

НЕІНВАЗИВНЕ ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ГЕМОДИНАМІКИ
МІКРОЦИРКУЛЯТОРНОЇ ЛАНКИ СИСТЕМИ КРОВООБІГУ

В. І. Дегтярук

Інститут кібернетики ім. В. М. Глушкова НАН України

Описаны способ и устройство для неинвазивного измерения параметров гемодинамики микроциркуляторного отдела системы кровообращения, основанный на фотометрическом методе.

Пропонований підхід базується на явищі поглинання світла молекулами гемоглобіну. Спектральна інтенсивність I світла, що пройшла крізь шар розчину товщиною d , описується формулою, яка базується на законі Бугера-Ламберта-Бера:

$$I = I_0 \exp(-kd) \quad (1)$$

де I_0 – спектральна інтенсивність світла на вході в розчин;

k – коефіцієнт поглинання світла в розчині;

T – коефіцієнт пропускання кювети з прозорим розчином.

Якщо розчин включає один барвник:

$$K = k_{mol} c, \quad (2)$$

де k_{mol} – молярний коефіцієнт поглинання барвника;

c – його молярна концентрація.

Вимірюючи спектральні інтенсивності I_0 та I_B в смугі поглинання барвника, пропускання кювети T та знаючи k_{mol} та d за формулами (1, 2) можна обчислити концентрацію барвника.

При проходженні світла крізь живу тканину воно послаблюється не лише через поглинання, а й в результаті розсіювання. Тому замість формули (2) маємо

$$K = K_p + k_{mol} c, \quad (3)$$

де K_p – коефіцієнт послаблення, зумовлений розсіюванням світла.

Авторами вибрана двоххвильова схема вимірювань «на відбивання» де в якості інформаційного параметра використовують зворотно розсіяне світло.

Спектральні інтенсивності світла, яке виходить з тіла, описуються рівняннями

$$I_O = T_O I_{R,O} \exp[-(K_{p,O} + K_{B,O} + k_{hb,O} c_{hb})d] \quad (4)$$

$$I_B = T_B I_{B,O} \exp[-(K_{p,B} + K_{B,B} + k_{hb,B} c_{hb})d] \quad (5)$$

Індекси «О» та «В» вказують на опорну I_O та вимірювальну довжину хвилі I_B .

$I_{R,O}$, $I_{B,O}$ – спектральні інтенсивності світла на вході в тканину.

T_O , T_B – коефіцієнти пропускання світла тканиною;

$K_{p,O}$, $K_{p,B}$ – коефіцієнти розсіювання, задаються в M^{-1} ;

$k_{B,O}$, $k_{B,B}$ – коефіцієнти поглинання світла компонентами тканини, задаються в M^{-1} ;

$k_{hb,O}$, $k_{hb,B}$ – молярні коефіцієнти поглинання світла гемоглобіном, задаються в $M^2/моль$;

c_{hb} – молярна концентрація гемоглобіну, моль/ M^3 ;

d – усереднена довжина шляху, який проходить у тканині світло, що потрапляє на фотоприймач, м.

Довжини хвиль I_O , I_B вибираються так, щоб розсіювання та фонове поглинання світла для них були майже однакові (тобто $K_{p,O} \gg K_{p,B}$, $k_{B,O} \gg k_{B,B}$), а молярні коефіцієнти поглинання гемоглобіном суттєво відрізнялись ($k_{hb,B} \gg k_{hb,O}$).

Один з варіантів обробки результатів вимірювання отримують, якщо вираз (4) поділити на вираз (5).

$$I_O / I_B = (T_O I_{p,O} / T_B I_{B,O}) \exp[(k_{hb,B} - k_{hb,p})c_{hb}]d \quad (6)$$

Вирішивши це рівняння відносно c_{hb} , отримаємо:

$$c_{hb} = [\ln(I_O / I_B - \ln(T_O I_{p,O} / T_B I_{B,O}))] / [(k_{hb,B} - k_{hb,p})d] \quad (7)$$

Величини T_p , T_B , $I_{p,O}$, $I_{B,O}$ та d константи приладу і визначаються конструкцією вимірювальної головки приладу та каналом обробки сигналів.

Таким чином, визначається усереднена концентрація гемоглобіну в тканині. Знаючи площу фотоприймача S та довжину шляху d , який пройшло світло в тканині, можна вирахувати об'єм тканини, для якої визначається концентрація гемоглобіну:

$$V = Sd \quad (8)$$

Знаючи об'єм тканини та концентрацію гемоглобіну визначається її кровонаповнення:

$$P = V \cdot c_{hb} \quad (9)$$

Реалізація способу виконується за допомогою приладу «Гемодин», розробленого в інституті кібернетики ім. В. М. Глушкова НАН України.

Дослідження проводиться на дистальних фалангах пальців. Вибір місця дослідження зумовлений тим що найменші порушення кровообігу мікроциркуляторної ланки насамперед відбуваються в периферійних ділянках тіла людини. Зовнішній вигляд приладу представлено на рисунку 1.

Принцип дослідження пояснюють рисунки 1, 2. Пацієнт займає на сидінні зручне положення. Руку,



Рис. 2. Зовнішній вигляд приладу для вимірювання параметрів гемодинаміки.

на якій виконують вимірювання, розташовують в розслабленому стані на лабораторному столі.

На основу пальця одягають компресійну манжету, виконану у вигляді кільця. Величину тиску P_x лікар вибирає за допомогою меню в залежності від артеріального тиску пацієнта та мети досліджень. На дистальну фалангу пальця одягаються вимірювальну голівку, виконану у вигляді слабо напруженої кліпси. Після завершення підготовчих операцій з клавіатури подається команда «пуск» і починається процес вимірювання.

Після закінчення операції балансування включається мікрокомпресор і тиск в манжеті підвищується до заданого значення, яке вище діастолічного P_c . Цей тиск передається на всі кровоносні судини під манжетою. Коли тиск стає вищим за тиск у венах, відтік крові припиняється, а кровонаповнення пальця з моменту t_0 зростає. Інтервал перетискання задається лікарем і також визначається метою досліджень.

Результати вимірювання відображаються на рідкокристалічному екрані в реальному масштабі часу у вигляді графіка. Швидкість наростання сигналу пропорційна $ctg\alpha$, або кількості притоку крові до пальця, отже може бути характеристикою величини об'ємного кровотоку в пальці.

Оскільки тиск в манжеті фіксований, то максимальне значення сигналу A_M тим більше, чим вища еластичність кровоносних судин пальця.

Кількісна характеристика еластичності кровоносних судин називається компліансом. Вимірюють його в л/Па.

Трансмуральний тиск всередині судин під дією переміщення досягає величини P_M . Зовнішній атмосферний тиск залишається незмінним, його значення прий-

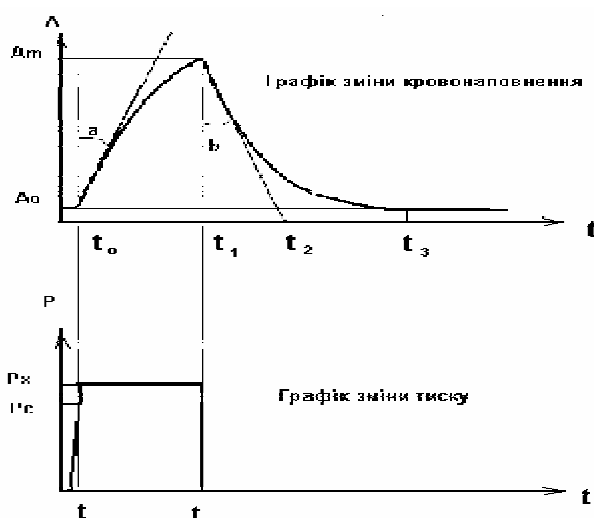


Рис. 3. Графік зміни кровонаповнення та тиску.

мається за нуль. Об'єм крові в мікроциркуляторному руслі зростає на величину:

$$DV = C_e \cdot P_M \quad (10)$$

де C_e – сумарний компліанс судин на досліджуваній ділянці тіла, кровонаповнення якої зростає на величину

$$Dk = DV/V \cdot 100\% \quad (11)$$

де V – об'єм досліджуваної ділянки тіла.

Враховуючи вирази (10, 11) можна розрахувати питомий компліанс судин мікроциркуляторного русла:

$$P = V \cdot c_{hb} \quad (12)$$

В шкірі та тканині пальців капілярна сітка не дуже густа, але кількість капілярів на 1 мм^2 поверхні шкіри в нігтьовому ложі від 20 до 55, на зворотній поверхні долоні – до 65. До кожного шкірного сосочка підходить 3–4 капіляри, які утворюють петлі завдовжки 200–400 мкм. Артеріальна частина петлі має діаметр 7–13 мкм, а венозна 9–20 мкм.

Площа чутливого елемента фотоприймача кілька мм^2 . Так, фотоприймачі OPT-101, OPT-301 фірми BURR-BROWN Corporation, які використовували автори, мають площу $5,2 \text{ мм}^2$. Отже, інформація сприймається більше ніж від 300 капілярів і стількох посткапілярних венул.

Після закінчення інтервалу перетискання t_1 кровонаповнення досягає рівня A_M , спрацьовує декомпресійний клапан і тиск у манжеті падає до нуля. Починається процес відновлення кровообігу. Кровонаповнення пальця починає зменшуватись. Початкова швидкість зменшення сигналу залежить від гідравлічного опору судин відтокові крові:

$$dk/dt = DA/(C \cdot R) \quad (14)$$

де $DA = A_M - A_0$ – амплітуда зміни кровонаповнення, R – питомий гідравлічний опір судин відтоку крові.

Висновки. Динаміка зміни кровонаповнення на низхідній ділянці характеристики дозволяє визначити питомий гідравлічний опір мікросудин відтокові крові, тобто венозної частини. Відповідно визначається гідравлічний опір артеріальної частини мікросудин притокові крові після перетискання, тобто на

висхідній ділянці графіка. Момент часу t_3 визначає повернення досліджуваної ділянки мікроциркуляторної ланки системи кровообігу до вихідного стану, а інтервал t_3-t_1 -час відновлення кровообігу і характеризує ефективність регуляторних механізмів.

Література

1. Чернух А. М. Микроциркуляция / А. М. Чернух, П. Н. Александров, О. В. Алексеев. – М. : Медицина, 1984. – 432 с.
2. Патент на винахід № 98366 Спосіб неінвазивного визна-

чення параметрів гемодинаміки системи кровообігу / Войтович І. Д., Дегтярук В. І., Брайко Ю. О. [та ін.]. – Опубл. 10.05.2012. – Бюл. № 9.