

# КОМП'ЮТЕРНІ ЗАСОБИ, МЕРЕЖІ ТА СИСТЕМИ

V. Degtjaruk

## **PULSE PROCESSES IN THE HEART-VASCULAR SYSTEM OF HUMANS AND THEIR USING FOR DIAGNOSTICS**

*It is described nature of pulse processes in heart-vascular system and their using for determination of the hemodynamic parameters. Informatic-measurement system realizing method of pulse diagnostics is presented.*

*Key words: vessels, pulse wave, sensor, pulse diagnostics.*

*Описано природу пульсових процесів в серцево-судинній системі та їх використання для визначення параметрів гемодинаміки. Представлен інформаційно-вимірний комплекс, який реалізує методику пульсової діагностики.*

*Ключевые слова: сосуды, пульсовая волна, сенсор, диагностика.*

*Описано природу пульсових процесів у серцево-судинній системі, та їх використання для визначення параметрів гемодинаміки. Представлено інформаційно-вимірний комплекс, який реалізує методику пульсової діагностики.*

*Ключові слова: судини, пульсова хвиля, сенсор, діагностика.*

© V.I. Degtjaruk, 2014

УДК 681.335

В.І. ДЕГТЯРУК

## **ПУЛЬСОВІ ПРОЦЕСИ В СЕРЦЕВО-СУДИННІЙ СИСТЕМІ ЛЮДИНИ ТА ЇХ ВИКОРИСТАННЯ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ**

**Вступ.** Визначення поняття “пульс” в сучасну мову прийшло з латинської. Pulsus означає удар, поштовх. Джерелом виникнення пульсових процесів в організмі людини є періодичний викид деякого об’єму крові з шлуночків серця в судини. Це призводить до виникнення хвилі тиску, яка розповсюджується по артеріях від серця до периферії, викликаючи збільшення їх локального об’єму і механічного коливання стінок.

Історія пульсової діагностики сягає у глибоку давнину. Так, дослідження пульсу було одним з головних діагностичних методів стародавньої китайської медицини, Древня Греція мала свою школу, яка отримала розвиток у стародавньому Римі в працях Галлена. Ібн Сіна, поєднавши античні традиції з досвідом китайської медицини, розповсюдив цей метод як в країнах Близького та Середнього сходу, так і в Європі [1]. Високого розвитку досягла пульсова діагностика в тибетській медицині, яка продемонструвала її широкі можливості в отриманні біомедичної інформації. Досвідчений фахівець може розрізнити понад 360 діагностичних показників, чим пояснюється великий інтерес сучасної медицини до цих методів [2]. Але, не зважаючи на великі досягнення, вони мають ряд недоліків та обмежень, основним з яких є суб’єктивізм. Справа в тому, що у точках дослідження пульсу східними лікарями, поруч з променевою артерією розташовані венозна та лімфатична судини і нервовий канал. Отже інформація, яку отримує діагност

є складною комбінацією коливальних та хвильових процесів, які пов'язані з викидом та переміщенням систолічного об'єму крові та гідравлічним ударом, який виникає у фазі максимального вигнання крові. Діагност повинен мати спеціально підготовлені руки з натренованою чутливістю пальців та великий досвід, що дозволяє робити висновки з урахуванням великої кількості супутних факторів. Східний лікар відчуває та аналізує пульс як струну, або резонатор різних фізіологічних процесів в організмі. Набір відчуттів при цьому надає інформацію про типи пульсу і у відповідності з прийнятою теорією медицини характеризує вид патології та дозволяє відслідковувати хід та скласти прогноз захворювання. Слід зауважити, що знання та навички діагностики та способи лікування передавались від учителя до учня езотеричним способом, баз витоку інформації на протязі 15–20 років, що стримувало їх широке застосування.

Великий набір діагностичних параметрів та висока ступінь достовірності пульсової діагностики і в наш час привертають до себе увагу сучасної медицини, яка в свою чергу висуває перед ученими задачу створення. Нових, пристосованих до понятійного апарату сучасної Європейської та світової медицини, технічних засобів, які дозволяють реалізувати увесь комплекс досягнень пульсової діагностики.

**Природа пульсової хвилі та швидкість розповсюдження як діагностичний фактор.** Розглянемо процес появи та розповсюдження пульсової хвилі по судині в дещо спрощеному вигляді, щоб уникнути ускладнення аналізу. Спрощення полягає у тому, що артерія представляється у вигляді довгого циліндра, що дозволить виключити крайові ефекти. Слід зауважити, що крайові ефекти, зокрема, відображення пульсової хвилі від місць біфуркації судин слід враховувати при аналізі процесів гемодинаміки, особливо в першій після серця артерії – аорті, де вони грають особливу роль.

Отже позначимо  $D$  – зовнішній діаметр артерії,  $d$  – внутрішній, відповідно товщина стінки становитиме

$$h = \frac{D - d}{2}. \quad (1)$$

Еластичність стінки судини  $C$ , яку називають компліансом, залежить від багатьох чинників, зокрема компліанс визначається тонусом гладких м'язів судин. За вихідний компліанс, який визначає пружність, приймемо показник для здорової людини, який визначається модулем пружності  $E$ .

Спостерігаємо процес на деякій відстані від серця –  $x$ . У загальному випадку розповсюдження пульсової хвилі відбувається з розсіюванням енергії і відповідно з затуханням амплітуди  $A_0$ , яке можна представити виразом

$$A_0(x) = A_0 \max \cdot e^{-\beta x}, \quad (2)$$

де  $\beta$  – коефіцієнт затухання, який збільшується зі зменшенням діаметра.

Але якщо спостерігати розповсюдження пульсової хвилі по ділянці артерії між зонами біфуркації, то затуханням можна знехтувати, при цьому розподіл тиску по довжині має вигляд, показаний на рис. 1.

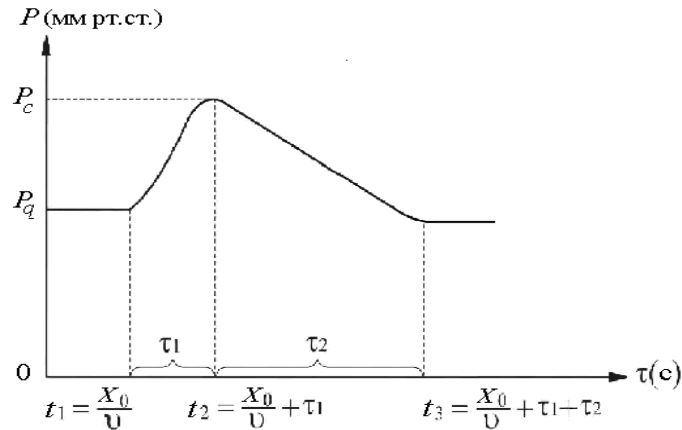


РИС. 1. Графік зміни тиску в аорті:  $P_c$  – систолічний тиск,  $P_q$  – діастолічний тиск, 0 – початок викиду крові з серця,  $\tau_1$  – анакротичний період,  $\tau_2$  – дикротичний період,  $X$  – відстань від серця (по судині),  $v$  – швидкість розповсюдження пульсової хвилі

В момент часу  $\frac{X_0}{v}$ , який відраховується від початку викиду крові в аорту, на кров, яка знаходиться між перерізами  $X_0 + vt_2$  та  $X_0$  у напрямку, як показано на рис. 2, буде діяти сила  $F$

$$F = (P_c - P_q) \frac{\pi}{4} d^2. \quad (3)$$

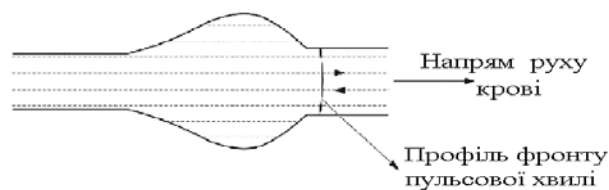


РИС. 2. Схематичне зображення артерії під час розповсюдження пульсової хвилі

Маса  $m$  крові, яка знаходиться між цими перерізами, визначається виразом

$$m = \rho \vartheta (t_2 - t_1) \cdot \frac{\pi d^2}{4}, \quad (4)$$

де  $\rho$  – густина крові.

Користуючись другим законом Ньютона, визначаємо прискорення цієї маси

$$a = \frac{P_c - P_q}{\rho \vartheta (t_2 - t_1)}. \quad (5)$$

Під дією сили  $F$ , коли тиск почав зростати на інтервалі часу  $t_2 - t_1$ , кров, яка була в цій області, почала рухатись і набрала швидкість від нуля до  $a(t_2 - t_1)$ . На інтервалі  $t_3 - t_2$  після закриття аортального клапана тиск падає і швидкість крові зменшується на величину

$$\frac{P_c - P_q}{\rho \vartheta} \quad (6)$$

і повертається до нуля.

Об'єм крові між перерізами  $X_0 + \vartheta (t_3 - t_1)$  та  $X_0$  за інтервал часу  $t_3 - t_1$  збільшувався з тієї причини, що швидкість притікаючої крові більше за кількість відтікаючої. В нашому прикладі швидкість відтікаючої крові дорівнювала нулю, а притікаючої була більше нуля і середнє значення на цьому інтервалі часу склало

$$\frac{P_c - P_q}{2\rho \vartheta}. \quad (7)$$

Це і є причиною виникнення пульсової хвилі, тобто по судині розповсюджується хвиля завдяки коливанням об'єму судини, тиску в судині та швидкості кровотоку пов'язаних між собою.

Оскільки кров – рідина, яка практично не стискається, збільшення об'єму може бути представлено виразом:

$$\Delta V = (t_3 - t_1) \frac{(P_c - P_q)}{2\rho \vartheta} \frac{\pi d^2}{4}. \quad (8)$$

Ще один вираз для збільшення об'єму можна отримати, якщо врахувати, що діаметр артерії в середньому збільшився на  $\Delta d$ , крім того  $\Delta d < d$  і  $\Delta d^2 \ll \Delta d d$ , отже

$$\Delta V = (t_3 - t_1) (\pi \vartheta d \frac{\Delta d}{2}). \quad (9)$$

Порівнюючи вирази (8) та (9)

$$(t_3 - t_1) \frac{(P_c - P_q)}{2\rho \vartheta} \frac{\pi d^2}{4} = (t_3 - t_1) (\pi \vartheta d \frac{\Delta d}{2}),$$

отримаємо вираз для швидкості пульсової хвилі

$$\vartheta = \sqrt{\frac{(P_c - P_q) d}{4\rho \Delta d}}. \quad (10)$$

Якщо використати закон Гука, який визначає залежність відносної деформації (в нашому випадку  $\frac{\Delta d}{d}$ ) та силу, яка викликає таку деформацію (в нашому випадку її визначає артеріальний тиск ( $P_c - P_d$ )) отримаємо ще один вираз для швидкості розповсюдження пульсової хвилі з урахуванням пружності судин:

$$\vartheta = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}}, \quad (11)$$

де  $E$  – модуль пружності Юнга,  $h$  – товщина судини.

Відношення товщини судин до їх діаметра у різних людей майже не відрізняється, як і мало залежить від того, в якій частині тіла воно знаходиться. Таким чином, швидкість пульсової хвилі визначається пружністю стінок судин, яка змінюється при різних захворюваннях. До таких захворювань відносяться гіпертонії різного походження, атеросклероз, хвороби ендотелію судин, які призводять до порушень його цілісності і ендотеліальної дисфункції та ін.

Отже вимірювання швидкості розповсюдження пульсової хвилі є одним з важливих факторів, який слід враховувати при встановленні діагнозу. А контурний аналіз пульсових хвиль, у свою чергу, надає цілий ряд часових та амплітудних діагностичних параметрів і тим самим робить пульсову діагностику незамінним чинником в сучасній клінічній практиці та наукових дослідженнях.

**Особливості застосування пульсової діагностики.** Сучасна медицина віддає перевагу неінвазивним методам досліджень, тому їх кількість та діагностична значимість постійно зростає, але існує феномен стереотипу мислення, який має як об'єктивні, так і суб'єктивні причини. З одного боку це перевірені часом та засвоєні (не завжди осучаснені) знання, які дозволяють робити правильні висновки, з іншого – небажання, або складність оволодіння новітніми науковими досягненнями та передовими методиками. Тому необхідно оцінювати результати сучасної пульсової діагностики співставляючи їх з існуючою та широкоживаною базою знань у поняттях, якими користується переважна більшість лікарів. Крім того, це потрібно для того, щоб не потрапити на хибний шлях при розшифровці кривих пульсу та оцінці отриманих результатів.

При переміщенні від початку аорти до периферії пульсова хвиля частково затухає, частково змінює форму, на власну частоту нашаровується частота віддзеркалених хвиль. Відповідно спектр інформаційного сигналу розширюється, з'являються складові високих частот, які несуть інформацію про швидкість серцевих скорочень, ударні об'єми крові, артеріальний тиск, компліанс судин, тиск стінок та ін. Все це ускладнює реєстрацію та розшифровку пульсових кривих. Тому дуже важливо правильно вибрати методику вимірювань, створити сенсори з відповідними технічними характеристиками, виконати повний обсяг заходів обробки інформації та виконати її візуалізацію у цифровій та графічній формах і надати діагностичні висновки.

**Фотометричний метод пульсової діагностики.** Необхідними умовами застосування методів пульсової діагностики в медичній практиці є, по перше, мет-

рологічна сертифікація методик вимірювання, по друге сертифікація самих засобів вимірювання. Без виконання цих умов неможливо досягти потрібної ефективності.

Вирішення першої задачі диктується складністю процесів, які досліджуються, а саме нестаціонарністю, нелінійністю, взаємним впливом багатьох параметрів. Друга задача багатопланова. Головним чинником на шляху її вирішення є первинний перетворювач, до параметрів якого висувається широкий набір вимог. Крім високих технічних параметрів, як то велика чутливість, широкий динамічний діапазон, гармонізована частотна характеристика, лінійність перетворення, і т. д., додаються такі як неінвазивність, атравматичність, безпечність, низька енергетика отримання інформаційного сигналу та метод перетворення, які не впливають та не спотворюють досліджувані процеси.

При виконанні цих умов і отриманні адекватної у повному обсязі інформації, виникає необхідність обробки та аналізу великих масивів даних і відповідно застосування кількісних методів. Сказане передбачає використання в складі інформаційного комплексу сучасних засобів електронно-обчислювальної техніки, яка дозволить отримувати не тільки кількісні значення окремих параметрів, а і розпізнавати образи, що при застосуванні до дослідження серцево-судинної системи дозволяє вирішити широке коло задач від розпізнавання окремих елементів кривих до постановки діагнозу [3].

Фізична природа пульсових коливань відрізняється значною складністю і несе в собі великий потік інформації. Тому звичайні методи реєстрації пульсу віддзеркалюють лише часткові компоненти процесу. Наприклад, сфігмографія дозволяє реєструвати коливальний рух стінок артерії на ділянці судини як відображення коливального процесу крові вздовж судин, реографія розглядає тканини тіла як провідник з іонною провідністю. Пульсові коливання кровотоку візуалізуються у вигляді кривих коливань електричного опору. При цьому пропускання електричного струму через досліджувану ділянку тіла при тривалому дослідженні може привести до спотворення процесів, які відбуваються в ньому.

Проведені дослідження і здобуті результати дозволяють зробити наступний висновок. Фотометричний метод реєстрації пульсових хвиль поєднує у собі всі переваги традиційних. Крім високої інформативності він дозволяє виконувати дослідження протягом тривалого часу без впливу на перебіг досліджуваних процесів. Це дає можливість аналізувати досить тривалі відрізки записів пульсу, що в свою чергу дозволяє відслідковувати та давати цифрову або кількісну оцінку окремих компонентів пульсових кривих які носять самостійний характер і за аналогією з ритмологічним підходом до динаміки серцевої діяльності [4] з'являється можливість визначити вплив нервової та гуморальної регуляції на скорочувальну активність як судинної системи, так і серця. Аналіз повільних процесів у серцево-судинній системі може надати можливість виявити динаміку, яка пов'язана зі збудженням вазомоторного центру в центральній нервовій системі, гуморальний та метаболічний вплив на клітини гладких м'язів судин-

них стінок, які дуже чутливі до нього. Ще один надзвичайно важливий аспект таких досліджень – оцінка функції ендотелію судин. Нещодавно вчені прийшли до висновку, що ендотеліальна дисфункція – одне з перших свідчень про захворювання серцево-судинної системи, яке визначається клінічно і є його предиктором за кілька років до проявів захворювання. Ендотеліальна дисфункція вражає майже 50% людей віком за 40 років. Але рання діагностика цієї патології дозволяє без великих зусиль та витрат повернути ендотелій судин до здорового стану.

**Інформаційно – вимірювальний комплекс пульсової діагностики.** Комплекс (рис. 3) складається з набору наступних апаратних та програмних блоків.

1. Інтелектуальні сенсори (рис. 4, а, б).



РИС. 3. Комплекс пульсової діагностики



а



б

РИС. 4. Інтелектуальні сенсори: а – диференційна пальцева пульсографія; б – визначення швидкості розповсюдження пульсової хвилі

Сенсор включає опромінювач з джерелами червоного некогерентного світла, опто-електричний перетворювач, регулятор чутливості, фільтри живлення та завад. В комплексі використовується набір сенсорів, пара з яких для диференційної пальцевої пульсографії (рис. 4, а), друга пара для визначення швидкості розповсюдження пульсової хвилі (рис. 4, б).

2. Блок обробки аналогового сигналу (рис. 5), який включає фільтр інфра-низьких частот, полосовий фільтр корисного сигналу, підсилювач, блок віднімання, систему автобалансування.



РИС. 5. Блок обробки аналогового сигналу

3. Аналого-цифровий перетворювач, який має зв'язок з комп'ютером через USB – порт. Живлення здійснюється від комп'ютера через кабель з USB – порту.

4. Програмний блок рис. 6–8 складається з трьох модулів.

1. Модуль реєстрації пульсових кривих, рис. 6.

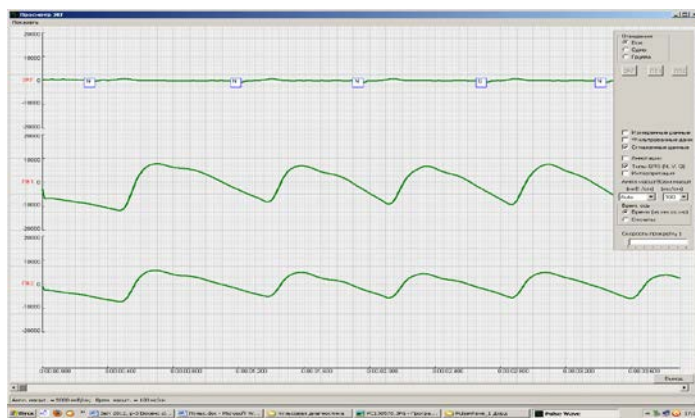
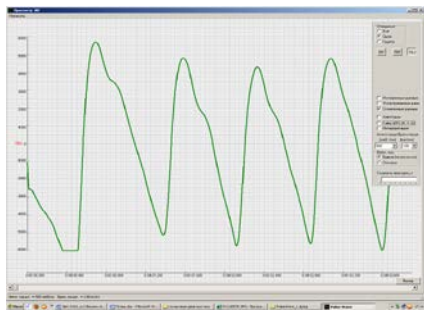


РИС. 6. Модуль реєстрації пульсових кривих



В ньому реалізовані функції запису, збереження з наступним завантаженням та візуалізацією запису. При цьому є можливість спостерігати процес на екрані монітора в режимі online. Існує можливість вибору тривалості запису, та зручний огляд результату в будь-якому напрямку. Вбудована функція огляду як всіх каналів, так і кожного окремо взятого. Можливо задавати масштаб як амплітудної, так і часової осей.

2. Модуль аналізу та розрахунку параметрів пульсових хвиль, рис. 7, а, б.



а

Параметр	Значення	Питання	Відповідь	Категорія
Середня артеріальна тисок	142			
ТМД 20 %	100			
ТМД 30 %	100			
ТМД 40 %	100			
ТМД 50 %	100			
ТМД 60 %	100			
ТМД 70 %	100			
ТМД 80 %	100			
ТМД 90 %	100			
ТМД 100 %	100			
ТМД 110 %	100			
ТМД 120 %	100			
ТМД 130 %	100			
ТМД 140 %	100			
ТМД 150 %	100			
ТМД 160 %	100			
ТМД 170 %	100			
ТМД 180 %	100			
ТМД 190 %	100			
ТМД 200 %	100			

б

РИС. 7. Модуль параметрів пульсових хвиль: а – аналіз; б – розрахунок

В своєму складі він має функцію усереднення пульсового циклу, автоматичне розміщення основних кодуючих точок пульсової кривої, визначення частоти серцевих скорочень, розрахунок 10 прямих діагностичних параметрів. Ведеться робота з розширення набору показників, розрахунки диференційної пульсограми та графіку другої похідної, варіабельності серцевого ритму та ін.

Результати після закінчення вимірювань зберігаються в файлах внутрішнього формату.

3. Модуль статистичної обробки параметрів пульсової хвилі рис. 8.

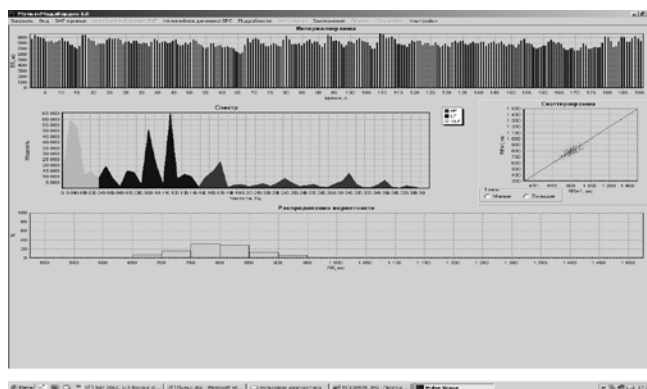


РИС. 8. Модуль статистичної обробки параметрів пульсової хвилі

Після виклику та завантаження службових файлів, які сформовані в розрахунковому модулі, користувач отримує доступ до меню з широким набором функцій розрахованих параметрів пульсових хвиль, який включає не тільки прямі показники, але й психоемоційний стан, ритми повільні і високочастотні по відношенню до ЧСС. Дані представляються як в цифровому вигляді, так у графіках та діаграмах. Визначаються ризики непередбачуваних ситуацій.

1. *Ибн Сина (Авиценна)*. Канон врачебной науки. – Ташкент, 1954. – 94 с.
2. *Пульсовая диагностика Тибетской медицины*. Под ред. докт. физ.-мат. наук Ч.Ц. Цыдыпова – Новосибирск: Наука, 1988. – 134 с.
3. *Самойленко А.В., Орлов В.А.* Использование вычислительных методов и моделирования при изучении сердечно-сосудистой системы // *Методы исследования кровообращения*. – Л.: Наука, 1976. – С. 240 – 270.
4. *Баевский Р.М.* Синусовая аритмия с точки зрения кибернетики // *Математические методы анализа сердечного ритма*. – М., 1968. – С. 10 – 23.

Одержано 16.09.2014