

Верещак Валерій Олександрович



УДК 615.841

**ЦИФРОВИЙ АПАРАТ З РОЗШИРЕНИМИ ФУНКЦІОНАЛЬНИМИ  
МОЖЛИВОСТЯМИ ДЛЯ ТЕРАПІЇ СИНУСОЇДАЛЬНИМИ  
МОДУЛЬОВАНИМИ СТРУМАМИ**

Спеціальність 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

Автореферат  
дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана на кафедрі «Промислова і біомедична електроніка»  
Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут».

**Науковий керівник:**

доктор технічних наук, професор  
**Сокол Євген Іванович**  
Національний технічний університет  
«Харківський політехнічний інститут»,  
проректор, завідувач кафедри  
промислової і біомедичної електроніки

**Офіційні опоненти:**

доктор технічних наук, професор  
**Жуйков Валерій Якович**  
Національний технічний університет  
України «Київський політехнічний  
інститут»  
завідувач кафедри промислової  
електроніки, декан факультету електроніки

кандидат технічних наук, доцент  
**Аврунін Олег Григорович**  
Харківський національний університет  
радіоелектроніки  
доцент кафедри біомедичних електронних  
пристроїв та систем

Захист відбудеться «11» січня 2011 р. о 13<sup>00</sup> годині на засіданні спеціалізованої вченої ради К 64.052.05 Харківського національного університету радіоелектроніки за адресою: 61166, м. Харків, пр. Леніна, 14.

З дисертацією можна ознайомитись в науково-технічній бібліотеці Харківського національного університету радіоелектроніки за адресою: 61166, м. Харків, пр. Леніна, 14.

Автореферат розісланий

«10» грудня 2010 р.

Вчений секретар  
спеціалізованої вченої ради



проф. М.М. Рожицький

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність теми.** Захист здоров'я населення та надання йому якісної медичної допомоги є найбільш важливими завданнями держави. Ефективне рішення цих завдань в Україні на цей час неможливо у зв'язку з незадовільним станом системи охорони здоров'я, що є найбільш гострою соціальною проблемою. Одна з головних причин такого стану – недостатнє забезпечення закладів охорони здоров'я медичною технікою та виробами медичного призначення.

На сьогодні вся медична техніка в установах МОЗ України в середньому фізично зношена на 60-70 %, морально застаріла та потребує планомірної заміни. Для фізіотерапевтичних апаратів цей показник ще вищий та досягає 90 %. Потрібно зазначити, що свої потреби в медичному устаткуванні по номенклатурі та обсягам Україна задовольняє за рахунок власних виробників лише на 30-35 %.

Вихід з цієї ситуації може бути знайдений лише за рахунок оснащення медичних закладів медичною технікою вітчизняного виробництва. Таким чином, збільшення номенклатури вітчизняних виробів медичної техніки, здатність конкурувати не тільки на українському, а й на закордонних ринках, є стратегічним завданням для вітчизняних виробників. Національні інтереси України вимагають вживання невідкладних заходів, що спрямовані на ефективне використання науково-технічного потенціалу для усунення перешкод та кризових явищ у медичній промисловості, охороні здоров'я та соціальному розвитку.

У дисертаційній роботі пропонуються рішення для створення сучасних апаратів ампліпульстерапії вітчизняного виробництва.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Програма спільної розробки фізіотерапевтичних апаратів і медичного обладнання затверджена 15.08.2002 Національним технічним університетом «ХПІ» та ВАТ «АТ НДІ радіотехнічних вимірів».

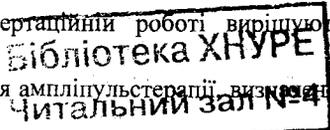
Угода про творчу співпрацю між Національним технічним університетом «ХПІ» та фірмою «Радмір» ДП АТ НДІРВ від 25.08.2005.

Дисертаційна робота виконана на кафедрі промислової і біомедичної електроніки НТУ «ХПІ» згідно держбюджетної теми № 6018 «Розробка теорії та методів побудови інтелектуальних медичних систем на основі структурної ідентифікації» (ДР № 0107U000599).

**Мета й завдання наукового дослідження.** Метою дослідження є подальший розвиток теорії розробки фізіотерапевтичних апаратів з використанням єдиного критерію оцінки якості та обґрунтування доцільності використання цифрових генераторів для підвищення якості синусоїдальних модульованих сигналів в ампліпульстерапії.

Для досягнення мети в дисертаційній роботі вирішуються наступні завдання:

- аналіз технічного забезпечення ампліпульстерапії, визначення та обґрун-



тування відносного критерію оцінки якості електротерапевтичних апаратів, експериментальні дослідження цих апаратів та визначення принципів побудови вітчизняного апарату для ампліпульстерапії;

- визначення показників синусоїдального модульованого струму, які найбільшою мірою впливають на специфіку його терапевтичної дії;
- розробка математичних моделей генераторів синусоїдальних сигналів з різними принципами реалізації;
- аналіз вихідних сигналів генераторів синусоїдальних модульованих сигналів при впливі збурюючих факторів, визначення критеріїв цього впливу по окремим параметрам та на підставі комплексного критерію оцінки відхилень;
- розробка принципів формування синусоїдальних модульованих сигналів цифровими генераторами, аналіз сигналів, сформованих цими генераторами, та визначення відхилень їх параметрів від параметрів еталонного сигналу;
- розробка цифрового електротерапевтичного апарата, проведення його експериментальних досліджень та обчислення відносного критерію оцінки якості.

*Об'єктом дослідження* є процес формування синусоїдальних модульованих струмів різних типів, які використовуються в ампліпульстерапії.

*Предмет дослідження* – цифрові генератори синусоїдальних модульованих струмів, що призначені для застосування в ампліпульстерапії.

*Методи дослідження.* Теоретичні положення дисертаційної роботи базуються на принципах побудови цифрових електронних пристроїв. Аналіз і синтез систем формування синусоїдальних модульованих сигналів проводився на базі основних положень та розділів теорії електронних систем. Методи імітаційного та фізичного моделювання використовувалися для аналізу якості функціонування пристроїв.

**Наукова новизна отриманих результатів** полягає в наступному:

- вперше запропонований відносний критерій оцінки якості, що дозволив зробити порівняльний аналіз апаратів для ампліпульстерапії та сформулювати принципи побудови вітчизняного апарату для терапії синусоїдальними модульованими струмами;
- удосконалено моделі генераторів синусоїдальних модульованих сигналів, які відрізняються від відомих тим, що дозволяють оцінити вплив збурюючих факторів на такі параметри сигналу, які визначають специфіку їх терапевтичної дії;
- достали подальшого розвитку принципи побудови цифрових генераторів гармонійних сигналів, які відрізняються від відомих тим, що передбачають можливість амплітудної модуляції та забезпечують значення комплексного критерію оцінки відхилень вихідного сигналу від еталонного не більше 0,5 %, що дозволяє використовувати розроблені генератори в електротерапевтичних апаратах.

**Практичне значення отриманих результатів** полягає в наступному:

- представлені в дисертаційній роботі теоретичні положення рекомендується для практичного використання в науково-дослідних і проектних інститу-

тах, які займаються проектуванням електронної медичної апаратури;

- результати наукових досліджень, основні положення та висновки, а також рекомендації, що викладені в дисертаційній роботі, використані фірмою «Радмір» ДП АТ НДРВ при проектуванні апарата «АНЕТ-50 М» (акт впровадження);

- принципи побудови цифрових генераторів синусоїдальних модульованих сигналів використані в навчальному процесі на кафедрі промислової і біомедичної електроніки НТУ «ХПІ» в рамках викладання дисциплін «Електротерапевтичні апарати», «Інформаційні пристрої електронної медичної апаратури» (акт впровадження).

**Особистий внесок здобувача.** Усі основні результати дисертаційної роботи отримані автором самостійно. У роботах, які були написані з співавторами, здобувачем: у [1] розроблено відносний критерій оцінки якості апаратів, що дозволяє робити порівняльний аналіз по параметрах, доступних з відкритих джерел; у [2] проаналізовані проблеми технічного забезпечення системи охорони здоров'я України та запропоновані варіанти рішення цих проблем за рахунок забезпечення системи охорони здоров'я якісними засобами для проведення діагностики й терапії; у [3, 8, 10] запропоновані методики визначення основних параметрів синусоїдального модульованого сигналу та розроблені моделі генераторів таких сигналів; у [4] проаналізовано вихідний сигнал цифрового генератора синусоїдальних модульованих струмів шляхом порівняння його параметрів з параметрами еталонного сигналу; у [5-7] – доведена доцільність використання цифрових генераторів для розширення функціональних можливостей апаратів для ампліпульстерапії.

**Апробація результатів дисертації.** Основні результати роботи доповідалися та обговорювалися на: міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я» (Харків, 2003, 2009 рр.); на IV міжнародному симпозиумі «Електроніка в медицині. Моніторинг, діагностика, терапія» (Санкт-Петербург, 2004 р.); на науково-практичній конференції з міжнародною участю «Нові медичні технології в клінічній та курортній практиці» (Київ, 2004 р.); на міжнародній конференції «Проблеми сучасної електротехніки» (Київ, 2006 р.); на міжнародній науково-технічній конференції «Силова електроніка та енергоефективність» (Алушта, 2006, 2009 рр.); на міжнародному радіоелектронному форумі «Прикладна радіоелектроніка. Стан та перспективи розвитку» (Харків, 2008 р.); на XXIX міжнародній науково-практичній конференції «Застосування лазерів у медицині та біології» (Харків, 2008 р.); на наукових семінарах «Силова та біомедична електроніка» Наукової Ради НАНУ «Наукові основи електроенергетики» (кафедра «Промислова й біомедична електроніка» НТУ «ХПІ»).

**Публікації.** Основні положення дисертаційної роботи опубліковані в 10 друкованих працях, у тому числі в 4-х виданнях, включених до переліків ВАК України.

**Структура й обсяг роботи.** Дисертаційна робота складається з вступу, п'яти розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Загальний обсяг роботи складає 153 сторінки основного тексту, 77 ілюстрацій, з них 6 ілюстрацій на 6 сторінках, 14 таблиць, з них 2 таблиці на 2 сторінках; список використаних джерел з 102 найменувань на 10 сторінках, 6 додатків на 20 сторінках.

## ОСНОВНИЙ ЗМІСТ ДИСЕРТАЦІЇ

У вступі обґрунтовані актуальність і доцільність виконаної роботи, сформульовані мета та завдання наукового дослідження, наведені дані про зв'язок роботи з науковими програмами, викладена наукова новизна, практичне значення та реалізація результатів досліджень, наведені відомості про їх апробації, публікації та впровадження.

У першому розділі розглянуто метод впливу на людський організм синусоїдальними модульованими струмами (СМС) низької частоти з лікувальною метою, який одержав назву – ампліпульстерапія. Метод, який сьогодні має широке застосування, запропонований радянськими ученими В.Г. Ясногородским і М.А. Равичем у 1963 р. В основі методу лежить використання синусоїдального струму частотою 5000 Гц, модульованого низькочастотним сигналом у діапазоні 10 - 150 Гц. Глибина амплітудної модуляції досягає 100 %, а також передбачено режим перемодуляції ( $> 100\%$ ).

Підведені до тіла хворого СМС збуджують нервові й м'язові волокна. В основі цих реакцій лежить активація іонних каналів, що призводить до зміни поляризації мембран і появи потенціалів дії. Кількість активованих іонних каналів залежить від відповідності їхніх кінетичних характеристик таким параметрам СМС, як несуча частота, частота модуляції та глибина модуляції. Таким чином зміна цих параметрів СМС приводить до зміни терапевтичного ефекту при впливі на організм людини. Дозування процедур ампліпульстерапії здійснюють по: щільності (силі) струму, несучій частоті струму, частоті модуляції, глибині модуляції, тривалості серій та тривалості впливу. Крім об'єктивних показників враховують також відчуття пацієнтом м'якої безболісної вібрації під обома електродами.

Процедури ампліпульстерапії проводять за допомогою апаратів, які умовно можна розділити на спеціалізовані й багатофункціональні.

До спеціалізованих апаратів належать апарати серії «Ампліпульс». Із серії «Ампліпульс» у медичних установах на цей час експлуатуються апарати з 4-ї по 8-му модель.

До багатофункціональних апаратів відносяться апарати серії «Рефтон», апарат «АФТ СІ-01» та апарати «Радіус». Ці апарати називають багатофункціональними, тому що крім проведення ампліпульсотерапії з їхньою допомогою можна здійснювати інші фізіотерапевтичні процедури. Також варто відзначити,

що в деяких із цих апаратів можливості впливу СМС значно розширені. Несуча частота тут має кілька значень у діапазоні від 2 до 10 кГц, а частота модулюючих сигналів може встановлюватися від 1 до 150 Гц. Очевидно, що розширення меж зміни параметрів СМС дозволяє більш якісно здійснювати індивідуальний підбір впливу для кожного пацієнта.

Виконання порівняльного аналізу апаратів для ампліпульстерапії запропоновано проводити шляхом обчислення значення функціоналу, який може бути названий відносним критерієм оцінки якості, оскільки при його визначенні будуть ураховуватись і вартісні показники

$$F_i = \frac{K_{pp} K_{HЧ} K_{MЧ} K_{П} K_{ВМ} K_{ДВі}}{K_{ОНЧ} K_{ПМ} K_{М} K_{ГР} K_{С}}, \quad (1)$$

де в чисельнику добуток коефіцієнтів, які враховують кількість видів робіт ( $K_{pp}$ ), несучих ( $K_{HЧ}$ ) та модулюючих частот ( $K_{MЧ}$ ), встановлюваних значень коефіцієнта модуляції ( $K_{П}$ ), вихідну потужність ( $K_{ВМ}$ ), додаткові можливості ( $K_{ДВі}$ ), у знаменнику добуток коефіцієнтів, які враховують відхилення несучої частоти ( $K_{ОНЧ}$ ), споживану потужність ( $K_{ПМ}$ ), масу апарату ( $K_{М}$ ), його габаритні розміри ( $K_{ГР}$ ) і ціну ( $K_{С}$ ). Результати розрахунків відносного критерію оцінки якості різних апаратів представлені у вигляді стовпчастої діаграми на рис. 1.

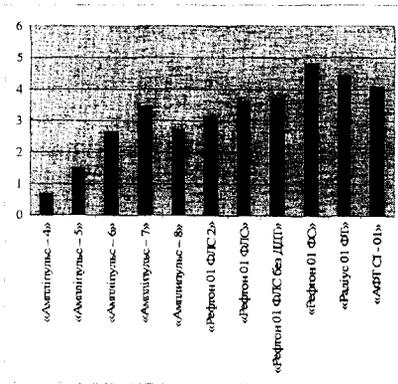


Рис. 1. Відносний критерій оцінки якості

Аналіз отриманих результатів дозволив встановити, що найбільшим значенням відносного критерію оцінки якості володіють апарати з найбільш широкими функціональними можливостями по варіюванню параметрів впливу.

Для подальшої оцінки якості були проведені експериментальні дослідження трьох апаратів: «Ампліпульс-4», «АФТ СІ-01» та «Радіус-01 ФТ».

З урахуванням отриманих результатів, були сформовані принципи побудови сучасного вітчизняного апарату для терапії СМС, куди включені наступні положення:

- керування апаратом необхідно покласти на мікроконтролер, який додатково дозволить полегшити вибір виду СМС, задати його силу для проведення процедури та здійснити контроль за процесами в контурі пацієнта;
- формування СМС в апараті повинне здійснюватися з використанням

стабілізованої напруги;

- для забезпечення «жорсткості» навантажувальної характеристики необхідно використати систему автоматичного керування з регулятором вихідного струму;

- при встановленні параметрів впливу (щільність струму, несуча частота струму, частота модуляції, глибина модуляції, тривалість серій, тривалість впливу) варто передбачити можливість їхнього регулювання в широкому діапазоні, що дозволить більш якісно здійснювати індивідуальний підбір впливу для кожного пацієнта.

У другому розділі розглянути питання моделювання синусоїдальних модульованих сигналів, які являють собою однотональний амплітудно-модульований сигнал (АМ-сигнал)

$$U_{AM}(t) = U_m(t) \sin(\omega t + \psi). \quad (2)$$

В ампліпульстерапії використовують АМ-сигнал з різними значеннями коефіцієнту модуляції та різними значеннями частоти гармонійного модулюючого сигналу

$$U_{AM}(t) = U_m [1 + K_M \sin(2\pi f_M t)] \sin(2\pi f_H t), \quad (3)$$

де  $U_m$  – амплітуда несучого коливання при відсутності модуляції;  $K_M$  – коефіцієнт амплітудної модуляції, який характеризує її глибину.

Сигнал за формулою (3) можна отримати шляхом перемноження двох гармонійних сигналів за допомогою аналогового помножувача сигналів (АПС). У такій схемі частота першого генератора повинна дорівнювати частоті модулюючого сигналу,  $f_1 = f_M$ , а частота другого генератора – дорівнювати частоті несучого сигналу  $f_2 = f_H$ .

Формула (3) також може бути представлена і як сума трьох простих гармонійних коливань із різними частотами

$$u_{AM}(t) = U_m \sin(2\pi f_H t) + \frac{U_m K_M}{2} \cos[2\pi(f_H - f_M)t] - \frac{U_m K_M}{2} \cos[2\pi(f_H + f_M)t]. \quad (4)$$

Таким чином, одержання АМ-сигналу можливо простим підсумовуванням трьох гармонійних сигналів. У такій схемі частота першого генератора – нижня бічна частота  $f_1 = f_H - f_M$ , частота другого генератора – верхня бічна частота  $f_2 = f_H + f_M$ , а частота третього генератора – частота несучого сигналу  $f_3 = f_H$ .

За умови ідеальності таких генераторів, АМ-сигнали в обох випадках будуть мати однакову форму. Основні параметри, що визначають терапевтичну дію АМ-сигналів при різних значеннях коефіцієнта модуляції, наведені в таблиці 1. Надалі ці сигнали будемо вважати еталонними.

Параметри еталонних АМ-сигналів при різних значеннях  $K_M$ 

Параметр	Значення коефіцієнта модуляції, %			
	100	75	50	25
Амплітуда АМ-сигналу $U_m$	1,9995	1,75	1,4998	1,2499
Амплітуда основної гармоніки $G_{max}$	1	1	1	1
Діюче значення сигналу $U$	0,866	0,8	0,75	0,718
Частота несучого колювання $F_n$	5000	5000	5000	5000
Частота модулюючого колювання $F_m$	100	100	100	100
Коефіцієнт амплітудної модуляції $K_m$	1	0,75	0,50	0,25

В реальних умовах параметри генераторів гармонійних сигналів можуть відрзнятися від розрахункових значень, змінюватися в часі та залежати від збуджуючих факторів. Це, у свою чергу, впливає на параметри АМ-сигналів, що формуються за їх допомогою.

Для врахування впливу реальних факторів на параметри АМ-сигналу запропоновані моделі, у яких зміни параметрів генераторів гармонійних сигналів (ГГС) забезпечуються за рахунок введення сигналів помилки для напруг датчиків. Схема моделі генератора на основі АПС має вигляд, що показаний на рис. 2.

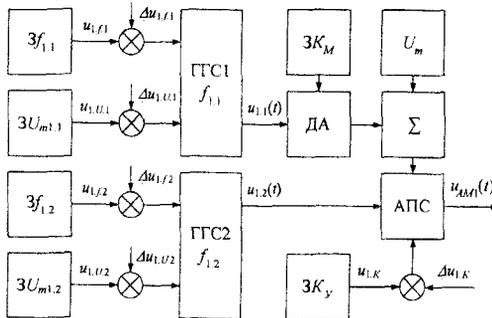


Рис. 2. Схема моделі генератора АМ-сигнала на базі АПС з врахуванням збуджуючих факторів

Вирази, що описують модель генератора АМ-сигналу на базі АПС, з урахуванням збуджуючих факторів будуть мати нижченаведений вигляд: для вихідного сигналу ГГС1

$$u_{1,1}(t) = U_{m,1} \sin(2\pi f_{1,1} t), \quad (5)$$

де

$$U_{m,1,1} = k_{1,U,1}(u_{1,U,1} + \Delta u_{1,U,1}),$$

$$f_{1,1} = k_{1,f,1}(u_{1,f,1} + \Delta u_{1,f,1});$$

для вихідного сигналу ГТС2

$$u_{1,2}(t) = U_{m,2} \sin(2\pi f_{1,2} t), \quad (6)$$

де

$$U_{m,2} = k_{1,U,2}(u_{1,U,2} + \Delta u_{1,U,2}),$$

$$f_{1,2} = k_{1,f,2}(u_{1,f,2} + \Delta u_{1,f,2});$$

для вихідного сигналу генератора АМ-сигналу

$$u_{AM}(t) = (u_{1,K} + \Delta u_{1,K}) \{ U_m + K_M \cdot k_{1,U,1}(u_{1,U,1} + \Delta u_{1,U,1}) \sin(2\pi \cdot k_{1,f,1}(u_{1,f,1} + \Delta u_{1,f,1}) t) \} \times \\ \times k_{1,U,2}(u_{1,U,2} + \Delta u_{1,U,2}) \sin(2\pi \cdot k_{1,f,2}(u_{1,f,2} + \Delta u_{1,f,2}) t). \quad (7)$$

Внаслідок проведених досліджень впливу змін параметрів ГТС були визначені основні варіанти комбінацій відхилень і збурювань, які призводять до найбільших змін параметрів АМ-сигналів. В якості додаткового фактору, що впливає на параметри АМ-сигналу, враховувалась неідеальність АПС (похибка 2%). Варіанти вказаних відхилень параметрів ГТС зведені в табл. 2.

Таблиця 2

**Варіанти відхилень параметрів ГТС у генераторі АМ-сигналу на базі АПС**

Варіант	ГТС1		ГТС2		Δ АПС
	$\Delta u_{1,f,1}$	$\Delta u_{1,U,1}$	$\Delta u_{1,f,2}$	$\Delta u_{1,U,2}$	$\Delta u_{1,K}$
В1	- 0,02 $u_{1,f,2}$	0	0	0	0
В2	+ 0,02 $u_{1,f,2}$	0	+ 0,02 $u_{1,f,1}$	0	0
В3	0	0	+ 0,02 $u_{1,f,1}$	0	0
В4	0	+ 0,05 $u_{1,U,2}$	0	- 0,05 $u_{1,U,1}$	0
В5	+ 0,02 $u_{1,f,2}$	0	0	+ 0,05 $u_{1,U,1}$	0
В6	+ 0,02 $u_{1,f,2}$	0	- 0,02 $u_{1,f,1}$	+ 0,05 $u_{1,U,1}$	0
В7	+ 0,005 $u_{1,f,2}$	0	0	0	0,02 $u_{1,K}$
В8	+ 0,005 $u_{1,f,2}$	+ 0,05 $u_{1,U,2}$	0	- 0,05 $u_{1,U,1}$	0,02 $u_{1,K}$
В9	0	0	0	0	0,02 $u_{1,K}$
В10	0	0	+ 0,01 $u_{1,f,1}$	0	0

Отриманий за допомогою моделі АМ-сигнал досліджувався при його наступних параметрах: несуча частота  $f_H = 5$  кГц, модулююча частота  $f_M = 100$  Гц, коефіцієнт модуляції  $K_M = 75$  %, рід роботи - 1, режим - двополярний.

Для кожного з варіантів (табл. 2) АМ-сигнали порівнювались з еталонним (табл. 1), за наступними показниками, які виражені у відсотках:  $d_{max}$  - відхилення амплітуди АМ-сигналу;  $dG_{max}$  - відхилення амплітуди основної гармоніки;  $dG$  - середньоквадратичне відхилення гармонійного складу;  $dU$  - відхи-

лення діючого значення сигналу;  $dF_n$  – відхилення частоти несучого коливання;  $dF_m$  – відхилення модулюючої частоти коливання;  $dK_m$  – відхилення коефіцієнта амплітудної модуляції.

Для аналізу впливу параметрів ГТС на вихідний сигнал генератора з підсумовуванням сигналів запропонована модель, схема якої наведена на рис. 3.

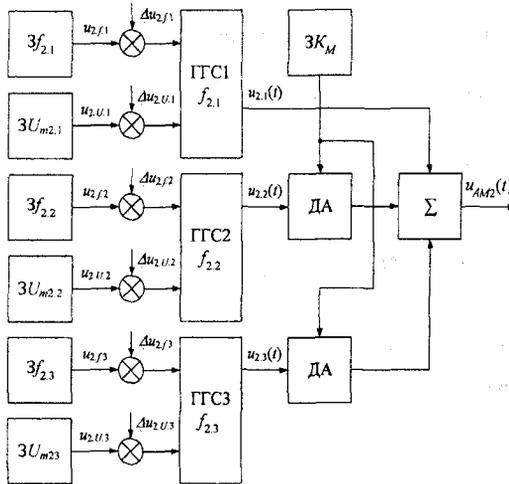


Рис. 3. Схема моделі генератора АМ-сигналу на базі суматора з врахуванням збурюючих факторів

Вирази, які описують модель генератора АМ-сигналу на базі суматора, мають такий вигляд:

для вихідного сигналу ГТС1

$$u_{2,1}(t) = U_{m2,1} \sin(2\pi f_{2,1} t), \quad (8)$$

де

$$U_{m2,1} = k_{2,U,1}(u_{2,U,1} + \Delta u_{2,U,1}),$$

$$f_{2,1} = k_{2,f,1}(u_{2,f,1} + \Delta u_{2,f,1});$$

для вихідного сигналу ГТС2

$$u_{2,2}(t) = U_{m2,2} \sin(2\pi f_{2,2} t), \quad (9)$$

де

$$U_{m2,2} = k_{2,U,2}(u_{2,U,2} + \Delta u_{2,U,2}),$$

$$f_{2,2} = k_{2,f,2}(u_{2,f,2} + \Delta u_{2,f,2});$$

для вихідного сигналу ГТС3

$$u_{2,3}(t) = U_{m2,3} \sin(2\pi f_{2,3} t), \quad (10)$$

де

$$U_{m2,3} = k_{2,U,3}(u_{2,U,3} + \Delta u_{2,U,3}),$$

$$f_{2,3} = k_{2,f,3}(u_{2,f,3} + \Delta u_{2,f,3});$$

для вихідного сигналу генератора АМ-сигналу

$$\begin{aligned} u_{AM2}(t) = & k_{2,U,1}(u_{2,U,1} + \Delta u_{2,U,1}) \sin[2\pi \cdot k_{2,f,1}(u_{2,f,1} + \Delta u_{2,f,1})t] + \\ & + \frac{k_{2,U,2}(u_{2,U,2} + \Delta u_{2,U,2})K_M}{2} \cos[2\pi \cdot k_{2,f,2}(u_{2,f,2} + \Delta u_{2,f,2})t] - \\ & - \frac{k_{2,U,3}(u_{2,U,3} + \Delta u_{2,U,3})K_M}{2} \cos[2\pi \cdot k_{2,f,3}(u_{2,f,3} + \Delta u_{2,f,3})t]. \end{aligned} \quad (11)$$

При дослідженні моделі генератора АМ-сигналу на базі суматора також були визначені основні варіанти комбінацій відхилень та збурювань, які приводять до найбільших змін параметрів АМ-сигналів (табл. 3).

Таблиця 3

Варіанти відхилень параметрів ГТС у генераторі АМ-сигналу на базі суматора

Варіант	ГТС1		ГТС2		ГТС3	
	$\Delta u_{2,f,1}$	$\Delta u_{2,U,1}$	$\Delta u_{2,f,2}$	$\Delta u_{2,U,2}$	$\Delta u_{2,f,3}$	$\Delta u_{2,U,3}$
В1	0	0	- 0,02 $u_{2,f,1}$	0	0	0
В2	+ 0,02 $u_{2,f,3}$	0	0	0	+ 0,02 $u_{2,f,2}$	0
В3	0	0	0	0	+ 0,02 $u_{2,f,2}$	0
В4	0	+ 0,05 $u_{2,U,3}$	0	0	0	- 0,05 $u_{2,U,2}$
В5	+ 0,02 $u_{2,f,3}$	0	0	0	0	+ 0,05 $u_{2,U,2}$
В6	- 0,02 $u_{2,f,3}$	+ 0,05 $u_{2,U,3}$	+ 0,02 $u_{2,f,1}$	0	0	0
В7	0	0	+ 0,005 $u_{2,f,1}$	0	0	0
В8	0	0	+ 0,005 $u_{2,f,1}$	+ 0,05 $u_{2,U,1}$	0	- 0,05 $u_{2,U,2}$
В9	0	0	0	0	0	- 1 $u_{2,U,2}$
В10	0	0	+ 0,02 $u_{2,f,1}$	0	- 0,02 $u_{2,f,2}$	0

У результаті проведених досліджень встановлено, що по відношенню до генератора з АПС, у генераторі на базі суматора спостерігається більша залежність параметрів сигналу, що формується від відхилень та збурювань, які утворюють ГТС.

Для узагальненої оцінки якості формування АМ-сигналу, отриманого за допомогою фізичних і математичних моделей, пропонується використати ком-

плексний критерій оцінки відхилень, який визначається як сума відхилень з урахуванням коефіцієнтів, які відображають їх вплив на якість проведеної процедури. Запропонований критерій оцінки відхилень розраховується наступним чином:

$$K = 0,05d_{max} + 0,05d_{Gmax} + 0,05d_G + 0,25d_U + 0,2d_{Fn} + 0,2d_{Fm} + 0,2d_{Km}. \quad (12)$$

Тут основним вважається діюче значення сигналу  $d_U$ , яке впливає на пацієнта та складає 25 % значення узагальненого критерію. Основні параметри АМ-сигналу: несуча частота  $F_n$ , частота модуляції  $F_m$  та коефіцієнт модуляції  $K_m$  враховуються в критерії з питомою вагою 20 %. Інші розрахункові параметри вважаються менш критичними й входять до складу критерію з питомою вагою 5 %. Результати розрахунків комплексного критерію оцінки відхилень зведені в табл.4.

Таблиця 4

**Чисельні значення комплексного критерію оцінки відхилень параметрів АМ-сигналу при різних варіантах збурювань**

Схема	Варіант									
	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	B9	B10
	Комплексний критерій оцінки відхилень, %									
Рис. 2	0,71	4,01	3,37	1,60	3,08	6,31	1,33	2,90	1,18	5,55
Рис. 3	13,26	15,71	13,01	1,86	43,46	12,99	24,62	24,65	13,72	59,50

Аналізуючи отримані результати можна зробити висновок, що в генераторі на базі АПС відхилення параметрів ГГС не призводять до істотного впливу на якість сигналу, що формується. При цьому комплексний критерій оцінки відхилень при різних варіантах збурювань не перевищує 6,3 %.

Генератор на базі суматора виявляється менш стійким до зміни параметрів ГГС, що призводить до істотного відхилення параметрів сигналу, що формується (до 60 %) від еталонного, а відповідно може призвести до зміни терапевтичного ефекту від процедури.

Таким чином у другому розділі розроблені математичні моделі генераторів АМ-сигналів та проведені дослідження впливу різних збурюючих факторів на їх вихідні сигнали. Визначено ступінь впливу збурюючих факторів на вихідні сигнали генераторів при різних принципах їхньої побудови.

**У третьому розділі** розглянуті різні варіанти формування СМС за допомогою цифрових генераторів.

Принцип формування гармонійного сигналу пояснює схема, що зображена на рис. 4.

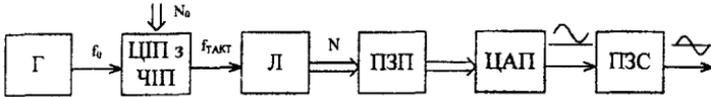


Рис. 4. Структурна схема цифрового генератора гармонійного сигналу

У наведеній схемі сигнал з частотою  $f_0$  надходить з генератора на цифро-імпульсний перетворювач (ЦП) із частотно-імпульсним законом перетворення (ЧП), який виконує функцію дільника частоти, що програмується. Тактова частота  $f_{ТАКТ}$  на виході ЦП з ЧП залежить від числа  $N_0$ , яке завантажується у нього, та визначає періодичність вибірок за допомогою лічильника (Л) миттєвих значень гармонійного сигналу, які записані в постійний запам'ятовуючий пристрій (ПЗП).

Цифровий код надходить на вхід ЦАП, де перетворюється в еквівалентний рівень вихідного сигналу, який має постійну та змінну складові. За допомогою підсилювача змінного струму (ПЗС) з отриманого сигналу виділяється змінна складова, яка наближається до гармонійного сигналу із частотою:

$$f_{ГАРМ} = \frac{f_0}{N_0 \cdot N_D}, \quad (13)$$

де  $N_D$  – кількість вибірок миттєвих значень гармонійного сигналу для одного періоду, які записані в ПЗП.

Сигнал, сформований на виході ПЗП (рис.4) описується формулою:

$$N_i = \left( 1 + \sin \frac{2 \pi i}{N_D} \right) (2^{n-1} - 1), \quad (14)$$

де  $i$  – номер вибірки;

$N_i$  –  $i$ -та вибірка вихідного сигналу, записаного в ПЗП;

$n$  – розрядність ПЗП.

Зміна частоти вихідного сигналу в описуваній схемі можлива як за рахунок зміни кількості вибірок  $N_D$ , так і шляхом зміни періоду тактових імпульсів, за рахунок зміни дільника  $N_0$ .

При детальному аналізі було встановлено, що розглянута схема може бути використана в апараті для ампліпульстерапії. При цьому, для формування повноцінного СМС сигналу в ПЗП необхідно записати період модульованого сигналу, який у загальному випадку може бути описаний формулою:

$$N_i = L \cdot i_{M_i} \cdot i_{H_i} = L \cdot \left[ 1 + K_M \cos \left( \frac{\Omega i}{N_D} + \Phi \right) \right] \cdot I_m \cos \left( \frac{\omega i}{N_D} + \varphi \right) + 2I_{\max}, \quad (15)$$

де  $L$  – число, яке забезпечує масштабування відліків відповідно до розрядності ЦАП;

$i_M$  – модулюючий сигнал з кутовою частотою  $\Omega$  та початковим фазовим зрушенням  $\Phi$ ;

$i_H$  – модульований сигнал з несучою кутовою частотою  $\omega$  та початковим фазовим зрушенням  $\varphi$ ;

$I_m$  – амплітуда несучого сигналу при відсутності модуляції;

$K_M$  – коефіцієнт амплітудної модуляції, який характеризує глибину модуляції.

Число  $L$  визначається за формулою:

$$L = \frac{2^n - 1}{4 I_{\max}}. \quad (16)$$

Наступним етапом синтезу цифрового генератора було забезпечення можливості незалежної зміни параметрів вихідного сигналу. У дисертаційній роботі було розроблено та проаналізовано кілька різних схем цифрових генераторів СМС. У результаті аналізу було встановлено, що найкращі характеристики має схема, що представлена на рис. 5. Ця схема реалізована з перемноженням двох синусоїдальних сигналів і вимагає використання досить складного математичного апарату, який може бути реалізований за допомогою сучасного мікроконтролеру. При цьому генератор дозволить реалізувати без додаткових апаратних витрат АМ-сигнали з параметрами, які змінюються в широких діапазонах.

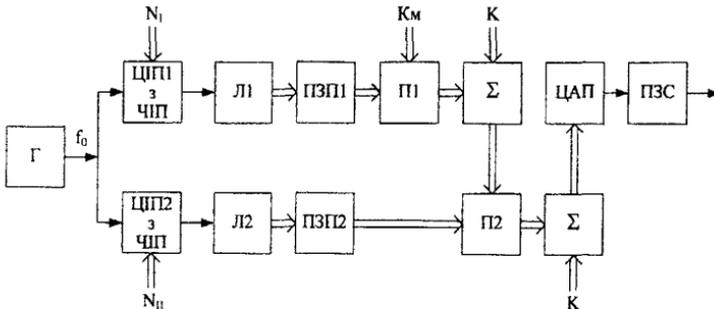


Рис. 5. Цифровий генератор СМС із перемноженням двох синусоїдальних сигналів

Дана схема (рис. 5) ґрунтується на формулі (14), модифікованій як:

$$N_{СМГ} = \left( \left[ K + M \cdot K \cos\left(\frac{\Omega i_1}{N_D}\right) \right] \cdot \frac{1}{2} \cos\left(\frac{\omega i_2}{N_D}\right) + K \right), \quad (17)$$

де

$$K = \frac{2^n - 1}{2}.$$

Для реалізації формули (17) формується два косинусоїдальні сигнали з модулюючою та несучою частотами за допомогою дільників на ЦПП1 із ЧП та ЦПП2 із ЧП, які працюють від одного генератора Г. Отримані тактові імпульси підраховуються за допомогою лічильників Л1 і Л2, та забезпечують послідовні вибірки чисел, що відповідають модулюючому та несучому коливанням відповідно з ПЗП1 та ПЗП2. Далі здійснюється перемноження та додавання зміщень на програмному рівні. Вказані операції можуть бути реалізовані завдяки використанню цілочислової математики, де помножувач П1 здійснює помноження  $N_D$  раз на період модулюючої частоти (не більше тисячі разів у секунду), а в помножувачі П2 здійснює помноження  $N_D$  раз на період несучої частоти (не більше мільйона разів у секунду). Отриманий цифровий код через високошвидкісний ЦАП надходить на ПЗС, де виділяється його змінна складова.

Для оцінки якості АМ-сигналу, формованого цифровим генератором, була розроблена його модель у програмно-математичному пакеті MatCad, де модулюючий та несучий сигнали описувалися формулами

$$Qm_j := \sin\left(2 \frac{\pi}{Nd} \cdot \text{round}\left(\frac{j \cdot Fm \cdot Nd}{Fd}\right)\right), \quad (18)$$

$$Qn_j := \sin\left(2 \frac{\pi}{Nd} \cdot \text{round}\left(\frac{j \cdot Fn \cdot Nd}{Fd}\right)\right), \quad (19)$$

а АМ-сигнал визначався як

$$y_j := Qn_j \cdot (1 + Qm_j), \quad (20)$$

де  $Qm_j$  – відліки модулюючої сигналу;  
 $Qn_j$  – відліки несучого сигналу;  
 $Nd$  – кількість відліків на період коливання;  
 $Fn, Fm$  – несуча та модулююча частоти відповідно;  
 $Fd$  – частота дискретизації моделі сигналу.

Прорахунок залежності коефіцієнта нелінійних спотворень від  $N_D$  на період сигналу показав, що для отримання значення гармонійного сигналу менше 10 %, необхідно використовувати не менше 20-ти відліків на період.

Розрахунок коефіцієнта нелінійних спотворень при різній кількості відліків  $N_D$  проводився через перетворення Фур'є в пакеті MatCad за наступними формулами:

$$g := \text{cfft}(Qm); \quad (21)$$

$$g := \vec{|g|}; \quad (22)$$

$$k := \sqrt{\frac{\sum_i (g_i)^2 - (g_1)^2}{(g_2)^2}}; \quad (23)$$

де за основну гармоніку взята друга, тому що було промодельовано два періоди модулюючого коливання.

За допомогою моделі були проаналізовані сигнали з наступними параметрами  $f = 5$  кГц,  $f_M = 150$  Гц,  $N_D = 20$  і чотирма значеннями коефіцієнта модуляції 25%, 50%, 75% та 100%.

Оцінка якості АМ-сигналу, сформованого цифровим генератором, визначалась шляхом його порівняння з еталонним сигналом за тим же комплексним критерієм, як і у другому розділі.

Параметри сигналів визначалися в пакеті MatCad при частоті дискретизації  $F_d = 500000$ . Чисельні значення відхилень параметрів АМ-сигналів, сформованих цифровим генератором, при різних коефіцієнтах модуляції зведені в табл. 5.

Таблиця 5

#### Чисельні значення відхилень параметрів АМ-сигналів цифрового генератора

Відхилення	Коефіцієнт модуляції, %			
	25	50	75	100
dmax	0	0,006667	0,005715	0
dGmax	0,4995	0,3	0,2	0,398804
dG	4,303638	4,729877	5,37611	6,173589
dU	0	0	0	0
dFn	0	0	0	0
dFm	0,396825	0,396825	0,662252	0,8
dKm	0	0	0	0

Аналіз отриманих результатів дозволяє зробити висновок про те, що навіть без додаткової фільтрації відхилення всіх параметрів АМ-сигналу цифрового генератора незначні.

Таким чином у третьому розділі були розроблені схеми цифрових генераторів СМС та зроблений їхній порівняльний аналіз. Визначений найбільш ефективний варіант генератора СМС. Проведено порівняння вихідного сигналу цього генератора з еталонним, яке показало, що відхилення його параметрів, крім гармонійного складу (dG), не перевищують 1 %. При виникненні необхідності поліпшення гармонійного складу АМ-сигналу можна збільшити кількість відліків або використати НЧ-фільтр. Узагальнений аналіз АМ-сигналу цифрового генератора показав, що комплексний критерій оцінки відхилень не перевищує 0,5 %.

У четвертому розділі наведені результати розробки схеми генератора та програмно-математичного забезпечення для формування основних видів струмів, представлені результати експериментальних досліджень макетного зразка генератора СМС.

Однією із труднощів при реалізації генератора СМС є необхідність здійснювати математичні обчислення при кожному відновленні відліку несучої частоти. При  $f = 5000$  Гц та  $N_D = 20$  це 100 тисяч відновлень у секунду, при цьому кожне обчислення містить операції множення й додавання. Таким чином, при тактовій частоті процесора 8 МГц, на розрахунок, видачу сигналу та обробку алгоритмів апарату залишається 80 тактів. Тому пропонується використати математику з фіксованою комою, а крім того, для зменшення кількості операцій помножень при розрахунку коду  $N_{СМТ}$ , який при реалізації генератора видається на ЦАП, необхідно використовувати наступну формулу

$$N_{СМТ} = A \cdot \cos\left(\frac{\omega i_2}{N_D}\right) + K, \quad (24)$$

де

$$A = \frac{1}{2} \left[ K + M \cdot K \cos\left(\frac{\Omega i_1}{N_D}\right) \right]. \quad (25)$$

Тоді на кожному такті відновлення відліку несучої частоти потрібно по одній операції множення та додавання. Величина  $A$  розраховується набагато рідше при відновленні відліку модулюючої частоти.

Для перевірки розроблених принципів формування СМС був виготовлений макетний зразок цифрового генератора. Функціональна схема такого генератора наведена на рис. 6.

ГТІ складається з генератора зі строго визначеною частотою вихідного сигналу і двоступінчастого дільника частоти.

Блок формування СМС виконаний по схемі цифрового генератора СМС (рис. 5) на базі мікроконтролера (МК) фірми ATMEL серії AT90 Atmega8. При використанні мікроконтролера Atmega8 у якості ЦП1 і ЦП2 можна використати вбудовані 8-ми розрядні таймери 0 і 2 відповідно, для відліку часу процедури канал А 16-ти розрядного таймера 1, а для зв'язку з ЦАП порт D мікроконтролера. Мікроконтролер працює на неграничній для нього частоті  $f = 8$  МГц. У ЦАП цифрові коди перетворюються на рівень сигналу, який потім надходить на вхід підсилювача змінного струму (ПЗС). На вихід цього підсилювача проходить тільки змінна складова вихідного сигналу ЦАП.

У блоці регулювання вихідного струму за допомогою помножувача ПЗ регулюється значення вихідного струму. Сигнал з виходу ПЗ надходить на підсилювач потужності ПП, де посилюється до необхідного рівня. Датчик струму ДС та аналогово-цифровий перетворювач АЦП дозволяють здійснювати конт-

роль за вихідним струмом генератора, значення якого коригується в обчислювальному блоці з урахуванням сигналу завдання. ЦАП2 перетворює скориговане значення вихідного струму в аналоговий сигнал.

Комутатор містить випрямний блок і релейні елементи, що дозволяють передавати вихідний струм ГПП на вихід генератору без змін або в випрямленому вигляді із заданою полярністю.

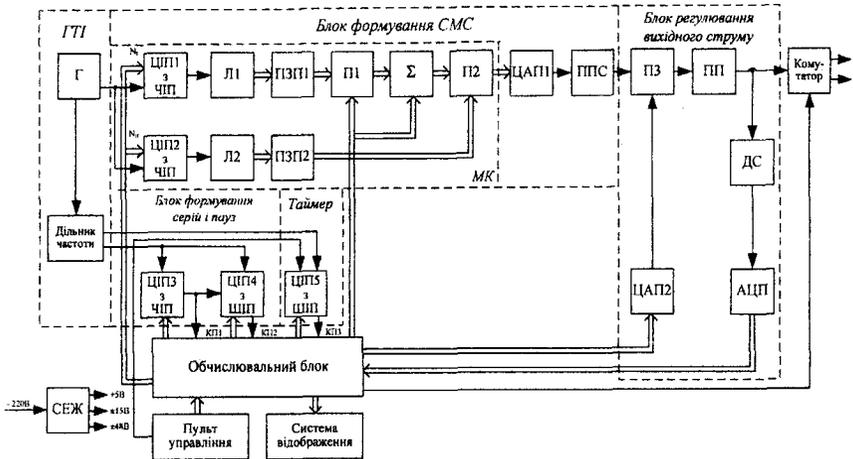


Рис. 6. Функціональна схема генератора СМС

Функції формувача серій і пауз здійснюють ЦПП3 з ЧПП, який формує періоди проходження серій, і ЦПП4 з ШПП, який формує тривалість серій. Вказані перетворювачі (ЦПП3 і ЦПП4) реалізовані на програмному рівні. Функцію таймера покладено на ЦПП5 з ШПП, в який з пульта управління записується число, відповідне тривалості процедури.

Система електроживлення (СЕЖ) з вихідними напругами 5 В,  $\pm 15$  В та  $\pm 48$  В реалізована на модульних джерелах живлення серії RS (RS-25-5, RS-25-15 і RS-25-48).

Дослідження частотних характеристик генератора СМС показали, що відхилення частоти модуляції від заданого значення становлять не більше 1,5 %, а відхилення несучої частоти не перевищують 1,3 %. Невисокі значення відхилень частот у генераторі досягнуто завдяки використанню розроблених принципів формування синусоїдальних модульованих сигналів.

Дослідження навантажувальної характеристики генератора СМС показали, що при зміні опору навантаження на  $\pm 50$  % відхилення вихідного струму не перевищували 1,4 %. «Жорсткість» навантажувальної характеристики забезпечена за рахунок введення зворотного зв'язку по вихідному струму, який відпра-

цьовується відповідною частиною програмного забезпечення, що здійснює корегування сигналу завдання по струму при його відхиленнях.

Інваріантність вихідного струму генератора СМС до змін напруги живлення досягнута завдяки тому, що електроживлення блоків формування вихідного струму здійснюється системою стабілізаторів постійної напруги з досить високими коефіцієнтами стабілізації.

У п'ятому розділі наведені основні медико-технічні вимоги та представлений опис апарату «АНЕТ-50 М», розробленого на основі розглянутих методів формування синусоїдальних модульованих струмів за допомогою цифрових генераторів.

Апарат «АНЕТ-50 М» призначений для впливу на тіло людини з лікувальною метою змінними, імпульсними або постійними струмами невеликої сили. Структурна схема апарату наведена на рис. 7.

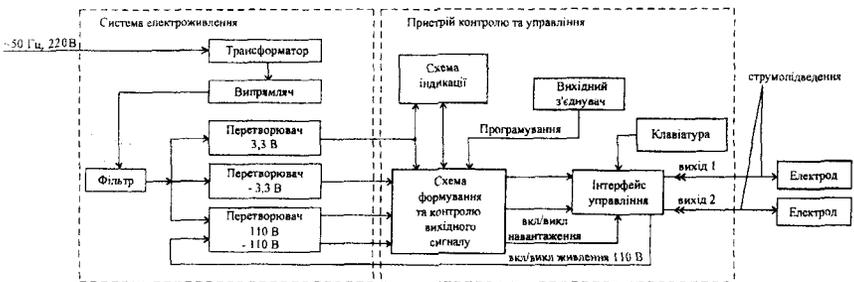


Рис. 7. Структурна схема апарату «АНЕТ-50 М»

Взаємодія всіх пристроїв забезпечується за допомогою мікропроцесора. Програмне забезпечення написано мовою Сі. Сигнал формується в прив'язці до реального часу. Базові форми сигналу збережені в масивах і залежно від поточного часу вибирається відповідний елемент із цих масивів і далі з ним виконуються необхідні математичні операції (різні для кожного режиму), щоб одержати значення для передачі в ЦАП у потрібному форматі.

Для виконання порівняльного аналізу апарату «АНЕТ-50 М» з іншими апаратами для ампліпульстерапії було обчислене значення відносного критерію оцінки якості (1), яке склало 5,2. Найбільш високе значення відносного критерію якості у апарату «АНЕТ-50 М» забезпечено завдяки розширеним функціональним можливостям.

Технічні випробування дослідних зразків апаратів «АНЕТ-50 М» проводилися у вимірювальній лабораторії ВАТ «АТ НДІРВ», акредитованій в системі УкрСЕРПО. В процесі цих випробувань були досліджені всі режими роботи апарату, відповідність параметрів вихідного струму заданим значенням, а також питання електробезпеки.

Апарати «АНЕТ-50 М» пройшли приймальні технічні випробування і кваліфікаційні випробування, в результаті яких було встановлено, що апарати виготовлені за розробленим технологічним процесом з використанням обладнання, призначеного для серійного виробництва, і відповідають вимогам технічних умов ТУ У 33.1-24487685-004:2007.

Медичні та клінічні випробування апарата «АНЕТ-50 М» проводилися фахівцями Інституту серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова АМН України на базі відділення фізіотерапії Інституту травматології та ортопедії АМН України. В проведенні випробувань брали участь лікарі й середній медичний персонал.

У результаті успішного проведення випробувань, відповідно до наказу Державної служби лікарських засобів і виробів медичного призначення від 30.03.2007, апарат «АНЕТ-50 М» внесено до Державного реєстру медичної техніки та виробів медичного призначення України і дозволено до застосування в медичній практиці (Свідоцтво про Державну реєстрацію № 6309/2007).

На підставі проведених випробувань ДП «Харківстандартметрологія» встановило, що апарат «АНЕТ-50 М» відповідає вимогам ДСТУ 3798-98, ДСТУ ІЕС 60601-1-2-2001, ДЕРЖСТАНДАРТ 29156-91, ДЕРЖСТАНДАРТ 30324.10-95, ДЕРЖСТАНДАРТ 30376-95, ДЕРЖСТАНДАРТ 23511-79, ТУ В 33.1-24487685-004:2007, та видало Сертифікат відповідності № 879461, Серія ВБ, що зареєстрований в Реєстрі під № UA1.007.0096514-07.

## ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішене актуальне й важливе науково-практичне завдання підвищення якості формування синусоїдальних модульованих струмів, які широко використовуються в електротерапії для лікування захворювань центральної нервової системи з руховими, вегето-судинними й трофічними порушеннями, захворювань периферичної нервової системи з болючим синдромом, гіпертонічної хвороби, захворювань органів дихання, шлунково-кишкового тракту, суглобів, запалення органів малого тазу і т.д. Отримані результати мають важливе наукове та практичне значення, і були використані при створенні вітчизняного багатofункціонального низькочастотного електротерапевтичного апарату «АНЕТ-50 М». За результатами проведених досліджень можуть бути зроблені наступні основні висновки.

1. У результаті аналізу електротерапевтичних апаратів, які використовуються у медичних установах для проведення процедур ампліпульстерапії, були визначені їхні переваги та недоліки, а експериментальні дослідження цих апаратів дозволили сформулювати принципи побудови вітчизняного апарату для терапії СМС.

2. Розроблені нові математичні моделі генераторів з різними принципами формування синусоїдальних модульованих сигналів дозволили визначити ступінь впливу збурювальних факторів на ті їх параметри, які мають найбільше терапевтичне значення.

3. Аналіз моделей генераторів, виконаний з використанням запропонованого комплексного критерію оцінки відхилень синусоїдальних модульованих сигналів, дозволив встановити, що ступінь впливу збурювальних факторів на параметри вихідного сигналу генератора на базі АПС практично на порядок нижче, ніж у генератора на базі суматора.

4. Аналіз запропонованих схем цифрових генераторів СМС показав, що з точки зору мінімуму витрат і максимуму функціональних можливостей, найкращою є схема генератора з двома ЦПП із ЧПП та перемноженням двох синусоїдальних сигналів.

5. Моделювання синусоїдальних модульованих сигналів, що сформовані цифровим генератором з двома ЦПП із ЧПП, дозволило встановити, що значення комплексного критерію, який характеризує відхилення сигналу від еталонного по всіх параметрах, не перевищує 0,5 %, що дозволяє його використати в електротерапевтичних апаратах навіть без додаткової фільтрації.

6. Експериментальні дослідження макетного зразка генератора СМС показали, що відхилення параметрів його вихідного струму від заданих значень не перевищує 2 %. Вплив зміни напруги живлення на вихідний струм – виключено. Отримані результати підтверджують вірність розроблених принципів побудови генератора СМС.

7. Технічні дослідження розробленого апарату «АНЕТ-50 М», а також визначення значення його відносного критерію оцінки якості (у порівнянні з іншими відомими електротерапевтичними апаратами) показали, що на сьогоднішній день цей апарат не поступається найкращім зразкам завдяки використанню спеціальних технічних рішень.

8. Результати наукових досліджень, основні положення та висновки, а також рекомендації, що викладені в дисертаційній роботі, були використані фірмою «Радмір» ДП АТ «НДІРВ» при створенні електротерапевтичного апарату «АНЕТ-50 М». Отримані наукові результати використані у навчальному процесі на кафедрі «Промислова і біомедична електроніка» Національного технічного університету «ХП».

### **СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ**

1. Верещак В.А. Анализ показателей качества аппаратов для амплипульс-терапии / Сокол Е.И., Кипенский А.В., Верещак В.А., // Технічна електродинаміка. Тем. вип. Силовая електроніка та енергоефективність. – Київ: ІЕД НАНУ, 2006. – Ч.3. – С. 123-130.

2. Верещак В.А. Проблемы технического обеспечения системы здравоохранения Украины и перспективы их решения / Сокол Е.И. Кипенский А.В, Верещак В.А. // Технічка електродинаміка. Київ. ІЕД НАНУ, 2006. Тем. вип. Проблеми сучасної електротехніки.– 2006.– Ч.4. – С.116-122.

3. Верещак В.А. Анализ влияния возмущающих факторов на параметры

синусоидальных модулированных сигналов / Сокол Е.И., Кипенский А.В., Король Е.И., Верещак В.А. // Вісник Національного технічного університету «ХПІ». Збірник наукових праць. Тем. вип. Нові рішення в сучасних технологіях. – Харків: НТУ «ХПІ». – 2009. – №15. – С.39-49.

4. Верещак В.А. Анализ синусоидальных модулированных сигналов, сформированных цифровым генератором / Сокол Е.И., Кипенский А.В., Король Е.И. // Вісник Національного технічного університету «ХПІ». Збірник наукових праць. Тем. вип. Нові рішення в сучасних технологіях. – Харків: НТУ «ХПІ» – 2009. – №37. – С.37-41.

5. Верещак В.А. Аппаратное обеспечение амплипульстерапии и перспективного развития / Верещак В.А., Кипенский А.В., Король Е.И., Юсеф Салех Н.З.М. // Информационные технологии: наука, техника, технология, образование, здоровье. Международная научно-практическая конференция 15-16 мая 2003 г. – Харьков: НТУ «ХПИ» – 2003. – С. 444.

6. Верещак В.А. Перспективы расширения функциональных возможностей аппаратов для амплипульстерапии / Верещак В.А., Кипенский А.В., Король Е.И. // IV Международный симпозиум «Электроника в медицине. Мониторинг, диагностика, терапия», С.–Пб.: НИИ кардиологии МЗ РФ, 2004. – №35. – С. 135.

7. Верещак В.А. Цифровые генераторы синусоидальных модулированных токов для амплипульстерапии / Верещак В.А., Кипенский А.В., Король Е.И. // Нові медичні технології в клінічній та курортній практиці. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю, 20-22 травня 2004 р. – К.: НМЦ «Мединтех», 2004. – С. 160-162.

8. Верещак В.А. Определение параметров синусоидальных модулированных сигналов / Сокол Е.И., Кипенский А.В., Король Е.И., Верещак В.А., // Сборник научных трудов 3-го Международного радиоэлектронного форума «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития» (МРФ'2008), 22-24 октября 2008 г., г. Харьков. – Харьков: АНПРЭ, ХНУРЕ, 2008. – Т. IV. – С. 34-37.

9. Верещак В.А. Многофункциональный аппарат для низкочастотной электротерапии АНЭТ-50М / Верещак В.А. // Матеріали ХХІХ Міжнародної науково-практичної конференції «Применение лазеров в медицине и биологии», Харьков 2008 г. – Харьков – 2008. – С.205-207.

10. Верещак В.А. Анализ параметров и характеристик аппаратов для амплипульстерапии / Сокол Е.И., Куличенко В.В., Верещак В.А. // Матеріали ХVІІ міжнародної науково-практичної конференції, м. Харків. Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я. – Харків: НТУ «ХПІ». – 2009. – Ч.1. – С. 524.

## АНОТАЦІЇ

**Верещак В. О. Цифровий апарат з розширеними функціональними можливостями для терапії синусоїдальними модульованими струмами. –**

Рукопис.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи. – Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, 2010.

Дисертація присвячена питанням розгляду принципів побудови апаратів для терапії СМС із розширеними функціональними можливостями та підвищеною точністю дозування параметрів впливу. Проведено аналіз технічного забезпечення ампліпульстерапії та їх експериментальні дослідження. Розроблено відносний критерій оцінки якості апаратів. Визначено принципи побудови сучасного вітчизняного електротерапевтичного апарата. Розроблено математичні моделі генераторів СМС і проведені дослідження впливу на їхні вихідні сигнали різних збурюючих факторів. Розроблено схеми цифрових генераторів СМС та проведені їх дослідження.

Запропоновані принципи цифрового формування СМС використані при розробці багатфункціонального електротерапевтичного апарата «АНЕТ-50 М», серійне виробництво якого на цей час освоєне фірмою «Радмір» ДП АТ «НДРВ» (м. Харків).

**Ключові слова:** ампліпульстерапія, синусоїдальні модульовані струми, амплітудно-модульований сигнал, генератор гармонійного сигналу, цифровий генератор, мікроконтролер, електротерапевтичний апарат.

**Верещак В.А. Цифровой аппарат с расширенными функциональными возможностями для терапии синусоидальными модулированными токами.** – Рукопись.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 – биологические и медицинские приборы и системы. – Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков, 2010.

Диссертация посвящена вопросам рассмотрения принципов построения аппаратов для терапии синусоидальными модулированными токами (СМТ) с расширенными функциональными возможностями и повышенной точностью дозирования параметров воздействия.

Рассмотрены основные принципы амплипульстерапии – метода воздействия СМТ с лечебной целью. Определены те параметры СМТ, которые влияют на специфику терапевтического эффекта. Проведен анализ технического обеспечения амплипульстерапии и разработан относительный критерий оценки качества, который был использован в процессе сопоставительного анализа аппаратов для проведения терапии СМТ.

Проведены экспериментальные исследования аппаратов для амплипульстерапии и определены их преимущества и недостатки. Сформулированы принципы построения современного отечественного електротерапевтичного апарата.

Разработаны математические модели генераторов СМТ и проведены исследования влияния на их выходные сигналы различных возмущающих факторов. Для определения степени влияния возмущающих факторов на выходные сигналы генераторов при разных принципах их построения предложен комплексный критерий оценки отклонений от эталонного сигнала. Показано, что степень влияния возмущающих факторов на параметры выходного сигнала генератора на базе аналогового перемножителя сигнала на порядок ниже, чем у генератора на базе сумматора.

Разработаны схемы цифровых генераторов СМТ и проведен их сравнительный анализ. Определен наиболее эффективный вариант генератора формирования СМТ. Проведено сравнение выходного сигнала этого генератора с эталонным, которое показало, что отклонение его параметров не превышает допустимых показателей.

С использованием предложенных принципов формирования СМТ был изготовлен макетный образец цифрового генератора. Проведенные экспериментальные исследования макетного образца показали, что отклонение параметров выходного тока от заданного значения не превышает 2 %. Влияние изменений напряжения питающей сети на выходной ток аппарата исключено.

Предложенные принципы формирования СМТ использованы при разработке многофункционального электротерапевтического аппарата «АНЭТ-50 М». Этот аппарат прошел все необходимые технические испытания и медицинскую апробацию. Он внесен в государственный реестр медицинской техники и изделий медицинского назначения Украины и разрешен к серийному производству и применению в медицинской практике.

Серийное производство аппарата «АНЭТ-50 М» в настоящее время освоено фирмой «Радмир» ДП АО «НИИРИ» (г. Харьков).

**Ключевые слова:** амплипульстерапия, синусоидальные модулированные токи, амплитудно-модулированный сигнал, генератор гармонического сигнала, цифровой генератор, микроконтроллер, электротерапевтический аппарат.

**Vereshchak V.O. Digital Apparatus with Extended Functionality for Sinusoidal Modulated Current Therapy.** – Manuscript.

Thesis for a Candidate of Technical Sciences on the speciality 05.11.17 – Biological and Medical Devices and Systems. – Kharkiv National University of Radio Electronics, Kharkiv, 2010.

The thesis is concerned with studying principles of construction of Sinusoidal Modulated Current (SMC) therapy apparatus with extended functionality and enhanced precision of influencing variable measuring. Analysis of amplipulse therapy equipment support has been performed and relative evaluation criterion of apparatuses quality has been designed. Their experimental research has been conducted. Principles of a state-of-the-art home electrotherapeutic apparatus construction have

been defined. Mathematical models of SMC generators have been developed, and research of various exciting factor influence on their output signals has been conducted. Digital SMC generator circuits have been designed and their researches have been conducted.

The proposed principles of digital SMC formation have been applied for development of a multifunctional electrotherapeutic apparatus «ANET-50 M», serial production of which is currently mastered by RADMIR company of the State Enterprise Joint Stock Company NIIRI (Kharkiv).

**Keywords:** amplipulse therapy, sinusoidal modulated current, amplitude-modulated signal, harmonic signal generator, digital generator, microcontroller, electrotherapeutic apparatus.

---

Підписано до друку 07.12.2010 р. Формат 60x90/16.  
Обсяг 0,9 ум.-друк. арк. Папір офсетний. Друк різнограф.  
Наклад 100 прим. Зам. № 283.

---

Надруковано у центрі оперативної поліграфії ТОВ «Рейтинг».  
Свідоцтво про держ. реєстрацію ю.о. 24668889.  
61022, м. Харків, вул. Сумська, 37. Тел. (057) 700-53-51, 714-34-26,  
пров. Соляниківський, 4. Тел. (057) 771-00-92, 771-00-96.