

Міністерство освіти і науки України

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

факультет прикладних інформаційних технологій та
електроінженерії

(повна назва факультету)

кафедра біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Система реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки

Виконав(ла): студент(ка) 4 курсу, групи РБЗс-41
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

	(підпис)	Волковська Є.В. (прізвище та ініціали)
Керівник	(підпис)	Дедів Л.Є. (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	(підпис)	Хвостівський М.О. (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	(підпис)	Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)
Рецензент	(підпис)	 (прізвище та ініціали)

Тернопіль
2025

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« »

2025 р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Волковській Єлизаветі Вікторівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Система реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки

Керівник роботи Дедів Леонід Євгенович, канд. техн. наук, доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «__» _____ 2025 року № _____

2. Термін подання студентом завершеної роботи 17.06.2025

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання, концепція розроблення біонічних протезів

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Аналітична частина

2. Проектна частина

3. Спеціальна частина

4. Безпека життєдіяльності, основи охорони праці

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Безпека життєдіяльності, основи охорони праці			

7. Дата видачі завдання _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання на виконання роботи	23.01.2025	Виконано
2	Аналіз отриманого завдання	27.01.2025	Виконано
3	Виконання розділу 1	24.02.2025	Виконано
4	Виконання розділу 2	02.04.2025	Виконано
5	Виконання розділу 3	26.04.2025	Виконано
6	Виконання розділу 4	27.05.2025	Виконано
7	Оформлення пояснювальної записки	02.06.2025	Виконано
8	Оформлення презентаційного матеріалу	04.06.2025	Виконано
9	Перевірка кваліфікаційної роботи на антиплагіат	06.06.2025	Виконано
10	Попередній захист кваліфікаційної роботи	11.06.2025	Виконано
11	Захист кваліфікаційної роботи	17.06.2025	

Студент

(підпис)

Волковська Є.В.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Дедів Л.Є.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Система реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки». Кваліфікаційна робота бакалавра // Волковська Єлізавета Вікторівна //Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБзс-41// Тернопіль 2025//с.-72 , мал.- 34 , додат.- 2 , бібліот.-20.

Ключові слова: БІОПРОТЕЗ, ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ, БІОСИГНАЛИ, КИСТЬ, РУХОВА ФУНКЦІЯ.

В роботі досліджуємо системи реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки. Технічне втілення запропонованої концепції дасть змогу створити унікальний біонічний протез, що значно підвищить якість життя осіб з обмеженими можливостями. Проведено аналіз сучасних підходів до проектування біопротезів, які базуються на поєднанні різноманітних конструктивних елементів та методів виготовлення.

ANNOTATION

Theme of qualification work: "Biosignal registration system for a bionic hand prosthesis." Bachelor's qualification work. // Ternopil, 2025. // p.- 72, , bibliog.-20 , appendix- 2

Keywords: BIOPROSTHESIS, INFORMATION TECHNOLOGIES, BIOSIGNALS, HAND, MOTOR FUNCTION

In the work, investigate biosignal registration systems for a bionic hand prosthesis. The technical implementation of the proposed concept will allow us to create a unique bionic prosthesis that will significantly improve the quality of life of people with disabilities.

An analysis of modern approaches to the design of bioprostheses, which are based on a combination of various structural elements and manufacturing methods, was conducted.

ЗМІСТ

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ.....	7
ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1. Будова та функція кисті руки.....	10
1.2. Анатомо-фізіологічні основи рухової функції верхньої кінцівки.....	18
1.3. Патології, що призводять до втрати кисті, та медичні показання до протезування.....	22
1.4 Висновки до розділу 1.....	26
РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА.....	27
2.1. Технології реєстрації біосигналів у сучасних системах	27
2.2. Технічна архітектура системи: сенсори, фільтрація, підсилення, оцифрування.....	34
2.3. Проектування системи реєстрації біосигналів.....	39
2.4 Висновки до розділу 2.....	43
РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	45
3.1. Порівняння технологій.....	45
3.2. Медико-технічні аспекти адаптації протеза до пацієнта	49
3.3. Оцінка ефективності системи за клінічними критеріями	52
3.4. Висновки до розділу 3.....	59
РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....	60
4.1. Охорона праці при реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки.....	60
4.2. Допомога при перелому кисті руки	63
4.3. Висновки до розділу 4.....	64
ВИСНОВКИ.....	65
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	66
ДОДАТКИ.....	68

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ			
Змн.	Арк.		Підпис	Дата				
Розроб.	Волковська Є.В.				Система реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки	Літ.	Арк.	Аркушів
Перевір.	Дедів. Л.Є.							
Консультант						ТНТУ, гр. РБзс-41		
Н. Контр.	Хвостівський							
Затверд.	Яворська Є.Б.							

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

ЕКГ- електрокардіографія

ЕЕГ – електроенцефалографія

ПМФ- проксимальний міжфаланговий

УЗД- ультразвукове дослідження

ЕНМГ- електронейроміографія

КТ- комп'ютерна томографія

МРТ- магнітно-резонансна томографія

ІТ-інформаційні технології

ЛПЗ- лікувально-профілактичні заклади

ПАР- поверхневий датчик освітлення

ЕМГ- електронейроміограф

ТІА- трансїмпедансний підсилювач

АЦП- аналого-цифровий перетворювач

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		7

ВСТУП

Сучасні комп'ютерні методи та засоби дослідження біомедичних сигналів набули широкого розвитку, особливо в областях електрокардіографії (ЕКГ) та електроенцефалографії (ЕЕГ). На стику медицини та інформатики знаходяться важливі проблеми фундаментального та прикладного характеру, без вирішення яких неможливе суттєве просування у сферу знань з медичних наук.

В останні роки в різних країнах, зокрема в Україні, інтенсивно розвиваються нові спеціалізовані, комп'ютеризовані методи та засоби обробки та досліджень різних біомедичних сигналів. Розробляються та широко впроваджуються у клінічну практику нові інформативні методи аналізу даних. Комп'ютери використовуються в медицині давно і багато сучасних методи діагностики базуються на інформаційних технологіях (ІТ). Такі методи обстеження, як УЗД чи комп'ютерна томографія, взагалі немислимі без комп'ютера. Важко зараз знайти область медицини, в якій комп'ютери не застосовувалися б дедалі більше активно.. Вони все активніше починають використовуватися і при лікуванні різних захворювань - починаючи від складання оптимального плану лікування та до керування різним медичним обладнанням під час проведення процедур.

На етапі розробок систем медичної інформатики найбільшого розвитку набули методи та засоби електрокардіографії (ЕКГ) та електроенцефалографії (ЕЕГ) на основі комп'ютерної техніки. При наявності аномалій, бойових ушкоджень чи професійних травм на рівні передпліччя повністю втрачається функція кисті, зменшується рухливість у ліктьовому та променево-ліктьовому суглобах, порушуються біоелектрична активність і здатність м'язів до скорочення, а також шкірна, дотикова й пропріоцептивна чутливість у ділянці передпліччя. Без використання спеціальних реабілітаційних технічних засобів здійснення навіть найпростіших дій самообслуговування, виконання побутових і професійних завдань, а також навчання стає надзвичайно важким.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		8

У зв'язку з цим, проблема повернення втраченої кінцівки набуває особливої актуальності. На сучасному етапі розвитку науки та техніки найбільш перспективним рішенням є розробка електромеханічних протезів, які за зовнішнім виглядом і функціональними можливостями максимально наближені до природньої кінцівки. Ідея розробки електромеханічних біонічних протезів не є новою і сьогодні багато провідних європейських та американських компаній продовжують інтенсивні дослідження з метою її вдосконалення. На сьогоднішній день активно розгортаються дослідження та розробки електромеханічних протезів для військового застосування, зокрема під керівництвом американського агентства з перспективних досліджень у галузі оборони (DARPA).

Протезування кінцівок на сьогодні визнається одним із ключових етапів медичної реабілітації. У практичному застосуванні широко використовуються різні види протезів: косметичні, функціонально-косметичні, механічні з тяговою системою управління, біомеханічні, а також протези, що працюють від зовнішнього джерела енергії.

Мета роботи дослідити системи реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		9

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Будова та функція кисті руки

Руки складаються з більшої кількості кісток та рухомих частин, ніж більшість інших частин тіла. Коли вони здорові, всі ці частини працюють разом. Вони виконують велику кількість завдань. Руки роблять все, від дуже тонких рухів до силових подвигів.

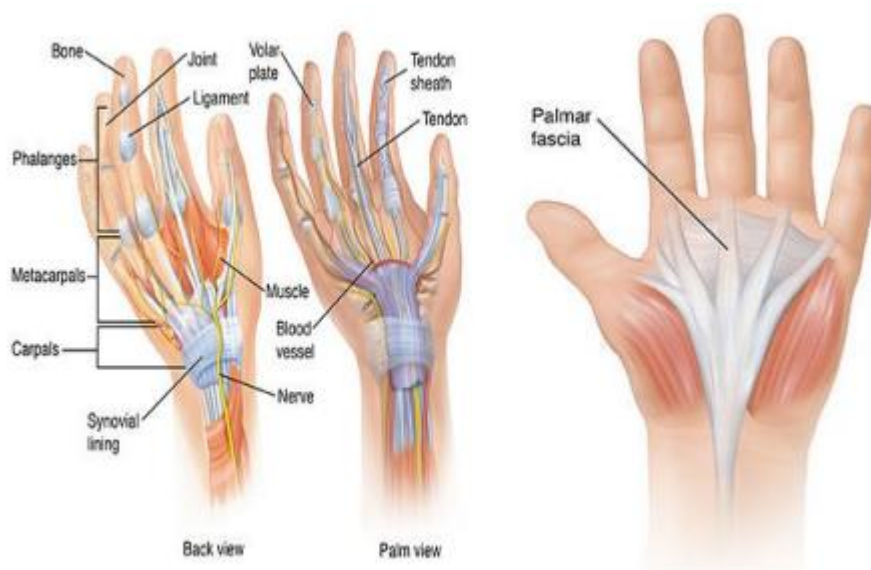


Рисунок 1.1 – Анатомія руки

Загальновідомо, що анатомо-фізіологічні особливості рук склалися в процесі праці. Територія проекції кисті в передній і задній центральній впадинах кори великих напівшарів мозку має майже таку ж протяжність, як і все наше тіло. Кість виконує статичну, динамічну та сенсорну функції. Найбільш складна функція - захват, при цьому головною зброєю є пальці. Він створює відмінну особливість людської кістки, робить руку людини органом праці. При захваті великий палець зазвичай служить опорою іншим пальцем утворюючи варіант «щипців». Завдяки цьому людина може керувати взятими предметами.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		10

- Кістки – це тверді тканини, які надають руці форму та стабільність.
- Фаланги – це кістки пальців.
- П'ясткові кістки – це середня частина кісток кисті.
- Зап'ясткові кістки – це кістки зап'ястя.
- Суглоби – це місця, де кістки з'єднуються, забезпечуючи рух.
- Зв'язки – це м'які тканини, які з'єднують кістки з кістками та стабілізують суглоби.
- М'язи – це м'які тканини, які напружуються та розслабляються, рухаючи рукою.
- Синовіальна оболонка утворює рідину всередині суглобів, що допомагає зробити рухи плавними.
- Долонні пластинки – це тверді тканини, які стабілізують суглоби, запобігаючи згинанню пальців назад.
- Сухожильні піхви – це трубки, заповнені рідиною, які оточують, захищають та направляють сухожилля.
- Сухожилля – це м'які тканини, схожі на тяжі, які з'єднують м'язи з кісткою.
- Кровоносні судини переносять кров до руки та від неї.
- Нерви надсилають та отримують сигнали, дозволяючи відчувати та керувати рухом.
- Долонна фасція – це твердий шар м'яких тканин, який стабілізує долоню.

Як і всі сегменти, розглянуті вище, кість складається з:

- костей;
- м'язів, зв'язок і сухожиль;
- судин, нервової системи та шкіри.

Кості розділяються на кістки зап'ясть і кістки, що входять у склад пальців, які називаються фалангами.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		11

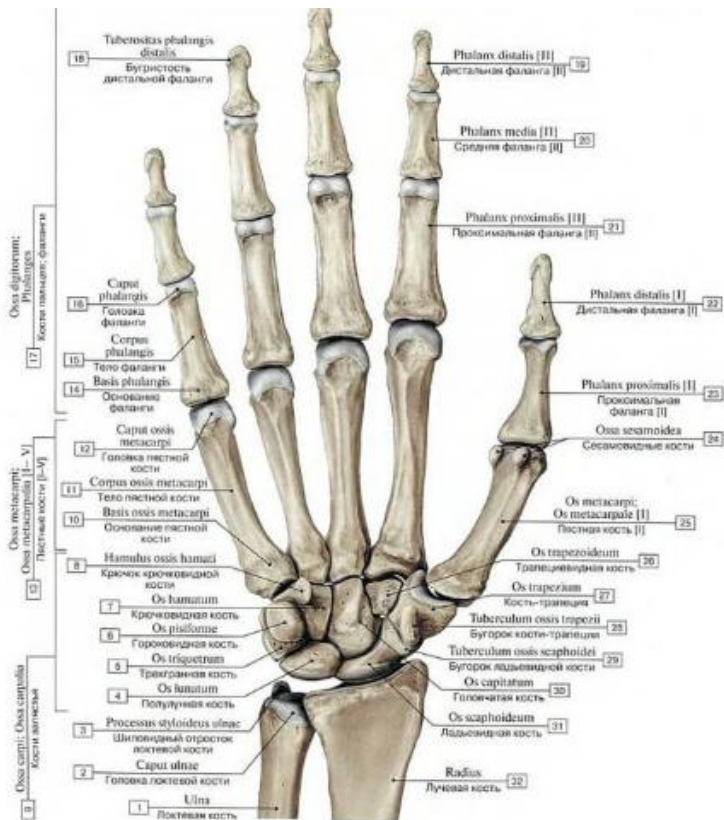


Рисунок. 1.2 – Кістки правої долоні

Зап'ястя, *carpus* представляє сукупність 8 коротких губчастих кісток – *ossa carpi*, розташованих у два ряди, кожен з 4 кісточок. Проксимальний, або перший, ряд зап'ястя, найближчий до передпліччя, утворений, якщо рахувати від великого пальця, наступними кістками: човноподібною (*os scaphoideum*), напівмісячною (*os lunatum*), тригранною (*os triquetrum*), горохоподібною (*os pisiforme*). Перші три кісточки, з'єднуючись, утворюють еліптичну, опуклу у бік передпліччя суглобову поверхню, що служить для зчленування з дистальним кінцем променевої кістки.

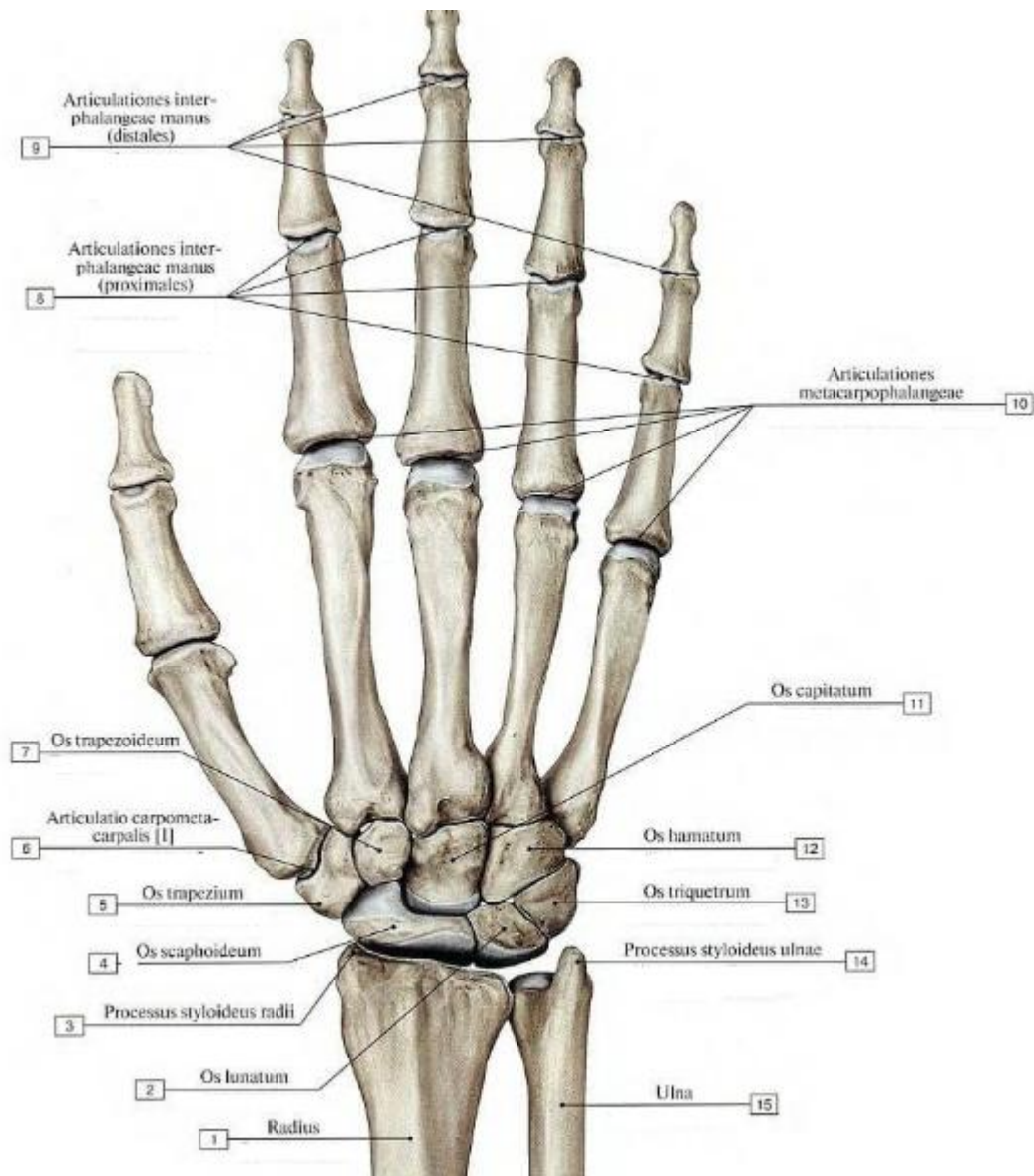


Рисунок 1.3 – Кістки кисті правої руки вид ззовні

Суглоби та зв'язки: Променево-зап'ястковий суглоб, *art. radiocarpea*. У більшості ссавців він має форму блоку. У міру набуття здатності до пронації та супінації, між променем та ліктьовою кісткою розвивається окремий суглоб – променеліктьовий дистальний, *art. radioulnaris distalis*, який разом із проксимальним променелоктьовим суглобом утворює єдине комбіноване зчленування з вертикальною віссю обертання.

У цьому комбінованому зчленуванні променева кістка рухається навколо ліктьової, внаслідок чого значно збільшується дистальний епіфіз променя. І навпаки, дистальний епіфіз ліктьової кістки відстає у своєму розвитку і стає коротшим за промінь, зате на ньому виникає спеціальний суглобовий диск, *discus articularis*. У людини, у зв'язку з найбільшим обсягом супінації і пронації, *discus articularis* досягає найвищого розвитку і набуває форми трикутної волокнисто-хрящової пластинки, *fibrocartilago triangulare*, яка зростається з дистальним епіфізом променевої кістки і разом з ним утворює суглобову променеву ділянку.

Крейг зазначив, що анатомія та функція трьох суглобів у кожному пальці взаємно доповнюють один одного; жоден не функціонує незалежно від двох інших. Складна, але точна, внутрішня та зовнішня підтримка м'яких тканин пов'язує ці три суглоби та забезпечує точно сформований баланс для рухливості пальця. Цей складний взаємозв'язок вимагає як міцності, так і стабільності, які притаманні конструкції кісткової архітектури та навколишніх м'яких тканин. Розуміння цього взаємозв'язку є важливим для точної діагностики та лікування численних проблем, якими іноді страждають ці суглоби.

Лейбович та Бауерс наголосили, що проксимальні міжфалангові суглоби (ПМФ) пальців мають вирішальне значення для нормальної функції пальців та кисті. Дослідження їх анатомії виявляють тонкі кісткові відмінності, які диктують точні площини руху, дозволені в обмеженому суглобі. Обмеження м'яких тканин спрямовують хрящові поверхні через допустимі діапазони руху. Розуміння цих обмеження та точна орієнтація інших структур суглобів допомагає лікувати стани, що впливають на ПМФ суглоб.

Дюмон та ін. [5] вивчали та уточнювали морфологію кривизни суглобових поверхонь РІР-суглоба та пов'язували морфологію суглоба з його кінематикою. Радіуси та центри кривизни 40 РІР-суглобів визначали за допомогою сагітальних та поперечних перетинів високоточних реплік, виготовлених стоматологами.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		14

Доведено, що ППІ-суглоб є неконформним суглобом: суглобова поверхня проксимального кінця середньої фаланги має меншу кривину, ніж виростки проксимальної фаланги. У перетинах через верхівки променевих та ліктьових виростків, виміряні різниці радіусів між суглобовими поверхнями ППІ-суглоба становили сагітально близько 30% та поперечно близько 49% відповідних радіусів виростків. Не конгруентність суглоба призводить до 2 морфологічно заданих осей для розгинання відповідно до згинання: вісь, задана суглобовими поверхнями обох виростків проксимальної фаланги; та друга вісь, задана суглобовою поверхнею проксимального кінця середньої фаланги. Обидві суглобові поверхні мають 2 точки контакту в поперечній площині, по одній, центральної до вершини променевих та ліктьових виростків відповідно. Посередині суглоба, в міжмищелковій борозні, у 37 з 40 суглобів була присутня невелика суглобова порожнина. Дані показують, що фізіологічна невідповідність 2 суглобових поверхонь РІР-суглоба була визначена кількісно. Це дозволяє вивести теоретичну модель для функції РІР-суглоба, яка пояснює кінематику та механічну стабільність суглоба, а також змащування та живлення хрящових структур. На рисунку 1.4 зображена геометрична модель правої кисті руки.

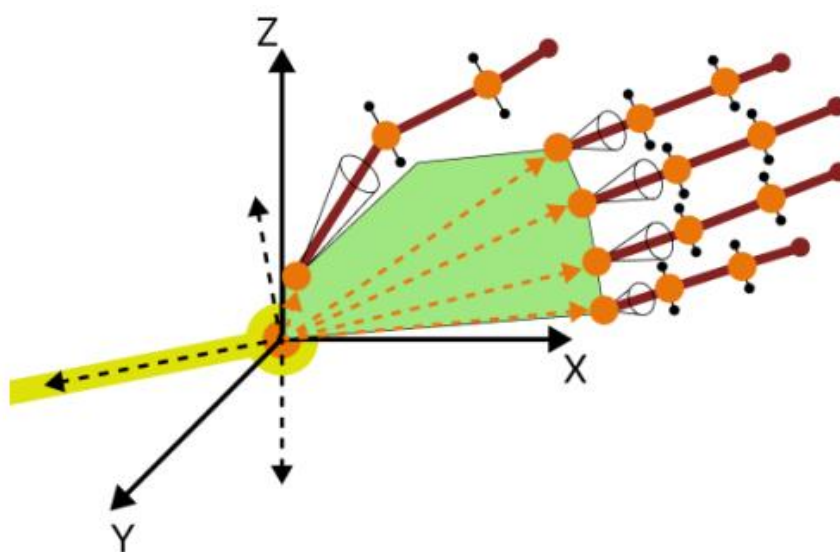


Рисунок 1.4 – Геометрична модель правої кисті руки

Пунктирні стрілки вказують на положення вісей систем координат, що пов'язані із стержнем плеча, передпліччя і кисті. Такі напрями вибрані через зручність виконання конфігураційних перетворень шляхом вибору ймовірної послідовності дво- або три-вісєвого суглобного обертання в послідовності X, Y, Z. Херлбут та Адамс вимірювали деформації в розгинальному механізмі пальця на моделі трупа за допомогою датчиків Холла. Кілька компонентів механізму були оцінені в різних положеннях суглоба, з різними умовами внутрішнього та зовнішнього навантаження сухожилля, та після створення деформації бутоньєрки.

Теорія Ландсмера про те, що передбачувані та обов'язкові взаємодії відбуваються в межах розгинального механізму під час руху пальця, переконливо підтверджується результатами. Концепція тесту Баннелла на внутрішню герметичність була підтверджена. Результати узгоджувалися з клінічними спостереженнями та сучасними теоріями щодо патомеханіки деформацій кігтя та бутоньєрки. На основі цих експериментальних даних зроблено висновок, що аналіз деформації є ефективним методом оцінки розгинального механізму з потенціалом для хірургічного застосування *in vivo*.

Бармакян стверджував, що три суглоби великого пальця помітно відрізняються за анатомією та функцією. Кожен з них має свою анатомічну індивідуальність, і, функціонуючи разом, вони дозволяють великому пальцю рухатися з надзвичайною універсальністю та грацією, але зі стабільністю, необхідною для виконання широкого спектру завдань. Зап'ястково-п'ясткові та міжфалангові суглоби забезпечують рухливість великого пальця, тоді як п'ястково-фаланговий суглоб забезпечує стабільність.

Лі та Тан зазначили, що опозиція великого пальця відіграє життєво важливу роль у функціонуванні кисті.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		16

Кінематично опозиція великого пальця є результатом складних рухів кількох суглобів, що рухаються в різних напрямках. Метою цього дослідження було вивчення координації суглобів великого пальця під час виконання завдань, пов'язаних з опозицією. Загалом було досліджено 15 жінок-суб'єктів з безсимптомними руками. Тривимірна кутова кінематика зап'ястно-п'ясткового (КМК), п'ястно-фалангового (ПФ) та міжфалангових (МФ) суглобів була отримана за допомогою системи аналізу руху на основі маркерів. Опозиція великого пальця виявила координацію між суглобами в певному напрямку (міжсуглобова координація) та між різними напрямками в межах суглоба (внутрішньосуглобова координація). Зокрема, існували лінійні зв'язки між згинанням та пронацією в КМК суглобі, а також між згинанням КМК суглоба та згинанням ПФ суглоба. Аналіз головних компонент показав, що лише дві головні компоненти адекватно представляли дані опозиції великого пальця в семи напрямках руху.

Імаеда та ін. наголосили, що великий палець - це механічна одиниця, що складається з міцних зв'язок та динамічних м'язів, що забезпечують опір пальцям та долоні під час щипка та захоплення. Кожен суглоб великого пальця має механічний еквівалент, який допомагає пояснити елементи стабільності великого пальця. Трапецієподібний п'ястковий суглоб потенційно є найбільш нестабільним, але він адаптувався до свого унікального положення завдяки особливій геометрії суглоба та, зокрема, комбінації опорних зв'язок, які забезпечують широкий діапазон рухів, зберігаючи стабільність. Нові анатомічні та механічні дослідження демонструють ключові опорні структури, які має бути продубльовано реконструктивними хірургічними процедурами, якщо потрібно зберегти стабільність великого пальця.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
						17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

За даними Ladd та ін., хоча існує багато хірургічних варіантів лікування артрити каркасно-мікротрафаретного суглоба великого пальця, точна етіологія цього поширеного захворювання залишається неясною. Щоб краще зрозуміти фізіологію суглоба каркасно-мікротрафаретного суглоба великого пальця та лікувати патологію, корисно вивчити біомеханіку, гормональний вплив та доступні варіанти хірургічного лікування, а також еволюційне коріння великого пальця; його форму та функцію, функціональні вимоги; та роль підтримуючих зв'язок на основі їх розташування, стабільності та ультраструктури. Важливо оцінити мікрорух сідлоподібного суглоба та роль, яку статі, вік та репродуктивні гормони відіграють у впливі на слабкість та захворювання суглобів. Мінімально інвазивна хірургія зараз кидає виклик переважаючим принципам лікування реконструкції зв'язок та відіграє певну роль у процедурах лікування суглоба каркасно-мікротрафаретного суглоба великого пальця.

1.2 Анатомо-фізіологічні основи рухової функції верхньої кінцівки

Скелетні м'язи кисті відповідають за рух кисті та пальців. Ці м'язи поділяються на дві групи: зовнішні та внутрішні м'язи. Зовнішня група м'язів називається так тому, що м'язове черевце бере початок у передпліччі. Внутрішні групи м'язів складаються з менших м'язів, розташованих виключно в різних кістково-фасціальних відділах кисті в анатомічних межах зап'ястя (проксимально) та фаланг (дистально). Внутрішні м'язи важливі для різних функцій кисті, таких як сила щипка та захоплення. Розуміння внутрішніх груп м'язів кисті має вирішальне значення, оскільки денервація та втрата функції можуть призвести до вираженого дефіциту функції кисті. На рисунку 1.5 зображено пропорційні розміри руки і допустимі кути рухомості в суглобах.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		18

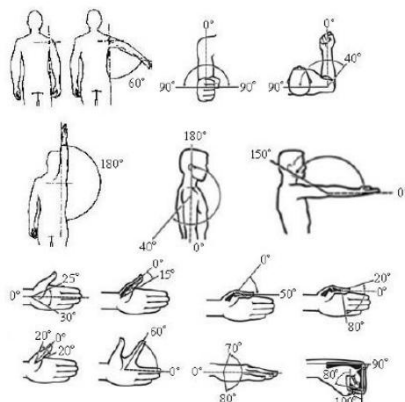


Рисунок 1.5 – Значення суглобних кутів

Рука може нахилитися або обертатися долонею до землі – супінація, обертатися долонею вгору – пронація, розгинатися та дозволяти пальцям рухатися у всіх напрямках. Ці рухи, у координації з рухами в ліктьовому та плечовому суглобі, у поперековому відділі хребта та рухами іншої руки дозволяють руці виконати майже будь-яке дрібне моторне завдання та охоплювати діапазон у 360 градусів у всіх площинах. Ці складні рухи у поєднанні зі структурами пензля є основою біомеханіки кисті.

Як внутрішні, і зовнішні м'язи відповідають за біомеханіку кисті. Це означає, що поза межами руки знаходяться м'язові структури, які сприяють руху руки. Декілька м'язів, що беруть активну участь у рухах рук, – це *extensor indicis*, *extensor digitorum communis* і *extensor pollicis brevis*. Об'єднання всіх простих частин у складну систему із найскладнішою іннервацією дозволяє отримати дивовижні рухи, які ми спостерігаємо щодня у повсякденному житті. У променево-зап'ястковому суглобі рухи відбуваються навколо двох осей еліпсоїда. Згинання та розгинання – навколо довгої осі. Зовні, у бік великого пальця, – відведення кисті, всередину, у бік мізинця, – приведення кисті – навколо короткої осі, що перетинає довгу.

Крім того, у променево-зап'ястковому суглобі відбувається круговий рух, наприклад у фехтувальника, коли при нерухомій руці кисть кінцем рапіри описує в повітрі коло.

Рухи між передпліччям і кистю відбуваються не тільки в променево-зап'ястковому суглобі – їх розмір посилюється за рахунок міжзап'ясткового суглоба. При посиленому згинанні область зап'ястя сильно вигинається та розтягується з тильного боку, що збільшує відстань між основами п'ясткових кісток та кістками передпліччя.

Таким чином, при згинанні тильна сторона кисті подовжується, при розгинанні коротшає. Долонна сторона навпаки – при згинанні коротшає, при розгинанні витягується. При відгинанні кисті у бік мізинця – приведенні – збільшується відстань між променевою та п'ястковою кістками великого пальця. При цьому русі можна промацати під шкірою, як на поверхню виступає човноподібна кістка і як при зворотному русі вона зникає в глибині променево-зап'ясткового суглоба. У цей момент відстань між променевою та п'ястковою кістками робиться меншою (рисунок 1.6).

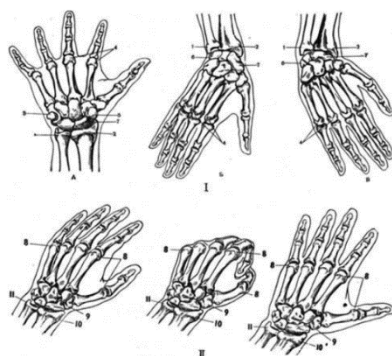


Рисунок 1.6 – Кисть у русі

Рух кисті в променево-зап'ястковому суглобі. А-сильне розгинання кисті з граничним розведенням пальців у різні сторони з долонного боку, виступають горохоподібна кістка і променеве піднесення зап'ястя; Б – приведення (у бік мізинця) – з боку великого пальця виступає човноподібна кістка; В – відведення (у бік великого пальця) – човноподібна кістка ховається. з боку мізинця виступає тригранна кістка:

I – головка ліктьової кістки, 7 – нижній кінець променевої кістки, 3 – горохоподібна кістка, 4-головки п'ясткових кісток, 5 – променеве піднесення зап'ястя, 6 – тригранна кістка, 7 – човноподібна кістка;

II - зміни форми кисті залежно від розташування п'ясткових кісток; головки п'ясткових кісток утворюють дугу, а вся п'ясть – віяло: 8 – головки п'ясткових кісток. 9 – зап'ястя. 10 – променева кістка, 11 – ліктьова кістка

При русі в бік великого пальця відстань між V п'ястної і ліктьової кісткою збільшується за рахунок тригранної кістки, що з'являється на поверхні; при зворотному русі ця кісточка йде в глибину променево-зап'ясткового суглоба, і відстань між ліктьовою та п'ястковою кісткою скорочується. Таким чином, при приведенні (у бік мізинця) довжина пензля зовні збільшується, а зсередини зменшується; при відведенні зсередини збільшується, а зовні зменшується.

Рухи у двовісному п'ястно-зап'ястковому суглобі I (великого) пальця мають особливе значення. Завдяки його рухливості тут відбуваються рухи: 1) відведення, коли великий палець відводиться убік і долоня розтягується; 2) приведення, коли великий палець притискається до II (вказівного) пальця; 3) протиставлення, коли кисть стискається в кулак; 4) кругові рухи. Рухи самого I пальця, тобто згинання та розгинання в його одновісному п'ястно-фаланговому суглобі та в одновісному міжфаланговому суглобі, завершують рухи, що здійснюються в його п'ястно-зап'ястковому суглобі.

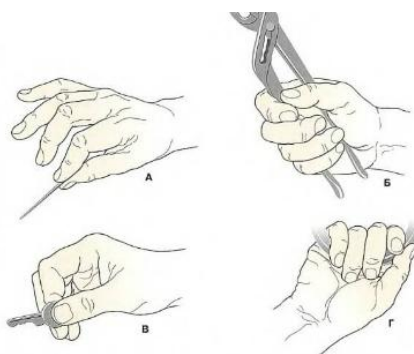


Рисунок 1.7 – Види захватів: А) зажимаючий, Б) сильний, В) захват ключа, Г) захват клюка.

П'ястно-фалангові суглоби II—V пальців, як двовісні, створюють можливість рухів згинання та розгинання кругових рухів та рухів убік. Ці останні, що забезпечують відхилення пальців убік, часто вислизають від уваги недосвідченого спостерігача, тим часом як ці відхилення мають значення для пластики кисті загалом.

1.3 Патології, що призводять до втрати кисті, та медичні показання до протезування

Для визначення ступеня обмеження рухливості необхідно з'ясувати також характер патологічних змін, що обмежують рухи в суглобі й стан, в якому перебуває кінцівка. Розрізняють такі анкілози:

- а) кісткові;
- б) позасуглобні;
- в) фіброзні.

Важливо зазначити, що контрактура, яка на початкових етапах виникає внаслідок ураження певної тканини (наприклад, міогенного або неврогенного походження), згодом найчастіше призводить до вторинних змін у суглобі та його капсулі. Це означає, що спочатку окремих механізм порушення з часом може перетворитися на більш складний і комплексний стан.

У процесі діагностики захворювань кисті особливу роль відіграють клінічне обстеження та детальний збір анамнезу. При цьому враховуються різноманітні фактори: вік пацієнта, стать, расова приналежність, умови праці та професія, наявність спадкових захворювань, рівень фізичної активності, хобі, особливості харчування, минулі травми та захворювання хребта, ушкодження плечового та ліктьового суглобів, порушення обмінних процесів тощо.

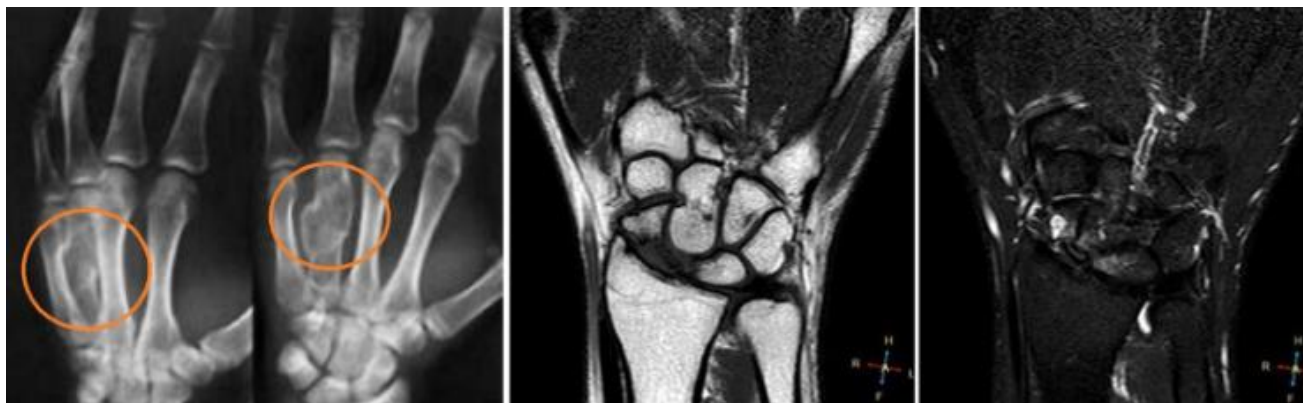


Рисунок 1.8 – Види діагностики ушкоджень

З апаратних неінвазивних методів застосовують практично всі доступні та розроблені на сьогоднішній день методики: УЗД, ЕНМГ, доплерографія, денситометрія, КТ, МРТ, рентгенографія. З інвазивних методик застосовують: гістологічні дослідження при підозрах на пухлини, артроскопію при ушкодженнях та захворюваннях променево-зап'ясткового суглоба. Найпоширеніші захворювання та травматичні пошкодження кисті та променево-зап'ясткового суглоба.

Захворювання периферичних судин, відоме також як захворювання периферичних артерій (ЗПА) або оклюзійне захворювання нижніх кінцівок, характеризується ураженням периферичної судинної системи, переважно артерій. Це захворювання є проявом системного атеросклерозу та атеротромботичних процесів, які можуть призводити до таких станів, як стеноз (звуження), оклюзія (повна закупорка) або навіть аневризма.

Атеросклероз, який лежить в основі ЗПА, впливає на різні ділянки артеріального русла, включаючи коронарні та периферичні судини. Тому захворювання периферичних судин розглядається як одна з форм серцево-судинної патології. Перебіг цього захворювання, як правило, поступовий і прогресивний.

Нейропатія у людей з діабетом впливає на моторні, сенсорні та вегетативні компоненти нервової системи. Чутливість та пропріоцепція знижуються. Порушується іннервація власних м'язів стопи, а пошкодження призводить до дисбалансу між згиначами та розгиначами ураженої стопи, що призводить до анатомічних деформацій. Такі деформації включають згинання пальців та розвитку їх молотоподібної або кігтеподібної деформацій. Це спричинить виникнення аномальних кісткових виступів та точок тиску, наприклад, на подушечках пальців ніг або під голівками плеснових кісток, що зрештою може призвести до пошкодження шкіри та виразок.

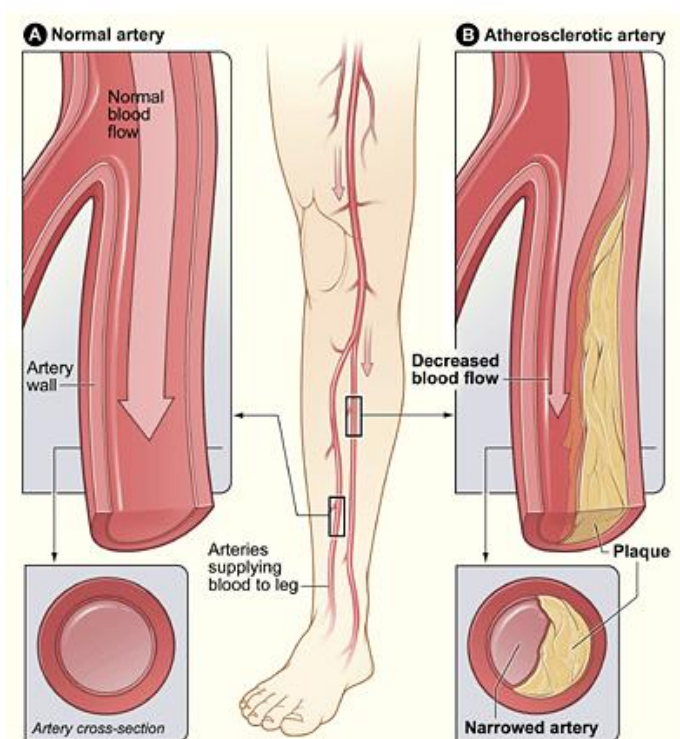


Рисунок 1.9 – Вплив захворювання периферичних артерій (ЗПА) на судини ніг:

малюнок А – нормальна артерія з безперешкодним кровотоком; вставка демонструє поперечний зріз цієї здорової артерії.

малюнок В – артерія з накопиченими бляшками, що частково перешкоджають кровотоку; вставка ілюструє поперечний розріз звуженої артерії..

Ампутація кінцівки може статися через травму. Ампутація може відбутися на місці аварії, тобто прямий переріз кінцівки, або може бути спричинена серйозними відкритими переломами чи серйозними нервово-судинними травмами. Приклади травматичних ушкоджень включають складні переломи, розриви кровоносних судин, важкі опіки, вибухові травми, колоті або вогнепальні поранення, компресійні травми та холодові травми. У випадках травматичного ушкодження ампутація кінцівки розглядається або як процедура порятунку життя, або коли кінцівка настільки серйозно пошкоджена, що реконструкція буде менш функціональною, ніж ампутація. У разі травми, ампутація кінцівки також може відбутися через місяці або роки після фактичної травми, коли реконструктивні процедури або загоєння не дали результатів. Для пацієнта з діабетом «незначна травма» може призвести до ампутації.

Ампутація нижньої кінцівки також може відбутися через системні інфекції, такі як бактеріальні інфекції. Показник може бути вищим у країнах, що розвиваються, і це можна пояснити відсутністю антибіотиків, відповідних медичних закладів і гігієни. Раніше здорові люди, уражені такими інфекціями, піддавалися ризику ампутації кінцівок не лише як метод вибору, але й як захід для порятунку життя. Інфекції включають менінгококовий менінгіт, менінгококову септицемію, інфекції стафілокока та MRSA та некротичний фасциїт. Деякі ампутації нижніх кінцівок викликані інфекціями після заміни суглоба або іншої ортопедичної чи судинної операції.

«Пухлини кісток та хрящів (остеосаркоми та хондросаркоми), є рідкісними злоякісними новоутвореннями. Ці пухлини є клінічно агресивними та часто потребують значного місцевого та/або системного лікування. Тоді як для хондросарком наразі немає іншого лікування, окрім хірургічного, відповідь остеосарком на ад'ювантну хіміотерапію становить приблизно 50–80%. Хірургічне видалення цих пухлин, наразі, переважно виконується із збереженням кінцівки, але в деяких випадках може знадобитися ампутація.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		25

Фактори, від яких залежить функціональний потенціал протеза

- Індивідуальні фактори

Інтелектуальні здібності, мотивація та прагнення людини, а також чинники, пов'язані із сім'єю, трудовою діяльністю або соціальним середовищем, важливі для досягнення успішного функціонального результату.

- Фактори, пов'язані з хірургічним або реабілітаційним лікуванням

Дуже важливо враховувати рівень ампутації та техніку хірургічної операції. Під час ампутації має бути видалена вся пошкоджена тканина, створено умови для загоєння хірургічної рани й відновлена функціональність кукси, яка забезпечує максимальний функціональний потенціал. Це необхідно оптимізувати як з рухового, так і з сенсорного аспекту, і має передбачати кріплення протеза. Для цього важливо, щоб кукса була рухливою, мала хороший м'язовий тонус і була безболісною.

1.4 Висновки до 1 розділу

На основі вивчення анатомічних особливостей скелета, м'язів, суглобів, нервової та судинної систем було встановлено, що рухова функція верхньої кінцівки забезпечується завдяки тісному взаємозв'язку всіх цих структур.

Також проаналізовано клінічне значення порушень рухової функції верхніх кінцівок, що може виникати при травмах, захворюваннях периферичної та центральної нервової системи, а також при м'язово-скелетних патологіях.

Розробка високофункціонального біонічного протеза руки потребує комплексного підходу до вирішення кількох взаємопов'язаних завдань.

Вирішення цих питань дозволить створити сучасний протез, який буде максимально наближений за функціональністю до природньої руки і суттєво покращить якість життя носія.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Технології реєстрації біосигналів у сучасних системах

Практикована методологія охорони здоров'я, заснована на використанні середньостатистичних показників та стандартних схем лікування є недостатньо ефективною. Ця методологія використовує узагальнені методики діагностики стану хворого, що не завжди дозволяє забезпечити не тільки індивідуальне розпізнавання ранніх форм захворювань та розв'язання різних, пов'язаних з ними ризиків негативних наслідків, але й у низці випадків не забезпечує ефективність і безпеку лікування. У найбільш розвинених Європейських країнах запропоновано і бурхливо розвивається нова концепція системи охорони здоров'я населення.

Відповідно до цієї концепції основні завдання охорони здоров'я не завжди лежать у площині високотехнологічних методів лікування, а базуються на первинній профілактиці та ранній діагностиці. Основною складовою нової концепції є регулярний моніторинг та оцінка ризиків стану здоров'я населення, персоналізація охорони здоров'я, надання оперативної медичної допомоги з урахуванням індивідуальних особливостей організму пацієнта.

Нова концепція охорони здоров'я обумовлює необхідність використання сучасних інформаційних технологій (ІТ), що дозволить сформувати в Україні систему високоякісної та доступної охорони здоров'я, мінімізувати при цьому ризики раптової смерті пацієнтів.

Ці системи реалізовані на мережі лікувально-профілактичних установ (ЛПЗ), де є необхідне медичне обладнання та медичні кадри. Вони не завжди відповідають вимогам оперативності, мобільного моніторингу та диспансеризації, обліку індивідуальні особливості організму пацієнта.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		27

Ця методологія дозволяє здійснювати моніторинг функціонального стану та надавати медичну допомогу пацієнтам незалежно від їх місцезнаходження, особливо у домашніх умовах. При цьому джерелами об'єктивної інформації є вбудовані датчики у складі мобільних вимірювальних систем, виконаних за технологіями «sensor-on-a-chip» та "laboratory-on-a-chip".

Останнім часом спостерігається стійкий інтерес до таких технологій, серед яких особливу увагу звертає на себе технології поверхневих акустичних хвиль, що стрімко розвиваються (ПАР) та телекомунікаційних систем на їх основі, що дозволяють у режимі реального часу отримувати інформацію, необхідну для вибору найкращого вирішення логістичних завдань управління у різних сферах діяльності людини. Телекомунікаційна система реєстрації біосигналів за допомогою датчиків на ПАР дозволить здійснювати моніторинг стану пацієнта, не обмежуючи його мобільності. Географічне місце розташування пацієнта у разі не має значення щодо його функціонального стану. Біосигнали, реєстровані датчиками, передаються каналами зв'язку в медичні центри та медичної обробки інформації.

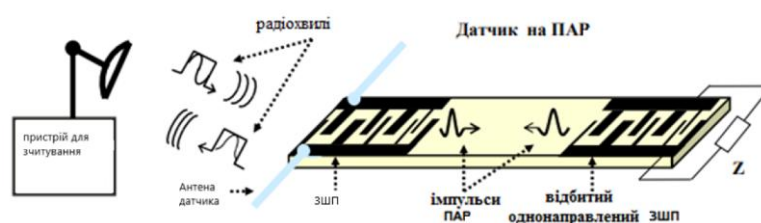


Рисунок. 2.1 – Схема бездротового моніторингу фізичних параметрів пацієнта

Розвиток систем бездротового моніторингу біологічних сигналів показників стану пацієнта, на наш погляд, можливо тільки з проведення міждисциплінарних фундаментальних досліджень.

Однією з основних складових системи бездротового моніторингу, що забезпечує не інвазивний характер діагностики серцево-судинної системи є інтелектуальні пристрої на поверхневих акустичних хвилях (ПАР) та матеріали напівпровідникової та функціональної електроніки.

Система функціонує за принципом радіолокатора із пасивною метою (Мал. 2.1). Датчик на ПАР працює у дозволених для пристроїв малого радіусу дії SRD діапазонах у режимі лінії затримки у дозволених діапазонах частот. Датчик на ПАР, що працює в режимі лінії затримки, умовно позначимо, як «ПАР датчик 1-го типу».

У ПАР датчику використовується підключення до відбивного зустрічно штирьовому перетворювачу (ЗШП) зовнішнього навантаження Z – чутливого елемента-сенсора вібрацій, показаного на мал. 2.2 впливу (тиску, пульсової хвилі) пацієнта, на тілі якого знаходиться (перебувають) сенсор (сенсори) Z істотно змінюються фізичні характеристики ПАР-структури відбивного ЗШП, що призводять до зміни умов поширення поверхневих акустичних хвиль. Результат, через 5-20 мкс в антені з'являється відбитий сигнал, який випромінюється в простір і може бути успішно виявлений приймальним мультипроцесорним пристроєм. Відбитий сигнал, проводить вимірювання його параметрів та при необхідності приймає те чи інше правильне рішення.

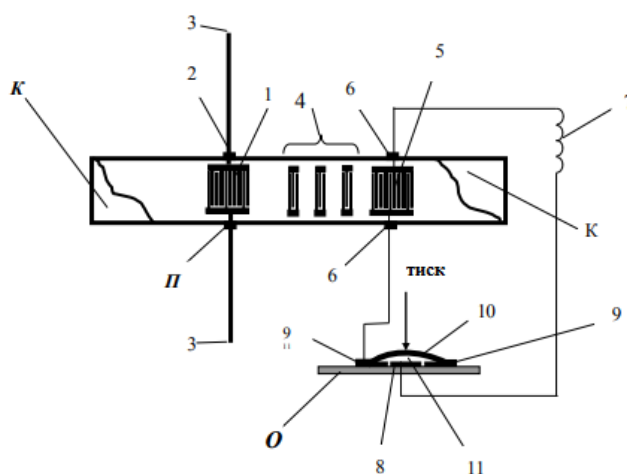


Рисунок 2.2 – Базова конструкція датчика на ПАР

Датчик на ПАР містить корпус - в якому знаходиться п'єзоелектричний звукопровід - П, на робочій поверхні якого розташовані приймально-передавальний ЗШП - 3, який через висновки 2 з'єднаний з антеною - 3, і відбивні ЗШП 4, один з яких відбивний ЗШП - 5 з'єднаний через висновки - 6 з імпедансом, що складається з послідовно з'єднаних індуктивності L-7 і мембранного конденсатора Цей мембранний конденсатор складається з основи, на якому виконані центральний електрод - 8 і крайні електроди - 9, які з'єднані між собою тонкою пружністю металевою пластиною - 10 таким чином, що між центральним електродом - 8 та металевою пластиною - 10 є зазор - 11. Елементи 8-11 утворюють мембранний конденсатор - С, а індуктивність L-8 та мембранний конденсатор - С утворюють LC-контур. Прийом-передавальний ЗШП-1 внаслідок зворотного п'єзоефекту випромінює ПАР під дією опитувального імпульсу, що посилається зчитувачем на антену-3 датчика. ПАР, відбиті від відбивного ЗШП-6, надходять на приємопередаючий ЗШП-1, де перетворюються на електромагнітний імпульс.

Моніторинг фізичної активності в медичній та клінічній реабілітації, у спортивних умовах або як показник самопочуття корисний для вимірювання, аналізу та оцінки фізіологічних параметрів, що стосуються правильних рухів суб'єкта. Завдяки технологіям інтегральних схем (IC), носимі датчики та портативні пристрої швидко розширилися в моніторингу фізичної активності у спорті та телереабілітації. Тому датчики та пристрої збору сигналів стали важливими в процесі телереабілітації для отримання точної та надійної інформації шляхом аналізу отриманих фізіологічних сигналів. У цьому контексті ця стаття надає сучасний огляд останніх досягнень у системах моніторингу сигналів електроенцефалограми (ЕЕГ), електрокардіограми (ЕКГ) та електроміограми (ЕМГ), які мають відношення до галузі телереабілітації та моніторингу здоров'я. Здебільшого ми зосередили наш внесок на сигналах ЕМГ, щоб підкреслити їх важливість у застосуванні в контексті реабілітації.

					КРБ 22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		30

Неврологічна реабілітаційна медицина та її клінічні дослідження демонструють, що пошкоджену рухову функцію кінцівок можна певною мірою відновити за допомогою ефективного процесу реабілітації. Під час цього процесу лікарі повинні збирати та контролювати фізичний стан і фізіологічні параметри, щоб оцінити ефект тренування та, зрештою, скоригувати подальшу програму реабілітаційних тренувань. Інформація про активацію м'язів допомагає лікарю в клінічній оцінці, надаючи орієнтир для виявлення порушень та функціональних змін. Здатність ЕМГ-сигналу вимірювати цю активацію м'язів робить цей метод електродіагностичної медицини дуже корисним та актуальним у нейрореабілітації, особливо в останні чотири десятиліття.

Поверхнева ЕМГ може оцінювати стан скелетних м'язів, допомагаючи в м'язовому тренуванні та реабілітації. Поверхнева ЕМГ стає популярним дослідницьким інструментом у спортивних та реабілітаційних науках. У реабілітації спортсменів ЕМГ корисна для аналізу м'язової дисфункції, виявлення неправильних моделей активації м'язів та для допомоги у встановленні та оцінці результатів лікування. Правильне використання м'язів та швидка ідентифікація аномальних моделей активації м'язів допомагають спортсменам покращити свою активність та запобігти ризику травм. Динамічний аналіз м'язів, що виконується за допомогою sMEG, є особливо цікавим у спорті, особливо для профілактики травм. Наприклад, аналіз сигналу sMEG може покращити виконання завдання, оцінюючи м'язову активацію та/або м'язову втому.

Важливим застосуванням ЕМГ у спортивній реабілітації є аналіз втоми триголового м'яза плеча. Хуссейн та ін. повідомляють про цікавий огляд, що підсумовує та аналізує результати дослідження щодо аналізу втоми в триголовому м'язі плеча (ТП) людини за допомогою спостережень поверхневої електроміографії (сЕМГ).

Інші застосування – це післяопераційна реабілітація після відновлення ротаторної манжети, як повідомляється в, або моніторинг різних реакцій скелетних м'язів, що піддаються зовнішнім подразникам, таким як гіпоксія та фізична активність. Носимі біосенсори стають найважливішими у фізіологічному моніторингу в режимі реального часу, корисному для аналізу спортивних результатів, оцінки травм та часу відновлення, тим самим допомагаючи спортсменам, тренерам та коучам у характеристиці щоденних спортивних потреб.

Система моніторингу спортивної реабілітації на основі носимих датчиків та технології Інтернету. Ця система включає датчики для отримання та моніторингу сигналів ЕКГ, сигналів ЕМГ, пози під час руху, температури тіла та інших фізіологічних параметрів. Експериментальні результати показують, що система може ретельно контролювати зміни життєвоважливих показників, забезпечуючи моніторинг та зворотний зв'язок у режимі реального часу. Крім того, отримані фізіологічні дані можна аналізувати, щоб допомогти лікарям у розробці ефективних програм реабілітаційного навчання. Автори досліджують достовірність та надійність запропонованої ними системи sEMG для характеристики моделей активації м'язів під час ізокінетичного розгинання та згинання коліна.

2.2 Технічна архітектура системи: сенсори, фільтрація, підсилення, оцифрування

Відмінними рисами описаних датчиків на ПАР є їх несприйнятливість до електромагнітних перешкод, відсутність можливості клонування, підробки, широкий температурний режим роботи, неможливість виявлення іншими засобами, крім коштів, що входять до склад системи моніторингу з одночасною радіочастотною ідентифікацією. Дальність зчитування пасивних акустoeлектронних датчиків, що працюють у режимі ліній затримки, може метрів.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		32

Разом з тим використання датчиків 2-го типу обмежується радіусом. дії кілька метрів. Для вирішення цієї проблеми, у першому наближенні, очевидним є вибір оптимальних варіантів компонент системи моніторингу: антен приймача та датчика на ПАР з урахуванням обмежень на вихідну потужність передавача, просторові орієнтації датчика 2-го типу а обмежень на масогабаритні розміри антен. При цьому важливим обмеженням збільшення дальності зчитування є існуючі конструктивно-технологічні рішення побудови ПАР радіокомпонентів (РК) радіочастотної ідентифікації(РЧІ), що широко використовуються в даний час, де кодова послідовність формується за рахунок відображення ПАР від статичних неоднорідностей, що формуються у процесі їх виготовлення. Такі РК РЧІ мають загасання ПАР 40 і більше дБ.

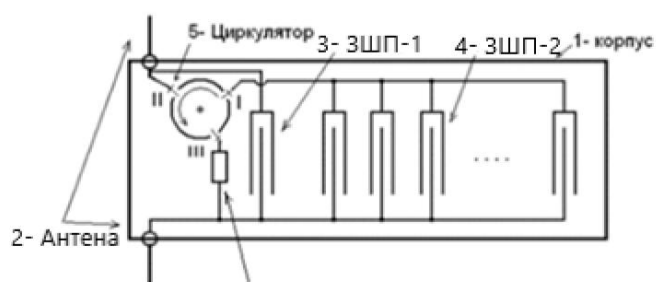


Рисунок 2.3 – Базова конструкція датчика на ПАР генераторного типу з Y-циркулятором

Нами знайдено конструктивно-технологічне, що не має аналогів рішення РК РЧІ з невзаємними НВЧ пристроями, в яких кодова послідовність формується лише за рахунок прийому ПАР (перетворення у міру поширення лінії затримки поверхневих акустичних хвиль електромагнітний сигнал внаслідок ефекту). На рисунку 2.3 до складу датчика на ПАР включено невзаємний пристрій у вигляді Y-циркуляра, що виключає можливість передачі в антену багаторазово регенерованих імпульсних відгуків від парціальних ЗШП-2.

Використання лінії затримки на ПАР дозволяє виключити інтерференцію відбитих електромагнітних сигналів та організувати послідовну безколізійну процедуру опитування. Ці властивості відкривають можливість проведення теоретичних та експериментальних досліджень розглянутої проблеми та практичної реалізації безколізійних методів радіочастотної ідентифікації. Так, проведено дослідження та розроблено технологічні основи отримання нанокompозитів на основі ґратчастих упаковок мікросфер кремнезему для створення невзаємних пристроїв у складі РК РЧІ на ПАР нового покоління.

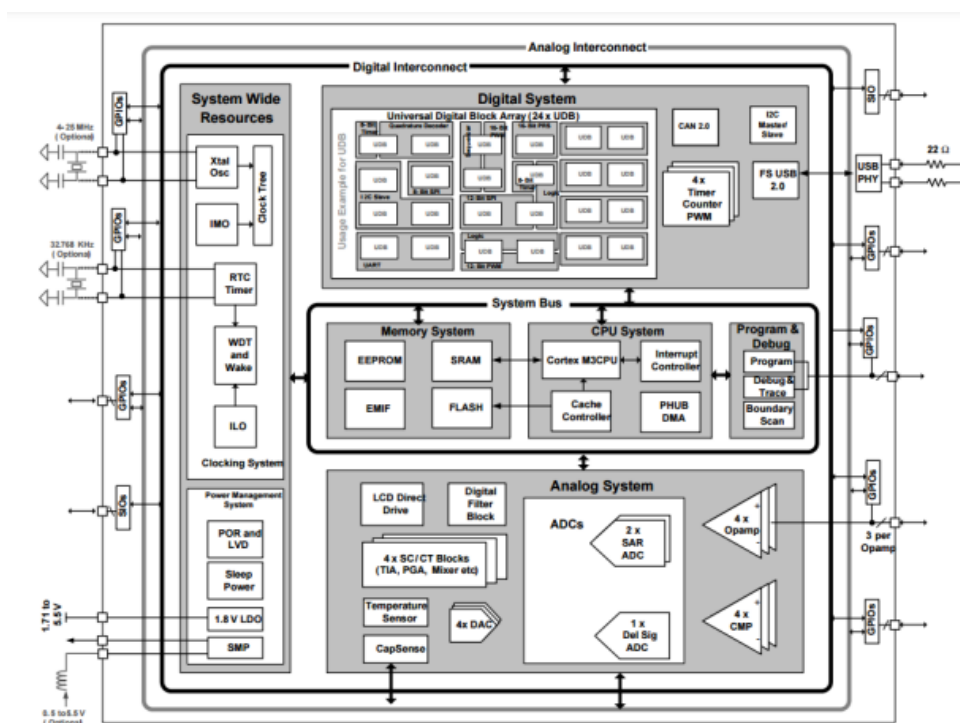


Рисунок 2.4 – Спрощена блок-схема мікроконтролерів CY8C58LP

Мікросхеми PS0C фірми Cypress представляють собою 32-бітні пристрої, що базуються на ядрі ARM Cortex-M , і містять у собі як цифрові, так і аналогові блоки.

Сімейство мікроконтролерів CY8C58LP пропонує широкий набір налаштовуваних аналогових модулів, що включають:

- від 8 до 20 біт дельта-сигма АЦП;
- до двох 12-бітних АЦП SAR ;
- чотири 8-бітні ЦАП ;
- чотири компаратори ;
- чотири операційні підсилювачі ;
- чотири програмовані аналогові блоки , які можуть бути налаштовані для реалізації:
- програмованого підсилення (PGA),
- трансімпедансного підсилювача (TIA),
- мікстра;
- схеми вибірки та зберігання;
- внутрішнє джерело опорної напруги з точністю $1,024\text{ В} \pm 0,1\%$.

Спрощена блок-схема архітектури мікроконтролерів CY8C58LP показана на рисунку 2.4.

На рисунку 2.5 представлена структурна схема блоку управління протезом кисті руки, що базується на використанні ЕМГ-датчика . Цей датчик призначений для реєстрації біосигналів, які виникають у м'язах носія під час їх скорочень.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		35



Рисунок 2.5 – Структурна схема блоку управління протезом кисті руки

Значення кута повороту на пряму залежить від тривалості ЕМГ. Якщо мікроконтролер приймає сигнал нижче заданого діапазону, він розцінюється, як стан спокою м'язів і серводвигун повертається в початковий стан, в очікуванні наступної біоактивності, для кожного носія встановлюється індивідуально. На рисунку 2.6 зображено сигнал на різних стадіях обробки:

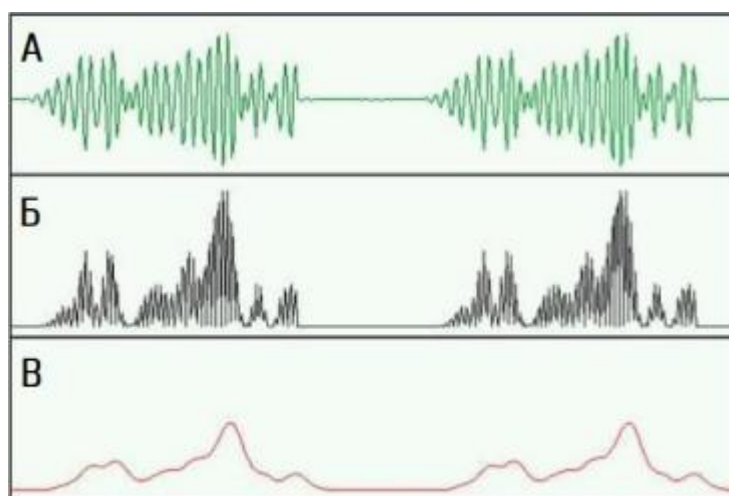


Рисунок 2.6 – А - сигнал з ЕМГ до обробки; Б - сигнал після підсилення та фільтрації; В - сигнал на виході мікроконтролера

Так для прикладу можна розглянути кисть HANDSON, від проксимального до дистального відділу, складається з западини, променево-зап'ястного суглоба та долонькового суглоба (рисунки 2.7).

Усередині западини вбудовані два датчики ЕМГ для збору електроміографічних сигналів від залишкової кінцівки користувача; зовні вона оснащена головною платою керування STM32U5 та модулем зору Maixcam. Променево-зап'ястний суглоб включає зап'ястний двигун, який забезпечує активне обертання протеза зап'ястя, а також механічний пусковий механізм, який дозволяє пасивне перевертання зап'ястя. Долоня, показана на рисунку А3 , оснащена двопальцевим захоплювачем з одним рівнем свободи та паралельним механізмом з'єднання, що забезпечує стабільні можливості захоплення.

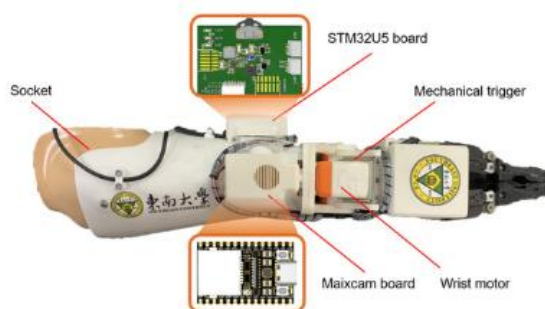


Рисунок 2.7 – Вигляд збоку протеза кисті HANDSON.

На рисунку 2.8 зображено плечову накладку, яка служить контролером для протеза кисті, керованим тілом. Цей пристрій оснащений двома датчиками розтягування, які фіксують сигнали руху плеча користувача. Ці датчики стратегічно розташовані для виявлення руху та перетворення його в команди для протеза кисті, що дозволяє контролювати його відкриття та закриття. Використовуючи природні рухи плеча, плечова накладка забезпечує інтуїтивно зрозумілий та зручний інтерфейс для керування протезом кисті, підвищуючи здатність користувача виконувати щоденні завдання з більшою легкістю та точністю.

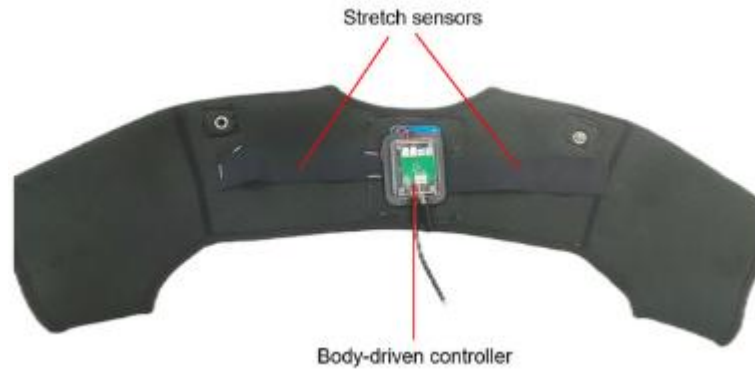


Рисунок 2.8 – Вигляд зверху на плечову накладку

На рисунку 2.9 показано структурну конструкцію кисті, виділивши ключові компоненти, що забезпечують її функціональність.

Серводвигун, інтегрований із редуктором, керує рухами розкриття та закриття пальців за допомогою шатунного механізму, забезпечуючи точне керування та передачу зусилля. У центрі долоні вбудована камера, що підтримується спеціальною платою камери, яка передає сигнали камери у форматі USB. Це поєднання електромеханічного приводу (рух пальців за допомогою сервоприводу) та вбудованої технології зору демонструє багатофункціональний підхід до проектування протезів кисті, балансуючи спритність та сенсорні можливості.

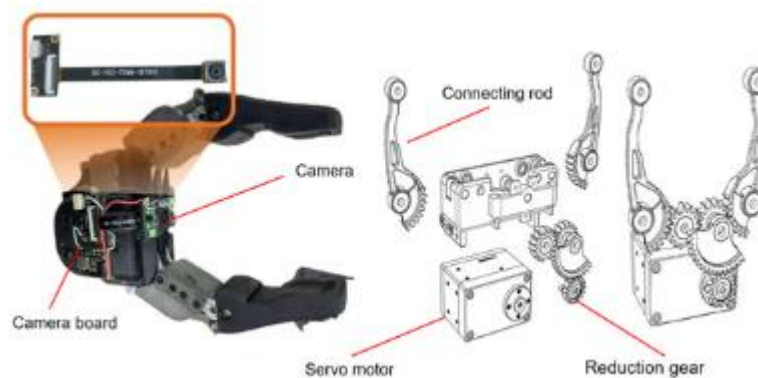


Рисунок 2.9 – Зображення захоплення крупним планом з відкритою верхньою оболонкою та його конструкцією.

2.3 Проектування системи реєстрації біосигналів

Задача проектування полягає в створенні представлень про:

- архітектуру апаратної частини пристрою,
- постійне програмне забезпечення, запрограмоване в постійну пам'ять мікроконтролера (firmware);
- програмне забезпечення ПК (software) і його модульну структуру;
- алгоритмічної структури ПЗ і структури даних;
- вхідного і вихідного інтерфейсу (вхідних/вихідних форм даних).

Основні дії системи під час роботи пристрою та розподіл операцій між пристроєм введення-виведення і ПК показано на діаграмі діяльності.

Розподіл операцій і об'єми даних та періодичність обміну даними між пристроєм введення-виведення і ПК можуть змінюватись в залежності від задач, які виконуються системою.

Створення систем моніторингу нового покоління у процесі діагностики та лікування серцево-судинної системи пацієнта та вирішення завдань модернізації існуючих систем автоматичної ідентифікації неможливо без розвитку технології монтажу кристалів РК пасивних інтелектуальних кардіо-датчиків та РЧІ-міток на ПАР. Розроблена технологія монтажу кристалів ПАР-РК у кераміці LTCC дозволила створити базові конструкції мікромініатюрних пасивних модулів. інтелектуальних кардіо датчиків, що розширюють функціональні можливості систем ідентифікації та моніторингу, знизити їх масогабаритні показники та вирішити проблему імпортозаміщення ПАР пристроїв.

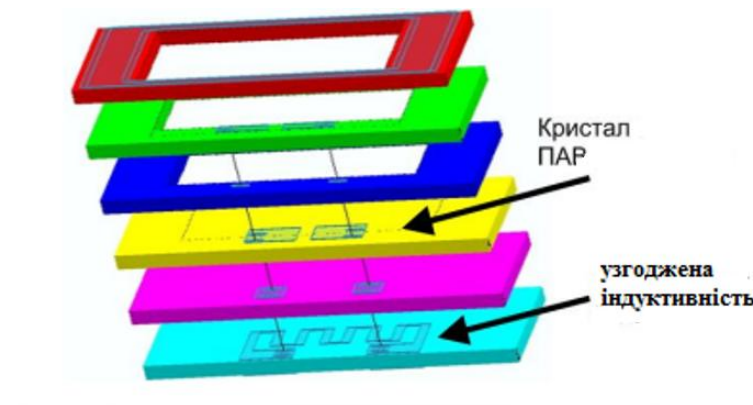


Рисунок 2.10 - Формування шарів LTCC корпусу, у тому числі узгоджувальної індуктивності, та заповнення отворів у багатошаровій платі корпусу LTCC РК на ПАР (поверхнево-активна речовина)

Особливість нової технології LTCC у тому, що у LTCC-корпусі формується та погоджувальна індуктивність, яка компенсує статичну ємність прийомопередаючого зустрічно-штирьового перетворювачі датчиків. При цьому забезпечуються всі переваги LTCC технології для пристроїв на ПАР, включаючи зменшення втрат і електростатичний захист РК на ПАР.

Корпус модуля складається із шести шарів кераміки та має товщину $\sim 0,2$ мм в обпаленому вигляді. Узгоджуюча індуктивність виконується у вигляді меандру в багатошаровій платі корпусу LTCC. Формування шарів LTCC-корпуса та заповнення отворів, а також друк в автоматичному режимі проводились за допомогою графічного редактора (рисунок 2.10). З відомих причин, пов'язаних з патентуванням ряду конкретних конструкцій та способів їх реалізації модуля датчика, в конструкції, представленої на рисунок 2.2, у цій статті ми обмежилися лише топологією ПАР радіокомпонентів (рисунок 2.11) та їх монтажу в корпусі LTCC (рисунок 2.10). Роботи у цьому напрямі продовжуються.

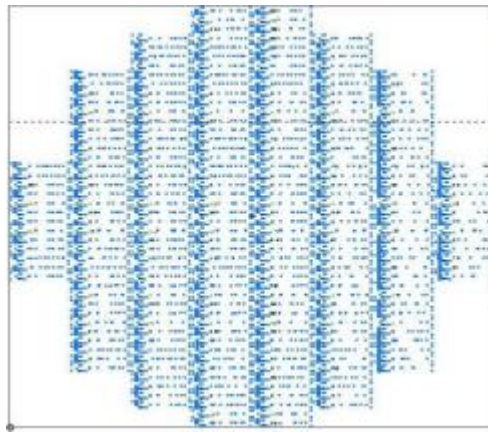


Рисунок 2.11 – Інтегральна схема РК з одночасною радіочастотною ідентифікацією

Таким чином, розроблено як принципи проектування, методика розрахунку характеристик кристалів РК та міток різної розрядності на основі Р-матричного методу, так і базові технології виготовлення ПАР кристалів, включаючи автоматизоване топологічне проектування (рисунок 2.11), та їх монтажу у кераміці LTCC. Розробка конструкції повинна бути індивідуальною через різні типи уражень кінцівки. Необхідно створити таку конструкцію, яка задовольнятиме габаритні розміри, задачі компонування та функціональну взаємодію між технічними засобами автоматизації. Також треба враховувати технологічність збірки, взаємозамінність модулів та окремих елементів.

При розробці протеза чималу роль відіграє забезпечення допустимих теплових режимів для його правильного функціонування.

Для забезпечення стабільного функціонування необхідно врахувати характеристики давачів, виконавчих механізмів та здійснити розподіл навантаження на мікроконтролери. Хід у рухомих з'єднаннях вузлів має бути плавним і без заїдань. Тягово-силові та біоелектричні методи управління є найбільш поширеними. Але у багатьох випадках самим оптимальним методом є міоелектричний метод. Для протезу, що знаходиться у стадії розробки, є важливим розробка структури для покращення працездатності. Структурна схема наведена на рисунку 2.12.

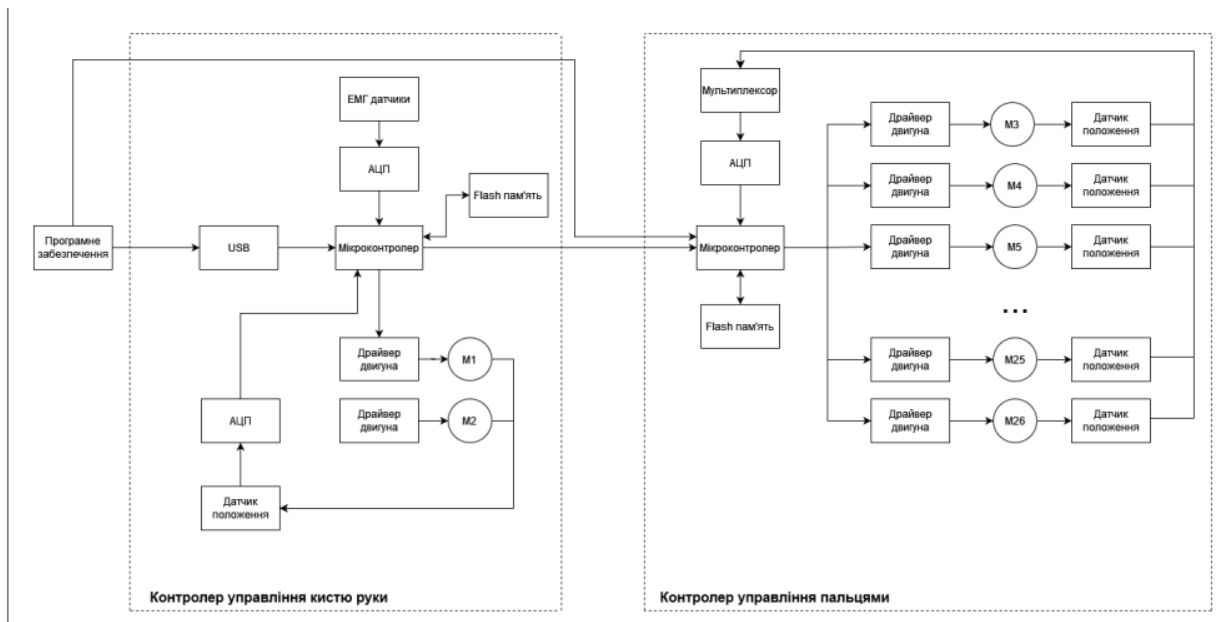


Рисунок 2.12 – Структурна схема управління кистю руки

Так наприклад програмна база кисті HANDSON працює за структурованим робочим процесом, як показано на рисунку 2.13. Ініціалізація починається з запуску та активації периферійних пристроїв, після чого йде синхронізоване отримання керуючого сигналу за допомогою таймера 50 Гц. Дані датчика електроміографії (ЕМГ) обробляються за допомогою аналого-цифрового перетворювача (АЦП), тоді як зворотний зв'язок датчика розтягування збирається через послідовний інтерфейс зв'язку.

Ці входи генерують команди керування в режимі реального часу для обертання зап'ястя та відкриття/закриття кисті, доповнені розпізнаванням стану захоплення для контролю стабільності захоплення. Одночасно модуль візуального сприйняття ідентифікує форми та матеріали цільових об'єктів на основі команд користувача, що дозволяє вибірково розпізнавати задані цілі за допомогою спрацьованих входів. Нарешті, система забезпечує аудіовізуальний зворотний зв'язок на основі як передбачуваних властивостей об'єктів, так і результатів захоплення в режимі реального часу, керуючи взаємодією користувача з протезом кисті.

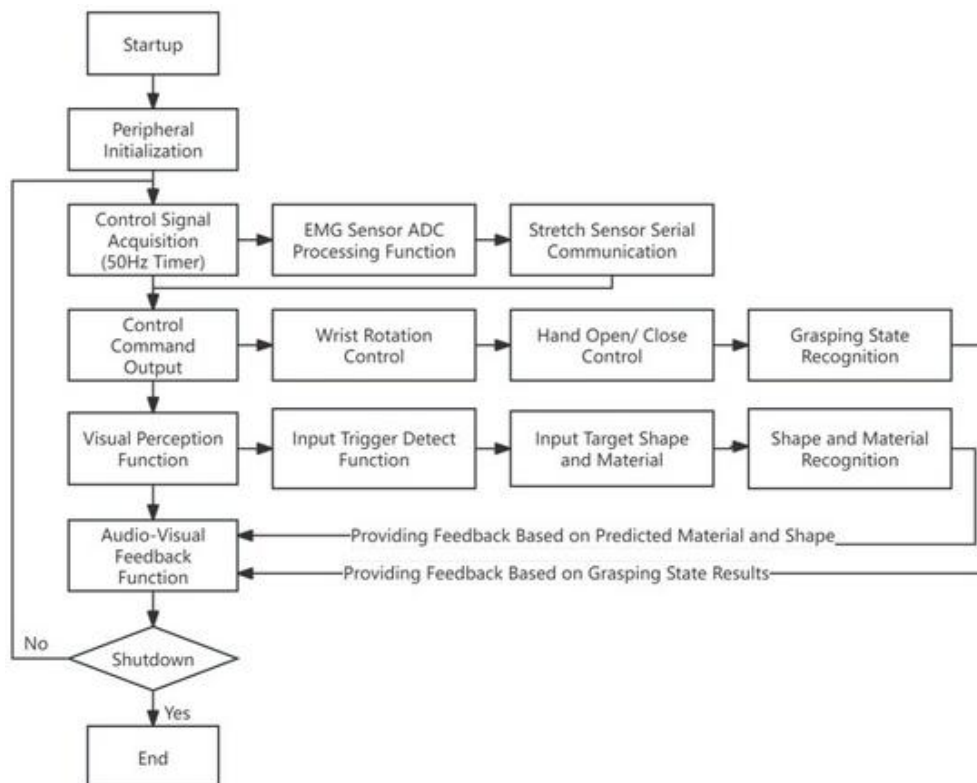


Рисунок 2.13 – Робочий процес розробки програмного забезпечення HANDSON hand .

Важливими показниками розроблюваного виробу є надійність, безвідмовність, довговічність, ремонтпридатність. Необхідно, щоб система була пристосована до підтримки та відновлення працездатності шляхом проведення технічного обслуговування та ремонту.

Для більш чіткого розуміння, необхідно розглянути методи управління, які використовуються впровадж 5 років для створення нових систем управління чи їх модернізації.

2.5 Висновки до 2 розділу

Проведено аналіз технологій протезів верхніх кінцівок, зокрема увагу приділено матеріалам, що використовуються для їх виготовлення, а також методам керування.

Серед останніх розглянуто способи на основі розширеної фізіологічної пропріоцепції, електроміографічних (ЕМГ) сигналів та інших біомедичних датчиків. Ці технології забезпечують більш точне, інтуїтивне керування протезом, наближене до природних рухів людини, а також підвищують загальну функціональність та комфорт використання.

У межах розробки системи реєстрації біосигналів з області кисті, що реалізується в проєкті HANDSON, створили технологічно й функціонально перспективне рішення, яке забезпечує ефективне зчитування фізіологічних параметрів людини. Завдяки використанню компактних сенсорів, сучасних методів обробки сигналів, розробили систему дозволяє для реєстрації біосигналів без суттєвого дискомфорту для користувача.

Проектна діяльність передбачала чіткий розподіл завдань між автономним пристроєм введення-виведення та персональним комп'ютером, що забезпечило оптимізацію обчислювальних операцій, зменшення затримок передачі даних та підвищення загальної ефективності системи. Такий підхід дозволяє гнучко адаптувати систему до різних медичних та біотехнічних задач, зокрема у сфері реабілітації, протезування та діагностики.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		44

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

На сьогоднішній день розрізняють декілька категорій застосування протезів, а саме:

- медицина (ортопедія, хірургія, неврологія, патофізіологія, психологія);
- наукові дослідження (розробка нових технологій або модернізація застарілих);
- військова структура (протезування поранених).

Кожна категорія переслідує свої цілі, проте вони мають спільну мету – зробити життя максимально комфортним, високотехнологічним та соціалізованим. Зараз технології такі, що навіть найсучасніші протези потребують особливого догляду через їх недоліки, але майбутній розвиток якраз і криється у вирішенні цих питань.

3.1 Порівняння технологій

В основі представлених технологій та методів закладені фундаментальні принципи: розімкнутого управління (без зворотнього зв'язку), зворотного зв'язку (за замкнутим контуром), компенсації.

- Адаптивні технології та методи управління.

Істотним недоліком методів управління є можливість «підлаштовуватися» під форму об'єкта, що схоплюється, і регулювати силу захопу. Ці недоліки можна усунути, застосувавши адаптивні технології управління. Наприклад, за допомогою пропорційного-інтегрального-диференціального регулятора, побудованого на нечіткій логіці, можна керувати силою захоплення штучної кисті.

В якості задаючого керуючого впливу використовується шукана величина сили захоплення, а управління відбувається за неузгодженістю між шуканою величиною і величиною на виході системи управління.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		45

Вхідні сигнали управління, отримані з масиву давачів, що складаються з п'єзорезистивних елементів і поміщених у приймальну гільзу протеза, використовуються для вивчення класифікатора ELM – Extreme Machine Learning. Очевидною перевагою адаптивних методів управління є здатність пристосовуватися до зовнішніх непостійних факторів, що діють на об'єкт управління.

- Інвазивні технології та методи управління

Більшість технологій сучасних систем заснована на неінвазивних методах. Але під час використання таких методів можливе багаторазове зростання завад у навколишньому середовищі через збільшення кількості електродів, використання бездротових технологій тощо. Такий метод також застосовується в управлінні протезами. Наприклад, оператор-носій одягає на голову портативну систему вимірювання ActiveTwo BioSemi, що містить 64 електроди. Отримані сигнали декодуються відповідно до розробленого алгоритму і в результаті отримуються значення швидкості руху приводів модулів ліктя, кисті, пальців руки .

- Саморозвиваючий метод управління технологіями

Прикладом методів управління із саморозвитком може стати використання ЕМГ-сигналів та спектроскопії у ближній інфрачервоній області (NIRS – Near-infrared spectroscopy). NIRS дозволяє спостерігати за оксигенацією та перфузією м'язів під час їх скорочень і ці дані є вихідними сигналами керування. Використання ЕМГ та NIRS допомагає точніше розпізнавати рух кінцівки.

- Метод управління технологіями з використанням доповненої реальності

В управлінні протезами руки можливе використання технологій доповненої реальності, які можуть допомогти оператору-носію навчитися швидко користуватися протезом (рисунок 3.1). Для управління всією системою оператор носить головний дисплей (HMD) із камерою.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		46

Віртуальний протез виконує схоплення віртуальних об'єктів, положення яких визначається за допомогою технологій розпізнавання зображень та координатних перетворень. Сам процес перетворення виконується з метою «відображення» віртуальних об'єктів у будь-якому положенні, що визначається за допомогою AR-маркерів.

Це дозволяє носіям максимально контролювати управління, підвищити точність та ефективність рухів.



Рисунок 3.1 – Блок-схема технологій системи управління з великою кількістю ступенів рухливості протезу

За допомогою сучасних електронних пакетів розроблено і попередньо досліджена конструкція кисті та обраного способу кріплення, а також кінематика кисті та пальців, способу керування ними (рисунок 3.2).

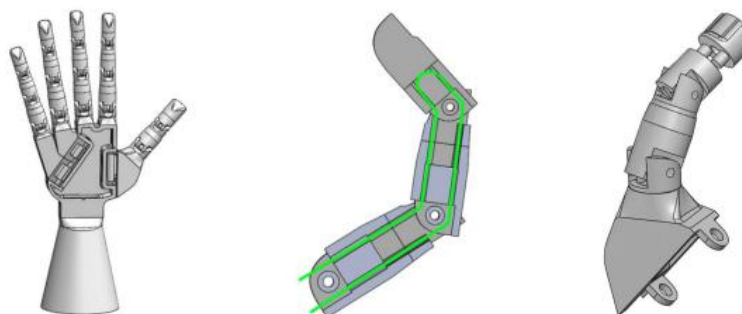


Рисунок 3.2 – 3D модель кисті і пальців

Розроблені елементи протезу досліджено на можливості переміщення та напруги (рисунок 3.3). За результатами дослідження розраховані та підібрані матеріали та розміри елементів.

За допомогою 3D принтера за розрахованими віртуальними моделями були виготовлені деталі макета кисті руки (рисунок 3.4), виготовлено з складанням макета .

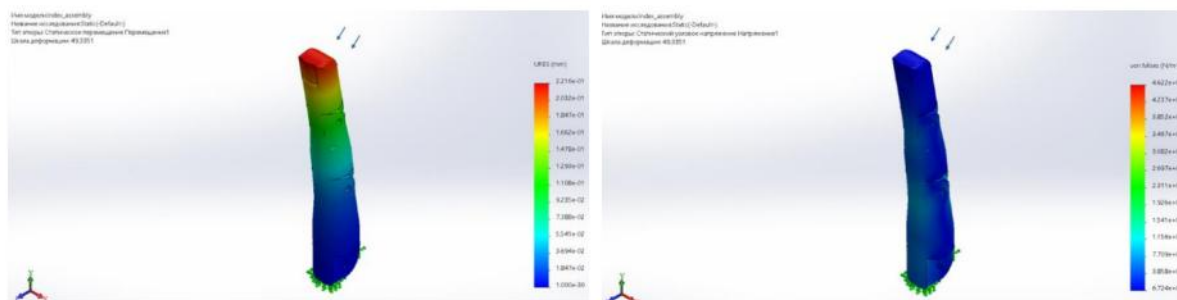


Рисунок 3.3 – Дослідження елементів конструкції

Здійснено техніко-економічне обґрунтування розробленого макет протеза кисті, в результаті якого отримано, що собівартість підсумкового розробленого продукту знижено на 31,8%, в порівнянні з аналогами і не поступається за технічними характеристиками та можливостям, при заданій системі технічного обслуговування. На базі розробленого макета може бути налагоджений промисловий випуск вітчизняних протезів верхніх кінцівок, який за своїм характеристикам не поступаються закордонним аналогам, а за собівартістю дешевше.



Рисунок 3.4 - Виготовлення деталей макету

3.2. Медико-технічні аспекти адаптації протеза до пацієнта

У сучасних умовах зростає увага до медичної реабілітації як невід'ємний компонент комплексу лікувально-профілактичних заходів. Медична реабілітація може бути розглянута як комплексний процес, мета якого - зведення до мінімуму функціональних наслідків при використанні протезу та їх негативних впливів на життя хворого, його родичів та доглядаючих осіб; хворого у всіх сферах життя, інтеграція його у суспільство. Визначення всіх видів допомоги, спрямованих на реалізацію цієї мети, стає очевидним, що реабілітація охоплює більшість аспектів допомоги хворому: від комплексного лікування в гострому періоді захворювання до підготовки хворого до виписки додому та забезпечення підтримки надалі.

Хворому потрібен комплексний реабілітаційний підхід, який спрямований не тільки на лікування первинної патології та усунення порушень при цьому порушень на всіх інтегративних рівнях функціонування організму, а й функціональну адаптацію до звичних до травм умов побуту, соціальну та професійну реабілітацію.

Ця мета зумовлює складність структури реабілітаційної служби, оскільки робить необхідним включення до неї медичного, психологічного, педагогічного, соціального та професійного аспектів. Умови проведення, обсяг, інтенсивність та тимчасові витрати для кожного з розділів лікування та реабілітації визначаються специфікою захворювання, особливостями перебігу, тяжкістю наслідків, ступенем інвалідизації, особистісними якостями хворого, ступенем його психологічного травматизації, соціальної та трудової дезадаптації, а також особливістю реакції на захворювання найближчого хворого оточення та родичів. Подібна багатоплановість наслідків захворювання передбачає, своєю чергою, створення спеціалізованих реабілітаційних служб, диференційованих залежно від етапу захворювання, обсягу медичних, соціально-психологічних, соціально-побутових та соціально-трудових завдань, що визначаються як можливостями хворого, так і культурними, зокрема. релігійними, традиціями суспільства.

На різних етапах реабілітаційна допомога може бути надана в неврологічних та нейрохірургічних відділеннях багатопрофільних ЛПЗ. Палатах ранньої нейрореабілітації профільних відділень, реабілітаційних відділеннях спеціалізованих або багатопрофільних ЛПЗ та реабілітаційних центрах, стаціонарі вдома (патронаж реабілітаційної бригади або окремих спеціалістів), у денному стаціонарі, кабінетах територіальних поліклінік, лікарсько-фізкультурних диспансерів, поліклінік відновного лікування, а також у курортних умовах (санаторії).



					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		50

Рисунок 3.5 - Приміщення реабілітаційного центру: а – коридор; ж –
палата для хворих.

Організаційною особливістю реабілітаційного процесу для хворих з протезами є правильне облаштування приміщень, призначених для перебування пацієнтів та проведення власне реабілітаційних заходів. Необхідно створення «безбар'єрного середовища», що забезпечує безперешкодне переміщення хворих, що включає достатню ширину коридорів, дверних прорізів, ліфтів; достатню площу палат, ванних кімнат для хворих, реабілітаційних кабінетів, приміщень для харчування хворих та приміщень для технічного обслуговування обладнання (рисунок 3.5); відсутність порогів (рисунок 3.6); наявність додаткових поручнів та відбійників на стінах; зручне розташування вимикачів, кнопок виклику, гучномовного зв'язку пацієнта з медичним персоналом; використання трапів для зливу води у ванних кімнатах, нековзна плитка; додаткові пристрої, що дозволяють підвищити безпеку експлуатації будівлі та обладнання особами з обмеженими можливостями (наявність фотоелементів, що реагують на рух, кнопки аварійної зупинки ліфтів, використання електропідйомників.



Рисунок 3.6 - Особливості підлоги реабілітаційного центру

Реабілітаційні заходи повинні проводитись у приміщеннях, що відповідають усім санітарно-гігієнічним та іншим нормативам. Обов'язковими є зали для індивідуальної кінезотерапії (один на 10-12 пацієнтів), басейн із

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		51

можливістю проведення гідрокінезотерапії, зал для механотерапії, зал для роботизованої механотерапії, зал для тренажерів, зал для тренінгу з біологічним зворотним зв'язком параметрами ЕНМГ, стабілізаторії та ін., приміщення для фізіотерапії, включаючи бальнеотерапію, приміщення для ерготерапії, працетерапії, психотерапії, соціальної реабілітації.

3.3 Оцінка ефективності системи за клінічними критеріями

Щоб подолати труднощі, було важливо вирішити численні технічні труднощі, пов'язані з протезом кисті, а також впровадити принципи проектування, орієнтовані на користувача. Встановили такі технічні критерії для покращення продуктивності:

- Вага протеза менше 1 кг – зменшення ваги мінімізувало втому користувача, що допомогло запобігти неправильним операціям, спричиненим змінами характеристик сигналу поверхневого електроміографа (сЕМГ).

Крім того, менша інерція протеза забезпечила плавніше та точніше керування під час роботи.

- Активне обертання зап'ястя та пасивне згинання зап'ястя – ці функції стосувалися завдань, що вимагають рухливості зап'ястя, таких як скручування лампочки або складання чашок.

- Максимальна сила стискання > 80 Н – забезпечувала здатність протеза справлятися із завданнями з високим навантаженням у змаганнях, такими як забивання цвяхів або витягування шпильок.

- Коефіцієнт розпізнавання форми/жорсткості об'єкта $\geq 85\%$ – забезпечувала ефективне виконання завдання «Тактичний мішок».

Системна структура кисті HANDSON показана на рисунку 3.7. Кисть інтегрувала кілька функціональних модулів для досягнення точного контролю та адаптивності. Протез кисті та зап'ястя, що приводяться в рух серводвигунами, служили основним елементом системи, забезпечуючи надійні та точні рухи.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		52

Оскільки наше технічне рішення вимагало керування двома активними суглобами, досягнення високої надійності обох суглобів за допомогою єдиного ЕМГ-керування було складнішим. Натхненні механізмами, керованими тілом, розробили стратегію керування з двома джерелами: використання джерела керування тілом, яке служить простішим та надійнішим керуючим сигналом, для відображення на керування відкриттям та закриттям протеза кисті, тоді як ЕМГ-сигнал відповідав за керування обертанням зап'ястя.

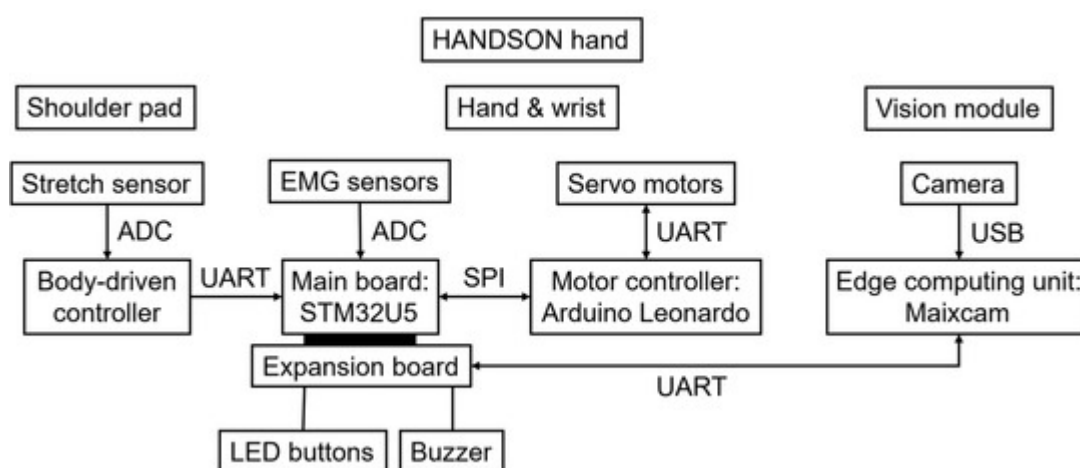


Рисунок 3.7. Схема з'єднань між компонентами HANDSON hand у його поточній ітерації. I2C – інтегральна схема; SPI – послідовний периферійний інтерфейс; UART – універсальний асинхронний приймач-передавач; USB – універсальна послідовна шина.

В результаті, носимий плечовий накладний чохол, оснащений датчиками розтягування, працював разом з контролером, керованим тілом, для моніторингу рухів плеча, перетворюючи їх на команди для керування відкриттям та закриттям протеза кисті. Міоелектрична система керування використовувала електроди, розміщені на залишку кінцівки, для захоплення сигналів активації м'язів, які оброблялися головним блоком керування (мікроконтролер серії STM32U5, STMicroelectronics Inc. Женева, Швейцарія) для забезпечення пропорційного керування обертанням зап'ястя.

Головний блок керування діяв як центральний вузол, інтегруючи дані з плечової накладки датчика руху та електродів, одночасно взаємодіючи з іншими компонентами, такими як контролер двигуна та плата розширення. Система також включала модуль зору, що складався з камери та модуля периферійних обчислень на основі штучного інтелекту (MaixCAM, Sipeed Inc. Шеньчжень, Китай), який обробляв візуальну інформацію для сприяння розпізнаванню об'єктів. Для взаємодії людини з машиною світлодіодні кнопки та зумер забезпечували інтуїтивний зворотний зв'язок та фундаментальний зв'язок між пілотом та системою.

Крім того, контролер двигуна, заснований на платі Arduino Leonardo, керував серводвигунами для рухів рук та зап'ястя, забезпечуючи точні реакції та регулювання сили. Нарешті, модуль батареї, літієва батарея ємністю 3200 мАг, що перезаряджається, забезпечував живлення всієї системи, забезпечуючи до 12 годин безперебійної та надійної роботи. Ця інтегрована та модульна конструкція покращила функціональність протеза, надійність керування та загальний користувацький досвід.

Щоб ще більше зменшити вагу протеза кисті, з металу були виготовлені лише компоненти передачі та частини захвату, що застосовують зусилля. Інші компоненти, такі як протезна гільза та зап'ястний суглоб, були цифровим способом змодельовані та виготовлені з використанням PLA-матеріалу за допомогою 3D-друку. Загальну вагу було зменшено до 900 г, що значно зменшило втому користувача та підвищило надійність керування. Конструкція також врахувала належне управління кабелями та забезпечила дотримання правил безпеки, що відповідають вимогам змагань. На рисунку 3.8 показано взаємозв'язок між цими ключовими моментами. Конкретні методи, що лежать в основі цих внесків, детально описані в наступному підрозділі. Порівняно з існуючими комерційними протезними виробами та іншими лабораторними прототипами команд-конкурентів, наші інновації та внески зосереджені на трьох ключових областях.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		54

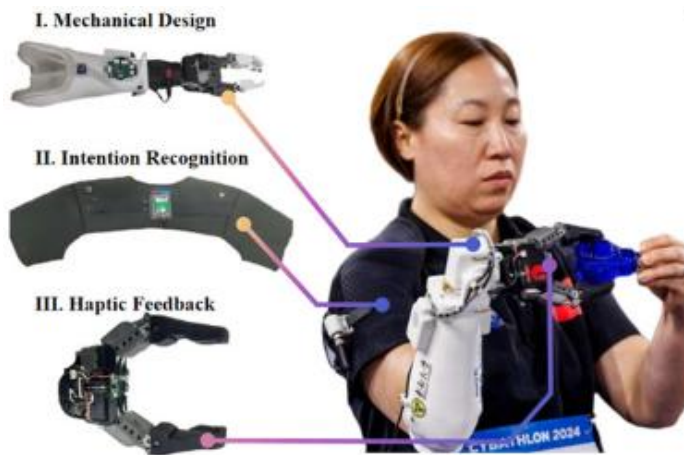


Рисунок 3.8 - Ключовий технологічний склад руки HANDSON.

На рисунку 3.9 показано поступове покращення часу виконання завдань, що відображає покращену інтеграцію людини та машини, досягнуту завдяки кумулятивному навчанню. Загальна тенденція демонструє значне скорочення часу виконання, що демонструє позитивний вплив постійного навчання. Подібно до кривої досліджень і розробок SoftHand Pro підкреслює синергію між протезною технологією та можливостями користувача, демонструючи потенціал ітеративного навчання для оптимізації продуктивності.

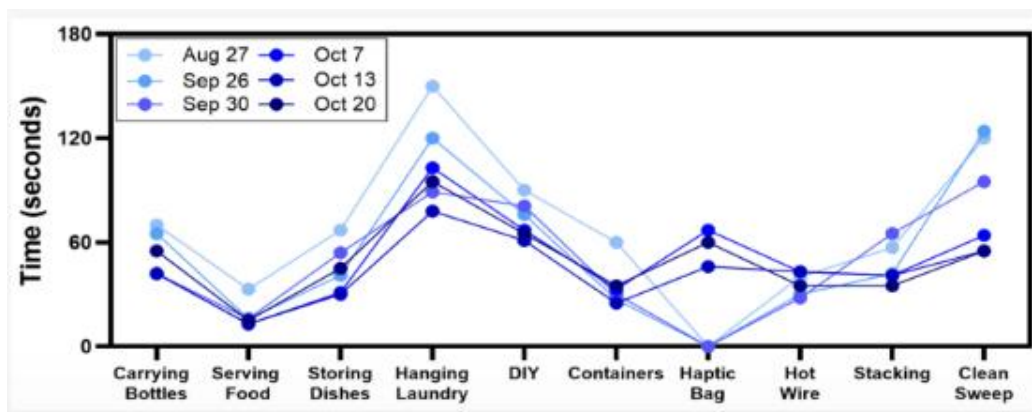


Рисунок 3.9 - Покращення продуктивності виконання завдань за допомогою протезів з часом.

Серед завдань «Чисте прибирання», «Тактичний мішок» та «Розвішування білизни» були найбільш трудомісткими та найменш послідовними для команди. Основними джерелами нестабільності були кульки, які потенційно зісковзували з тримача під час «Чистого прибирання», серйозне загострення зору цільовими об'єктами всередині жалюзі під час «Тактичного мішка» та потенційне вислизання блискавки з-під руки користувача під час «Розвішування білизни». Ці виклики вимагали від учасника розвитку кращої координації з протезом шляхом регулярних та ретельних тренувань.

На рисунку 3.10 показано подвійну мету навчального процесу: зниження рівня помилок у завданнях для покращення результатів та мінімізацію часу виконання завдань для досягнення ліміту часу забігу в 8 хвилин (480 с), як показано синьою пунктирною лінією. Під час початкових етапів тренувань (з 27 серпня по 7 жовтня) основна увага приділялася завершенню повного забігу, при цьому більший пріоритет надавався зниженню рівня помилок, що призвело до значного покращення результатів, незважаючи на те, що час виконання завдань перевищував ліміт часу. Після 7 жовтня, з введенням завдання «Тактичний мішок», акцент змістився на оптимізацію часу виконання завдань, забезпечуючи достатній розподіл часу для більш трудомістких та менш стабільних завдань, таких як «Тактичний мішок» та «Розвішування білизни». До 20 жовтня команда загалом досягла балансу між високими результатами та часом виконання завдань, близьким до порогу 480 с. Цей прогрес підкреслює стратегічне зміщення фокусу навчання, ефективно балансує точність та ефективність для оптимізації загальної продуктивності.

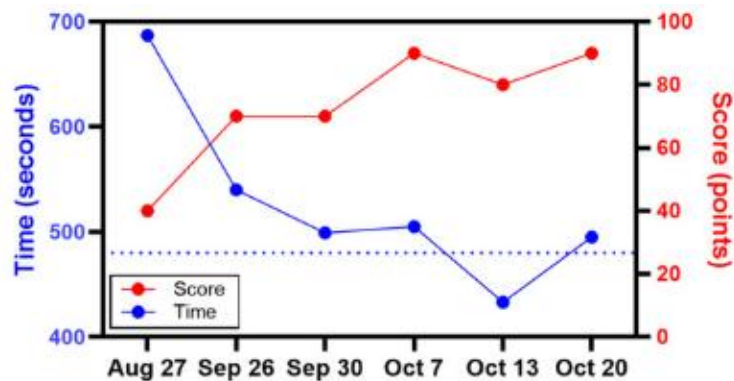


Рисунок 3.10 - Прогрес у балансуванні часу виконання завдання та оптимізації оцінки під час навчання (пунктирна лінія відповідає максимально дозволеному часу, тобто 480 секунд) .

Виняткова продуктивність протеза руки HANDSON демонструє важливість інтеграції орієнтованого на користувача дизайну з передовими технологіями для вирішення реальних викликів (рисунок 3.11).



(a) Challenge 2023



(b) Challenge 2024



(c) Edition 2024

Рисунок 3.11 - Навчання пілота в лабораторії для CYBATHLON .

Серед провідних світових розробників біонічних протезів виділяються такі компанії: Steeper (Великобританія), Ottobock (Німеччина), Endolite (Великобританія) та Össur (Ісландія). Ці підприємства активно займаються вдосконаленням технологій, спрямованих на підвищення функціональності та якості життя осіб з обмеженими можливостями. [16].

Внаслідок бойових дій в Україні функціонує значна кількість центрів протезування та реабілітації, а також спеціалізованих інститутів, які співпрацюють з відомими світовими брендами. Однак розвиток ринку біонічних протезів усе ще обмежений через низьку платоспроможність населення та сильну залежність цієї сфери від державної підтримки. Держава, у свою чергу, має обмежені можливості щодо забезпечення осіб з інвалідністю засобами реабілітації. Через це більшість інвалідів віддають перевагу доступним косметичним або механічним протезам, замість біоелектричних, в основному через їхню високу вартість.

Так, у цьому році український стартап Esper Bionics на міжнародній виставці споживчої електроніки CES 2022, що відбулася в Лас-Вегасі, представив свій роботизований протез руки, який викликав значний інтерес серед фахівців та широкого загалу. Це свідчить про наявність у країні потенціалу для створення конкурентоспроможних технологічних рішень у сфері біомедичної інженерії.(рисунок 3.12).



Рисунок 3.12 - Біонічний протез Esper Bionics

3.7 Висновки до 3 розділу

У розділі сформульовано концептуальний підхід до проектування високофункціонального біопротеза кисті, зорієнтованого на використання сучасних технологій обробки біосигналів, штучного інтелекту та безпроводного зв'язку. Запропонована концепція передбачає комплексне рішення, що охоплює етапи збору даних за допомогою активних ЕМГ-електродів, їх обробку, передачу між функціональними вузлами протеза та інтелектуальним пристроєм користувача (комп'ютером або смартфоном), а також реалізацію самонавчання системи в процесі експлуатації. Технічне рішення вимагало керування двома активними суглобами, досягнення високої надійності обох суглобів за допомогою єдиного ЕМГ-керування було складнішим

Натхненні механізмами, керованими тілом, розробили стратегію керування з двома джерелами: використання джерела керування тілом, яке служить простішим та надійнішим керуючим сигналом, для відображення на керування відкриттям та закриттям протеза кисті, тоді як ЕМГ-сигнал відповідав за керування обертанням зап'ястя.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		59

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Охорона праці при реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки

Задача охорони праці – звести до мінімуму ймовірність ураження під дією небезпечного виробничого фактора чи захворювання під дією шкідливого виробничого фактора з одночасним забезпеченням комфортних умов праці при максимальній продуктивності праці.

У процесі розробки системи реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки особливу увагу приділяла питанням охорони праці, що передбачає створення безпечних умов для працівників, дотримання нормативних документів у галузі техніки безпеки, електробезпеки, санітарії та гігієни праці. Розробка таких систем може включати як лабораторні випробування з використанням електронного обладнання, так і безпосередній контакт із людиною, що вимагає підвищеного рівня безпеки.

Залежно від способу захисту обслуговуючого персоналу від удару електричним струмом блок живлення можна віднести до I або II класу відповідно до діючого стандарту. Згідно з чинним законодавством роботодавець зобов'язаний створити на робочому місці в кожному структурному підрозділі належні умови праці відповідно до нормативно-правових актів, а також забезпечити дотримання вимог законодавства щодо прав працівників з охорони праці.

На роботах із шкідливими і небезпечними умовами праці, а також на роботах, пов'язаних із забрудненням або несприятливими метеорологічними умовами, роботодавець зобов'язаний видати безплатно за встановленими нормами спеціальний одяг, спеціальне взуття та інші засоби індивідуального захисту, а також мийні та знешкоджуючі засоби (ст. 8 Закону).

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		60

Правила техніки безпеки при реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки:

- при підозрі на несправність під час підготовки блоку до роботи
- необхідно відключити його від мережі електроживлення (знеструмити);

- Несправний блок категорично забороняється експлуатувати. Підозріння на несправність виникає із-за виникнення підозрілих шумів, тріску, запахів і тому подібне.

- заземлення на труби опалювання і водопроводу не можна вважати задовільним, оскільки завжди є вірогідність, що в іншому приміщенні на цю ж

- трубу заземлений блок із значним витоком струму, який може поширитися на

- пацієнта і обслуговуючий апаратуру персонал;
- заміна патронів, вилок і інших з'єднувачів повинна робитися лише фахівцями, хоча на перший погляд робота здається дуже простою.
- Інструкція з експлуатації протезу кисті руки на тяговій основі:
- не встановлювати протез без ознайомлення з інструкцією;
- перед використанням оглянути конструкцію на відсутність видимих пошкоджень;
- В разі виявлення несправності і/або пошкодження механізму протезу чи його складових ви маєте звернутися до інженера з обслуговування даного протезу та повідомити про несправність.

Надання першої медичної допомоги при електроударах

Першу допомогу потерпілому від удару електричним струмом потрібно надавати максимально швидко і правильно:

1. Звільнення потерпілого від дії струму:

- негайно вимкнути живлення (відключити рубильник, витягти вилку з розетки, вимкнути автомат);

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		61

-якщо вимкнути струм неможливо, відтягнути потерпілого від джерела, використовуючи сухі дерев'яні предмети, ізольовані рукавички, одяг (але не металеві предмети!);

-не торкайтеся потерпілого голими руками, поки він перебуває під напругою!;

- при напрузі в мережі вище 1000 В слід надіти діелектричні рукавички і боти, діяти ізолюючою штангою або виробити замикання дротів закоротко, накинувши на них гнучкий дріт, що має чималий перетин, аби не перегорів при виникненні струму короткого замикання;

2. Оцінка стану постраждалого:

- перевірити свідомість (покликати, злегка струсити).

-перевірити наявність дихання.

-перевірити пульс (на сонній артерії на шиї).

3. Надання допомоги:

- якщо потерпілий у свідомості: укласти в зручне положення, заспокоїти, забезпечити доступ повітря, викликати швидку.

- якщо немає дихання чи пульсу — розпочати серцево-легеневу реанімацію (СЛР):

- натиснення на грудну клітку (100–120 разів на хвилину, глибина — 5–6 см).

- чергувати 30 натискань і 2 вдихи.

- продовжувати до прибуття медиків або відновлення дихання/пульсу.

4. Не доторкатися до електроприладів або місць контакту без впевненості у їх безпеці.

5. Не залишати потерпілого без нагляду до прибуття лікарів.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
						62
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

4.2 Допомога при перелому кисті руки

Перелом кисті — це серйозна травма, яка вимагає своєчасної і правильної допомоги. Неправильні дії можуть ускладнити стан і спричинити неправильне зрощення кісток.

Під переломом кисті руки розуміють деформацію п'ясткових кісток, кісток зап'ястя, а також дистальних відділів променевої та ліктьової кісток, які формують променево-зап'ястковий суглоб. Ці області руки найбільше схильні до травм та переломів, що обумовлено їх анатомічним розташуванням та підвищеними навантаженнями при заняттях спортом та в повсякденному житті. До групи ризику травми входять жінки та люди похилого віку через нестачу кальцію в організмі та крихкість кісток. Неправильне та несвоєчасне лікування може призвести до хронічних болів, розвитку артрозу, часткової або повної нерухомості суглоба. Тому при переломі п'ясткової кістки та зап'ястя невідкладно приходьте на консультацію ортопеда-травматолога.

Допомога при переломі:

1. Оцінити стан потерпілого

- попросіть людину не рухати рукою;
- перевірте наявність таких ознак: біль, набряк, деформація, гематома, втрата рухливості пальців;

2. Знерухомити руку

- не намагайтеся виправляти положення кисті або пальців;
- зафіксуйте руку в тому положенні, в якому вона перебуває;
- використовуйте будь-який твердий предмет (лінійку, дощечку, згорнутий журнал, щільний картон) як шину;
- обережно прибинтуйте шину до руки бинтом або тканиною.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
						63
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3. Забезпечити підвісне положення руки

- підвісьте руку на косинку, хустку або шарф так, щоб вона була зігнута в лікті і кисть розташовувалась трохи вище рівня серця;
- це зменшить приплив крові до зони травми та зменшить набряк.

4. Прикласти холод

- прикладіть лід або холодний компрес до травмованої зони через тканину;
- це допоможе зменшити біль і запалення;
- тримайте не більше 15–20 хвилин з перервами.

5. Не давати їсти або пити (у разі ймовірної операції)

- якщо травма серйозна, можлива необхідність хірургічного втручання, тому краще утриматись від їжі до огляду лікаря.

6. Якнайшвидше доставити до медичного закладу

- обов'язково зверніться до лікаря для:
 - Рентгенологічного обстеження;
 - Накладання гіпсу або іншої фіксації;
 - Отримання знеболювальних чи інших препаратів.

4.3 Висновки до розділу 4

В розділі розглянуто описано заходи техніки безпеки при реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки та допомогу при переломі кисті руки.

Конструкція даного приладу, в цілому, не є небезпечною, проте за неправильної експлуатації можливо травмуватися її механічною частиною та завдати негативного впливу з боку біологічних факторів.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		64

ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі розглянуто технології протезування і автоматизованого управління електроприводом протеза кисті руки, а саме проведено: аналіз методів управління протезами верхніх кінцівок та області їх застосування. Було обрано метод управління системою управління, а саме нейроінтерфейс.

Проектна діяльність передбачала чіткий розподіл завдань між автономним пристроєм введення-виведення та персональним комп'ютером, що забезпечило оптимізацію обчислювальних операцій, зменшення затримок передачі даних та підвищення загальної ефективності системи. Такий підхід дозволяє гнучко адаптувати систему до різних медичних та біотехнічних задач, зокрема у сфері реабілітації, протезування та діагностики.

Проаналізовано клінічне значення порушень рухової функції верхніх кінцівок, що може виникати при травмах, захворюваннях периферичної та центральної нервової системи, а також при м'язово-скелетних патологіях.

Найбільш ефективними та перспективними методами управління вважаються метод із розширеним зворотним зв'язком та адаптивний метод, оскільки вони забезпечують здатність активно реагувати на зміни в зовнішньому середовищі та властивості об'єкта управління.

Розроблено стратегію керування з двома джерелами: використання джерела керування тілом, яке служить простішим та надійнішим керуючим сигналом, для відображення на керування відкриттям та закриттям протеза кисті, тоді як ЕМГ-сигнал відповідав за керування обертанням зап'ястя.

Розроблено анатомічні аспекти для подальшої розробки системи управління протеза руки HANDSON, проведено аналіз біомехатронічних можливостей рухомого апарату руки.

					КРБ 163.22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		65

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Parts of hand. Available at fairview.org/patient-education/82381.
2. Lin JD, Karl JW, Strauch RJ. Trapeziometacarpal joint stability: the evolving importance of the dorsal ligaments. Clin Orthop Relat Res. 2014; 472(4):1138-45.
3. Craig SM. Anatomy of the joints of the fingers. Hand Clin. 1992; 8(4):693-700.
4. Leibovic SJ, Bowers WH. Anatomy of the proximal interphalangeal joint. Hand Clin. 1994;10(2):169-78.
5. Dumont C, Albus G, Kubein-Meesenburg D, et al. Morphology of the interphalangeal joint surface and its functional relevance. J Hand Surg Am. 2008;33(1):9-18.
6. Hurlbut PT, Adams BD. Analysis of finger extensor mechanism strains. J Hand Surg Am. 1995;20(5):832-40.
7. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 57 с.
8. Imaeda T, An KA, Cooney 3rd WP. Functional anatomy and biomechanics of the thumb. Hand Clin. 1992;8(1):9-15.
9. Ladd AL, Lee J, Hagert E. Macroscopic and microscopic analysis of the thumb carpometacarpal ligaments: a cadaveric study of ligament anatomy and histology. J Bone Joint Surg Am. 2012; 94(16):1468-77.
10. Masiero S, Carraro U. Rehabilitation Medicine for Elderly Patients. Springer International Publishing; 2018.
11. Clayton, W. and Elasy, T.A. (2009). A Review of Pathophysiology, Classification, and Treatment of Foot Ulcers in Diabetic Patients. Clinical Diabetes, Vol 27, no 2, pp 52-58.

					КРБ 22-153.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		66

12.. Loucas CA, Brand SR, Bedoya SZ, Muriel AC, Wiener L. Preparing youth with cancer for amputation: A systematic review. Journal of psychosocial oncology. 2017 Jul 4;35(4):483-93.

13. Kaastad TS, Tveter AT, Steen H, Holm I. Physical function and health-related quality of life in young adults with unilateral congenital lower-limb deficiencies. Journal of children's orthopaedics. 2017 Oct;11(5):348-5

14..Введення аналогових сигналів. 2019.
URL:<https://studfile.net/preview/7786751/page:56/> (дата звернення: 16.05.2025).

15. Конспект лекцій з навчальної дисципліни
«ІНФОРМАЦІЙНОКОМП'ЮТЕРНІ СИСТЕМИ В АВТОМАТИЗОВАНОМУ
УПРАВЛІННІ ТЕХНОЛОГІЧНИМИ ПРОЦЕСАМИ»
URL:https://learn.ztu.edu.ua/pluginfile.php/46309/mod_resource/content/.pdf(дата
звернення: 16.05.2025).

16. Rozeman LB, Cleton-Jansen AM, Hogendoorn PC. Pathology of primary malignant bone and cartilage tumours. International orthopaedics. 2006 Dec;30(6):437-44.

17. Calder P, Shaw S, Roberts A, Tennant S, Sedki I, Hanspal R, Eastwood D. A comparison of functional outcome between amputation and extension prosthesis in the treatment of congenital absence of the fibula with severe limb deformity. Journal of children's orthopaedics. 2017 Aug 1;11(4):318-25.

18.. Бортник Г.Г., Кичак В.М., Стальченко О.В. Засоби оргтехніки.
URL:https://web.posibnyky.vntu.edu.ua/firen/9bortnyk_zasoby_orgtehniky/44.html .

19. Когут І, Маринич В, Бекар С. Стан та перспективи застосування протезних систем у адаптивній фізичній культурі. Теорія і методика фізичного виховання і спорту. 2019;2: 50-56 DOI:10.32652/tmfvs.2019.2.50-56

20. Guo W. et al. Toward an enhanced human-machine interface for upper-limb prosthesis control with combined EMG and NIRS signals // IEEE Transactions on Human-Machine Systems. 2017. V. 47. N4. P. 564–575. doi: 10.1109/THMS.2016.2641389.

					КРБ 22-153.001 ПЗ	Арк.
						67
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТКИ

Додаток А

Алгоритм управління кистю протеза



					КРБ 163.22-153.001			
Змн.	Арк.	№ документа	Підпис	Дата	Система реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки			
Розроб.		Волковська С.В.						
Перевір.		Дедів Л.Є.						
Консультант								
Н. Контр.		Хвостівський М.О.						
Затверд.		Яворська Є.Б.			ТНТУ, гр. РБЗс-41			
					69			

Додаток Б. Алгоритм управління пальцями протеза



					КРБ 163.22-153.001			
Змн.	Арк.	№ документа	Підпис	Дата	Система реєстрації біосигналів для біонічного протеза кисті руки			
Розроб.		Волковська Є.В.						
Перевір.		Дедів Л.Є.						
Консультант								
Н. Контр.		Хвостівський М.О.						
Затверд.		Яворська Є.Б.			ТНТУ, гр. РБЗс-41			
					70			