

Міністерство освіти і науки України
Чорноморський національний університет імені Петра Могили

Трунов О. М., Скороїд М. Ю., Мартиненко В. С.

**РОЗВИТОК АРХІТЕКТУРИ МОДУЛІВ
АВТОМАТИЗОВАНИХ СИСТЕМ
КЕРУВАННЯ ПРИЛАДІВ РЕАБІЛІТАЦІЇ ТА
ВІДНОВЛЕННЯ ПОСТІНФАРКТНИХ,
ПОСТІНСУЛЬТНИХ ПАЦІЄНТІВ**

Монографія



Миколаїв – 2023

УДК [519.87:519.853]:35072.6:615.8:681.5

T77

Рекомендовано до друку вченою радою Чорноморського національного університету імені Петра Могили (протокол №10 від 22 грудня 2022 року)

Рецензент:

Купін А. І. – доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри комп'ютерних систем та мереж Криворізького національного університету МОНУ.

T77 Трунов О. М. Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів : монографія / О. М. Трунов, М. Ю. Скороїд, В. С. Мартиненко. – Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2023. – 104 с.

ISBN 978-966-336-446-9

Розроблено і представлено архітектуру модулів контролю, протоколювання, спеціальної стимуляції і терапії знесилених м'язів на базі робото-технічних систем АСК віддаленого відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів. Задачі мінімізації структури при заданій якості, експериментального дослідження модуля відео спостереження за ходом процедур декількома веб-камерами, формування архітектури модулів зйомки та передачі відео сигналу через Wi-Fi канали засобами комунікацій: Skype, Zoom, Google Meet. На підставі розв'язки зворотних задач кінематики досліджено модель руки пацієнта на основі двовісних та одновісних шарнірів. Запропоновано універсальні вузли, як основу наборів відновлювальних модулів та результати моделювання крокових двигунів Nema в режимах двигуна-генератора. Продемонстровано, як подальше удосконалення датчиків сили, прискорення, захватів, електроприводу, комплексної електростимуляції формує базу для створення соціально - доступних модулів довготривалого відновлення.

УДК [519.87:519.853]:35072.6:615.8:681.5

© Трунов О. М., Скороїд М. Ю.,
Мартиненко В. С., 2023.

ISBN 978-966-336-446-9

© Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2023.

ЗМІСТ

ВСТУП	4
1. Аналіз останніх робіт з формування архітектури АСК приладів активації мікрокровотоку і м'язової активності реабілітації та відновлення	6
2. Мета та формування задач дослідження	8
3. Постановка задачі про узагальнену архітектуру модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення поствідлікованих пацієнтів	9
3.1. Постановка задачі про функціональну блок-схему модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення.....	9
3.2. Порівняльна характеристика перспективних архітектурних платформ для відлагоджування на базі однокристальних мікроконтролерів.....	18
3.3. Аналіз можливостей відеоспостереження та протоколювання перебігу процедур відновлення.....	27
3.4. Пошук інноваційних рішень для модуля механічного віддаленого відновлення постінфарктних та постінсультних пацієнтів.....	45
4. Огляд технічних рішень та особливості інноваційних доповнень електростимуляції як основи будови автоматизованих приладів відновлення м'язів кінцівок у постінсультних пацієнтів	82
4.1 Електростимуляція як об'єкт інноваційного удосконалення для побудови макетів автоматизованих приладів відновлення м'язів кінцівок у постінсультних пацієнтів.....	82
Висновки	92
Список цитованих джерел	94

ВСТУП

Розроблення, виготовлення та дослідження макетів промислово-дослідних зразків бездротових приладів, що автоматизують довготривале відновлення постінфарктних та постінсультних пацієнтів в умовах віддаленої реабілітації є одним із проєктів профілактики лікування гострого мозкового інсульту. Як було визначено програмою уряду України у 2020 році, лікування інсульту є пріоритетом [1-3]. У зв'язку з цим, для забезпечення якості медичної допомоги [4-7] приділялась увага розробці спеціальних модулів, у складі яких є датчики сили дотику, звуку та оптичних перетворювачів приладів відновлювальної терапії, яка відновлює незалежність і покращує якість життя пацієнта [8]. Незважаючи на стан війни, вчені продовжують приділяти увагу розвитку систем ефективного відновлення постінфарктних та постінсультних пацієнтів. Зараз до їх переліку додалися ще і посттравмовані. Протягом останніх років значна увага приділялась збору, аналізу, стисненню, передачі, протоколюванню даних, останнє обумовлено реформою медицини в Україні. Така інтенсифікація була зумовлена початком становлення сімейної медицини.

У останні роки спостерігалось суттєве зростання потоків даних, які персоналізують корекцію приписів та перебіг процедур відновлення шляхом застосування засобів радіоканалів і хмарних та мережевих технологій [8-9]. Водночас, в останнє десятиріччя спостерігається й інтенсифікація пошуків нових принципів відновлення. Так, один із наукових пошуків принципу терапії здійснюється навколо ідеї Давидівського розщеплення. Збудження скорочень м'язів, за даними натягу або дистонії для відновлення моторики пальців рук та ніг, дослідження типів сигналу комунікаційного обміну між пацієнтом з вадами та лікарем, що виникли унаслідок хвороби, та модулями відновлення розглядаються як проблемні задачі, розв'язок яких зумовить успіхи розвитку віддаленого відновлення.

Вагомого наукового значення набудуть у проведенні інноваційних пошуків макети дослідних зразків автоматизованих систем керування (АСК) постлікувального відновлення в умовах віддаленої реабілітації, які за функціями та рівнем інтелектуалізації потребують технічних рішень. Очікується, що застосування IoT-технологій [9] зробить відновлювальну терапію постінфарктних та постінсультних пацієнтів більш

***Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем
керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних,
постінсультних пацієнтів***

ефективною і убезпечить таких пацієнтів від уражень додатковими хворобами, особливо в умовах пандемії, спричиненої коронавірусом SARS-Cov-2, та постійних ракетних ударів по лікарнях, оскільки відновлення відбуватиметься дистанційно.

1. АНАЛІЗ ОСТАННІХ РОБІТ З ФОРМУВАННЯ АРХІТЕКТУРИ АСК ПРИЛАДІВ АКТИВАЦІЇ МІКРОКРОВОТОКУ І М'ЯЗОВОЇ АКТИВНОСТІ РЕАБІЛІТАЦІЇ ТА ВІДНОВЛЕННЯ

Подальший розвиток комп'ютеризованих засобів реабілітаційного відновлення, у тому числі і методами електростимуляції, може здійснюватись за рахунок формування струмів між електродами від стаціонарних джерел, що протікає крізь систему рухомих м'язів у взаємно-ортогональних площинах. Простота керування положенням електродів та часовими перебігами потенціалів забезпечує переміщення скорочень сформованої інтенсивності по поверхні біотканини [10-13]. Експериментальні результати випробування схемних рішень у ході дослідження портативного апарату електротерапії та стимуляції продемонстрували ефективність роботи блоків високих напруг, мікроконтролерній комутації та комплексу датчиків, у тому числі і температури [11]. У конструкції пристрою пропонується контролювати температуру тканини безпосередньо між електродами і поверхнею впливу, що забезпечує протизапальну, подразнюючу та знеболюючу дію. Головним недоліком пристроїв такого типу лишається як сам принцип утворення моноелектричного процесу стимуляції, так і структура апарату.

Другою роботою, у якій теоретично обґрунтовано необхідність одночасного керування формою, амплітудою і частотою декількох струмів у діапазоні низьких і середніх частот і магнітним полем, стала стаття [12]. Продемонстровані у ній переваги такого підходу було представлено на прикладі фототерапії. Однак її експериментальні результати носять тільки демонстраційний характер та не дозволяють визначати кількість активованих молекул у мітохондріях клітин С оксидази. Спробу оцінити ймовірність переходів та ймовірність відриву електронів під впливом комплексних дій магнітного та електричного полів було представлено у роботі [13]. Така модель, як це продемонстровано у роботі [14], незважаючи на простоту і придатність до практичного застосування, потребує подальшого її удосконалення у постановці задачі на квантовому рівні опису процесів взаємодії. Однак подальший розвиток цих ідей та застосування для медицини постліку-

*Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем
керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних,
постінсультних пацієнтів*

вального відновлення потребує точного визначення площі електростимуляції [15-19]. На сьогодні існують як окремі прилади (лазерні далекоміри), які вимірюють відстані до об'єкту, так і такі, що також визначають і площу поверхонь, але їх впровадження у практику проектування приладів відновлення поки не спостерігається [14]. Крім того, у роботах з механотронних систем пропонується підвищувати ефективність системи шляхом застосування датчиків складових вектора прискорення та гіроскоп як датчик-індикатор рухів і кутового положення. У роботі [20] в якості такого датчика розглядається комплексна зборка акселерометр і гіроскоп MPU-6050 модуль 6DOF. В роботі [21] комплексно аналізують перебіг процесів відновлення. Її висновком є твердження: «Успіх відновлення досягається при щоденній частоті процедур протягом періоду часу від декількох тижнів до місяців, а іноді років. Результат залежить від стану здоров'я, бажання і надійності устаткування» [21]. Щоб забезпечувати прогрес, користувачам необхідні знання про засоби реабілітації, які можуть допомогти швидкому одужанню пацієнта. Однак, як показує аналіз, поки що це не уявляється можливим, тому засоби відновлення треба проектувати простими та дешевими. Спроби застосовувати біосенсори, як показано у роботі [22], хоч і демонструють успіхи, але на сьогодні ще не дозволяють фіксувати та підсилювати сигнали нервових збуджень для скорочення м'язів у спастичній зоні. Система віртуальної реальності на основі електроміограми і відеопотоків з дешевих USB-камер для протезів і реабілітаційного устаткування для відновлення у постлікувальний період є надзвичайно дієвою, ефективною, простою у використанні і водночас дешевою [23].

Розробка пристрою прийому їжі для інвалідів з використанням сигналу ЕОГ і дзеркальних відображень тарілки та їжі дає приклади підтвердження, що створення дієвих та дешевих засобів не вичерпало своїх можливостей [24]. До означених проблем і недоліків слід додати спостереження впродовж перших років впровадження реформи медицини. Передача отриманої діагностичної інформації до лікаря та прийом приписів і інструкцій від лікаря здійснюється через бездротові/дротові мережі. Всі етапи обміну інформації і відповідні приписи лікаря повинні протоколюватися електронними засобами та копіюватися на папері і обов'язково зберігатися у базі знань [8].

2. МЕТА ТА ФОРМУВАННЯ ЗАДАЧ ДОСЛІДЖЕННЯ

На підставі проведеного огляду та системного аналізу було означено стан і тенденції розвитку принципів терапії та архітектури, а також проблеми, що стримують удосконалення приладів відновлення постінфарктних, постінсультних і посттравмованих пацієнтів в умовах віддаленої реабілітації.

Метою даного дослідження було визначено підвищити ефективність устаткування відновлення шляхом впровадження процедур і їх перебігу відповідно до рекомендацій та інструкцій МОЗ [1-4] та останніх досягнень мікро схемотехніки та систем бездротового зв'язку.

Для досягнення поставленої мети поставлено наступні задачі:

- сформувати узагальнену структуру приладів придатних до активації мікрокровотоку і м'язової активності реабілітації та відновлення;
- провести порівняльну характеристику перспективних архітектур для відлагоджування на базі однокристальних мікроконтролерів і одноплатних комп'ютерів методик МОЗ щодо відновлення різних груп поствідлікованих пацієнтів;
- удосконалити процес відеоспостереження за пацієнтом, протоколювання та відображення результатів вимірювань шляхом застосування програм об'єднання відеозображень;
- провести пошук інноваційних технічних рішень для реалізації модуля віддаленого відновлення постінфарктних та постінсультних пацієнтів шляхом впровадження ідеї модуля-конструктора, кожен із вузлів якого реалізує одну процедуру із переліку;
- удосконалення процесів моделювання роботи крокових двигунів Nema у прямому та зворотному режимі.

3. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ ПРО УЗАГАЛЬНЕНУ АРХІТЕКТУРУ МОДУЛІВ АВТОМАТИЗОВАНИХ СИСТЕМ КЕРУВАННЯ ПРИЛАДІВ РЕАБІЛІТАЦІЇ ТА ВІДНОВЛЕННЯ ПОСТВІДЛІКОВАНИХ ПАЦІЄНТІВ

3.1. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ ПРО ФУНКЦІОНАЛЬНУ БЛОК-СХЕМУ МОДУЛІВ АВТОМАТИЗОВАНИХ СИСТЕМ КЕРУВАННЯ ПРИЛАДІВ РЕАБІЛІТАЦІЇ ТА ВІДНОВЛЕННЯ

Відповідно до доказово підтверджених результатів із аналізу факторів впливу [15-19], що є визначальними у впровадженні відновлювальних методик для постінфарктних, постінсультних і посттравмованих пацієнтів та придатні за принципом для застосування в умовах віддаленої реабілітації було означено наступне:

- розв'язок задачі про структуру та узагальнену архітектуру було поставлено як пошук структури комплексного електричного, електромагнітного і механічного впливу, що спостерігаються протоколюються, корегуються та зберігаються;
- загальний прилад було розглянуто як сукупність функціональних модулів, які придатні як для незалежного застосування при реалізаціях окремих програм відновлення, так і для програм комплексного відновлення;
- модуль відеоспостереження було означено як універсальний єдиний модуль для типів процедур;
- модуль механічного та когнітивного відновлення теж поділяється на модулі примусового механічного руху і модулі когнітивних дій;
- модулі механічного руху працюють у режимі двигуна та у режимі генератора у випадку м'язового приводу.

Одним із схемних рішень, що дозволяє реалізувати необхідні електричний та електромагнітний впливи із заданими параметрами спектрального складу, інтенсивності, дози, площини опромінювання і, разом з тим, корегувати зовнішнє магнітне поле за вектором напруженості

представлено на рис. 1 [11]. Представлена структура дозволяє реалізувати задачі діагностування стану пацієнта та контролювати ефективність процедур терапії відновлення і корегувати при необхідності перебіг відновлення та призначення лікаря.

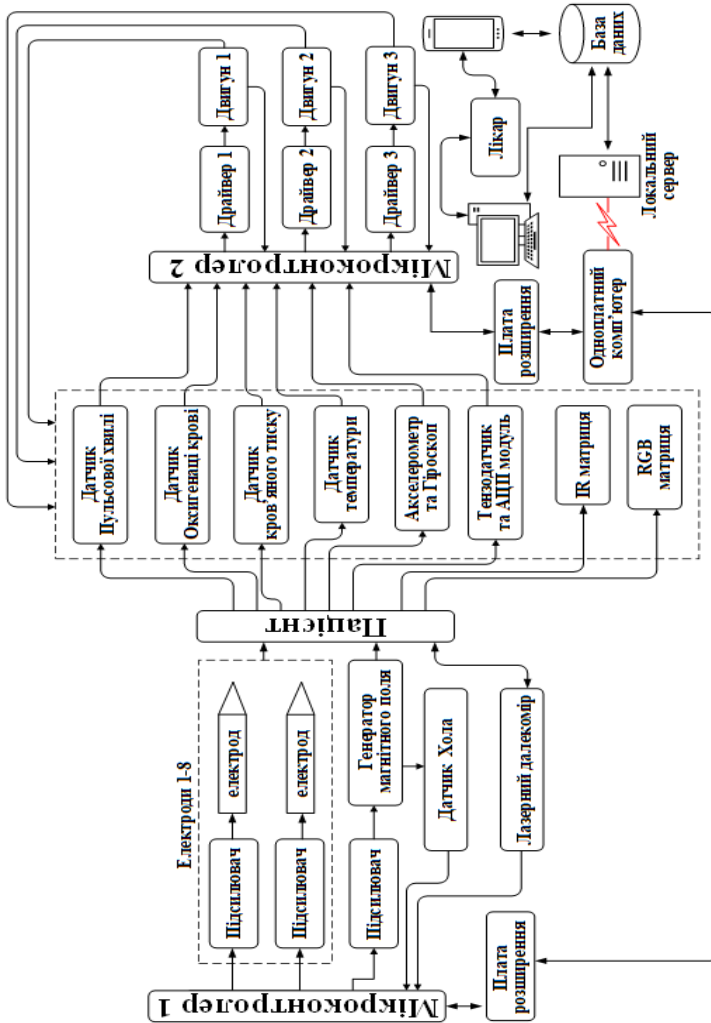


Рисунок 1 – Структура автоматизованих систем керування приладів фототерапії для реабілітації та відновлення на базі одно-кристалльних мікроконтролерів та одно-платних

Крім того, такі параметри як інтенсивність, площа стимуляції додатково контролюються у режимі реального часу. Більшість інформації, що необхідна для діагностування, при застосуванні запропонованої структури (рис. 1) з метою зменшення впливу завад перетворено на цифрову і потребує обробки та зберігання. У якості інформаційних джерел діагностичних елементів обираються високочутливі гальванометри, магнетометри, датчики Холла. Таким чином, реалізація такої системи можлива тільки за рахунок впровадження комп'ютерних елементів із значними обчислювальними ресурсами і можливостями застосування високошвидкісних протоколів передачі даних. Структура узагальненої системи складається з таких функціональних елементів: локальний сервер, смартфон з процесором на базі Android, монітор, клавіатура, одноплатні комп'ютери, що призначені для забезпечення потреб збору та керування і передачі цифрової інформації. Її додатковою функцією є контроль параметрів електричних потенціалів, що подано, та струмів і скорочень. Мікроконтролер 2 призначений для збирання діагностичної інформації, що характеризує стан пацієнта. Параметри кров'яного тиску, пульс, рівень насиченості крові киснем, температура пацієнта є одними з основних показників. Одноплатний комп'ютер використовується для керування мікроконтролерами, збору зображень з інфрачервоної та звичайної оптичної камер і передачі даних через мережеві засоби та хмарні сервіси до сервера та баз знань. Сімейний та звичайний лікарі мають доступ до цих баз даних, він регламентується адміністративними правилами і перебігом хвороби та стадією відновлення [8]. Для електростимуляційного відновлення, наприклад, м'язів руки, разом з комплексом механічних стимуляційних дій використовуються формування складного та керованого стиснення м'язів у основних частинах спектру коливань (стиснення розтягу), які застосовуються для комплексної терапії. Для забезпечення високої узгодженості руху використовуються крокові двигуни, що показано на рис. 1. Кожен з них обертає елементи модуля відновлення навколо власної вісі. У якості зворотного зв'язку використовуються датчики кров'яного тиску, пульсу, рівня насиченості крові киснем, температури [14]. Розбиття загальних структур приладів на окремі функціональні модулі та утворення набору стандартних, а далі конструювання з них на основі нейромережевої технології і збір устаткування для автоматизованої терапії дає надійні рішення автоматизації в фізіотерапії [14].

Задача максимізації якості як задача динамічного програмування

В роботах, які описують структуру систем спостереження та моніторингу різного призначення [8, 14, 36, 37] стверджувалось, що якість роботи КС росте при збільшенні кількості датчиків та застосуванні їх дублювання. Однак, аналіз робіт [38-40] приводить до висновку, що це твердження знаходиться у протиріччі із потребою і тенденцією загальної мінімізації таких систем Cooking Hacks – Electronic and IoT Kits, а також інших, що побудовано на базі Arduino та Raspberry Pi [41-46]. Тенденція мінімізації загальної структури теж простежується за описами різних застосувань як для загального моніторингу, так і у відновлювальній медицині [46-48]. У зв'язку з цим було поставлено задачу аналітичного знаходження мінімальної структури [49]. Для її постановки розглянемо приклад рис. 1 і окремо блок датчиків прискорень. Покладемо, що кожен модуль має три датчики прискорень, які є ідентичними, але орієнтовані за трьома взаємно ортогональними напрямками, а до його складу входять як блок-підсилювач та узгоджувач рівня як аналогового, так і цифрового сигналу. За цих умов жорсткого функціонального зв'язку, кількість блоків підсилювання і приведення не може бути меншою за кількість чутливих елементів. Таким чином, мінімізація структури модуля в цілому можлива, як за рахунок зменшення кількості чутливих елементів, так і кількості однокристальних контролерів. Як початкове наближення представимо блок-схему (рис. 2) фрагменту схеми, що складена з блоків у максимальному варіанті із N рядків, далі покладемо, що початковий склад рядка містить максимальну кількість блоків M . При прийнятих припущеннях та твердженнях, кількість рядків дорівнює максимальній кількості чутливих елементів N .

**Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем
керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних,
постінсультних пацієнтів**

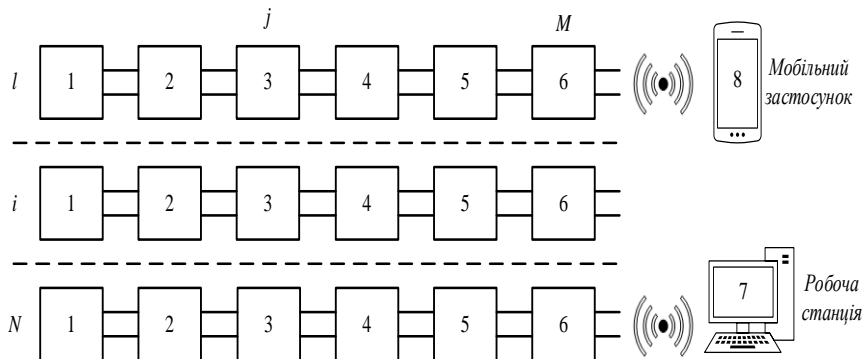


Рисунок 2 – Блок-схема комп'ютеризованої системи визначення прискорення з максимальною структурою

Кожен з рядків містить функціональні блоки, які реалізують повний перелік M функцій: часової фіксації прискорення, попередньої обробки та передачі даних про сигнал до смартфона. Зазначимо, що кількість цих функцій не обмежена, але зліченна множина. Кожен із блоків цієї множини може мати або одну або декілька функцій. Так, блок 1 перетворює сигнал прискорення руху в чутливому елементі у електричний сигнал – одна функція. Блок 2 його підсилює, у блоці 3 сигнал приводиться до вимог аналогово-цифрового перетворювача контролера – блок 4. Всі блоки мають по одній функції. Далі сигнал обробляється і передається блоком 5 (дві функції) до блоку 6 (каналу передачі), до смартфона 8 (одна функція) або до робочої станції 7. Ідея представлення початкового стану системи у процесі проектування на першому етапі блок-схемою максимально можливої структури (рис. 2), запропонована у роботі [49]. Така структура та опис кожного її елементу, властивості якого задано функціями кількісного або якісного виміру, утворює логічно функціональну модель та зводить задачу на першому етапі проектування до задачі з відомим початком. Логічне відсікання гілок далі тільки спрощує пошук розв'язку задачі. Також, якщо функції обрано унормованими, то задачу пошуку мінімальної структури зведено до задачі динамічного програмування з обмеженнями нерівностями [49]. На основі сформульованих гіпотез та припущень, що було сформовано, для розв'язку задачі застосовано поняття якості. Далі під якістю будемо розуміти: відповідність вимогам спожи-

вача за означеним переліком у тому числі з надійності і довговічності. Як кількісний показник її визначено комплексним методом за стандартом, шляхом зіставлення корисного ефекту від споживання з еталонним. На підставі сказаного сформуємо цільову функцію цієї задачі як адитивну із функцій однієї змінної яка визначає одну із властивостей, що формують якість:

$$Q(i, j, k) = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M f_{i,j}(k), \quad (1)$$

де $Q(i, j, k)$ – позначено цільову функцію, i – номер рядка, j – номер блоку, первинного упорядкування блок-схеми (рис. 2), а k – елемент варіанту кроку переходу. Для завдання варіантів k необхідно задати i_n – номер нового рядка, j_n – номер нового блоку до якого здійснено перехід. Далі будемо задавати:

$$k = \begin{bmatrix} i_n \\ j_n \end{bmatrix}$$

Крім того, $f_{i,j}(k)$ введено унормовану цільову функцію однієї змінної для кожного елементу i, j , з якого здійснено крок k . Далі для формування таблиць цільових функцій і порівняння кроків скористаємось таблицями 1 та 2, що містять порівняльні характеристики про сучасні контролери і протоколи передачі даних. Якщо такі цільові функції однієї змінної сформовано, тоді задача запишеться наступним чином:

$$\begin{aligned} \min_{i,j,k} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M f_{i,j}(k); \\ N\Delta t + b_5 \leq T; \quad i = \overline{1, N}, \\ N_{out} \leq b_4; \quad j = \overline{1, M}, \quad k = \overline{4, 5}. \end{aligned} \quad (2)$$

Тут позначено N_{out} – кількість виходів з блоків узгодження, Δt – час формування підсиленого і узгодженого сигналу у одному каналі, b_4 – максимальна кількість входів АЦП контролера, b_5 – міжопераційні витрати часу з підготовки до передачі даних каналу зв'язку, T – допус-

**Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем
керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних,
постінсультних пацієнтів**

тимий час на визначення даних про прискорення. Розв'язок задачі (2) представиться:

$$\min_{i,j,k} Q(i, j, k) = \sum_{i=1}^{N_{\min}} \left(\sum_{j=1}^3 f_{ij} \right) + Q_4, \quad (3)$$

де Q_4 є функція, що визначається як добуток об'єднання цільових функцій з k (4) та (5) на функцію рішення в умовах порівняння за декількома еталонами за алгоритмом попередньої нормалізації. Якщо всі блоки (чутливий елемент, підсилювач та узгоджувач сигналу) різних рядків ідентичні, то останнє запишеться:

$$\begin{aligned} \min_{i,j,k} Q(i, j, k) &= \sum_{i=1}^{N_{\min}} \left(\sum_{j=1}^3 f_{ij} \right) + \sum_{i=1}^{N_{\min}} (f_{i4} \cap f_{i5} \cdot L(i)) = \\ &= N_{\min} \left(\sum_{j=1}^3 f_{ij} \right) + f_{i4} \cap f_{i5} \cdot L(i). \end{aligned} \quad (4)$$

Функція $L(i)$ розраховується за функціями властивостей за продуктивним правилом:

$$L(i) = \begin{cases} 0, & \text{if } f_{i4} \cap f_{i5} < 1 \\ 1, & \text{if } f_{i4} \cap f_{i5} = 1 \end{cases}. \quad (5)$$

Таким чином, розв'язок (4), що отримано за принципом Р. Беллмана, представлено як стратегію двох кроків. На першому обрано мінімальну кількість чутливих елементів N_{\min} .

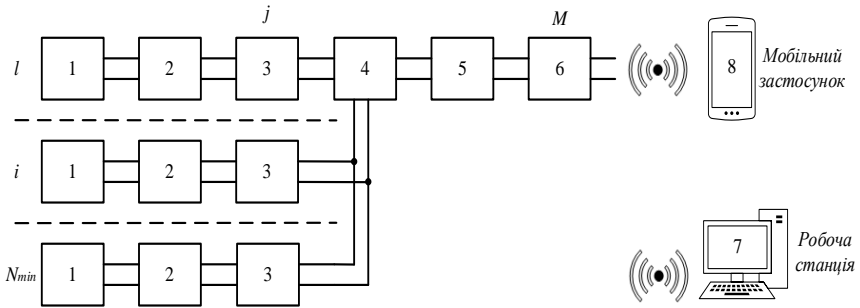


Рисунок 3 – Блок-схема комп'ютеризованої системи визначення прискорення з мінімальною структурою

На другому кроці із бази даних сучасних та доступних контролерів обрано елемент, який об'єднає функції контролера та каналу зв'язку, задовольняючи перелік вимог відкритості коду, наявності програм, надійності та кількості входів, яка повинна бути більше за N_{\min} . Якщо N_{\min} менше за кількість входів контролера, то кількість контролерів обмежується одним. У іншому випадку обирається з умови обмеження-нерівності задачі (2). Тобто обрано структуру, яка має максимальну якість (рис. 3). Застосування означеної методики дозволило сформува-ти та виготовити КС мінімальної структури.

Крім того, враховуючі вимогу передачі даних за допомогою Wi-Fi модуля, обрано **ARDUINO UNO WIFI REV2**. Плата має інтегрований Wi-Fi модуль, характеристики якого та каналу зв'язку подані в табл. 1.

Таблиця 1

Характеристики каналу та модуля зв'язку

Найменування	NINA-W102
Виробник	u-blox
Тип модуля зв'язку	IoT
Вид мережі	Bluetooth Low Energy, WiFi
Комунікаційний протокол	IEEE 802.11b/g/n
Напруга живлення	3...3,6 В

*Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем
керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних,
постінсультних пацієнтів*

Продовження таблиці 1

Комунікаційний протокол	IEEE 802.11b/g/n
Потужність передавача	14 дБм
Чутливість приймача	90 дБм
Монтаж	SMD
Властивості модулів зв'язку	антена
Розміри	14×10×3,8 мм
Робоча температура	–40...85 °С
Швидкість передачі	150 Мбіт/с
Смуга	2,412...2,484 ГГц
Дальність	300 м

Тип модуля зв'язку, вид мережі, величина напруги живлення, комунікаційний протокол, потужність передавача і чутливість приймача засвідчує, що **ARDUINO UNO WIFI REV2** забезпечить роботу із декількома чутливими елементами акселерометра. Інші характеристики (швидкість передачі, смуги частот, дальність і кількість входів) переконують у принциповій можливості формування мінімальної структури КС проведення фізичного моделювання для реєстрації рознесеними трьома чутливими елементами акселерометра. Таким чином, якщо зупинитись на такій мінімальній структурі, то внаслідок так поставленої задачі її розв'язок як структура забезпечить повну функціональну спроможність та мінімізацію компонентів, розмірів та маси при повному виконанні покладених на неї функцій. При формуванні мінімальної структури можливо використовувати інші критерії формування цільової функції, наприклад, такий, як ефективність [50-52]. При однозначній визначеності цього поняття будуть очевидно враховуватись енергетичні, вартісні та експлуатаційні показники структурних елементів схем.

У роботах з механотронних систем пропонується підвищувати ефективність системи шляхом застосування датчиків складових вектора прискорення та гіроскоп як єдиний датчик-індикатор рухів і кутового

положення. Останнє тільки підтверджує, що завдання створення схем мінімальної структури є актуальним етапом розвитку і створення електронних систем, у тому числі і приладів відновлення. Запропонована структура, блок-схему якої представлено на рис. 1, умовно показує датчики прискорення одним блоком. Прилад механічного відновлення дозволяє працювати без підключення і без вимірювання цих величин, але це зменшує можливості контролю якості та забезпечення відповідності рухів і не дозволяє здійснювати когнітивний аналіз.

3.2 ПОРІВНЯЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА ПЕРСПЕКТИВНИХ АРХИТЕКТУРНИХ ПЛАТФОРМ ДЛЯ ВІДЛАГОДЖУВАННЯ НА БАЗІ ОДНОКРИСТАЛЬНИХ МІКРОКОНТРОЛЕРІВ

Одними із технічних рішень розробки мікроконтролерних пристроїв і засобів сучасної фізіотерапії взагалі, є такі, що забезпечують механічний вплив, електромагнітне опромінювання, збір інформації від датчиків, передачу даних через мережі. Для порівняння були обрані наступні платформи [25-27]: Arduino Uno; Arduino Due; MBED; Discovery; Raspberry Pi.

Незважаючи на те, що перелік існуючих платформ значно ширший, зосередимо аналіз на обмеженому списку широкодоступного набору варіантів. Arduino Uno – плата, що створена на основі 8-розрядних мікроконтролерів фірми AVR. Її широке розповсюдження зумовлено відкритою апаратною платформою, доступністю і відкритістю програмного забезпечення та значними обсягами наявних відкритих реалізацій. Платформа Arduino дозволяє швидко реалізовувати задуми завдяки поступовому навчанню користувача, великим обсягам документації, керівництв, прикладів, книг і корисних порад на форумах та у каналах. Однак, через те, що дана платформа побудована на 8-розрядних мікроконтролерах, вона не завжди задовольняє потребам у обчисленнях. Особливо яскраво це спостерігається для великих масивів даних у режимі реального часу. При керуванні великою кількістю пристроїв, що потребують значних обчислень теж спостерігається негативні прояви її 8-розрядності.

Як наступний крок розвитку, означено більш функціональну плату Arduino Due на 32-розрядному ARM-мікроконтролері з ядром Cortex-M3. Також була створена нова версія інтегрованого середовища розро-

бки Arduino IDE 1.5, а далі інші до 2.0.3, що містять компілятор ARM на додачу до AVR. Її принципова схема має значно розширений функціонал завдяки використанню 32-розрядного мікроконтролера.

Другою розробкою, яку було розглянуто та порівняно, є 32-розрядна платформа MBED, від компанії NXP, на яку встановлюються мікроконтролери з ядром ARM Cortex-M0 або Cortex-M3 та мікроконтролер LPC1768. При поверхневому порівнянні вартості двох плат, Arduino Due має нижчу вартість. Однак, це враження хибне. Детальне порівняння функціональності засвідчує, що обидві плати використовують чип з ядром Cortex-M3, в якому інтегровано Ethernet MAC, сумісний зі стандартом IEEE 802.3. Також, на відміну від Arduino Due, MBED розроблена таким чином, щоб забезпечити безпосереднє і просте підключення до мережі. Для цього на платі встановлена мікросхема однопортового інтерфейсу фізичного рівня Ethernet 10/100 DP83848J (від фірми Texas Instruments). Офіційні проектні файли плати Arduino Due в середовищі Eagle засвідчують, що у Arduino Due також присутній цей функціонал у вигляді підключення відповідних ліній мікроконтролера до роз'єма «ETH». Роз'єм також присутній в проекті друкованої плати, однак, його розміщення передбачено за її межами. Таким чином, для підключення плати Arduino Due до Ethernet фактично необхідно під'єднати додатковий модуль, що вимагає додаткових витрат. Іншою важливою відмінністю MBED від Arduino Due є те, що при напрузі живлення 3.3 В MBED має 5 В сумісні виходи, тоді як Arduino Due їх немає. Якщо розглядати необхідність використання мікросхем перетворення рівнів для забезпечення повної сумісності з платами розширення, розробленими для налагоджування плати Arduino Uno, і відсутність інтерфейсу Ethernet, то стає очевидним, що фактична вартість плати Arduino Due зростає та стає значно вищою за MBED.

Крім того, додатковим фактором порівняння можливостей Due є стан і можливості середовища розробки та програмних бібліотек. На сьогодні не може вважатися завершеним рішення з точки зору достатності інструментів середовища розробки та програмних бібліотек. Необхідність і бажання розробників зберегти зворотну сумісність з кодом і бібліотеками, написаними для Arduino Uno, ускладнює розробку коду для Due. Останнє зумовлено значними відмінностями цих двох плат та необхідністю підключення спеціальних плат для налаштування. Незважаючи на те, що компанія STMicroelectronics створила плати налаштування для лінійки мікроконтролерів ARM які вона випускає, процес лишається трудомістким і складним.

Третім об'єктом порівняння обрано Discovery F0 з мікроконтролером серії STM32F0 на ядрі Cortex-M0. Незважаючи на низьку ціну (8 євро) за продуктивністю її можна порівняти з мікроконтролером LPC11U24, встановленим на платі MBED. Зауважимо, що головною особливістю плати є досить низька ціна, близько 8 євро, на відміну від 65 євро за MBED або 47 євро за Due. Хоча всі зазначені плати мають продуктивність 32-розрядного мікроконтролера серії STM32. Однак, стримуючим фактором для використання MBED, в першу чергу, буде відсутність інтегрованого середовища розробки для платформи Discovery. Компанія надає тільки список рекомендованих інструментів розробки і програмування з обмеженнями або пропонує ліцензійні версії програм, вартість яких сягає висот у кілька тисяч євро. Плати Discovery характеризуються утричі більшими габаритами.

Наступним технічним рішенням для порівняння було обрано платформу Raspberry PI (одноплатний комп'ютер). На платі встановлено 512 Мбайт ОЗУ, обчислювальна система на кристалі Broadcom BCM2835, з ядром ARM11, що працює на частоті до 700 МГц, графічним процесором, що відтворює відео з якістю BlueRay. За обчислювальною потужністю процесор порівнюється із Pentium III, а енергоспоживання – 5 Вт – у 10 разів менше. Здвоєний порт USB та сучасний HDMI-порт для передачі цифрового потоку відео і аудіо, Ethernet RJ45, аудіороз'єм 3.5 мм забезпечують підключення більшості пристроїв.

Вартість цього варіанту плати близько 30 євро. Однак, вважається, що вирішальним є розроблені і оптимізовані спеціальні дистрибутиви операційної системи Linux для Raspberry PI, які запускаються і надають можливості роботи з карти пам'яті microSD.

Таким чином, сумісне проектування модулів з платами розширення Arduino з платформомою Raspberry PI відкриває широкий набір інструментів для створення модулів у відновлювальній медицині.

**Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем
керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних,
постінсультних пацієнтів**

Таблиця 2

Порівняння властивостей платформ для модулів
відновлювальної медицини

Платформа	Arduino Uno	Arduino Due	Discovery	Raspberry PI 4	NodeMCU
Розрядність контролера, фірма	8-розрядний, Atmel	32-розрядний, Atmel	32-розрядний, ST Electronics	64-розрядний, Raspberry PI Foundation	32-розрядний, Expressif Systems
Напруга живлення	5-12В	5-12В	2.5-6В	5В	2.5-16В
Тактова частота	16 МГц	84 МГц	168 МГц	1.5 ГГц	80 МГц
Об'єм FLASH пам'яті	32 КБ	512 КБ	1 МБ	-	4 МБ
Об'єм SRAM пам'яті	2 КБ	96 КБ	192 КБ	2/4/8 ГБ	64 КБ
Об'єм EEPROM	1 КБ	-	-	-	-
Кількість вх./виходів	20	66	80	28	14

Продовження таблиці 2

Інтерфейси	USART x1, SPI x1, I2C x1	UART x4, SPI x1, I2C x2, CAN x2	USART x2, I2C x2, SPI x2	UART x6, I2C x6, SPI x5, SDIO x1, SD Card x1, Micro-HDMI x2, USB2 x2, USB3 x2, Bluetooth 5.0, Raspberry Pi Camera port x1, Raspberry Pi display port x1, Gigabit Ethernet port x1, 802.11 b/g/n/ac Wireless LAN	UART x1, SPI x1, I2C x1,
Середовище розробки	Arduino IDE, Atmel Studio	Arduino IDE, Atmel Studio	Keil uVision, Atollic TrueSTUDIO, IAR Embedded, Workbench	IDLE/Scratch/Squeak/Linux	Arduino IDE/Eclipse
Можливість підключення до мережі	Відсутня	Відсутня	Відсутня	Wi-Fi, Ethernet	Wi-Fi
Вартість	3 євро	10 євро	18 євро	45 євро	2 євро
Наявність готових бібліотек	+	-	-	-	+

На основі порівняльного аналізу якісних і кількісних показників сформульовано погляд на структуру автоматизованої системи відновлення постінфарктних, постінсультних та посттравмованих пацієнтів. Одноплатний комп'ютер, що забезпечує зв'язок з сервером та базою даних, та мікроконтролери, що пов'язано через плати розширення з одноплатним комп'ютером. Мікроконтролери 1 та 2 (рис.1) обираємо на платформі Arduino UNO, оскільки під неї вже існують технічні рішення, які забезпечать роботу датчиків (мікроконтролер 1) та драйверів крокових двигунів (мікроконтролер 2). У якості одноплатного комп'ютера обрано платформу Raspberry PI, оскільки для неї розроблено спеціальні дистрибутиви операційної системи Linux для Raspberry PI, які запускаються і надають можливості роботи з карти пам'яті microSD. Крім того, в неї вбудовано можливості для роботи з потоковою відеоінформацією, передачі даних через бездротові та дротові мережі, та може бути поєднана через плати розширення з платформою Arduino UNO. Крім того, при сумісній роботі обраних платформ з'являється можливість реалізовувати проєкти готових програмних рішень, які знаходяться у вільному доступі.

Зауваження та проблеми для подальшої роботи.

Однак, наведений аналіз не є кількісним рішенням задачі проєктування оптимальної структури і не ґрунтується на кількісних методах оптимізації. Його модель також не формалізована. Подальше його застосування для проєктування і вибору схем з мінімальною кількістю структурних елементів функціональних схем, ускладнюється та потребує пошуку і розробки оптимізаційних алгоритмів, що ґрунтуються на методах дослідження операцій [21, 22]. Слід зауважити, на прикладі розв'язку задачі мінімальної структури, дані такого якісного та кількісного аналізу, що повно зібрані для різних варіантів, безперечно потрібні для обґрунтованого розв'язку оптимізаційних задач, оскільки дозволяють кількісно представляти варіанти, що порівнюються, та враховувати фактори протилежного впливу. Крім аналізу застосовності компонентів та схем, все нагальнішою стає потреба у порівнянні платформ. Наведені порівняння, властивості та можливості платформ і потреби вимагають формулювання уточнених критичних зауважень та пропозицій. Приклади для подальшого розширення медичних засобами надійної безпроводної передачі даних і мають не містити дротів взагалі. Сьогодні на ринку вже існують плати розширення, які необхідно розглядати як прототип або як аналог для порівняння. Так, першим

прикладом візьмемо плату розширення медичних модулів, що базується на Arduino:



Рисунок 4 – Фото датчиків, що під'єднані до плати розширення медичних модулів, яка базується на Arduino



Рисунок 5 – Фото датчиків дотику (розробка кафедри АКІТ ЧНУ ім. Петра Могили), що придатні до підключення до плати розширення медичних модулів, яка базується на Arduino [28].

***Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем
керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних,
постінсультних пацієнтів***

На рис. 5 представлено фото датчиків сили та сили дотику, що розроблені, виготовлені та експериментально досліджені в лабораторії автоматизації та комп'ютерно-інтегрованих технологій ЧНУ ім. Петра Могили. Їх фізичний принцип роботи ґрунтується на застосуванні матрично упорядкованих структур, що придатні до підключення до плати розширення медичних модулів, яка базується на однокристальних контролерах Arduino [28]. Найбільш зручними формами і розмірами датчиків для застосування у процедурах механічного комплексного або когнітивного відновлення є: паралелепіпед 20x20x6 з двома боковими виводами; циліндр діаметром 8 мм та висотою 4 мм і двома боковими виводами; циліндр діаметром 8 мм та висотою 6 мм і одним боковим виводом, а другим осьовим з різьбою M2. Такі датчики здатні забезпечити роботу одного з каналів взаємодії з пацієнтом на тактильному рівні. Побудова таких датчиків є першим кроком до створення приладів відновлення триканальної взаємодії. Робота пристрою передбачає сумісне використання датчиків сили дотику і прискорень, разом із візуальним контролем за допомогою ендоскопічної камери. Його підключення до однокристального контролера або одноплатного комп'ютера дозволяє розробити та апробувати математичну модель триканальної інформаційної взаємодії з пацієнтом. Наявність такого пристрою забезпечить процес інформаційного обміну та контролю для аналізу адекватного когнітивного сприйняття параметрів сили, тиску, швидкості руху та програм їх змін у часі за перебігом керованої взаємодії.

Також існує платформа обробки сигналів «MySignals», яку розглядатимемо як прототип. Призначенням цієї платформи є розробка медичних пристроїв та застосунків для електронної охорони здоров'я. Перевага розробок та продукту «MySignals» у порівнянні з Arduino полягає у тому, що її можливо використовувати для розробки додатків та вебзастосунків eHealth, у Android або iOS. Крім того, вона придатна для додавання датчиків власної розробки кафедри АКІТ ЧНУ ім. Петра Могили та інших при створенні нових медичних пристроїв і приладів. Однак платформа «MySignals» не орієнтована на збір відеопотоків та керування ними. Вона у такому вигляді не придатна до керування приладами відновлення та протоколювання, перебігом процедур та їх протоколюванням.

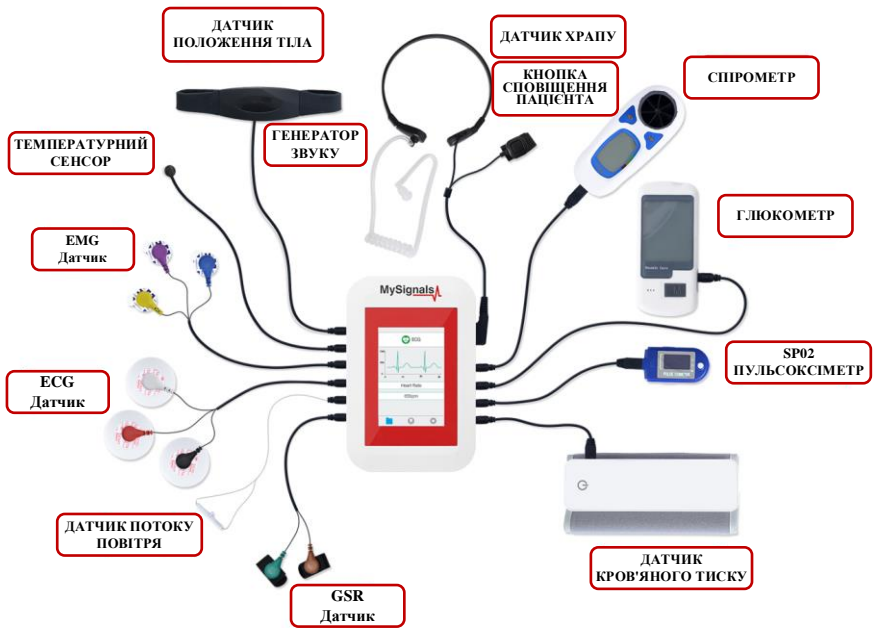


Рисунок 6 – Фото датчиків, що під'єднані до плати розширення медичних модулів, яка базується на Arduino, як готових технічних рішень [28].

На сьогодні модулі Arduino є широко розповсюдженими і мають широкий діапазон характеристик (табл. 1), однак їх доцільно доповнювати наступними модулями:

- датчик якості повітря CCS811 від Sparkfun [29];
- пульсоксиметр і датчик серцевого ритму SparkFun MAX30101 & MAX32664 (Qwiic) [30].

Однак, все ж залишається проблема великої кількості дротів. Модулі, які розповсюджені потребують прямого підключення. На сьогодні проблема дротів може вирішуватись, як за рахунок застосування вбудованих одноплатних комп'ютерів із вбудованими Wi-Fi каналами зв'язку, так і окремих Bluetooth-модулів ESP32 або ESP8266. Останні позиціонуються на ринку як дешеві модулі Wi-Fi. ESP32 ідеально підходить до самостійних проєктів інтернет-речей (IoT). Вони додають ядро процесора, швидкий Wi-Fi, більше за GPIO і підтримують

Bluetooth 4.2, також мають низький рівень енергії споживання у режимі Bluetooth. Розв'язок проблеми дротів здійснює розробка DFRobot Beetle BLE, а кожен датчик стає автономним пристроєм, що пов'язано з головною Arduino. Понижена енергія споживання приводить до зменшення робочих відстаней, а одночасна робота Bluetooth і Wi-Fi каналів зв'язку генерує завади. Крім того, слід сформулювати перелік практичних проблем, які необхідно вирішити вже зараз:

- бездротова зарядка кожного модуля датчика;
- безвтратна та захищена передача та збереження даних.

Передумовами тому є існуючі на ринку стандартні модулі передавача і приймача та плати зарядки і контролю стану акумуляторних батарей [31-35].

3.3. АНАЛІЗ МОЖЛИВОСТЕЙ ВІДЕОСПОСТЕРЕЖЕННЯ ТА ПРОТОКОЛЮВАННЯ ПЕРЕБІГУ ПРОЦЕДУР ВІДНОВЛЕННЯ

Спостереження за пацієнтом за допомогою декількох вебкамер. Потреба у віддаленому спостереженні обумовлена цілим рядом соціально-економічних та побутових причин. Особливо вона буде загострюватись під час карантину або в віддалених населених пунктах, як потреба первинної медичної допомоги. За оцінками експертів у цьому випадку краще за все підійде система моніторингу за пацієнтом [8]. Її втіленням буде застосування модулю автоматизованого моніторингу. До складу модуля потрібно вводити як мінімум дві вебкамери. Одна камера показує погляд пацієнта, а інша наводиться на ділянки тіла пацієнта та надає можливість візуально відстежувати їх за перебігом процедур. Якщо для моніторингу за пацієнтом використовувати більше двох камер, то їх слід поставити під різними кутами, щоб камери охоплювали більший простір і утворювали враження про псевдопростір. Для лікаря теж рекомендується встановити дві камери спостереження. Одна з камер направлена на лікаря, а інша – на дошку або на манекен людини. Останнє надає можливість проводити консультації, що супроводжуються поясненнями шляхом рисунків, записів на дошці або дій на манекені. Як показує досвід експериментів, для ефективного під'єднання декількох вебкамер краще використовувати програми для роботи з відеозображеннями, наприклад OBS Studio [53]. У цьому випадку створюється віртуальна вебкамера, яка об'єднує відеозображення з декількох вебкамер у одне. Широкі можливості налаштувань та простота роботи з інтерфейсом вирізняє OBS Studio серед аналогічних програм. Створення віртуальної вебкамери шляхом вибору випадючих опцій і вікон здійснюється додаванням і налаштуванням камер

та потрібних джерел зображень іншого походження [53-54]. Після того, як будуть обрані всі камери, можна налаштувати вигляд відображення фрейму або відеопотоків з камер. Простим вибором відповідної сцени камери за допомогою курсору або вікна дотику змінюється її положення, яке візуально представляється нагорі екрану програми. Після налаштування зовнішнього вигляду відеопотоку запускається віртуальна камера кнопкою «Запустити віртуальну камеру». У теперішніх програмах, що передбачають відеозв'язок, таких як Skype, Zoom, Google Meet та інших, в налаштуваннях з'явиться віртуальна камера OBS Studio. Її можливо обрати замість камери, встановленої за замовчуванням та зберегти налаштування [54]. Після встановлення цих налаштувань, при розмові по відеозв'язку всі учасники відеорозмови (пацієнт та лікар) будуть спостерігати зображення з декількох камер одночасно. Така розробка OBS Studio покращить процес комунікації та взаєморозуміння. Однак правильне налаштування самого фізичного положення та орієнтація камер, їх дублювання і просторове переміщення лишається не вирішеною задачею. Рішення задачі пошуку положення, оптимальної установки і орієнтації камер, обумовлено багатьма факторами у тому числі такими, що динамічно змінюються.

Архітектурні особливості та структурні блок-схеми модуля зйомки та передачі відеосигналу через Wi-Fi лінії зв'язку на дистанційний персональний пристрій.

Одним із наборів схемних рішень, що дозволяє збирати відеодані для діагностування стану пацієнта та контролювати ефективність і перебіг процедур терапії відновлення, а при необхідності і корегувати призначення лікаря, є розгалужена багаторівнева мікропроцесорна структура. Крім того, при замірах параметрів стану у ході масажу та електростимуляції такі параметри як інтенсивність, площа стимуляції, контролюються у режимі реального часу. При проектуванні схем для підвищення їх якості функціонування вжито схемні рішення з перетворення аналогової інформації у цифрову, що зменшує вплив завад. У ході первинних експериментів встановлено, що реалізація такої системи можлива тільки за рахунок впровадження комп'ютерних елементів зі значними обчислювальними ресурсами і можливостями застосування високошвидкісних протоколів передачі даних [8].

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

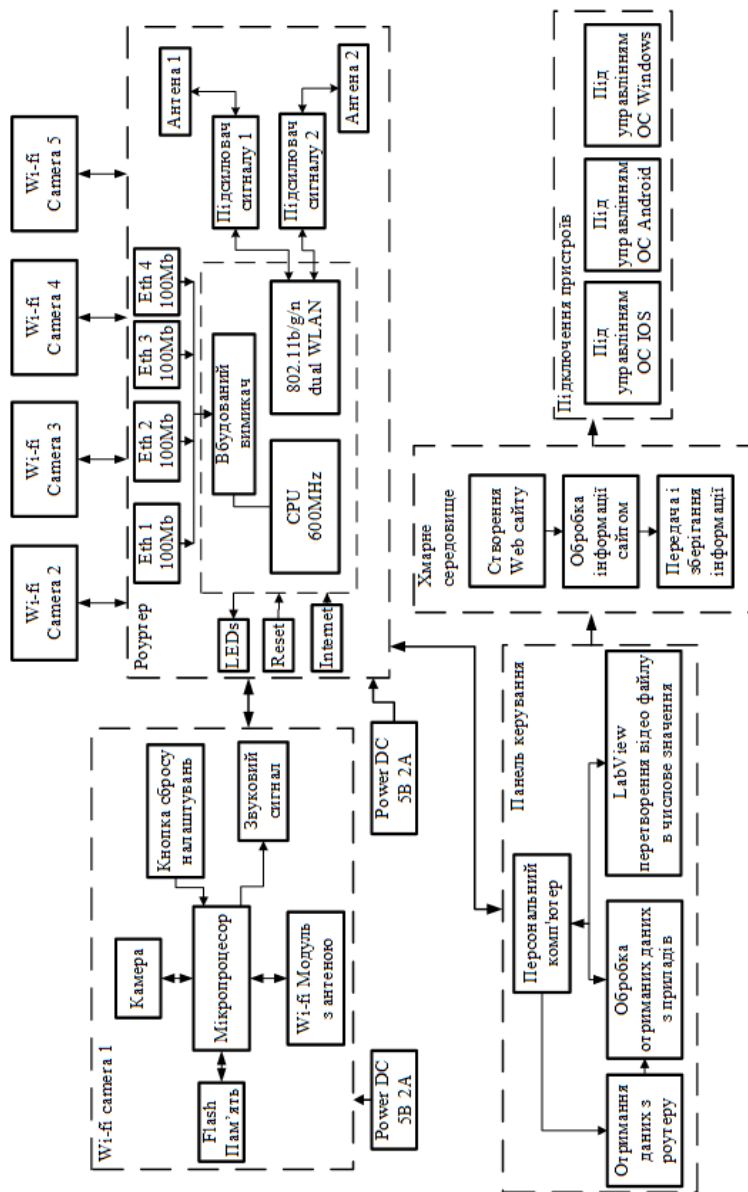


Рисунок 7 – Блок-схема модуля зйомки та передачі відео сигналу через Wi-Fi лінії зв'язку на дистанційний персональний пристрій

На рис. 7 представлено розширену блок-схему модуля зйомки та передачі відео сигналу через Wi-Fi лінії зв'язку одноплатного комп'ютера або на дистанційний персональний пристрій, або на сервер, або на хмарне середовище. Застосування умовного поділу на функціонально з'єднані блоки, що виокремлено умовними штриховими лініями у прямокутники дозволяє прозоро визначати роль кожного з елементів, шукати альтернативи варіантів. Для забезпечення ефективного аналізу проведемо послідовний розгляд функцій та особливостей структури та властивостей елементів.

1. **Wi-Fi Camera** складається з наступних блоків: камери, яка формує RGB-зображення та відео, мікроконтролеру, який отримує та зберігає дані зображення і відео та керує всіма процесами камери, карта Flash пам'яті, яка зберігає отримані результати зйомки зображень та відео, блок Wi-Fi зв'язку до складу якого входить також антена та прийомопередавач, що дає змогу використовувати камеру дистанційно по Wi-Fi зв'язку. Клавiша збросу повертає налаштування камери до заводських, а блок звукового сигналу подає користувачу три сигнали про стан камери: включено; підключено; відключено. Підключення двох і більше камер потребує введення до схеми Wi-Fi роутера. Кількість одночасно підключених Wi-Fi камер залежить від його спроможностей, але, щоб використовувати більше ніж 5 камер, потрібно спочатку підключити Wi-Fi Cameras до роутеру через телефонний додаток. Така традиційна схема не є оптимальною, але вона добре апробована і надійна.

2. **Wi-Fi Router** – пристрій, який забезпечує обмін даними між декількома пристроями або мережами. У випадку створення приладів відновлення необхідно підключати Wi-Fi камери для одночасного використання. За своєю комплектацією Wi-Fi роутер містить у своєму складі процесор, який і здійснює керування усіма процесами обміну, у тому числі і Wi-Fi модулем, який передає Wi-Fi сигнал на підсилювач та антену передавача, що передає сигнал користувачу. Оскільки основною функцією Wi-Fi роутера є маршрутизатор, то до нього можна також підключити конектори RJ45. Так, на схемі до роутеру, який представлено на рис. 7, можна підключити 4 кабелі з конектором RJ45 для передачі та отримання даних. Блок LEDs повідомляє, який з портів підключено та чи працює мережа Wi-Fi. Якщо натиснути кнопку «Reset» та затримати її на 10 секунд, то налаштування Wi-Fi роутеру повернуться до заводських, а спеціальні налаштування будуть втрачені.

3. **Панель керування.** В цій системі головний керуючий орган – персональний комп’ютер, він налаштовує та послідовно отримує дані з Wi-Fi роутеру, який, в свою чергу, отримує дані з Wi-Fi камер. Потім, в залежності від отриманих даних, здійснюється їх обробка. Один з методів обробки отриманої інформації – це перетворення отриманого відеозображення з камер в числове значення показників приладів. Процес перетворення буде виконуватись в програмному застосунку «LabView», який, в свою чергу, буде керуватись персональним комп’ютером. Для зберігання обробленої інформації з блоку керування буде використовуватись хмарне середовище.

4. **Хмарне середовище** буде використовуватись для відображення та зберігання отриманої інформації з блоку керування. Спочатку буде створено веб-сайт, де користувач зможе використовувати отриману та оброблену інформацію з камер. Перед відображенням отриманої інформації для користувача інформація з блоку керування обробляється та зберігається в хмарному середовищі.

5. Оскільки для відображення користувачеві інформації, вона подається на створений вебсайт, то пристроїв, які зможуть підключитися до сайту, багато. Підключення пристроїв дозволяє отримувати інформацію яка використовується вебсайтом, тому використовувати створений вебсайт зможуть і інші пристрої, які мають змогу підключатися до мережі інтернет. В цю категорію можна віднести прилади зі встановленими операційними системами Android, iOS, Windows, Linux. Останнє і несе у собі загрозу несанкціонованого використання.

Інноваційне доповнення та удосконалення архітектури та процесу віддаленого спостереження.

1. Застосування Wi-Fi камери відкриває зручне безпроводне віддалене спостереження за пацієнтом. Також, з використанням програмного блоку «LabView», перетворення відеофайлу в числове значення, можна слідкувати за різними приладами, які не мають змогу працювати дистанційно.

2. Впровадження алгоритмів перетворення відеозображення шляхом розпізнавання відеообразів екранів та перетворення у цифрове значення дасть змогу швидше передавати дані до хмарного середовища, та й обсяг цих даних зменшиться.

3. Якщо комбінувати кількість підключених пристроїв, до роутеру можна, наприклад, підключати не тільки Wi-Fi камери, як показано на рис. 7, а й дистанційні прилади спостереження за станом пацієнта, такі,

як датчик пульсу, тиску та й інші дистанційні прилади, тобто, такі, які доповнено вбудованим Wi-Fi каналом зв'язку.

4. Використання хмарного середовища та створення вебсайту дадуть змогу дистанційно моніторити результати вимірювань, використовуючи для цього різні популярні гаджети, такі, як смартфон чи персональний комп'ютер.

Апаратні особливості та розширення можливості реалізації модулей моніторингу стану пацієнта.

Модуль моніторингу стану пацієнта. Для моніторингу за станом пацієнта пропонується використовувати комплекс різних медичних датчиків. Датчики в подальшому будуть використовуватись переважно разом з одноплатними комп'ютерами сімейства Arduino. У зв'язку з цим, для сполучення різних медичних датчиків та двигунів використовується Arduino Shields. На сьогодні вже існує декілька різновидів Arduino Shields, які розповсюджені та легко доступні. Ці плати розширення призначені для апаратної платформи Arduino сімейства Uno, Nano, Mega. Основними задачами, що вирішуються кожною із таких плат, є надати зручніші варіанти підключення до плати Arduino та збільшити надійність плат, на відміну від ручного варіанту створення плат-з'єднання.

Arduino Sensor Shield. Її перевагою, на відміну від Arduino Shields, є додані додаткові роз'єми живлення і заземлення, що виведено на кожний вихід плати Arduino. Також на платах розширення бувають розташовані роз'єми для підключення зовнішнього блоку живлення, передбачено світлодіоди та кнопки перезапуску [55-56].

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

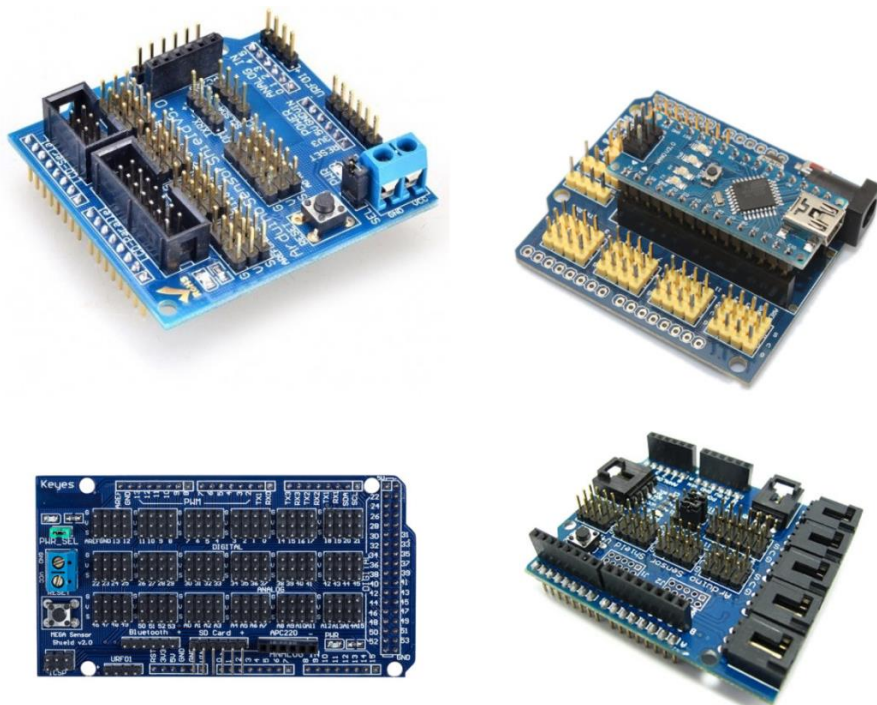


Рисунок 8 – Зовнішній вигляд Arduino Sensor Shield [91,92]

Arduino Motor Shield. Цей вид Shield найчастіше використовується при підключенні більш, ніж одного крокового двигуна, та має змогу підключати одразу крокові та серводвигуни. Основне завдання Arduino Motor Shield – забезпечити управління пристроями, що споживають високий для звичайної плати Arduino пусковий струм [57].

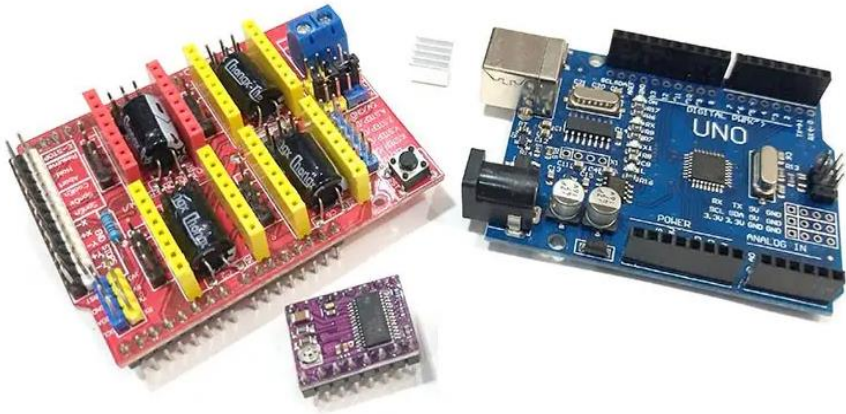


Рисунок 9 – Зовнішній вигляд Arduino Motor Shield [91,92]

Arduino Data Logger Shield. Основним призначенням цієї плати є збереження отриманих результатів виміру датчиків. Збереження відбувається з прив'язкою до часу, що є важливою властивістю Arduino Data Logger Shield. Готовий Shield дозволяє не тільки зберегти дані та фіксувати час, синхронізований з вбудованим годинником, а й підключати датчики у зручному нестандартному вигляді шляхом паяння або на монтажній платі. На підставі властивостей плат, з'єднань із додатковими властивостями і розширеннями, для апаратної платформи Arduino пропонується використані, вище описані розширення збирати в модулі. Один з прикладів такої зборки представлено на рис. 10, як функціональний модуль датчиків для моніторингу стану пацієнта.

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

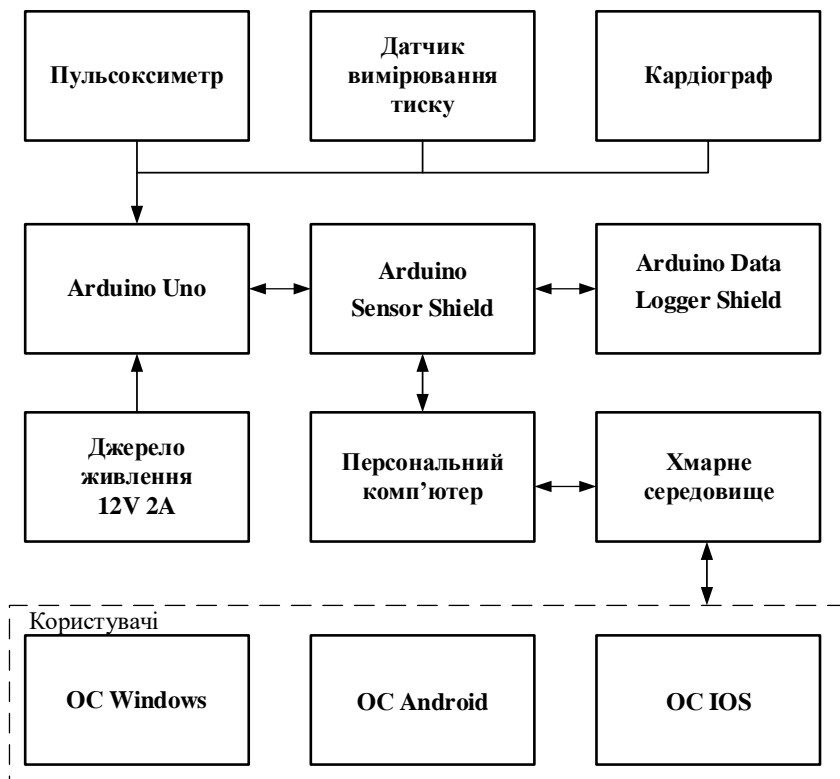


Рисунок 10 – Блок-схема модулю моніторингу за станом пацієнта

На рис. 10 представлено за допомогою блок-схеми об'єднання основних медичних датчиків: пульсоксиметр, кардіограф та датчик вимірювання тиску. Мікроконтролер Arduino Uno, до якого підключаються Arduino Sensor Shield та Arduino Data Logger Shield, блок живлення на 12 вольт та приблизно 2 ампера, персональний комп'ютер (який має вихід USB та доступ до мережі інтернет, хмарного середовища, пристроїв користувачів на різних програмних середовищах таких як: ОС Windows, ОС Android, ОС IOS).

Наведена схема працює наступним чином: живлення подається на апаратну платформу Arduino Uno, яка в свою чергу складається з плат розширення для датчиків Arduino Sensor Shield та плати для збереження даних з датчиків Arduino Data Logger Shield (для цієї системи може знадобитися додаткове зовнішнє живлення). Дані з датчиків вимірювання таких як Pulse oximeter, Pressure Measuring sensor, Cardiographer збираються за допомогою мікроконтролеру Arduino Uno та розширення Arduino Sensor Shield, та зберігаються на карті пам'яті за допомогою розширення для Arduino Data Logger Shield. Мікроконтролер Arduino Uno пов'язаний з персональним комп'ютером за допомогою USB кабелю. Отримана з датчиків інформація передається безпосередньо до персонального комп'ютера. Якщо для реалізації цього методу буде потрібно невеликі комп'ютерні ресурси, то краще використати Raspberry Pi 4. Це зменшує розміри модулю без звуження необхідних функціональних можливостей, втрати працездатності та надійності роботи. Отримані з Arduino Uno дані зберігаються та оброблюються, а результати спостерігаються з персонального комп'ютера та передаються на хмарне середовище для дистанційного спостереження за станом пацієнта за допомогою різних портативних приладів, які мають доступ до мережі інтернет, наприклад ноутбука на базі OS Windows чи смартфона на базі управління OS Android або OS iOS.

Другий варіант модулю моніторингу стану пацієнта буде відрізнятися від першого дистанційними автономними медичними датчиками, які відправлятимуть отримані результати досліджень за допомогою Wi-Fi каналу зв'язку безпосередньо до Arduino Uno. Тим самим не буде використовуватись дротовий зв'язок з датчиками, що ускладнить сам процес реалізації цих датчиків та зменшить надійність системи, але скоротить кількість дротів. Другий варіант реалізації модулю моніторингу представлений на рис. 11.

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладами реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

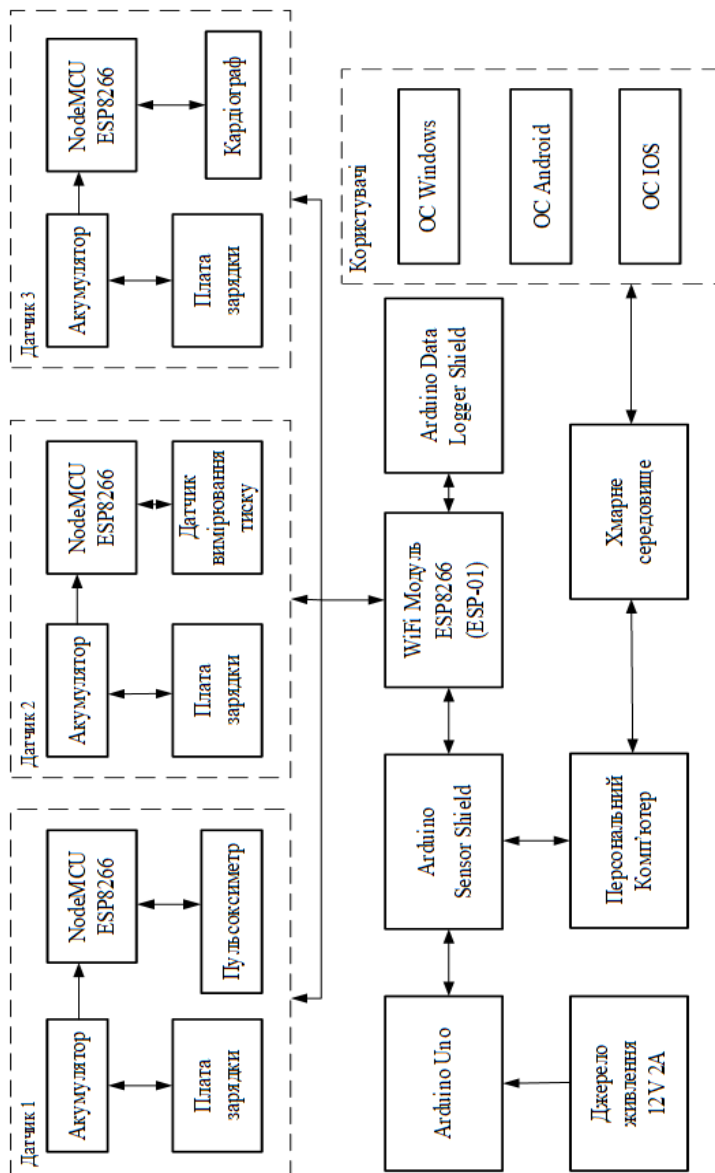


Рисунок 11 – Модуль моніторингу за станом пацієнта з використанням Wi-Fi датчиків

Рис. 11 відрізняється від попереднього наступними блоками: до мікроконтролеру Arduino Uno ще додається Wi-Fi модуль ESP8266, що сполучає медичні датчики з Arduino по мережі Wi-Fi. Для створення автономних Wi-Fi медичних датчиків пропонується до самих датчиків додати акумуляторну батарею, що забезпечить автономність роботи датчику, а додавання плати зарядки батареї та окремий мікроконтролер з вбудованим Wi-Fi модулем забезпечить вчасну підзарядку та надійну роботу медичних датчиків.

Створення маніпуляторного відеоспостереження. У ході дослідження реалізації різновидів можливих процедур відновлення та пошуків ефективних форм їх віддаленого проведення було визначено необхідність мобільного відеоспостереження. Для реалізації такого спостереження було поставлено за мету дослідити можливості використання маніпуляторів. Перші спроби використовувати для мобільного відеоспостереження USB провідну камеру продемонстрували, що їх масогабаритні показники та потреба встановлення на одну з ланок маніпулятора одноплатного комп'ютера ускладнює пристрій у цілому та суттєво збільшує вартість устаткування мобільного відеоспостереження. Такі результати дослідження спонукали пошуки мобільного відеоспостереження на основі застосування у складі маніпуляторного комплексу Wi-Fi камери.

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

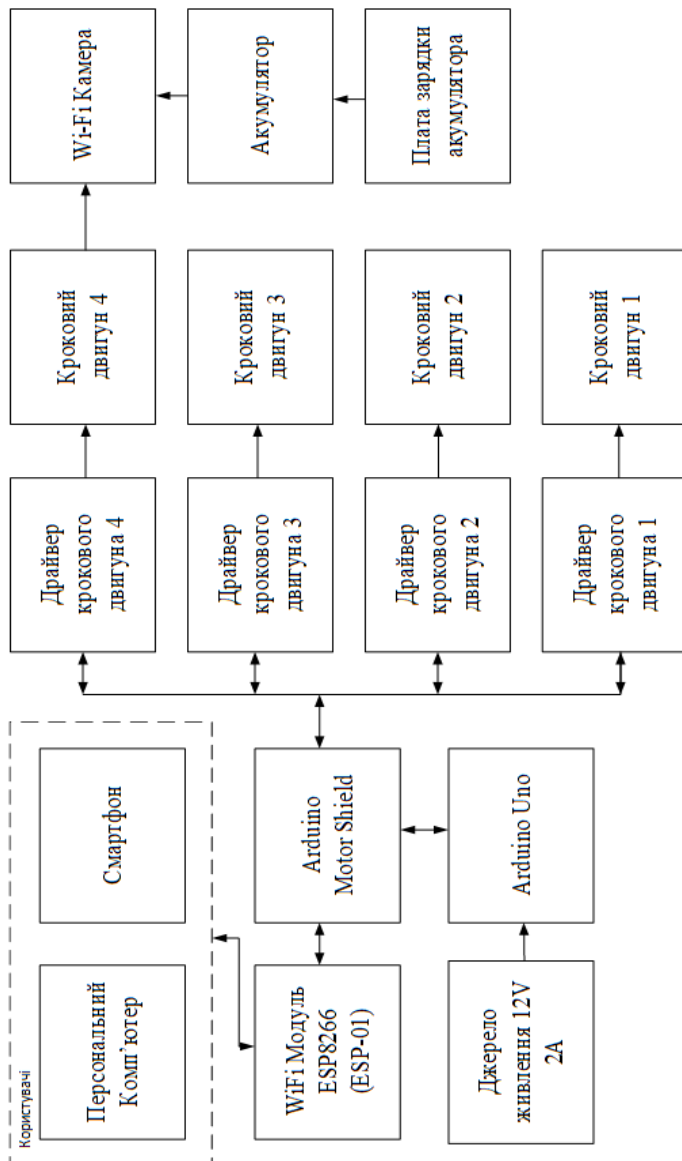
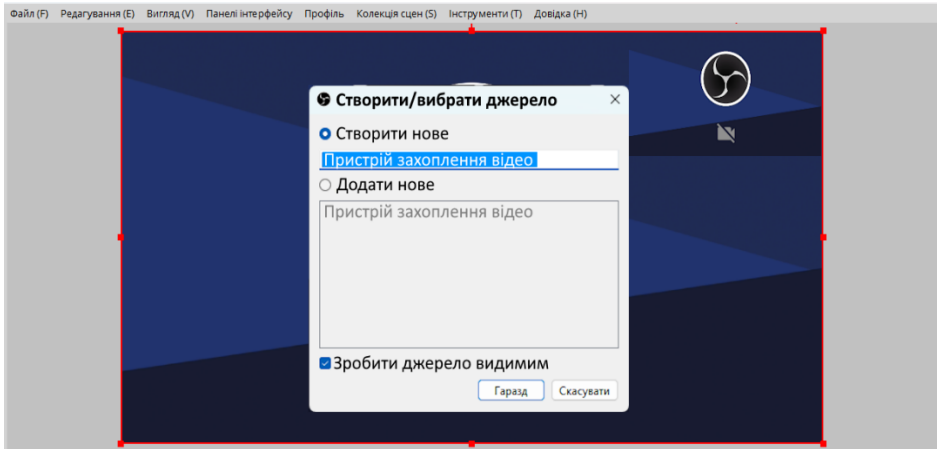


Рисунок 12 – Блок-схема дистанційної мобільної Wi-Fi камери

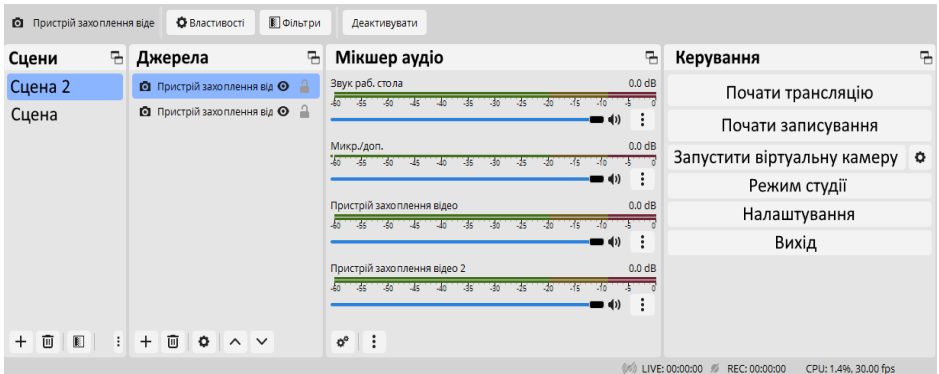
На рис. 12 представлені такі блоки: Блок живлення 12В 2А, апаратна платформа Arduino Uno, плати розширення Arduino Motor Shield, плати Wi-Fi модулю ESP8266, чотири крокові двигуни типу Nema 17 та драйвери для них, Wi-Fi камера, батареї для камери та плати зарядки для батареї. Система мобільного відеоспостереження працює наступним чином: спочатку подається живлення з блоку живлення на апаратну платформу Arduino Uno, до якої підключена плата розширення Arduino Motor Shield, яка дає змогу підключити чотири драйвера для керування кроковими двигунами. На вал четвертого крокового двигуна кріпиться платформа, яка, в свою чергу, буде тримати Wi-Fi камеру. Сама же Wi-Fi камера буде житися від батареї, яка в свою чергу заряджається від плати зарядки батареї. Це рішення дозволить вести зйомку не подаючи окремого живлення від мережі. Також до апаратної платформи Arduino Uno підключений Wi-Fi модуль, за допомогою якого виконується сполучення користувачів з Arduino Uno для керування маніпулятором та для спостереження за зображенням відеопотоку камери.

Підключення двох вебкамер в Zoom. Широко розповсюджені програми комунікаційної взаємодії, такі, як ZOOM, Skype, Google meeting, виводять зображення тільки з однієї камери. У зв'язку з цим задача підключення двох вебкамер для пацієнтів віддаленого відновлення стає актуальною. Її розв'язок шляхом утворення віртуальних зображень з двох камер ставить за мету утворити стабільне та якісне відображення потоків декількох відеоджерел. Для експерименту було задіяно дротові та міні Wi-Fi камери, програми для роботи з відеозображеннями. Метою експерименту було встановити придатність до об'єднання та виводу відео потоку з дротових та Wi-Fi камер та надати рекомендації з вибору камер і програм для роботи у комунікаційному програмному середовищі. Для проведення експерименту було також випробувано програму OBS Studio, яка використовується для робіт у відеостудіях [53]. Її простий для розуміння користувача інтерфейс підключає камери до комп'ютеру шляхом послідовного утворення нової назви сцени, вибору типу джерела та пристрою захвату відео. Він також забезпечує вивід зображення в OBS Studio. Для цього в нижньому полі вікна «Джерела» обирається додати «Пристрій захоплення відео» та виконується така послідовність кліків: «Створити нове», потім «Гаразд», як показано на рис. 13.

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів



а)



б)

Рисунок 13 – Зображення вікна програми OBS Studio [53]:

а) – меню створення/ вибору джерела, б) – панель керування елементами

Внаслідок виконаних вище дій відкриється меню налаштування камери, яке продемонстроване на рис. 14. В графі «Пристрій» обираємо вебкамеру яка підключена до комп'ютеру. Також можна налашту-

вати зображення з вебкамери або запис звуку при роботі камери, вказати розмір вікна виводу камери та частоту кадрів виводу камери та інші налаштування вебкамери. Вибір пристрою камери та простий натиск «Гаразд» зберігає налаштування за замовчуванням.

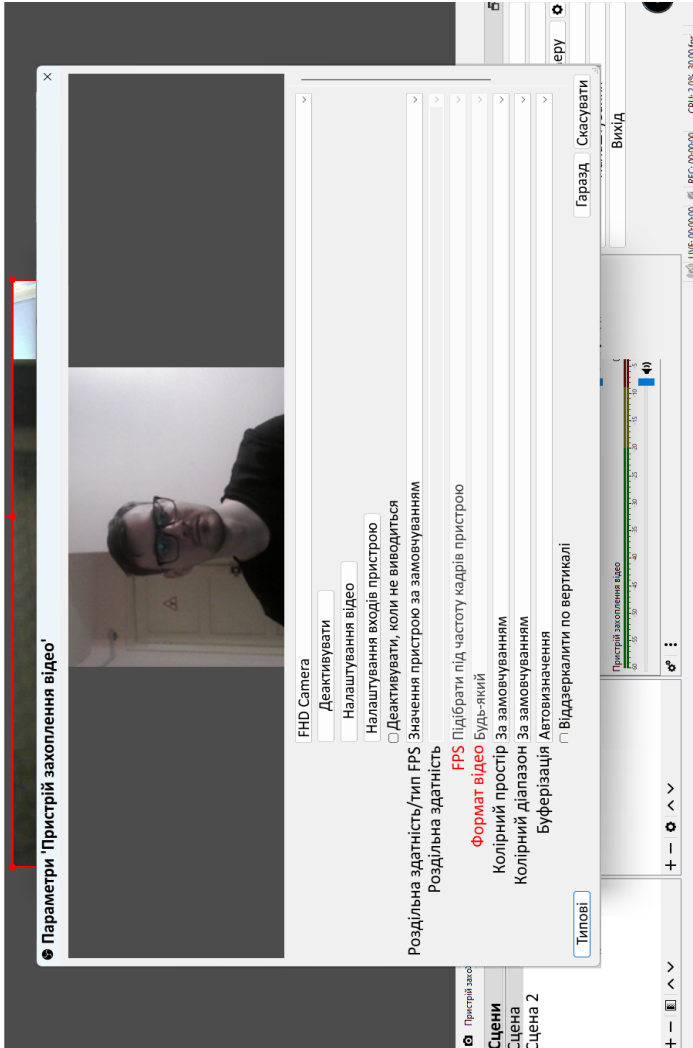


Рисунок 14 – Відображення параметрів вебкамери

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

Як показав експеримент, друга камера додається за тим же алгоритмом, що і перша. В головному вікні програми OBS Studio при натисканні на зображення камери обирається розмір відображення камери або розміщення камер на екрані. Після того, як налаштуємо зручне для роботи розміщення на екрані відображення з камер, натиском в правому нижньому кутку на вкладку «Керування» та «Запустити віртуальну камеру» ініціюється запуск віртуальної камери.

Запуск віртуальної камери супроводжується підсвіткою клавіши запуску синім кольором, а сама камера стане доступною в ZOOM. Відображення роботи двох вебкамер представлено на рис. 15.

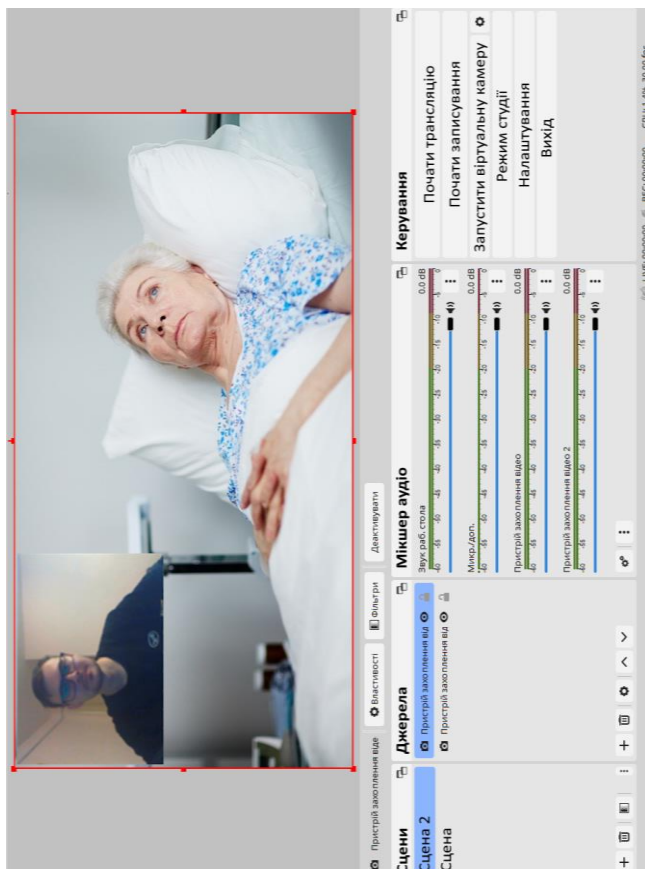


Рисунок 15 – Зображення з двох камер

Далі здійснюється звичайний вхід в програму ZOOM та вибір в налаштуваннях камери OBS Virtual Camera, або при підключеній конференції в ZOOM обираємо камеру OBS Virtual Camera. Внаслідок таких дій виводиться відеозображення з двох вебкамер в відеоконференцію ZOOM, як представлено на рис.16.

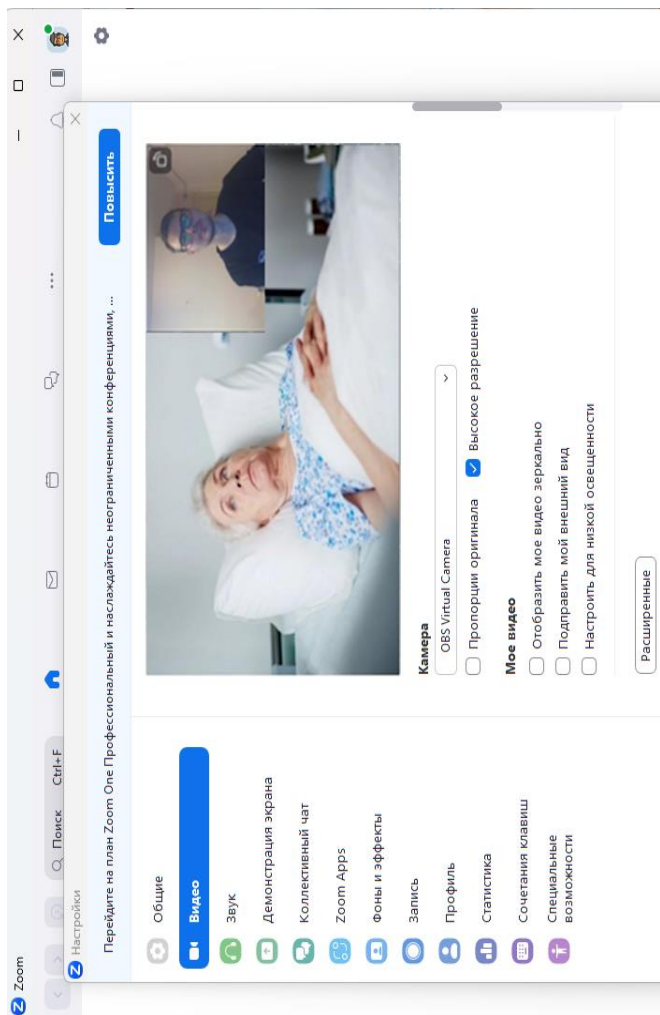


Рисунок 16 – Перевірка роботи двох камер в ZOOM

Після підключення двох камер, в головному вікні програми лівою клавішею миші обираємо кнопку «Запустити віртуальну камеру» (цей пункт знаходиться з праворуч у вікні програми) і вже після цього створюється віртуальна камера, яка відображається в програмах для відеодзвінків таких як: Skype, Zoom, Google Meet та ін.

3.4 ПОШУК ІННОВАЦІЙНИХ РІШЕНЬ ДЛЯ МОДУЛЯ МЕХАНІЧНОГО ВІДДАЛЕНОГО ВІДНОВЛЕННЯ ПОСТІНФАРКТНИХ ТА ПОСТІНСУЛЬТНИХ ПАЦІЄНТІВ

Розширення рухових можливостей та сенсорного забезпечення роботів-маніпуляторів утворює можливості для відтворення маніпуляційних рухів, що, як це очікується за своїм фізіологічним ефектом, забезпечать інтенсивне фізичне тренування після інсульту [21]. На сьогодні відомі різновиди реабілітаційних ефектів, які спостерігались у лабораторних, добре контрольованих дослідженнях [58-61]. Як відзначають автори роботи [58], перехід від лабораторних умов до клінічних послуг ще не є таким, що добре оцінений. Дослідження [58] спрямоване на порівняння реабілітаційних ефектів від тренування верхньої кінцівки роботизованою рукою, що керована електроміографічними (ЕМГ) сигналами. Однак, як стверджується авторами [58], результат, що досягається у добре контрольованому дослідницькому середовищі та в практичній клінічній службі, в умовах віддаленого відновлення ще необхідно доводити. Головною причиною є необхідність забезпечити керування за сигналами електроміограм (ЕМГ), надійність виокремлення яких в цих умовах викликає практичні проблеми [58]. Означені спроби та результати стимулювали пошуки виокремлених диференціальних впливів, які вдається реалізовувати не спираючись на ЕМГ сигнали [59]. Разом з тим, не менш важливими є пошуки доказу про застосовність впливу зовнішніми механічними стисканнями та розтисканнями ліктьового суглобу руки, наприклад, штучною рукою роботаманіпулятора [60]. У зв'язку з цим, особливо важливим є дослідження стратегічних переваг від застосування робототехнічних систем до реабілітації м'язів плеча та передпліччя руки постінсультних пацієнтів [61]. Аналіз багатообіцяючих результатів робіт [60-61] дозволяє стверджувати про ймовірні переваги робототехнічних систем для забезпечення віддаленого відновлення. Однак, велика вартість таких систем стиму-

лює пошуки технічних рішень, які б забезпечували потреби пацієнтів. Одним із таких інноваційних рішень, що забезпечує зменшення вартості устаткування, є проєктування системи за принципом конструктора із взаємозамінними вузлами, кожен із яких сам по собі є вузлом для відновлення окремої групи м'язів.

Методи опису кінематики робота-маніпулятора. Побудова модуля, що виконував би рухи та здійснював силові вправи, потребує опису та моделювання кінематики і динаміки роботів-маніпуляторів [62]. На сьогодні розв'язок задачі динаміки у реальному часі знайшов застосування для ПР і систем більш широкого класу [63]. Створено ряд алгоритмів, які дозволяють формувати динамічні властивості маніпуляторів, в яких використовуються різноманітні способи опису кінематичної структури ланок маніпулятора [64, 65]. Для опису кінематичної схеми модуля задамо системи координат, що пов'язані з ланками маніпулятора. Введемо параметри, які однозначно визначають взаємне положення ланок та враховують взаємозв'язок ланок маніпулятора в цілому. Далі будемо розглядати дві моделі антропоморфного маніпулятора-руки.

П'ятишарнірна кінематична схема на основі циліндричних шарнірів.

На рис. 17 представлено кінематичну схему маніпулятора, що сконструйовано за аналогією до руки з циліндричних шарнірів. Вибір базової системи координат i , відповідно до методу Денавіто-Хартенберга, вісь OZ спрямовуємо за віссю обертання зчленувань ланок. За початок відліку локальних систем координат точку O_i обираємо у центрі шарнірів кожної з ланок та їх інші вісі спрямуємо так, щоб одна з них була спрямована уздовж головних осей інерції. Тепер представимо результуючу матрицю як:

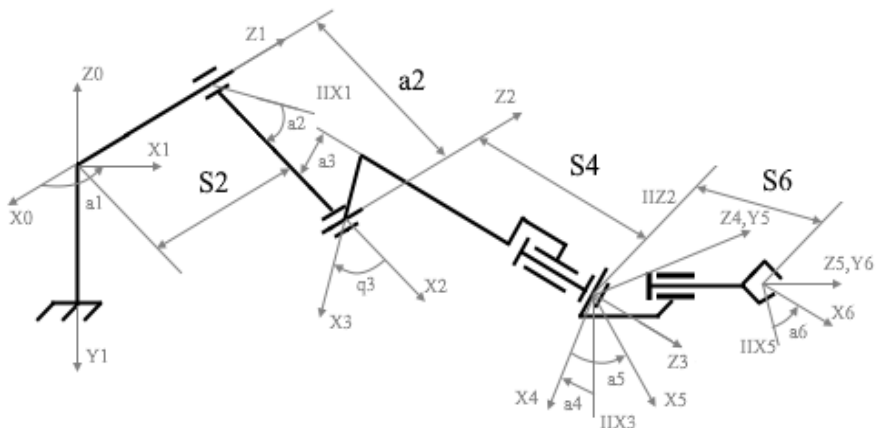


Рисунок 17 – Модель кінематичної схеми маніпулятора, що сконструйовано за аналогією до руки з циліндричних шарнірів

$$M_i = M_i^\theta M_i^a M_i^s M_i^q,$$

де кожна з матриць множників має вигляд:

$$M_i^q = \begin{bmatrix} 1, & 0, & 0, & 0 \\ 0, & c\theta_i, & -s\theta_i, & 0 \\ 0, & s\theta_i, & c\theta_i, & 0 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix}; M_i^a = \begin{bmatrix} 1, & 0, & 0, & a_i \\ 0, & 1, & 0, & 0 \\ 0, & 0, & 1, & 0 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix}; M_i^s = \begin{bmatrix} 1, & 0, & 0, & 0 \\ 0, & 1, & 0, & 0 \\ 0, & 0, & 1, & s_i \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix}; M_i^\theta = \begin{bmatrix} cq_i, & -sq_i, & 0, & 0 \\ sq_i, & cq_i, & 0, & 0 \\ 0, & 0, & 1, & 0 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix};$$

Перемноження означених матриць дає:

$$M_i = \begin{bmatrix} Cq_i, & -C\theta_i Sq_i, & Sq_i S\theta_i, & a_i Cq_i \\ Sq_i, & C\theta_i Cq_i, & -Cq_i S\theta_i, & a_i Cq_i \\ 0, & S\theta_i, & Cq_i, & s_i \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{bmatrix},$$

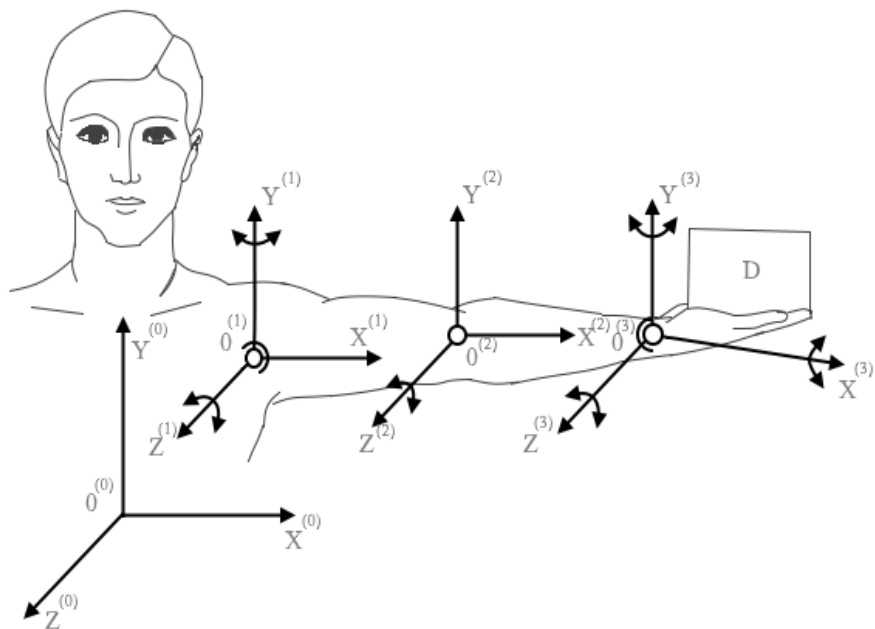
де вжито скорочені позначення тригонометричних операцій S – синуса та C – косинуса відповідних кутів. Для моделі такої руки розворот плеча приймемо незмінним та задамо величину кута q_1 . Далі врахуємо, що величина кута q_1 є константою, тоді у матриці M_1 косинуси та синуси q_1 мають відповідні значення і є константами, тоді як інші кути – п'ять кутів – змінні функції часу і визначаються як розв'язок задачі динаміки. Також приймемо, що довжина долоні незмінна та величини a_2, a_3, S_2 є константами, величини $a_4 = S_3 = 0$, то у матрицях M_2 – M_6 вони теж є константами, а інші величини визначаються як розв'язок задачі динаміки. Добуток матриць представить математичну модель роботи механізму модуля відновлення:

$$M_i = M_i^{\theta_i} M_i^{a_i} M_i^{s_i} M_i^{q_i} = \prod_{i,j}^{q_i} M_j; j = \overline{\theta_i, a_i, s_i, q_i}; M = \prod_{i=1}^N M_i,$$

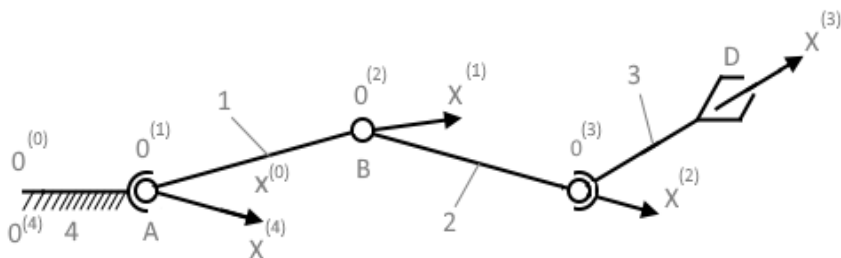
що необхідно доповнити математичними моделями механічних та електричних частин приводів.

П'ятишарнірна кінематична схема на основі двох двовісних та трьох одновісних циліндричних шарнірів.

Далі послідовним формуванням систем координат для побудови другої кінематичної схеми антропоморфного маніпулятора з характеристиками, подібними до характеристик руки людини, застосуємо два двовісних шарніри. Одним із варіантів виконання двовісного шарніру оберемо шарнір із взаємно ортогональними осями. Виконання шарніру із гальмом, що захищає від довільного повороту для кожної осі окремо, розширює можливості шарніру. Однак сама конструкція такого шарніру є складною і потребує при виготовленні і збиранні прецизійної технологічної оснастки, що суттєво збільшує їх вартість.



а)



б)

Рисунок 18 – Кінематична схема моделі руки людини з двома двовісними шарнірами: а) – кінематична схема руки людини; б) – розташування головних осей інерції та осей систем координат ланок

З означених причин, у цілому, представлена кінематична схема є більш складною, оскільки містить двовісні шарніри із взаємно ортогональними осями. Однак, якщо врахувати, що початки відліку двох систем координат співпадають, то задача спрощується. Вводимо фіктивну ланку нульової довжини з кутом повороту вісі $Z - 90$, а вісі $X - 0$ градусів і довжини $a = s = 0$, то з формальної точки зору модель представляється як добуток. Однак, така фізична модель не описує зміщення і повороти зап'ястка, тому для подальшого розгляду та конструювання модуля зупинимось на розгляді тільки першої моделі.

Формування універсальних вузлів як основа конструктивних наборів складання відновлювальних модулів.

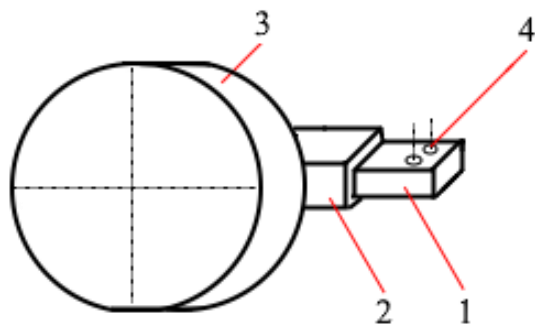
Аналіз устаткування, що використовувались у дослідженнях [58-61] приводить до пошуків технічних рішень, результат яких був би доведеним, а доступ до яких був би соціально незалежним. Одним із прагматичних підходів, що простежується і формулюється як наслідок цих досліджень, полягає у пропозиції поділу устаткування на проті і дешеві групи.

Так, наприклад, процес відновлення верхніх кінцівок пропонувалось ділити на три групи, що зменшує вартість устаткування та відкриває можливість зробити послугу доступнішою за рахунок періодичного обміну приладами між пацієнтами [8, 58].

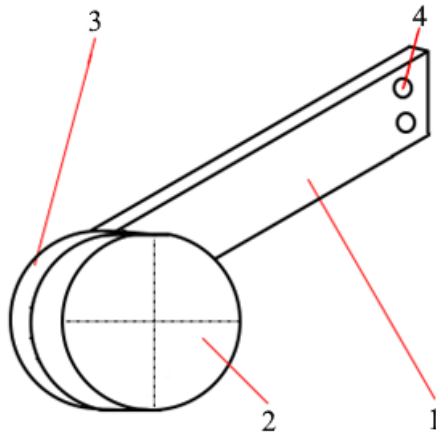
Застосування побутового устаткування пацієнтів: відео, телепрограми, комп'ютерні розваги, що позитивно займає увагу пацієнтів та змінює їх настрій при простих вправах – один з ефективніших впливів на хід позитивного відновлення [59]. Іншим заходом і технічним рішенням, що ґрунтується на застосуванні спрощених механічних приводів систем керування за рахунок застосування крокових двигунів та планетарних редукторів, дозволить зменшувати вартість устаткування у цілому. Одночасне застосування 3D-моделювання та технологій 3D-друку із застосуванням пластмас та вуглецевих вставок суттєво збільшить міцність елементів конструкцій та зменшить масо-габаритні і вартісні показники устаткування [60]. Застосування силіконових накладок покращить зручність використання у ході процедури та змінить ергономічність конструкції у цілому.

Таким чином, оскільки застосування складного устаткування для реабілітації збільшує його вартість, що робить таке устаткування непридатним для віддаленого відновлення у домашніх умовах, то було переглянута концепцію будови модулів відновлення постінфарктних,

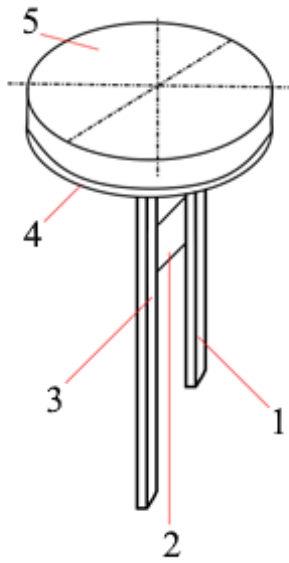
постінсультних та посттравмованих пацієнтів [8]. Було запропоновано і розроблено чотири схеми конструкцій, як осново-утворюючих модулів, що представлено на рис. 19. а, б, в, г. На рис. 19. а представлено вузол, що забезпечує лінійне переміщення. Штанга 1 переміщується у корпусі напрямної 2 за рахунок реверсивного обертання крокового двигуна, що разом з планетарним редуктором (умовно не показані) розташовано у корпусі 3. Кріплення до інших вузлів здійснюється гвинтами через різьбові та шліцові з'єднання і отвори 4 на штанзі 1 (розміри і розташування показано умовно). На рис. 19. б представлено вузол повороту. Штанга 1 розташована перпендикулярно осі вихідного валу редуктора, що разом з кроковим двигуном розташовано у корпусі 2. Адаптер 3 фіксується на вихідному валу редуктора та на штанзі 1. До протилежного кінця штанги, через систему отворів 4 можливо кріпити адаптери для опору передпліччя руки відповідного розміру. На рис.19. в представлено вузол повороту, але який має штанги 1, що паралельна осі вихідного валу редуктора.



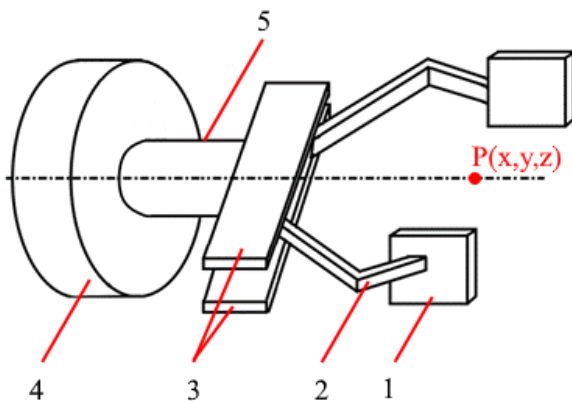
а)



б)



в)



г)

Рисунок 19 – Схеми вузлів ланок модуля відновлення: а) – лінійного переміщення; б) – кутового переміщення з ланкою, що перпендикулярна до вісі обертання; в) – кутового переміщення з ланкою, що паралельна до вісі обертання; г) – ланка обертання захвату.

Також, яку з'єднано планкою 2 зі штангою 3, що суттєво зменшує її сумарну масу у порівнянні із суцільною. Обидві штанги 1 та 3 кріпляться до адаптеру 4, який «сидить» на вихідному валу редуктора. У корпусі 5 знаходиться планетарний редуктор та кроковий двигун. На рис. 19. г представлено вузол ланки обертання захвату. Захват, до складу якого входять упори 1 та тяги 2 (конструкцію показано умовно спрощено), привод яких розміщено у корпусі приводу захвату 3, з'єднано з приводом 4. Адаптер повороту 5, який закріплено на вихідному валу планетарного редуктора (всередині корпусу 5, умовно не розкрито). Корпуси приводів повороту (рис. 19) також мають отвори для кріплення, як передбачено можливими їх застосуваннями. Не менш важливими є і адаптери, які теж необхідно розглядати як універсальні елементи. Два приклади адаптерів представлено на рис. 20. Перший – пластинчастий адаптер (рис. 20. а), а другий – кутовий (рис. 20. б). Пластинчасті адаптери можуть мати, крім отворів для кріплення, і спеціальні отвори для розширення кількості застосувань

для одного адаптера. Самі ж отвори можуть слугувати механічними ключами для безпомилкового розташування у вигляді отворів. У такому випадку на корпусах, що з'єднуються встановлюють штифти.

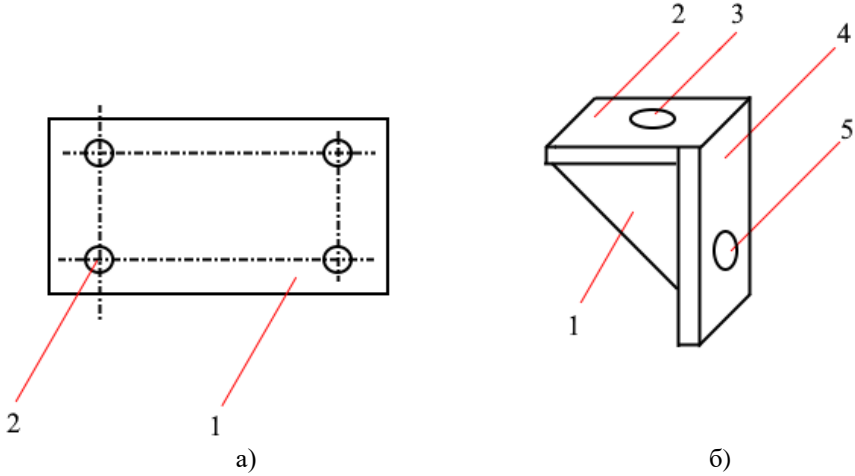


Рисунок 20 – Схематичне зображення адаптерів з'єднання ланок:
а) – пластинчастий адаптер; б) – кутовий адаптер.

Пластинчастий адаптер (рис. 20. а) представлено як прямокутну пластину постійної товщини. Однак і форма і товщина можуть змінюватись, як за рахунок доповнень іншими пластинами, так і конструюванням їх потрібної форми із застосуванням технології 3D-друку. Так, об'єднуючи ланку лінійного та кутового переміщення з ланкою, що перпендикулярна до осі обертання модулів а і б, та приєднуючи до них через кутовий адаптер (рис. 20. б), утворюємо модуль, що дозволяє примусово розгинати лікоть та обертати долоню та руку навколо власних осей (рис. 21). Два приклади основних елементів конструкції, що забезпечать після зборки виконання таких функцій запропоновані на рисунках (рис. 21 та 22).

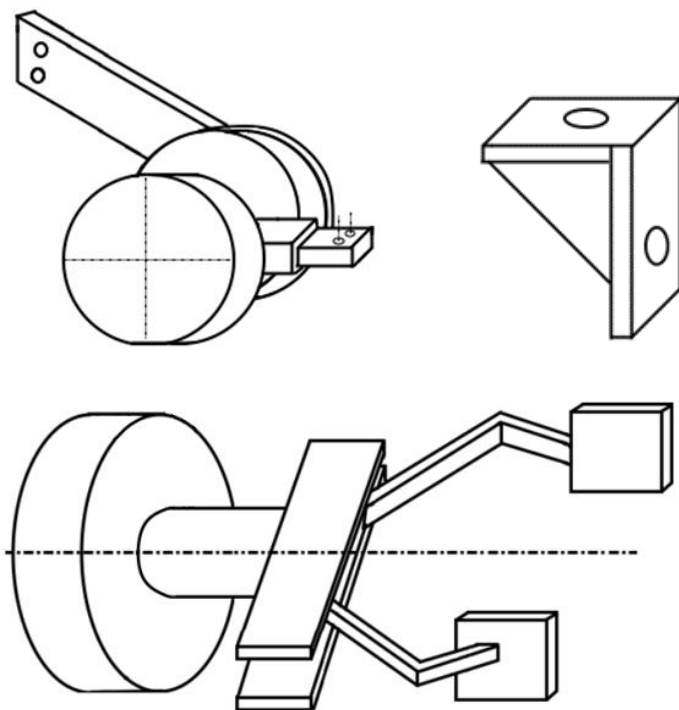


Рисунок 21 – Схематичне зображення основних елементів до зборки для відновлення поворотних здібностей руки

Таке розташування захвату після зборки та доповнення конструкції пластиковими та силіконовими накладками дає можливість здійснювати обертання руки навколо горизонтальної осі при загнутій додолу долоні. Обертання у горизонтальній площині забезпечує відносний рух тканини і м'язів як зап'ястку, так і інших м'язів, від зап'ястку до ліктя, так і від ліктя до плеча (рис. 22).

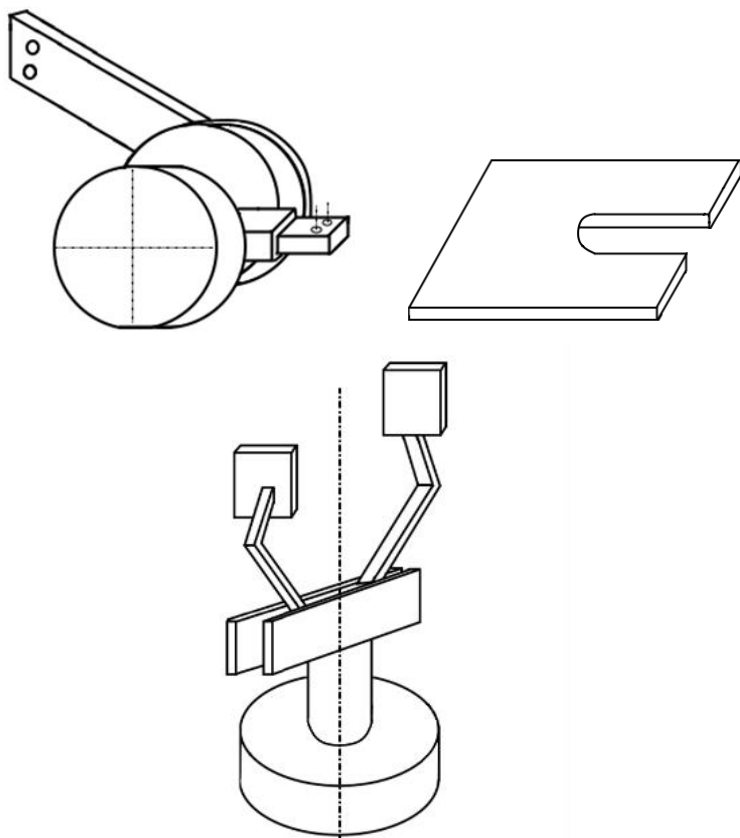


Рисунок 22 – Схематичне зображення основних елементів до зборки для відновлення поворотних здібностей м'язів зап'ястка

Після зборки елементів та доповнення конструкції пластиковими і силіконовими накладками та затиску руки захватом, зап'ясток та долоня вільні, що дозволяє здійснювати рухи як у вертикальній і горизонтальній, так і у проміжних площинах.

Однак, якщо ланку обертання захвату (рис. 19. г) закріпити на горизонтальній площині на відповідній висоті, то одним приводом мож-

ливо здійснювати і примусові обертання передпліччя при вертикальному положенні руки, і повороти руки навколо власної осі та обмежені повороти зап'ястка (рис. 23).

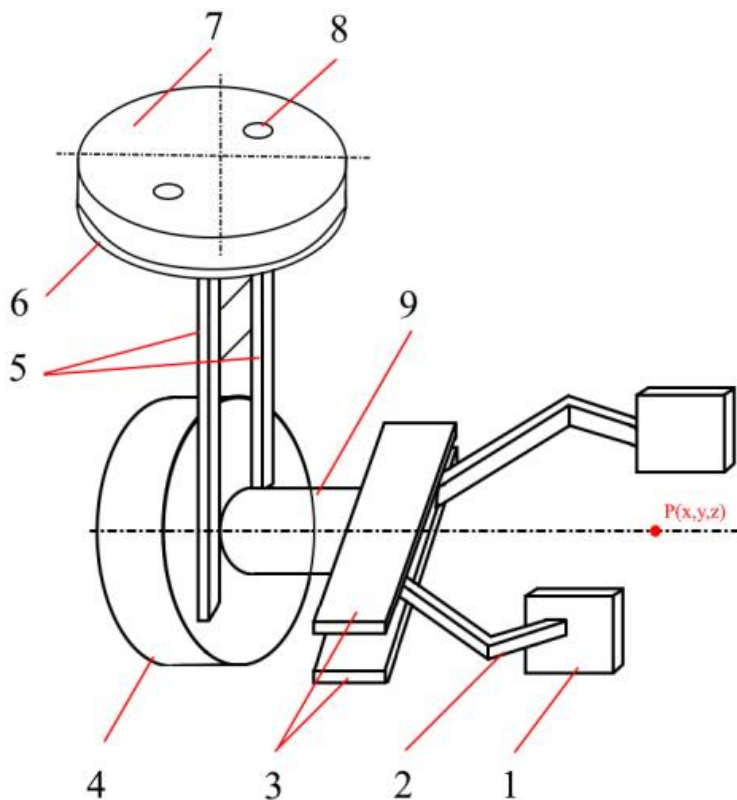


Рисунок 23 – Схематичне зображення основних елементів до зборки для відновлення поворотних здібностей м'язів передпліччя руки та зап'ястку.

Таким чином, наведене розбиття устаткування на окремі вузли демонструє можливість відновлювати м'язи руху суглобів плеча та ліктя,

передпліччя, зап'ястка, кисті та пальців. Така терапія допомагає пацієнтам відновити силу м'язів, діапазон рухів, гнучкість, рівновагу та координацію. Повторювальна здатність притаманна циклам роботизованих технологій і допомагає нарощувати м'язову силу, покращувати м'язову пам'ять та стимулювати нейропластичність, необхідну для відновлення дрібної моторики і рухів. Однак, клінічна, функціональна та нейрофізіологічна невідповідність стану пацієнта, що відокремлює частку пацієнтів для попереднього навчання, а також скринінг, щоб визначити, чи потрібен опікун для допомоги учаснику під час терапії, і є основним обмеженням. Безумовно, все це є наслідком універсальності та складності технології. Робота с таким устаткуванням також потребує схвалення лікаря. Очевидно, що такі риси і диференціюють загальне коло пацієнтів для віддаленого відновлення, але і допомагають у кінцевому визначенні проводити відновлення ефективно.

Моделювання роботи крокових двигунів Nema в двох режимах.

Для пошуку надійного та соціально доступного устаткування відновлення було застосовано моделювання роботи окремого крокового двигуна у двох режимах у середовищі Simulink. Можливості програми Simulink, за допомогою власних імітаційних моделей, зазвичай розглядалися як засіб керування кроковим двигуном. На рис. 24 показано модель керування кроковим двигуном, яка складається з п'яти блоків. Блок живлення 12VDC – використовується для живлення напругою 12 вольт постійного струму схеми драйверу та крокового двигуна. За сигналами блоку Signal Builder – налаштовуються сигнали керування обертанням та напрямом повороту валу крокового двигуна. Сигнали, що подаються на драйвер керування, представлені на рис. 25. В блоці Signal Builder формуються два сигнали керування: сигнал Step, що визначає кількість обертів, та сигнал Dir, який визначає напрям обертання. Блок Drive керує роботою крокового двигуна. Блок драйверу, відповідно до сигналів керування, що сформовано блоком Signal Builder, перетворює їх у імпульси, які подаються на обмотку крокового двигуна, та, як наслідок, вал двигуна робить встановлений оберт. Блок Stepper Motor – цей блок імітує роботу крокового двигуна. Він налаштовується, відповідно табл. 3, для кожного типу двигунів: Nema 14, Nema 17, Nema 23 у кожному із двох режимів роботи. Перший режим – це класична робота крокового двигуна. Другий режим роботи крокового двигуна – робота у режимі генератора. Налаштування роботи у режимі генератора забезпечує блок Load torque.

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

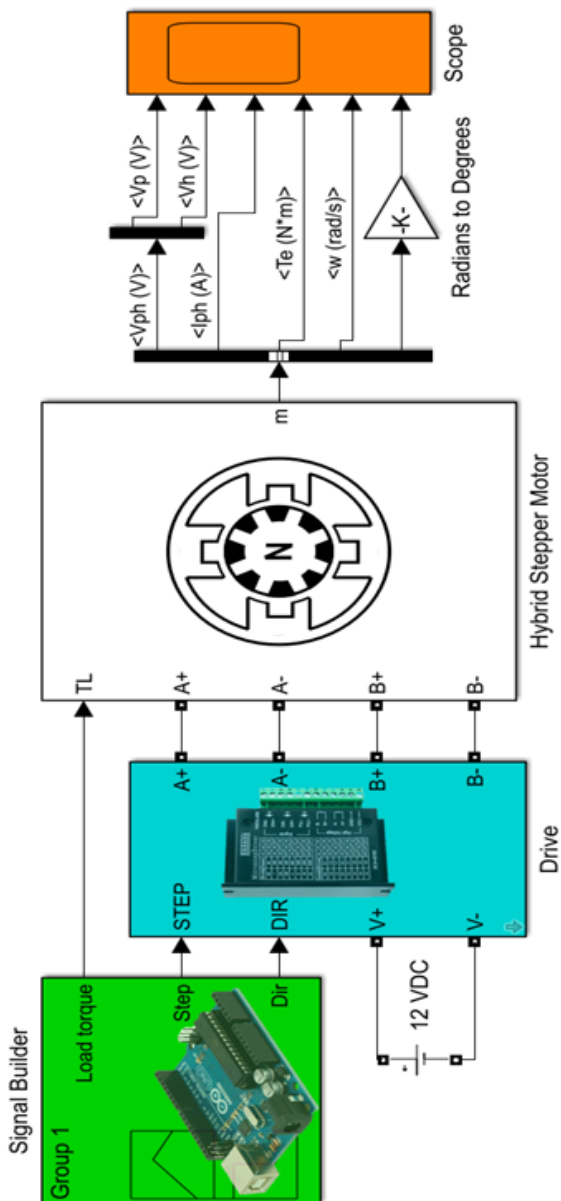


Рисунок 24 – Модель роботи крокового двигуна

Блок **Load torque** – виконує роботу під дією механічного моменту сил (в Н*м). Величина TL є позитивним значенням у режимі роботи двигуна та негативним у роботі генератора.

У блоці **Scope** будуть відображатися результати роботи крокового двигуна у вигляді осцилограми сигналів, такі, як: напруги на двох обмотках двигуна під час його роботи, струм на двох обмотках, швидкість обертання, момент, та кут повороту (градус) оберту крокового двигуна.

Таблиця 3

Характеристики крокових двигунів Nema

Назва двигуна:	Nema 14	Nema 17	Nema 23
Модель:	JK35HS34-1004	JK42HS40-1704-13A (HS4401)	JK57HM76-2804
Кут повороту за один крок	1.8 °	1.8 °	0.9 °
Струм на обмотку	1 А	1.7 А	2.8 А
Опір обмотки	2.7 Ом	1.65 Ом	1.15 Ом
Індуктивність обмотки	4.3 мГн	3.2 мГн	5.6 мГн
Крутний момент утримання	1.4 кг * см	4.2 кг * см	18 кг * см

***Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем
керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних,
постінсультних пацієнтів***

У табл. 3 наведено основні характеристики трьох моделей крокових двигунів, що було застосовано для проведення моделювання. Порівняння вихідних характеристик, що характеризують процеси динаміки для роботи у режимі двигуна та генератора, далі подано з цими значеннями. Можливості, що придатні реалізовувати блоки моделі керування кроковим двигуном для різних типів двигунів, представлено на рис. 25-31 для двигунів типу Nema моделей 14, 17, 23. Попередньо припускалось, що їх властивості у якості приводу задовольняють потреби приводів приладів відновлення.

На рис. 25 представлено розгорнутий інтерфейс блоку Signal Builder, де продемонстровано два сигнали керування. Червоним кольором позначено STEP, а синім DIR. Для створення сигналу потрібно в меню натиснути кнопку «Signal» та обрати сигнал з представлених типів. Можливими є константа, синусоїдний або пилкоподібний сигнал та інші. Після вибору типу сигналу у застосунку пропонується ввести параметри налаштування сигналів такі як: частоту, амплітуду, зсув сигналу. Також, для більшої зручності можна обрати колір та вид лінії сигналу. Там же (рис. 25) пропонується обернути крокові двигуни протягом 0,1 с за годинниковою стрілкою, а потім з 0,1 с до 0,25 с проти годинникової стрілки. Оскільки в сигналі STEP з 0,1 с до 0,15 с подається 0, то кроковий двигун буде зупинено, а також він зупиниться після 0,2 с до 0,25 с.

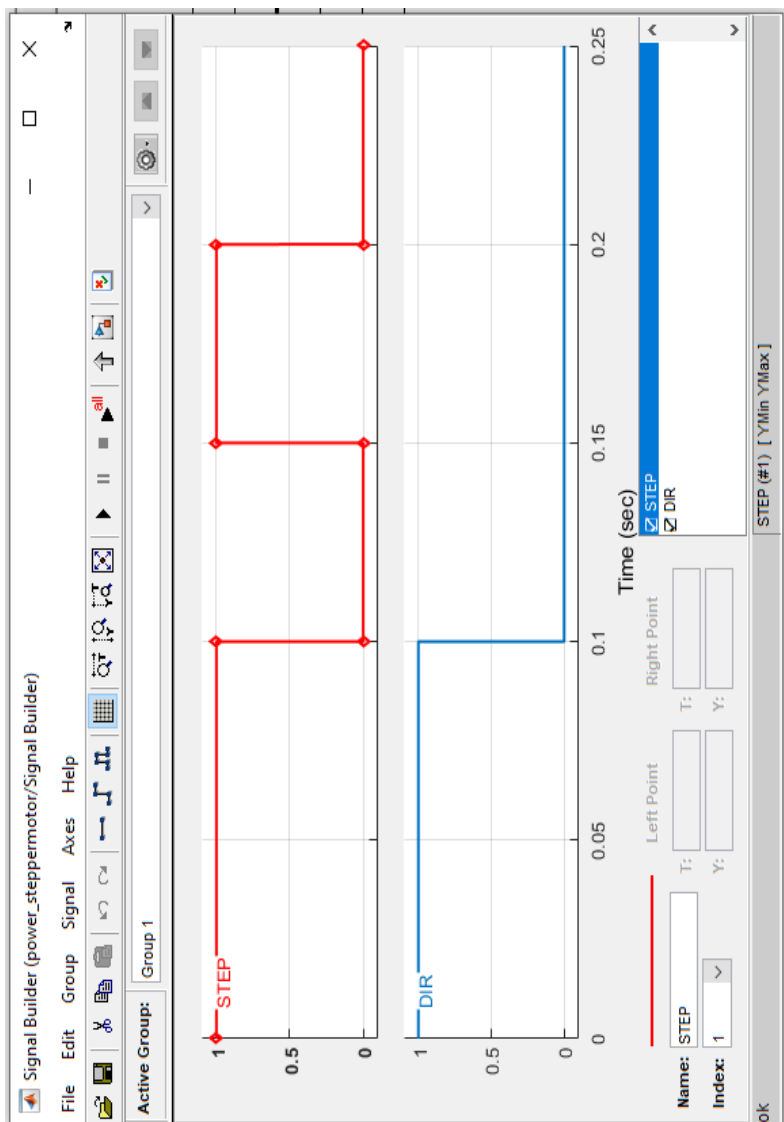


Рисунок 25 – Сигнали керування крокового двигуна

А. Моделювання роботи крокового двигуна Nema 14

При моделюванні електромеханічних процесів в крокових двигунах перебіг часових змін представляється осцилограмами на обмотках р та h таких параметрів: напруга, струм, момент, кутова швидкість та кутове положення валу двигуна.

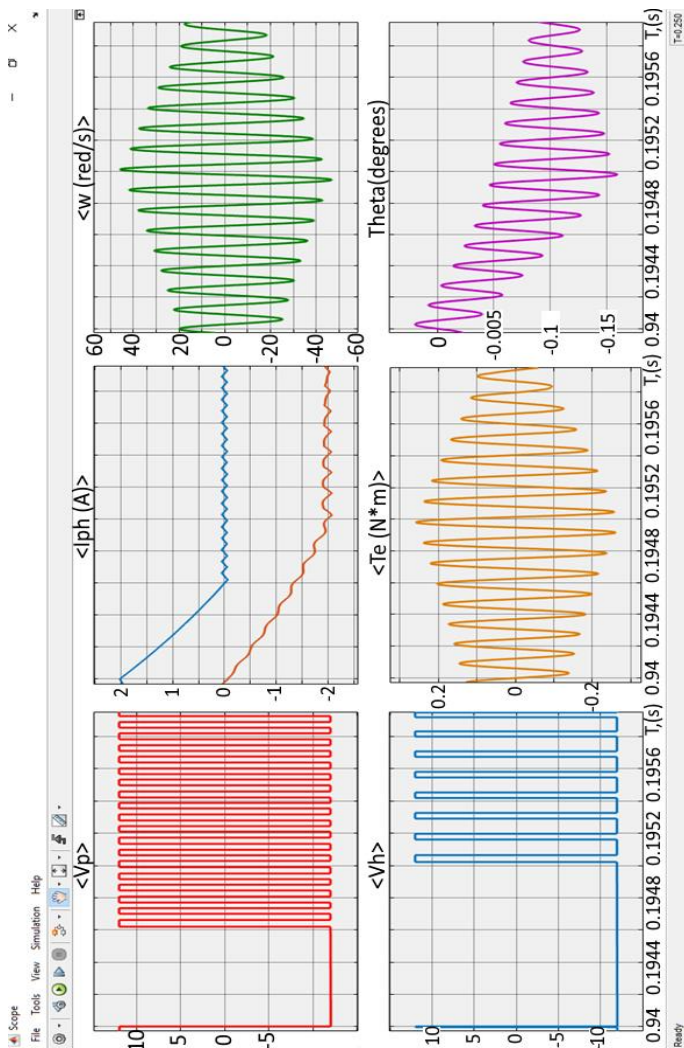


Рисунок 26 – Модель роботи двигуна Nema 14 в режимі «двигуна»

У верхньому лівому куті рис. 26 показано графік часових змін спаду напруг $V_p(t)$, що подано на фазу p , він зображений червоним кольором. На графіку у лівому нижньому куті рис. 26 показано спад напруг $V_h(t)$, що подано на фазу h (синій колір) у одних умовних одиницях відносного часу моделювання. Спад напруг на верхньому та нижньому графіках відображає напругу, яка вимірюватиметься в вольтах, максимальним значенням 12 В в проміжку часу з 0,1946 с до 0,196 с. Як видно з другого графіку, напруга, що подається на обмотку h двигуна, має іншу скажність та, на відміну від першого графіку, подається зі зсувом з 0,195 с. Третій графік $I_{ph}(A)$ відображає залежність струму, що тече у обмотці двигуна, де синім кольором зображено струм обмотки p , а червоним – обмотки h двигуна, в період моделювання з 0,194 с до 0,196 с. З графіку видно, що під час роботи двигуна вихідний струм зменшується, але для обмотки p двигуна він позитивний, а для обмотки h – від'ємний. Четвертий графік $T_e(N\cdot m)$ демонструє залежність електромагнітного моменту двигуна відносно часу. Графік електромагнітного моменту візуально ідентичний п'ятому графіку кутової швидкості ω (рад/с) валу двигуна. Останній графік (фіолетового кольору) відображає кутове положення вала двигуна відносно часу моделювання, як видно з графіку, вал двигуна обертається проти годинникової стрілки на 0.15° в 0,002 с.

Як видно з рис. 27, в двигуні Nema 14 у режимі генератору максимальна напруга залишається незмінною (12 В), що відповідає заданій напрузі, швидкість збільшується до $1.081 \cdot 10^{-4}$ рад/с, також до 2 $N\cdot m$ збільшується електромагнітний момент, на відміну від 0.25 при роботі двигуна для тих же налаштувань, що й при роботі у режимі двигуна, тільки при зміненому параметрі Load torque з 0 на -1. Останнє засвідчує про механічні та електромагнітні втрати, що виникають при зміні режиму роботи.

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

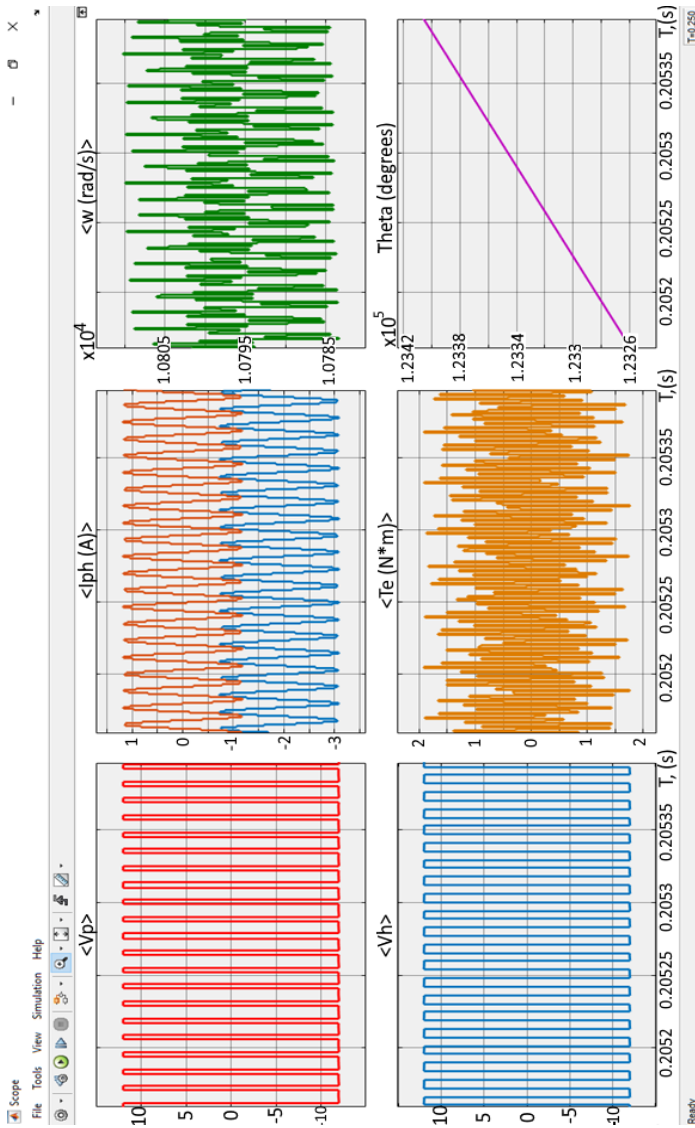


Рисунок 27 – Модель роботи двигуна Nema 14 в режимі «генератора»

Б. Моделювання роботи крокового двигуна Nema 17

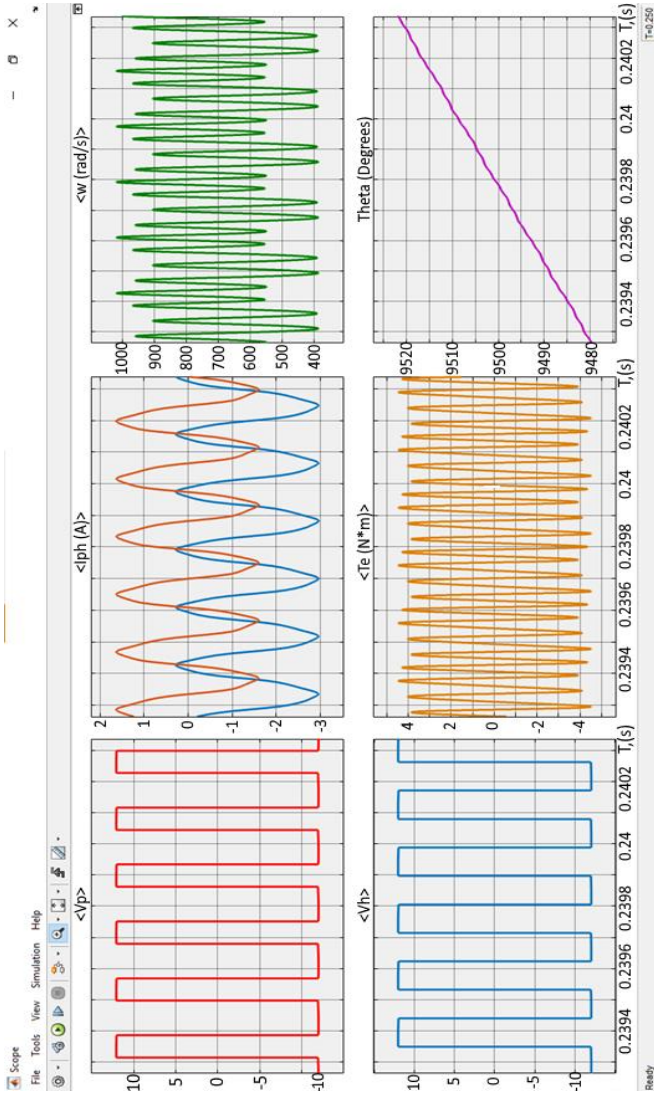


Рисунок 28 – Модель роботи двигуна Nema 17 в режимі «двигуна»

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

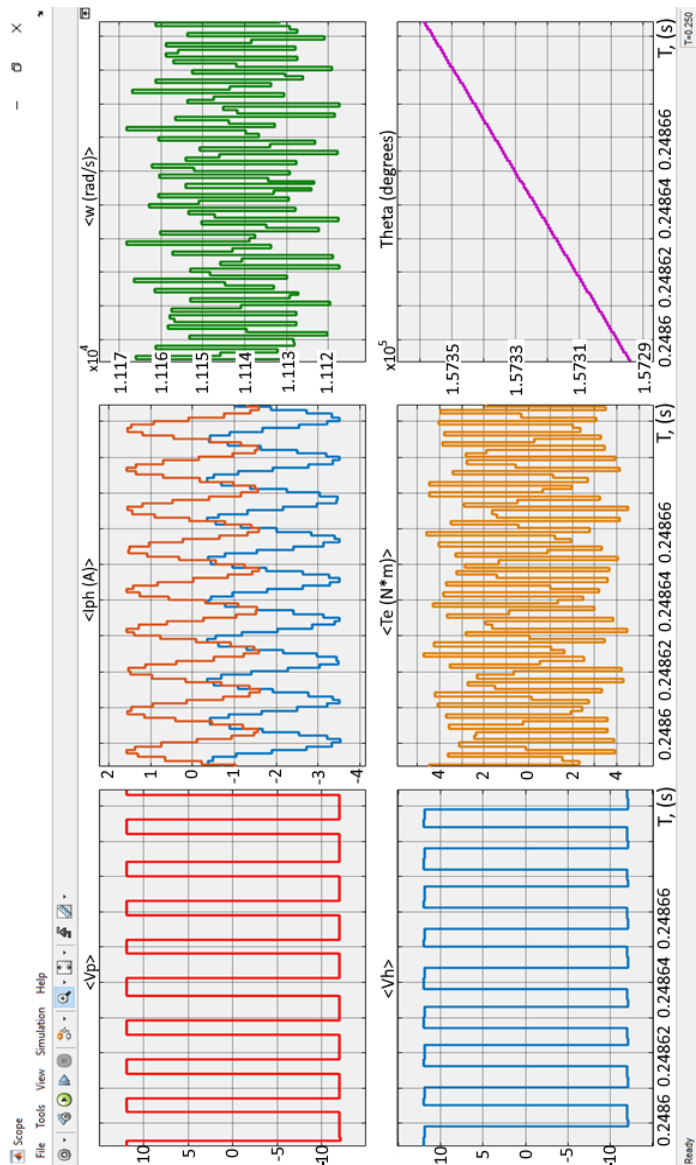


Рисунок 29 – Модель роботи двигуна Nema 17 в режимі «генератора»

В. Моделювання роботи крокового двигуна Nema 23

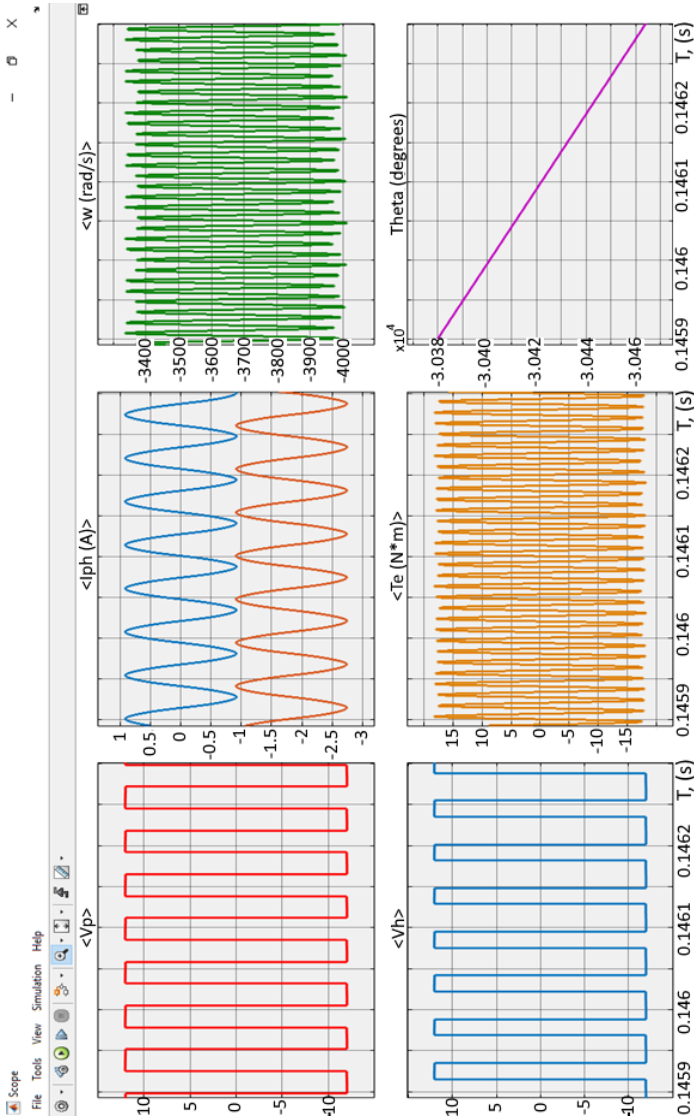


Рисунок 30 – Модель роботи двигуна Nema 23 в режимі «двигуна»

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

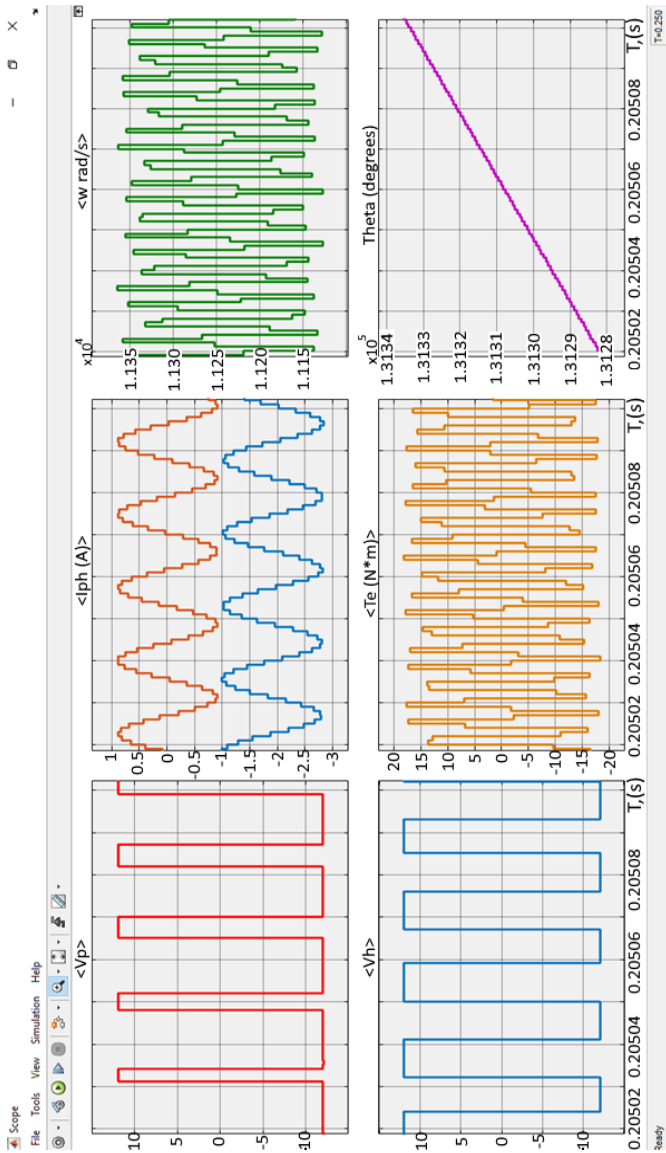


Рисунок 31 – Модель роботи двигуна Nema 23 в режимі «генератора»

На рис. 28-31 представлено результати моделювання у режимах двигуна та генератора для моделі двигунів Nema 17 та Nema 23. Як видно з графіків (рис. 26-31) двигун Nema 23 відрізняється від двигунів Nema 14 та Nema 17, тим, що споживає більшу потужність та розвиває більшу швидкість обертання, оскільки розвиває практично у 3,5-10 разів більший електромагнітний момент, ніж двигуни Nema 17 та Nema 14. Такі результати демонструють, що цей ряд двигунів при використанні редукторів дозволить перекрити потреби приладів відновлення.

Розробка алгоритму роботи долоні як антропоморфного захвату.

Варіант пристрою штучної долоні та пальців захвату представлено на рис. 32. За своїми властивостями цей пристрій є засобом подвійного призначення. Він може застосовуватись у якості елемента долоні протезу або елемента долоні антропоморфного модуля відновлення. У якості штучних пальців протезу пристрій затискає об'єкти із керованою силою і кутом повороту штучних пальців. У пристрої відновлення процедури здійснюються завдяки керованим кутовим стискальним і поверхневим стискально-розтяжним рухам штучних пальців долоні керованої сили. Незважаючи на розбіжності роботи протезу і приладу відновлення рухливості пальців пацієнта, розбіжності у алгоритмі їх роботи можуть бути незначні з точки зору моделювання роботи двигунів, як приводу руху штучних пальців.

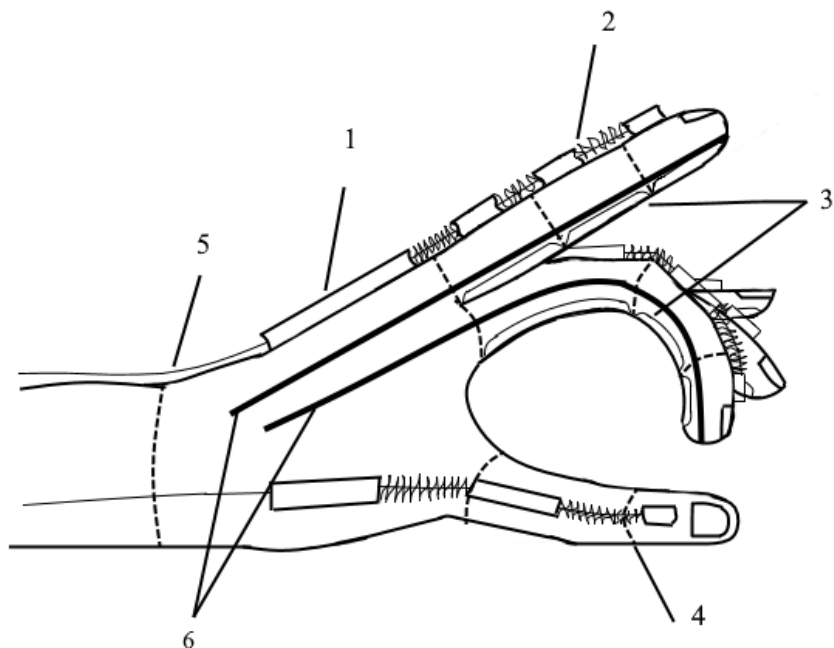


Рисунок 32 – Схематичне зображення протезу або антропоморфного захвату маніпулятора для процедур. Позначення частин: 1 – трубка; 2 – пружина; 3 – гнучкий датчик сили; 4 – лінія згину; 5, 6 – тросові тяги

Варіант конструкції, обраної для моделювання, є найбільш привабливим за своєю простотою. Так, відносний поворот фаланг штучних пальців здійснюється тросовою тягою 5 та 6. Такий рух забезпечує охоплення фалангами штучних пальців і затискання об'єкту (на рисунку умовно не показано) тягою 6, а звільнення – пружинами 2 та тягами 5. З урахуванням означеного розглянемо узагальнений алгоритм роботи захвату. Алгоритм представлено на рис. 33.

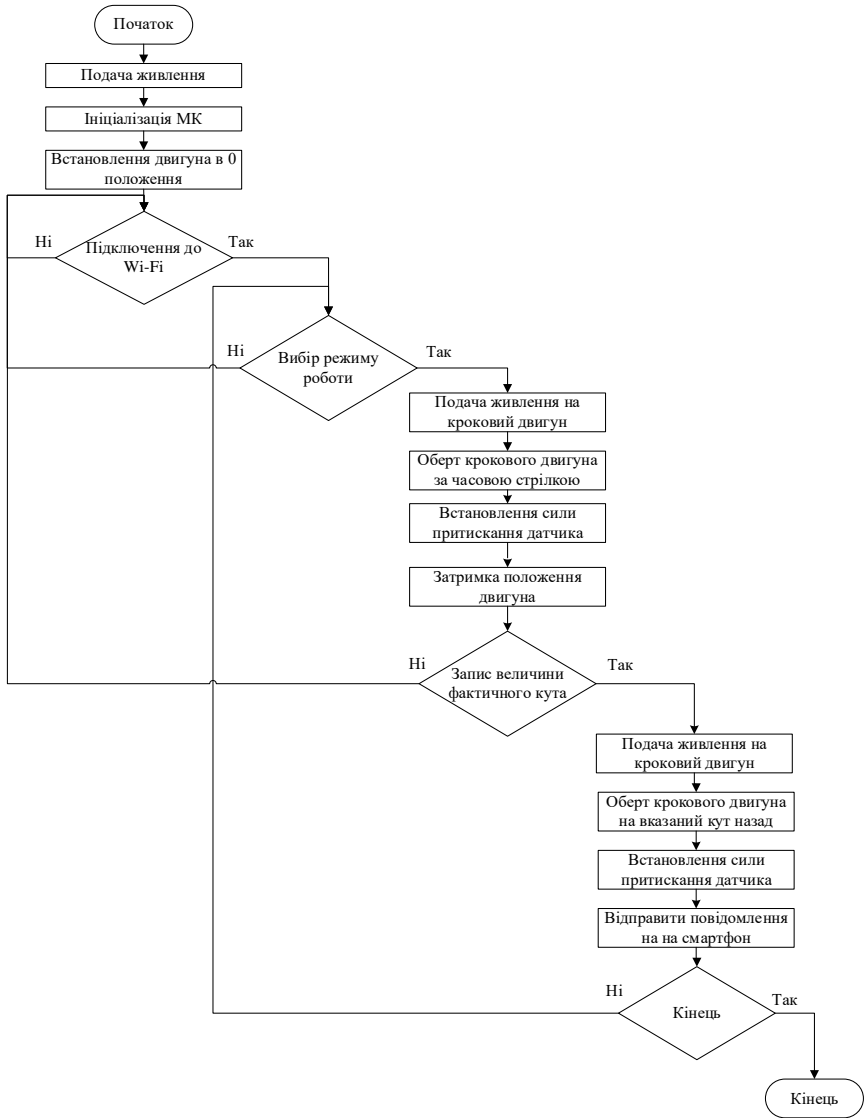


Рисунок 33 – Алгоритм роботи протезу на прикладі одного штучного пальця

Алгоритм роботи протезу-антропоморфного захвату маніпулятора для процедур на прикладі одного штучного пальцю.

На першому кроці алгоритму подається живлення на мікроконтролер **ARDUINO UNO REV2 WI-FI**. Після подачі живлення на мікроконтролер починається його ініціалізація, в цей час кроковий двигун встановлюється в нульове положення, а прилад готовий до роботи. Потім користувач (в нашому випадку лікар) підключає свій смартфон до Wi-Fi мережі приладу та відкриває вебзастосунок керування приладом. В цьому застосунку, окрім налаштування та вибору режиму роботи приладу-антропоморфного захвату маніпулятора для процедур, також зберігається інформація про використання. Пружини 2 тримають протез-антропоморфний захват маніпулятора у розтиснутому стані. Живлення подається на двигун приводу, він починає обертатися і тягне тросові тяги 6, внаслідок чого починають повертатися фаланги і поступово стискаються пальці протеза. Коли поверхня пальців торкається об'єкту, то натискаються гнучкі датчики сили 3. Крокові двигуни (на рисунку не показані) продовжують закручувати троси 6 на протезі, затискаючи захват, тим самим натягуючи пружини 2. Після натискання гнучкого датчика сили двигун продовжує працювати протягом деякого періоду часу до досягнення заданого значення сили. Після досягнення встановленого значення величини сили, рух зупиняється, а гальмо на роторі двигуна загальмує ротор та зафіксує його положення. Після натискання перемикача заданою силою спад напруг, що подано драйвером на обмотку двигуна, спадає до нуля і внаслідок її зменшення спадає струм. Коли, у силу будь-яких причин, сила затиску падає, то пружина розгортає фаланги і розтискає об'єкт, що захоплював протез руки. Для усунення такого зворотного руху напруга подається на обмотки двигуна і він натягує трос. Фаланги повертаються поки не буде досягнена задана сила. Після її досягнення рух зупиняється, а гальмо фіксує положення ротора і положення фаланг, що затиснули об'єкт.

Для розширення можливостей роботи алгоритму було запропоновано збільшити кількість датчиків на кожному пальці до трьох: сили дотику, відносного повороту фаланг і прискорення, та застосувати мережеву технологію підключення. На рис. 33 символом X позначено датчик, символом D – драйвер, SM – кроковий двигун, u – керуючий вплив. Цифрові доповнення до позначень: старший розряд – номер штучного пальця, молодший – номер штучної фаланги.

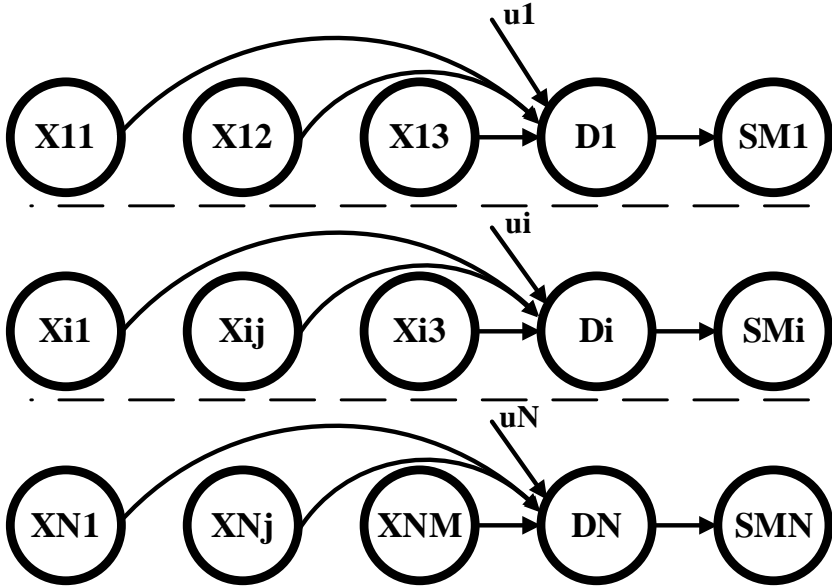


Рисунок 34 – Схематичне представлення мережевої технології підключення датчиків: X_{ij} – датчик, i – того пальця, j – тої фаланги, D_i – драйвер двигуна; i – того пальця, який може бути виконано за мережевою структурою; SM_i – кроковий двигун приводу; i – того пальця

Приклад конструктора допускає шляхом перехресних з'єднань утворення варіантів від одношарових до тришарових мереж з відростками, що розширює інтелектуальні можливості мережі у цілому. Введення конструктора мережі, разом із застосуванням методу рекурентної апроксимації [14], відкриває можливості для пошуку шляхів утворення мережі мінімальної структури, для якої коефіцієнти синаптичних ваг визначені аналітично.

Датчик акселерометра та гіроскопу MPU-6050.

Пошук технічних рішень, результат яких був би доведеним, а доступ до яких був би соціально незалежним, як це стверджувалось вище, є метою інноваційних розробок. Один з прагматичних підходів, що простежується і формулюється як наслідок цих досліджень, полягає у пропозиції поділу устаткування на прості і дешеві групи. Для забезпе-

***Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем
керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних,
постінсультних пацієнтів***

чення роботи таких механічно простих груп агрегатів виникає необхідність – саме через віддаленість відновлення – у застосуванні також простих і соціально доступних інформаційних засобів, які незважаючи на свою простоту і малу ціну, були б універсальними для всіх агрегатів.

Так, наприклад, процес відновлення верхніх кінцівок пропонувалось ділити на три групи, що зменшує вартість устаткування та відкриває можливість зробити послугу доступнішою за рахунок періодичного обміну приладами між пацієнтами [8, 58]. У зв'язку з цим, ідея спостерігати та передавати данні про зміни руху тренажера є однією із простих, реалізовуваних і надійних засобів. Відповідно до неї, до пальців руки кріпляться п'ять датчиків MPU-6050, які в свою чергу під'єднані до мультиплектору для розширення числа аналогових входів Arduino Nano. Крім того, мультиплексор під'єднаний до Arduino Nano та живиться від нього, а модуль ESP та акумулятор контролю заряду забезпечує автономне живлення та передачу отриманих даних з мікроконтролеру Arduino Nano. Об'єднання цих елементів створює універсальний пристрій керування для простих, виокремлених агрегатів. На рис. 35 зображена схема підключення датчиків MPU-6050 крізь Multiplexer та Arduino Nano.

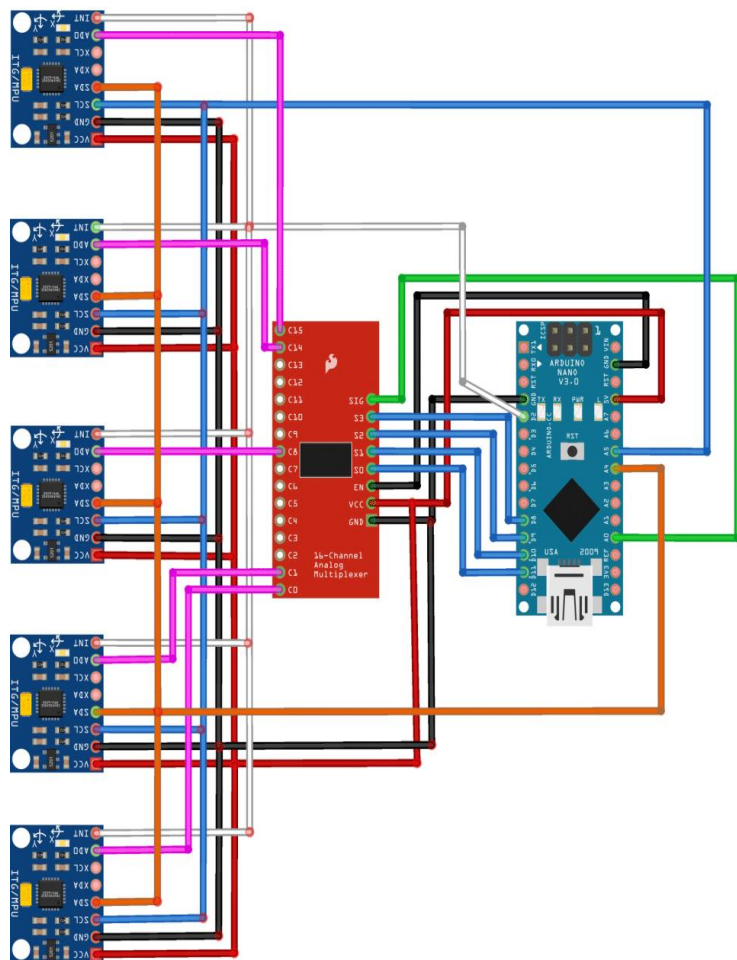


Рисунок 35 – Схема підключення датчиків MPU-6050 до Multiplexer та

П'ять датчиків MPU-6050 одягаються на кінчики пальців пацієнта, також за допомогою кріплення 1 до зап'ястка кріпиться пристрій кон-

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

тролю рухів, який складається з мультиплексу 2 та плати Arduino Nano 7, (в автономному варіанті приладу пропонується додати модуль ESP та акумулятор для живлення пристрою). На рис. 36 схематично представлено структура такого універсального пристрою.

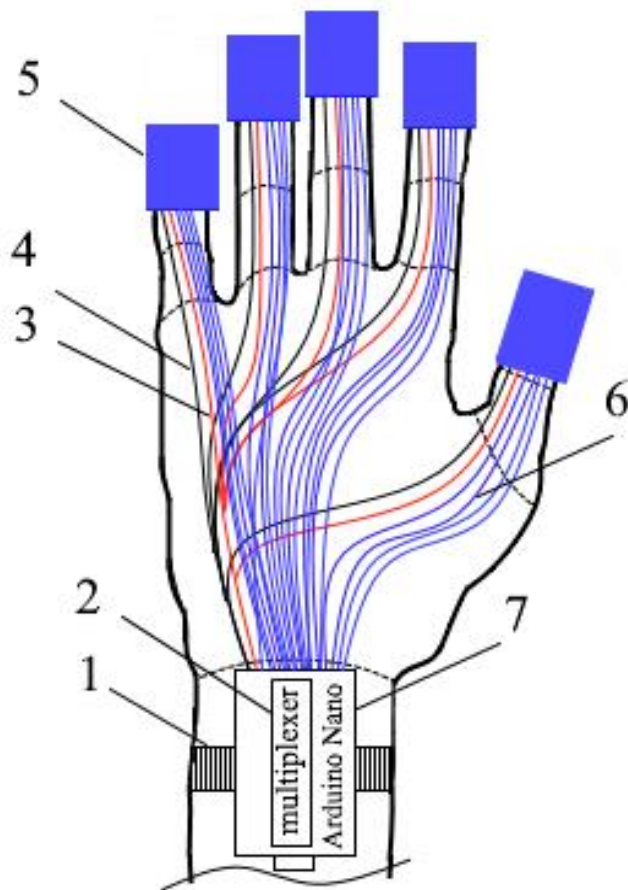


Рисунок 36 – Макет пристрою

1 – Кріплення пристрою зчитування; 2 – Мультиплексор; 3 – Провід Vdd; 4 – Провід Gnd; 5 – Датчик MPU-6050; 6 – Провід передачі даних; 7 – Плата Arduino Nano

Пристрій працює наступним чином: при згинанні фаланг пальців змінюється їх положення відповідно осі Y, а датчик MPU-6050 за допомогою акселерометру фіксує зміни просторового відносного положення пальців та відображає отримані дані у вигляді графіку та осцилограми. На рис. 37 зображена осцилограма прискорення при використанні одного датчику MPU-6050. Зібрані з датчиків дані пересилаються по Wi-Fi каналу за допомогою модуля ESP на сервер, де обробляються та відображаються на сайті для аналізу та перегляду.

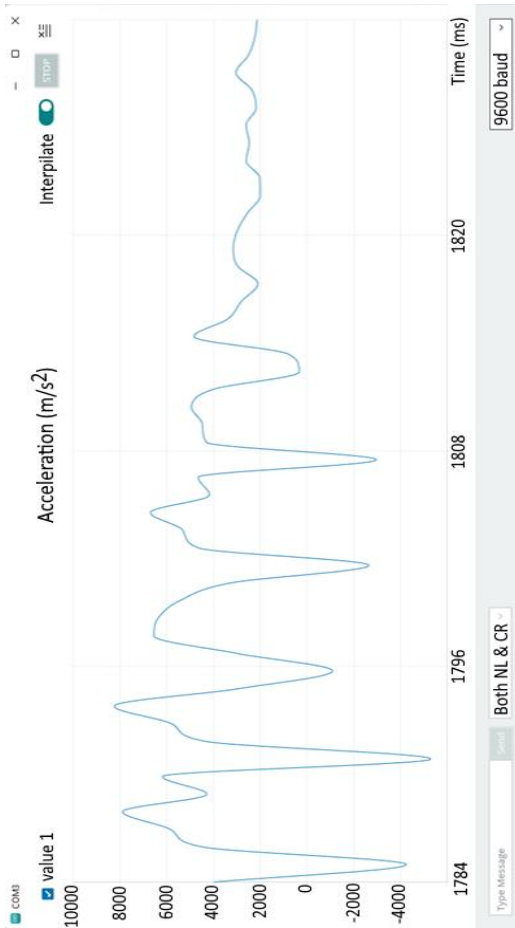


Рисунок 37 – Осцилограма роботи акселерометра

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

На рис. 38 зображена робота датчика MPU-6050 при одночасній роботі гіроскопа та акселерометра, що представляє компоненти прискорення по всім трьом осям (x, y, z) гіроскопа та акселерометра (дані необроблені).

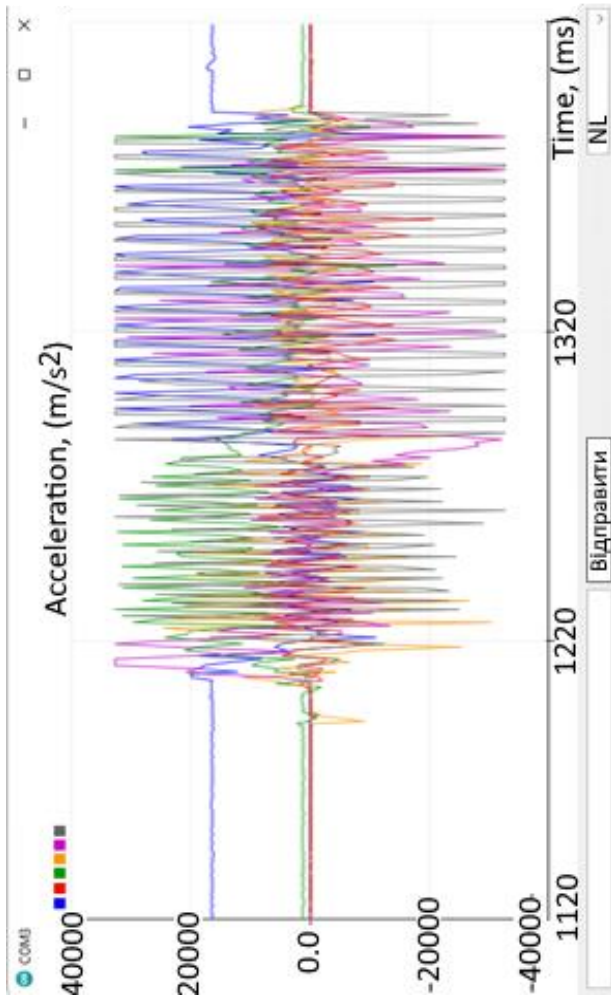


Рисунок 38 – Робота акселерометра та гіроскопа

На рис. 39 представлено дані, що отримано з гіроскопу по осям x, y, z при швидкій зміні положення та оберту датчика MPU-6050, де синій колір відповідає осі x, червоний – осі y, а зелений – осі z.

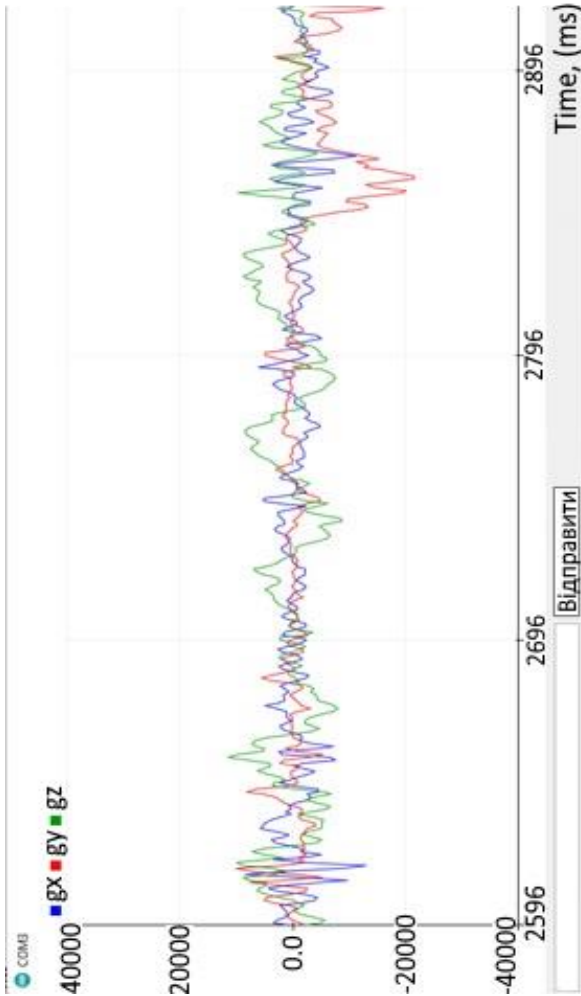


Рисунок 39 – Оциллограмма работы гироскопу по осям x, y, z

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

На рис. 40 представлено кутове положення гіроскопу по трьох осях x,y,z, коли датчик лежить нерухомо з 14201 м/с. Як видно з цього рисунку, дані з датчика MPU-6050 в стані спокою не дорівнюють 0, це значить що датчик має невелику похибку вимірювання.

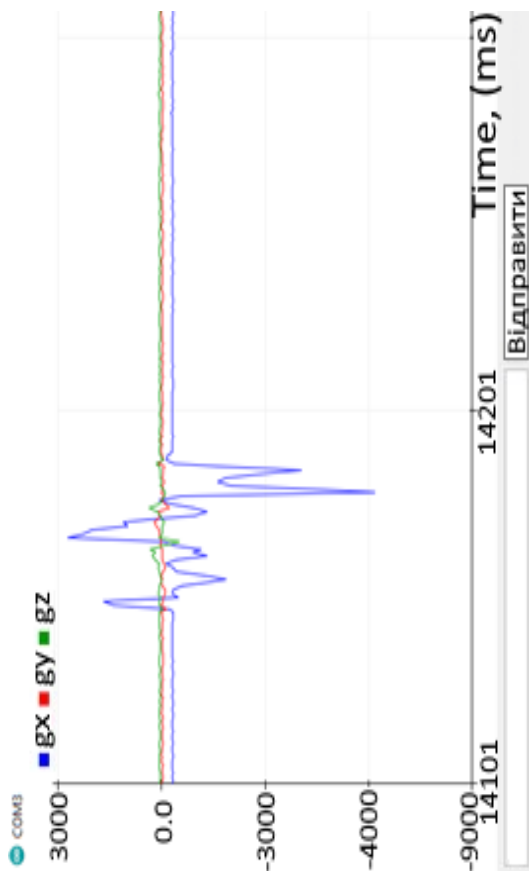


Рисунок 40 – Осцилограма роботи гіроскопу по осям x,y,z, в стані спокою починаючи з 14201 м/с Arduino Nano

Таким чином, робота пристрою датчиків прискорень і гіроскопу у комплекті із мультиплексором, автономним безпроводним блоком живлення і модулем ESP32 утворює єдиний універсальний пристрій для реалізації ідеї створення окремих агрегатів соціально доступних приладів віддаленого відновлення.

4. ОГЛЯД ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ ТА ОСОБЛИВОСТІ ІННОВАЦІЙНИХ ДОПОВНЕНЬ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ ЯК ОСНОВИ БУДОВИ АВТОМАТИЗОВАНИХ ПРИЛАДІВ ВІДНОВЛЕННЯ М'ЯЗІВ КІНЦІВОК У ПОСТІНСУЛЬТНИХ ПАЦІЄНТІВ

4.1. ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЯ ЯК ОБ'ЄКТ ІННОВАЦІЙНОГО УДОСКОНАЛЕННЯ ДЛЯ ПОБУДОВИ МАКЕТІВ АВТОМАТИЗОВАНИХ ПРИЛАДІВ ВІДНОВЛЕННЯ М'ЯЗІВ КІНЦІВОК У ПОСТІНСУЛЬТНИХ ПАЦІЄНТІВ

В цьому розділі, як продовження робіт останніх декад, так і нових, було поставлено за мету викласти власні інноваційні підходи до електростимуляції (ЕС), що було захищено, у тому числі патентами [73,74]. Розвиток робіт [69,70] кафедри «Медичних приладів та систем» ЧНУ ім. Петра Могили переглянуто з урахуванням успіхів у створенні комп'ютеризованих систем, одноплатних контролерів доступної вартості та ІоМТ. Як відомо, у основу процесу покладено ефект скорочення м'язів, як реакції на наявність електричного поля. Не змінюючи принцип та сутність застосування ефекту ЕС у приладах різного масажу, було поставлено за мету розширити його застосовність [71, 72]. Також цей ефект, як основу стимуляції скорочення у відновленні м'язів верхніх кінцівок, переглянуто та розширено до дослідження нових можливостей. Плановий системний вплив ЕС та корекція за результатами тепер розглядається як технологія. Вона може бути використана для відновлення верхньої кінцівки після інсульту. Застосування поля, що утворює електричний струм та стимулює скорочення м'язів за допомогою електродів, полегшуючи рух ослабленої або паралізованої кінцівки. Воно використовується з середини 1960-х років, традиційно для полегшення рухливості за рахунок лікування опущеної стопи, однак останнім часом його розглядали як перспективний метод лікування для відновлення верхніх кінцівок [71]. ЕС також використовувався для лікування інших порушень верхніх рухових нейронів, включаючи випадки церебраль-

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

ного паралічу, хвороби Паркінсона, розсіяного склерозу та ушкодження спинного мозку [75-80]. Поштовхом до цього дослідження стали патенти кафедри медичних приладів та систем ЧНУ ім. Петра Могили, подані за участю студенток 2009 року випуску Марини Анатоліївни Демеденко та Ольги Олексіївни Волковінської [73,74].

Переваги застосування ES.

На сьогодні досліджено кілька випадків застосування та виявлено переваги використання ES для відновлення верхньої кінцівки після інсульту [75-76]. Зміцнення слабких м'язів, зменшення спастичності, збільшення діапазону рухів, що супроводжується покращенням моторного контролю – такий основний перелік доведених результатів. Наряду з означеними результатами, також унаслідок застосування ES (рис. 41)



Рисунок 41 – Пристрій ЕС і електроди

Спостерігається зменшення підвивиху плеча і зменшення наслідкового болю, покращення сенсорної та пропріоцептивної свідомості і впливу ботулотоксину для лікування спастичності [81], [82]. Здатність мозку адаптуватися під комплексними механічним та ES впливами і формувати нові синаптичні з'єднання є ключовим висновком [83]. Сукупність дій ES, періодичні узгоджені механічні збудження разом із рефлекторними примусами є основою концепції сенсорно-моторного навчання [84]. Є докази того, що після інсульту мозок має період підвищеної збудливості протягом перших тижнів [85], і є гіпотеза, що за допомогою афертної стимуляції центральна реорганізація може бути посилена стимуляцією через рух, якому може сприяти ES [86]. Крім того, існує велика прогнозована ймовірність (90%) відновлення функції верхніх кінцівок, визначеного протягом перших 5 тижнів, що вказує на критичне вікно для впливу на відновлення. Однак, серед медиків спостерігається думка, що докази, які підтверджують використання ES, не є остаточними [75] [78] [87]. Результат висновку про позитивний вплив ES спирається на дві ключові причини: підвивих плеча та погіршення рухового контролю, оскільки це єдині два фактори, які підтримуються рекомендаціями Великобританії [76], [78], [89].

Практичне застосування ES стикається з проблемою змінності форми просторових поверхонь та розмірів ділянок для нейростимуляції. Останнє потребує створення гнучких форм електродів, які дозволяють вести процедури на поверхнях зі змінними формами. Для реалізації такого принципу було запропоновано впровадити матрицю електродів (рис. 42).

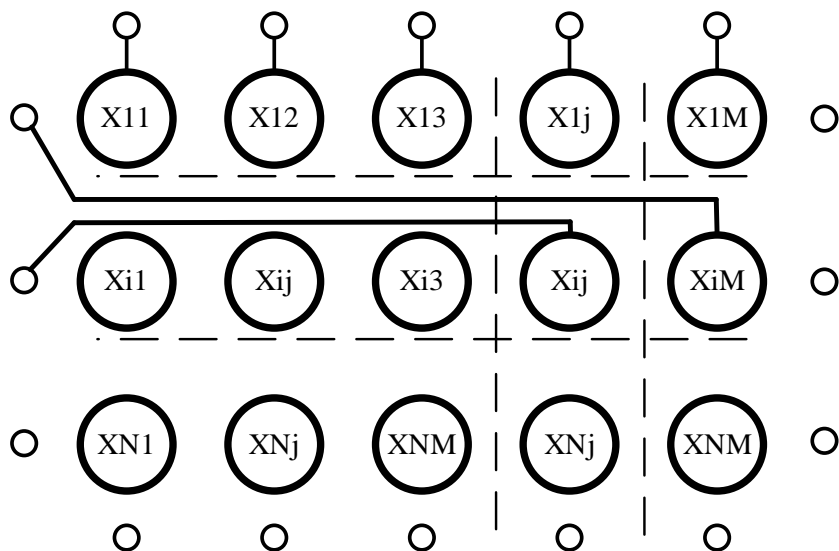


Рисунок 42 – Схематичне зображення матриці розподілених електродів електростимулятора

Один із варіантів реалізації плати такої матриці подано на рис. 43. На платі передбачено виводи, що забезпечують з'єднання через піни, також роз'єм USB та мережвий роз'єм. При організації подачі керування потенціалів на кожен електрод, окремо створюються умови для формування направленої ЕС, що суттєво розширює варіанти напрямів утворених механічних імпульсів сили. Забезпечення узгоджених моментів часу утворення імпульсів та їх протяжності стимулює упорядковані скорочення м'язів та, як наслідок, стимулює ініціалізацію за допомогою афертної стимуляції.

На сьогодні у роботі [8], спираючись на відкриття «Давидівське розщеплення» українського вченого Олександра Сергійовича Давидова, а також на гіпотезу про те, що центральна реорганізація може бути посилена стимуляцією через рух, якому може сприяти ЕС [15], поставлено сміливе нове твердження, яке і підлягає перевірці.

Нове твердження, що сформульоване Олександром Миколайовичем Труновим при обґрунтуванні теми подальших наукових досліджень: центральна реорганізація може бути посилена стимуляцією через узгоджений резонансний рух, який спричиняє ЕС. (26 вересня

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

2019 року: «Розробка модулів автоматизації бездротових приладів відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів в індивідуальних умовах віддаленої реабілітації». Номер державної реєстрації: 0121U109898)

Крім того, слід зазначити дослідникам і розробникам приладів відновлення функції верхніх кінцівок пацієнтів, що необхідно враховувати існування часових п'ятиденних обмежень. Прогнозована ймовірність (90%) відновлення функції верхніх кінцівок у цей період і докази, що підтверджують ефективність використання ЕС, які ще не визнано остаточними [71], [75], [87], засвідчують напрям подальших розробок як комплексний. Його основа – дві ключові сфери: підвиги плеча та руховий контроль, оскільки це єдині два фактори, які визнані і підтримуються рекомендаціями Великобританії [71], [75], [81], [82].

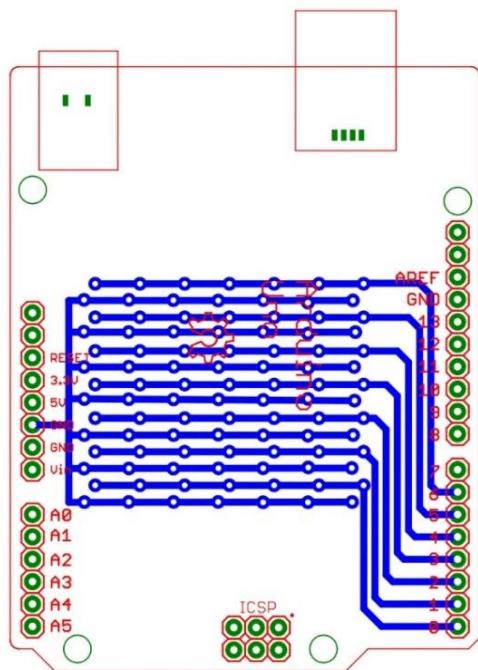


Рисунок 43 – Схема розводки плати матриці електродів

Таким чином, для забезпечення програмованого резонансного керування подачею потенціалів побудуємо за допомогою модуля на основі плати **ARDUINO UNO WIFI REV2** з інтегрованим в неї Wi-Fi модулем та підключеними до неї матрицями електродів із проміжними модулями-перетворювачами до аналогового сигналу та підсилення.

Аналіз структури систем динамічної терапії різного призначення [74-88] переконують, що ефективність побудови системи електрофорезу, електростимуляції на основі відомих методів та таких, що модифікуються, росте при збільшенні кількості електродів та площі їх протяжності. Сигнал на виході кожного з електродів необхідно підсилити та привести до унормованого діапазону, а вже потім передати до електроду. Кількість модулів підсилювання і приведення не може бути меншою за кількість електродів. Отже, мінімізація структури модуля за рахунок цих елементів можлива тільки за рахунок зменшення кількості електродів. Однак, мінімізація структури за рахунок зменшення кількості однокристальних контролерів можлива, оскільки на сьогодні існують контролери, які дозволяють підключати декілька виходів одночасно. Крім того, враховуючи вимогу передачі даних за допомогою Wi-Fi модуля, оберемо **ARDUINO UNO WIFI REV2**. Остання має інтегрований Wi-Fi модуль, характеристики якого та каналу зв'язку подані в табл. 1.

Аналіз типу модуля зв'язку, виду мережі, величин спаду напруги живлення, комунікаційного протоколу, потужності передавача і чутливості приймача, швидкості передачі, смуги частот, дальності і кількості входів переконує у принциповій можливості формування мінімальної структури КС проведення фізичного моделювання для одночасного керування рознесеними електродами.

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладами реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

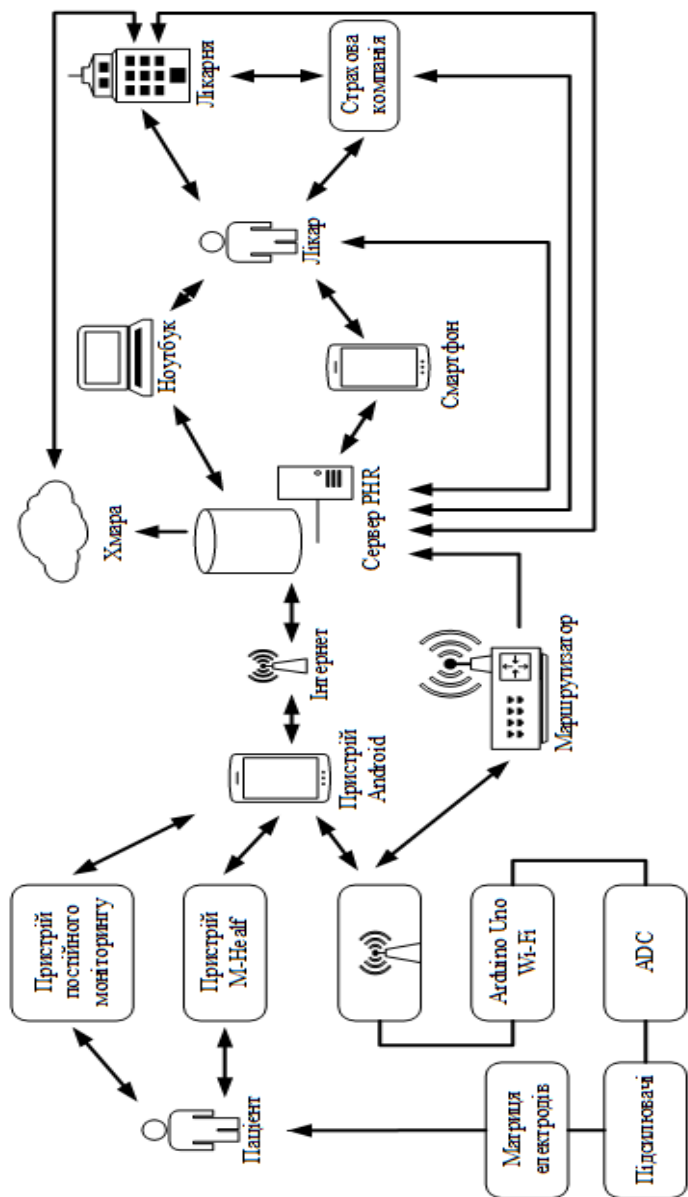


Рисунок 44 – Схематичне представлення структури та зв'язків АСК віддаленого відновлення, що забезпечує резонансну

Таким чином, якщо зупинитись на такій структурі, то буде забезпечено повну функціональну спроможність та мінімізацію компонентів, розмірів та маси. На рис. 44 показано структурну схему приймального модуля та інших модулів КС для проведення фізичного моделювання і електростимулювання м'язів.

На рис. 45 продемонстровано приклад сигналів, що генеровано модулем на основі плати **ARDUINO UNO WIFI REV2** з інтегрованим в неї Wi-Fi каналом зв'язку. Ініціалізація початку сигналів у єдиному часовому відліку, протяжність імпульсу, частота слідування і шаруватість задаються та передаються через Wi-Fi модуль. Повний перелік параметрів формується ARDUINO, перетворюється конвектором ADC у аналогові сигнали, які підсилюються і передаються до матриці електродів.

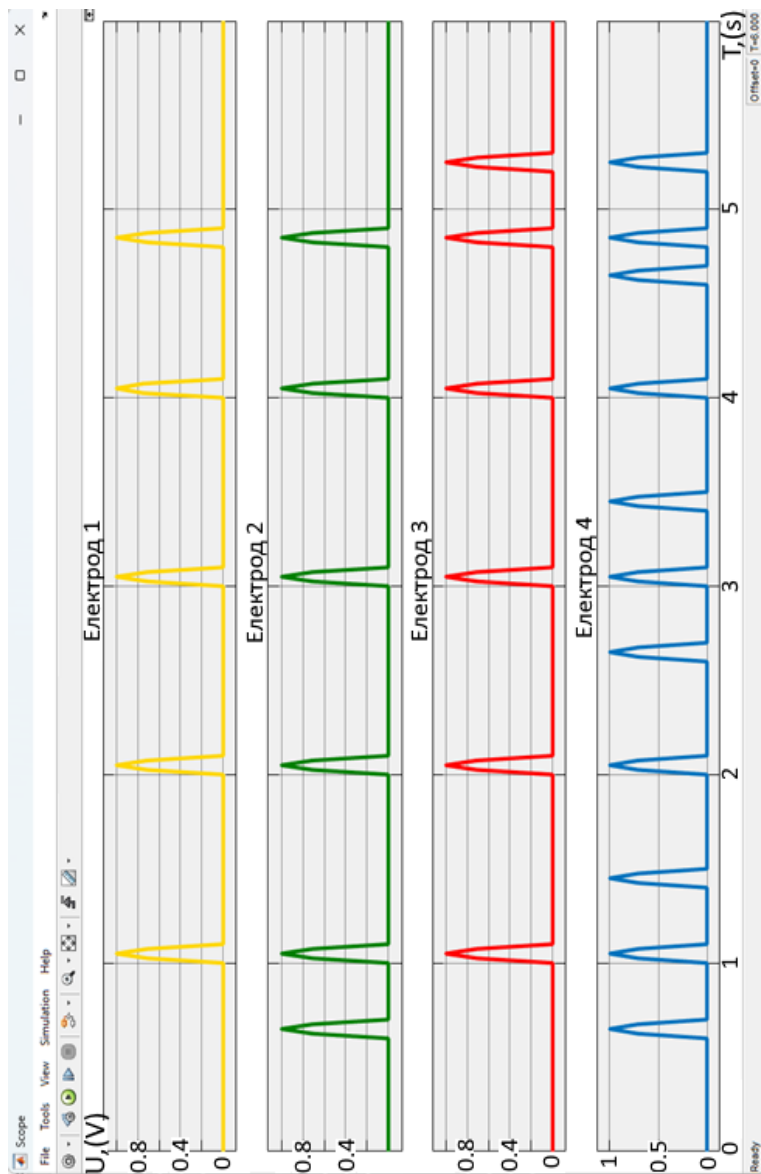


Рисунок 45 – Приклад проляжності сигналів, що згенеровано для роботи чотирьох електродів ES

ВИСНОВКИ

1. Узагальнена архітектура автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних та посттравмованих пацієнтів повинна передбачати збір та безвратне стиснення і передачу інформації про стан пацієнта. Крім того, можливості проведення контрольованих і протоколованих процедур відповідно до протоколів МОЗ.

2. Структура повинна містити одноплатний комп'ютер, мікроконтролери, плати розширення, персональний комп'ютер, засоби передачі інформації до сервера, що дубльовано засобами Wi-Fi каналів або Bluetooth-зв'язку як всередині системи, так і з сервером та віддаленим смартфоном на базі Android.

3. Розроблені і оптимізовані спеціальні дистрибутиви операційної системи Linux для Raspberry PI, які запускаються і надають можливості роботи з картою пам'яті microSD, утворюють передумови для сумісного проектування модулів з платами розширення Arduino з платформою Raspberry PI, що відкриває широкий набір готових і відкритих інструментів для створення модулів у відновлювальній медицині, на відміну від розробок, у яких ці функції відокремлено.

4. Поділ устаткування відновлення верхніх кінцівок на три групи зменшує вартість устаткування та відкриває можливість зробити послугу соціально доступнішою.

5. Спрощення механічних приводів систем керування за рахунок застосування крокових двигунів та планетарних редукторів дозволить зменшувати вартість устаткування у цілому.

6. Застосування 3D-моделювання та технологій 3D-друку разом із застосуванням пластмас та вуглецевих вставок суттєво збільшить міцність елементів конструкцій та зменшить масо-габаритні і вартісні показники устаткування.

7. Введення засобів відеоспостереження і протоколювання перебігу процедур відновлення розширює можливості застосування IT та IoT технологій і переходу до системи сімейного лікаря.

8. Введення кнопки екстреного відключення та системи сповіщення є необхідною передумовою розширеного впровадження модулів автоматизації віддаленого відновлення постінфарктних, постінсультних та посттравмованих пацієнтів.

Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних, постінсультних пацієнтів

9. Проектування і застосування складного устаткування для реабілітації збільшує його вартість і робить непридатним для віддаленого відновлення у домашніх умовах, оскільки не може використовуватись більшу кількість часу.

СПИСОК ЦИТОВАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Про реабілітацію у сфері охорони здоров'я. Стаття 19. Надання реабілітаційної допомоги із застосуванням телереабілітації. *ЗАКОН УКРАЇНИ*. Відомості Верховної Ради (ВВР), 2021, № 8, ст.59. <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/1053-20#Text>

2. У 2020 році лікування гострого мозкового інсульту є пріоритетом в програмі медичних гарантій. Міністерство охорони здоров'я України, опубліковано 29 жовтня 2019 року о 16:12 (<https://www.kmu.gov.ua/news/u-2020-roci-likuvannya-gostrogo-mozkovogo-insultu-ye-prioritetom-v-programi-medichnih-garantij>.)

3. Про затвердження індикаторів якості медичної допомоги. Наказ МОЗ України від 02.11.2011 р. № 743. / [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://moz.gov.ua/ua/portal/dn_20111102_743.html.

4. Про затвердження індикаторів якості медичної допомоги. Наказ МОЗ України від 02.11.2011 р. № 743. / [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://moz.gov.ua/ua/portal/dn_20111102_743.html.

5. Яковлева О. Г. Основні шляхи становлення і розвитку сімейної медицини в Україні як основа реорганізації первинної медико-санітарної допомоги населенню. *Медсестринство*. – № 2. – 2019. – С. 16-21. DOI 10.11603/2411-1597.2019.2.10192

6. An Overview of the Practitioner Research and Collaboration Initiative (PRACI): a practice-based research network for complementary medicine / A. Steel, D. Sibbritt, J. Schloss [et al.] // *BMC Complement Altern Med*. – 2017. – No. 17 (1). – P. 87. doi: 10.1186/s12906-017-1609-3.

7. Про затвердження Концепції управління якістю медичної допомоги у галузі охорони здоров'я в Україні на період до 2020 року. Наказ МОЗ України від 01.08.2011 № 454. / [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://www.moz.gov.ua/ua/portal/dn_20110801_454.html.

8. Trunov, A., Beglytsia, V., Gryshchenko, G., Ziuizin, V., & Koshovyi, V. (2021). Methods and tools of formation of general indexes for automation of devices in rehabilitative medicine for post-stroke patients. *Eastern-*

European Journal of Enterprise Technologies, 4(2(112), 35–46.
<https://doi.org/10.15587/1729-4061.2021.239288>

9. The Ultimate Comparison of IOT Development Boards. Open Electronics. URL:

<https://www.open-electronics.org/the-ultimate-comparison-of-iot-development-boards/>. (дата звернення: 24.04.2020).

10. Intercollegiate Stroke Working Party. National Clinical Guideline for Stroke Fourth Edition. Homepage of Royal College of Physicians. 2012. <https://www.rcplondon.ac.uk/guidelines-policy/stroke-guidelines> (accessed 24 January 2016).

11. Трунов О. М., Волковінська О. О. Портативний апарат електро-терапії та стимуляції. Патент на корисну модель. Чорноморський державний університет імені Петра Могили. u200911589 (22) 13.11.2009 (24) 11.05.2010 (46) 11.05.2010, Бюл.№ 9, 2010 р.

12. Trunov, A. N. Peculiarities of the interaction of electromagnetic waves with bio tissue and tool for early diagnosis, prevention and treatment / A. N. Trunov // 2016 IEEE 36th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO). – 2016. – P. 169–174. doi: 10.1109/elnano.2016.7493041

13. Trunov, A. (2017). Theoretical Predicting the Probability of Electron Detachment for Radical of Cell Photo Acceptor/ Proceedings are available in IEEE Xplore Digital Library, ELNANO – 2017, April, Kyiv, Ukraine, p. 353–357

14. Trunov A. Recurrent Approximation in the Tasks of the Neural Network Synthesis for the Control of Process of Phototherapy // Computer Systems Healthcare and Medicine. Denmark, 2017. P. 213–248.

15. Scottish Intercollegiate Guidelines Network. SIGN 118 Management of Patients with stroke: Rehabilitation, Prevention and Management of Complications and Discharge Planning. A national clinical guideline. <http://www.sign.ac.uk/pdf/sign118.pdf> (accessed 24 January 2016).

16. Foley N, Mehta S, Jutai J, Staines E, Teasell R. Upper Extremity Interventions. http://www.ebrsr.com/sites/default/files/module-10-upper-extremity_final_16ed.pdf (accessed 8 January 2016).

17. Van Wijck F, McBean D, The brain-behaviour relationship: an introduction. In: Applied Neuroscience for the Allied Health Professions. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier, 2013. P33-52.

18. Schmidt R, Lee T. Motor control and learning : a behavioral emphasis. Champaign, IL : Human Kinetics, 2011.

19. Butefisch CM, Netz J, Wessling M, Seitz RJ, Homberg V. Remote changes in cortical excitability after stroke. Brain 2003; 126 (2): 470-81. <http://brain.oxfordjournals.org/content/126/2/470> (accessed 11 January 2016).

20. Каталог. Акселерометр і гіроскоп MPU-6050 модуль 6DOF. <https://arduino.ua/prod512-akselerometr-i-giroskop-mpu-6050-modul-6dof>
Дата звернення 14.01.2023

21. Mohammaddan S. Wire-driven mechanism for finger rehabilitation devices / S. Mohammaddan, T. Komeda // Proceedings of the IEEE Int. Conf. on Mechatronics and Automation in China. – 2010. – P. 1015–1018.

22. Young H. L. What is a biosensor? / Sensor technology handbook / H. L. Young, Raj Mutharasan // Science Direct. – Chapter 6. Sensor Technology Handbook Editor-in-Chief Jon S. Wilson – 2005. – P. 161-180.

23. Al-Jumaily A. Electromyogram (EMG) driven system based virtual reality for prosthetic and rehabilitation devices / A. Al-Jumaily, R. A. Olivares // 11th Int Conf on Information integration and web-based applications and services. Malaysia. ACM. – 2009. – P. 582–586.

24. Goto S. Development of meal assistance orthosis for disabled persons using EOG signal and dish image / S. Goto, M. Nakamura, T. Sugi // International Journal of Advanced Mechatronic Systems. – Vol. 1, Issue 2. – 2008. – P. 107–115.

25. The Ultimate Comparison of IOT Development Boards. Open Electronics. URL:

<https://www.open-electronics.org/the-ultimate-comparison-of-iot-development-boards/>. (дата звернення: 24.04.2020).

26. Зайченко Ю. П. Дослідження операції. – К., 2000. – 688 с.

27. Трунов О. М. Рекурентна апроксимація у задачах моделювання та проектування : монографія / О. М. Трунов. – Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2011. – 272 с.

*Розвиток архітектури модулів автоматизованих систем
керування приладів реабілітації та відновлення постінфарктних,
постінсультних пацієнтів*

28. <https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical.html>

29. Датчик качества воздуха CCS811 от Sparkfun: <https://arduino.ua/ru/prod4764-datchik-kachestva-vozdyha-ccs811-ot-sparkfun>

30. Пульсоксиметр и датчик сердечного ритма SparkFun MAX30101 & MAX32664 (Qwiic): <https://arduino.ua/ru/prod4763-pylsoksimetr-i-datchik-serdechnogo-ritma-sparkfun-max30101-max32664-qwiic>

31. Передавач:

<https://arduino-kit.com.ua/modul-besprovodnoy-zaryadki.html>

32. Приймач: <https://rozetka.com.ua/91616000/p91616000/>

33. Варіант Передавач / Приймач у комплекті:

<https://www.dfrobot.com/product-1284.html>

34. Аккумулятор: <https://rozetka.com.ua/299150873/p299150873>

35. Модуль зарядки аккумулятора:

<https://rozetka.com.ua/261854356/p261854356/>

36. Cooking-hacks.com. Forum by Libelium. <https://www.cooking-hacks.com/index.html> Дата звернення 25.10 2021

37. Возна Н. Я. Дослідження ефективності розподілених інформаційних систем на основі епіюр собівартості циклів руху даних // Наукові вісті інституту менеджменту та економіки «Галицька академія». – Івано-Франківськ. – 2006. – №2(10). – С. 74-78.

38. Возна Н. Я. Методологія та інформаційна технологія побудови моделей «блоксхема алгоритму руху даних» в розподілених комп'ютерних системах реального часу. Збірник наукових праць Бучацького інституту менеджменту і аудиту. – Бучач. – 2011 – №7. – С. 336-339.

39. Возна Н. Я. Методологія та техніка формування техніко-економічних даних в автоматизованих системах управління // Вісник Хмельницького національного університету. – 2005. – №4. – Т.2, Ч.1. – С. 131-133.

40. Локазюк В. М., Поморова О. В., Домінов А. О. Інтелектуальне діагностування мікропроцесорних пристроїв та систем: Навч. посібник для вузів. – Хмельницький, 2001.– 286с.

41. Мартин Дж. Вычислительные сети и распределенная обработка данных. – М.: Финансы и статистика, 1985. – 256с.

42. Мартин Дж. Планирование развития автоматизированных систем. – М.: Финансы и статистика, 1984. – 169 с.

43. Михайлова Е. Е., Рыбак К. С., Тюкачев Н. А. Программирование в Delphi для начинающих. – М.: BHV, 2007. – 672 с.

44. Могилев А. В., Листрова Л. В. Информация и информационные процессы. Социальная информатика – М.: BHV, 2006. – 240 с.

45. Николайчук Я. М. Низові обчислювальні мережі: Учбовий посібник. – К: УМК ВО, 1990. – 64 с.

46. Николайчук Я. М., Возна Н. Я., Пітух І. Р. Проектування спеціалізованих комп'ютерних систем / Навчальний посібник / – Тернопіль: ТЗОВ «Тернограф», 2010. – 392 с., іл.

47. Alexander_Trunov, Zhan Byelozyorov Formation of a model for determining the coordinates according to the registration of the characteristic phases of the wave sources of sound anomalies 2021 IEEE 16th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT) Year: 2021 | Volume: 1 | Conference Paper | Publisher: IEEE

48. Alexander_Trunov, Vitalii Koshovyi The Formation of Method for Evaluation of Integral Parameters of the Patient's Condition Monitoring, Forecasting of Consolidated Data 2021 IEEE 4th International Conference on Advanced Information and Communication Technologies (AICT). Year: 2021 | Conference Paper | Publisher: IEEE

49. Byelozyorov, Z., Trunov, A. (2021). Increasing quality of the wireless module for monitoring and supervision of sound series of the expanded purpose. Eastern-European Journal of Enterprise Technologies, 6 (5 (114)), 28–40. doi: <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2021.247658>

50. Трунов О. М. Розвиток методів оцінки ефективності систем управління роботизованими комплексами у глибоководних технологіях / Вестник ХНТУ. Херсон, 2013. – № 1 (46). – С. 328-337.

51. Трунов А. Н. Оценка эффективности технологии программирования. Научно-технический журнал. Авиационно-космическая техника и технология. Харьков : ХАИ, 2014. № 10 (117). С. 178–182.

52. Trunov A. Diagnostic of Inflammation and choice of therapy' alternatives in accordance with several standards. Advanced Information and Communications Technologies (AICT'2019) : proceedings of the 3rd IEEE Int. Conf., Lviv, 2–6 Jul. 2019. DOI: 10.1109/AIAC.2019.8847919.

53. Oscar Rodrigues dos Santos, Adriana da Silva Fontes, Débora Ferreira da Silva, Wladimir Sérgio Braga . Use of OBS Studio as a tool for asynchronous activities. Brazilian Journal of Development. Curitiba, v.7, n.7, jul. 2021 p.75120-75128 <https://doi.org/10.34117/bjdv7n7-609>

54. Електронний ресурс, [доступом на 26.01.2023р.], <https://trueconf.ru/blog/baza-znaniy/kak-peredavat-izobrazhenie-s-dvuh-kamer-odnovremenno-v-klientskom-prilozhenii-trueconf.html>

55. Електронний ресурс, [доступом на 26.01.2023р.], <https://clipchamp.com/uk/blog/create-picture-in-picture-videos/>.

56. Електронний ресурс, [доступом на 26.01.2023р.], <https://arduinomaster.ru/platy-arduino/shildy-i-platy-rasshireniya-arduino/>

57. Електронний ресурс, [доступом на 26.01.2023р.], <https://freedelivery.com.ua/arduino-100/platy-rasshireniya-139/plata-rasshireniya-chpu-arduino-uno-cnc-shield-v30-3123.html>

58. Bishop L, Stein J. Three upper limb robotic devices for stroke rehabilitation: a review and clinical perspective. NeuroRehabilitation. 2013;33(1):3-11. doi: 10.3233/NRE-130922. PMID: 23949043.

59. Mikołajczyk T, Kłodowski A, Mikołajewska E, Walkowiak P, Berjano P, Villafañe JH, Aggogeri F, Borboni A, Fausti D, Petrogalli G. Design and control of system for elbow rehabilitation: Preliminary findings. Adv Clin Exp Med. 2018 Dec;27(12):1661-1669. doi: 10.17219/acem/74556. PMID: 30311751.

60. Qian Q, Hu X, Lai Q, Ng SC, Zheng Y, Poon W. Early Stroke Rehabilitation of the Upper Limb Assisted with an Electromyography-Driven Neuromuscular Electrical Stimulation-Robotic Arm. Front Neurol. 2017 Sep 4;8:447. doi: 10.3389/fneur.2017.00447. PMID: 28928706; PMCID: PMC5591334.

61. Qian Q, Nam C, Guo Z, Huang Y, Hu X, Ng SC, Zheng Y, Poon W.J Distal versus proximal - an investigation on different supportive strategies by robots for upper limb rehabilitation after stroke: a randomized controlled trial. Neuroeng Rehabil. 2019 Jun 3;16(1):64. doi: 10.1186/s12984-019-0537-5.PMID: 31159822 **Free PMC article.** Clinical Trial.

62. Шахинпур М. Курс робототехники. – М.: Мир, 1990. – 527 с.

63. Цвіркун Л. І. Робототехніка та мехатроніка: навч. посіб. / Л. І. Цвіркун, Г. Грулер ; під заг. ред. Л. І. Цвіркуна ; М-во освіти і науки України, Нац. гірн. ун-т. – 3-тє вид., переробл. і доповн. – Дніпро: НГУ, 2017. – 224 с.

64. Електромеханічні системи автоматизації та електропривод” / Упоряд. В.М. Озерський – Харків : УПА, 2010. – 51 с. – Укр. Мовою

65. Андрищенко О. А. Прямі та зворотні задачі механіки в автоматизованому електроприводі. Праці Одеського політехнічного університету, 2013. Вип. 1(40). Одес. нац. політехн. ун-т

66. Kondratenko, Y., Atamanyuk, I., Sidenko, I., Kondratenko, G., Sichevskiy, S. Machine Learning Techniques for Increasing Efficiency of the Robot’s Sensor and Control Information Processing. Sensors, 2022, 22(3), 1062

67. Kondratenko, Y., Gerasin, O., Kozlov, O., Topalov, A., Kilimanov, B. Inspection mobile robot's control system with remote iot-based data transmission. Journal of Mobile Multimedia, 2021, 17(4), pp. 499

68. Nizam Uddin Ahamed, Kenneth Sundaraj , R. Badlishah Ahmad and SAM Matiur Rahman Biosensors assisted automated rehabilitation systems: R. Badlishah Ahmad | International Journal of the Physical Sciences Vol. 7(1), pp. 5-17, 2 January, 2012 Available online at:

<http://www.academicjournals.org/IJPS> DOI: 10.5897/IJPS11.1521

69. Трунов О. М. Застосування методу рекурентної апроксимації до задач діагностування та управління в лікувально-реабілітаційних комплексах. Український журнал медичної техніки і технології. – Київ, 2005. – № 3 – 4. – С. 120-127.

70. Трунов О. М. Синтез параметрів ПІД-регуляторів для систем функціонального біоуправління ритмом серця, що містять фільтри.

Український журнал медичної техніки і технології. – Київ, 2006. – №1-2. – С. 37-42.

71. Scottish Stroke AHP Forum. Use of Electrical Stimulation Following Stroke: A Consensus Statement.

<http://www.chss.org.uk/documents/2014/10/electrical-stimulation-consensus-statement-ssahpf-pdf.pdf> (accessed 5 January 2016).

72. Odstock Medical. Who Can Benefit from FES? <http://www.odstockmedical.com/who-can-benefit-fes> (accessed 23 October 2015).

73. **Патент № 38692 (51) МПК (2009): А61N 1/00, А61N 7/00** Трунов Олександр Миколайович (UA); Демеденко Марина Анатоліївна (UA). (22) Дата подання заявки: 12.06.2008. (24) Дата, з якої є чинними права: 12.01.2009

74. **Патент № 49957 (51) МПК (2009): А61N 1/00, А61N 1/36** (2006.01) Трунов Олександр Миколайович (UA); Волковінська Ольга Олексіївна (UA). (22) Дата подання заявки: 13.11.2009. (24) Дата, з якої є чинними права: 11.05.2010

75. Pollock A, Farmer SE, Brady MC, Langhorne P, Mead GE, Mehrholz J, van Wijck F. Interventions for improving upper limb function after stroke (Review). <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD010820.pub2/abstract> (accessed 8 January 2016).

76. Scottish Intercollegiate Guidelines Network. SIGN 118 Management of Patients with stroke: Rehabilitation, Prevention and Management of Complications and Discharge Planning. A national clinical guideline. <http://www.sign.ac.uk/pdf/sign118.pdf> (accessed 24 January 2016).

77. The Scottish Government. The Healthcare Quality Strategy for NHS Scotland.

<http://www.gov.scot/resource/doc/311667/0098354.pdf> (accessed 8 January 2016).

78. Scottish Stroke AHP Forum. Use of Electrical Stimulation Following Stroke: A Consensus Statement.

<http://www.chss.org.uk/documents/2014/10/electrical-stimulation-consensus-statement-ssahpf-pdf.pdf> (accessed 5 January 2016).

79. Quandt F, Hummel F. The Influence of Functional Electrical Stimulation on Hand Motor Recovery in Stroke Patients: A Review. *Experimental and Translational Stroke Medicine* 2014; 6:9. <http://www.etsmjournals.com/content/6/1/9> (accessed 18 December 2015).

80. Odstock Medical. Who Can Benefit from FES? <http://www.odstockmedical.com/who-can-benefit-fes> (accessed 23 October 2015).

81. Scottish Intercollegiate Guidelines Network. SIGN 118 Management of Patients with stroke: Rehabilitation, Prevention and Management of Complications and Discharge Planning. A national clinical guideline. <http://www.sign.ac.uk/pdf/sign118.pdf> (accessed 24 January 2016).

82. Foley N, Mehta S, Jutai J, Staines E, Teasell R. Upper Extremity Interventions. http://www.ebrsr.com/sites/default/files/module-10-upper-extremity_final_16ed.pdf (accessed 8 January 2016).

83. Van Wijck F, McBean D, The brain-behaviour relationship: an introduction. In: *Applied Neuroscience for the Allied Health Professions*. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier, 2013. P33-52.

84. Schmidt R, Lee T. *Motor control and learning : a behavioral emphasis*. Champaign, IL : Human Kinetics, 2011.

85. Butefisch CM, Netz J, Wessling M, Seitz RJ, Homberg V. Remote changes in cortical excitability after stroke. *Brain* 2003; 126 (2): 470-81. <http://brain.oxfordjournals.org/content/126/2/470> (accessed 11 January 2016).

86. Meilink A, Hemmen B, Seelen H, Kwakkel G. Impact of EMG-triggered neuromuscular stimulation of the wrist and finger extensors of the paretic hand after stroke: a systematic review of the literature. *Clinical Rehabilitation* 2008; 22: 291-305.

<http://cre.sagepub.com/content/22/4/291.long> (accessed 11 January 2016).

87. Howlett OA, Lannin, NA, Ada, L, Mckinstry, C. Functional Electrical Stimulation Improves Activity After Stroke: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2015; 96 (5):1-9.

[http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(15\)00044-1/abstract](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(15)00044-1/abstract) (accessed 8 January 2016).

88. National Institute for Health and Care Excellence. Stroke and transient ischaemic attack in over 16s: diagnosis and initial management. <https://www.nice.org.uk/guidance/cg68> (accessed 19 December 2015).

89. Intercollegiate Stroke Working Party. National Clinical Guideline for Stroke Fourth Edition. Homepage of Royal College of Physicians. 2012. <https://www.rcplondon.ac.uk/guidelines-policy/stroke-guidelines> (accessed 24 January 2016).

90. Тогоєв О. Р. Метод деанонізації користувачів iOS через протокол Airdrop. *Комп'ютерно-інтегровані технології: освіта, наука, виробництво*. 2022. №. 48. С. XX–XX. eISSN 2524-0560 (подано до друку).

91. Arduino Shields, Електронний ресурс, [доступом на 26.01.2023р.], <https://arduinomaster.ru/platy-arduino/shildy-i-platy-rasshireniya-arduino/>.

92. Плата расширения ЧПУ Arduino UNO CNC Shield v3.0 Електронний ресурс, [доступом на 26.01.2023р.], <https://freedelivery.com.ua/arduino-100/platy-rasshireniya-139/plata-rasshireniya-chpu-arduino-uno-cnc-shield-v30-3123.html>.

Олександр Миколайович ТРУНОВ
Максим Юрійович СКОРОЇД
Владислав Сергійович МАРТИНЕНКО

**РОЗВИТОК АРХІТЕКТУРИ МОДУЛІВ
АВТОМАТИЗОВАНИХ СИСТЕМ
КЕРУВАННЯ ПРИЛАДІВ РЕАБІЛІТАЦІЇ ТА
ВІДНОВЛЕННЯ ПОСТІНФАРКТНИХ,
ПОСТІНСУЛЬТНИХ ПАЦІЄНТІВ**

Монографія

Редактор, технічний редактор *О. Михайлова*
Комп'ютерна верстка, дизайн обкладинки *К. Гросу-Грабарчук*
Друк *С. Волинець*. Фальцювальню-палітурні роботи *О. Мішалкіна*.

Підп. до друку 07.11.2023.
Формат 60x84¹/₁₆. Папір офсет.
Гарнітура «Times New Roman». Друк ризограф.
Ум. друк. арк. 6,04. Обл.-вид. арк 3.
Тираж 100 пр. Зам. № 6627.

Видавець і виготовлювач: ЧНУ ім. Петра Могили.
54003, м. Миколаїв, вул. 68 Десантників, 10.
Тел.: 8 (0512) 50–03–32, 8 (0512) 76–55–81,
e-mail: rector@chmnu.edu.ua.
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи ДК № 6124 від 05.04.2018.