

УДК 615.84

Володимир Процик, Тадей Бардила, Андрій Мартинюк

Національний університет "Львівська політехніка",
кафедра електронних засобів інформаційно-комп'ютерних технологій

ГАЛЬВАНІЧНА РОЗВ'ЯЗКА В ПРИСТРОЯХ БІОРЕЗОНАНСНОЇ ТЕРАПІЇ

© Процик Володимир, Бардила Тадей, Мартинюк Андрій, 2001

Розглянуто можливості застосування оптронів для створення гальванічної розв'язки в пристроях для біорезонансної терапії. Наведено заходи, які повинні забезпечувати гальванічну розв'язку. Показано структурну схему оптронної розв'язки. Особливу увагу приділено блокові передачі сигналу через оптрон та блокові живлення.

It is considered possibility of use the optrons for making the galvanic uncoupling in instruments for bioresonance therapy. It is shown measures which must provide the galvanic uncoupling. It is shown structured scheme optron uncouplings. Especial attention is specific the block of issue of signal through optron and power supply unit.

Біорезонансна терапія полягає в придушенні патологічних електромагнітних коливань, що існують в організмі. У ній використовують коливання в діапазоні частот до сотень кГц. Джерелом терапевтичного сигналу може бути сам організм пацієнта. У такому випадку сигнал знімається з поверхні однієї ділянки тіла пацієнта, перетворюється терапевтичним пристроєм і подається на іншу ділянку. Пристрій для такого роду терапії має узагальнену структуру, зображену на рис. 1.

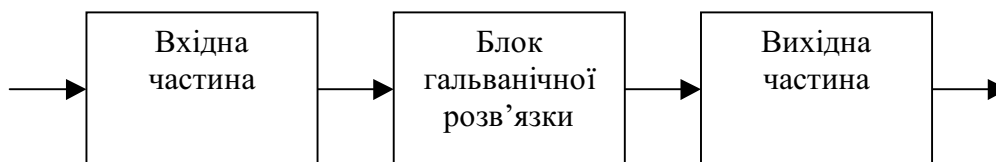


Рис. 1. Узагальнена структура

Терапевтичний сигнал знімається вхідним електродом. Вхідна частина приладу здійснює попередню обробку сигналу. Блок гальванічної розв'язки передає сигнал у вихідну частину, здійснюючи гальванічну розв'язку між входом і виходом пристрою. У вихідній частині відбуваються всі необхідні перетворення сигналу такі, як інвертування, підсилення, частотна фільтрація. Терапевтичний сигнал подається до пацієнта за допомогою вихідного електрода.

До блока гальванічної розв'язки висуваються високі вимоги. Електричний зв'язок між входом і виходом пристрою не повинен бути сильнішим, ніж паразитний зв'язок між загальним проводом вхідної чи вихідної частини й тілом пацієнта. Він повинен характеризуватися такими параметрами: опір ізоляції між вхідною та вихідною частинами – більше 10 МОм, повна ємність – менше 10 пФ і менше. Сигнал повинен проходити лише в одному напрямку – від входу до виходу. У той же час даний блок повинен передавати корисний сигнал без значних втрат і спотворень.

Для дотримання всіх цих вимог блок гальванічної розв'язки треба будувати на основі оптронів. Вони забезпечують добру ізоляцію між входом і виходом, односторонню передачу

сигналу і рівномірну амплітудно-частотну характеристику. Проте, оптронам властиві деякі вади, які ускладнюють розробку пристроїв з гальванічною розв'язкою. До них належать низький коефіцієнт передачі за потужністю, значний розкид параметрів, їх часова й температурна залежності. Щоб зменшити вплив негативних факторів, необхідно застосовувати спеціальні схемотехнічні рішення.

Найбільший вклад в утворення електричних зв'язків між входом і виходом пристрою вносять паразитні параметри конструкції приладу. Тому ефективність гальванічної розв'язки залежить насамперед від вдалого конструкторського вирішення. Що стосується схемотехнічних рішень, то вони зводяться до схеми (рис. 2).

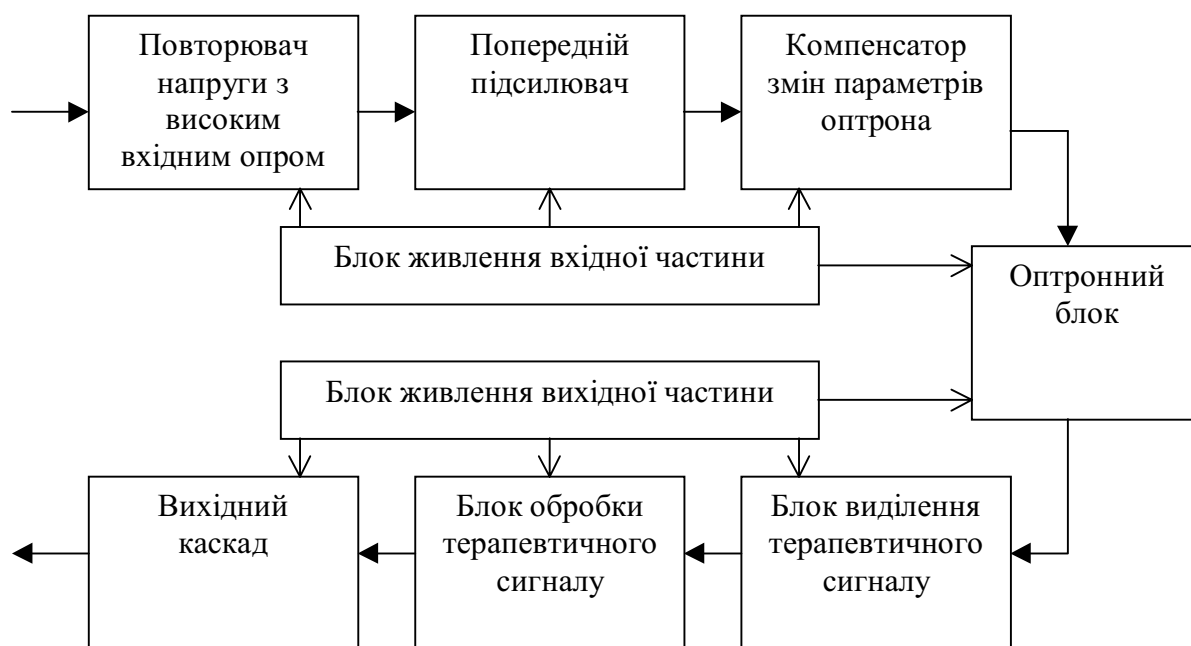


Рис. 2. Схема схемотехнічних рішень

На вході пристрою повинен бути повторювач напруги з високим вхідним опором. Його значення пояснює рис. 3. На ньому показано еквівалентну схему вхідного кола. Джерело сигналу представлено джерелом напруги U_d з внутрішнім опором R_B . Один полюс джерела під'єднаний до пристрою через вхідний електрод. Інший полюс умовно показаний заземленим.

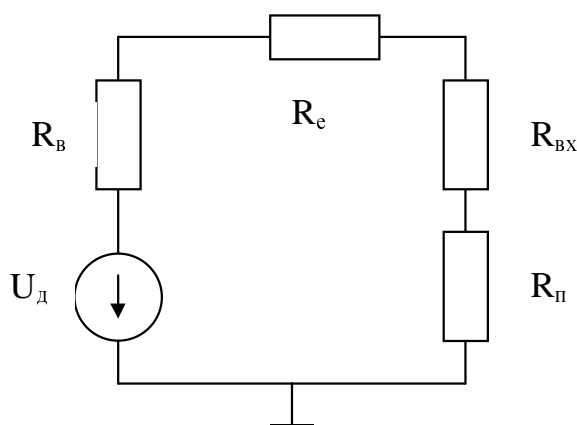


Рис. 3. Елемент схеми

Вхідна частина пристрою представлена своїм вхідним опором $R_{вх}$. Резистор R_e позначає опір вхідного електрода й перехідний опір контакту електрода зі шкірою пацієнта. Електричне коло замикається через опір R_n . Ним змодельовано паразитний зв'язок між загальним проводом вхідної частини пристрою та тілом пацієнта. Значення опорів R_v та R_e набагато менше, ніж значення опору R_n , тому ними можна знехтувати.

Для кращої передачі сигналу необхідно, щоби вхідний опір $R_{вх}$ був більшим за опір паразитного зв'язку R_n . У біорезонансній терапії ми маємо справу з малими інтенсивностями сигналів, тому втрати енергії в колі вхідної частини небажані. Для ефективної роботи пристрою його вхідний каскад повинен мати високий вхідний опір.

Наступним елементом схеми (рис. 2) є попередній підсилювач. Він потрібний для компенсації втрат енергії корисного сигналу в оптроні. Якщо коефіцієнт підсилення цього блока дорівнює оберненому значенню коефіцієнта передачі оптрона, тоді значення сигналу, переданого в вихідну частину, буде дорівнювати сигналу на вході пристрою.

Нестабільність параметрів оптронів вимагає введення в схему пристрою блока, який би компенсував їх зміни. Тут йдеться про нестабільність вхідних, вихідних і передавальних характеристик оптронів. Важливим є вибір типу оптрона та режиму його роботи.

Оптронним блоком на рис. 2 позначено ті елементи схеми пристрою, які призначені для передачі сигналу через оптрон. З боку вхідної частини відбувається перетворення сигналу у вхідний струм оптрона. Оскільки оптрон не передає двополярний сигнал і має нелінійну характеристику передачі, вхідний сигнал накладають на деякий початковий струм оптрона. З боку вихідної частини оптичний сигнал перетворюється на електричний і передається далі за схемою.

Завдання наступного блока полягає у відтворенні електричних коливань, виділених вхідною частиною, на підставі сигналу, переданого оптронам. Структура й функціонування блока залежать від режиму роботи оптрона.

Блок обробки терапевтичного сигналу здійснює ті перетворення, які вимагає методика проведення терапії. На його виході формується сигнал, що має бути переданий до пацієнта. Вихідний каскад може виконувати функцію буферного каскаду для запобігання можливим перевантаженням виходу пристрою, зменшення вихідного опору тощо.

Як вихідна, так і вхідна частини пристрою містять активні елементи, а це означає, що обидві частини пристрою потребують живлення. Очевидно, що для створення гальванічної розв'язки терапевтичній пристрій повинен мати два джерела живлення, електрично між собою не зв'язаних, як показано на рис. 2. Також неможливо застосовувати два трансформаторні блоки живлення, що використовують енергію однієї мережі змінного струму. Між ними виник би сильний електричний зв'язок через паразитні ємності та провідності мережних трансформаторів.

Паразитні параметри трансформаторів визначаються їх конструкцією, розмірами та матеріалами. Для покращання властивостей трансформатора його конструкція повинна передбачати рознесення первинної та вторинної обмоток на якомога більшу відстань. Водночас потрібно зменшувати розмір трансформатора, поперечний осі, що з'єднує його обмотки. У загальному на розмір трансформатора впливає частота струму, потужність, яку треба передати, напруги та струми в обмотках. Аналіз показує, що трансформатор для гальванічної розв'язки, порівняно з мережним, повинен мати вищу робочу частоту, нижчу напругу на первинній обмотці. Крім того, слід зменшувати споживану потужність елементів приладу та підвищувати частоту трансформування. Це дозволить зменшити габарити трансформатора, застосувати феритові магнітопроводи, і тим самим суттєво зменшити зв'язок між його обмотками.

Вхідна частина пристрою має кращий потенціал щодо зниження енергоспоживання. Тому всі енергоємкі операції щодо обробки сигналу за можливістю повинні бути винесені у вихідну частину. Доцільно живити вихідну частину за допомогою звичайного мережного блока живлення, а вхідну – від схеми, яка забезпечить ефективну гальванічну розв'язку. Вона може мати структуру, зображену на рис. 4.

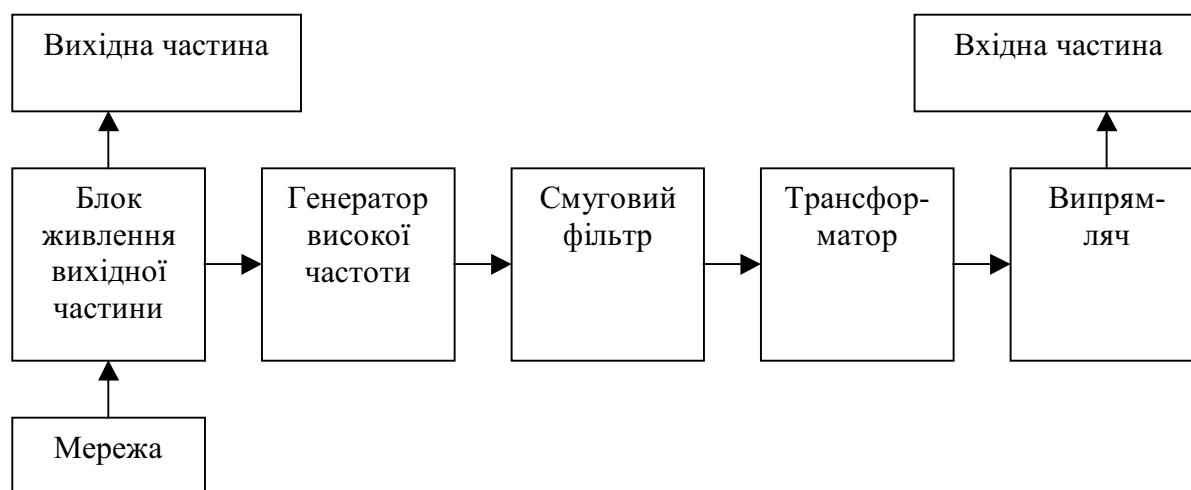


Рис. 4. Структура гальванічної розв'язки

Генератор високої частоти виробляє струм для живлення первинної обмотки трансформатора. Потужність генератора повинна забезпечувати енергоспоживання кіл вхідної частини з врахуванням втрат енергії під час її передачі. Трансформатор має спеціальну конструкцію, що знижує паразитні зв'язки між обмотками. Випрямляч перетворює змінний струм на постійний, яким живиться вхідна частина пристрою. Відзначимо, що висока робоча частота трансформатора сприяє зниженню масогабаритних параметрів випрямляча та пульсацій випрямленої напруги.

Основними вадами цієї схеми є складність та можливість проходження сигналу з вихідної частини пристрою в вихідну й навпаки. Останнє можливо послабити за допомогою смугового фільтра. Він обмежує частотний спектр коливань, які проходять цим каналом до вузького діапазону поблизу робочої частоти трансформатора.

Зазначених вад позбавлені пристрої з автономним живленням від джерел постійного струму, якщо вхідна та вихідна частини живляться від окремих джерел. Можливий також і комбінований варіант, коли вихідна частина живиться від мережі, а вхідна – від автономного джерела. У цьому випадку економічність схеми вхідної частини має практичне значення. Вона збільшує час безперервної роботи від батарей чи акумуляторів, а також довговічність акумуляторів.

Розглянемо схему на рис. 2. Серед позначених на ній блоків є блоки особливого призначення. Це оптронний блок, компенсатор змін параметрів оптрона та блок виділення терапевтичного сигналу. З'ясуємо детальніше їх функціонування.

Центральною ланкою схемних рішень, пов'язаних з організацією гальванічної розв'язки, є оптрон. Від вибору його типу залежить структура та функції вищевказаних блоків. Для передачі аналогового сигналу використовують резисторні, діодні або транзисторні оптрони.

Діодні оптрони порівняно з резисторними кращі тим, що можуть працювати у фотогенераторному режимі. Цей режим дозволяє спростити схему компенсації змін параметрів

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 можливість 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 променевиx 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.