

DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt214.04.074>

CC BY-NC

КУЦЯК О.А.¹, канд. техн. наук,

в.о. зав. відд. біоелектричного керування та медичної кібернетики

<https://orcid.org/0000-0003-2277-7411>, e-mail: spirotech85@ukr.net

ВОВК М.І.¹, канд. біол. наук, старш. наук. співроб.,

пров. наук. співроб., відд. біоелектричного керування та медичної кібернетики

<https://orcid.org/0000-0003-4584-9553>, e-mail: imvovk3940@gmail.com

МАЦАЄНКО А.М.², канд. техн. наук,

стар. викладач

<https://orcid.org/0000-0003-1149-7318>, e-mail: matsaenko2007@ukr.net

¹ Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних

технологій та систем НАН України та МОН України,

пр. Акад. Глушкова, 40, Київ, 03187, Україна

² Військовий інститут телекомунікацій та інформатизації імені Героїв Крут

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ОПЕРАТИВНОГО ВІДНОВЛЕННЯ / КОРИГУВАННЯ АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ДЛЯ ВИКОНАННЯ РУХОВОГО ЗАВДАННЯ

Вступ. Умови воєнного і післявоєнного стану висувують першочергові вимоги до розроблення та впровадження нових інформаційних технологій відновлення / коригування рухових функцій, серед яких головними є персоналізація, мобільність, оперативність, зручність застосування, як у клінічних, так і позаклінічних умовах.

Мета статті — розглянути теоретичні і практичні засади синтезу технології відновлення/коригування активності м'язів для виконання рухового завдання кінцівками за допомогою цифро-аналогового апарата програмної міоелектростимуляції «МіоАктивСинтез-4».

Результати. Розроблено теоретичні та практичні засади синтезу інформаційної технології відновлення / коригування активності м'язів для виконання рухового завдання кінцівками, яка задовольняє головним вимогам — персоналізації, оперативності, мобільності, зручності застосування як у клінічних, так і позаклінічних умовах. Технологію реалізує новий клас цифро-аналогових багатоканальних програмних стимуляторів — чотириканальний програмний електроміостимулятор «МіоАктивСинтез-4». Апарат призначено для виконання певного завдання рухами кінцівок, а також тонкої моторики кисті для відновлення усного мовлення.

© Publisher PH «Akademperiodyka» of the NAS of Ukraine, 2023

Розглянуто структурно-функційну модель електроміостимулятора «МіоАктивСинтез-4». Наведено головні функційні модулі апарата та визначено їхнє виконання: модулі вибору каналів стимуляції та синтезу програм стимуляції — цифрове, модулі стимуляції та інтерфейс користувача — аналогове. Для оброблення інформації в цифровому вигляді обрано застосування програмованої логіки. Розглянуто таблиці істинності, на яких базується певний алгоритм вибору каналів стимуляції для формування програм стимуляції за вибраними каналами. Розглянуто структурно-функційну схему технічної реалізації формування рухів кінцівок цифро-аналоговим апаратом «МіоАктивСинтез-4».

Висновки. Подальші дослідження спрямовано на дообладнання апаратів типу «МіоАктивСинтез-4» сучасними інтерфейсами, засобами контролю та діагностики з метою підвищення зручності застосування та оперативності персоналізованого відновлення/коригування рухів кінцівок, що вкрай важливо після травм і поранень військових і цивільних, дорослих і дітей в час воєнного і післявоєнного стану.

Ключові слова: інформаційна технологія, алгоритм, персоналізоване керування, м'язова активність, програмний модуль, міостимулятор, цифро-аналогова реалізація, рухове завдання, модель руху, оперативне коригування.

ВСТУП

Кількість хворих, дорослих і дітей, з патологією рухових функцій значно зросла, внаслідок воєнних дій. Умови воєнного і післявоєнного стану висувають першочергові вимоги до розроблення та впровадження нових інформаційних технологій відновлення/коригування рухових функцій, серед яких головними є:

- персоналізація, мобільність, оперативність, зручність сприйняття і застосування не тільки у профільних медичних установах, але й у польових умовах, індивідуально, вдома — як продовження лікування;
- розширення гама рухових функцій, які підлягають відновленню/коригуванню рухових можливостей кінцівок.

Відповідно до цих вимог у процесі виконання попередніх досліджень розроблено теоретичні та практичні засади синтезу та технічно реалізовано дві модифікації чотириканальних програмних міоелектростимуляторів, що реалізують персоналізоване коригування окремих фаз активності м'язів, які залучаються у виконання циклічних рухів кінцівок [1], а також тонкої моторики кисті для відновлення мовлення [1–3]. На відміну від відомих стимуляторів з детермінованими штучно-синтезованими програмами (наприклад, Enraf Nonius Endomed 484 [4], Enraf Nonius Myomed 134 [5], RehaStim HASOMED [6], Complex [7, 8] та ін. [9–12]), обидві модифікації «ТренКорСинтез-4» і «МіоАктивСинтез-4» мають гнучку структуру синтезу програм міостимуляції залежно від функційної завдання коригування, від певного рухового завдання.

Програма (модель) залучення м'язів у виконання руху загалом і окремих фаз їх виконання апаратами «ТренКорСинтез-4» і «МіоАктивСинтез-4» уможливило відпрацювання окремих фаз руху, внесення змін у програму руху залежно від функційного завдання коригування та рухового завдання.

Щоб реалізація циклічного руху відповідала руховому завданню, необхідно мати не лише дані про просторово-часові співвідношення активності м'язів, що залучаються до руху [12], але й різні відомості про властивості об'єкта маніпулювання, тобто необхідно мати біологічний

зворотний зв'язок (БЗЗ) з об'єктом маніпулювання. Таку функцію виконує наглядне відображення на передніх панелях сформованої для відпрацювання програми (моделі руху) [1]. В апараті «ТренКорСинтез-4» — це топологія натиснутих кнопок, яка візуально відображає просторово-часове розміщення активних фаз стимуляції в циклі. В апараті «МіоАктивСинтез-4» — це світлодіодне просторово-часове поле активних фаз стимуляції у каналах, яке відображує набрану програму та довжину циклу. По суті, такі «інтерфейси» виконують функцію БЗЗ (зорового) для пацієнта і користувача (лікаря). Для пацієнта відображення програми підвищує мотивацію до активного залучення в реабілітаційний процес, допомагає свідомо контролювати виконання програми, що сприяє залученню додаткових резервів організму на відновлення/коригування м'язової активності. Для користувача (лікаря) такий інтерфейс є додатковим інструментом відпрацювання програми керування координацією руху загалом і окремих фаз його виконання, а також внесення змін у програму (модель) руху.

Проте структурно-функціональна організація формування м'язової активності циклічних рухів в апаратах «МіоАктивСинтез-4» і «ТренКорСинтез-4» має певні відмінності. В апараті «ТренКорСинтез-4» користувачем (лікарем) заздалегідь встановлено тривалість циклу програми, тобто загальна тривалість складного руху визначає тривалість активності-паузи для кожного м'яза, який задіяно у виконання складного руху. У цьому разі зміна тривалості м'язової «активності-паузи» (відпочинку) потребує зміни тривалості циклу. Це обмежує можливості оперативного коригування «активність-пауза» кожного м'яза для виконання певного рухового завдання.

В апараті «МіоАктивСинтез-4» навпаки: тривалість «активність-пауза» кожного м'яза, що втягується в рух, визначає тривалість складного руху загалом, тобто тривалість циклу, що уможливило оперативніше коригування рухового завдання.

Для збільшення відповідності структурно-функційної організації апарата «МіоАктивСинтез-4» першочерговим вимогам проведено його модернізацію — виконання частини функційних модулів, які відповідають за керування синтезом програм міостимуляції, на сучасній елементній базі із застосуванням мікроконтролерів, тобто перехід цих блоків на цифро-аналогову реалізацію.

Адже відомо, що цифро-аналогова реалізація уможливить зменшення енергоспоживання, зменшення габаритів пристрою, підвищення надійності пристрою загалом внаслідок спрощення схемотехнічного рішення зазначених модулів, надання у майбутньому (за потреби) можливості дообладнання пристрою сучасними інтерфейсами і засобами контролю, а також підвищення завадостійкості пристрою. Такі переваги особливо важливі в умовах воєнного і післявоєнного стану [13].

Мета статті — проаналізувати теоретичні і практичні засади технології відновлення/коригування активності м'язів для виконання рухового завдання за допомогою цифро-аналогового апарата програмної міоелектростимуляції «МіоАктивСинтез-4».

ЦИФРО-АНАЛОГОВИЙ ЧОТИРИКАНАЛЬНИЙ ПРОГРАМНИЙ ЕЛЕКТРОМІОСТИМУЛЯТОР «МІОАКТИВСИНТЕЗ-4»

«МіоАктивСинтез-4» — це новий клас цифро-аналогових багатоканальних міоелектростимуляторів персоналізованого формування складних рухів і коригування взаємодії окремих фаз виконання складного руху. Розглянемо теоретичні і практичні засади організації персоналізованого формування складних рухів кінцівок для виконання певного рухового завдання за допомогою цифро-аналогового апарата «МіоАктивСинтез-4».

Теоретичні засади синтезу технології оперативного персоналізованого керування рухами кінцівок цифро-аналоговим програмним міоелектростимулятором «МіоАктивСинтез-4».

Структурно-функційну модель чотириканального програмного електроміостимулятора «МіоАктивСинтез-4» подано на Рис. 1. Головними функційними модулями апарата є модуль вибору каналів стимуляції М1, модуль синтезу програм стимуляції М2, модуль стимуляції М3 та інтерфейс користувача М4. Модулі М1 і М2 передбачають цифрове виконання, а модулі М3 і М4 – аналогове. Спільною для всіх модулів є кнопка УВІМК, яка запускає живлення (5 В) цих модулів. Кнопками КН1 – КН4 (1 – 4) встановлюються відповідні канали стимуляції для подальшого формування та відпрацювання програми стимуляції в цих каналах, а кнопкою ПУСК/СТОП запускається і відображається на інтерфейсі власне процес стимуляції.

Функцією модуля вибору каналів стимуляції М1 є запуск блоків синтезу програми стимуляції (2.1 – 2.4) модуля М2 відповідно до вибраних каналів, формування поточного терміну циклу стимуляції у режимі "online", повторення циклів, тобто повторення виконання певного рухового завдання кінцівками. Для формування терміну циклу стимуляції на входи (1' – 4') з модуля М2 надходить сигнал за зворотним зв'язком про завершення роботи кожного з вибраних каналів. Поточний термін циклу стимуляції визначається відпрацюванням останнього в часі каналу. За потребою, щоб надати пацієнту певний відпочинок після виконання рухового завдання, передбачено встановлення паузи, тривалість якої регулюють потенціометром R0 (Рис. 1) або натисканням кнопки ПУСК/СТОП.

Функція модуля синтезу програм стимуляції М2 – це синтез програми стимуляції в кожному з незалежних каналів. З модуля М1 на входи модуля М2 надходять сигнали, що запускають блоки синтезу програми стимуляції кожного каналу (2.1 – 2.4) відповідно до вибраних каналів. Ці блоки на виходах формують сигнали стимуляції, що йдуть на входи модуля стимуляції М3. У цих блоках потенціометрами R (Рис. 1), де перша цифра – номер каналу (1–4), а друга цифра визначає номер потенціометра (1-3), регулюються часові характеристики програми стимуляції у кожному каналі: початок синтезу програми у вибраному каналі (1) (зміщення відносно нульової точки), фронт наростання (2) та активна фаза (3) міостимуляції в межах від 2 с до 15 с. Такі часові співвідношення взаємодії окремих фаз активності м'язів, залучених для виконання певного рухового завдання кінцівками, може бути змінено у кожному каналі незалежно від інших за допомогою потенціометрів у процесі налаштування / відпрацювання програми стимуляції.

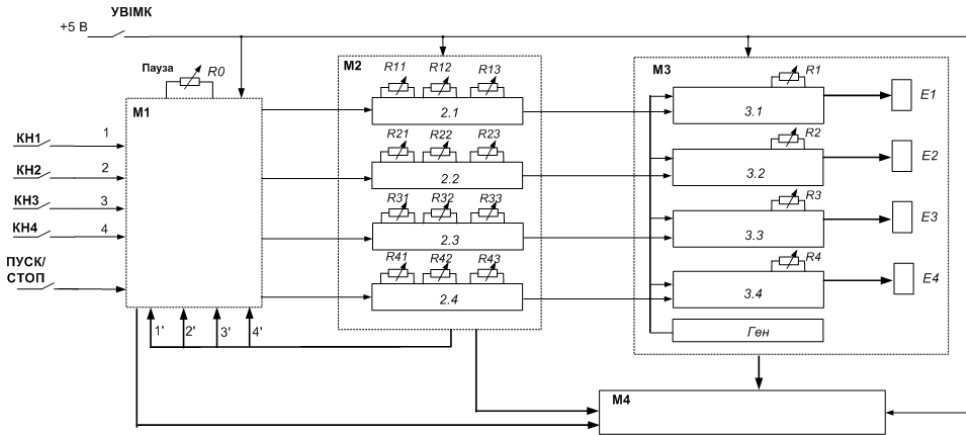


Рис. 1. Структурно-функційна модель апарата «МіоАктивСинтез-4»

З виходу відповідного блоку синтезу програми стимуляції модуля М2 надходить сигнал стимуляції амплітудою 5В на входи блоків активних каналів модуля стимуляції М3. Після закінчення цього сигналу настає пауза в роботі відповідного каналу (1 – 4), а також відтворюється зворотний зв'язок (1' – 4') у модуль М1 про відпрацювання цього сигналу у поточному циклі. Після відпрацювання всіх каналів у циклі стимуляції настає пауза між циклами, що регулюється у модулі М1.

Функція модуля стимуляції М3 (Рис. 1) — це виведення з кожного каналу аналогового сигналу стимуляції для виконання певного рухового завдання. Цей модуль містить блоки підсилення стимуляції для кожного каналу (3.1 – 3.4), до яких надходять сформовані сигнали стимуляції у вигляді фронту наростання та власне активної фази. Цей модуль також містить генератор імпульсів (Ген), що синтезує імпульси стимуляції, які заповнюють сигнал стимуляції.

У блоках підсилення сигнал стимуляції підсилюється до досягнення рівня м'язової активності, необхідного для виконання певного рухового завдання. Потенціометрами R (1–4), де цифра вказує на номер каналу, регулюється сила струму стимуляції. У кожному каналі підсилений сигнал стимуляції надходить на електроди стимуляції E (1–4), де цифра вказує на номер каналу. Такі електроди є парними і їх закріплюють на вибраний м'яз пацієнта для виконання певного рухового завдання. У разі відсутності роботи певного каналу (немає імпульсів стимуляції) відбувається коротке замикання електродів для уникнення залишкового сигналу на м'язах [14].

Функцією модуля інтерфейсу користувача М4 (Рис. 1) є надання необхідної інформації про перебіг процесів стимуляції – програми (моделі) руху, та внесення змін до неї у процесі відпрацювання. Цей модуль складається з панелі керування та панелі індикації, які виконано як нижня та верхня панелі конструкції апарата «МіоАктивСинтез-4» відповідно [1]. На входи цього модуля надходять сигнали з модулів М1 — М3, що керують на панелі індикації засвіченням світлодіодів. На панелі індикації розташовано світлодіодну індикацію: запуску, зупинення та паузи програми міостимуляції, каналів, моменту початку синтезу міостимуляції (зміщення), тривалості

фронту наростання і тривалості фази сигналу міостимуляції, а також рівня сили струму міостимуляції для кожного каналу [1].

Особливість структурно-функціональної організації синтезу програми міостимуляції за допомогою апарата «МіоАктивСинтез-4» полягає в тому, що сформована і відпрацьована програма міостимуляції визначає тривалість циклу програми незалежно від того, чи канали працюють один за одним, чи повністю або частково збігаються у часі з урахуванням пауз (відпочинку) активних м'язів, а також пауз (за потребою) між циклами руху, що уможливорює більш оперативне коригування рухового завдання та навантаження на м'язи за допомогою внесення змін у програму (модель) руху та параметри сигналів міостимуляції.

ПРАКТИЧНІ ЗАСАДИ СИНТЕЗУ ЦИФРО-АНАЛОГОВОГО ЧОТИРИКАНАЛЬНОГО ПРОГРАМНОГО МІОЕЛЕКТРОСТИМУЛЯТОРА ОПЕРАТИВНОГО ПЕРСОНАЛІЗОВАНОГО КЕРУВАННЯ РУХАМИ КІНЦІВОК «МІОАКТИВСИНТЕЗ-4»

Передумови практичної реалізації оперативного персоналізованого формування рухів кінцівок цифро-аналоговими функційними модулями апарата «МіоАктивСинтез-4». МіоАктивСинтез-4 – спеціалізована цифро-аналогова система персоналізованого формування рухів і коригування взаємодії окремих фаз їх виконання. Така система передбачає застосування мікроконтролерів.

Мікроконтролер можна розглядати як систему, призначену для оброблення сигналів та видання вихідних сигналів, в якості яких можуть бути аналогові та цифрові сигнали, цифрові коди, послідовності цифрових кодів. Оброблення та зберігання інформації виконується в ньому у цифровому вигляді [15]. Традиційні цифрові системи, як правило, реалізовані на базі «жорсткої» логіки, оскільки алгоритми оброблення та зберігання інформації в них жорстко пов'язано зі схемотехнікою системи. У разі зміни функцій таких систем виникає необхідність їх перепроєктування і переналаштування. Проте цей недолік долається застосуванням системи з програмованою логікою [16]. Тому на теперішньому етапі модернізації електроміостимулятора «МіоАктивСинтез-4» обрано застосування програмованої логіки мікроконтролера для оброблення інформації в цифровому вигляді.

У рамках цифро-аналогової реалізації чотириканального апарата «МіоАктивСинтез-4» передбачено можливість виконання його модулів вибору каналів стимуляції (М1) та синтезу програм стимуляції (М2) на мікроконтролерах.

Для реалізації модуля М1 вводяться таблиці істинності, що будуються на базі цифрової логіки [17] і надають динаміку цифрового сигналу (Табл. 1). Комбінація 1 (табл. 1) описує ситуацію активації всіх кнопок вибору каналів з деактивованою кнопкою ПУСК/СТОП – на виходах модуля немає сигналів (логічний нуль). Комбінації 2 і 3 здійснюються послідовно: 2 – після запуску каналів проходить цикл програм стимуляції, 3 – надійшли повідомлення про всі відпрацьовані канали і запустився режим паузи.

Таблиця 1. Таблиця істинності для модуля вибору каналів стимуляції *

№ конт. / № комб.	Входи				ПУСК/ СТОП	Зворотний зв'язок				Пауза	Виходи каналів			
	1	2	3	4		1'	2'	3'	4'					
1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1
3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0

* Позначення у таблиці відповідно до рис. 1: № конт. — номер контакту, № комб. — номер комбінації

Таблиця 2. Таблиця істинності для *i*-го каналу*

№ конт. / № комб.	Вхід			Вихід каналів
	КН (1-4)	ПУСК / СТОП	пауза	
1	0	1 або 0	0 або 1	0
2	1 або 0	0	-	0
3	1	1	1	0
4	1	1	0	1

* Позначення у таблиці відповідно до рис. 1: № конт. — номер контакту, № комб. — номер комбінації; КН (1-4) — кнопка активації певного каналу стимуляції

Для опису роботи певного каналу у цьому модулі у табл. 2 подано можливі комбінації динаміки його сигналу. Комбінація 4 описує ситуацію, коли на виході будь-якого вибраного каналу є сигнал запуску формування сигналу міостимуляції за умови встановлення цього каналу з активацією кнопки ПУСК/СТОП і відсутністю сигналу паузи. За інших умов на виході цього каналу немає сигналу (Табл. 2).

Надані таблиці істинності є основою алгоритму програми роботи модуля М1 на мікроконтролері для подальшого синтезу програм стимуляції модулем М2.

Технічна реалізація керування синтезом програм міостимуляції на базі мікроконтролерів. Відповідно до структурно-функційної моделі (Рис. 1) модуль вибору каналів стимуляції М1 технічно реалізовано мікроконтролером АТМega168 (мікросхема IC1), а кожен з чотирьох ідентичних незалежних каналів модуля синтезу програм стимуляції М2 технічно реалізовано мікроконтролером АТМega328P (мікросхема IC2) з одноканальним цифро-аналоговим перетворювачем (ЦАП) МСР4921 (мікросхема IC3). З'єднувачі Х0, Х1, Х2, Х3 призначено для взаємодії між мікроконтролерами, ЦАП, панелями керування та індикацією (Рис. 2).

Панель керування містить потенціометри *R1*, *R2* та *R3* для кожного каналу стимуляції. Ці потенціометри відповідають потенціометрам *R* у модулі М2 відповідно до структурно-функціональної моделі (Рис. 1). Ними регулюють часові характеристики сигналу стимуляції: часову затримку початку синтезу програми у вибраному каналі (*R1*), фронт наростання сигналу міостимуляції (*R2*) та власне активну фазу міостимуляції (*R3*).

Мікроконтролером *IC1* забезпечується початок і кінець циклу стимуляції, примусова зупинка всього процесу, а також взаємодія з каналами. Кнопками вибору каналів (виводи *PD2*, *PD4*, *PD6*, *PB0* на *IC1*

відповідно для 1-го, 2-го, 3-го, 4-го каналів) визначаються активні канали міостимуляції. Потенціометром $R0$ ($PC6$ на $IC1$) регулюється тривалість паузи між циклами стимуляції.

У мікроконтролері $IC2$ для синтезу сигналу стимуляції здійснюється:

- встановлення часових характеристики сигналу стимуляції за сигналами (виводи $PC4$, $PC3$, $PC2$ на $IC2$) від відповідних потенціометрів на панелі керування $R1$, $R2$ та $R3$;
- формування імпульсів з тривалістю фронту наростання (пилкоподібний сигнал) ($PD0$ на $IC2$) та тривалістю активної фази ($PD1$ на $IC2$) сигналу міостимуляції (Рис. 2).

Зв'язки між мікроконтролерами $IC1$ і $IC2$ для обміну сигналами між ними реалізовано виводами $PD4$, $PD5$, $PD6$ мікроконтролера $IC2$ та виводами $PC0$, $PD3$, $PD5$, $PD7$, $PB1$, $PB3$ мікроконтролера $IC1$. Сигнал про термінове припинення роботи всіх каналів надходить з виводу $PC0$ мікроконтролера $IC1$ на вивід $PD4$ мікроконтролерів $IC2$ кожного активного каналу. Сигнал про активацію/деактивацію вибраного каналу надходить з відповідного виводу мікроконтролера $IC1$ (виводи $PD3$, $PD5$, $PD7$, $PB1$) на вивід $PD5$ мікроконтролера $IC2$. Сигнал-звіт про виконання циклу стимуляції та готовності переходу до наступного циклу надходить з виводу $PD6$ мікроконтролера $IC2$ кожного активного каналу на вивід $PB3$ мікроконтролера $IC1$.

Обмін інформацією мікроконтролера $IC2$ з ЦАП здійснюється за допомогою з'єднання виводів $PB2$, $PB3$, $PB5$ мікроконтролера $IC2$ з відповідними виводами CS , $SCLK$, $MOSI$ на ЦАП. Саме ЦАП каналу за інформацією від мікроконтролера у встановлені моменти часу формує відповідної тривалості фронт наростання (пилкоподібний сигнал) та власне активну фази з наступним їх передаванням (вивід $Vout$) на відповідний блок модуля стимуляції $M3$.

Індикацію подано двоколірними світлодіодами, зміна кольорів яких інформує про поточне виконання програми (моделі) руху. Індикація інформації здійснюється за допомогою надходження сигналів з мікроконтролерів на відповідні під'єднання світлодіодів.

Світлодіоди $LED2$ відповідають за індикацію стану кнопки ПУСК/СТОП. Для їх роботи подаються сигнали для червоного ($PC2$ на $IC1$) та зеленого ($PC3$ на $IC1$) кольорів.

Поточний стан роботи каналів (очікування або стан формування сигналу) відображається за допомогою світлодіодів $LED4$ та $LED6$. Світлодіоди $LED4$ відповідають за індикацію вибору каналу стимуляції, а світлодіоди $LED6$ – за індикацію активної фази стимуляції. Для роботи світлодіодів $LED4$ та $LED6$ подаються сигнали для червоного ($PD7$ і $PB4$ на $IC2$) та зеленого ($PB0$ і $PB1$ на $IC2$) кольорів. Для одержання жовтого кольору світлодіода сигналами одночасно засвічуються обидва кольори світлодіода.

Програма керування синтезом програм міостимуляції, завантажена у мікроконтролери, працює за таким алгоритмом.

У момент увімкнення живлення мікроконтролери $IC1$ та $IC2$ (Рис. 2) переходять в режим ініціалізації. Водночас засвічується світлодіод $LED2$ червоним кольором ($PC2$ на $IC1$).

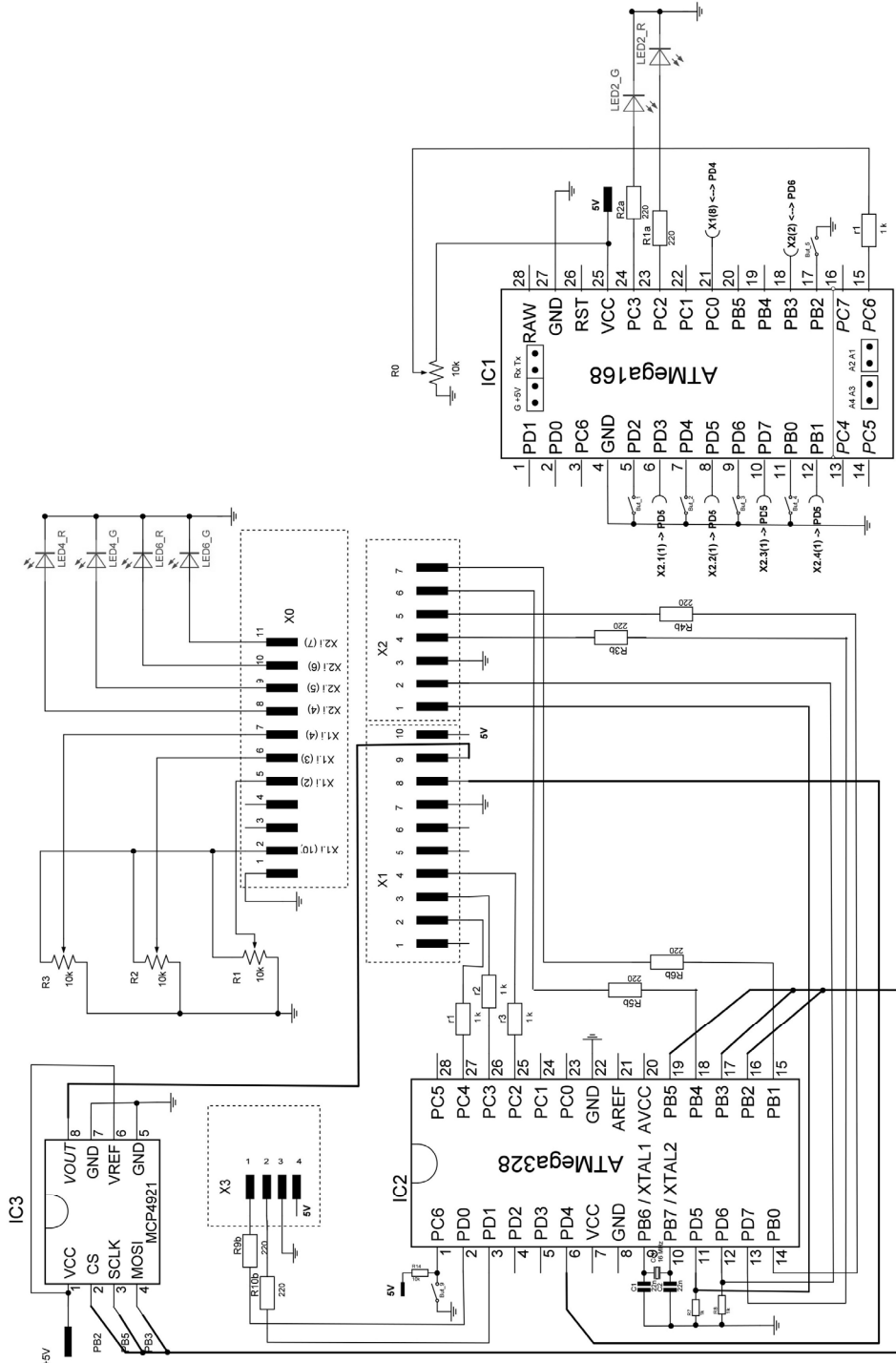


Рис. 2. Структурно-функціональна схема технічної реалізації формування рухів кінцівок за допомогою цифро-аналогового апарату «МіоАктивСинтез-4»

Вибір каналу міостимуляції здійснюється однократним натисканням відповідної кнопки при мікроконтролері IC1. У кожному каналі мікроконтролер IC2 очікує сигнал вибору каналу (PD5 на IC2) та сигнал старту (PD6 на IC2) від мікроконтролера IC1. Із надходженням сигналу вибору засвічуються світлодіоди: LED4 – зеленим (PB0 на IC2), а LED6 – жовтим (PB4 і PB1 на IC2).

Скасування вибору активного каналу або помилкового його вибору здійснюється повторним натисканням кнопки його вибору: знімається сигнал вибору цього каналу (PD5 на IC2) і програма переводить його мікроконтролер IC2 в режим очікування. Під час деактивації каналу відповідні світлодіоди загаснуть.

Запуск стимуляції розпочинається з надходженням сигналу активації кнопки ПУСК/СТОП (PB2 на IC1): світлодіод LED2 засвічується зеленим (PC3 на IC1).

Здійснюється зчитування напруги поточного стану потенціометрів R1, R2, R3 кожного з вибраних каналів та перерахунок одержаних значень напруги у часові інтервали. Мікроконтролером IC2 формується часова затримка початку синтезу сигналу стимуляції з тривалістю, встановленою потенціометром R1: світлодіод вибраного каналу LED4 засвічується жовтим (PD7 і PB0 на IC2). У момент формування фронту наростання (пилкоподібний сигнал) амплітудою 5 В з тривалістю, встановленою потенціометром R2, світлодіод LED4 засвічується червоним (PD7 на IC2), а LED6 – зеленим (PB1 на IC2). У момент формування активної фази сигналу стимуляції з тривалістю, встановленою потенціометром R3, світлодіод LED6 засвічується червоним (PB4 на IC2).

Програма мікроконтролерів відслідковує зміни параметрів сигналу стимуляції (зміщення, фронт наростання, активна фаза) у кожному каналі в режимі "online" і, у разі зміни цих параметрів відповідними потенціометрами, виконує зміни сигналу стимуляції.

Із закінченням активної фази сигнал про відпрацювання поточного каналу формується і передається мікроконтролером IC2 (PD4) на мікроконтролер IC1. Водночас світлодіод LED6 засвічується жовтим (PB4 і PB1 на IC2), а LED4 – зеленим (PB0 на IC2).

Протягом усього часу роботи програма мікроконтролера відслідковує стан виводів PD5 і PD6 мікроконтролера IC2 кожного активного каналу, зокрема на наявність одночасно низького рівня. Це відбувається тоді, коли всі активні канали відзвітували про закінчення роботи. У цьому разі мікроконтролером IC1 запускається пауза тривалістю, встановленою потенціометром R0: світлодіод LED2 засвічується жовтим (PC2 і PC3 на IC1).

Після паузи програма повторно ініціалізує мікроконтролери, опитує потенціометри і продовжує роботу вибраних каналів у новому циклі стимуляції.

Цифро-аналогова реалізація апарата «МіюАктивСинтез-4», яка забезпечує виконання модуля вибору каналів стимуляції на мікроконтролері та модуля синтезу програм стимуляції на мікроконтролерах з цифро-аналоговими перетворювачами, організацію зв'язків між цими модулями з програмною реалізацією керування синтезом програм міостимуляції цими модулями може сприяти зменшенню енергоспоживання, підвищенню завадостійкості, надійності пристрою внаслідок спрощення схемотехнічних рішень зазначених модулів, а також сприяє більш оперативному персоналізованому формуванню /

коригуванню виконання певного рухового завдання завдяки застосуванню програмованої логіки мікроконтролерів.

ВИСНОВКИ

Розроблено теоретичні та практичні засади синтезу інформаційної технології оперативного формування/коригування активності м'язів для виконання певного рухового завдання кінцівками на прикладі застосування нового класу цифро-аналогових багатоканальних програмних стимуляторів — 4-канального програмного електроміостимулятора «МіоАктивСинтез-4». Апарат призна-чено для виконання певного рухового завдання рухами кінцівок, а також тонкої моторики кисті для відновлення усного мовлення.

На відміну від відомих вітчизняних і зарубіжних стимуляторів, структурно-функційна організація синтезу програм залучення м'язів у виконання рухового завдання і окремих фаз його виконання за допомогою апарата «МіоАктивСинтез-4» уможливилоє відпрацювання програми рухового завдання в режимі "online".

Відпрацьована програма визначає тривалість циклу руху загалом з урахуванням пауз (відпочинку) активних м'язів, а також додаткових пауз між циклами руху (за потребою надання пацієнту певного відпочинку та/або зміни навантаження під час виконання рухового завдання) шляхом внесення змін у програму (модель) руху та параметри сигналів міостимуляції незалежно від того, чи канали працюють один за одним, чи повністю або частково збігаються у часі.

Режим "online" сприяє оперативному коригуванню не тільки програми (моделі) руху, але й коригуванню навантаження на активні м'язи та загального навантаження на пацієнта.

Наочне відображення на передній панелі пристрою сформованої для відпрацювання програми (моделі) руху та тривалості циклу у вигляді світлодіодного просторово-часового поля активних фаз стимуляції-пауз у каналах виконує функцію біологічного зворотного зв'язку (зорового) для пацієнта і оператора. Для пацієнта такий "інтерфейс" підвищує мотивацію до активного залучення в реабілітаційний процес, допомагає свідомо контролювати виконання програми, що сприяє залученню додаткових резервів організму на відновлення/коригування м'язової активності. Для оператора (лікаря) такий інтерфейс є додатковим інструментом відпрацювання програми керування рухом загалом і окремих фаз його виконання, а також внесення змін у програму (модель) руху.

Цифро-аналогова реалізація апарата «МіоАктивСинтез-4», яка забезпечує виконання модулів вибору каналів стимуляції та синтезу програм стимуляції на мікроконтролерах, сприяє оперативності, зменшенню енергоспоживання, підвищенню завадостійкості, надійності пристрою внаслідок спрощення схемотехнічних рішень зазначених модулів, можливості дообладнання пристрою сучасними інтерфейсами, засобами контролю та діагностики.

Усі ці переваги є важливими для практичного застосування нових інформаційних технологій відновлення/коригування рухів кінцівок та

вкрай важливі для відновлення рухової активності військових і цивільних, дорослих і дітей в умовах воєнного і післявоєнного стану в Україні.

REFERENCES

1. Vovk M.I., Horbanov V.M., Ivanov V.V., Kutsiak O.A., Matsaienko A.M., Shevchenko A.B. Information technology for personalized control of the coordination of cyclical movements of the limbs. *Control Systems and Computers*. 2022, No 4, pp. 54–63. URL: <https://doi.org/10.15407/csc.2022.04.054> (Last accessed: 01.09.2023).
2. Vovk, M.I., Halian, Ye.B., Kutsiak, O.A. Computer Software & Hardware Complex for Personal Oral Speech Restoration after a Stroke. *Sci. innov.* 2020, Vol. 16, № 1(91), pp. 54–68. URL: <https://doi.org/10.15407/scine16.01.054> (Last accessed: 01.09.2023).
3. Patent. A method of treating speech disorders / M.I. Vovk, Ye.B. Halian, O.M. Pidopryhora (Ukraine); № 111388; published 25.04.2016, Bulletin no 18 (in Ukrainian).
4. Enraf Nonius Endomed 482. URL: https://partner.enraf-nonius.org/files/Catalogues_Brochures_Leaflets/Enraf-Nonius_electro/Enraf-Nonius_Endomed_482B_EN.pdf (access date: 01.09.2023).
5. Enraf Nonius Myomed 134. URL: https://partner.enraf-nonius.org/files/Catalogues_Brochures_Leaflets/Enraf-Nonius_electro/Enraf-Nonius_Myomed_134_EN.pdf/ (Last accessed: 01.09.2023).
6. Schauer T., Negaard N.-O., Behling C. RehaStim™ Stimulation Device. Description and Protocol. 2009. URL: https://hasomed.de/wp-content/uploads/hasomed-fileadmin/RehaMove/ScienceMode/science_mode_200909.pdf (access date: 01.09.2023).
7. Myostimulator Compex SP 4.0 (Switzerland). URL: <https://www.manualslib.com/products/Compex-Sp-4-0-4158619.html> (access date: 01.09.2023).
8. Cuesta-Gómez A. et al. The Use of Functional Electrical Stimulation on the Upper Limb and Interscapular Muscles of Patients with Stroke for the Improvement of Reaching Movements: A Feasibility Study. *Front. Neurol.* 2017. Vol. 8. URL: <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00186> (access date: 01.09.2023).
9. Trout M.A. et al. A portable, programmable, multichannel stimulator with high compliance voltage for noninvasive neural stimulation of motor and sensory nerves in humans. *Sci Rep.* 2023. Vol. 13. URL: <https://doi.org/10.1038/s41598-023-30545-8> (access date: 01.09.2023).
10. Li X., Zhong S., Morizio J. 16-Channel biphasic current-mode programmable charge balanced neural stimulation. *BioMed Eng OnLine.* 2017. Vol. 16. URL: <https://doi.org/10.1186/s12938-017-0385-0> (access date: 01.09.2023).
11. Ferrante S. et al. A Personalized Multi-Channel FES Controller Based on Muscle Synergies to Support Gait Rehabilitation after Stroke. *Front. Neurosci.* 2016. Vol. 10. URL: <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00425> (access date: 01.09.2023).
12. Schick T. et al. Efficacy of Four-Channel Functional Electrical Stimulation on Moderate Arm Paresis in Subacute Stroke Patients—Results from a Randomized Controlled Trial. *Healthcare.* 2022. Vol 10(4). URL: <https://doi.org/10.3390/healthcare10040704> (access date: 01.09.2023).
13. Subir Kumar Sarkar et al. Foundation of Digital Electronics and Logic Design. CRC Press, 2014. 372 p. URL: <https://72arkarcy.files.wordpress.com/2016/09/foundation-of-digital-electronics-and-logic-design-2014.pdf> (access date: 01.09.2023).
14. Patent. Electric stimulator / L.S. Aleev et al. (Ukraine); № 32376; published 12.05.2008, Bulletin no 9 (in Ukrainian).
15. Harris D., Harris S.L. Digital Design and Computer Architecture. ARM Edition, 2016. 720 p.
16. Hackworth J.R., Hackworth F.D. Programmable Logic Controllers: Programming Methods and Applications. URL: <https://www.etf.ues.rs.ba/~slubura/Procesni%20racunari/Programmable%20Logic%20Controllers%20Programming%20Methods.pdf> (access date: 01.09.2023).

17. Wassell I.J. Digital Electronics. Part I – Combinational and Sequential Logic. URL: https://www.cl.cam.ac.uk/teaching/0708/DigElec/Digital_Electronics_pdf.pdf (access date: 01.09.2023).

Received 04.09.2023

*Kutsiak O.A.*¹, PhD (Engineering),

Acting Head of the Department of Bioelectrical Control
& Medical Cybernetics

<https://orcid.org/0000-0003-2277-7411>, e-mail: spirotech85@ukr.net

*Vovk M.I.*¹, PhD (Biology), Senior Researcher,

Leading Researcher of the Department of Bioelectrical Control
& Medical Cybernetics

<https://orcid.org/0000-0003-4584-9553>, e-mail: imvovk3940@gmail.com

*Matsaienko A.M.*², PhD (Engineering),

Senior Lecturer

<https://orcid.org/0000-0003-1149-7318>, e-mail: matsaenko2007@ukr.net

¹ International Research and Training Center for Information Technologies
and Systems of the National Academy of Sciences
of Ukraine and the Ministry of Education and Science of Ukraine
40, Acad. Glushkov av., Kyiv, 03187, Ukraine

² Kruty Heroes Military Institute of Telecommunications
and Information Technology

INFORMATION TECHNOLOGY FOR EFFICIENT RECOVERY / CORRECTION OF MUSCLE ACTIVITIES FOR MOTOR TASK PERFORMANCE

Introduction. *The conditions of wartime and post-war state call for priority requirements for development and utilisation of new information technologies for recovery/correction of motor functions. The major ones are personalisation, mobility, efficiency, ease of implementations both for in- and out-patients.*

The purpose of the paper is to consider the theoretical and practical foundations of synthesis of the muscle activity recovery / correction technology for the performance of a motor task with the limbs using a digital-analog device of programmed myoelectric stimulation "MioAktyvSyntez-4".

Results. *The theoretical and practical foundations of synthesis of the information technology, which satisfies the main requirements — personalization, efficiency, mobility, ease of use both in clinical and non-clinical conditions, for recovery / correction of muscle activity to perform a motor task by limbs are developed. The technology is implemented by a new class of digital-analog multi-channel programmed stimulators — four-channel programmed electromyostimulator "MioAktyvSyntez-4". The device is designed to perform a certain task by movements of limbs', as well as fine motor skills of the hand to recover the oral speech.*

The structural and functional model of the electromyostimulator "MioAktyvSyntez-4" is considered. The main functional units of the device are given and their implementation is determined: unit for selecting the stimulation channels and unit for synthesis of stimulation programs are digital, and the stimulation unit and user interface unit are analog. The use of programmable logic is chosen for processing the information in digital form. The basis of certain algorithm for selecting the stimulation channels for forming the stimulation programs — the truth tables are considered. The structural and functional scheme of the technical implementation of formation of limbs' movements with the digital-analog device "MioAktyvSyntez-4" is considered.

Conclusions. *Further research is aimed at retrofitting the "MioAktyvSyntez-4" type devices with modern interfaces, means of control and diagnostics in order to improve ease of utilisation and efficiency of personalised recovery / correction of the movement of the limbs. This is of paramount importance after military and civilian injuries, in adults and children, during the wartime and in post-war state.*

Keywords: *information technology, algorithm, programmed module, personalised control, muscle activity, programmable myostimulator, information processing, digital medical data, digital-analog implementation, motor task, motor model.*