

оптрона. Транзисторні оптрони мають більший коефіцієнт передачі струму, ніж діодні, але вони більш інерційні та вносять більше нелінійних спотворень у передаваний сигнал.

Зважаючи на дуже добрі ізоляційні властивості оптронів, основним параметром для їх вибору стає ефективність передачі енергії. Для діодних оптронів – це коефіцієнт передачі струму. Він характеризується значеннями від 1 до 5 %. Важливі також вхідна та передавальна характеристики, максимально допустимі вхідні та вихідні струми та напруги, конструкція оптрона.

Вихід оптрона, який працює у фотогенераторному режимі, представляє собою джерело струму малої потужності з низьким внутрішнім опором. Тому вхідний опір його навантаження може бути теж низьким. Навантаженням оптрона служить блок виділення терапевтичного сигналу. Для подальшої обробки сигналу вихідний струм оптрона підсилюється. Крім того, даний блок виділяє змінну складову сигналу. Цей вузол дещо обмежує можливості пристрою, тому що обмежує роботу на низьких частотах.

Різноманітні компенсації змін параметрів елементів в основному досягають введенням від'ємних зворотних зв'язків. У цьому випадку сигнал з виходу оптрона не можна передати в кола керування у вхідній частині пристрою. Але сигнал керування можна одержати за допомогою іншого оптрона. Він повинен мати однакові з першим оптроном параметри, працювати в тому ж режимі та в однакових умовах. Найкраще для цього підходять оптрони, конструктивно розміщені в одному корпусі.

1. Биомедицинские технические системы // Под ред. Е.П. Балашова. Л., 1983. 2. Иванов В.И., Аксенов А.И., Юшин А.М. Полупроводниковые оптоэлектронные приборы. М., 1988. 3. Лихарев В. Основы биорезонансной терапии. М., 1998. 4. Лурье О. Б. Интегральные микросхемы в усилительных устройствах. М., 1988. 5. Морель Ф. Мора-терапия. М., 1998. 6. Орлов Ю. Н. Электрические измерения параметров биообъектов и биопроб. М., 1989. 7. Полупроводниковые приборы / Под ред. А. В. Голомедова. М., 1988. 8. Пресман А.С. Электромагнитная сигнализация в живой природе. М., 1974.

УДК 615.47

Юрій Сторчун

Національний університет “Львівська політехніка”,
кафедра теоретичної радіотехніки та радіовимірювань

ЗАЛЕЖНІСТЬ “ЖОРСТКІСТЬ – ПЛОЩА” ЗОН РЕЄСТРАЦІЇ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ

© Сторчун Юрій, 2001

У статті описані математичні моделі залежності “жорсткість-площа” зон реєстрації пульсового сигналу променевих артерій організму людини.

In a paper the mathematical models of an association "stiffness – square" of pulse zones of a radial arteries of the person are shown.

Вступ. Одним із параметрів медичних перетворювачів для пульсометрії є діаметр сприймаючої сигнал частини сенсора (пелота), який, у той же час, визначає вимоги до вхідного імпедансу залежно від характеристик біооб'єкта та перетворюваної біофізичної величини пульсового сигналу.

Метою роботи була розробка математичної моделі залежності жорсткості пульсових зон, що є визначальною характеристикою імпедансу останніх у діапазоні частот пульсового сигналу [1], від діаметра пелота.

Методика експерименту. Дослідження проводили за допомогою каліброваного по силі каналу. Сила притискання первинного перетворювача каналу до тіла обстежуваного $F_{\text{п}}$ змінювалася мікрометричним механізмом. Переміщення первинного перетворювача X_0 вимірювалося за допомогою індикатора годинникового типу з абсолютною похибкою $\leq 0,005$ мм.

Жорсткість K_t визначалася зі співвідношення

$$K_t = K_{\text{п}} \frac{F_{\text{п}}}{X_0 K_{\text{п}} - F_{\text{п}}},$$

де $F_{\text{п}}$, X_0 , $K_{\text{п}}$ – відповідно сила притискання до поверхні тіла людини, переміщення та жорсткість первинного перетворювача.

Величину $K_{\text{п}}$ визначали експериментально за пружною характеристикою перетворювача та перехідним процесом. Діапазон значень діаметра штампів, що моделювали пелот перетворювача, становив (4–8) мм. Останній визначався діаметром променевих артерій (4,5 мм, [2]) та розмірами зон реєстрації пульсового сигналу в перпендикулярному до осі артерії напрямку. Величина $F_{\text{п}}$ контролювалася за допомогою приладу типу ВЗ– суттєво зменшити вплив пульсових коливань артерій.

В попередніх дослідженнях було встановлено, що статистично достовірно відрізняються пружні характеристики тільки крайніх зон (ЦОН, ЧАГ) реєстрації пульсового сигналу за канонами східної медицини. Внаслідок цього, дослідження залежності “жорсткість – площа контакту” проводилося в зазначених зонах при таких значеннях тиску на штампи: 80, 140 та 200 мм рт. ст.

Початковий функціональний стан зон формувався за методикою, описаною в роботі [1]. Кількість спостережень для кожного значення діаметра штампів та тиску коливалась в межах (9-13).

Попередня статистична обробка результатів містила оцінку стохастичності за критерієм Аббе, перевірку однорідності дисперсії за критерієм χ^2 та оцінку розподілу графічним методом [3]. Рівень значимості був прийнятий таким, що дорівнює 0,05.

Результати. Дослідження були проведені на групі людей, що складалася із 11 осіб (4 жіночої та 7 чоловічої статі) у віці (20 – 55) років. Результати спостережень були стохастичними і розподіленими за законом, близьким до нормального. Ряди дисперсій у кожній зоні і для кожного значення тиску на штамп задовольняли критерій однорідності. Коефіцієнти кореляції $r(K_{\text{п}}, S)$ та $r(K_{\text{п}}, d)$, де S , d – площа та діаметр штампів, для різних значень тиску на штамп переважали 0,99, але $r(K_{\text{п}}, S)$ були дещо більшими $r(K_{\text{п}}, d)$ і більш значимими. Останнє визначило пошук регресій методом найменших квадратів вигляду $K_t = K_0 + bS$, де K_0 , b – параметри регресії.

Отримані регресії задовольняли критерій адекватності, мінімальне значення значимості регресій переважало відповідне табличне значення F – критерію в 38 разів.

Параметр K_0 . Відмінності величин K_0 у кожній із зон (ЦОН, ЧАГ) для різних значень тиску на штамп були статистично недостовірними (максимальне значення показника t становило 0,97 при табличному 2,086 [4]), отже, належали до однієї вибірки. Аналіз утворених таким чином зональних сукупностей показав статистично достовірні відмінності параметра K_0 для зон ЦОН та ЧАГ ($t \geq 3,37$, $t_{\text{табл.}} = 2,00$). Середні значення K_0 становили для зони ЦОН (54 ± 9) Н/м, ЧАГ – (37 ± 6) Н/м.

Параметр b . Відмінності значень b при однакових величинах тиску в діапазоні (80 – 200) мм рт.ст. для різних зон (ЦОН, ЧАГ) були статистично недостовірними ($t \leq 0,93$, $t_{\text{табл.}} = 2,086$). Отже, можна вважати b належними до однієї сукупності при постійному тиску. Середні значення b становило $(2,2 \pm 0,5) \cdot 10^6 \text{ Н/м}^3$ (тиск 80 мм рт.ст.), $(3,05 \pm 0,60) \cdot 10^6 \text{ Н/м}^3$ (тиск 140 мм рт.ст.) та $(3,95 \pm 1,00) \cdot 10^6 \text{ Н/м}^3$ (тиск 200 мм рт.ст.).

При різних значеннях тиску в зазначеному діапазоні в кожній із зон відмінності величин b були статистично достовірними ($t \geq 2,4$, $t_{\text{табл.}} = 2,086$). Середні значення b наведені в таблиці.

Середні значення $b \cdot 10^{-6} \text{ Н/м}^3$

Тиск, мм рт.ст.	Зона	ЦОН	ЧАГ
80		$2,3 \pm 0,6$	$2,1 \pm 0,5$
140		$3,2 \pm 0,5$	$2,9 \pm 0,6$
200		$4,2 \pm 1,0$	$3,7 \pm 0,8$

Обговорення результатів. Здебільшого (82%) у кожній зоні величини K_0 та b зростали зі збільшенням тиску, але спостерігалися випадки зменшення K_0 при зростанні b . При застосуванні ідентичних сенсорів в одному пристрої, для визначення параметрів вхідного механічного імпедансу перетворювачів слід користуватися середнім значенням K_0 для тиску 200 мм рт.ст. та величиною b , що відповідає зоні ЦОН і тиску 200 мм рт.ст.

1. Мандзій Б., Сторчун Ю. *Методика дослідження пружних властивостей зон променевих артерій людини* // Вісник ДУ “Львівська політехніка”, 2000, № 399, с. 203–207. 2. Кованов В.В., Аникина Т.Н. *Хирургическая анатомия артерий человека*. – М. Медицина, 1974. – 360 с. 3. Айвазян С.А. *Статистическое исследование зависимостей*. – М.: Металлургия, 1968 – 228с. 4. Рего К.Г. *Метрологическая обработка результатов технических измерений / Справочник*. – К.: Техніка, 1987. – 128 с.