

ПРИЛАДИ

УДК 681.518.3

**В.В. Гніліцький, к.т.н., доц.
Н.В. Мужичька, ст. викл.**

Житомирський державний технологічний університет

**УТОЧНЕННЯ ГАРМОНІЧНОЇ МОДЕЛІ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ
ДЛЯ ЕКСПРЕС-ДІАГНОСТИКИ ЗА ПУЛЬСОГРАМАМИ**

Проведено аналіз біофізичних моделей пульсової хвилі, на основі яких базується сьгодні дослідження пульсограм. Серед великої кількості моделей вибрано гармонічну модель пульсацій, як таку, що при відносній простоті досить точно відображає генезис пульсацій в кровоносній системі, містить підтвержені практично залежності між основними параметрами кровообігу. Увагу приділено також моделі на основі теорії активної діастолі, що має принципово інший підхід до пояснення коливань в діастолічній фазі пульсової хвилі. Синтез двох обраних моделей створив уточнену гармонічну трифазну модель пульсової хвилі, що досить близько співпала з реальною сфінгограмою. Адекватність розробленої моделі було підтверджено після розрахунку основних параметрів, які для розробленої моделі та практичних даних виявились такими, що знаходяться в межах номінальних значень.

Постановка проблеми. За останніми даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, патології з боку серцево-судинної системи є першочерговими чинниками смертності серед населення усього світу – 22 % смертей, вищий рівень смертності спричиняють лише нещасні випадки, тобто зовнішні фактори смертності. В Україні захворювання серцево-судинної системи є лідерами впродовж декількох останніх десятиліть. Серед причин такої статистики фахівці, зокрема, виділяють відсутність діагностичних засобів та методів експрес-діагностики серцево-судинної системи; замість них лікарі рекомендують тривалі та недешеві комплексні обстеження. Ймовірно тому в Україні 80 % захворювань серцево-судинної системи виявляють вже в стані гострого або хронічного перебігу [1].

На сьгодні серед широкого спектра діагностичних експрес-методик популярною в світовій медицині є методика аналізу пульсограм – кривих, що реєструють пульсові коливання в різних відділах серцево-судинної системи. Західні лікарі приділяють розвиткові пульсової діагностики велику увагу, про що свідчить популярність методів діагностики на основі реєстрації та аналізу пульсових хвиль [2, 3]. Слід підкреслити значний вклад українських вчених в сфері теоретичних досліджень пульсового сигналу та його параметрів. Так вітчизняними фахівцями впродовж останніх років запропоновано ряд діагностичних процедур із використанням пульсових сигналів, внесено уточнення в методи розрахунку основних параметрів кровообігу за пульсограмами, застосовано до пульсограм значну кількість методів цифрової обробки задля покращення характеристик пульсових кривих [4, 5].

Пульсова діагностика є доцільною лише за наявності ефективних методів розрахунку параметрів пульсограми, що можуть дати інформацію про стан серцево-судинної системи та організму в цілому. Для розрахунку таких параметрів необхідно мати математичні та фізичні залежності між конкретними показниками діяльності кровоносної системи. Обґрунтування таких співвідношень та залежностей містять біофізичні моделі кровообігу.

Розробка математичної моделі пульсового сигналу пов'язана із розв'язанням ряду завдань, а саме:

- збіг моделі з реальним сигналом на всіх ділянках кровообігу;
- відтворення не лише форми, а й пояснення генезису пульсової хвилі;
- опис діяльності кровоносної системи в діастолічній фазі;
- наявність математичних рівнянь, що узгоджують основні параметри пульсової хвилі;
- відносна простота інтерпретації при достатній інформаційній цінності.

Серед значної кількості біофізичних моделей пульсової хвилі [6–8] жодна повною мірою не відповідає усім вказаним вимогам.

Формулювання цілей статті. Розв'язання завдання популяризації експрес-діагностики на основі пульсової хвилі передбачає наявність надійних та стійких методів розрахунку параметрів пульсограми, за якими відбувається постановка діагнозу. Для розв'язання поставленого завдання необхідно мати адекватну біофізичну модель пульсової хвилі, яка б пов'язувала між собою параметри пульсограми, що підлягають визначенню. Таким чином, метою даної статті є розробка біофізичної моделі пульсової хвилі, що буде відповідати сформульованим вище вимогам. Модель має надати можливість визначити параметри серцево-судинної системи, що, зазвичай, реєструють під час використання пульсограми як діагностичного об'єкта.

Аналіз літературних джерел. Як відомо з практичних результатів і загальних уявлень про роботу серця, пульсова хвиля не є синусоїдною, а має контур досить складної конфігурації. Складна форма пульсового сигналу по-різному трактується вченими і дослідниками. Досить часто пульсову хвилю, як будь-який періодичний процес, представляють сумою гармонічних компонент. На думку авторів роботи [12] це можуть бути: пресистолична, систолична та дикротична хвилі, які в сумі формують кінцевий сигнал (рис. 1). Таке представлення пульсової хвилі отримало найбільше схвальних відгуків, оскільки було підтвержене практичними результатами. При цьому слід зауважити, що кожна з названих компонент, які формують загальний контур пульсової хвилі, несе свій інформаційний зміст та має власне діагностичне значення. Контур пульсової кривої, зареєстрованої з сонної артерії (рис. 1) містить найбільше інформативних компонент. Криві на сфігмограмах з інших відділів кровотоку значно відрізняються за формою та основними параметрами [6, 10–13].

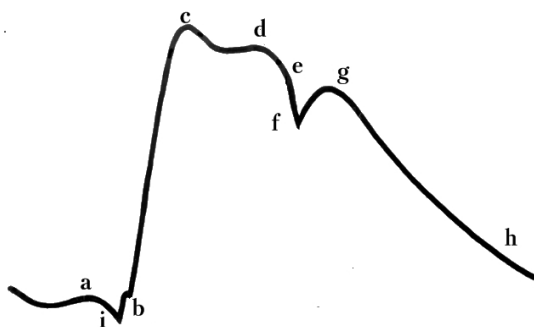


Рис. 1. Фрагмент сфігмограми сонної артерії в нормі:
a – максимум пресистоличної хвилі; *i* – переданакротичний зубець; *b–c* – анакрота;
d–h – катакрота; *e–f–g* – інцизура; *g* – дикротична хвиля

Пульсові сигнали різних пацієнтів можуть суттєво відрізнитись за набором локальних хвиль, присутніх в межах основного періоду пульсової хвилі, та за їх характеристиками, такими як ступінь вираженості, значення основних параметрів та час їх досягнення. Наприклад, у багатьох пацієнтів відсутня діастолічна або пізня систолична хвиля, слабо виражений максимум дикротичної хвилі, або ж він має множинний характер (декілька локальних максимумів, що йдуть один за одним) та ін. Через це вклад окремих компонентів в сумарний сигнал є остаточно нез'ясованим до сьогодні. Проте достеменно відомо, що форма пульсової хвилі може значно змінюватись залежно від сили і швидкості серцевих скорочень, ударного об'єму крові і артеріального тиску, еластичності і тонуусу стінок артерій, в'язкості крові. Тому за інформативними параметрами пульсових кривих (амплітудними, часовими, частотними і похідними від них) можна оцінити діяльність серцево-судинної системи та організму в цілому [9, 10].

При співставленні переважної більшості моделей та реального сигналу виникають розбіжності, іноді значні, які не можна пояснити супутніми факторами реєстрації пульсової хвилі. Тобто, це не викривлення в сигналі, викликані накладанням шумів та артефактів, а власне неточності в представленні пульсації кровотоку. Найчастіше такі неточності виникають при спробі застосування моделі до судин значно віддаленіших від серця, ніж аорта, так званого периферичного русла кровотоку. Тим не менш, ряд моделей [7, 8, 13] успішно описують окремі відділи кровоносної системи. Проте ці моделі мають скоріше теоретичну аніж практичну цінність, бо в них зроблено спроби максимально врахувати всі можливі процеси в судині та навколо неї, тоді як акцент на прості співвідношення головних параметрів не зроблено або ж такі співвідношення є складними для реалізації. Якщо брати за основний критерій простоту інтерпретації, то в якості моделей кровообігу можуть бути використані моделі Франка, Ростона, гармонічна модель пульсової хвилі [6]. Моделі Франка і Ростона тільки схематично описують процеси в судині, вони є корисними лише для загального представлення процесів в системі кровообігу.

Відповідно до гармонічної моделі, кров розповсюджується судиною вздовж осі \vec{b} зі швидкістю v . В'язкість крові і пружнов'язкі властивості стінок судин зменшують амплітуду хвилі. Можна вважати, що загасання буде експоненціальним. На основі цього в [6] наведено наступний вираз для гармонічної пульсової хвилі:

$$p = p_0 \exp[-\chi X] \cos \omega \left(t - \frac{X}{v} \right), \quad (1)$$

де p_0 — початкова амплітуда тиску в пульсовій хвилі; X — відстань до довільної точки проходження судин від серця; t — час; ω — кругова частота коливань; χ — деяка константа, що визначає загасання хвилі.

Хвиля являє собою деякий надлишковий тиск. Тому з урахуванням “основного” тиску p_a (атмосферний тиск чи тиск в середовищі навколо судини) зміни тиску записано наступним чином [6]:

$$p = p_a + p_0 \exp[-\chi x] \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right). \quad (2)$$

Як видно з рівняння, по мірі просування крові (по мірі збільшення x) коливання тиску згладжуються.

Дана модель наочно демонструє генезис пульсових хвиль, в ній враховано достатньо параметрів, зв'язок між ними встановлений однозначно, проте в фазі діастолі виникли розбіжності з реальним сигналом [6]. Додаткові зубці в контурі пульсограми, що не описуються математично в названій моделі, різні автори трактують по різному [6, 12].

Зокрема, в роботі [12] описано принцип формування пульсової хвилі з точки зору теорії активної діастолі. Тут мається на увазі, що дикротична хвиля, що виникає в період діастолі, викликана не відбиттям систолічної хвилі в місцях біфуркацій артерій, а породжена діяльністю венозного відділу. Тут побудовано схематичну теоретичну криву, що візуально відповідає практичним реограмам, окрім того, ряд функціональних проб підтвердив припущення про механізм регуляції кровотоку з боку венозного відділу. Модель пульсової хвилі, в якій венозний відділ є активним, має назву «двофазної». Двофазна модель задовольняє ряд вимог до математичного опису системи кровообігу, вона є достатньо простою і відповідає загальним уявленням про генезис пульсових хвиль. Недоліком можна назвати відсутність у роботах вказаних авторів конкретних рівнянь та математичних залежностей, що описували б систолічну та діастолічну фазу кровотоку, чи співвідношення між ними на пульсограмі.

Спробуємо узагальнити знання про систему кровообігу на основі двох моделей: гармонічної та активної діастолі, і внести деякі уточнення задля відповідності практичним кривим.

Постановка експерименту. Гармонічна модель пульсової хвилі описує розповсюдження пульсації крові в окремій судині згідно з рівнянням (1). Аналіз рівняння показує, що амплітуда коливань зменшується при віддаленні від серця, чому сприяє експоненційний закон загасання. Слід зауважити, що дана модель не описує дикротичний зубець у контурі пульсової хвилі, тим не менш, вона досить чітко пояснює генезис пульсових хвиль. Дійсно, пульсовий сигнал є гармонічним і загасає при віддаленні від центрального басейну кровотоку [6]. Щоб отримати графік, що відповідає цьому рівнянню (зміни тиску в судині відповідно часу), необхідно перейти від загального випадку до деякої підгрупи осіб із спільними характеристиками кровотоку і додатково розрахувати окремі показники. Розрахунок проведемо для категорії осіб з однотипними антропометричними та фізіологічними показниками. Розглянемо параметри кровотоку жінок у віці 20–30 років, зростом 165–170 см, без відхилень з боку роботи серця; криву будуватимемо для плечової артерії.

Амплітуда гармонічного сигналу, що входить у рівняння (1), обраховується в місці його першочергової появи, тобто в аорті. При віддаленні від аорти амплітуда буде спадати, про що свідчить коефіцієнт загасання. Амплітуда пульсової хвилі може бути знайдена як середнє значення між систолічним p_s та діастолічним p_d тиском:

$$p_0 = (p_s - p_d) / 2. \quad (3)$$

Якщо враховувати, що номінальні параметри тиску для вказаної категорії виміряні в аорті $p_s \approx 19 \text{ кПа}$, $p_d \approx 12 \text{ кПа}$, то кількісне значення амплітуди пульсового сигналу становить приблизно $p_0 = 3,5 \text{ кПа}$ [33]. Для плечової артерії амплітуда становить вже $p_0^{iea+} = 2,5 \text{ кПа}$, оскільки в даній судині $p_s^{iea+} \approx 16 \text{ кПа}$, $p_d^{iea+} \approx 11 \text{ кПа}$ [6, 10].

Частота серцевих скорочень для представленої категорії осіб також має нормативні значення [10]: $f = 55 - 60 \text{ об./хв.}$. Використавши формулу $\omega = 2\pi f$, можна знайти кругову частоту коливань. Категорія піддослідних буде мати в нормі кругову частоту пульсових коливань приблизно $\omega \approx 6,61 \text{ рад./с.}$

Плечова артерія належить до судин м'язового типу. Для цих судин згідно з [9, 10] характерна швидкість пульсової хвилі близько $v = 6,8 \text{ м/с}$, дані вибирались з таблиці номінальних значень із урахуванням статі і віку особи.

В літературних джерелах присутня інформація про особливості коефіцієнта загасання пульсової хвилі χ , зокрема, зазначається, що дане число не є сталим для усього організму, воно залежить від типу судин, їх довжини та радіусу, жорсткості стінок та інших індивідуальних особливостей організму [9–13]. При побудові кривої на конкретному відрізку серцево-судинної системи можна уточнити рівняння (1), знаючи локальні показники тиску для вибраної ділянки, в наступний спосіб:

$$p^{iea+} = p_0^{iea+} \cdot \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right). \quad (4)$$

Взагалі для представленої категорії осіб поширення пульсової хвилі в плечовій артерії без урахування зовнішнього тиску описується гармонічною моделлю з такими характеристиками:

$$p^{i\text{ea}+} = 2,5 \cdot 10^3 \cdot \cos \left[6,61 \left(t - \frac{x}{6,8} \right) \right]. \quad (5)$$

Рівняння (5) має на увазі, що одиниці вимірювання тиску – Паскаль. Аналогічний вираз, але з представленням тиску в мм. рт. ст., що більш звично для пересічного користувача, має вигляд:

$$p^{i\text{ea}+} = 18,75 \cdot \cos 6,61 \left[\left(t - \frac{x}{6,8} \right) \right]. \quad (6)$$

Крива (рис. 2, а) відображає залежність тиску в судині від часу, описану рівнянням (6). Тут за початкові умови взято відстань, яку проходить хвиля задля досягнення місця накладання датчиків, приблизно $x = 0,4$ і .

Зіставлення кривих (рис. 2) показує відповідність лише загальних принципів поширення пульсової хвилі для теоретичних та реальних даних. Зокрема, якщо абстрагуватись від наявності «основного» тиску на реальній пульсограмі, можна стверджувати, що дані співпадають за частотою, амплітудою і дещо за формою. Це свідчить про правильність припущень гармонійного характеру пульсового сигналу. При аналізі модельних даних не помітно згасання пульсограми через мале значення коефіцієнта згасання χ , окрім того, для аналізу було представлено всього кілька періодів пульсограми. Проте при переході до інших типів судин (аналіз пульсограм променевої, гомілкової та сонної артерій) слід буде користуватися іншим значенням коефіцієнта загасання, що дозволить більш наочно оцінити його вплив на формування пульсових коливань. На реальній пульсограмі спостерігаються зміни амплітуди пульсової хвилі, що викликані накладанням дихального компоненту [10]. Ця складова буде впливати на постановку діагнозу при обробці пульсограми, тому має бути усунена використанням сучасних засобів цифрової обробки, зокрема, вейвлет-аналізу. Найголовніший недолік, що помітний при співставленні пульсограм – це розбіжності, які виникають в діастолічній фазі і є дуже значними. Насамперед, на модельній кривій абсолютно відсутній дикротичний зубець, але на практиці він присутній абсолютно в усіх пульсограмах, знятих на плечовій артерії у осіб без виражених патологій [10–13].

Сказане вище змушує внести уточнення в гармонічну модель пульсового сигналу задля виявлення природи дикротичного зубця в контурі пульсограми. Аналіз деяких робіт [6, 9, 10, 12], в яких оцінюється роль дикротичної хвилі, дає підстави стверджувати, що природу даного елемента пульсограми пояснюють двома принципово різними способами. Одна з теорій передбачає, що дикротичний зубець являє собою хвилю, яка виникає внаслідок відбиття основної (систоличної) хвилі в місцях біфуркації артерій. Інший підхід полягає в оцінці дикротичної хвилі як активного процесу. Мається на увазі, що дана хвиля породжується венозним відділом, якому властиві коливання аналогічно до артеріального русла. Обидві теорії передбачають, що дикротична хвиля, якої б природи вона не була, накладається на систолічну хвилю, і, внаслідок різниці фаз, в контурі пульсограми виникає додатковий зубець.

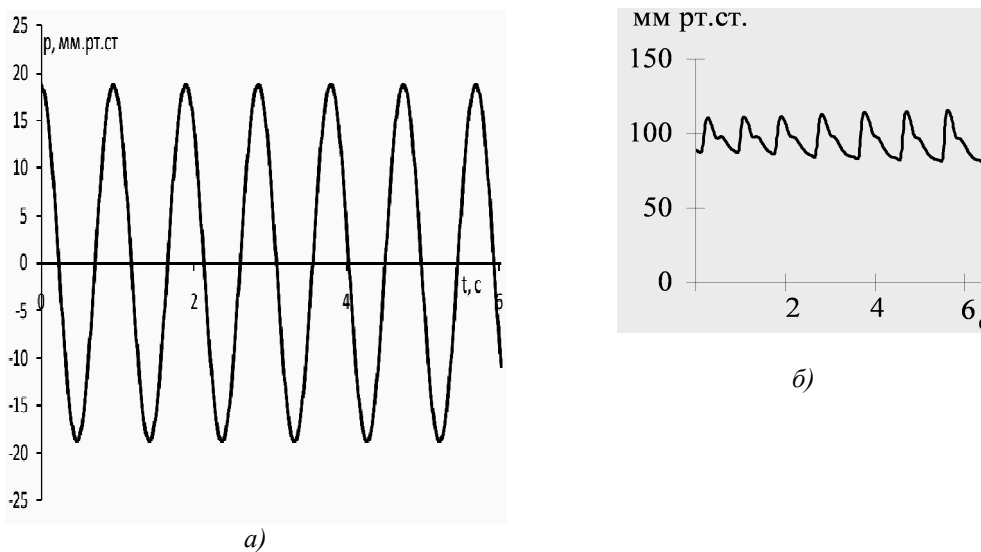


Рис. 2. Графічне представлення пульсового сигналу в плечовій артерії:
а) теоретична модель; б) фрагмент реальної сфігмограми

В роботі [12] наведено ряд фактів, що свідчать на користь позиції активної діастолі, зокрема, висока ступінь адаптації кровоносної системи до різних факторів впливу, в тому числі, до зміни артеріального тиску, значна швидкість протікання перехідних процесів, і, головне, принципово різна форма пульсограм при різній віддаленості артеріального та венозного відділів. В роботі [12] також описано в загальному вигляді форму та характеристики дикротичної хвилі, сформованої за активної участі венозного відділу. Аби пересвідчитись в правильності такої теорії приймемо рівняння (1), (4), (6) за систолічну компоненту і додатково сформуємо дикротичну хвилю для вибраної категорії піддослідних з огляду на особливості характерної для них систолічної хвилі.

Згідно з результатами, отриманими в [12], дикротична хвиля, породжена венозним відділом, являє собою додатну півхвилю синусоїди. В першому наближенні закон поширення дикротичної хвилі можна представити рівнянням:

$$p_a = p_0' \cdot \xi \cdot \left| \sin \omega' \left(t - \frac{x}{v'} + \varphi \right) \right|. \tag{7}$$

Дана залежність передбачає, що закон поширення коливань венозного відділу також гармонічний, але дещо відрізняється від закону поширення систолічної хвилі. Зокрема, аби уникнути значної різниці фаз між кривими, як оператор було використано синусоїду замість косинусоїди. Тим не менш, зсув в часі все-таки існує. Згідно з результатами, отриманими в [12, 13], дикротична хвиля бере свій початок в момент початку спаду систолічної хвилі, тобто відразу після її максимуму. В роботі [13] наведено результати аналізу пульсограм без патологій, де такий зсув для представленої категорії осіб становить: $\varphi = 0,06 - 0,12$ с. За рахунок використання різних операторів можна сказати, що сигнали знаходяться майже в протифазі.

Амплітуду дикротичної хвилі p_0' оцінити досить складно. В роботах [10, 13] стверджується, що ця амплітуда становить половину амплітуди систолічної хвилі, проте, автори не врахували, що при накладанні сигналів їх початкові амплітуди дещо видозмінюються, тому правильніше буде стверджувати, що дикротичний зубець знаходиться на рівні половини амплітуди систолічної компоненти. Врахувавши, що сигнали близькі до протифази, можна зробити такий висновок: аби дикротична хвиля досягла половини амплітуди систолічної компоненти, співвідношення між вказаними компонентами має бути таким: $p_0'^{i\acute{e}a+} = 1,5 \cdot p_0'^{i\acute{e}a+}$. Для конкретної категорії осіб це число в плечовій артерії приблизно становить $p_0'^{i\acute{e}a+} = 3,75 \text{ è} \grave{a}$ або $p_0'^{i\acute{e}a+} = 28,13 \text{ ì}$. ðò. ñò.

Швидкість поширення хвилі як венозним, так і артеріальним відділом повинні співпадати, оскільки невиконання такої умови порушує основний принцип роботи серця – циклічність. Більш того, в роботах [10, 13] наведено результати вимірювань швидкості пульсової хвилі, де доведено, що цей параметр залежить виключно від типу судин. Оскільки більшість артерій (крім аорти і сонної артерії) та вени в сукупності є судинами м'язового типу, то їх властивості щодо перенесення пульсової хвилі співпадають. Отже, можемо прийняти швидкість поширення дикротичної хвилі: $v' = v = 6,8 \text{ ì/ñ}$ для все тієї ж категорії осіб.

Відстань від серця, що входить в рівняння у вигляді параметру x , теж співпадає для обох хвиль, оскільки вважаємо, що коливання венозного відділу також спричиняються серцем.

Оскільки як дикротична компонента використовується тільки додатна півхвиля, то для забезпечення синхронності у формуванні сигналів кругова частота дикротичної хвилі буде вдвічі менша за частоту систолічної хвилі: $\omega' = \omega / 2 = 3,30 \text{ ð} \grave{a} \grave{a} / \grave{ñ}$ (числове значення справедливе для вказаної категорії).

Для коефіцієнта загасання дикротичної хвилі ξ чисельні значення відсутні в літературних джерелах. Проте на користь його існування та співрозмірність його з коефіцієнтом загасання систолічної хвилі свідчить той факт, що пульсові криві в часі взагалі не видозмінюються, що було б неможливим при різній швидкості загасання процесів, які породжують пульсову хвилю. Взагалі будемо вважати цей коефіцієнт невідомим, проте на даному відрізьку вибрана амплітуда дикротичної хвилі, тому чисельним значенням коефіцієнта ξ можна не задаватись. Тоді для плечової артерії рівняння (7) набуде такого вигляду:

$$p_a^{i\acute{e}a+} = p_0'^{i\acute{e}a+} \cdot \left| \sin \omega' \left(t - \frac{x}{v'} + \varphi \right) \right|. \tag{8}$$

Відповідно до отриманих числових значень рівняння дикротичної хвилі в плечовій артерії набуде вигляду:

$$p_a^{i\acute{e}a+} = 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \left(t - \frac{x}{6,8} + 0,06 \right) \right|. \tag{9}$$

На рисунку 3 наведено графіки систолічної та дикротичної хвиль в аналогічних координатах і комплексну хвилю, утворену обома компонентами: $p_{e\text{тiтe}} = p + p_a$.

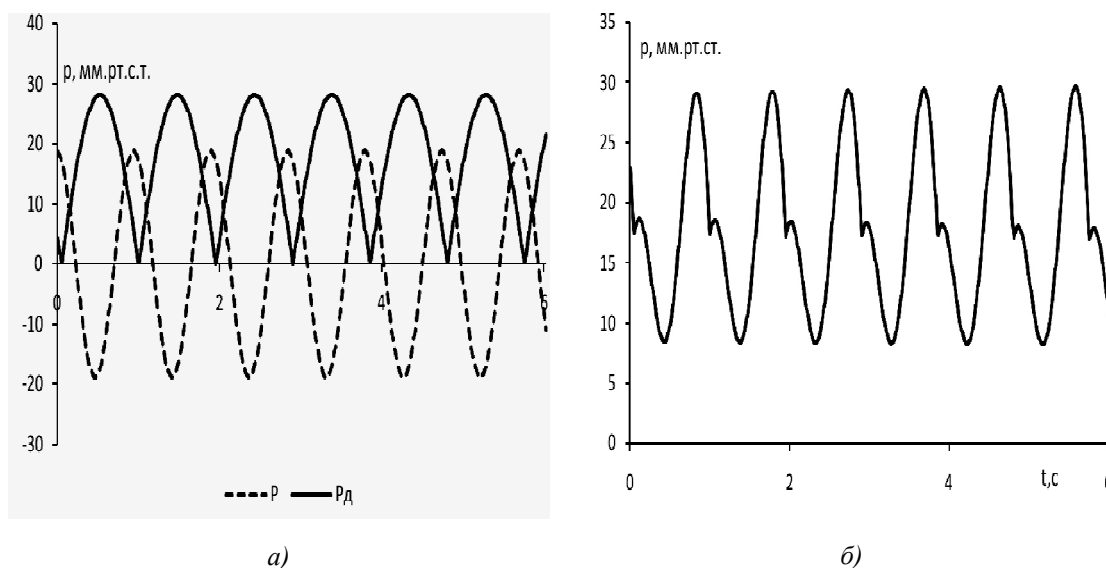


Рис. 3. Графіки модельних сигналів для досліджуваної категорії осіб:
 а) систолічна та діастолічна компоненти пульсового сигналу;
 б) комплексний пульсовий сигнал

Зіставивши рисунок 3, б та реальну криву рисунку 2, б, можна пересвідчитись, що ці два графіки достатньо близько співпадають, якщо відкинути зміщення в реальній пульсограмі, викликане присутністю «зовнішнього» тиску, та дихальний компонент, що викликає нестабільність амплітуди. Відмінності між сигналами виявляються на початку систолічної фази, зокрема, в реальній сфігмограмі максимум наростає більш швидко, а на модельній кривій – більш плавно. Це може бути пов'язане з присутністю в сигналі ще однієї компоненти – пресистолічної хвилі. Пресистолічна компонента спостерігається в явному вигляді на фотоплетизмограмах, зареєстрованих з окремих відділів кровоносної системи [10, 13], на пульсограмі плечової артерії вона не проглядається. Це можна пояснити різницею фаз між систолічною та пресистолічною хвилями, проте потребує проведення додаткових досліджень.

Пресистолічна хвиля – це хвиля з незначною амплітудою, що була представлена на сфігмограмі сонної артерії (рис. 1). З літературних джерел [9, 13] відомо, що пресистолічна хвиля породжується в фазу систоли передсердя, тоді як систолічна – шлуночком.

Уявімо, що пресистолічна компонента розповсюджується за законом, подібним до закону для дикротичної компоненти, тобто являє собою деяку додатню півхвилю, що зміщена відносно початку систолічної хвилі, але в зворотний від дикротичної хвилі бік (10):

$$p_{\text{пресистолічна}}'' = p_0'' \cdot \gamma \cdot \left| \sin \omega'' \left(t - \frac{x}{v'} - \varphi'' \right) \right|. \quad (10)$$

Коефіцієнт загасання γ , представлений тут, можна опустити, якщо перейти до локального представлення сигналу:

$$p_{\text{пресистолічна}}^{\text{ієа+}} = p_0^{\text{ієа+}}'' \cdot \left| \sin \omega'' \left(t - \frac{x}{v'} - \varphi'' \right) \right|. \quad (11)$$

Розміри отвору передсердя, який викидає кров, менші за розміри аналогічного отвору шлуночка [9], тому вважатимемо, що амплітуда пресистолічної хвилі вища за амплітуду систолічної компоненти. Нехай співвідношення між ними буде таким: $p_0'' = 1,5 \cdot \delta_0$, для плечової артерії $p_0'' = 28,13 \text{ іі. } \delta_0 \text{ іі.}$ Оскільки в формуванні контуру бере участь тільки додатня півхвиля, то її частота співпадатиме з частотою дикротичної хвилі $\omega'' = \omega'$, швидкість розповсюдження та відстань від серця для всіх названих компонент однакова, про що свідчить однотипність контуру в межах окремої ділянки кровотоку. Зсув у часі між систолічною та пресистолічною хвилю можна знайти спираючись на дані аналізу реальних пульсограм. Згідно з результатами аналізу, наведеними в [13], пресистолічна хвиля має максимум на відстані 0,1–0,3 с від вершини систолічної хвилі, причому пресистолічна хвиля з'являється раніше. Чим менший зсув, тим більш виражена пресистолічна компонента. Оскільки на плетизмографі плечової артерії пресистолічний пік не спостерігається, приймемо $\varphi'' \approx 0,3 \text{ іі.}$ Зсув в часі між систолічною та дикротичною хвилями в цьому випадку також зміниться через зміщення вершини систолічної хвилі

внаслідок додавання двох гармонічних компонент. Прийємо $\varphi'' = 0,12$ п, що відповідає номінальним значенням. Після уточнень закон розповсюдження пресистолічної хвилі в плечовій артерії набуде вигляду:

$$p_{\text{іоаіпеліо}}^{\text{іеаі+}} = 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \left(t - \frac{x}{6,8} - 0,30 \right) \right|. \quad (12)$$

Комплексний тиск в судині тепер становить $p_{\text{еліе}} = p + p_a + p_{\text{іоаіпеліо}}$, а для плечової артерії він має розраховані вище чисельні значення:

$$p_{\text{іоі}}^{\text{іеаі+}} = 20 \cdot \cos 6,61 \left(t - \frac{x}{6,8} \right) + 20 \cdot \left| \sin 3,30 \left(t - \frac{x}{6,8} + 0,19 \right) \right| + 30 \cdot \left| \sin 3,30 \left(t - \frac{x}{6,8} - 0,19 \right) \right|. \quad (13)$$

Графічно залежність (13) представлена на рисунку 4. Аналіз кривої показує значне співпадіння форми теоретичного та реального сигналів.

При реєстрації реального сигналу присутня ще одна компонента, названа в рівнянні (2) «основним» тиском. З урахуванням цієї компоненти загальне рівняння тиску в артерії становить:

$$p_{\text{саа}} = p_a + \delta + \delta_a + \delta_{\text{іоаіпеліо}}; \quad (14)$$

$$p_{\text{саа}} = p_a + p_0 \exp[-\chi x] \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right) + p_0' \cdot \xi \cdot \left| \sin \omega' \left(t - \frac{x}{v'} + \varphi \right) \right| + p_0'' \cdot \gamma \cdot \left| \sin \omega'' \left(t - \frac{x}{v''} - \varphi'' \right) \right|. \quad (15)$$

Для плечової артерії рівняння (15) набуває вигляду:

$$p_{\text{саа}}^{\text{іеаі+}} = p_a + p_0^{\text{іеаі+}} \cdot \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right) + 1,5 \cdot p_0^{\text{іеаі+}} \cdot \left| \sin \frac{\omega}{2} \left(t - \frac{x}{v} + \varphi \right) \right| + 1,5 \cdot p_0^{\text{іеаі+}} \cdot \left| \sin \frac{\omega}{2} \left(t - \frac{x}{v} - \varphi'' \right) \right|. \quad (16)$$

Для того, щоб наблизитись до реальних значень, введемо в рівняння (13) значення «основного» тиску.

Аналізуючи рисунок 4, а покладемо значення тиску навколо судини $p_a = 60$ іі. дд. пд. Маємо рівняння для загального тиску в плечовій судині (17) та його графічне представлення (рис. 4, б):

$$p_{\text{саа}}^{\text{іеаі+}} = 60 + 18,75 \cdot \cos 6,61 \left(t - \frac{x}{6,8} \right) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \left(t - \frac{x}{6,8} + 0,12 \right) \right| + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \left(t - \frac{x}{6,8} - 0,30 \right) \right|. \quad (17)$$

Аналіз рисунку 4, б демонструє, що уточнення, внесені в модель, дозволили розширити поняття про принципи формування пульсової хвилі і максимально наблизили криву до реального пульсового сигналу (рис. 2, б). При моделюванні інших відділів кровотоку зміняться параметри, які входять у рівняння (17), при цьому може змінитись кількісне співвідношення між амплітудами основних компонентів та часові затримки при виникненні пресистолічної, систолічної та дикротичної хвиль. Тоді теоретична крива може набути вигляду близького до реальних сфігмограм, зареєстрованих на інших відділах кровотоку. Проте дане твердження є лише умовно допустимим і потребує проведення великої кількості додаткових розрахунків.

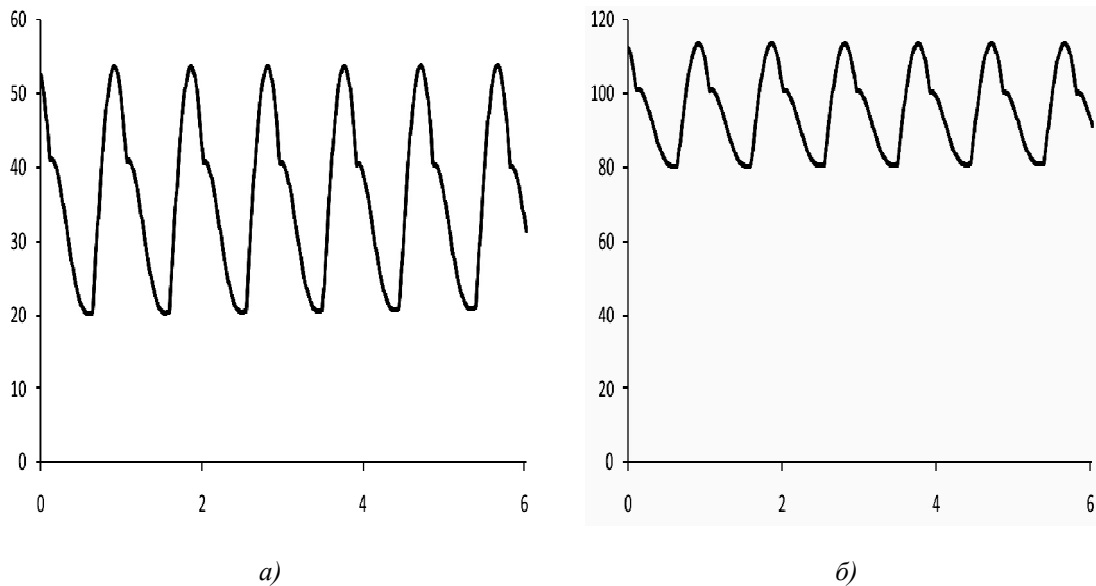


Рис. 4. Теоретична крива пульсограми в плечовій артерії:
 а) комплексний сигнал (без урахування «зовнішнього» тиску);
 б) загальний сигнал

При значному збігу з реальним сигналом розроблена біофізична модель ілюструє генезис пульсових хвиль, пояснює їх природу та багатофазовість, що відповідає реальним уявленням про пульсову хвилю. Модель є дещо примітивною, що не дозволяє застосувати її на інших ділянках кровотоку без внесення ряду уточнень, проте в ній відображено взаємозв'язок основних параметрів кровотоку, які обраховуються сьогодні при аналізі пульсограм. Оскільки дана модель синтезована на основі трьох компонент і носить гармонічний характер, назвемо її гармонічною трифазовою і перевіримо на придатність до визначення основних параметрів кровотоку, що зазвичай обраховуються за пульсограмами в сучасній медичній практиці.

Оцінка результатів роботи. Експрес-діагностика на основі пульсограм передбачає вимірювання основних параметрів пульсової хвилі, на основі яких можна провести вазографічні дослідження і зробити попередній висновок про загальний стан серцево-судинної системи пацієнта. Проаналізувавши літературні джерела [9–13], віднесемо до основних параметрів кровотоку наступні характеристики пульсограм.

Швидкість пульсової хвилі є одним з найважливіших показників у пульсовій діагностиці. Для її вимірювання не обов'язково реєструвати контур пульсової хвилі, найчастіше для вимірювання швидкості поширення пульсового сигналу використовують методику декількох датчиків. Головна ідея тут полягає у тому, щоб знайти час затримки в розповсюдженні сигналу. Так, знаючи через який час Δt з'явиться сигнал між двома датчиками, і вимірявши відстань між ними Δx , можна знайти швидкість поширення пульсової хвилі: $v = \Delta x / \Delta t$.

Швидкість поширення пульсової хвилі визначається пружнов'язкими властивостями судинних стінок, тобто може використовуватись для діагностики такого параметра як коефіцієнт жорсткості судинної стінки [6].

Решта діагностичних параметрів вимірюються безпосередньо по контуру пульсової хвилі на основі реограм або плетизмограм. Термінологія, використана для представлення основних параметрів (рис. 1), взята з робіт [9–13] і буде уточнюватись з огляду на основні положення вибраної біофізичної моделі.

Амплітуда анакротичної фази (інша назва *амплітуда пульсової хвилі*) вимірюється по вертикальній осі між точками *b* та *c*. На практиці відхилення цього параметра від норми в сторону збільшення може свідчити про недостатність клапанів аорти, в сторону зменшення – про облітеруючі та оклюзійні ураження артерій. Амплітуда анакротичної фази при правильному калібруванні сфігмограми може використовуватись для оцінки артеріального тиску людини (рис. 2, б). Амплітуда дикротичної хвилі також вимірюється по вертикальній осі, але між точками *b–g*; використовується для оцінки діяльності венозного відділу. Теоретична модель відповідає критеріям, що висувуються до висоти дикротичного зубця. Дійсно, на теоретичній пульсограмі (рис. 4, б) дикротичний зубець розміщений приблизно на рівні половини амплітуди пульсової хвилі. *Висота інцизури* оцінюється за вертикальною шкалою як різниця ординат точок *e–f* і вказує на часовий фактор. Поява інцизури взагалі характерна для дещо більшого зсуву фаз між систолічною та дикротичною хвилею, ніж це було прийнято для плечової артерії у

розробленій нами моделі. Зміни у висоті інцизури також викликані амплітудою дикротичної хвилі і свідчать про відхилення периферичного опору судини від норми. Аналіз все тієї ж моделі свідчить, що інцизуру (а, отже, і більша різниця фаз) супроводжують ті ділянки кровотоку, де венозний відділ більш віддалений від артеріального. Дійсно, практичні результати підтверджують наявність інцизури в артеріях центрального гемодинамічного басейну (аорта, сонна артерія) і відсутність в області сукупного розміщення артерій та вен (плечова, стегнова, променева сфігмограми). Розміщення інцизури на реальній сфігмограмі (рис. 2, б) та модельній кривій (рис. 4, б) можна вважати близькими, що також є аргументом на користь уточненої біофізичної моделі.

Вказані вище параметри, виміряні за вертикальною шкалою, часто оцінюють не в абсолютних, а у відносних значеннях. Це дозволяє уникати проблем з калібруванням по осі ординат, а також абстрагуватись від конкретного відділу кровотоку, оскільки відносні показники будуть єдиними в межах усього організму. Так, практично доведено, що висота дикротичного зубця становить половину амплітуди пульсової хвилі для плечової та пальцевої сфігмограм, висота інцизури на сонній та пальцевій пульсограмах становить 2/3 від амплітуди пульсової хвилі. Відношення висоти інцизури до амплітуди пульсової хвилі часто використовують для оцінки жорсткості аорти і діяльності її клапанів, цьому параметру було присвоєно назву *індекс дикротичної хвилі*.

Тривалість пульсової хвилі обраховується як час між однотипними точками на сусідніх хвилях, найчастіше вибирають точку початку систоли, тоді тривалість пульсової хвилі становить: $b_{t+1} - b_t$. Як один з найбільш розповсюджених параметрів пульсограм, даний діагностичний засіб має свої норми для різних категорій осіб. Так автори робіт [9–13] близькі в представленні номінальних значень тривалості пульсової хвилі для людей різної статі, віку та фізіологічного стану організму. Відповідно до загальних уявлень про гармонічні сигнали і на основі розробленої гармонічної двофазової моделі зокрема, можна стверджувати, що *частота серцевих скорочень* – параметр обернений до величини тривалості пульсової хвилі. Так аналізуючи норми тривалості серцевих скорочень, легко перейти до номінальних значень частоти роботи серця. Цей параметр є розповсюдженим діагностичним показником, і одержані для нього номінальні значення підтверджуються багатим діагностичним досвідом. Збільшення чи зменшення тривалості пульсової хвилі відносно норми призводить до симптомів, відомих під назвою тахікардія та брадикардія. Вони супроводжують значну кількість захворювань серця і широко використовуються в кардіології. Тривалість пульсової хвилі та частота серцевих скорочень, виміряні на пульсограмі (рис. 4, б) дозволяють класифікувати теоретичну криву як «нормальну», що є важливим фактором в оцінці розробленої моделі пульсової хвилі. В межах тривалості пульсової хвилі виділяють декілька компонент, а саме: – *тривалість анакротичної фази*, *тривалість дикротичної фази*. Границя між ними проходить по точці f , по мінімальній точці інцизури, таким чином, анакротична фаза знаходиться в межах точок $b_t - f$, дикротична – в межах точок $f - b_{t+1}$. В роботах [9, 10] наведено нормативні значення цих параметрів, їх також можна представити у відносних значеннях до тривалості пульсової хвилі. Так аналіз таблиць [9, 10] показує, що взагалі анакротична фаза займає близько 85 % тривалості пульсової хвилі, решта належить дикротичній фазі. Дане співвідношення, отримане на аналізі реальних пульсограм, дозволяє перевірити коректність розробленої моделі. Аналіз кривих теоретичної пульсограми (рис. 4, б) показує, що дане співвідношення виконується в гармонічній трифазній моделі. Відхилення цих показників від номінальних значень свідчить про недоліки в роботі серця та судин, зокрема, на даних співвідношеннях можна побудувати багато діагностичних висновків [11–13]. *Час наповнення пульсової хвилі* вимірюється в секундах і відображає швидкість наростання систолічного тиску. Згідно з аналізом практичних кривих, максимум (значення p_s) настає в проміжку 0,06–0,12 с від початку пульсової хвилі, тобто в точці b . На рисунку 4, б час наповнення пульсової хвилі – це тривалість фрагменту $c - b$ по горизонтальній осі. Зміни цього параметра можуть свідчити, насамперед, про серцеву недостатність [9, 13]. Для аналізу цього параметра по відношенню до інших величин розроблено відносний показник – *індекс наростаючої хвилі*. В межах одиничної пульсової кривої ця величина становить відношення часу наповнення пульсової хвилі до тривалості пульсової хвилі: $\frac{c - b}{b_{t+1} - b_t}$.

Відносний показник використовується частіше ніж абсолютний і має номінальне значення 15–24 %. Для теоретичної кривої (рис. 4, б), індекс наростаючої хвилі становить 17 %, що підтверджує правильність уточненої біофізичної моделі пульсацій.

Пресистолична хвиля не має рекомендованих норм щодо амплітуди і тривалості, окрім цього, вона має чітко виражену вершину лише в окремих відділах кровотоку, тому достатньо просто оцінити її присутність на певній ділянці кровоносної системи. Зокрема, для плечової артерії дана компонента не повинна мати чіткого максимуму і плавно «зливається» з дикротичною хвилею.

Висновки. Експрес-діагностика повинна ґрунтуватись на визначенні найінформативніших параметрів, до яких можна віднести описані в даній роботі основні характеристики пульсової хвилі,

оскільки вони містять в собі достатньо інформації про стан серцево-судинної системи, можуть бути основою для експрес-діагностики за пульсограмами, мають рекомендовані значення, підтверджені практичними кривими. Уточнена гармонічна трифазна модель задовольняє основним вимогам, що представлені до моделей в цілому, вона показала свою працездатність при моделюванні процесів у плечовій артерії. Для використання її в інших відділах кровотоку слід провести ряд додаткових досліджень. Розрахунок вказаних параметрів за теоретичною моделлю підтвердив її коректність та близькість до реальної пульсограми плечової артерії, зареєстровану відповідно до обмежень вибраної категорії. Розроблена модель може бути використана для подальшого дослідження пульсограм, зокрема для аналізу пульсових кривих в умовах реальних перешкод.

ЛІТЕРАТУРА:

1. Основні причини високого рівня смертності в Україні / Звіт Світового банку. — К. : Версо-04, 2010. — 60 с.
2. *Парфенов А.С.* Экспресс-диагностика сердечно-сосудистых заболеваний / *А.С. Парфенов* // Мир измерений. — 2006. — № 6. — С. 74–82.
3. Экспресс-диагностика по данным пульсоксиметрии / *В.И. Зубчук, К.М. Делавар, И.А. Запорожко и др.* // Электроника и связь. — 2008. — № 2–3. — С. 145–150.
4. *Яковенко О.Д.* Експериментальне дослідження функціонального стану людини на основі амплітудного спектрального аналізу пульсової хвилі / *О.Д. Яковенко* // Вісник Національного технічного університету України «КПІ». Серія : Радіотехніка. Радіоапаратобудування. — 2010. — № 40. — С. 35–41.
5. Програмно-вимірювальна фотоплетизмографічна система пульсової спектрометрії / *О.Б. Шарпан, О.В. Гусева, Н.І. Магльована та ін.* // Вісник Вінницького політехнічного інституту. — 2007. — № 5. — С. 34–40.
6. *Ремизов А.Н.* Учебник по медицинской и биологической физике / *А.Н. Ремизов, А.Г. Максина, А.Я. Потапенко.* — 6-е изд., стереотип. — М. : Дрофа, 2005. — 560 с.
7. Математические модели квазидномерной гемодинамики : метод. пособие / *В.Б. Кошелев, С.И. Мухин, Н.В. Соснин и др.* — М. : МАКС-Пресс, 2010. — 114 с.
8. Методика математического моделирования сердечно-сосудистой системы / *М.В. Абакумов, И.В. Ашметков, Н.Б. Есикова и др.* // Математическое моделирование. — 2000. — Т. 12, № 2. — С. 106–117.
9. *Савицкий Н.Н.* Некоторые методы исследования и функциональной оценки системы кровообращения / *Н.Н. Савицкий.* — Л. : Медицина, 1956. — 329 с.
10. *Фофанов П.Н.* Учебное пособие по механокардиографии / *П.Н. Фофанов.* — Л. : ВМедА им. С.М. Кирова. — 1977. — 111 с.
11. Малая медицинская энциклопедия. — М. : Медицинская энциклопедия, 1991–1996.
12. *Соколова И.В.* Основы механизма пульсовой гемодинамики и его уточнение за счет введения активной диастолической деятельности миокарда / *И.В. Соколова* // Биомедицинская радиоэлектроника. — 2001 — № 5–6. — С. 53–61.
13. *Малиновский Е.Л.* Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии / *Е.Л. Малиновский.* — Электронный ресурс : <http://www.tokranmed.ru/litra>.

ГНІЛЦЬКИЙ Віталій Васильович — завідувач кафедри автоматки і управління в технічних системах Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- цифрова обробка сигналів;
- методи біотехнічних та медичних досліджень.

Тел.: (0412)37-84-82.

E-mail: gnil@ztu.edu.ua

МУЖИЦЬКА Наталія Віталіївна — старший викладач кафедри автоматки і управління в технічних системах Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- цифрова обробка сигналів;
- методи біотехнічних та медичних досліджень.

Тел.: (0412)37-84-82.

E-mail: muzhitskaya_zh@rambler.ru

Подано 01.11.2010

Гнілицький В.В., Мужицька Н.В. Уточнення гармонічної моделі пульсової хвилі для експрес-діагностики по пульсограммам

Гнилицкий В.В., Мужицкая Н.В. Уточнение гармонической модели пульсовой волны для экспресс-диагностики по пульсограммам

Gnilitskyy V.V., Muzhitska N.V. Refinement of the harmonic model of pulse wave for the express-diagnosis of pulsogram

УДК 681.518.3

Уточнение гармонической модели пульсовой волны для экспресс-диагностики по пульсограммам / В.В. Гнилицкий, Н.В. Мужицкая

Проведен анализ биофизических моделей пульсовой волны, на основе которых сегодня основывается исследование пульсограмм. Среди большого количества моделей выбрана гармоническая модель пульсаций, поскольку при относительной простоте она достаточно точно отображает генезис пульсаций в кровеносной системе, содержит доказанные практически зависимости между основными параметрами кровотока. Также уделено внимание модели на основе теории активной диастолы, которая имеет принципиально другой подход к объяснению колебаний в диастолической фазе пульсовой волны. Синтез двух выбранных моделей породил уточненную гармоническую трехфазную модель пульсовой волны, которая достаточно близко совпала с реальной сфигмограммой. Адекватность разработанной модели была подтверждена после расчета основных параметров, которые для разработанной модели и практических данных оказались таковыми, что находятся в пределах номинальных значений.

УДК 681.518.3

Refinement of the harmonic model of pulse wave for the express-diagnosis of pulsogram / V.V. Gnilitskyy, N.V. Muzhitska

Analysis of biophysical models of pulse wave, on which pulsogram research is based today, is done. Among the large number of models selected harmonic model of pulsations, because it accurately reflects the genesis of fluctuations in the circulatory system, has proved virtually the relationship between the basic parameters of blood flow. Also focus on active diastole theory's model, that has a fundamentally different approach to explaining fluctuations in the diastolic phase of the pulse wave. Synthesis of two selected models generated refined harmonic three-phase model of pulse wave, which is close enough to coincide with the real sphygmogram. Adequacy of the model was confirmed after calculating the basic parameters that for the developed model and practical data have been established that are within the nominal values.