

Є.В. Сторчун, д.т.н., проф.  
Національний університет "Львівська політехніка"

### ВПЛИВ ІМПЕДАНСУ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ НА РЕЗУЛЬТАТИ БАГАТОЗОНАЛЬНОЇ ПУЛЬСОМЕТРІЇ

*Досліджено залежність взаємного впливу каналів у пристроях для синхронної реєстрації пульсу за східною медициною. Показана необхідність роздільного встановлення перетворювачів.*

#### Вступ

У науковій медицині переважає підхід, який ґрунтується на декомпозиції складного на складові елементи та поясненні закономірностей верхніх рівнів організації біооб'єкта закономірностями нижніх [1]. Свідченням успіхів такого способу формулювань та розв'язку проблем є, зокрема, відомі методи медичної інтроскопії. Поряд з тим, для цілей профілактики та діагностування соматичних захворювань важливі системні оцінки функціонального стану органів та організму людини у цілому [2].

Східна медицина надає важливого значення композиції взаємодії різних рівнів організації біооб'єкта, де оперують поняттям гармонії. В ній чільне місце посідає пульсова діагностика, яка дозволяє отримувати динамічні оцінки стану функціональних систем організму людини. Один із напрямків технізації пульсової діагностики передбачає синхронну реєстрацію пульсу в 6 зонах променевих артерій людини за умови змінного тиску на зазначені зони. Синхронна реєстрація дозволяє виявити аспекти гармонійності у взаємодії різних функціональних систем організму людини.

Впровадження пульсової діагностики за східною медициною у медичну практику пов'язано з вирішенням ряду проблем, серед яких важливе місце посідає створення технічного інструментарію формування вхідних сигналів відповідних апаратних засобів. Для цих цілей було запропоновано ряд пристроїв, в яких передбачена зміна сили притискання первинних перетворювачів до тіла людини, останні серед запатентованих [3, 4]. Особливістю даних пристроїв є закріплення трьох перетворювачів на загальній платформі, що створює передумови взаємного впливу каналів як у процесі установки пристроїв, так і реєстрації пульсових сигналів.

#### Результати досліджень

Методологія багатозональної пульсометрії передбачає формування вхідних сигналів за умови однакового впливу первинних перетворювачів, через м'які тканини, на пульсові коливання променевих артерій людини. Необхідність виконання даної умови пов'язана з нелінійністю пружної характеристики артерій. Її порушення викликає індивідуальні для кожного каналу амплітудно-частотні зміни вхідних сигналів, що виключає можливість наступного зіставлення результатів обробки сигналів. Було показано, що за умови використання перетворювачів сили (вхідний імпеданс перетворювача більший імпедансу зони реєстрації пульсового сигналу), показником впливу на артерію є величина вихідного сигналу перетворювача або сили, що створюється пульсовими коливаннями на його вході.

У різних школах східної медицини розташування зон реєстрації пульсу променевих артерій людини, як і зв'язок характеристик пульсу з функціональними системами організму, дещо відрізняються [5, 6]. Дослідження виконувалися в зонах реєстрації пульсу, прийнятих у тибетській медицині (ЦОН, КАН, ЧАГ). Внаслідок анатомічних особливостей, рівність вхідної дії пульсових сигналів на перетворювачі  $F_d$ , встановлені в різних зонах, досягається за істотно різних значень сили притискання  $F_t$  останніх до тіла людини. Так, для правої руки обстеженого у віці 25 років для  $F_d = 2,0 \cdot 10^{-2}$  Н співвідношення  $F_t$  в зонах ЦОН, КАН і ЧАГ становило 1:1,2:2,56 при  $F_t$  у зоні ЦОН рівному 0,38 Н (діаметр пелота  $6 \cdot 10^{-3}$  м), що пояснює необхідність зонального регулювання  $F_t$ . Особливістю застосування пристроїв [3, 4] є послідовне регулювання  $F_t$ , хоча конструктивно всі три перетворювачі знаходяться в одній збірці.

Взаємний вплив каналів у процесі реєстрації пульсових сигналів променевих артерій людини за допомогою пристрою [3] аналізувався в роботі [7], де було отримано вирази для

вхідної дії на перетворювач  $F_{d1}$ , встановлений у зоні ЦОН та її зміни  $F_{d1}'$  під впливом другого каналу (зона КАН).

$$F_{d1} = X(t) \frac{K_1 K_d K_{KP}}{K_d K_{KP} + K_1 (K_d + K_{KP})}, \tag{1}$$

$$F_{d1}' = F_{d1} \left( 1 - \frac{K_d K_1}{K_{KP} (K_d + K_1)} \right),$$

де  $X(t)$  – переміщення стінки артерії під впливом коливань артеріального тиску крові;  $K_1 = K_1 + K_2$ ;  $K_1, K_2$  – жорсткості елементів м'яких тканин, що моделюють передачу коливань стінки артерії на поверхню тіла людини;  $K_d, K_{KP}$  – жорсткості перетворювача та елементів закріплення платформи на тілі людини відповідно.

Пристрій [4] відрізняється від попереднього за типом первинних перетворювачів, способом регулювання  $F_t$ , наявністю гумових сильфонів, але в ньому перетворювачі також закріплено на одній платформі.

Схема біотехнічної системи реєстрації пульсового сигналу одним каналом пристрою [4] показана на рис. 1, де  $K_C$  – жорсткість сильфона. У загальному випадку, елементи схеми повинні моделюватися відповідними імпедансами, але частоти їх власних коливань та ступінь демпфування, а також частотний спектр пульсового сигналу, що становить (0,5–40) Гц, дозволяють враховувати тільки пружні складові.

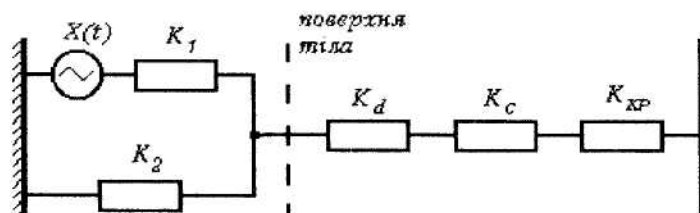


Рис. 1. Схема біотехнічної системи формування пульсового сигналу одним каналом пристрою [4]

Еквівалентна електрична схема системи (рис. 1) за електромеханічними аналогіями представлена на рис. 2, де  $V(t)$  швидкості руху відповідних елементів.

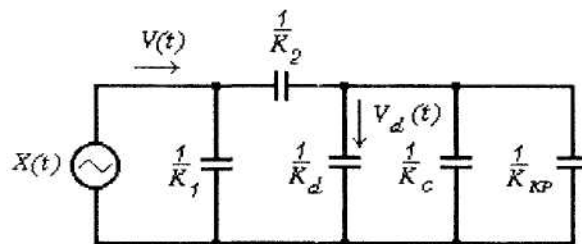


Рис. 2. Еквівалентна електрична схема біотехнічної системи (рис. 1)

Сила дії пульсового сигналу на перетворювач  $F_d$  буде становити (рис. 2)

$$F_{d2} = \frac{K_1 K_d K_{KP}}{K_d K_{KP} + K_1 (K_d + K_{KP}) + \frac{K_1 K_d K_{KP}}{K_C}} X(t), \tag{2}$$

де  $K_1 = K_1 + K_2$ .

Швидкість руху елементів закріплення  $V_{KP}(t)$  (внаслідок обмеженості  $K_{KP}$ ) дорівнює

$$V_{KP} = j\omega \frac{F_{d2}}{K_K}. \tag{3}$$

Отримані співвідношення (2), (3) визначають характеристики за умови незалежної реєстрації пульсового сигналу кожним із каналів пристрою [4], однак під час синхронної реєстрації наявність спільної платформи викликає зростання (3) та зменшення (2). Так, за умови реєстрації двох сигналів взаємний вплив каналів буде становити (внаслідок рухливості

елементів закріплення пристрою на тілі людини)

$$F_{d2}' = F_{d2} \left( 1 - \frac{K_d}{K_{KP} K_d + K_t + \frac{K_d K_t}{K_C}} \right) \quad (4)$$

Наявність параметра  $K_t$  визначає несиметричність такого взаємного впливу, оскільки рівність  $F_{d2}$  для кожного із каналів (умова синхронної реєстрації пульсових сигналів променевої артерії в її різних зонах) досягається за суттєво різних значень сили притискання  $F_t$ . Останнє, внаслідок нелінійних пружних властивостей зон [8], означає зональні відмінності  $K_t$  за умови зональної рівності  $F_{d2}$ . Величина  $K_{KP}$  відрізняється значною індивідуальною варіабельністю, за інших рівних умов. Окрім того, дана величина залежить від умов фіксації пристрою на тілі людини, що практично не контролюється. Порівнюючи вирази (1) та (4), можна зробити висновок, що у пристрою [4] взаємний вплив каналів дещо менший у порівнянні з пристроєм [3].

Залежність результатів багатозональної пульсометрії від імпедансу перетворювачів у фізіологічному діапазоні значень  $K_{KP}$  проілюстрована на рис. 3 залежністю відношення  $F_{d2}' / F_{d2}$  від жорсткості перетворювачів, зауваживши частотний спектр пульсового сигналу. У пристрою [4] застосовано п'єзоелектричні перетворювачі, для яких  $K_d \gg K_t$ , тому  $K_d$ , практично, визначається  $K_C$ . Представлені на рис. 3 результати отримані для випадку правої зони КАН обстеженого чоловічої статі у віці 25 років, для рівня  $F_d = 2,0 \cdot 10^{-2}$  Н. Жорсткість зони, за даними [8], була оцінена співвідношенням  $K_t = 67 + 148 F_t$ ,  $F_t = 0.46$  Н, що визначило  $K_t = 141$  Н/м.

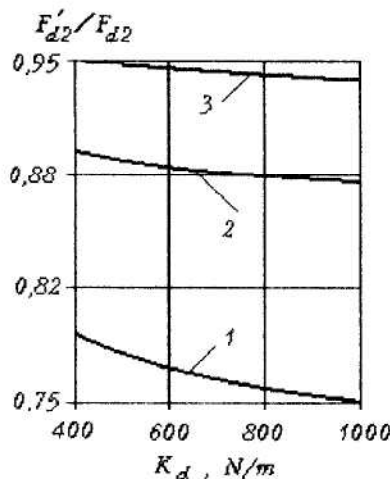


Рис. 3. Залежність взаємного впливу каналів пристрою [4] від імпедансу перетворювачів: 1 -  $K_{KP} = 500$  Н/м, 2 -  $K_{KP} = 1000$  Н/м, 3 -  $K_{KP} = 2000$  Н/м

Таким чином, взаємний вплив каналів зростає із збільшенням  $K_d$  та зменшенням  $K_{KP}$  і визначається, переважно, величиною  $K_{KP}$ . Проблема полягає у тому, що досягти значних величин  $K_{KP}$  у пристроях [3, 4] неможливо внаслідок їх опори на м'які тканини поверхні тіла людини. Деяке зростання  $K_{KP}$  можна отримати шляхом збільшення сили притискання пристрою у цілому до тіла людини, однак при цьому зростає величина  $F_t$ , що, в свою чергу, виключає можливість формування пульсового сигналу за умови "поверхневого" та "глибокого" пульсу.

### Висновки

Наявність взаємного впливу каналів у пристроях [3, 4] у процесі формування (реєстрації) пульсових сигналів виключає можливість закріплення перетворювачів на спільній платформі. Категоричність такого висновку пов'язана з тим, що пульсові сигнали, у загальному випадку, в різних зонах мають спектральні відмінності. Оскільки у багатозональній пульсометрії визначаються частотно чутливі показники (відношення потужностей сигналу в різних частинах його спектра), перетворювачі повинні встановлюватися в зонах реєстрації незалежно.

Застосування в конструкції пристрою [4] гумових сильфонів забезпечує, під час регулювання, більш плавну зміну  $F_t$ , а також висуває менш жорсткі вимоги до маси вузла п'єзоелектричних перетворювачів, що пов'язано зі ступенем заспокоєння коливальних систем із гумовими елементами.

Загальним недоліком пристроїв є використання перетворювачів у якості елементів опори на поверхню тіла людини, обмежуючи діагностичні можливості багатозональної пульсометрії.

Подальший розвиток технічних засобів реєстрації сигналів у багатозональної пульсометрії пов'язаний із роздільним закріпленням перетворювачів на тілі людини та забезпеченням опори пристроїв на ділянки тіла, розташовані за межами пульсових зон.

#### ЛІТЕРАТУРА:

1. *Ростовцев В.Н.* Здоровье как фундаментальное понятие теоретической медицины // Медицинские новости. – Минск, 1998. – № 7. – С.29–32.
2. *Веткин А.Н.* Некоторые аспекты создания автоматизированной системы для пульсовой диагностики // Труды Всесоюз. конф. «Проблемы создания технических средств для массовой диспансеризации населения». – М., 1985. – С.22–23.
3. Патент 2077259 Россия, МКИ С1 6А 61В 5/02. Устройство для измерения пульса / А.А. Кособуров (Россия). Заявл. 03.06.93; Оpubл. 20.04.97., Бюл. № 11. – 5 с.
4. Патент 2085111 Россия, МКИ С1 6А 61В 5/02. Устройство для измерения пульса / *Азаргаев Л.Н.* (Россия), *Бороноев В.В.* (Россия), *Поплаухин В. Н.* (Россия), *Сторчун Е.В.* (Украина). Заявл. 15.11.93; Оpubл. 27.07.97, Бюл. №21. – 5 с.
5. *Азаргаев Л.Н., Бороноев В.В.* Интерпретация соответствия точек пальпации пульса внутренним органам // Дифракция и распространение волн: Сб. докл. Росс. науч. – техн. конф. – Улан-Удэ, 1996. – С. 237–242.
6. *Васант Лад.* Диагностика по пульсу. – М.: Саттва, 2001. – 224 с.
7. *Сторчун Е.В., Вітенко Г.В., Сторчун Ю.Є.* Взаємний вплив каналів під час синхронної реєстрації пульсових сигналів // Фізичні методи та засоби контролю середовищ, матеріалів та виробів. – Львів, 2002. – Вип. 7. – С. 194–198.
8. *Сторчун Ю.* Модель “жорсткість – сила деформації” пульсових зон променевих артерій людини // Технічні вісті. – 2001. – № 1(12), 2(13). – С. 100–102.

СТОРЧУН Євген Володимирович – доктор технічних наук, професор кафедри “Електронні засоби інформаційно-комп’ютерних технологій” Інституту телекомунікацій, радіоелектроніки та електронної техніки Національного університету “Львівська політехніка”.

Наукові інтереси:

– біотехнічні та медичні системи і технології.

E-mail: msu\_2001@mail.ru

Подано 14.09.2002