живий об'єкт і без болю. Тому застосовують такі неінвазійні методи, як плетизмографія і різноманітні плетизмографи, за допомогою яких відслідковують і вимірюють зміни об'єму живого тіла. Проте об'єм ділянки тіла залежить не тільки від її кровонаповнення, тобто наповнення кров'ю, але й від наповнення її ще й іншими присутніми в тілі рідинами. Тому кровонаповнення живої тканини з застосуванням плетизмографічних методів і приладів визначається лише дуже приблизно. Більш або менш точно з їх допомогою (наприклад, фотоплетизмографічно) вдається виділяти й вимірювати лише зміни об'єму ділянок тіла, синхронізовані з пульсовою хвилею крові, що пов'язують з пульсовими змінами кровонаповнення. За цими даними можна оцінювати, проте, лише кровопотік через відповідну ділянку тіла. Електроплетизмографія також дозволяє з прийнятною точністю неінвазійно вимірювати пульсуючий кровопотік через досліджувану ділянку тіла і пульсові зміни кровонаповнення, але лише приблизно абсолютне значення кровонаповнення, бо електропровідність крові мало відрізняється від електропровідності таких, наприклад, складових живої тканини, як внутрішньоклітинна та міжклітинна рідина, лімфа і т.п.

За останні роки розроблено різні способи і пристрої неінвазійного вимірювання концентрації гемоглобіну (див., напр., патент ФРН DE 19629342 A1 «Спосіб і пристрій для неінвазійного транскутанного визначення концентрації речовин в тканинах тіла», патент США US 5,617,852 "Спосіб і пристрій для неінвазійного визначення складу крові", патент EP 712602 A2 «Спосіб і пристрій для визначення концентрації гемоглобіну» та ін.).

В способі-аналозі за патентом DE 19629342 A1 досліджувану ділянку тіла опромінюють світлом з неперервним спектром в області від 300 до 1400нм. З допомогою вимірювальної голівки, яку притискають до тіла з персонально залежним тиском, аналізують світловий потік, що пройшов крізь тіло, в зворотню розсіяному чи в пропущеному світлі. За змінами у часі інтенсивності однієї частини цього світлового потоку «схоплюють» ступінь кровонаповнення тканини тіла в залежності від фази ударів пульсу і при певному ступені кровонаповнення (як правило, при максимальному) реєструють спектр іншої частини світлового потоку, за допомогою якого далі обчислюють концентрації речовин в тканинах 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, за якими обчислюють концентрацію речовин в тканині.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети, є в способі-аналозі те, що ступінь кровонаповнення визначають тільки за змінною складовою світлового потоку, до того ж інтегрально у широкій спектральній області. Це дозволяє відслідкувати лише фазу (зазвичай максимум) пульсової хвилі, але недосить для визначення незмінної частини чи середнього значення кровонаповнення тканини в об'ємних частках.

У способі-аналозі за патентом US 5.617,852 досліджувану ділянку тіла опромінюють монохроматичним випромінюванням лазера; із зворотню розсіяного чи з пропущеного крізь тканину світлового потоку виділяють лише ту частину, котра має доплерівське зміщення частоти, обумовлене механічним рухом крові; за величиною доплерівського зміщення обчислюють швидкість руху крові, а за спектральними інтенсивностями (на кількох характерних частотах) виділених за вказаним доплерівським принципом частин світлового потоку обчислюють концентрації речовин в крові, що тече крізь тканину. Таким чином може бути визначена, зокрема, і концентрація гемоглобіну в крові.

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, з використанням яких обчислюють концентрацію речовин.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети, в даному способі-аналозі є те, що аналізують лише частотно зміщені компоненти прийнятого світлового потоку. Це дозволяє оцінювати лише руху крові, тобто кровопотік, а не кровонаповнення тканини.

В способі-аналозі за патентом EP 712602 A2 досліджують ділянки тіла, через які проходить відносно велика кровоносна судина. Таку ділянку опромінюють світлом; формують і запам'ятовують зображення цієї ділянки в пропущеному чи в зворотню розсіяному світлі; виокремлюють з одержаного зображення два однакові за розміром фрагменти - без судини («фон») і такий, що через нього проходить кровоносна судина; вимірюють спектральні інтенсивності світлового потоку від кожного з цих фрагментів зображення і за знайденими спектральними інтенсивностями з урахуванням розмірів кровоносної судини обчислюють концентрацію гемоглобіну в крові.

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; з використанням яких обчислюють концентрацію речовин.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети в даному способі-аналозі, є те, що тут обчислюють лише концентрацію гемоглобіну в крові виділеної кровоносної судини. А цього недосить для визначення кровонаповнення. До того ж сама присутність відносно великої кровоносної судини дещо спотворює картину кровонаповнення тканини.

Найближчим до даного винаходу за сукупністю суттєвих ознак є патент України №14937 А "Спосіб вимірювання загального гемоглобіну крові" (Промислова власність. Офіційний бюлетень №3, 1997). Цей

спосіб є суттєво ; простішим для реалізації порівняно із вказаними вище аналогами. Його і обрано і нами в якості способу-прототипу. Згідно з цим способом досліджувану ділянку і тіла опромінюють світловим потоком; в процесі опромінювання вимірюють спектральні інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь тіло, в двох інтервалах довжин хвиль - один в діапазоні від 810 до 950нм, другий - в одному з діапазонів (506,5±7)нм, (523±7)нм, (549±7)нм, (569±7)нм, (586±7)нм; користуючись одержаними результатами, обчислюють вміст гемоглобіну в і тканині досліджуваної ділянки тіла; фіксують отриманий результат.

Спільними ознаками прототипу і запропонованого способу є такі операції: досліджувану ділянку тіла опромінюють світловим потоком; вимірюють спектральні інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь досліджувану ділянку; користуючись цими даними, обчислюють концентрацію гемоглобіну і фіксують отриманий результат.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети в способі-прототипі, є те, що таким чином можна обчислити концентрацію гемоглобіну лише в і тканині. А цього недосить для визначення кровонаповнення тканини.

В основу даного винаходу покладено задачу в способі не інвазійного вимірювання концентрації гемоглобіну в тканині шляхом введення нових операцій і додаткових обчислень, забезпечити можливість неінвазійного визначення кровонаповнення ділянок тіла, зокрема, неінвазійно вимірювати не лише пульсові зміни кровонаповнення, але й статичне кровонаповнення живої тканини в об'ємних частках.

Розв'язок поставленої задачі досягається тим, що досліджувану ділянку тіла опромінюють світловим потоком, вимірюють спектральні інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь досліджувану ділянку тіла, користуючись отриманими значеннями інтенсивностей, обчислюють концентрацію гемоглобіну в тканині, додатково визначають концентрацію гемоглобіну в крові даного пацієнта і за відношенням двох знайдених концентрацій обчислюють концентрації і обчислюють кровонаповнення досліджуваної ділянки тіла за формулою

$$\varphi = \frac{C_{\text{тг}}}{C_{\text{гк}}} * 100\% \quad (1)$$

де  $\varphi$  - кровонаповнення в об'ємних відсотках,

$C_{\text{тг}}$  - виміряна концентрація гемоглобіну в тканині,

$C_{\text{гк}}$  - визначена концентрація гемоглобіну в крові даного пацієнта.

Відмітними ознаками запропонованого способу від способу-прототипу є те, що додатково визначають концентрацію гемоглобіну в крові даного пацієнта і за відношенням двох знайдених концентрацій обчислюють кровонаповнення досліджуваної ділянки тіла за формулою

$$\varphi = \frac{C_{\text{тг}}}{C_{\text{гк}}} * 100\%$$

Оскільки гемоглобін присутній лише в крові й не переходить з крові в оточуючу тканину, а тільки віддає свій кисень, то число молекул гемоглобіну, наявних, наприклад, в  $1\text{мм}^3$  тканини, дорівнює числу молекул гемоглобіну, які є в крові, що присутня у цьому  $1\text{мм}^3$  тканини; об'єм цієї крові дорівнює  $(\varphi/100\%)\text{мм}^3$ . Тому, якщо ми виміряли й обчислили концентрацію гемоглобіну в тканині, а також визначили концентрацію гемоглобіну в крові пацієнта, то кровонаповнення досліджуваної ділянки тіла можна обчислити, користуючись формулою (1).

На Фіг.1 представлено блок-схему пристрою-прототипу.

На Фіг.2 представлено блок-схему запропонованого пристрою.

Сутність запропонованого способу полягає в наступному:

- досліджувану ділянку тіла опромінюють світловим потоком;
- вимірюють спектральні інтенсивності світлового потоку;
- за знайденими значеннями обчислюють концентрацію гемоглобіну в тканині досліджуваної ділянки тіла;
- визначають концентрацію гемоглобіну в крові;
- за відношенням двох знайдених концентрацій гемоглобіну в тканині та в крові обчислюють кровонаповнення досліджуваної ділянки тіла за формулою (1).

Досліджувану ділянку тіла можна опромінювати світловим потоком:

- з широким спектром випромінювання, наприклад, від мініатюрної лампи-блискавки або від лампи розжарювання;

- з неперервним спектром в області від 300 до 1400нм.

В першому випадку вимірюють спектральні інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь тіло, в двох інтервалах довжин хвиль - один в діапазоні від 810 до 950нм, другий - в одному з діапазонів (506,5±7)нм, (523±7)нм, (549±7)нм, (569±7)нм, (586±7)нм. Саме у вказаних діапазонах коефіцієнти поглинання окисленого і відновленого гемоглобіну співпадають, завдяки чому результат вимірювання не залежить від ступеня оксигенації крові.

В другому випадку вимірюють спектральні інтенсивності зворотно розсіяного тілом світлового потоку в усій області спектра від 300 до 1400нм.

В першому випадку концентрація гемоглобіну в тканині обчислюється за формулою

$$C_{\text{тг}} = A * \ln(I_1/I_2) - B, \quad (2)$$

де:  $I_1$  - спектральна інтенсивність світлового потоку, що пройшов крізь тіло, в інтервалі довжин хвиль від 810 до 950нм,  $I_2$  - спектральна інтенсивність світлового потоку, що пройшов крізь тіло, в одному з діапазонів (506,5±7)нм, (523±7)нм, (549±7)нм, (569±7)нм, (586±7)нм;  $A$  та  $B$  - константи, які визначають під час калібрування пристрою,

У другому випадку концентрацію гемоглобіну в тканині визначають шляхом кореляційної обробки виміряного спектрального розподілу в співставленні зі спектрами поглинання окисненого і відновленого гемоглобіну.

Концентрація гемоглобіну в крові може бути визначена, наприклад, шляхом формування та запам'ятовування зображення досліджуваної ділянки тіла в зворотно розсіяному світлі, виокремлення з цього

зображення двох однакових за розміром фрагментів - в якому є відносно велика кровоносна судина і в якому нема (фонового). Вимірюють спектральні інтенсивності цих фрагментів в одному з діапазонів (506,5±7)нм, (523±7)нм, (549±7)нм, (569±7)нм, (586±7)нм і за цими спектральними інтенсивностями з урахуванням розмірів кровоносною судини обчислюють концентрацію гемоглобіну в крові.

Крім того, можна скористатися тим, що концентрація загального гемоглобіну в крові не залежить від того, в якій частині тіла кров знаходиться. Ця концентрація достатньо стабільна у часі. Зазвичай вона може помітно змінитись лише за кілька тижнів чи навіть місяців, в той час як кровонаповнення тканини і відповідно концентрація гемоглобіну в ній можуть змінюватися досить швидко і досить суттєво. Тому в більшості випадків нема необхідності визначати концентрацію гемоглобіну в крові при кожному вимірюванні кровонаповнення. Достатньо вимірювати її періодично і зберігати в медичній картці пацієнта.

Розглянемо два приклади реалізації запропонованого способу.

Приклад 1.

Досліджувану ділянку тіла опромінюють світловим потоком з широким спектром від мініатюрної лампи-блискавки. В процесі опромінювання вимірюють спектральні інтенсивності світлового потоку, що пройшов крізь досліджувану ділянку, в двох інтервалах довжин хвиль: один - від 841 до 849нм, другий - від 545 до 553нм. Користуючись цими даними, обчислюють і концентрацію гемоглобіну в тканині досліджуваної ділянки тіла за формулою (2). Одночасно формують і запам'ятовують зображення досліджуваної ділянки тіла в зворотню розсіяному світлі, виокремлюють з цього зображення два однакові за розміром фрагменти - один без судини («фон») і другий, через який проходить кровоносна судина. Вимірюють спектральні інтенсивності світла від цих фрагментів у тих же інтервалах довжин хвиль і за значеннями цих інтенсивностей з урахуванням розмірів кровоносною судини обчислюють концентрацію гемоглобіну в крові за формулою, аналогічною виразу (2). Далі за відношенням двох знайдених концентрацій гемоглобіну в тканині і в крові обчислюють кровонаповнення досліджуваної ділянки тіла за формулою (1).

Нехай, наприклад, виміряна концентрація гемоглобіну в тканині  $C_T=3,6\text{г/л}$ , а виміряна концентрація гемоглобіну в крові  $C_K=120\text{г/л}$ . Тоді обчислення за формулою (1) дає значення кровонаповнення досліджуваної ділянки тканини  $(3,6:120)*100\%=3,0\%$ .

Приклад 2.

Досліджувану ділянку тіла опромінюють світлом з неперервним спектром в області від 300 до 1400нм. З допомогою вимірювальної голівки, яку притискають до тіла з персонально залежним тиском, приймають і вимірюють спектральні інтенсивності зворотно розсіяного тілом світлового потоку. За виміряним спектром обчислюють концентрацію гемоглобіну в досліджуваній тканині тіла. Хай, наприклад, вона дорівнює  $C_T=2,8\text{г/л}$ . Концентрацію гемоглобіну в крові визначають періодично (за потребою) й зберігають в медичній картці пацієнта. Нехай, наприклад, вона дорівнює  $C_K=140\text{г/л}$ . Беручи це значення концентрації гемоглобіну в крові з медичної картки і вимірявши концентрацію гемоглобіну в тканині, за формулою (1) обчислюють кровонаповнення цієї тканини в об'ємних частках або в промілі. В наведеному прикладі вона дорівнює  $(2,8:140)*100\%=2,0\%$  або 20 об'ємних промілей.

Аналогами пропонованого пристрою неінвазійного вимірювання кровонаповнення для реалізації запропонованого способу є, наприклад, пристрої, описані в патенті DE 19629342 A1 «Спосіб і пристрій для неінвазійного транскутанного визначення концентрації речовин в тканинах тіла», в патенті US 5,617,852 «Спосіб і пристрій для неінвазійного визначення складу крові», в патенті EP 712602 A2 «Спосіб і пристрій для визначення концентрації гемоглобіну» та інші.

Пристрій-аналог за патентом DE 19629342 A1 складається з джерела випромінювання, спектрального аналізатора і датчика сигналів, оптично зв'язаних з досліджуваною ділянкою тіла, виходи спектрального аналізатора і датчика сигналів зв'язані з двома різними входами блоку реєстрації спектрів, який реєструє спектр лише тоді, коли змінний амплітудно-модульований сигнал від датчика, залежний від пульсового удару, досягає певного рівня. Між джерелом випромінювання та ділянкою тіла, а також між ділянкою тіла і спектральним аналізатором і між ділянкою тіла і світлочутливим елементом датчика сигналів розміщені світловоди з оптичних волокон. Блок реєстрації спектрів з'єднаний з блоком обчислення концентрації, після якого розташовано блок для показу концентрацій.

Спільними ознаками цього аналога і запропонованого пристрою є: блок опромінювання і вимірювач спектральних інтенсивностей («спектральний аналізатор»), оптично зв'язані з досліджуваною ділянкою тіла (через світловоди з оптичних волокон), блок обчислення концентрації гемоглобіну в тканині, з'єднаний входом з вимірювачем спектральних інтенсивностей, і блок видачі результатів («блок для показу концентрацій»).

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети в цьому пристрої-аналозі, є те, що в ньому наявні лише елементи й зв'язки, достатні для визначення змін кровонаповнення, обумовлених пульсовою хвилею крові, і концентрацій речовин в тканинах тіла, проте відсутні блоки й зв'язки, що забезпечують можливість кількісного визначення сталої (головної в мікроциркуляторному руслі) складової кровонаповнення.

Пристрій-аналог за патентом US 5,617,852 складається з лазерного джерела (або кількох лазерних джерел) світла, направленою на ділянку тіла, приймач світла, відбитого чи того, що пройшов крізь тканину з кров'ю, спектральний блок для виділення частин світлового потоку, зсунутих за частотою відносно падаючого світла, блок-аналізатор виділених частин світлового потоку і засоби для обчислення концентрації аналітів крові.

Спільними ознаками цього аналога і запропонованого пристрою є: блок опромінювання (тут лазерне джерело світла) і вимірювач спектральних інтенсивностей («спектральний блок для виділення зсунутих за частотою частин світлового потоку і блок-аналізатор виділених частин»), оптично зв'язані з досліджуваною ділянкою тіла, блок обчислення концентрації гемоглобіну («аналітів крові») в тканині, з'єднаний входом з вимірювачем спектральних інтенсивностей.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети, в цьому пристрої-аналозі є наявність спектрального блоку для виділення зсунутих за частотою частин світлового потоку, що не дозволяє аналізувати сигнали від малорухомої венозної крові, яка є головною компонентою кровонаповнення, а також відсутність у ньому блоків

і зв'язків, необхідних для визначення кровонаповнення.

Пристрій-аналог за патентом EP 0712602 A2 складається із засобів для випромінювання і спрямування світла на ділянку живого тіла, через яку проходить відносно велика кровоносна судина, засобів формування і запам'ятовування зображення досліджуваної ділянки тіла, засобів для виокремлення двох фрагментів зображення - одного без судини («фон») і другого, через який проходить кровоносна судина, засоби для вимірювання спектральних інтенсивностей світла від виділених фрагментів, для обчислення за цими даними концентрації гемоглобіну в крові, для визначення діаметра кровоносної судини і для корекції на цій основі обчисленої концентрації гемоглобіну в крові.

Спільними ознаками цього аналога і запропонованого пристрою є: блок опромінювання ("засоби для випромінювання і направлення світла на ділянку живого тіла"), вимірювач спектральних інтенсивностей («засоби для вимірювання спектральних інтенсивностей світла від виділених фрагментів»), блок ("засоби для") обчислення концентрації гемоглобіну, з'єднаний входом з вимірювачем спектральних інтенсивностей.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети в цьому пристрої-аналозі, є те, що в ньому наявні лише елементи й зв'язки, достатні для визначення концентрації гемоглобіну в крові, та відсутність в ньому блоків і зв'язків, потрібних для визначення кровонаповнення.

Найближчим до запропонованого пристрою за сукупністю суттєвих ознак є патент України №22876 А "Пристрій для вимірювання загального гемоглобіну крові" (Промислова власність. Офіційний бюлетень №3. 1998). Його і обрано нами в якості пристрою-прототипу.

Блок-схема пристрою-прототипу наведена на Фіг.1 і складається з блоку опромінювання 2, оптично з'єднаного з досліджуваною ділянкою тіла 1, вимірювача спектральних інтенсивностей 3, також оптично з'єднаного з досліджуваною ділянкою тіла 1, блоку обчислення концентрації гемоглобіну в тканині 4, з'єднаного з виходом вимірювача спектральних інтенсивностей 3, і з блоку видачі результатів 5.

Спільними ознаками прототипу і запропонованого пристрою є: блок опромінювання і вимірювач спектральних інтенсивностей, оптично зв'язані з досліджуваною ділянкою тіла, блок обчислення концентрації гемоглобіну в тканині, з'єднаний з виходом вимірювача спектральних інтенсивностей і блок видачі результатів.

Причиною, що заважає досягненню поставленої мети в цьому пристрої-аналозі, є те, що в ньому наявні лише елементи й зв'язки, достатні для визначення концентрації гемоглобіну в тканині, та відсутність у ньому блоків і зв'язків, необхідних для визначення кровонаповнення.

В основу даного винаходу поставлено задачу, на базі пристрою неінвазійного вимірювання концентрації гемоглобіну в тканині шляхом введення нових конструктивних елементів і зв'язків, забезпечити можливість неінвазійного вимірювання кровонаповнення досліджуваної ділянки тіла, зокрема, неінвазійно вимірювати не лише пульсові зміни кровонаповнення, але й саме кровонаповнення живої тканини в об'ємних частках.

Розв'язок поставленої технічної задачі досягається тим, що запропонований пристрій складається з блоку опромінювання і з вимірювача спектральних інтенсивностей, оптично зв'язаних з досліджуваною ділянкою тіла, з блоку обчислення концентрації гемоглобіну в тканині, з'єднаного з виходом вимірювача спектральних інтенсивностей, із блоку видачі результатів, із задатчика концентрації гемоглобіну в крові, з блоку обчислення відношення, одним своїм входом з'єднаного з виходом блоку обчислення концентрації гемоглобіну в тканині, а другим входом з'єднаного з задатчиком концентрації гемоглобіну в крові, а також з перетворювача, з'єднаного входом з виходом блоку обчислення відношення, а виходом - з блоком видачі результатів.

Відмінними ознаками запропонованого пристрою є те, що він порівняно з прототипом має в своєму складі додатково задатчик концентрації гемоглобіну в крові і блок обчислення відношення, перший вхід котрого з'єднаний з виходом блоку обчислення концентрації гемоглобіну в тканині, а другий вхід - з задатчиком концентрації гемоглобіну в крові, і також перетворювач, з'єднаний входом з виходом блоку обчислення відношення, а виходом - з блоком видачі результатів.

Використання задатчика концентрації гемоглобіну в крові та блоку обчислення відношення дозволяє обчислити кровонаповнення за формулою (1) у відповідності до запропонованого способу неінвазійного визначення кровонаповнення тканини. А наявність перетворювача разом з його зв'язками дозволяє подати знайдене значення кровонаповнення в зручній для користувача формі.

Блок-схема запропонованого пристрою наведена на Фіг.2. До неї входять оптично з'єднаний з досліджуваною ділянкою тіла 1 блок опромінювання 2, вимірювач спектральних інтенсивностей 3, також оптично з'єднаний з досліджуваною ділянкою тіла 1, блок обчислення концентрації гемоглобіну в тканині 4, задатчик концентрації гемоглобіну в крові 5, блок обчислення відношення 6, перетворювач 7, блок видачі результатів 8. Вихід вимірювача спектральних інтенсивностей 3 з'єднано з входом блоку обчислення концентрації гемоглобіну в тканині 4, вихід якого з'єднано з першим входом блоку обчислення відношення 6. Другий вхід блоку обчислення відношення 6 з'єднано з виходом задатчика концентрації гемоглобіну в крові 5, а його вихід підключено до входу перетворювача 7, вихід якого з'єднано з входом блоку видачі результатів 8.

Запропонований пристрій для неінвазійного вимірювання кровонаповнення ділянок тіла функціонує так. При натисканні кнопки запуску, яка входить до складу блоку опромінювання 2, останній випромінює та спрямовує на досліджувану ділянку тіла 1 опромінюючий світловий потік. Інтенсивність цього світлового потоку й тривалість опромінювання вибрано так, щоб доза опромінювання була малою порівняно з фізіологічно припустимою дозою і в той же час достатньою для вимірювання. Світловий потік, що пройшов крізь досліджувану ділянку тіла 1, потрапляє у вимірювач спектральних інтенсивностей 3. У вимірювачі спектральних інтенсивностей 3 паралельно або послідовно вимірюються спектральні інтенсивності прийнятого світлового потоку в передбачених спектральних інтервалах. Виміряні значення спектральних інтенсивностей передаються до блоку обчислення концентрації гемоглобіну в тканині 4, в якому за цими значеннями у відповідності з заданим алгоритмом обчислюється концентрація гемоглобіну в тканині, крізь яку пройшло світло. Обчислене значення концентрації гемоглобіну в тканині подається на перший вхід блоку обчислення відношення 6, на другий його вхід подається від задатчика концентрації гемоглобіну в крові 5 значення концентрації гемоглобіну в крові обслідуваного пацієнта. Обчислене значення відношення подається на перетворювач 7, де перекодується до тієї форми, яка потрібна для видачі результатів через блок 8.

Блок опромінювання 2, вимірювач спектральних інтенсивностей 3 і блок обчислення концентрації гемоглобіну в тканині 4 можна виконати, наприклад, так, як описано в патенті України №22876 А. У цьому випадку блок опромінювання 2 складається з мініатюрної лампи-блискавки, відбивача-концентратора світла, оптичного волокна для спрямування випромінювання на досліджувану ділянку тіла. Вимірювач спектральних інтенсивностей складається з двох волоконно-оптичних світловодів, які збирають світловий потік, що пройшов крізь досліджувану ділянку тіла, і спрямовують його до першого й другого спектральних вузлів. Ці вузли виконані у вигляді малогабаритних інтерференційних світлофільтрів, які виділяють і пропускають на перший і другий фотоприймачі лише світло з двох передбачених спектральних інтервалів довжин хвиль. Виходи фотоприймачів з'єднані з двома входами вузла обробки електричних сигналів від фотоприймачів, який вимірює дві потрібні спектральні інтенсивності. Блок обчислення концентрації гемоглобіну в тканині 4 реалізовано на базі мікропроцесора. Волоконно-оптичні світловоди, які забезпечують оптичні зв'язки блоку опромінювання 2 і вимірювача спектральних інтенсивностей 3 з досліджуваною ділянкою тіла 1, конструктивно об'єднані в одну вимірювальну голівку діаметром біля 15мм з плоским гладеньким торцем, який приставляють до досліджуваної ділянки тіла.

Вимірювач спектральних інтенсивностей 3 можна виконати і дещо по-іншому, наприклад так, як описано в патенті DE 19629342 A1. У цьому випадку він являє собою малогабаритний спектральний вузол, який розкладає в спектр світловий потік від досліджуваної ділянки тіла. В фокальній площині там, де формується спектр, розташована лінійка фотодетекторів. Світловод, що веде від ділянки тіла 1 до спектрального аналізатора, дещо втоплено відносно фронтальної поверхні вимірювальної голівки. Блок обчислення концентрації гемоглобіну в тканині 4 також реалізовано на базі мікропроцесора, але програма обчислення концентрації гемоглобіну дещо інша: використовує значення спектральних інтенсивностей в багатьох спектральних інтервалах.

Задатчик концентрації гемоглобіну в крові 5 можна виконати у вигляді неінвазійного вимірювача, наприклад так, як описано у патенті EP 712602 A2. В цьому випадку задатчик концентрації гемоглобіну в крові 5 складається з вузла для формування і запам'ятовування зображення досліджуваної ділянки тіла, вузла для виділення двох фрагментів зображення - з кровоносною судиною і без неї, вузлів для вимірювання спектральних інтенсивностей світла від виділених фрагментів, для обчислення за цими даними концентрації гемоглобіну в крові, для визначення діаметра кровоносної судини і для корекції з урахуванням цього обчисленого значення концентрації гемоглобіну в крові.

Однак таке технічне виконання задатчика концентрації гемоглобіну в крові 5 в більшості випадків є відносно складним. Пристрій в цілому виходить невинноватим громіздким і дорогим. Набагато простіше виконати задатчик концентрації гемоглобіну в крові 5, наприклад, у вигляді аналогового задатчика (скажімо, у вигляді потенціометра з покажчиком, рухомим відносно шкали, на яку нанесено можливі значення концентрації гемоглобіну в крові). Таке виконання задатчика концентрації гемоглобіну в крові 5 найбільш доцільне, коли блок обчислення відношення 6 є аналоговим.

Задатчик концентрації гемоглобіну в крові 5 можна виконати також у вигляді вмонтованої в пристрій клавіатури, з допомогою якої лікар або сам пацієнт вводить відоме значення концентрації гемоглобіну в крові у вигляді десяткового числа, наприклад в грамах на літр крові.

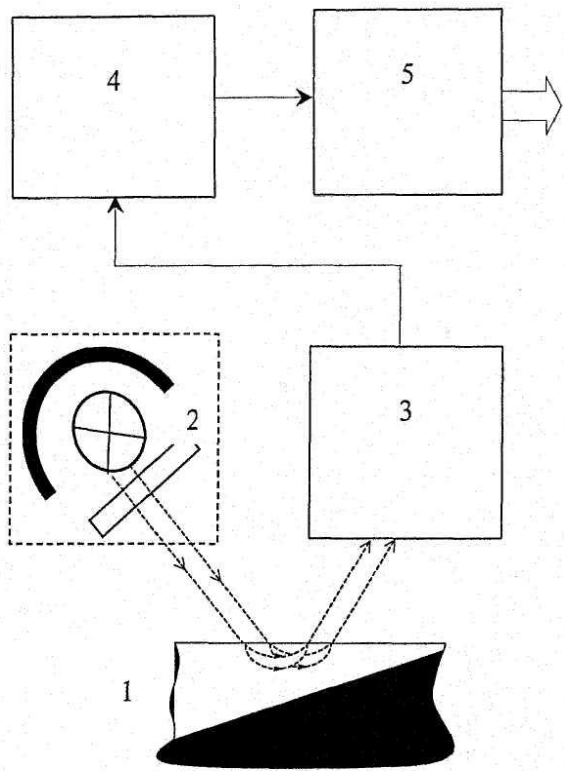
Задатчик концентрації гемоглобіну в крові 5 можна виконати також у вигляді малогабаритного вузла обміну даними, з'єданого через послідовний інтерфейс із зовнішнім комп'ютером, в якому зберігаються і обробляються медичні дані пацієнтів. У цьому випадку потрібне значення концентрації гемоглобіну в крові викликається з комп'ютера і подається на другий вхід блоку обчислення відношення 6 автоматично.

Блок обчислення відношення 6 можна виконати як блок ділення сигналів (аналогових чи цифрових), що подаються на його перший і другий входи.

Технічне виконання блоку видачі результатів 8 залежить від технології використання пристрою. Якщо результат вимірювання треба зчитувати візуально, то блок 8 виконують у вигляді цифрового або матричного індикатора. Якщо результат вимірювань треба передавати в медичний комп'ютер або в лінію зв'язку, то блок 8 виконують у вигляді мініатюрного вузла обміну даними через послідовний канал зв'язку. Є можливим й таке виконання, коли блок 8 складається і з того, і з іншого.

Варіант виконання перетворювача 7 залежить від того, як виконані блок обчислення відношення 6 та блок видачі результатів 8. Якщо, наприклад, блок обчислення відношення 6 виконано як цифровий, а блок видачі результатів 8 - у вигляді індикатора, то перетворювач 7 - це стандартна мікросхема перетворення одержаного з блоку обчислення відношення 6 двійкового (чи двійково-десяткового) числа в позиційний код індикатора. В разі, якщо блок обчислення відношення 6 виконано у вигляді аналогового блоку ділення, а блок видачі результатів 8 у вигляді мініатюрного вузла обміну даними через послідовний канал зв'язку, то перетворювач 7 виконують як АЦП і послідовно з'єднаний з ним перекодувальник двійкового чи двійково-десяткового числа в послідовність двійкових кодів, передбачуваних за відповідним протоколом обміну даними. Для цього можна використати стандартний мікропроцесор.

Запропонований пристрій, як можна бачити з вищевказаного, безсумнівно може бути реалізований в промислових умовах, бо в ньому застосовуються елементи промислового виготовлення. Мініатюрні лампи-блискавки та вузли їх живлення з кнопкою запуску, наприклад, виробляються в готовому вигляді й широко застосовуються в фотоапаратах. Промислово виробляються і оптичне волокно чи, навіть, готові світловоди, кремнієві фотодіоди, фототранзистори і лінійки фотодетекторів. Для виготовлення всіх інших блоків (блоку обчислення концентрації гемоглобіну в тканині 4; задатчика концентрації гемоглобіну в крові 5; блоку обчислення відношення 6; перетворювача 7; блоку видачі результатів 8) можна використати елементну базу широкого призначення.



Pir. 1

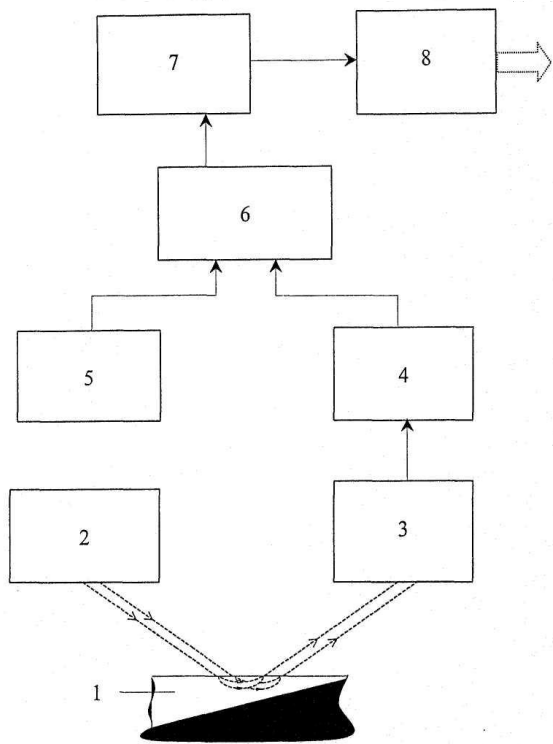


Fig. 2