

гічний аналіз пилю КП-3 на фотоелектроседиментометрі "Седиграф 5000Е" фірми "Coultronics". Похибка результатів була в межах 7 %.

Висновки. Отже, виготовлений фотоелектроседиментометр може бути використаний для проведення дисперсного аналізу пилю.

Література

1. Коузов П.А. Основы анализа дисперсного состава промышленных пылей и измельченных материалов. 3-е изд. перераб. – Л.: "Химия", 1987.

2. Единая методика сравнительных испытаний пылеуловителей для очистки вентиляционного воздуха// Л.: ВНИИОТ ВЦСПС, 1967. – 103 с.

УДК 615.47

*Проф. Б. Мандзій, д-р техн. наук;
аспір. Ю. Сторчун – НУ "Львівська політехніка"*

ПРИСТРІЙ ДЛЯ БАГАТОЗОНАЛЬНОЇ ПУЛЬСОМЕТРІЇ З ФУНКЦІОНАЛЬНО НЕЗАЛЕЖНИМИ КАНАЛАМИ

Показано наявність і оцінено величину взаємного впливу каналів відомих пристроїв для пульсової діагностики за канонами східної медицини. Запропоновано нову структуру пристрою, що забезпечує функціональну незалежність каналів під час синхронної реєстрації пульсових сигналів променевих артерій людини. За експериментальними даними, величина взаємного впливу каналів у новому пристрої зменшена у ~9,7 разів.

Ключові слова: пульсова діагностика, пристрої формування вхідних сигналів.

Prof. B. Mandziy; doctorate Yu. Storchun – NU "Lvivs'ka politekhnik"

The device for multizone pulsometry with functionally independent channels

The presence is shown and the size of mutual influence of channels of known devices for pulse diagnostics on canons of east medicine is appreciated. The new structure of the device is offered which provides functional independence of channels during synchronous registration of pulse signals of radial artery of the man. On the experimental data, the size of mutual influence of channels in the new device is reduced in ~14 times.

Keywords: pulse diagnostic, devices of formation of input signals.

Вступ

Незважаючи на значні успіхи наукової медицини, показники питомої смертності людей (на 1000 осіб) майже не зменшуються або навіть помітно зростають [1], що свідчить, зокрема, про необхідність залучення нових методів діагностики ("Державна комплексна програма розвитку медичної промисловості на 1997-2003 рр." прийнята постановою Кабінету Міністрів України за № 1538 від 18.12.1996 р.). Одна з можливостей пов'язана із використанням бази знань пульсової діагностики східної медицини, що вимагає вирішення проблем формалізації процедурних та діагностичних аспектів зазначеної діагностики та розробки відповідних апаратних і програмних засобів. Привабливою особливістю пульсової діагностики за канонами східної медицини є можливість системних оцінок, що важливо для задач скрінінгу стану здоров'я працівників різних галузей виробництва.

Метод багатозональної пульсометрії ґрунтується на синхронній реєстрації та порівнянні показників пульсових сигналів визначених у східній медицині зон дистальних частин променевих артерій людини. Роботи у цій галузі були започатковані наприкінці 70-х років минулого століття [2]. Для цілей багатозональної пульсометрії було запропоновано ряд пристроїв формування вхідних сигналів, зокрема, [3, 4]. Їх відрізняє принцип перетворення фізичних величин, спосіб зміни зовнішніх умов реєстрації сигналів. Спільною особливістю є закріплення трьох перетворювачів на одній платформі. Така конструкція значною мірою визначалася щільністю розташування зон реєстрації пульсових сигналів: протяжність трьох зон на кожній із променевих артерій становить $\sim 3.8 \cdot 10^{-3}$ м, однак, в ній не враховано рухливість спільної для трьох перетворювачів платформи, пов'язану з неможливістю жорсткого закріплення пристрою на руці обстежуваного. Описана структура відомих біотехнічних систем багатозональної пульсометрії створює передумови взаємного впливу каналів, що вимагало дослідження та оцінки його величини.

Результати досліджень

Методично синхронна реєстрація пульсових сигналів відбувається за умови рівності вхідних (вихідних) сигналів перетворювачів, що входять до складу згаданих пристроїв, чим забезпечується однаковий вплив сенсорів на відповідні ділянки нелінійної за своїми пружними властивостями променевої артерії. Рівність впливу досягається за суттєво різних зональних значень сили притискання перетворювачів до поверхонь зон, яка зростає у проксимальному напрямку (проти кровообігу). Рівність сигналів устанавлюється шляхом регулювання сили притискання кожного із перетворювачів до поверхонь зон. Унаслідок нежорсткого закріплення пристрою на руці обстежуваного, існує міжзональна передача названої сили, величина якої має індивідуальний характер для кожного обстежуваного і залежить від рівня реєстрації пульсових сигналів. За модельними оцінками, для найбільш дистальної та сусідньої зон міжзональна передача сили притискання досягає $\sim 0,2$ від початкового значення у першій зоні [5].

За результатами проведених досліджень, кріплення перетворювачів на загальній платформі призводить також до взаємного впливу каналів у процесі синхронної реєстрації пульсових сигналів. Для зазначених зон у роботі [6] було отримано вираз:

$$F_{d1} = F_d \left(1 - \frac{K_d}{K_{KP}} \frac{K_t}{K_t + K_d} \right), \quad (1)$$

де: F_d , F_{d1} – початковий сигнал на вході перетворювача, встановленого в найбільш дистальній зоні, і результуючий сигнал, сформований у результаті впливу сусіднього (за розташуванням на платформі) каналу; K_d , K_t , K_{KP} – жорсткість перетворювача, зони та кріплення пристрою на руці обстежуваного, відповідно. За модельними оцінками, величина міжзональної передачі пульсового сигналу, у процесі синхронної реєстрації, може досягати величини $\sim 0,12$ від значення F_d .

Експериментальні дослідження взаємного впливу каналів у пристроях типу [3,4] у процесі синхронної реєстрації пульсових сигналів променевих артерій людини проводилися за допомогою біотехнічної системи, еквівалентна схема якої показана на рис. 1. На рис. 1: ЦОН і КАН – канали реєстрації пульсових сигналів у найбільш дистальній та сусідній зонах променевих артерій людини (за тибетською медициною), F_d – сила, створювана пульсовим сигналом на вході перетворювача, розташованого у зоні КАН, K_d , K_C , K_{KP} – жорсткості п'єзoeлектричних перетворювачів, гумових сильфонів, на вільних торцях яких розташовані зазначені перетворювачі, та кріплення пристрою на руці обстежуваного, відповідно.

На рис. 1 відсутній елемент, що моделює жорсткість зони ЦОН. Останнє пов'язано з розташуванням перетворювача каналу ЦОН поза зоною реєстрації пульсового сигналу (поряд із зоною, над кісткою).

Із рис. 1

$$F_{d2} = F_d \frac{K_C K_d}{K_C K_d + K_{KP} (K_C + K_d)}, \quad (2)$$

де F_{d2} – величина сили пульсового сигналу у зоні КАН, яка передається на перетворювач каналу ЦОН.

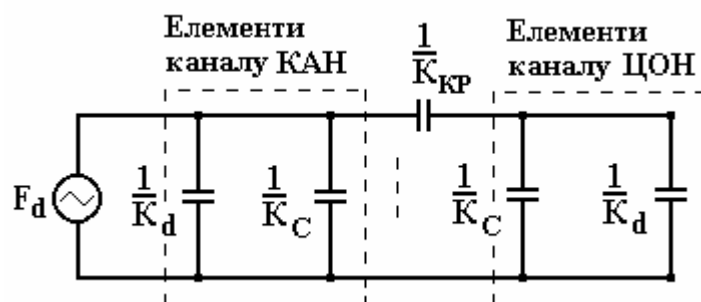


Рис. 1. Еквівалентна схема біотехнічної системи дослідження взаємного впливу каналів пристроїв типу [3,4] у процесі синхронної реєстрації пульсових сигналів променевих артерій людини

Для п'єзoeлектричних перетворювачів $K_d \gg K_C$, тому вираз (2) дорівнює

$$F_{d2} = F_d \frac{K_C}{K_C + K_{KP}}. \quad (2^*)$$

Для $K_C = 980$ Н/м та $K_{KP} = 1050$ Н/м величина $F_{d2} \approx 0,48 F_d$.

Експериментальні дослідження було проведено на групі людей, що складалася з трьох осіб (2 чоловічої та 1 жіночої статі) у віці (19-55) років. Частка сигналу у зоні КАН, яка передавалася на перетворювач зони ЦОН, розташований поза зоною реєстрації пульсового сигналу, становила (0,33-0,45) F_d . Відмінності модельних оцінок (2) та експериментальних результатів не переважали ± 15 %.

Останнє дозволило оцінити взаємний вплив каналів у процесі синхронної реєстрації пульсових сигналів, який може досягати ± 12 %.

Притаманність міжзонального впливу зазначеним пристроям викликало необхідність зміни структури останніх [7], в якій перетворювачі окремих

каналів шарнірно об'єднані в одному конструктиві. Експериментальні дослідження показали середнє зменшення міжзонального впливу, у середньому, у 9,7 раза.

Основні характеристики перетворювачів пристроїв: робочий діапазон частот (0,06-40) Гц; поріг чутливості $\leq 3,44 \cdot 10^{-6}$ Н; нелінійність АХ у діапазоні сили (0,01 – 0,5) Н $\leq 4,9$ %.

Висновки

Отримані експериментальні оцінки взаємного впливу каналів пристроїв типу [3,4] у процесі синхронної реєстрації пульсових сигналів за кано-нами східної медицини відрізнялися від модельних оцінок (2) ≤ 15 %, що дало підстави застосувати розроблену модель біотехнічної системи "біооб'єкт – пристрій" для оцінки зазначеного впливу в реальних умовах. У пікових величинах передача сигналу від каналу сусідньої зони може досягати ~ 12 %.

Встановлення наявності та оцінка величини міжзонального впливу були підставою для розробки нового пристрою для багатозональної пульсометрії, де зазначений вплив зменшено у $\sim 9,7$ раза.

Подальші дослідження у галузі багатозональної пульсометрії пов'язані з вирішенням проблем формалізації ознак поверхневого та глибокого пульсу.

Література

1. Коваленко Ю.Н. 2001 год-год охраны здоровья населения Украины// Медицинский рынок. – 2001. – № 1. – С. 2-3.
2. Бороноев В.В. О подготовке инструментария к автоматизации пульсовой диагностики. Приложение 2// Цыдыпов Ч.Ц. Пульсовая диагностика в тибетской медицине (Проблемы автоматизации). – Препр./ Ин-т естественных наук БФ СО АН СССР: № 4. – Улан-Удэ, 1985. – С. 45-46.
3. Патент 2077259 Россия, МКИ С1 6А 61В 5/02. Устройство для измерения пульса/ Кособуров А.А. (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. Сторчун Е.В., Мандзий Б.А., Сторчун Ю.Е. Взаимное влияние каналов в устройствах формирования сигналов для многозонной пульсометрии// Электроника и связь. – 2001. – № 11. – С. 88-90.
6. Сторчун Є.В., Вітенко Г.В., Сторчун Ю.Є. Взаємний вплив каналів під час синхронної реєстрації пульсових сигналів// Збірник наукових праць НАН України, серія: Фізичні методи та засоби контролю середовищ, матеріалів та виробів. – 2002. – Вип. 7. – С. 194-198.
7. Пат. 46316 А, Україна, МКИ А61В5/02. Пристрій формування пульсових сигналів/Сторчун Ю.Є., Мандзий Б.А., Сторчун Є.В. (Україна), Бороноев В.В. (Росія). – № 2001064224; Заявлено 19.06.2001; Оpubл. 15.05.2002, Бюл. № 5. – 4 с.