

---

# DIGITAL MEDICINE

## ЦИФРОВА МЕДИЦИНА

<https://doi.org/10.15407/intechsys.2025.06.064>  
УДК 615.47: 004.9

**О.А. КУЦЯК**, канд. техн. наук, в.о. зав відд.,  
Інститут інформаційних технологій та систем НАН України,  
просп. Акад. Глушкова, 40, м. Київ, 03187, Україна  
<https://orcid.org/0000-0003-2277-7411>  
[spirotech85@ukr.net](mailto:spirotech85@ukr.net)

**А.М. МАЦАЄНКО**, канд. техн. наук, старш. наук. співроб.,  
Інститут інформаційних технологій та систем НАН України,  
просп. Акад. Глушкова, 40, м. Київ, 03187, Україна  
стар. викладач,  
Військовий інститут телекомунікацій та інформатизації імені Героїв Крут  
<https://orcid.org/0000-0003-1149-7318>,  
[matsaenko2007@ukr.net](mailto:matsaenko2007@ukr.net)

**С.В. БАЛАШОВ**, канд. техн. наук, старш. наук. співроб.,  
Інститут інформаційних технологій та систем НАН України,  
просп. Акад. Глушкова, 40, м. Київ, 03187, Україна  
<https://orcid.org/0009-0004-1421-7996>,  
[bswbsw2@gmail.com](mailto:bswbsw2@gmail.com)

**Г.О. ПЕЗЕНЦАЛІ**, канд. техн. наук, старш. наук. співроб.,  
Інститут інформаційних технологій та систем НАН України,  
просп. Акад. Глушкова, 40, м. Київ, 03187, Україна  
<https://orcid.org/0000-0001-6319-6993>  
[annp.irtc@gmail.com](mailto:annp.irtc@gmail.com)

## ЦИФРО-АНАЛОГОВИЙ ЧОТИРИКАНАЛЬНИЙ ПРОГРАМНИЙ МІОЕЛЕКТРОСТИМУЛЯТОР «ТРЕНКОРСИНТЕЗ-D» ДЛЯ ВІДНОВЛЕННЯ РУХОВОЇ АКТИВНОСТІ

---

*Розроблено модифікацію чотириканального цифро-аналогового програмного міоелектро-стимулятора персоналізованого коригування окремих фаз м'язової активності, взаємодії з іншими фазами під час виконання складного руху з метою підвищення ефективності відновлення рухової активності.*

---

Цитування: Куцяк О.А., Мацаєнко А.М., Балашов С.В., Пезенцалі Г.О. Цифро-аналоговий чотириканальний програмний міоелектро-стимулятор «ТренКор-Синтез-D» для відновлення рухової активності Information Technologies and Systems, Київ, 2025, Том 6 (6), 64–81. <https://doi.org/10.15407/intechsys.2025.06.064>

© Publisher PH “Akademperiodyka” of the NAS of Ukraine, 2025. This is an Open Access article under the CC BY-NC-ND 4.0 license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

Розроблено структурно-функційну модель цифро-аналогового апарата «ТренКорСинтез-D». Описано взаємодію лікаря з пристроєм, блоки пристрою та їхню взаємодію. Акцентовано на застосуванні сенсорної панелі для введення/виведення інформації та відображення на ній всіх процесів під час виконання міоелектростимуляції. Розроблено алгоритм роботи, UML-діаграми послідовностей, що моделюють сценарії роботи цього пристрою. Розроблено схемотехнічну реалізацію блоків пристрою на базі мікроконтролера, функційно-принципову схему каналу формування сигналу стимуляції м'язів, а також часові діаграми регулювання проходження маніпулювальних та стимулювальних імпульсів.

Запропоновані рішення є важливими, оскільки можуть бути застосовані у відновленні рухової активності як цивільних, так і військових, чия рухова активність уражена внаслідок воєнного стану, зокрема травм і поранень.

**Ключові слова:** рухова активність, персоналізоване керування, програмний міостимулятор, моделі, алгоритми, інформаційна технологія, цифро-аналогова реалізація.

## Вступ

Керування складними рухами, виконання яких забезпечено певною послідовністю залучення м'язів у рух, висуває особливі вимоги до структури електронних виробів, призначених для формування або коригування таких рухів. У цьому разі доцільним є синтез багатоканальних (не менше чотирьох каналів) міоелектростимуляторів, центральним функційним блоком яких є багатоканальний (за кількістю каналів) «модуль штучно синтезованих програм керування стимуляцією». Структура сигналу в штучному синтезі програм є чергуванням зон впливу (скорочення м'язів) і пауз (пасивне розслаблення) в кожному каналі. Розподіл цих зон у часі в усіх каналах має формувати узгоджену активність м'язів кінцівок, що спрямовано на виконання рухового завдання. Щоб отримати штучно синтезовані програми, наближені до природних, треба забезпечити свободу змін тривалості «посилок» і «пауз» імпульсів стимуляції в кожному каналі багатоканальної системи та свободу сполучень різної тривалості «посилок» і «пауз» у каналі й між каналами. Тривалість «посилок» імпульсів визначає тривалість активної фази скорочення м'яза, а тривалість «паузи» — її пасивне розслаблення. Лише досить гнучка структура штучно синтезованої рухової програми може забезпечити складні співвідношення між моментами залучення у роботу м'язів, що їх стимулюють, для виконання складних координованих рухів кінцівками.

Експериментальний зразок аналогового чотириканального спеціалізованого програмного міоелектростимулятора «ТренКорСинтез-4» пройшов попередню клінічну апробацію у відпрацюванні формування рухів верхньої кінцівки, її проксимального та дистального відділів, а також тонкої моторики кисті. Тому постала задача розробити цифро-аналоговий програмний чотириканальний міоелектростимулятор «ТренКорСинтез-D» з перенесенням ефекту роботи експериментального зразка «ТренКорСинтез-4» та гнучкою структурою синтезу штучно-синтезованих програм міоелектростимуляції залежно від функційної задачі.

Серед відомих стимуляторів з детермінованими штучно-синтезованими програмами застосовуються, наприклад, *Endomed 484* [1] та *Tensmed 134* (*Enraf Nonius*, Нідерланди) [2], *RehaStim* (*HASOMED*, Німеччина) [3], *Complex Fit 1.0* (*Complex*, Швейцарія) [4, 5], *NeuroMove NM900* (*Zynex*, США) [6], *MyoPlus 4 Pro* (*NeuroTrac*, Велика Британія) [7], та ін. [8–11].

На відміну від них міоелектростимулятор «ТренКорСинтез-4» є у суті конструктором просторово-часових співвідношень активних фаз стимуляції, які залежно від поставленої задачі встановлює лікар.

Тому відповідно до поставлених задач мета цієї роботи – розробити модифікацію чотириканального цифро-аналогового програмного міоелектростимулятора персоналізованого коригування окремих фаз м'язової активності, взаємодії з іншими фазами під час виконання складного руху для підвищення ефективності відновлення рухової активності.

### **Структурно-функційна модель взаємодії лікаря з цифро-аналоговим апаратом «ТренКорСинтез-D»**

Цифро-аналоговий чотириканальний апарат «ТренКорСинтез-D» (рис. 1) складається з блока введення / виведення, блока керування та блока електростимуляції. Сюди також входить кнопка «ВВІМК», активація якої надає живлення зазначеним блокам.

*Блок введення / виведення* є сенсорною панеллю. Графічний інтерфейс користувача реалізовано екраном сенсорної панелі.

Лікар з допомогою графічного інтерфейсу вибирає конкретні канали для задіяння електростимуляції, встановлює: тривалість циклу електростимуляції, кількість фаз у кожному каналі та їхнє просторове розташування у каналі в межах циклу стимуляції, здійснює загальне керування апаратом і запуск електростимуляції для вибраних каналів.

Передбачається у кожному каналі 8 фаз на 1 цикл. Тривалість циклу регулюється в межах 0,5...6 сек з кроком 0,5 сек.

На графічний інтерфейс користувача виводиться інформація з усіх вибраних каналів стимуляції, просторове розташування фаз у кожному каналі із зазначенням встановлених фаз, інформація про рівень струму і частоту стимуляції.

Команди з *блока введення / виведення* надходять до *блока керування*. З *блока керування* на *блок введення / виведення* надходять команди виведення інформації та її графічного подання.

*Блок керування* реалізує алгоритм роботи апарата. У *блок керування* надходять команди з *блока введення / виведення* для подальшого оброблення, здійснюється керування поданням інформації у *блоці введення / виведення* та *блоці електростимуляції* залежно від одержаних команд з *блока введення / виведення*. У *блоці керування* передбачено під'єднання кнопки термінової зупинки електростиму-

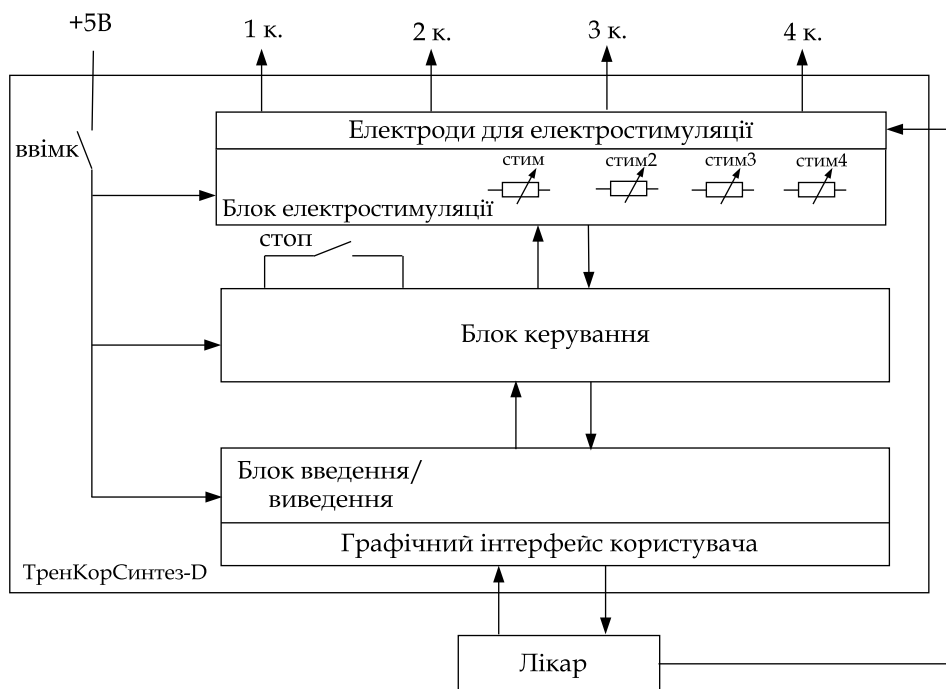


Рис. 1. Структурно-функційна модель взаємодії лікаря з цифро-аналоговим апаратом «ТренКорСинтез-D»

ляції, яка має завершити всі процеси в системі у разі непередбачуваних обставин.

Технічна реалізація блоку керування здійснюється мікроконтролером. У ньому здійснюється обчислення тривалості імпульсів залежно від вибраних фаз, опитування вибраних фаз і в моменти активності цих фаз – створення форми імпульсів і надсилання їх на блок електростимуляції, формування даних для графічного подання інформації в блоці введення/виведення, а також керування блоками введення/виведення та електростимуляції.

**Блок електростимуляції** є аналоговим блоком. Для кожного каналу (рис. 1) наявний регулятор струму стимуляції як змінний резистор «стим1» – «стим4» відповідно: регулювання здійснюється в діапазоні 0...50 мА. Форма імпульсу, що надходить з блоку керування, заповнюється пачками імпульсів з частотою 5 кГц, шпаруватість 10.

З блоку електростимуляції на блок керування надходять дані про рівень сили струму і частоту стимуляції для їхнього відображення у графічному інтерфейсі.

Електроди для стимуляції виходять з кожного каналу. Лікар безпосередньо розташовує електроди вибраних каналів на м'язах пацієнта.

## Алгоритм роботи цифро-аналогового чотириканального апарата «ТренКорСинтез-D»

Алгоритм роботи цифро-аналогового чотириканального апарата «ТренКорСинтез-D» подано на рис. 2.

Під час увімкнення апарата здійснюється подача живлення до усіх блоків, ініціалізація блоків, наявних кнопок і регуляторів системи. Після увімкнення апарата лікар може налаштувати електроди пацієнту та під'єднати їх до апарата.

Далі лікар формує схему тренування рухів, налаштовує параметри електростимуляції на апараті, під'єднує електроди спочатку до апарата, а потім й до пацієнта. Лікар встановлює конкретні канали електростимуляції ( $N_i, i = 1..4$ ), після чого програмно визначається кількість вибраних каналів ( $n$ ).

Лікар встановлює час циклу ( $t_u, c$ ). За величиною часу циклу програмно визначається час однієї фази ( $t_\phi, сек$ ) та крок опитування ( $S, сек$ ) активних фаз у вибраних каналах за виразом  $S = t_\phi = t_u / Km$ , де  $Km = 8$  – число всіх фаз у каналі.

Після цього лікар у кожному вибраному каналі встановлює просторове розміщення фаз. На графічний інтерфейс виводяться всі вибрані канали, лікар вибирає конкретний канал і встановлює з допомогою інтерфейсу просторове розташування фаз в ньому. Відбувається програмне оновлення інтерфейсу.

Налаштування відбувається доти, доки лікар не дасть команду, яка повідомить систему про завершення налаштувань і остаточно сформує схему тренування рухів. Зокрема, доки триває налаштування, керування блоком електростимуляції є заблокованим.

Після остаточно формування схеми лікар має можливість запустити з допомогою інтерфейсу електростимуляцію.

Із запуском електростимуляції програмно здійснюється ініціалізація параметрів схеми тренування рухів – у кожному каналі відбувається опитування активних фаз з кроком  $S$ . В момент активності фази програмно формується і передається в аналоговий блок електростимуляції імпульс  $t_\phi$ .

В момент здійснення електростимуляції лікар встановлює рівень сили струму та величину частоти електростимуляції. Ці величини програмно зчитуються і передаються на інтерфейс для виведення інформації.

Паралельно перевіряється подія термінового переривання, за якою слідує завершення всіх процесів в апараті й повернення до початкового стану апарата. Перевіряється подія паузи: під час паузи можна як продовжити виконання програми (з моменту паузи), так і зробити скидання програми (формування схеми тренування наново). Також перевіряється подія зупинки програми: відбувається зупинка процесів тренування рухів без скидання параметрів схеми.

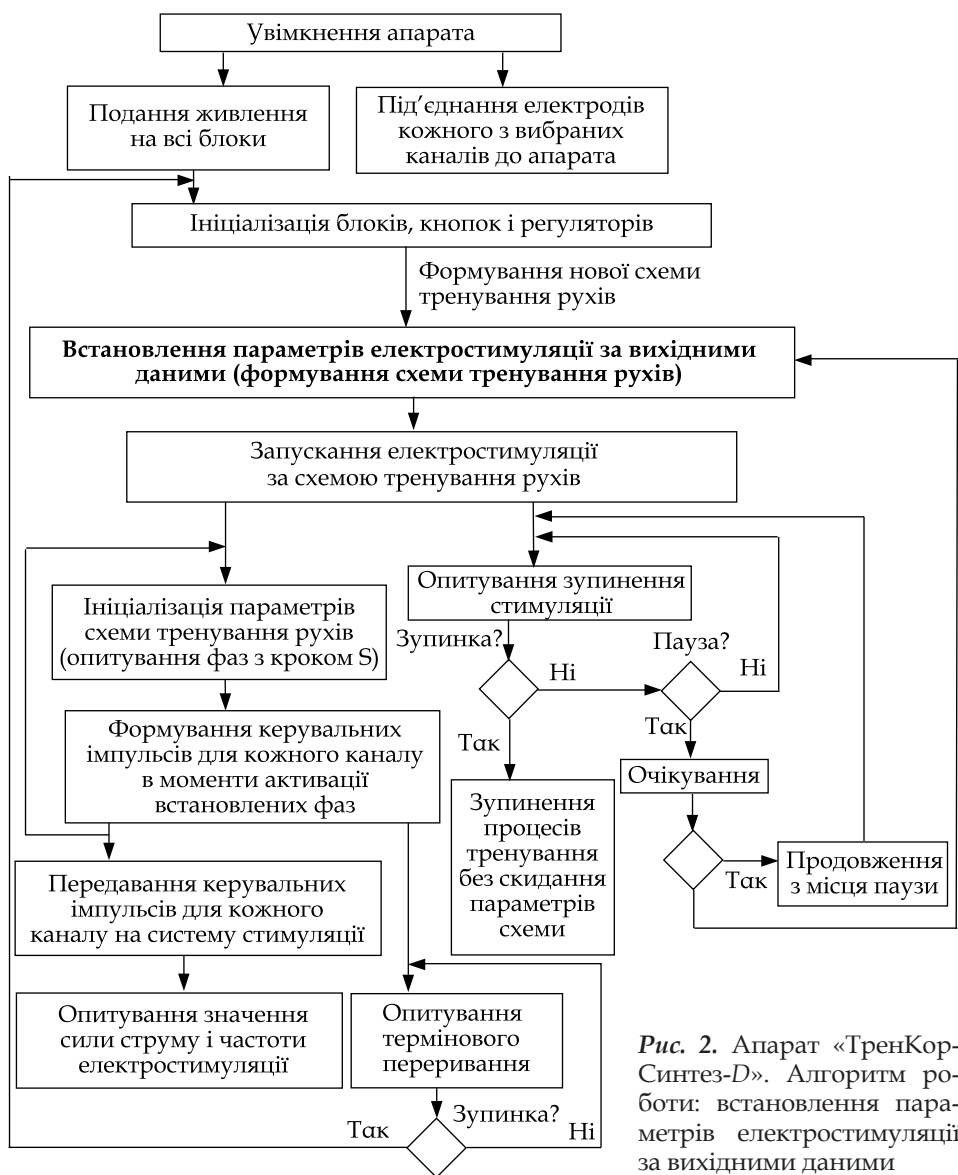


Рис. 2. Апарат «ТренКорСинтез-D». Алгоритм роботи: встановлення параметрів електростимуляції за вихідними даними

Якщо лікар завершує сеанс електростимуляції, можливе програмне збереження поточної схеми тренування рухів у пам'яті, інакше — апарат повертається до свого початкового стану.

## UML-діаграми послідовності роботи апарата «ТренКорСинтез-D»

UML-діаграми послідовності (рис. 3, 4) описують реалізацію алгоритму роботи апарата «ТренКорСинтез-D».

У разі увімкнення апарата (рис. 3) блок керування, що реалізується мікроконтролером, переходить до ініціалізації: передає команду на блок введення / виведення для його ініціалізації.

З нього блок керування отримує інформацію про стан блока *введення / виведення*, і у відповідь надає дані для формування меню на екрані та відображення інформації про стан апарата загалом.

Так, блок *введення / виведення* на цьому кроці відображає інформацію про стан апарата і виводить / оновлює інтерфейс для лікаря.

У разі формування нової схеми тренування рухів блок керування надсилає команди для зміни меню у блоці *введення / виведення*. Лікар вибирає і встановлює в апараті конкретні канали для електростимуляції, після чого на екрані виводиться графічне подання розподілених фаз каналів для вибору. Лікар встановлює час циклу, за яким у блоці керування визначається час фази і крок опитування активних фаз із наступним записом цих даних у пам'ять.

Під час просторового встановлення фаз лікар по чергово вибирає в меню у потрібному каналі і на екрані виділяє потрібні активні фази. Лікар може перейти до наступного вибраного каналу або за потреби скасувати налаштування — в останньому випадку програмно очищується пам'ять, і апарат переходить до стану вибору каналів для налаштування.

Далі у разі налаштування всіх каналів лікар активацією на екрані потрібної кнопки запускає електростимуляцію (рис. 4) за цією схемою: передається команда з блока *введення / виведення* до блока керування. З блока керування до блока електростимуляції надходять команди для ініціалізації блока електростимуляції, дозволу доступу живлення в нього на період електростимуляції та активації потрібних каналів блока електростимуляції.

У блоці керування за параметрами схеми тренування рухів здійснюється опитування активних фаз у каналах, і в моменти активності цих фаз формуються імпульси, які передаються в блок електростимуляції з подальшим виведенням після додаткового оброблення на електроди.

Під час електростимуляції лікар може регулювати рівень сили струму (у кожному вибраному каналі) та частоти електростимуляції відповідними регуляторами на корпусі апарата.

Блок керування отримує інформацію з блока електростимуляції про хід стимуляції, рівень сили струму та частоти стимуляції і надсилає ці дані у блок *введення / виведення* з подальшим їх відтворенням на екрані.

У разі термінового завершення роботи — якщо лікар натисне відповідну кнопку «Стоп» на корпусі апарата (рис. 1), блок керування блокує електростимуляцію, здійснює загальну ініціалізацію та надсилає дані до блока *введення / виведення* для оновлення екрану до початкового стану.

У разі звичайного завершення електростимуляції відповідною кнопкою на екрані, система зупиняє тренування без скасування параметрів поточної схеми, а також заблоковує електростимуляцію. Якщо лікар робить паузу, то тренування після паузи продовжується з



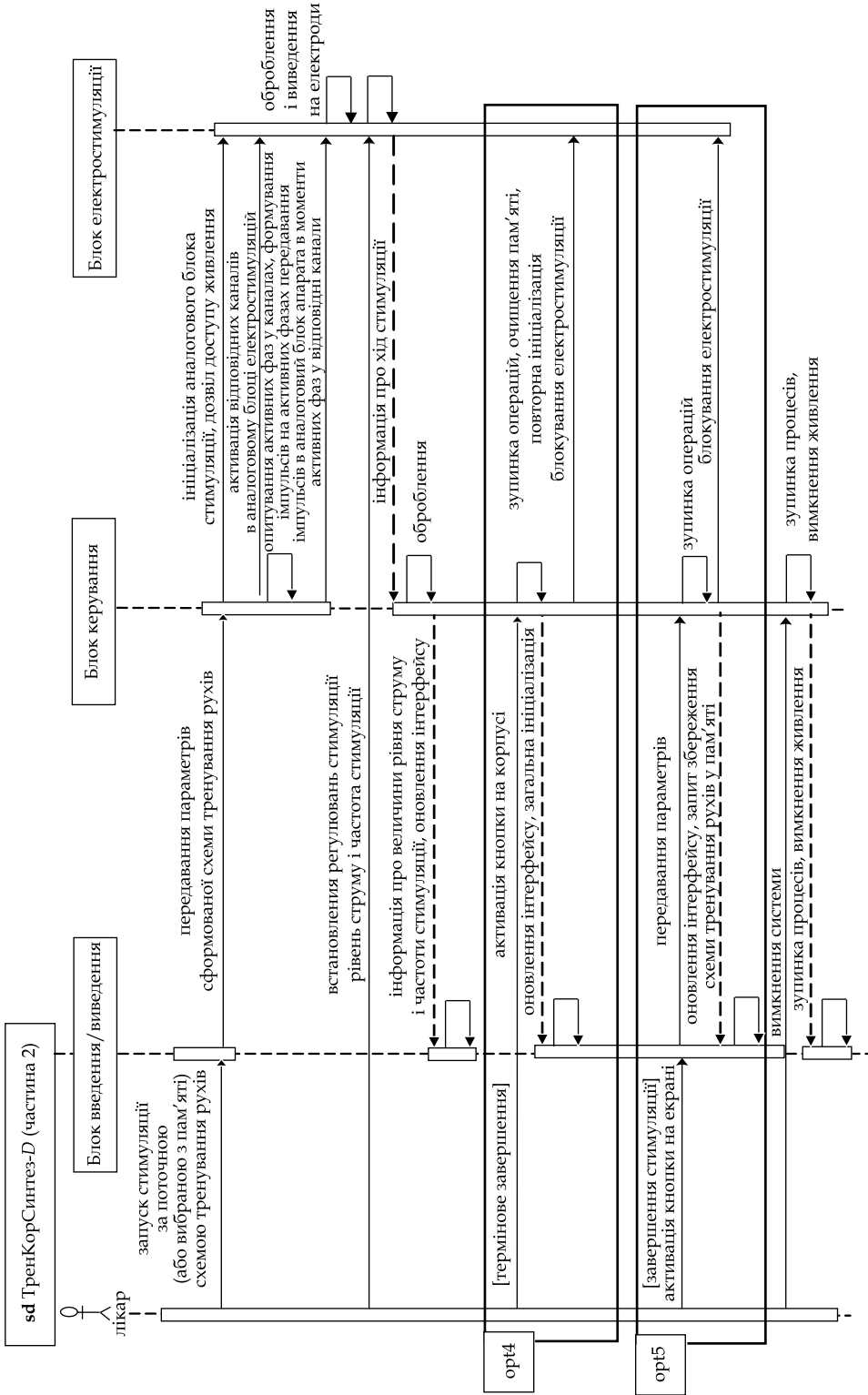


Рис. 4. Діаграма послідовності виконання алгоритмів роботи апарата «ГренКорСинтез-D» (частина 2)

моменту паузи. Під час паузи можна скидати параметри схеми — тоді тренування зупиняється, і можна створити нову схему тренування рухів.

Для вимкнення апарата лікар активує потрібну кнопку на екрані (безпечне вимкнення) — блок керування зупиняє всі процеси всередині блока і надсилає команди для зупинки процесів у блоці введення / виведення. Далі можна активувати кнопку на апараті для остаточного вимкнення апарата.

## Схемотехнічна реалізація блоків пристрою «ТренКорСинтез-D»

Схемотехнічну реалізацію блоків пристрою «ТренКорСинтез-D» реалізовано на базі мікроконтролера (рис. 5). На схемі реалізовано I — Блок введення / виведення, II — Блок керування, III — Блок електростимуляції. Блок електростимуляції подано чотирма каналами стимуляції, на виході яких по два електроди.

Блок введення / виведення реалізовано сенсорною панеллю *Nexion 3224T-024*, екран якої виконує графічного інтерфейсу.

Дисплей сенсорної панелі є модулем, оснащеним потужним 32-розрядним центральним мікроконтролером, контролером сенсорного екрану, флеш-пам'ятю, годинником реального часу. Відповідні роз'єми та слоти — для SD-карт, виводи *UART*.

Із зовнішніми пристроями сенсорна панель взаємодіє з допомогою резистивного сенсора доторків із власним контролером та інтерфейсом *UART*: вона під'єднується з допомогою чотирипровідного шлейфу (два проводи — живлення). Для оновлення прошивки, крім *UART*, передбачено роз'єм для *microSD* карти.

Модуль панелі здатен самостійно обробляти вхідну інформацію (торкання елементів екрану і команди, які надходять по шині *UART*), керувати елементами екрану (змінювати поточний рисунок, текст, колір, стан кнопок, положення слайдерів, виводити час, значення таймерів та змінних тощо), а також керувати зовнішніми пристроями (надсилати команди шиною *UART*, керувати виводами *GPIO*).

Для створення робочого інтерфейсу на панелі, що забезпечить виконання покладених функцій пристрою «ТренКорСинтез-D», застосовано програмне забезпечення "*Nextion Editor*" з офіційного сайту виробника.

Це програмне забезпечення дає змогу створювати як інтерфейс користувача (із застосуванням різних бібліотечних елементів: кнопок, слайдерів, ілюстрацій, графіків, тексту тощо), так і прописати алгоритм поведінки панелі (з допомогою написання коду для різноманітних подій елементів, які є складниками інтерфейсу панелі).

Інтерфейс користувача як реалізацію блока введення / виведення подано на рис. 6. Ця сенсорна панель знаходиться в діалоговому режимі з мікроконтролером *ATMEGA* (рис. 6), який програмує й опитує цю панель.

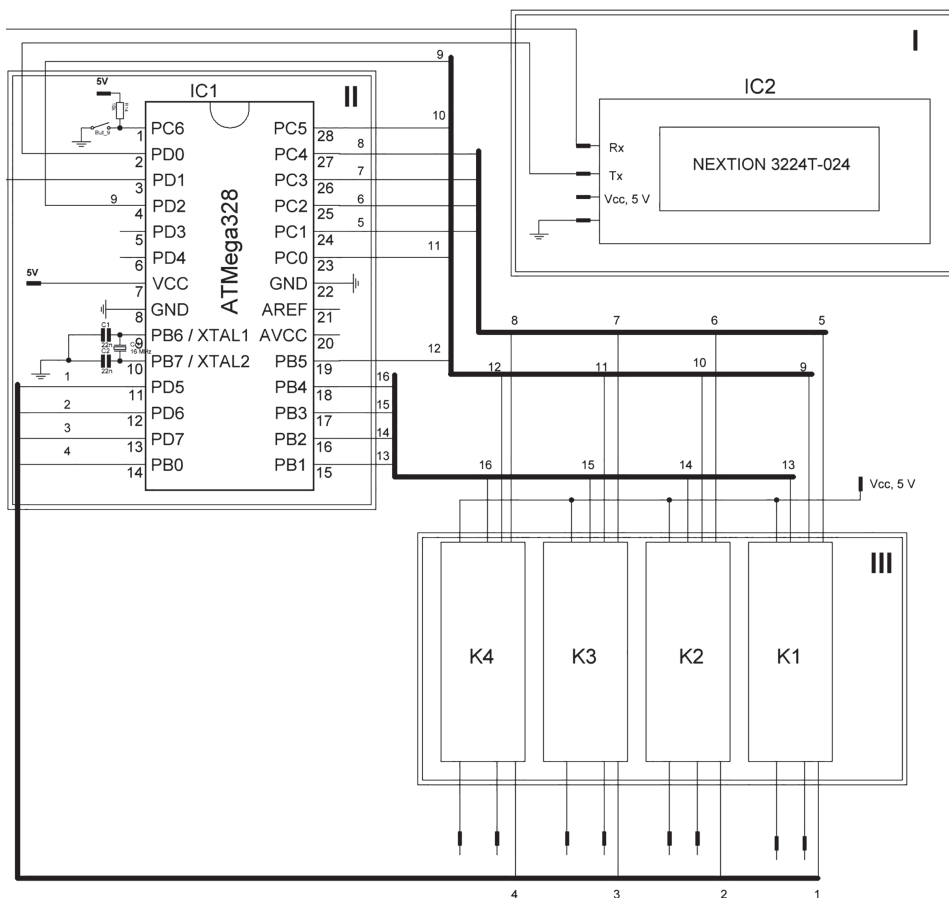


Рис. 5. Схемотехнічна реалізація пристрою «ТренКорСинтез-D»

Лікар з допомогою графічного інтерфейсу вибирає конкретні канали для за діяння електростимуляції, встановлює: тривалість циклу електростимуляції, кількість фаз у кожному каналі та їхнє просторове розташування у каналі в межах циклу стимуляції, здійснює загальне керування апаратом і запуск електростимуляції для вибраних каналів.

З увімкненням пристрою інтерфейс набуває вигляду як на рис. 6, а. З активацією кнопки «Нове тренування» здійснюється ініціалізація та перехід до форми як на рис. 6, б.

На інтерфейсі зображено: сенсорні кнопки каналів X1–X4 з рядом сенсорних кнопок 1–8 для кожного каналу; індикатор «динаміка в часі», а також індикатор «Час циклу», що показує час стимуляції в секундах, виставлений регулятором-повзунком. Також є індикатор частоти в Герцах, що відображається автоматично. Вертикальні індикатори струму показують рівень сили струму стимуляції у відсотках в кожному каналі, що задіяно в стимуляції.

Кнопка «Старт / пауза» відповідає за запуск і паузу електростимуляції, що відбувається у вибраних каналах. Кнопка «Скинути» зу-

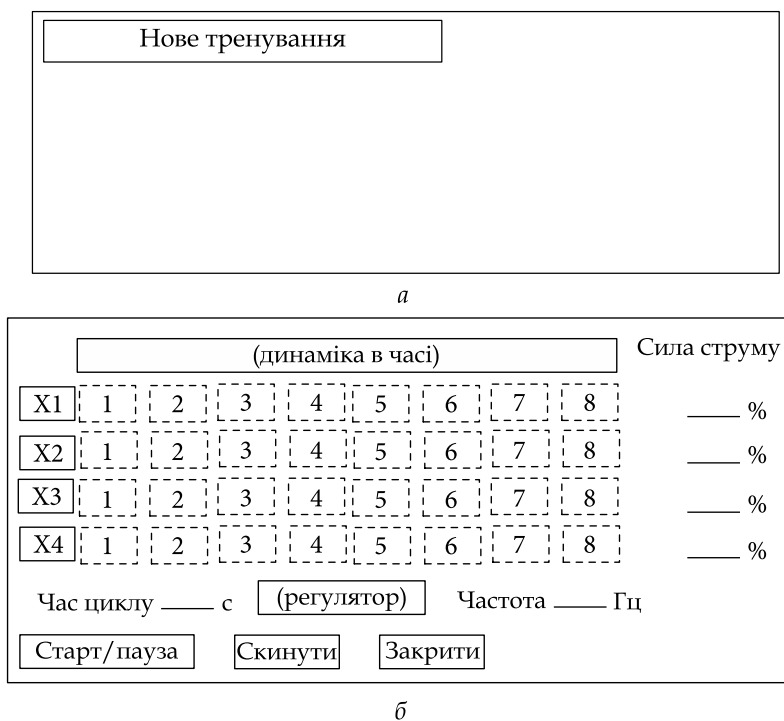


Рис. 6. Графічний інтерфейс пристрою «ТренКорСинтез-D»

пиняє електростимуляцію і здійснює скидання набраної конфігурації. Кнопка «Закрити» переводить до форми, що на рис. 6, а.

Активація каналів здійснюється через активацію сенсорних кнопок X1–X4.

Коли на інтерфейсі (рис. 6, б) канал активний, то його кнопки 1–8 підсвічуються. Неактивні канали затемнено.

Якщо взяти паузу (кнопка «Старт / пауза»), то продовжити стимуляцію можна з місця зупинки. Якщо зупинити (кнопка «Скинути»), то стимуляцію необхідно буде запускати з нульової відмітки часу.

Під час стимуляції в каналах активні фази змінюють колір.

**Блок контролю** реалізовано мікроконтролером *ATMega328* (рис. 5).

Однокристальний 8-розрядний мікроконтролер *ATMega328* корпорації “*Microchip*” є електронною мікросхемою з функціоналом, який визначається програмним кодом, завантаженим в постійну пам’ять мікроконтролера. Вся послідовність роботи схеми обумовлена роботою мікроконтролера – відповідно він є ключовим елементом.

Мікроконтролер в цій схемі працює на частоті 16 МГц. Стабільність роботи мікроконтролера забезпечується підключенням відповідного кварцового резонатора (типу *HC-49E*) до виводів 9 і 10 і конденсаторів *C1* і *C2*.

До сенсорної панелі мікроконтролер під’єднано двома виводами: від ніжок *PD0*, *PD1* мікроконтролера до ніжок *Tx*, *Rx* сенсорної панелі відповідно. Обмін даними здійснюється з допомогою інтерфейсу *UART*.

Програмний код мікроконтролера складено так, щоб забезпечувати одержання відповідних кодових посилок від сенсорної панелі та формувати необхідні команди на лініях: від ніжок  $PC1, PC2, PC3, PC4$  до відповідних каналів електростимуляції  $K1, K2, K3, K4$  передавання імпульсних сигналів 12 кГц, від ніжок  $PB1, PB2, PB3, PB4$  передавання імпульсних сигналів стимуляції 5 кГц, які керують електронними ключами у відповідних каналах електростимуляції  $K1, K2, K3, K4$ , а також передавання фронтів маніпулятивного імпульсу, який «накриває» імпульсні сигнали 5 кГц від ніжок  $PD2, PC5, PC0, PB5$  до відповідних каналів електростимуляції  $K1, K2, K3, K4$ .

Особливістю схемотехнічного рішення пристрою є наявність сенсора струму на мікросхемі  $ACS712$ . Він дає можливість вимірювати і контролювати силу струму в діапазоні до 2 А з точністю 2 %. В схемі через сенсор проходить струм, що подається на вихідні пластини (тобто на людину). В програмному коді передбачено постійне (з періодом 10 мс) опитування виходу сенсора – в разі зростання сили струму вище допустимої величини ( $I = I_{\text{допустиме}}$ ) блокуються вихідні каскади зі звуковим і світловим сигналом. Так, створено один із запобіжних бар'єрів для захисту пацієнта.

Сигнал для вимірювання струму надходить від відповідних каналів електростимуляції  $K1, K2, K3, K4$  до ніжок мікроконтролера  $PD5, PD6, PD7, PB0$ .

Завантаження програми в мікроконтролер передбачено через інтерфейс  $SPI$ . Для живлення мікроконтролера застосовується літій-іонний акумулятор типу 18650 з контролером заряду, а також встановлено плату заряду, що забезпечує мобільність і зручність у застосуванні приладу.

**Блок електростимуляції** складається з чотирьох незалежних каналів електростимуляції. Функційно-принципову схему каналу формування сигналу електростимуляції зображено на рис. 7.

Спочатку у схемі формується змінний сигнал для передавання його у вторинну обмотку трансформатора  $T1$  (рис. 7). Для цього з мікроконтролера надходять імпульси частотою 12 кГц (5, 6, 7, 8 на рис. 7) протягом часу дії сигналу маніпулювального імпульсу (9, 10, 11, 12 на рис. 7). Тобто старт маніпулювального імпульсу дає старт імпульсам 12 кГц.

Струм стимуляції у відповідному каналі стимуляції регулюється змінним резистором  $R_x$  в межах від 0 до 50 мА включно.

На вторинній обмотці трансформатора  $T1$  з'являється підсилений до +50...+70 В двополярний змінний сигнал, що потім випрямляється через діод  $VD1$ , характеристиками якого є максимальний струм 2 А і максимальна напруга 150 В. Діод  $VD2$  має такі ж самі характеристики і слугує для захисту кола. З допомогою ємностей  $C1, C2, C3$  сигнал згладжується, і формується вихідна напруга.

Ключами  $K1, K2, K3$  керують маніпулювальні сигнали з мікроконтролера (9, 10, 11, 12 на рис. 7). Коли надходить передній фронт

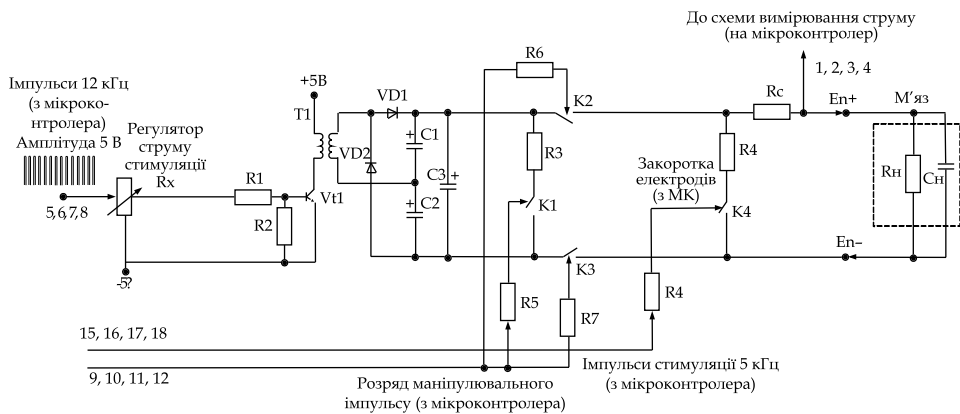


Рис. 7. Функційно-принципова схема каналу формування сигналу стимуляції м'язів

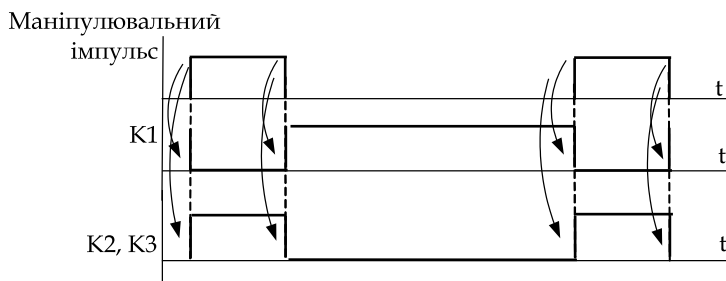


Рис. 8. Часові діаграми регулювання проходження маніпулювального імпульсу

Рис. 9. Часові діаграми проходження маніпулювального імпульсу та імпульсів стимуляції



маніпулювального імпульсу, ключ  $K1$  розімкнено (ємність  $C3$  заряджається), а ключі  $K2, K3$  – замкнено. Коли надходить задній фронт маніпулювального імпульсу, ключ  $K1$  замкнено (ємність  $C3$  розряджається), а ключі  $K2, K3$  – розімкнено (рис. 8). Надалі в тексті: якщо ключ замкнено – на часових діаграмах показано як логічна одиниця, а коли розімкнено – логічний нуль.

В момент старту маніпулювального імпульсу (рис. 9) починають проходити імпульси стимуляції 5 кГц (5, 6, 7, 8 на рис. 7), які керують ключем  $K4$ . В моменти, коли імпульс стимуляції має рівень логічного нуля, ключ  $K4$  замкнено (відбувається закорочення електродів), а коли рівень логічної одиниці, – ключ  $K4$  розімкнено (рис. 10). В момент закінчення маніпулювального імпульсу імпульси стимуляції припиняються (рис. 9).

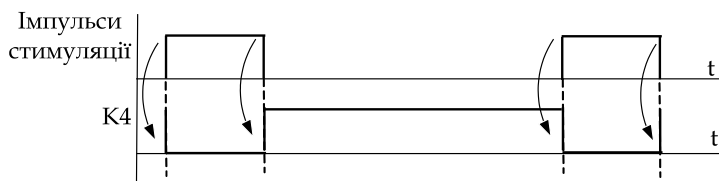


Рис. 10. Часові діаграми регулювання проходження імпульсів стимуляції

Таблиця 1. Логічна карта перемикання ключів у системі каналу формування сигналу електростимуляції

	Старт маніпулювального імпульсу	Старт імпульсу стимуляції	Пауза імпульсу стимуляції	Повторний старт імпульсу стимуляції	Стоп маніпулювального імпульсу
K1	0	0	1	0	1
K2, K3	1	1	0	1	0
K4	0	0	1	0	1

У колах надходження сигналів керування ключами  $K1-K4$  знаходяться резистори  $R5-R8$ , в колі ключа  $K1$  – резистор  $R3$ , а в колі ключа  $K4$  – резистор  $R4$ .

У табл. 1 показано логічну карту перемикання ключів у системі каналу формування сигналу електростимуляції в певні моменти надходження імпульсів з мікроконтролера.

Струм стимуляції заходить в позитивний електрод «Ел+» і скеровується на м'яз. Далі виходить з негативного електрода «Ел-» і циркулює далі в колі, проходячи через ємність  $C2$ .

Схемний еквівалент м'яза – резистор  $R_n$  і ємність  $C_n$ . Після стимуляції на м'язі залишається залишкова ємність. З допомогою закорочення електродів ( $K4$ ) м'яз розряджається через себе. На еквіваленті м'яза можна реєструвати значення струму і напруги.

## Висновки

Подано теоретичні та практичні засади створення чотириканального цифро-аналогового програмного міоелектростимулятора «Трен-КорСинтез- $D$ », призначеного для реалізації персоналізованих програм відновлення м'язових функцій. Розроблення апаратної частини забезпечує керування параметрами імпульсів стимуляції і надійність роботи пристрою завдяки застосуванню мікроконтролера. Розроблені електричні схеми генерації та розподілу імпульсів в канали дають змогу відтворювати складні патерни рухів, наближені до природної нейром'язової активності.

Схемотехнічні рішення дають змогу забезпечити регулювання сили й тривалості імпульсів, забезпечивши відповідність фізіологічним особливостям рухової активності. Реалізоване у пристрої мікро-

процесорне керування, цифрове налаштування режимів і можливість зворотного зв'язку відкривають можливість інтеграції міостимулятора з програмними системами інформаційної допомоги лікарю у формуванні персоналізованого плану тренування рухів для відновлення рухової активності, створюючи єдиний контур «діагностика – план тренування рухів – міостимуляція – контроль».

На відміну від подібних аналогів у пристрої застосовано гнучку архітектуру, де можна підібрати персоналізовані параметри кожного каналу електростимуляції, зокрема сформувати певну рухову активність із залученням одночасно більше груп м'язів.

Запропоновані рішення є важливими, оскільки їх може бути застосовано у відновленні рухової активності як цивільних, так і військових, чия рухова активність уражена внаслідок воєнного стану, зокрема травм і поранень.

Як допоміжний інструмент для формування висновків застосовано *Chat-GPT*.

#### ЛІТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Vovk M.I., Kutsyak A.A., Lauta A.D., Ovcharenko M.A. Information Support of Researches on the Dynamics of Movement Restoration After the Stroke. *Cybernetics and Computer Engineering*, 2017, Vol. 189 (3), 61–78. [In Ukrainian: Вовк М. І., Куцяк О. А., Лаута А. Д., Овчаренко М. А. Інформаційний супровід досліджень динаміки відновлення рухів після інсульту] <https://doi.org/10.15407/kvt189.03.061>
2. Vovk M.I., Halian Ye.B., Kutsiak O.A. Computer Software & Hardware Complex for Personal Oral Speech Restoration after a Stroke. *Science and Innovation*, 2020, Vol. 16 (1), 54–68. <https://doi.org/10.15407/scine16.01.054>
3. Vovk M.I., Kutsyak O.A. AI-technology of motor functions diagnostics after a stroke. *Cybernetics and Computer Engineering*, 2021, Vol. 204 (2), 84–100. <https://doi.org/10.15407/kvt204.02.084>
4. Vovk M.I., Kutsyak O.A. Information technology for forming a personal movement rehabilitation plan after a stroke. *Cybernetics and Computer Engineering*, 2020, Vol. 201 (3), 87–99. <https://doi.org/10.15407/kvt201.03.087>
5. Grytsenko V.I., Kotova A.B., Vovk M.I., Kyforenko S.I., Belov V.M. *Information technologies in biology and medicine. Course of lectures: teaching aids*. Naukova dumka, Kyiv, 2007, 381 p. [In Ukrainian: Гриценко В. І., Котова А. Б., Вовк М. І., Кифоренко С. І., Белов В. М. Інформаційні технології в біології та медицині. Курс лекцій: навч. посіб.]
6. Schick T., Kolm D., Leitner A., Schober S., Steinmetz M., Fheodoroff K. 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), Article 704. <https://doi.org/10.3390/healthcare10040704>
7. Thought Technology Ltd. MyoTrac Infiniti. URL: <https://thoughttechnology.com/content/docs/brochure/MAR845-00%20MyoTrac%20Infiniti%20System%202007%20-%20Outline.pdf> [Accessed 01 Aug. 2025]
8. Adams J.L., Lizarraga K.J., Waddell E.M., Myers T.L., Jensen-Roberts S., Modica J.S., Schneider R.B. Digital Technology in Movement Disorders: Updates, Applications, and Challenges. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, 2021, Vol. 21., Article 16. <https://doi.org/10.1007/s11910-021-01101-6>
9. Corona F. *Quantitative assessment of upper limb motor impairments in people with neurological diseases*: diss. Doctor of Philosophy, Università degli Studi di Cagliari.

- URL: [https://iris.unica.it/bitstream/11584/255954/2/tesi%20di%20dottorato\\_Federica%20Corona.pdf](https://iris.unica.it/bitstream/11584/255954/2/tesi%20di%20dottorato_Federica%20Corona.pdf) [Accessed 01 Aug. 2025]
10. Motor function diagnosis apparatus and method, and program: patent JP6433805B2. Tottori University; publ. date 05.12.2018 [Accessed 01 Aug. 2025]
11. Pan B., Huang Z., Jin T., Wu J., Zhang Z., Shen Ya. Motor Function Assessment of Upper Limb in Stroke Patients. *Journal of Healthcare Engineering*, 2021, Vol. 2021, Article 6621950. <https://doi.org/10.1155/2021/6621950>

Received 21.11.2025

O.A. KUTSIK, PhD (Engineering), acting Head of the Department,  
Institute of Information Technologies and Systems of the NAS of Ukraine,  
40, Hushkova Akad. ave., Kyiv, 03187, Ukraine

<https://orcid.org/0000-0003-2277-7411>

[spirotech85@ukr.net](mailto:spirotech85@ukr.net)

A.M. MATSAENKO, PhD (Engineering), Senior Researcher,  
Institute of Information Technologies and Systems of the NAS of Ukraine,  
40, Hushkova Akad. ave., Kyiv, 03187, Ukraine

Senior Lecturer,

Kruty Heroes Military Institute of Telecommunications and Information Technology

<https://orcid.org/0000-0003-1149-7318>,

[matsaenko2007@ukr.net](mailto:matsaenko2007@ukr.net)

S.V. BALASHOV, PhD (Engineering), Senior Researcher,  
Institute of Information Technologies and Systems of the NAS of Ukraine,  
40, Hushkova Akad. ave., Kyiv, 03187, Ukraine

<https://orcid.org/0009-0004-1421-7996>

[bswbsw2@gmail.com](mailto:bswbsw2@gmail.com)

H.O. PEZENTSALI, PhD (Engineering), Senior Researcher,  
Institute of Information Technologies and Systems of the NAS of Ukraine,  
40, Hushkova Akad. ave., Kyiv, 03187, Ukraine

<https://orcid.org/0000-0001-6319-6993>

[annp.irtc@gmail.com](mailto:annp.irtc@gmail.com)

#### DIGITAL-ANALOGUE FOUR-CHANNEL PROGRAMMABLE MYOELECTRIC STIMULATOR “TRENKORSYNTEZ-D” FOR RECOVER MOTOR ACTIVITY

**Introduction.** The control of complex movements, the execution of which is ensured by a certain sequence of muscle involvement in the movement, imposes special requirements on the structure of electronic devices intended for their implementation. In this case, the synthesis of multi-channel myoelectric stimulators is appropriate, the central functional unit of which is a module of artificially synthesized stimulation control programs.

**The purpose of the paper** is to develop a modification of a four-channel digital-analog program myoelectric stimulator for personalized adjustment of individual phases of motor activity, interaction with other phases during the execution of a complex movement to increase the efficiency of motor activity recovering.

**Results.** A structural and functional model of the digital-analog device “TrenKorSyntez-D” is developed. The interaction of the physician with the device, the device blocks and their interaction are described. The emphasis is on the usage of a sensory panel for input/output of information and display on it of all processes during the myoelectric stimulation. The algorithm of work, UML sequence diagrams modeling the scenarios for device working are developed. The circuit implementation of the device units based on a microcontroller, a functional and principle diagram of the channel for forming a motor stimulation signal, as well as timing diagrams for regulating the passage of manipulation and stimulation pulses are developed.

**Conclusions.** The theoretical and practical principles for creating a four-channel digital-analog programm myoelectric stimulator «TrenKorSyntez-D» are presented, intended for the implementation of personalized programs to recover motor activity. The development of the hardware part can provide control of the parameters of stimulation pulses and reliability of the device's operation due to the use of a micro-controller. The developed electrical circuits for generating and distributing pulses into channels make it possible to reproduce complex patterns of movements close to natural neuromuscular activity. The proposed solutions are important because they can be applied in the restoration of motor activity of both civilians and military personnel whose motor activity is affected as a result of martial law, in particular injuries and wounds.

**Keywords:** *motor activity, personalized control, programm motor stimulator, models, algorithms, information technology, digital-analog implementation.*