



УКРАЇНА

(19) UA (11) 27028 (13) U  
(51) МПК (2006)  
A61B 5/02МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІОПИС  
ДО ПАТЕНТУ  
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається під  
відповідальність  
власника  
патенту

## (54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ КРОВОТОКУ В ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЬОВІЙ ДІЛЯНЦІ

1

2

(21) u200706842

(22) 18.06.2007

(24) 10.10.2007

(72) ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ, UA,  
БАРИЛО ОЛЕКСАНДР СЕМЕНОВИЧ, UA,  
ТИМОФЄЄВ ОЛЕКСІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ, UA,  
МАРКОВ СЕРГІЙ МИХАЙЛОВИЧ, UA, ШЕВЧУК  
ІРИНА ВОЛОДИМИРІВНА, UA(73) ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ  
УНІВЕРСИТЕТ, UA

(56)

(57) Спосіб визначення мікроциркуляції кровотоку в щелепно-лицьовій ділянці, який полягає у фотометричній реєстрації відбитого розсіяного інфрачервоного світлового потоку від кровоносних судин, який **відрізняється** тим, що реєструють інтенсивності відбитих світлових потоків від кровоносних судин у щелепно-лицьовій ділянці

оптоелектронним датчиком у червоній та інфрачервоній спектральних областях для наступного визначення гемодинамічних параметрів і ступеня насичення крові киснем, який визначають за формулою:

$$SO_2 = \frac{I_1}{I_1 + I_2} \cdot 100 \%,$$

де  $I_1$  і  $I_2$  - величини інтенсивностей світлових потоків, що реєструють в інфрачервоній і червоній спектральних областях, порівнюють показники кровонаповнення сусідніх точок у щелепно-лицьовій ділянці і у міру асиметрії даних гемодинамічних показників визначають ступінь патології мікроциркуляції кровотоку досліджуваних ділянок для локального виявлення осередку запального процесу.

Корисна модель відноситься до медичної техніки і може бути використана для вивчення закономірностей локальної гемодинаміки в щелепно-лицьовій ділянці, а також визначення ступеня насичення крові киснем.

Відомий спосіб регулювання процесу калібрування фотоплетизмограм і пристрій для його здійснення [а.с. СРСР №1481939 кл. А61В5/02, 1985р.], що полягає в пропусканні світлового потоку через оптичний елемент, реєстрації ступеня ослаблення і зміни інтенсивності світлового потоку, пропускання світлового потоку через калібровану скляну плоскопаралельну пластину, що коливається, порівнянні змінної складової з поточним значенням, а також регулюванні калібрування фотоплетизмографа в залежності від результату порівняння шляхом впливу на амплітуду модульованого світлового потоку.

Недоліками даного пристрою є вузька область застосування, недостатня інформативність і обмежені функціональні можливості.

Відомий спосіб для дослідження кровоносної судини [Заявка Німеччини №3831216 від 22.03.1990, А61В5/02], який полягає в тому, що за допомогою кінців волокон з декількох променів

світла утворюється пучок світла, спрямований на площину спостереження навпроти приймаючого органа і кровоносних судин.

Недоліками даного способу є обмежена ділянка застосування, недостатня інформативність внаслідок неможливості визначення гемодинамічних параметрів мікроциркуляції в щелепно-лицьовій ділянці, а також ступеня насичення крові киснем.

Найбільш близьким по суті до запропонованої корисної моделі є спосіб діагностики судинних порушень в уражених хребцево-рухомих сегментах і пристрій для його здійснення [Патент України №6871 від 30.03.1995, А61В5/02], що полягає у фотометричній реєстрації відбитого розсіяного інфрачервоного світлового потоку від кровоносних судин, що проходять в отворах хребцево-рухомого сегмента, які утворюють вирізки поперечних виростків одночасно в двох точках, симетричних відносно даного хребцево-рухомого сегмента. За ступенем асиметрії показників кровонаповнення з двох сторін одного й того ж хребцево-рухомого сегмента або даного сегмента з сусідніми визначається ступінь патології досліджуваного хребцево-рухомого сегмента.

(19) UA (11) 27028 (13) U

Недоліками даного засобу є обмежена область застосування, унаслідок неможливості визначення гемодинамічних параметрів мікроциркуляції в інших областях (зокрема, щелепно-лицьовій ділянці), а також недостатні функціональні можливості, унаслідок того, що не можна проаналізувати рівень насичення крові киснем.

В основу корисної моделі поставлено завдання створити такий спосіб діагностики стану судинної системи й аналізу параметрів крові в щелепно-лицьовій ділянці в якому за рахунок введення нових операцій з'являється можливість отримання гемодинамічних показників, поліпшення якості реєстрації пульсової хвилі, розширення функціональних можливостей запропонованого способу, а також ступеня насичення крові киснем.

Поставлене завдання досягається тим, що в спосіб для дослідження мікроциркуляції в щелепно-лицьовій ділянці, який полягає в фотометричній реєстрації відбитого розсіяного інфрачервоного світлового потоку від кровонесних судин, що реєструють інтенсивності відбитих світлових потоків від кровонесних судин у щелепно-лицьовій ділянці оптичелектронним датчиком у червоній та інфрачервоній спектральних областях для наступного визначення гемодинамічних параметрів і ступеня насичення крові киснем, який визначають за формулою:

$$SO_2 = \frac{I_1}{I_1 + I_2} \cdot 100\%$$

де  $I_1$  і  $I_2$  - величини інтенсивностей світлових потоків, що реєструють в інфрачервоній і червоній спектральних областях, порівнюють показники кровонаповнення сусідніх точок у щелепно-лицьовій ділянці і по мірі асиметрії даних геодинамічних показників, визначають ступінь патології мікроциркуляції досліджуваних областей для локального виявлення осередку запального процесу.

На Фіг.1 - фотоплетизмографічний сигнал, зареєстрований у центрі запального процесу; на Фіг.2 - фотоплетизмографічний сигнал в ділянці з нормальним кровонаповненням; на Фіг.3 - результати опрацювання фотоплетизмограми.

Дослідження параметрів пульсових хвиль дозволяє одержати правильне уявлення про ряд параметрів кровообігу.

Артеріальний периферичний пульс є результатом взаємодії різноманітних коливальних і хвильових процесів. Об'ємна пульсова хвиля складається з двох типів хвиль: пов'язаних із викидом і переміщенням систолічного об'єму крові і створених гідравлічним ударом, що виникає у фазі максимального вигнання крові. Загальному форму об'ємної пульсової хвилі визначають головним чином процесом вигнання крові з шлуночків серця і хвильових явищ, що виникають як у самому серці, так і в сусідніх артеріальних судинах, а також впливом судинної стінки, що демпфірує, і властивостями навколишніх її органів і тканин.

Амплітудні характеристики пульсової хвилі.

Максимальна амплітуда пульсової хвилі  $H_3$ , яку визначають по відношенню до величини стандартного каліброваного імпульсу є показником величини пульсового кровонаповнення досліджуваної ділянці і пропорційна співвідношенню об'ємів притоку артеріальної крові і відтоку венозної крові в момент максимального розтягу судинного ложа. На величину  $H_3$  значно впливають ударний об'єм крові і тонус судинної стінки і менш суттєво - частота серцевих скорочень і артеріальний тиск. Відношення амплітуди на рівні інцизури до амплітуди систолічної хвилі  $H_4/H_3$  - "дикротичний індекс". Характеризує периферичний судинний опір, тобто ступінь розширення або звуження дрібних судин артеріол.

Відношення амплітуди на рівні вершини дикротичного зубця до амплітуди систолічної хвилі  $H_5/H_3$  - "діастолічний індекс", відбиває стан тонузу венозних судин. Відношення амплітуд  $H_2/H_3$  характеризує периферичний опір. Амплітуда венозної хвилі  $H_5$  є характеристикою венозного відтоку.

Часові характеристики пульсової хвилі.

При проведенні реєстрації пульсових хвиль мікропроцесором диференціюють форму пульсової хвилі, що дає додаткову інформацію про стан судин, допомагає уточнити значимість окремих параметрів, пов'язаних із діяльністю серця, та більш точно визначити точки екстремумів пульсової кривої. Диференціальна форма пульсової хвилі дозволяє судити про зміни швидкості кровонаповнення в досліджуваній частині тіла. Тривалість пульсового колювання  $T_1$  відповідає тривалості серцевого циклу (див. Фіг.3). Інтервал  $T_2$  відсвічує період швидкого кровонаповнення і залежить від ударного обсягу серця і тонузу судин. Інтервал  $T_3$  відбиває період повільного кровонаповнення і характеризує особливості мікроциркуляції. Інтервал  $T_2+T_3$  відповідної тривалості анакротичної фази є стабільним і достатньо повно відбиває ступінь розтягу судинних стінок. Інтервал  $T_4$  відповідної тривалості катакротичної фази, характеризує скорочувальну спроможність судин і їхню еластичність. Інтервал від вершини пульсової кривої до вершини дикротичного зубця  $T_5$  характеризує пружність стінок судин і умови венозного відтоку. Відношення тривалості фази наповнення до загального часу циклу (сфінгографічна швидкість)  $(T_2+T_3)/(T_2+T_3+T_4)$  дає можливість судити про спроможність стінок судин до розтягу. Зсув відповідних точок максимальних амплітуд  $H_3$  відповідає швидкості поширення пульсової хвилі.

Амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі такі.

Максимальна швидкість швидкого кровонаповнення  $H_2/T_2$ . Характеризує швидкість кровонаповнення крупних артерій. Швидкість повільного кровонаповнення  $(H_3-H_2)/T_3$ . Артеріальний приток  $H_3/(T_2+T_3+T_4)$ . Показник швидкості кровонаповнення  $H_3/(T_2+T_3)$ . Індекс периферичного опору  $H_3/(T-T_5)$ . Швидкість відтоку  $H_2(T_5-C)$ , де  $C$  - частота серцевих скорочень

(скор./хв). Показник кровонаповнення, що дозволяє побічно і відносно оцінити величину об'ємної швидкості кровоструму,  $S_{T2+T3+T4}$ , де  $S_{T2+T3+T4}$  - площа, обмежена пульсовою кривою й ізолінією. Відношення  $H_5$  до  $H_3$ , що характеризує величину венозного відтоку.

Експериментальні дослідження.

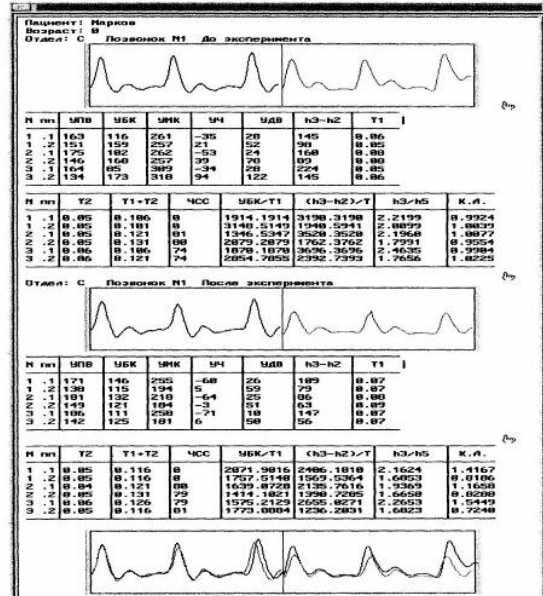
У пацієнтів, хворих пародонтозом виявляються істотні зміни параметрів мікроциркуляторного русла слизової оболонки ясен, що виражаються появою ряду ознак: предкапілярний відтік, деформація судин, розширення артеріальної і венозної частин капілярів, уповільнення кровоструму.

Клінічні дослідження показали, що в пацієнтів з ураженими органами порожнини рота, щелепно-лицьової ділянці параметри мікроциркуляції відрізняються від норми. У більшості випадків спостерігається відмінна якість сигналів, по яких оцінювався стан судин у досліджуваній ділянці.

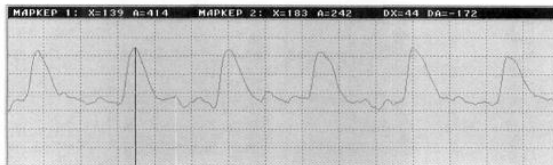
Так у хворого М. зареєстровані фотоплетизмографічні сигнали в ділянці, що характеризувалась мікроциркуляцією в центрі осередку запального процесу, і в ділянці з нормальним кровонаповненням (Фіг.1, Фіг.2).

Збільшення амплітуди пульсової хвилі і зміна характерних параметрів фотоплетизмограми (тривалість анакоти, тривалість швидкого і повільного кровонаповнення тощо) підтверджувало наявність запального процесу в досліджуваній ділянці. За допомогою визначення ступеня насичення крові киснем можна більш точно оцінити глибину запального процесу в щелепно-лицьовій ділянці.

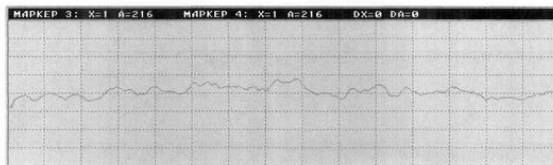
Отримані після попередньої обробки дані надходять через інформаційний вихід у мікро-ЕОМ, де після додаткової обробки можуть бути виведені на принтер (Фіг.3), основні гемодинамічні параметри мікроциркуляції в щелепно-лицьовій ділянці виводяться на внутрішній дисплей.



Фіг. 3



Фіг. 1



Фіг. 2