



International Science Group

ISG-KONF.COM

||

**INTERNATIONAL SCIENTIFIC
AND PRACTICAL CONFERENCE
"INNOVATIONS IN EDUCATION: PROSPECTS AND
CHALLENGES OF TODAY"**

Sofia, Bulgaria

January 16 - 19, 2024

ISBN 979-8-89292-753-6

DOI 10.46299/ISG.2024.1.2

ОПТИЧНИЙ МЕТОД НЕІНВАЗИВНОГО ВИЗНАЧЕННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ ЛЮДИНИ

Ремаєва Ольга Олександрівна

к. т. н., доцент, доцент кафедри вищої математики
Харківський національний університет радіоелектроніки

Стогній Надія Петрівна

к. ф. - м. н., доцент, доцент кафедри вищої математики
Харківський національний університет радіоелектроніки

В останнє десятиліття у розвинених країнах спостерігається підвищений інтерес до інструментальних методів безкровного (неінвазивного) та безкомпресійного виміру артеріального тиску людини.

В даний час в арсеналі медицини є різноманітні методи та апаратура, за допомогою яких проводяться дослідження стану периферичного кровообігу в тканинах. Фотоплетизмографічний метод найповніше відповідає зазначеним вище цілям. Він ґрунтується на вимірі інтенсивності оптичного випромінювання, що пройшло через біологічні тканини або відбитого від них.

Даний метод дозволяє розробити та застосовувати безконтактні датчики, що виключає здавлювання судин та запобігає порушенню кровообігу в досліджуваній ділянці тканин.

В основі оптичних (фотометричних) датчиків - принцип оптичної денситометрії - вимірювання фотоелектричним перетворювачем інтенсивності відбитого від кінцівки або розсіяного світла, що пройшло через неї [1]. Інтенсивність світла пропорційна зміні об'єму крові в досліджуваній тканині за умови стабільності інших параметрів, таких як тиск, рівень цукру в крові та ін.

У цій роботі пропонується застосувати фотоплетизмографічний метод визначення артеріального тиску людини.

В основу запропонованого методу покладено вимірювання параметрів пульсової хвилі – її амплітуди та швидкості поширення. Пульсовою хвилею називають явище періодичних коливань діаметра артеріальних судин, що виникає внаслідок підвищення тиску в аорті на момент вигнання крові з лівого шлуночка серця [2]. Оскільки артеріальна система складається з пов'язаних еластичних резервуарів, стрибок тиску, що виник в аорті, передається послідовно, подібно хвилі, по артеріальному руслу від аорти до артерій і капілярів, збільшуючи їх діаметр. При цьому в процесі руху пульсової хвилі по судинному руслу її величина поступово згасає. Швидкість поширення пульсової хвилі можна знайти, знаючи відстань, яка проходить стрибок тиску від однієї точки судини до іншої, та час його руху.

Поглинання оптичного випромінювання, що відбулося через ділянку тіла людини підпорядковується закону Бугера-Ламберта. Для цього випадку запишемо його в такому вигляді

$$I = I_m e^{-kd} \quad (1)$$

де I - інтенсивність вилучення, що пройшло крізь ділянку тіла;

I_m - інтенсивність випромінювання, що пройшло крізь ділянку тіла, за винятком артерії;

k - коефіцієнт поглинання артеріальної крові;

d - діаметр артерії.

Очевидно, що діаметр артерії змінюється при проходженні пульсової хвилі, обсяг артеріальної крові в момент проходження збільшується в даній точці (точці вимірювань), і, отже, поглинання світла збільшується артеріальною кров'ю. Таким чином, безперервно вимірюючи інтенсивність оптичного випромінювання, що пройшло через ділянку тіла (наприклад, через руку), можна визначати зміни діаметра артерії. У цьому вважатимемо поглинання світла іншими тканинами постійним у точці вимірів.

З іншого боку, величина зміни діаметра артерії залежить від еластичних властивостей стінок артерії та тиску крові у ній. Ця залежність описується законом Гука і для довгих еластичних судин її можна виразити формулою

$$P = E \frac{d - d_0}{d_0} \quad (2)$$

де P - артеріальний тиск, що вимірюється;

E - модуль пружності (модуль Юнга) стінок артерії;

d_0 - початковий діаметр артерії – діаметр артерії у разі, коли повний тиск крові в ній дорівнює атмосферному.

Для знаходження модуля пружності стінок артерії використовуємо добре відомий вираз для швидкості поширення пульсової хвилі, що називається формулою Моенса-Кортевега [3]

$$V = \sqrt{\frac{hE}{d\rho}} \quad (3)$$

де h - товщина стінок судини;

d - її діаметр;

ρ - щільність крові.

Використовуючи співвідношення (1), (2), запишемо вирази для максимального (сistolічного) та мінімального (діастолічного) артеріальних тисків.

$$P_c = E \frac{\ln \frac{I_c}{I_m} - \ln \frac{I_0}{I_m}}{\ln \frac{I_0}{I_m}} \quad (4)$$

$$P_{\partial} = E \frac{\ln \frac{I_{\partial}}{I_m} - \ln \frac{I_0}{I_m}}{\ln \frac{I_0}{I_m}}, \quad (5)$$

де індекс "с" позначає величини, що відповідають максимальному тиску, індекс "∂" - мінімальному, індекс "0" - початковому. Слід зазначити, що поняття початкового стану артерії в моделі є умовним і лише позначає точку відліку.

У формулах (4), (5) вимірювані величини – це інтенсивності випромінювання, що пройшло ділянку тіла при максимальному тиску I_c та при найменшому I_{∂} , а також модуль пружності E , що визначається формулою (3).

У методі, що розглядається, пропонується невідомі величини I_m та I_0 визначати з даних калібрування. Для цього проведемо незалежні вимірювання артеріального тиску модуля пружності та знайдемо калібрувальні коефіцієнти

$k_1 = \ln \frac{I_0}{I_m}$ та $k_2 = \ln I_m$ із формул, отриманих з використанням (4), (5):

$$k_1 = \frac{E_k \ln \frac{I_{ck}}{I_{\partial k}}}{P_{ck} - P_{\partial k}}, \quad (6)$$

$$k_2 = \frac{(P_{ck} + E_k) \ln I_{\partial k} - (P_{\partial k} + E_k) \ln I_{ck}}{P_{ck} - P_{\partial k}}. \quad (7)$$

Тут індекс "к" означає величини, виміряні при калібруванні. Калібрування проводиться в такий спосіб. Вимірюються величини систолічного та діастолічного тисків (наприклад, осцилометричним методом). Потім проводяться вимірювання інтенсивностей світла, що пройшло через ділянку тіла (зап'ястя) в момент систоли та діастоли, а також вимірюється швидкість пульсової хвилі та визначається модуль пружності артерії за формулою

$$E_k = V_k^2 \rho \frac{d}{h}. \quad (8)$$

Зазначимо, що для кожної людини калібрування повинне проводитися окремо, тому що еластичні властивості артерій різні у кожної людини. Після калібрування можна проводити вимірювання тиску, для чого вимірюються інтенсивності оптичного випромінювання і швидкість пульсової хвилі, а потім тиску визначаються за формулами (4), (5) з використанням формули (8) для визначення модуля пружності.

Для апробації запропонованого методу було створено макет вимірювальної системи, що складається з двох оптопар, що працюють в інфрачервоному діапазоні оптичного випромінювання. Одна оптопара працювала на просвіт, інша – на відображенні, інформація від якої використовувалася лише визначення швидкості пульсової хвилі. Також було розроблено програмне забезпечення, що

дозволяє отримувати та обробляти інформацію про інтенсивності оптичного випромінювання, обробляти її та обчислювати артеріальний тиск.

На рис. 1 показаний графік, що описує величини вимірної інтенсивності світла першою та другою оптопарою в залежності від часу. Оптопари рознесені вздовж руки на відстань 50 см. Верхня крива відповідає пульсовій хвилі, форма якої отримана у відбитому світлі, причому оптопара, якій відповідає верхня крива знаходиться ближче до серця вздовж артерії. Нижня крива отримана в випромінюванні, що пройшло через руку, і на основі даних цієї кривої визначається амплітуда пульсової хвилі. На рис. 2 наведено збільшене зображення частини кривих пульсових хвиль, де видно фазову затримку нижньої кривої щодо верхньої, по якій можна визначити швидкість пульсової хвилі.

У програмі час затримки визначався з допомогою кореляційного аналізу двох хвиль, а тимчасові відліки – від таймера комп'ютера (частота $\sim 2,6$ МГц) з точністю $3,8 \cdot 10^{-7}$ с. Швидкість обміну по послідовному порту USB склала 921 600 біт в секунду, що дозволило отримати частоту опитувань датчиків приблизно 2 мс.

На жаль, на практиці отримати високу точність визначення тиску не вдалося з двох причин. По-перше, оцифрування аналогового сигналу було виконано мало щільно (10 біт). По-друге, відстань між двома парами датчиків виявилася малою для визначеної частоти опитування. Однак, незважаючи на зазначені недоліки, вдалося вимірювати артеріальний тиск із відносною похибкою, що не перевищує 10%. Очевидно, що ці недоліки нескладно усунути – наприклад, для вимірювання швидкості пульсової хвилі можна прив'язуватися не до оптичної пари на руці, а до R-зубця електрокардіограми, тим самим збільшивши відстань більш ніж у 2 рази.