

УДК 615.47

АНАЛІЗ ХАРАКТЕРУ ЗАЛЕЖНОСТІ МІЖ ПУЛЬСОВИМ ТИСКОМ В АРТЕРІЇ ТА АМПЛІТУДОЮ НЕІНВАЗИВНО ЗАРЕЄСТРОВАНОВОГО ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ

Шарпан О.Б., Мітров О.П.

Проведено аналіз залежності амплітуди пульсового сигналу, що реєструють неінвазивно, від пульсового тиску в артерії. Показано, що для діапазонів тиску характерних для людини, цю залежність з достатньою точністю можна вважати лінійною.

Вступ

В клінічній практиці лікаря для вимірювання артеріального тиску (АТ) використовують оклюзійні неінвазивні методи, серед яких найбільш поширеними є метод тонів Н.С. Короткова та осцилометричний [1]. Дані методи мають спільні недоліки, а саме: обтяжливість (внаслідок оклюзії біологічного органу) та довготривалість процедури вимірювання (до двох хвилин). До того ж, критерії визначення систолічного та діастолічного тиску, що використовуються в даних методах, ґрунтуються на різних біофізичних моделях серцево-судинної системи та, переважно, носять емпіричний характер [1, 2, 3]. Це зменшує точність і достовірність результатів вимірювання.

Недоліки оклюзійних методів намагаються усунути застосовуючи плетизмографічні методи вимірювання АТ, які засновано на аналізі пульсового сигналу, що реєструють неінвазивно реографічним [4], фотоплетизмографічним [5], сфігмографічним [6, 7], осцилометричним [8] методами. Використання плетизмографічних методів дозволить: зменшити обтяжливість процедури вимірювання (не потрібно здійснювати оклюзію); скоротити час процедури вимірювання (параметри АТ можна визначати за час рівний періоду пульсу); підвищити достовірність визначення параметрів АТ, оскільки критерії визначення параметрів АТ, що використовують у плетизмографічних методах, відповідають критеріям, які використовують у найбільш точному та достовірному прямому інвазивному методі вимірювання АТ [9]. Але плетизмографічні методи передбачають переведення пульсового сигналу в розмірності тиску, тому важливо знати характер зв'язку між пульсовим тиском в артерії та амплітудою пульсового сигналу, що реєструють неінвазивно. Огляд літератури показав, що досі не проведено комплексного аналізу цього питання.

Мета статті - визначення залежності амплітуди пульсового сигналу, що реєструють реографічним, фотоплетизмографічним, сфігмографічним або осцилометричним методами, від пульсового тиску в артерії.

Постановка задачі

Безпосередньо розглядати залежність амплітуди пульсового сигналу, що реєструють неінвазивно, від відповідної амплітуди пульсового тиску в артерії неможливо, оскільки первинні вимірювальні перетворювачі реєструють не безпосередньо рівень тиску крові в артерії, а зміну кровонаповнення, яка прямо пов'язана зі зміною геометричних розмірів артерії (об'єм, діаметр). В свою чергу, геометричні розміри артерії залежать від тиску крові, що розтягує стінки артерії. Тому необхідно окремо проаналізувати залежність рівню пульсового сигналу від зміни її геометричних розмірів та залежність геометричних розмірів артерії від тиску крові в ній.

Аналіз зв'язку між рівнем пульсового сигналу, що реєструють неінвазивно, та зміною геометричних розмірів артерії

Щодо об'ємної *сфігмографії* та *реографії*, то залежність амплітуди пульсового сигналу від об'єму артерії теоретично та практично досліджена в багатьох роботах, наприклад [4, 6, 7, 10], в яких доведено, що цей зв'язок має лінійний характер. Відносно реографії це твердження вірно при умові малих зондувальних струмів, які не збуджують біологічні тканини [4, 10]. Для *осцилометрії* та *фотоплетизмографії* цей зв'язок має нелінійний характер.

Осцилометрія. Пульсації тиску в артерії передаються в наповнену повітрям манжету, викликаючи відповідні зміни її об'єму. Об'єм манжети $V_M(t)$ пов'язано з об'ємом артерії $V_a(t)$ наступним співвідношенням [8]:

$$V_M(t) = V_{a0}V_{M.n.} - V_a(t), \quad (1)$$

де V_{a0} – об'єм артерії при значенні АТ 0 мм.рт.ст; $V_{M.n.}$ – нормований об'єм манжети.

З іншого боку, для повітря в манжеті справедливий закон Бойля-Маріотта [11], згідно якому при незмінній температурі та масі газу в манжеті добуток тиску та об'єму є сталим.

$$P_{M0} \cdot V_{M0} = P_M(t) \cdot V_M(t), \quad (2)$$

де P_{M0} , V_{M0} – тиск та об'єм манжети в деякий момент часу 0; $P_M(t)$, $V_M(t)$ – тиск та об'єм манжети в деякий момент часу t .

Замінивши в (2) $V_M(t)$ на його значення з (1), та виразив $P_M(t)$ отримуємо:

$$P_M(t) = P_{M0} \cdot V_{M0} / [V_{a0}V_{M.n.} - V_a(t)], \quad (3)$$

За експериментальними даними об'єм плечової артерії, нормований на одиницю довжини, становить $V_{a0} = 3 \text{ мм}^3/\text{мм}$ (при значенні АТ $P_a=0$

мм.рт.ст); а при зміні АТ від 0 до 240 мм.рт.ст об'єм артерії змінюється в межах $V_a(t)=3\dots 20$ мм³/мм [8]. З урахуванням цього, було обчислено залежність $P_m(V_a)$ при $V_{m.H}=100$ [8]. Для оцінки лінійності цієї залежності результати розрахунку були апроксимовані лінією регресії [12]. Встановлено, що відносне відхилення лінії регресії від $P_m(V_a)$ для повного діапазону змін $P_a(t)$ від 0 до 240 мм.рт.ст не перевищує 0.6%. Для діапазонів коливань пульсового тиску, характерних для людини (0-40, 60-90, 80-120, 100-150, 120-200, 150-240 мм.рт.ст), максимальне відносне відхилення становило 0.23% (0.6 мм.рт.ст), що цілком достатньо для забезпечення необхідної точності вимірювань [13, 14]. Таким чином, залежність рівню сигналу, що реєструється осцилометричним методом, від об'єму артерії з достатньою точністю можна вважати лінійною.

Фотоплетизмографія. Згідно закону Бугера-Ламберта [3, 11] інтенсивність світла I_n , що проходить через речовину, яка складається з N компонентів з відповідними концентраціями C_i та коефіцієнтами молярної екстинкції $k_i(\lambda)$, визначається через інтенсивність падаючого світла I_0 наступною залежністю:

$$I_n = I_0 \cdot \exp\left(-\sum_{i=1}^N A_i\right), \quad (4)$$

де $A_i=C_i \cdot k_i(\lambda) \cdot d_i$ – абсорбція (або поглинання) відповідного компоненту; λ – довжина хвилі світла; d_i – товщина шару відповідного компонента.

Для артерії (4) можна записати у наступному вигляді:

$$I_n = I_0 \cdot \exp\left[-\left(\sum_i C_i \cdot k_i(\lambda)\right) \cdot (d_{const} + d_a)\right], \quad (5)$$

де d_{const} – постійна складова діаметру артерії, що відповідає діастолічному тиску; d_a – змінна складова діаметру артерії, що зумовлена пульсаціями тиску крові в артерії.

Для двох основних складових артеріальної крові, оксигемоглобіну та гемоглобіну, сума $C \cdot k(\lambda) \approx 1$ мм⁻¹ [3]. Вище для випадків сфігмографії, реографії й осцилометрії було проаналізовано залежність рівню пульсового сигналу від об'єму артерії. Тому і для випадку фотоплетизмографії доцільно замінити діаметр на об'єм. Оскільки форма артерії близька до циліндричної, одержимо

$$V_a = \pi \cdot l_a \cdot d_a^2 / 4, \quad (6)$$

де V_a та l_a – відповідно об'єм і довжина ділянки артерії, що досліджується.

Визначивши із (6) діаметр та підставивши його в (5) отримуємо

$$I_n(V_a) = I_0 \cdot \exp \left[\sqrt{\frac{4}{\pi \cdot l_a}} \cdot (\sqrt{V_{a0}} + \sqrt{V_a}) \right], \quad (7)$$

Підставивши в (7) вищенаведені значення з [8], можна обчислити залежність $I_n(V_a)$. Щоб визначити, наскільки дана залежність відхиляється від лінійної, вона була апроксимована лінією регресії в діапазонах характерних для людини значень АТ (див. вище). При цьому максимальне відносне відхилення становило 0.75% (1.8 мм.рт.ст). Така похибка цілком прийнятна для забезпечення необхідної точності.

Отже, при сфігмографії, реографії, осцилометрії та фотоплетизмографії рівень сигналу з первинного вимірювального перетворювача з достатньою точністю можна вважати пропорційним зміні об'єму досліджуваної артерії. Щоб з'ясувати, як рівень неінвазивно зареєстрованої пульсової хвилі залежить від тиску крові, необхідно визначити характер зв'язку між тиском крові в артерії та змінами її об'єму.

Залежність змін геометричних розмірів артерії від пульсового тиску

Питання щодо зв'язку між значенням тиску крові в артерії та змінами її геометричних параметрів достатньо детально розглянуто в [15] та [16]. Типова залежність об'єму артерії від тиску в ній наведено на рис. 1. Подібний характер залежності V_a від P_a пояснюється тим, що пружні властивості стінки артерії визначають три типи волокон, кожний із яких має власне значення модулю Юнга [15], і тому їх внесок у загальну механічну напругу при різних значеннях тиску різний.

Отже, залежність об'єму від тиску має нелінійний характер. Розглянемо тепер цю залежність у діапазонах зміни пульсового тиску, характерних для людини, та оцінимо її відхилення від лінійної. Для вищевказаних діапазонів було оброблено експериментальні дані з [15] та [16], які для оцінки лінійності апроксимувалися

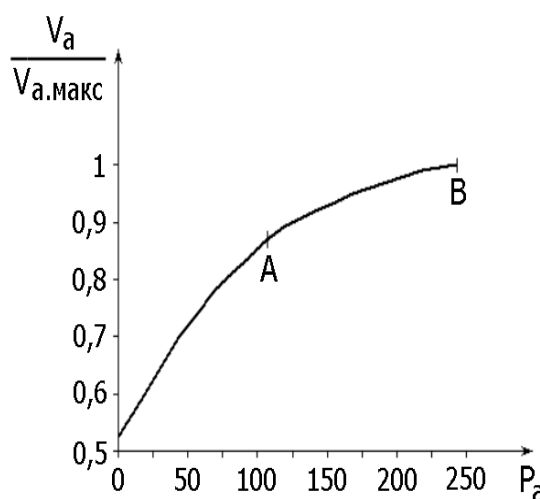


Рис. 1. – Залежність об'єму артерії V_a від тиску в ній P_a

прямими з коефіцієнтами, що обчислювались за методом найменших квадратів [12]. При цьому, відносне відхилення лінії регресії від кривих $V_a(P_a)$ не перевищувало 1%, що відповідає абсолютному відхиленню 2.4 мм.рт.ст. Цього цілком достатньо для забезпечення точності необхідної для клінічного вимірювання АТ.

Таким чином, зв'язок між пульсовим тиском в артерії P_a та зміною її об'єму V_a в межах змін АТ, характерних для людини, з достатньою точністю можна вважати лінійним. Оскільки, рівень пульсового сигналу S_p , зареєстрованого сфїгмографічним, реографічним, фотоплетизмо-графічним або осцилометричним первинним перетворювачем, теж можна вважати лінійно залежним від об'єму артерії V_a , амплітуду неінвазивно зареєстрованого пульсового сигналу з достатньою точністю можна описати лінійною залежністю

$$S_p(t) = K \cdot P_a(t) + B,$$

де K – коефіцієнт масштабу між $S_p(t)$ та $P_a(t)$; B – коефіцієнт зміщення $P_a(t)$ відносно $S_p(t)$.

Висновки

В результаті проведеного аналізу показано, що в діапазонах артеріального тиску характерних для людини, залежність амплітуди неінвазивно зареєстрованого пульсового сигналу від пульсового тиску в артерії з достатньою точністю можна вважати лінійною. Така лінійна залежність дозволяє здійснювати калібрування плетизмографічних вимірювачів, подальший розвиток яких є перспективним з точки зору вдосконалення процедури вимірювання АТ та підвищення достовірності та точності результатів вимірювання.

Література

1. Рогоза А.Н. Методы неинвазивного измерения артериального давления. – Medlinks. – 2003. – №3. – с. 101-112.
2. Эман А.А. Биофизические основы измерения артериального давления. – Л.: Медицина, 1983. – 128 с.
3. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие. – Самара: Самар. гос. аэрокосм. ун-т., 1999. – 161 с.
4. Полищук В.И., Терехова Л.Г. Техника и методика реографии и реоплетизмографии. – М.: Медицина. – 1983. – 176 с.
5. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г., Колісник П.Ф., Марков С.М. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Ч.1 – Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи. Навчальний посібник – Вінниця: ВДТУ, 2003. – 115 с.
6. Терехова Л.Г. Практические вопросы сфигмографии. Л.:1968.–127 с.
7. Вратислав Йонаш. Клиническая кардиология. – Прага: Гос. изд. мед. лит. ЧССР. – 1966. – 921 с.
8. Лазарашвили Л.Т. Помехоустойчивость осциллометрических авто-матических сфигмоманометров // Медицинская техника. – 1993. – №3. – С. 19-28.

9. Webster J.G. Medical instrumentation. Application and design. John Wiley & Sons, inc. NY, 1998, 692 p.
10. Гусев В.Г., Мирин Н.В. Новые подходы к получению измерительной информации о состоянии биологических тканей // Вестник новых медицинских технологий. – 1997. – Т. IV. - № 4. С. 107-112.
11. Зисман Г.А., Тодес О.М. Курс общей физики, том I. – К.: Дніпро. – 1994. – 349 с.
12. Гайдышев И. Анализ и обработка данных: специальный справочник – СПб: Питер, 2001. – 752 с.
13. Association for the Advancement of Medical Instrumentation: American national Standard for Electronic or Automated Sphygmomanometers. Virginia: Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1987, 46 p.
14. O'Brien E., Petrie J., Littler W. et al. The British Hypertension Society Protocol for the evaluation of automated and semi-automated blood pressure measuring devices with special reference to ambulatory systems. J Hypertens 1990; 8: 607–19.
15. Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У. Механика кровообращения. – М.: Мир, 1981. – 624 с.
16. Филатова О.В., Требухов А.В., Киселев В.Д. Взаимодействие давления и потока в регуляции диаметра крупных артериальных сосудов.. – Барнаул: Изд-во Алтайского Ун-та, 2003. – 137 с.

Шарпан О.Б., Митров А.П.

Анализ характера зависимости между пульсовым давлением в артерии и амплитудой неинвазивно зарегистрированного пульсового сигнала.

Проведен анализ зависимости амплитуды пульсового сигнала, регистрируемого неинвазивно, от пульсового давления в артерии. Показано, что для диапазонов давлений, характерных для человека, эту зависимость с достаточной точностью можно считать линейной.

Sharpan O.B., Mitrov A. P.

Analysis of character of dependence between pulse pressure in an artery and amplitude of a pulse signal non invasive registered

Dependences of amplitude of a pulse signal registered by a non-invasive method from pulse pressure in an artery are studied. It is shown, that for ranges of the pressures concerning to people, with an adequate accuracy it is possible to consider this dependence the linear.

Надійшла до редакції 20 травня 2006 року