НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії

До захисту допущено:
Завідувач кафедри
_____ Владислав ШЛИКОВ
«___»_____2023 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
на тему: «3-D модель короткого кріплення для біомеханічного протезу кисті у дітей на основі прогностичної моделі»

Виконала:
студентка IV курсу групи БМ-92
Коровкіна Василиса Іванівна _____

Керівник:
к.т.н., доцент кафедри БМІ
Білошицька Оксана Костянтинівна _____

Консультант з охорони праці:
к.т.н., доцент кафедри ОППЦБ
Демчук Гліб Вікторович _____

Рецензент:
Асистент кафедри ББЗЛ
Сніцар Євген Вікторович _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.
Студентка _____

Київ – 2023 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)
Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»
Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ Владислав ШЛИКОВ
«___»_____20__ р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студентці
Коровкіної Василиси Іванівни

1. Тема роботи «3-D модель короткого кріплення для біомеханічного протезу кисті у дітей на основі прогностичної моделі», керівник роботи Білошицька Оксана Костянтинівна, к.т.н., доцент кафедри біомедичної інженерії, затверджені наказом по університету від « 31» травня 2023 р. № 2106-с

2. Термін подання студенткою роботи «9» червня 2023 р.

3. Вихідні дані до роботи: база даних антропометричних вимірів дітей, програмне забезпечення IBM SPSS Statistic, програмне забезпечення SolidWorks.

4. Зміст роботи: проведення аналізу існуючих математичних моделей, які використовуються для дитячого протезування верхніх кінцівок; проведення аналізу існуючих кріплень між протезом кисті та куксоприймачем; визначення основних параметрів протезів верхньої кінцівки, які будуть використані при математичному моделюванні та 3D моделюванні; побудова прогностичної математичної моделі основних параметрів протезу верхньої кінцівки дитини; розробка 3D моделі короткого кріплення для біомеханічного протезу кисті у дітей.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: презентація у форматі MS Power Point.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	Демчук Г.В., к.т.н., доцент кафедри ОППЦБ		

7. Дата видачі завдання 5 квітня 2023 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання на ДР	Квітень 2023 р.	
2	Огляд літературних джерел	Квітень-травень 2023 р.	
3	Аналіз поставлених задач	Квітень 2023 р.	
4	Пошук бази даних	Квітень 2023 р.	
5	Побудова прогностичних моделей	Квітень-травень 2023 р.	
6	Моделювання прототипу конектора на основі прогностичних моделей, аналіз конструкції	Травень 2023 р.	
7	Підготовка розділу ДР «Охорона праці та безпека у надзвичайних ситуаціях»	Квітень-травень 2023 р.	
8	Оформлення пояснювальної записки ДР	Травень 2023 р.	
9	Проходження нормконтролю по оформленню ДР	Червень 2023 р.	
10	Подання ДР для рецензування. Отримання рецензії та відгуку.	Червень 2023 р.	
12	Подання пакету документів по ДР до захисту в ЕК	Червень 2023 р.	
13	Захист ДР в ЕК	Червень 2023 р.	

Студентка Василиса КОРОВКІНА

Керівник Оксана БІЛОШИЦЬКА

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «3-D модель короткого кріплення для біомеханічного протезу кисті у дітей на основі прогностичної моделі».

Обсяг дипломної роботи становить 62 сторінок, в якому міститься 23 таблиці, 15 рисунків, 1 додаток. Загалом опрацьовано 21 джерело.

Актуальність. Після початку повномасштабного вторгнення росії в Україну 949 дітей отримали поранення різного ступеню тяжкості. Частина з цих дітей вже потребує протезування верхніх кінцівок. Після закінчення війни Україна стикнеться із проблемою невідпрацьованих боєприпасів, які частіше будуть уражати саме дітей, бо цікавість нового предмету може перевищити заборони батьків. Через це зросте кількість дитей, що потребують протезування кистей, а отже і новітніх розробок у сфері дитячого протезування.

Мета дипломної роботи: вдосконалення тривимірної моделі конектора для з'єднання протезу кисті дітей з куксоприймачем на основі прогностичної моделі.

Задачі дипломної роботи:

1. Провести аналіз існуючих математичних моделей, які використовуються для дитячого протезування верхніх кінцівок.
2. Провести аналіз існуючих кріплень між протезом кисті та куксоприймачем.
3. Визначити основні параметри протезів верхньої кінцівки, які будуть використані при математичному моделюванні та 3D моделюванні.
4. Побудувати прогностичну математичну модель основних параметрів протезу верхньої кінцівки дитини.
5. Розробити 3D модель короткого кріплення для біомеханічного протезу кисті у дітей.

Ключові слова: дитяче протезування, протези верхніх кінцівок, зап'ясткові конектори, прогностична математична модель, регресійний аналіз, дискримінантний аналіз, параметрична 3D модель.

SUMMARY

Subject of graduate work: "3-D model of a short fixation for a biomechanical children's prosthetic hand based on a prognostic model"

The volume of work is 62 pages, which contains 25 tables, 15 illustrations, 1 application. A total of 21 sources were processed.

Relevance. Since the beginning of Russia's full-scale invasion of Ukraine, 949 children have been injured with varying degrees of severity. Some of these children already require upper limb prosthetics. After the war ends, Ukraine will face the problem of unexploded ordnance, which will hit children more often, as the curiosity of a new subject may exceed the parents' prohibitions. As a result, the number of children in need of hand prosthetics will increase, and thus the need for the latest developments in the field of pediatric prosthetics will grow.

Objective: improvement of the three-dimensional model of the connector for joining a prosthetic hand of children with a stump receiver based on a prognostic model.

Tasks:

1. To analyze existing mathematical models used for pediatric upper limb prosthetics.
2. To analyze the existing fasteners between the prosthetic hand and the stump receiver.
3. To determine the main parameters of upper limb prostheses that will be used in mathematical modeling and 3D modeling.
4. To build a predictive mathematical model of the main parameters of the child's upper limb prosthesis.
5. To develop a 3D model of a short attachment for a biomechanical prosthetic hand in children.

Key words: pediatric prosthetics, upper limb prostheses, wrist connectors, prognostic mathematical model, regression analysis, discriminant analysis, parametric 3D model.

ЗМІСТ

ВСТУП

Дитяче протезування є доволі юною галуззю біомедичної інженерії. Це пов’язано із специфікою роботи педіатричних напрямків та малою кількістю споживачів порівняно з іншими напрямками. Але в результаті російсько-української війни, кількість дітей в Україні, що потребують протезування кінцівок значно виросла. Число постраждалих дітей, що отримали ураження внаслідок військових дій продовжуватиме зростати і після закінчення війни. Такі ураження будуть мати певну специфіку – може зрости кількість уражень від снарядів, які не розірвались. Такі снаряди діти можуть з цікавості взяти в руки, а ті, в свою чергу – детонувати. За рахунок значних пошкоджень кінцівок у дітей може зрости попит на дитячі протези кистей. Відповідно, галузь протезування має розвиватися, а інженери мають сконцентрувати увагу на вирішенні проблем цієї сфери.

Основними проблемами дитячого протезування в Україні є висока вартість продукту та тривалий термін виготовлення протезів.

Дитина, яка росте, ставить перед протезистом численні виклики. У дитини кукса не є статичною через постійний ріст. Зміни довжини та обхвату кінцівки, особливо в пікові роки росту, вимагають частого коригування та заміни протеза. Можливості розвитку дитини постійно змінюються і впливають на вибір компонентів та загальну конструкцію протеза. Для того щоб здешевити процес проєктування та пришвидшити роботу інженерів корисним буде створити математичну модель, яка буде описувати залежності розмірів ланок здорової руки дитини. Така модель допоможе дистанційно за кількома параметрами визначати необхідні розміри майбутнього протезу, скоротить час на прогнозування можливих розмірів протезів. Також, якщо інтегрувати дану модель у параметричну модель CAD-системи, можливо буде отримати програмний продукт, що пришвидшить процес програмного проєктування

дитячого протезу та скоротить час очікування пацієнта нового протезу.

Оскільки тема протезування кисті буде актуальною, то кріплення між культиприймачем та протезом кисті набуватиме актуальності одночасно. Оскільки даний елемент є необхідним вузлом зв'язку, то розвиток та покращення даного компонента пришвидшить виробництво протезів загалом, що є одним з важливих аспектів дитячого протезування.

Тема дипломної роботи: 3-D модель короткого кріплення для біомеханічного протезу кисті у дітей на основі прогностичної моделі.

Мета дипломної роботи: вдосконалення тривимірної моделі конектора для з'єднання протезу кисті дітей з куксоприймачем на основі прогностичної моделі.

Задачі дипломної роботи:

1. Провести аналіз існуючих математичних моделей, які використовуються для дитячого протезування верхніх кінцівок.
2. Провести аналіз існуючих кріплень між протезом кисті та куксоприймачем.
3. Визначити основні параметри протезів верхньої кінцівки, які будуть використані при математичному моделюванні та 3D моделюванні.
4. Побудувати прогностичну математичну модель основних параметрів протезу верхньої кінцівки дитини.
5. Розробити 3D модель короткого кріплення для біомеханічного протезу кисті у дітей.

РОЗДІЛ 1
ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Особливості дитячого протезування

Терапія протезування дитини має багато схожого з терапією протезування дорослої людини, але вона є більш складною і трудомісткою. Протезист має чітко знати протокол терапії протезування верхньої кінцівки та вміти його адаптувати під потреби дитини. За допомогою професійної терапії дитина може навчитися користуватися протезом без додаткової концетрації уваги на рухах, отримати навички послідовного грубого захвату та захвату пальцями, навчитися користуватися візуальним контактом та відчуттями положення протезу замість сенсорного зв'язку, інтегрувати бімануальні навички з правильною механікою тіла у буденне життя [1]. Але процес терапії починається з роботи із батьками, оскільки від їх рішень залежить темпи та ефективність реабілітації.

Одним з найважливіших питань, яке доводиться вирішувати батькам, чиї діти мають ваду верхньої кінцівки або її було ампутовано, є рішення про встановлення протезу, часу, коли це робити, та який тип протезу обрати. На цей вибір впливає сукупність факторів, зокрема рівень втрати кінцівки, стадія розвитку дитини, недоліки протезів, що відповідають віку дитини та інші. Також на рішення батьків впливає наявність довгострокових фізичних наслідків відсутності верхньої кінцівки. Наприклад, діти, в яких відсутня верхня кінцівка, мають більші ризики розвитку хронічного болю і синдрому перенапруження опорно-рухового апарату (або кумулятивний травматичний розлад, або повторне стресове пошкодження) [1]. У сучасній літературі відсутня стала думка щодо встановлення протезу верхньої кінцівки дитині малого віку. Такі дослідження важко порівнювати через різноманітність рівнів дефектів, типів протезів та інших змінних.

Більшість протезів верхньої кінцівки для дітей включають в себе кінцевий

пристрій, який має замінити відсутню кисть або пальці. Вибір конструкції протеза та його компонентів визначається багатьма факторами. Компоненти повинні відповідати віку розвитку дитини. Дітям потрібні довговічні пристрої, які не потребують особливого обслуговування, або прості в ремонті чи заміні в разі поломки. Необхідно також враховувати вартість, оскільки дитині знадобиться кілька пристроїв протягом дорослішання.

Звичайні міоелектричні протези рук повинні мати високу силу захоплення і міцність, тому багато з них виготовляються з металу. Оскільки протези для дітей повинні бути невеликими за розміром і легкими, то використання металу в конструкції збільшить вагу і буде обтяжливим для користувача. Тому у дитячому протезуванні набуло широкого використання полімерних матеріалів, які легші за метал. Нещодавня популяризація 3D-принтерів призвела до виробництва легких компонентів складної форми за низькими цінами. За допомогою таких технологій можливо розробити дитячі протези, вага яких не буде перевищувати 270 грам, а ціна буде менше 400 доларів США [2]. Важливість з раннього віку використовувати саме міоелектричні активні протези можна підтвердити тим, що діти, яким було встановлено міоелектричні протези до 2 років, мали кращі показники освоєння способів керування протезом [3]. Тобто, чим раніше встановлено протез, тим це більше сприяє розвитку правильної мускулатури, а також розвитку нервової системи малюка. Окрім того, протезування до 2 років сприяє швидшому прийняттю протеза дитиною та сприйняттю протезу як частину свого тіла.

Іншим важливим аспектом розвитку дитини є дрібна та велика моторика. Так, у дітей із вродженими вадами кінцівок спостерігається загальне погіршення великої моторики, оскільки рухи дрібної моторики ще можуть бути замінені рухами деформованої кінцівки, а великі рухи (наприклад, керування велосипедом) є складнішими для адаптації [4]. З віком дані моторні порушення стають дедалі помітнішими. Оскільки моторні звички в кожної дитини є індивідуальними, то спрогнозувати як сильно вплине відсутність протезування

з раннього віку на дитину ми не можемо. Такі порушення неодмінно впливають як і на перебіг реабілітації, так і на якість життя дитини. Саме тому, протезування з раннього віку допомогає уникнути негативних наслідків затримки розвитку великої моторики.

Для успішного протезування також важливо, щоб розуміння часу адаптації та типу пристрою співпадало з відповідною активністю розвитку мозку дитини.

Існує п’ять типів протезів верхньої кінцівки: пасивні, з живленням від тіла, з зовнішнім живленням (або міоелектричні), гібридні та спеціальні для певної активності. Кожен тип має свої особливості використання та обмеження. Для дорослих користувачів тип протезу обирається відповідно їх повсякдених потреб та особливостей образу життя. Для дітей такий підхід не буде ефективним.

У дослідженні, опублікованому в періодичному виданні «Journal of Prosthetics and Orthotics» [1], пропонується один з можливих варіантів схеми терапії дітей із вадами верхніх кінцівок. Так, для дітей від 6 місяців пропонується встановлення пасивного протезу з напівгнучким, пасивним кріпленням для рук. Такий протез дозволить малюку адаптуватися до пристрою на тілі, почати досліджувати рухи верхніх кінцівок у навколишньому середовищі, а також наявність на місці відсутньої руки протезу допоможе розвинути рівновагу при сидінні, з’єднувати руки разом для утримання великих предметів, повзати.

Для дітей віком від 12 до 18 місяців запропонований перехід до активних протезів. У даному віці мозок дитини створює рухові плани для кінцівок, щоб хапати предмети. Якщо на даному етапі почати інтеграцію активного протезу, то для мозку дитини буде просто побудувати відповідний руховий план для протезованої кінцівки, але для цього потрібен активний протез [1]. Активні протези можуть живитися від тіла (тягові) та від зовнішнього пристрою (міоелектричні). Система, що приводиться в рух тілом людини, потребує доволі

сильних зусиль та грубих рухів плечей та верхньої частини спини. Цей рух не є звичним та природнім, а також є енергозатратним. Немовлята та діти дошкільного віку не здатні виробляти необхідну силу для здійснення тривалого та ефективного захоплення [5]. Через втому, дискомфорт та можливий біль діти не здатні повноцінно контролювати протез із таким типом конструкції допоки не досягнуть віку 28-37 місяців [6]. Тому у даному віці рекомендовано обрати протез із міоелектричним типом живлення.

У віці від 2 до 3 років вважається доцільним перевести дитину з односайтового протезу (джерелом міоелектричних даних є один м’яз) до двосайтового контролю. Така система контролю реалізує пропорційне керування та дозволяє контролювати швидкість і силу стискання протезу. Також, у цьому віці вже може бути встановлений протез із живленням від тіла, але доцільність такого рішення має розглядатися в кожному випадку окремо [1].

Для дітей старше 3 років протези вже не мають радикальних обмежень, окрім розмірів та ваги. Але враховуючи особливість міоелектричних протезів, що вони є доволі вразливими для таких зовнішніх факторів, як пил, вода, бруд, то дітям з цього віку пропонується використовувати також спортивні протези. Такі протези не містять електродів, акумуляторів, двигунів, тож не є вразливими до води та бруду. Спортивні протези можуть бути доволі специфічними, але для дітей вони здебільшого призначенні для активних ігор надворі [1].

Враховуючи ці особливості протезування бачимо, що міолеоектричні протези для дітей актуальні у віці від 12 місяців. Тому розробка пристроїв та технологій, що покращать біонічне протезування для пацієнтів такого малого віку є вкрай важливою.

1.2 Антропометричні дані

Антропометричні дані є необхідною частиною проєктування протезів для дорослих і дітей. Вони надають інформацію про загальні розміри тіла, форму та структуру скелета, а також про розвиток скелета і м’яких тканин. Існує кілька методів і технік антропометричних вимірювань, розроблених з метою максимізації точності та повторюваності вимірювань. Однак антропометричні дані піддаються похибкам, таким як природні варіації, помилки при ідентифікації орієнтирів, положення та орієнтація інструменту, тиск на вимірювальний інструмент і т.д. Важливо враховувати, що точність і надійність антропометричних вимірювань залежать від застосовуваних методів. Загалом методи антропометричних вимірювань можна класифікувати на одновимірні (1D) прямі ручні вимірювання, двовимірні (2D) фотограмметричні методи і, в останні часи, тривимірні (3D) скануючі методи [7].

Протокол прямих вимірювань є простим і економічним методом, де традиційні інструменти використовуються для отримання одновимірних антропометричних даних, таких як відстані і окружності. Більшість досліджень з дизайну і виробництва для дітей і загальної популяції використовують цей метод збору даних. Однак, точність і узгодженість традиційних прямих вимірювань можуть бути піддані людським помилкам і варіаціям об’єкта, а також процес вимірювання може бути нудним і складним через необхідність повторних вимірювань. Традиційні методи також мають свої обмеження, такі як пошук орієнтирів на тілі, деформація шкіри через використання вимірювальних інструментів та підтримка стандартних поз під час вимірювань [7].

Інший метод збору антропометричних даних – це 2D фотограмметрія, де багатокамерні системи використовуються для отримання двовимірних зображень поверхні тіла. Ці методи були використані для проєктування робочих станцій для людей на інвалідних візках, рукавичок для терапії тиску та захисних рукавичок для пожежників. Хоча ці методи можуть бути вартісними,

зображення можуть бути під впливом різних факторів, таких як кількість зображень, кути огляду, спотворення об’єктива та освітлення [7].

Третій метод - це 3D сканування, яке використовується вже багато років. Він варіюється від ручного збору тривимірних орієнтирів тіла за допомогою спеціальних зондів або сенсорних систем до повного сканування поверхні тіла. Завдяки новим технологіям розміри тіла можна виміряти за допомогою 3D-сканування. Цей метод використовує передові оптоелектронні технології і складається з джерела світла, датчиків і контролера. 3D-сканери отримують кілька зображень поверхні тіла з різних кутів, які потім обробляються для створення тривимірних моделей. Антропометричні дані можуть бути отримані з цих моделей за допомогою комп’ютерних програм [7].

У німецькому дослідженні [8] на базі Charité Campus Virchow порівнювалась точність, час та комфортність методів досліджень антропометричних даних малюків за допомогоюлазерного сканера та мануальний метод. Для проведення всіх ручних вимірювань часу використовувався секундомір, який був запущений з моменту початку першої дії і зупинений після реєстрації останнього значення. Вимірювання мануальним методом проводилось за описом Фаркаса (рис.1.1). Вимірювання часу процедури сканування включало підготовку дитини, таку як накидання накидки та шапочки, а також фіксацію рефлекторних точок (рис.1.2). Час був зупинений в момент створення віртуальної моделі, коли на дисплеї програми було видно сигнал про закінчення вимірювання [8]. Також вимірювалась реакція дітей до початку процедури, під час та наприкінці та розподілялась на наступні категорії – дитина тиха, дитина не спокійна, плачуща дитина, дитина, яка кричить. В результаті дослідження деякі виміри мали достовірну різницю, один з вимірів мав високу точність співпадіння між досліджуваними методами. Процес вимірювання за допомогою методу сканування зайняв у середньому 579,6 с з мінімальним часом 323 с і максимальним часом 1034 с, тоді як за допомогою ручного антропометричного методу було задокументовано середній час 180,5 с

(мінімальний час 95 с; максимальний 330 с). Стосовно реакції дітей на дані дослідження, то суттєвої різниці не було виявлено [8].

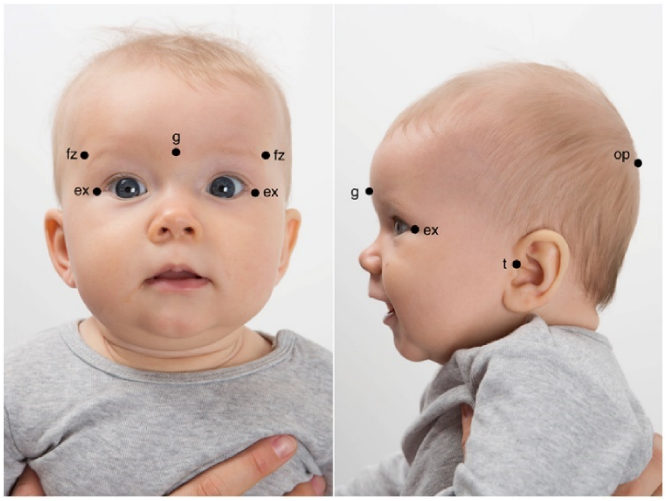


Рисунок 1.1 – Орієнтири метричних вимірювань, описані Фаркасом [8]

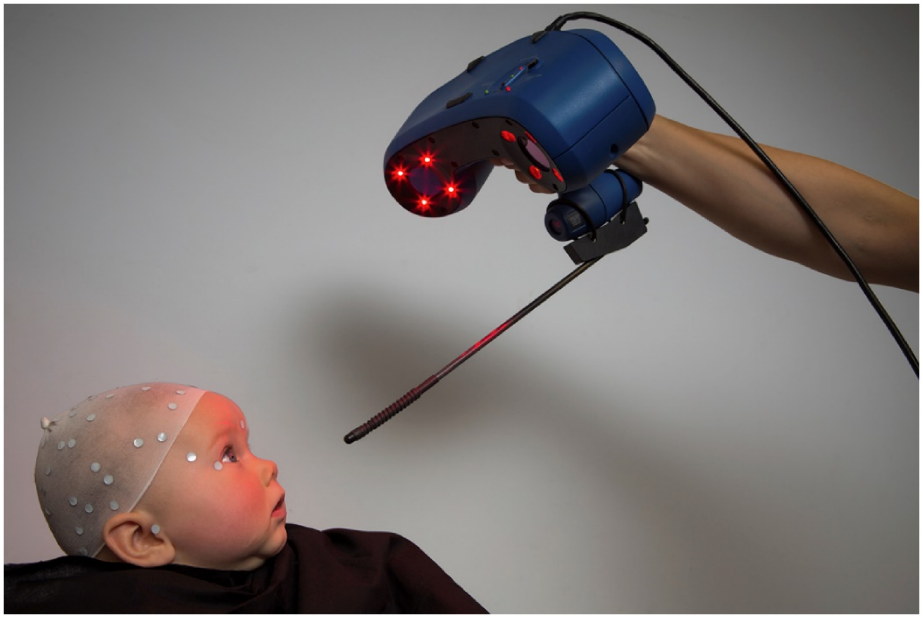


Рисунок 1.2 – 3D лазерне сканування [8]

Методи 3D-сканування та 2D-фотограмметрії дорожчими та потребують додаткового обладнання, в порівнянні із прямими вимірами. При цьому точність антропометричних даних прямим вімірюванням є близька до сучасних технологій та займає менше часу. Щоб уникнути додаткових витрат та здешевити процес проєктування дитячих протезів, пропонується використовувати математичне моделювання на основі антропометричних вимірів, отриманих методом прямих вимірювань.

1.3 Математичне моделювання в протезуванні

Математичне моделювання використовується в протезуванні кінцівок для покращення процесу проєктування, виготовлення та прилагодження протезів [9]. Одним з основних аспектів математичного моделювання є створення комп'ютерної моделі самої кінцівки. Ця модель враховує анатомічні особливості, механічні властивості тканин, а також рухові можливості кінцівки. Вона може бути створена на основі зображень з медичного сканування, таких як комп'ютерна томографія або магнітно-резонансна томографія, або за допомогою тривимірного сканування.

Математичне моделювання часто розглядається як попередня фаза розробки для протезів, тобто перед створенням керованого фізичного об'єкту. Оскільки людське тіло має складну структуру та форму, то створити математичну модель ланки тіла, є доволі складною проблемою [9]. Для створення математичних моделей корпусу в протезуванні (як і в багатьох інших сферах) використовуються CAD-системи. Ці системи дають можливість параметризувати геометрію та виконати інші інженерні задачі – естетичність та функціональність. Маючи таку модель протезу далі можна проводити дослідження навантажень, деформацій та зміщень, оцінити вагу майбутнього виробу [10] та при цьому змінити модель для іншого пацієнта є доволі простою задачею. Це також дозволяє виявити потенційні проблеми або недоліки у дизайні протезу та внести необхідні зміни для досягнення більш оптимальних результатів. Наприклад, можна випробувати різні матеріали, конструкції або механізми протезів і оцінити їх ефективність у віртуальному середовищі перед виготовленням фізичного протезу.

Прогностична математична модель антропометричних параметрів протезу дитячої руки є ще одним способом спростити процес створення протезу. Ця модель базується на взаємозв'язку між стандартними антропометричними вимірами, такими як зріст, вага, обхват талії, та

параметрами, необхідними для проєктування протезу. Вона дозволяє зменшити кількість потрібних вимірювань пацієнтів та отримувати дані дистанційно, що сприяє прискоренню процесу створення нових CAD-моделей та виробництва протезів в цілому.

В цілому, математичне моделювання в протезуванні кінцівок допомагає забезпечити більш точний та індивідуалізований підхід до пацієнтів, знижуючи час, витрати та складності процесу. Воно дозволяє протезам бути більш адаптованими до потреб і можливостей кожного пацієнта, покращуючи їх функціональність та комфорт.

1.4 Кріплення протезу кисті до культиприймача

Здатність виконувати бажане завдання і отримувати очікуваний результат для користувача протезами руки, тісно пов’язана із просторовою орієнтацією кінцевого елемента, тобто кисті. Для реалізації цього використовуються конектори між протезами та куксоприймачами, яким у сучасному дослідницькому суспільстві приділяється доволі мало уваги в порівнянні із розробками кистей рук [11]. Однак, дослідження показують, що збільшення мобільності зап’ястних конекторів може сприяти збільшенню активності самого протезу кисті більше, ніж просте збільшення спритності протезу [12]. Це можна пояснити тим, що анатомічно зап’ястя має 3 ступені свободи та приймає участь у більшості стандартних рухах захоплення предметів, жестів та інших. При цьому рухливість даного суглобу є доволі значною в кожному напрямку, а саме максимальні діапазони рухів зазвичай знаходяться в межах 76°/85°, 75°/75° та 20°/45° для пронації/супінації, згинання/розгинання та променевої/ліктьової девіації відповідно (рис. 1.3).

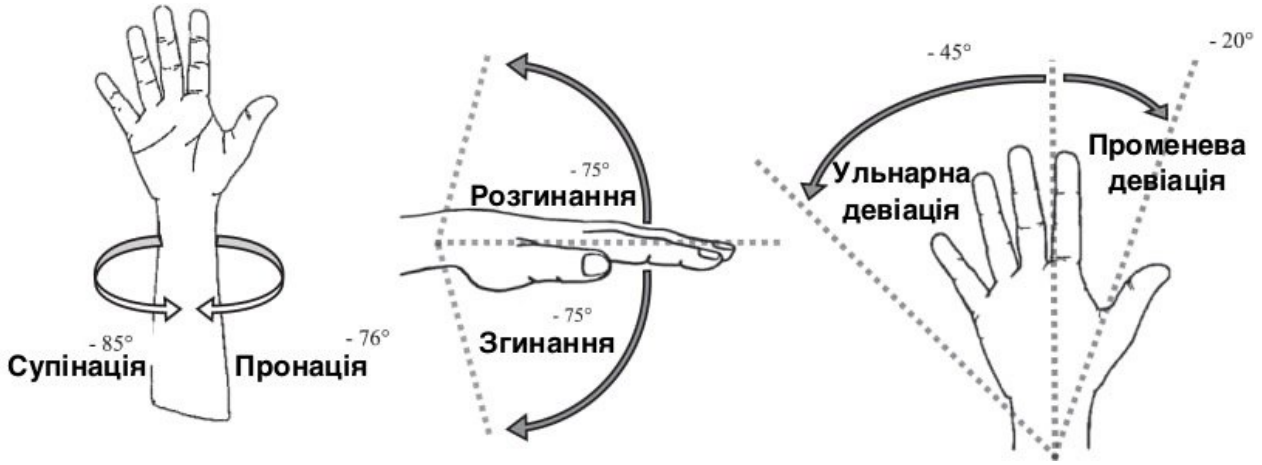


Рисунок 1.3 – Ступені свободи людського зап’ястку та їх діапазони, показані з нейтральними положеннями [12]

Більшість сучасних протезів використовують зап’ястні конектори, що можуть лише обертатися (пасивно чи за допомогою міоелектричного сигналу), тобто мають лише 1 ступінь свободи. Хоча на ринку представлені протези із більшою кількістю ступенів свободи та дозволяють пасивно виконувати такі рухи як згинання/розгинання та радіальне/ульнарне відхилення, але їх внесок в фукнціональність та вплив на комфорт користування є малодосліджуваним.

Важливо зазначити, що малорухливість зап’ястку, є однією з причин розвитку компенсаторних патернів руху. Нездатність повернути робочу поверхню протезу у потрібне положення локалізовано, призводить до появи додаткових рухів плеча, передпліччя та тулуба. Ці компенсаторні рухи можуть призвести до скарг на опорно-руховий апарат або травм від надмірної перенапруги. Однак, достовірних відмінностей між статичним та гнучким станом зап’ясткового конектора в дослідженнях не було підтверджено. [11]

Наразі існує декілька видів зап’ястних з’єднань. Перш за все, є пасивні з’єднання, в яких для переорієнтації протезу використовуються зовнішні сили і моменти. Такі пристрої, як правило, зчленовуються користувачем вручну між протезом та куксоприймачем. Для регулювання положення необхідно використовувати здорову руку, але також можуть бути випадкові ненавмисні фіксації в процесі експлуатації [12].

Наступними є конектори, що живляться від тіла людини. Такі конектори

приводяться в дію за допомогою руху тіла та впливають на положення кисті, використовуючи рухи і сили, що генеруються в інших частинах тіла користувача. Зазвичай ця схема включає кабель Боудена, який з'єднує зап'ястя або кінцевий ефектор з плечовим ременем (або, в останній час, з шкірними анкерними пластиками). Коли користувач рухає плечем відносно руки, сила передається вздовж кабелю і приводить до руху протезу [12].

Найбільш сучасними є зап'ястя з активним приводом. Вони використовують приводи з електроприводом для генерування руху кінцевого ефектора. Ці системи часто використовують електродвигуни, але також можуть бути пневматичними або гідравлічними. У даному випадку зап'ястя вважається активним тільки тоді, коли привід викликає рух кінцевого ефектора або кінцевого пристрою. Таким чином, зап'ястя з активним приводом відрізняється від зап'ястя з пасивним приводом, оскільки воно може самостійно генерувати рух [12].

Пасивні зап'ястя з однією ступенню свободи були найпоширенішими пристроями для даних задач останні 75 років, головним чином через їх компактність, механчну простоту і малу вагу. Самі ці переваги і цікавлять нас у даній роботі, оскількі необхідним для вирішення є проблема фіксації дитячих протезів за умови ампутації на рівні зап'ястка. За таких умов, конектор має бути:

- функціональним, щоб уникнути компенсаторних рухів;
- коротким, щоб не подовжувати передпліччя та руку в цілому (може призвести до погіршення функцій бімануального захвату великих об'єктів);
- мати малу вагу, щоб не обтяжувати та не впливати на пропорційність протезу вазі дитини, механіку рухів.

Пасивні пристрої можна умовно розділити на дві категорії: ротари та флексори. Ротари служать для пронації або кочення термінального пристрою (протезу кисті) вздовж вісі передпліччя, тоді як флексори згинають або нахиляють термінальні пристрої [12].

Для запобігання небажаним рухам, пов’язаним з зап’ястковими конекторами, таким як ревматизм та інші негативні наслідки, а також для забезпечення міцного і стабільного захоплення, вони часто оснащені фрикційними муфтами або механізмами блокування. Перші використовують взаємне тертя між компонентами, а другі включають підпружинені фіксатори, штифти або кнопки, які фіксують з’єднання в обмеженому числі дискретних кутів. Дійсно, пружні елементи, такі як пружини кручення, можуть використовуватися для повернення зап’ястя у попередньо визначене положення спокою після зняття зовнішнього навантаження [13].

Висновки до розділу 1

У даному розділі було розглянуто особливості дитячого протезування – швидкий темп росту, нюанси вибору протезу в залежності від віку дитини, її етапу розвитку. У віці від 1 року до 1,5 роки пропонуються активні міоелектричні протези, бо дитини не здатна ще розвити потрібну силу, щоб активувати хвати на пасивному протезі.

Також, оглянуто методи вимірювання тіла людини та порівняно на прикладі німецького дослідження ефекивність використання 3D сканера та мануального вимірювання. Було розібрано сферу використання математичного моделювання в протезуванні та обгрунтовано доцільність використання даного підходу у сучасних розробках.

У розділі було описано особливості зап’ясних кріплень, наведено наслідки відсутності їх у конструкції та обгрунтовано вибір пасивного ротарного конектора.

РОЗДІЛ 2
МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1 Матеріали дослідження

Для проведеного дослідження було обрано базу антропометричних даних дітей, розроблену на базі Університету Мічігану [14] (табл. 2.1, рис. 2.1).

Таблиця 2.1 – Характеристики бази даних

Кількість досліджуваних	1184
Вік досліджуваних	2 роки – 18 років
Стать досліджуваних (співвідношення)	606 (хлопці) 578 (дівчата)
Основні антропометричні дані	● Зріст ● Вага
Антропометричні дані для моделі протезу	● Ширина плечей ● Біокроміальна ширина ● Довжина плеча ● Акроміальна променева довжина ● Окружність плеча ● Довжина ліктя ● Довжина променевої кістки ● Окружність передпліччя ● Довжина долоні ● Ширина долоні

Основні антропометричні дані, які можуть бути необхідними для побудови протезу руки, включають наступні параметри:

1. Довжина руки: Вимірюється від плечового суглоба до кінчика пальця.

2. Обхват зап’ястя.

3. Довжини окремих кісток руки: Вимірюються довжини окремих кісток, таких як плечова, ліктьова, променева та кістки кисті. Ці дані допомагають визначити розмір і пропорції протезу.

4. Обхват кисті: Вимірюється навколо найширшої частини кисті для визначення розміру протезу та його прилягання до кисті.

5. Довжина та обхват пальців: Вимірюються довжини та обхват кожного пальця окремо. Ці дані необхідні для вирішення питань щодо розміру, форми та положення протезних пальців.

6. Ширина долоні: Вимірюється ширина долоні на рівні кісток зап’ястя, що дозволяє врахувати простір для розташування протезу на долоні.

7. Кутові параметри: Деякі антропометричні дані можуть включати кутові параметри, такі як кути суглобів або нахил долоні. Ці дані можуть бути важливими для належного позиціонування та функціонування протезу.

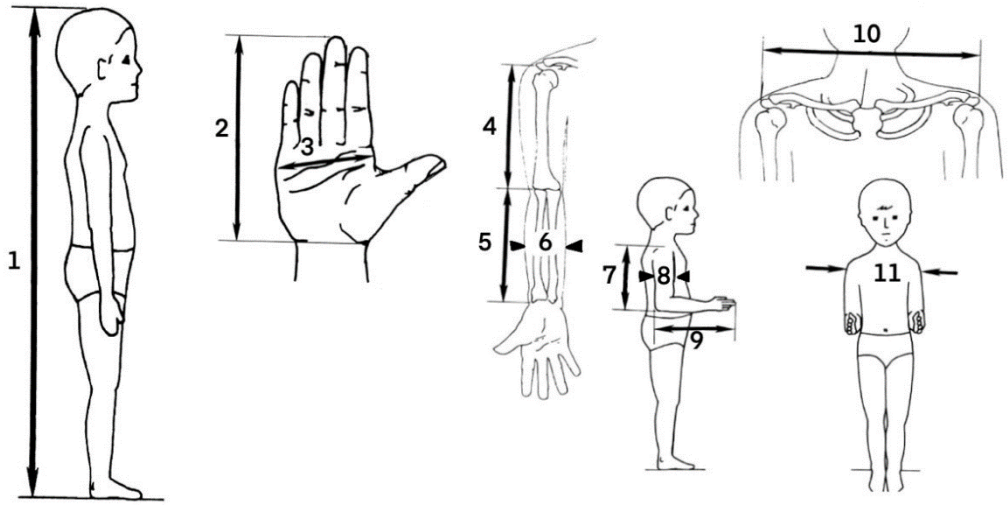


Рисунок 2.1 – Позначення антропометричних вимірів – 1 - зріст; 2 - довжина долоні; 3 - ширина долоні; 4 - акроміальна променева довжина; 5 - довжина променевої кістки; 6 - окружність передпліччя; 7 - довжина плеча; 8 - окружність плеча; 9 - довжина ліктя; 10 - біокроміальні ширина; 11 - ширина плечей.

2.2 Методи створення прогностичних моделей

У даній роботі використовувалось програмне забезпечення IBM SPSS. Це статистичне програмне забезпечення, яке полегшує збір та аналіз даних. Дане програмне середовище дозволяє провести численну кількість різних видів аналізу.

2.2.1 Регресійний аналіз

Одним з основних типів аналізу, що використовується в медичній галузі, є лінійний регресійний аналіз. Лінійний регресійний аналіз є найпоширенішим з усіх статистичних методів. Цей аналіз часто використовується для опису взаємозв'язків між двома змінними або між кількома змінними за допомогою статистичної оцінки [15]. Тобто, щоб дослідити, чи впливають на довжину променевої кістки такі фактори, як зріст дитини, її вага та довжина стопи, використовують саме цей вид аналізу. Змінну, яку ми досліджуємо (довжина променевої кістки) називають залежною змінною, а змінні від яких досліджувана може залежати – незалежні змінні [15].

Лінійний регресійний аналіз дозволяє встановити математичну залежність між залежною змінною і незалежними змінними шляхом побудови лінійної моделі [15]. У випадку медичних досліджень, цей аналіз може допомогти визначити, наскільки значущими є впливи різних факторів на певні параметри здоров'я. Після проведення лінійного регресійного аналізу можна отримати ряд статистичних показників, таких як коефіцієнти регресії, значущість моделі, коефіцієнти детермінації тощо. Ці показники дозволяють оцінити силу і статистичну значущість взаємозв'язку між залежною і незалежними змінними.

Таким чином, лінійний регресійний аналіз є потужним інструментом в

біомедичній інженерії, який допомагає розуміти та вивчати складні залежності між змінними, сприяє вдосконаленню проєктування біомедичних виробів та допомагає розробляти ефективніші стратегії лікування та діагностики у медичній галузі.

2.2.2 Дискримінантний аналіз

Дискримінантний не утворює нових класів, а допомагає виявити різницю між наявними класами і віднести досліджуваний (неопізнаний) об’єкт до одного з них за принципом максимальної схожості [7]. Дискримінантний аналіз використовують у медичній діагностиці, під час з’ясування ризику відмови приладів у технічних системах тощо. Основне завдання дискримінантного аналізу — визначити таке вирішальне правило, за яким помилка розпізнавання нових об’єктив і віднесення їх до певної категорії (класу) була б мінімальна. Вирішальне правило, за яким здійснюється багатовимірна класифікація нових об’єктів, визначається на основі спеціальних, дискримінантних функцій [7].

Дискримінантний аналіз може бути використаний у медичних дослідженнях для наступних цілей:

1. Класифікація пацієнтів: Дискримінантний аналіз може допомогти класифікувати пацієнтів на основі їх характеристик, таких як вікова група, стать, показники лабораторних аналізів тощо. Це може бути корисно для прогнозування ризику виникнення певних захворювань або визначення оптимального лікування для кожної категорії пацієнтів.

2. Виявлення прогностичних факторів: Дискримінантний аналіз дозволяє ідентифікувати незалежні змінні, які найбільше впливають на категоріальну залежну змінну. Наприклад, в дослідженнях раку цей метод може допомогти виявити прогностичні фактори, такі як розмір пухлини, наявність метастазів чи рівень певних біомаркерів.

3. Оцінка ефективності лікування: Дискримінантний аналіз може бути використаний для оцінки ефективності різних методів лікування чи терапій. Він дозволяє встановити, які незалежні змінні найбільше сприяють досягненню певного клінічного результату або одужанню.

4. Дослідження причинно-наслідкових зв'язків: Дискримінантний аналіз може допомогти виявити причинно-наслідкові зв'язки між змінними у медичних дослідженнях. Наприклад, він може встановити, які фактори або характеристики сприяють розвитку певного захворювання або ускладнень.

2.3 Використання SolidWorks у проєктуванні

SolidWorks є популярним програмним забезпеченням для комп'ютерного-підтриманого проєктування, яке широко використовується у біомедичній інженерії та інших галузях. SolidWorks надає потужні інструменти для створення тривимірних моделей об'єктів і складних конструкцій, включаючи механічні компоненти, протези, імплантати, медичні пристрої та інші біомедичні вироби. За допомогою SolidWorks можна проводити різноманітні механічні аналізи, такі як визначення напружень, деформацій, жорсткості та навантаження на конструкції. Це дозволяє інженерам оцінити ефективність та безпеку біомедичних виробів перед їх виробництвом або впровадженням. Також дане програмне забезпечення дозволяє виконувати віртуальну збірку, що дозволяє інженерам перевіряти взаємодію різних компонентів системи або пристрою. SolidWorks має вбудовані інструменти для рендерингу і візуалізації 3D-моделей, що дозволяє створювати реалістичні зображення виробів. Певні модулі SolidWorks дозволяють інженерам виконувати аналіз ергономіки та антропометрії для оцінки зручності та придатності виробів для користувачів. Це особливо важливо в біомедичній інженерії, де пристрої та системи повинні відповідати фізіологічним характеристикам людського тіла, таких як протези, наприклад [17].

У даній роботі було використано модуль проєктування частин (Part), модуль збірки (Assembly) та модуль симуляції (Simulation). Модуль частин дозволяє створювати 3D-моделі окремих частин деталей або компонентів виробу. Він надає розширені інструменти для створення складних геометричних форм, застосування матеріалів та налаштування властивостей частин. За допомогою нього було сконструйовано основні деталі, які після цього за допомогою модулю збірки були об'єднані у єдиний пристрій. Модуль збірки використовується для створення складних збірок, які складаються з різних частин і компонентів. Він дозволяє користувачам розміщувати, вирівнювати, фіксувати та маніпулювати частинами збірки, а також виконувати перевірку на перетини та взаємодію між компонентами [17].

Також було використано після цього модуль симуляції (рис. 2.2), для аналізу спроєктованих деталей. Модуль симуляції дозволяє виконувати інженерний аналіз та симуляцію поведінки виробів у різних умовах навантаження, температури, тиску тощо. Він дозволяє виконувати статичний аналіз, що дозволяє визначити напруження, деформації, фактор безпеки та інші механічні параметри моделі під статичним навантаженням [17].

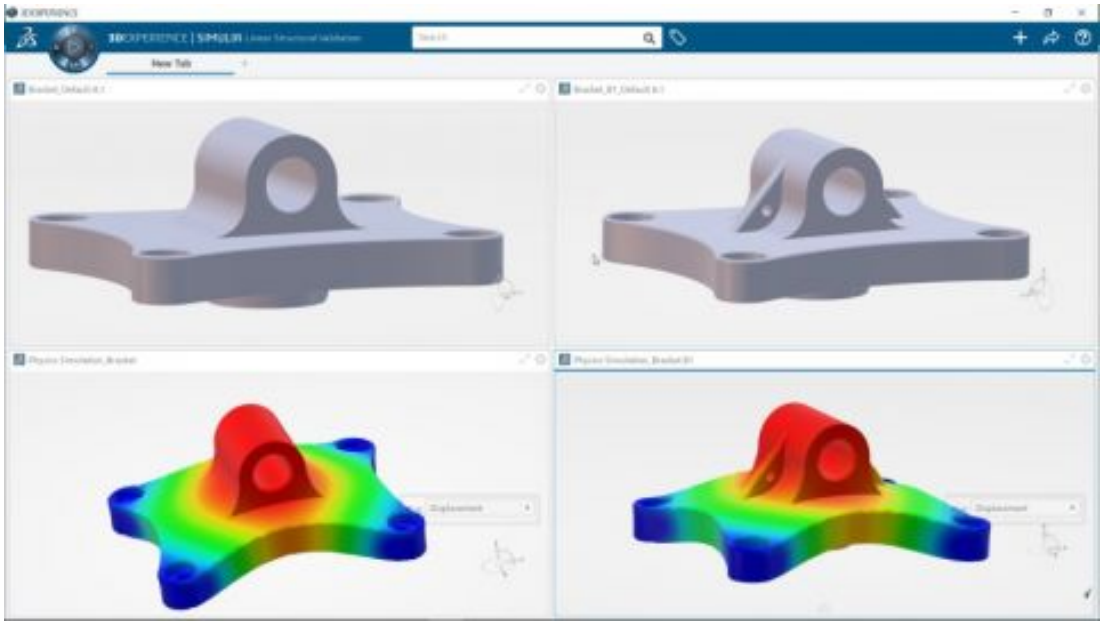


Рисунок 2.2 – Приклад використання SoldWorks Simulation

Це може бути корисно для визначення оптимальних розмірів, матеріалів та конструкцій в біомедичних виробах. Також в цьому модолі можливо зробити

динамічний аналіз озволяє вивчати рух об’єктів, реакції на збурення, вібрацію та інші динамічні явища. Це може бути важливим для виробів, які піддаються руху або взаємодіють з динамічними силами, наприклад, для розуміння впливу руху тіла на біомедичні імплантати. Модуль симуляції дозволяє виконувати оптимізацію параметрів моделі для досягнення найкращих результатів. Це може бути корисно для покращення дизайну та ефективності біомедичних виробів шляхом знаходження оптимальних комбінацій матеріалів, форми, розмірів тощо [17].

Висновки до розділу 2

У даному розділі було описано методи математичного аналізу, що були використані у даній роботі, а саме регресійний та дискримінантний аналізи. Описано їх сферу використання у біомедичній інженерії. Також у даному розділі описано використані модулі з програмного забезпечення SolidWorks. А саме модулі частин, збірок та симуляції.

РОЗДІЛ 3
ПРОГНОСТИЧНІ МОДЕЛІ ДОВЖИНИ ТА ОБХВАТУ ПЕРЕДПЛІЧЧЯ. 3D МОДЕЛЬ КОНЕКТОРА ДЛЯ КУКСОПРИЙМАЧА

3.1 Створення математичної моделі для довжини передпліччя дитини

3.1.1 Регресійний аналіз

У даному розділі буде детально описано аналіз залежностей довжини ліктя та обхвату ліктя. У наступних аналізах використовуються такі змінні:

1. ELBOW HAND LENGTH (довжина ліктя).
2. WEIGHT (вага).
3. SHOULDER BREADTH (ширина плечей).
4. BIOCROMIAL BREADTH (біакроміальна ширина).
5. SHOULDER ELBOW LENGTH (довжена плеча).
6. ACROMION RADIALE LENGTH (акроміальна променева довжина).
7. UPPERARM CIRCUMFERENCE (окружність передпліччя).
8. RADIALE STYLION LENGTH (довжина променевої кістки).
9. FOREARM CIRCUMFERENCE (окружність передпліччя).
10. HAND LENGTH (довжина кисті).
11. HAND BREADTH (ширина кисті).
12. Age (вік).
13. SEX (стать).

Основні статистичні показники (середнє значення, стандартне відхилення та кількість спостережень) усіх досліджуваних змінних наведені у таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Описова характеристика для регресійного аналізу аналізу в IBM SPSS.

	Середнє	Стандартні відхилення	N
ELBOWHANDLENGTH	370,75	68,669	1168
WEIGHT	372,77	175,294	1168
SHOULDERBREADTH	338,77	60,834	1168
BIOCROMIALBREADTH	304,95	52,053	1168
SHOULDERELBOWLENGTH	286,67	55,847	1168
ACROMIONRADIALELENGTH	256,37	51,214	1168
UPPERARMCIRCUMFERENCE	210,86	43,304	1168
RADIALESTYLIONLENGTH	204,31	40,187	1168
FOREARMCIRCUMFERENCE	202,87	34,612	1168
HANDLENGTH	152,56	26,152	1168
HANDBREADTH	69,57	11,307	1168
Age	9,94	4,292	1168
SEX	1,49	,500	1168

Досліджуваною змінною (залежною змінною) є ELBOWHANDLENGTH (довжина ліктя).

Аналіз кореляції (Додаток А) між змінними показує наявність значущого зв’язку між залежною та незалежними змінними.

Модель була побудована шляхом ентер. Суть даного методу полягає у додаванні всіх незалежних змінних одночасно, без оцінювання їх впливу поодинці. Після додавання всіх змінних, оцінюється статистична значущість кожного коефіцієнта регресії та загальної придатності моделі.

З таблиці 3.2 бачимо значення коефіцієнта детермінації $R^2 = 0{,}984$, що свідчить про високу ступінь взаємозв’язку між фактичними і передбаченими значеннями.

Таблиця 3.2 – Зведення моделі для регресійного аналізу в IBM SPSS

Модель	R	R-квадрат	Скорегований R-квадрат	Стандартна помилка оцінки	Дарбін-Уотсон
1	,992[a]	,984	,984	8,652	2,027
a. Предиктори: (константа), SEX, Age, UPPERARMCIRCUMFERENCE, HANDBREADTH, SHOULDERELBOWLENGTH, BIOCROMIALBREADTH, RADIALESTYLIONLENGTH, SHOULDERBREADTH, HANDLENGTH, ACROMIONRADIALELENGTH, WEIGHT, FOREARMCIRCUMFERENCE					
b. Залежна змінна: ELBOWHANDLENGTH					

Базуючись на отриманій таблиці коефіцієнтів для регресійної моделі (табл. 3.3) можемо записати наступне рівняння (3.1) для досліджуваної змінної:

$$D_{elbow} = 6{,}734 + 0{,}03 * m + 0{,}012 * a + 0{,}079 * b + 0{,}109 * \text{c} + 0{,}214 * d - 0{,}187 * e + 0{,}448 * f + 0{,}294 * g + 0{,}867 * h - 0{,}182 * i + 0{,}866 * j + 1{,}376 * k, \quad (3.1)$$

де D_{elbow} – довжина ліктя; m – вага; a – ширина плечей; b – біокроміальні ширина; c – довжина плеча; d – акроміальна променева довжина; e – окружність плеча; f - довжина променевої кістки; g - окружність передпліччя; h - довжина долоні; i – ширина долоні; j – вік; k –– стать. Усі показники були унормовані для того, щоб можна було застосовувати різні змінні з різними вимірами для обчислення шуканої змінної.

З отриманої формули (3.1) бачимо, що найбільший вплив на досліджувану змінну мають саме стать, вік, довжина проеневої кістки, акроміальні променева довжина, окружність передпліччя. Інші змінні не мають значущого впливу, оскільки коефіцієнти при цих змінних менші або близькі до 0,1.

Таблиця 3.3 – Коефіцієнти для регресійного аналізу в IBM SPSS

Коефіцієнти[a]					
Модель		Нестандартизовані коефіцієнти		Стандартизовані коефіцієнти	Значимість
		B	Стандартна помилка	Бета	
1	(Константа)	6,734	5,500		,221
	WEIGHT	,020	,008	,052	,009
	SHOULDERBREADTH	,012	,016	,011	,449
	BIOCROMIALBREADTH	,079	,017	,060	,000
	SHOULDERELBOWLENGTH	,109	,016	,089	,000
	ACROMIONRADIALELENGTH	,214	,021	,160	,000
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	-,187	,028	-,118	,000
	RADIALESTYLIONLENGTH	,448	,023	,262	,000
	FOREARMCIRCUMFERENCE	,294	,040	,148	,000
	HANDLENGTH	,867	,041	,330	,000
	HANDBREADTH	-,182	,081	-,030	,024
	Age	,866	,184	,054	,000
	SEX	1,376	,611	,010	,025
a. Залежна змінна: ELBOWHANDLENGTH					

Останнім кроком при аналізі моделі є аналіз залишків (табл. 3.4), тобто відхилень спостережуваних значень від теоретично очікуваних. Залишки повинні з’являтися випадково (тобто не систематично) і підкорятися нормальному розподілу.

Таблиця 3.4 – Статистика залишків для регресійного аналізу в IBM SPSS

Статистика залишків[a]					
	Мінімум	Максимум	Середнє	Стандартне відхилення	N
Передбачуване значення	216,56	531,04	370,75	68,128	1168
Залишок	-44,568	99,609	,000	8,607	1168
Стандартне передбачуване значення	-2,263	2,353	,000	1,000	1168
Стандартна залишок	-5,151	11,513	,000	,995	1168
a. Залежна змінна: ELBOWHANDLENGTH					

3.1.2 Дискримінантний аналіз

Було проведено дискримінантний аналіз бази даних. У таблиці 3.5 наведені результати дискримінантного аналізу, що містить дані про середні значення дискримінантних змінних в кожній з досліджуваних груп. Ці показники дають загальне уявлення про те, чи є дискримінантні змінні відмінними ознаками досліджуваних груп.

Таблиця 3.5 – Зведення результатів дискримінантного аналізу в IBM SPSS.

Аналіз зведення обробки спостережень			
Невзваженні спостереження		N	Відсотки
Валідні		1168	98,6
Виключено	Відсутні коди або коди групи, що виходять за межі діапазона	0	,0
	Принаймні одна дискримінуюча змінна	16	1,4
	І відсутні коди або коди групи, що виходять за межі діапазона, і принаймні одна дискримінуюча змінна	0	,0
	Усього	16	1,4
Усього		1184	100,0

Основний результат тесту визначається за допомогою величини «Значимість». Якщо значення значимості менше 0,05, це означає, що відмінності між середніми значеннями дискримінантних змінних в досліджуваних групах є статистично значимими. Як бачимо, в аналізі лише змінна «вік» перевищує дане значення.

Побудова дискримінантної моделі полягає в розрахунку та аналізі коефіцієнтів дискримінантної функції. Побудована дискримінантна модель повинна максимально чітко розділяти досліджувані групи. Якість побудованої дискримінантної моделі в розглянутому прикладі характеризується даними, представленими у таблицях 3.6 - 3.11.

Таблиця 3.6 – Зведення результатів дискримінантного аналізу в IBM SPSS

Критерії рівності групових середніх					
	Лямбда Уілкса	F	ст.св.1	ст.св.2	знач.
WEIGHT	,992	9,380	1	1166	,002
SHOULDERBREADTH	,991	10,479	1	1166	,001
BIOCROMIALBREADTH	,997	3,309	1	1166	,069
SHOULDERELBOWLENGTH	,995	5,974	1	1166	,015
ACROMIONRADIALELENGTH	,983	20,491	1	1166	,000
UPPERARMCIRCUMFERENCE	,989	13,403	1	1166	,000
ELBOWHANDLENGTH	,987	14,798	1	1166	,000
RADIALESTYLIONLENGTH	,972	33,452	1	1166	,000
FOREARMCIRCUMFERENCE	,971	34,254	1	1166	,000
HANDLENGTH	,988	13,851	1	1166	,000
HANDBREADTH	,952	59,036	1	1166	,000
Age	1,000	,046	1	1166	,831

Таблиця 3.7 – Власні значення дискримінантного аналізу в IBM SPSS

Власні значення				
Функція	Власне значення	% дисперсії	Сумарний %	Канонична кореляція
1	,463[a]	100,0	100,0	,563
a. Для аналізу використовувались перша 1 з дискримінантних функцій.				

Показник «Лямбда Уілкса» (табл. 3.8) використовується для проведення тесту на значимість відмінностей середніх значень дискримінантної функції в досліджуваних групах. У нашому прикладі значення значимості показника становить 0,000, що свідчить про високу значимість відмінностей середніх значень.

Таблиця 3.8 – Значення Лямбди Уїлкса дискримінантного аналізу в IBM SPSS

Лямбда Уілкса				
Критерій для функцій	Лямбда Уілкса	Хі-квадрат	ст.св.	знач.
1	,684	441,349	12	,000

За допомогою нормованих коефіцієнтів дискримінантної функції можна оцінити відносний внесок кожної дискримінантної змінної на відміну з двох

досліджуваних груп.

Кореляційні коефіцієнти дозволяють оцінити, наскільки сильний зв'язок дискримінантних змінних зі стандартизованими значеннями дискримінантної функції.

У таблиці 3.9 представлені нестандартизовані (канонічні) коефіцієнти дискримінантної функції, саме вони використовуються для побудови дискримінантної моделі.

Таблиця 3.9 – Коефіцієнти канонічної дискримінантної функції в IBM SPSS.

	Функція
WEIGHT	-,006
SHOULDERBREADTH	,002
BIOCROMIALBREADTH	-,015
SHOULDERELBOWLENGTH	-,011
ACROMIONRADIALELENGTH	,027
UPPERARMCIRCUMFERENCE	-,020
ELBOWHANDLENGTH	-,014
RADIALESTYLIONLENGTH	,041
FOREARMCIRCUMFERENCE	,057
HANDLENGTH	-,046
HANDBREADTH	,157
Age	-,290
(Константа)	-9,416
Нестандартизовані коефіцієнти	

Відповідно до даних, представлених на рисунку 3.10, дискримінантна модель, побудована в результаті проведення дискримінантного аналізу, має наступний вигляд (3.2):

$$D_{elbow} = -9{,}416 - 0{,}006 * m + 0{,}002 * a - 0{,}015 * b - 0{,}011 * c + 0{,}027 * d - 0{,}020 * e - 0{,}014 * f + 0{,}041 * g + 0{,}057 * h - 0{,}046 * i + 0{,}157 * j - 0{,}290 * k, \quad (3.2)$$

де D_{elbow} – довжина ліктя; m – вага; a – ширина плечей; b – біокроміальні ширина; c – довжина плеча; d – акроміальна променева довжина; e – окружність

плеча; f – довжина променевої кістки; g – окружність передпліччя; h – довжина долоні; i – ширина долоні; j – вік; k – стать. Усі показники були унормовані для того, щоб можна було застосовувати змінні з різними вимірами для обчислення шуканої змінної.

З отриманої формули бачимо, що найбільший вплив на досліджувану змінну мають саме стать та вік дитини. Інші змінні не мають значущого впливу, оскільки коефіцієнти при цих змінних менші або близькі до 0,1.

3.2 Створення математичної моделі для обхвату передпліччя

Для отримання математичної моделі було проведено регресійний аналіз бази даних за змінною forearm circumference (обхват передпліччя). Було проведено ряд регресійних аналізів різними методами: ентер, покроково, видалити, назад. Серед була обрана найкраща модель, яка мала найбільший показник R^2 (табл. 3.10), а саме модель, побудована методом «покроково».

Основні статистичні показники (середнє значення, середнє відхилення та кількість спостереень) усіх досліджуваних змінних даним методом наведені у таблиці 3.11.

Таблиця 3.10 – Порівняльна характеристика методів регресійного аналізу

Назва методу	R^2
Ентер	0,968
Покроково	0,968
Видалити	0,000
Назад	0,968
Вперед	0,968

Таблиця кореляцій (Додаток А) показує наявність статистично значимого зав’язку. Модель побудована шляхом покрокового включення незалежних змінних (табл. 3.12) Якість отриманої моделі оцінюється коефіцієнтом

детермінації. З таблиці 3.13 маємо значення цього показника $R^2 = 0{,}968$, що свідчить про високу ступінь взаємозв'язку між фактичними і передбачуваними значеннями, оскільки значення близьке до 1.

Таблиця 3.11 – Описова характеристика для регресійного аналізу

Описова статистика			
	Середнє	Стандартне відхилення	N
FOREARMCIRCUMFERENCE	202,87	34,612	1168
WEIGHT	372,77	175,294	1168
SHOULDERBREADTH	338,77	60,834	1168
BIOCROMIALBREADTH	304,95	52,053	1168
SHOULDERELBOWLENGTH	286,67	55,847	1168
ACROMIONRADIALELENGTH	256,37	51,214	1168
UPPERARMCIRCUMFERENCE	210,86	43,304	1168
ELBOWHANDLENGTH	370,75	68,669	1168
RADIALESTYLIONLENGTH	204,31	40,187	1168
HANDLENGTH	152,56	26,152	1168
HANDBREADTH	69,57	11,307	1168
SEX	1,49	,500	1168
Age	9,94	4,292	1168

Таблиця кореляцій (Додаток А) показує наявність статистично значимого зав'язку. Модель побудована шляхом покрокового включення незалежних змінних (табл. 3.12). Даний метод плягає у включенні в модель одна за одною всіх незалежних змінних та оцінці їх впливу на залежну змінну.

Якість отриманої моделі оцінюється коефіцієнтом детермінації. З таблиці 3.13 маємо значення цього показника $R^2 = 0{,}968$, що свідчить про високу ступінь взаємозв'язку між фактичними і передбачуваними значеннями, оскільки значення близьке до 1.

Таблиця 3.14 містить коефіцієнти, що є результатом нашого моделювання.

Таблиця 3.12 – Введеня та видалені змінні

Введені/видалені змінні[a]			
Модель	Введені змінні	Видаленні змінні	Метод
1	UPPERARMCIRCUMFERENCE	.	Покроковий (критерій: Вірогідність F для включення <= ,050, Вірогідність F для виключення >= ,100).
2	HANDBREADTH	.	Покроковий (критерій: Вірогідність F для включення <= ,050, Вірогідність F для виключення >= ,100).
3	ELBOWHANDLENGTH	.	Покроковий (критерій: Вірогідність F для включення <= ,050, Вірогідність F для виключення >= ,100).
4	SEX	.	Покроковий (критерій: Вірогідність F для включення <= ,050, Вірогідність F для виключення >= ,100).
5	WEIGHT	.	Покроковий (критерій: Вірогідність F для включення <= ,050, Вірогідність F для виключення >= ,100).
6	HANDLENGTH	.	Покроковий (критерій: Вірогідність F для включення <= ,050, Вірогідність F для виключення >= ,100).
7	RADIALESTYLIONLENGTH	.	Покроковий (критерій: Вірогідність F для включення <= ,050, Вірогідність F для виключення >= ,100).
8	Age	.	Покроковий (критерій: Вірогідність F для включення <= ,050, Вірогідність F для виключення >= ,100).
a. Залежна змінна: FOREARMCIRCUMFERENCE			

Таблиця 3.13 – Зведення моделі для регресійного аналіз

Зведення для моделі[i]										
Модель	R	R-квадрат	Скорегований R-квадрат	Стандартна помилка оцінки	Статистика змін					Дарбін-Уотсон
					Зміни R квадрат	Зміни F	ст.св.1	ст.св.2	Знач. Змін F	
1	,965[a]	,931	,931	9,083	,931	15781,403	1	1166	,000	
2	,980[b]	,961	,961	6,819	,030	903,668	1	1165	,000	
3	,982[c]	,965	,964	6,527	,003	107,580	1	1164	,000	
4	,983[d]	,966	,966	6,391	,001	50,833	1	1163	,000	
5	,983[e]	,967	,967	6,296	,001	36,642	1	1162	,000	
6	,984[f]	,967	,967	6,268	,000	11,444	1	1161	,001	
7	,984[g]	,968	,968	6,238	,000	12,075	1	1160	,001	
8	,984[h]	,968	,968	6,229	,000	4,306	1	1159	,038	1,992
a. Предиктори: (константа), UPPERARMCIRCUMFERENCE										
b. Предиктори: (константа), UPPERARMCIRCUMFERENCE, HANDBREADTH										
c. Предиктори: (константа), UPPERARMCIRCUMFERENCE, HANDBREADTH, ELBOWHANDLENGTH										
d. Предиктори: (константа), UPPERARMCIRCUMFERENCE, HANDBREADTH, ELBOWHANDLENGTH, SEX										
e. Предиктори: (константа), UPPERARMCIRCUMFERENCE, HANDBREADTH, ELBOWHANDLENGTH, SEX, WEIGHT										
f. Предикторы: (константа), UPPERARMCIRCUMFERENCE, HANDBREADTH, ELBOWHANDLENGTH, SEX, WEIGHT, HANDLENGTH										
g. Предиктори: (константа), UPPERARMCIRCUMFERENCE, HANDBREADTH, ELBOWHANDLENGTH, SEX, WEIGHT, HANDLENGTH, RADIALESTYLIONLENGTH										
h. Предиктори: (константа), UPPERARMCIRCUMFERENCE, HANDBREADTH, ELBOWHANDLENGTH, SEX, WEIGHT, HANDLENGTH, RADIALESTYLIONLENGTH, Age										
i. Залежна змінна: FOREARMCIRCUMFERENCE										

Таблиця 3.14 – Коефіцієнти регресійної моделі

Коефіцієнти[a]								
Модель		Нестандартизовані коефіцієнти		Стандартизовані коефіцієнти	т	Значимість	Статистика колінеарності	
		B	Стандартна помилка	Бета			Допуск	VIF
1	(Константа)	40,233	1,322		30,442	,000		
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,771	,006	,965	125,624	,000	1,000	1,000
2	(Константа)	17,379	1,250		13,903	,000		
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,553	,009	,692	64,430	,000	,288	3,472
	HANDBREADTH	,989	,033	,323	30,061	,000	,288	3,472
3	(Константа)	18,706	1,203		15,546	,000		
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,527	,009	,660	61,281	,000	,263	3,802
	HANDBREADTH	,620	,048	,202	13,042	,000	,126	7,909
	ELBOWHANDLENGTH	,081	,008	,160	10,372	,000	,128	7,805
4	(Константа)	25,167	1,486		16,931	,000		
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,532	,008	,666	62,954	,000	,261	3,828
	HANDBREADTH	,508	,049	,166	10,337	,000	,113	8,811
	ELBOWHANDLENGTH	,093	,008	,184	11,894	,000	,122	8,196
	SEX	-2,834	,397	-,041	-7,130	,000	,886	1,129
5	(Константа)	42,647	3,238		13,172	,000		
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,453	,015	,567	29,259	,000	,076	13,241
	HANDBREADTH	,501	,048	,164	10,346	,000	,113	8,816
	ELBOWHANDLENGTH	,061	,009	,121	6,566	,000	,083	12,007
	SEX	-3,093	,394	-,045	-7,853	,000	,875	1,142
	WEIGHT	,032	,005	,161	6,053	,000	,040	24,818
6	(Константа)	42,184	3,226		13,075	,000		
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,452	,015	,565	29,308	,000	,075	13,247
	HANDBREADTH	,595	,056	,194	10,692	,000	,085	11,750
	ELBOWHANDLENGTH	,094	,013	,186	7,015	,000	,040	24,888
	SEX	-2,837	,399	-,041	-7,103	,000	,844	1,185

	WEIGHT	,031	,005	,155	5,841	,000	,040	24,930
	HANDLENGTH	-,117	,034	-,088	-3,383	,001	,041	24,177
7	(Константа)	43,185	3,224		13,396	,000		
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,449	,015	,562	29,214	,000	,075	13,287
	HANDBREADTH	,590	,055	,193	10,656	,000	,085	11,757
	ELBOWHANDLENGTH	,133	,017	,264	7,610	,000	,023	43,290
	SEX	-3,167	,409	-,046	-7,749	,000	,798	1,253
	WEIGHT	,032	,005	,160	6,063	,000	,040	25,017
	HANDLENGTH	-,126	,034	-,095	-3,657	,000	,041	24,321
	RADIALESTYLIONLENGTH	-,065	,019	-,075	-3,475	,001	,059	16,889
8	(Константа)	40,603	3,451		11,764	,000		
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,448	,015	,560	29,126	,000	,075	13,316
	HANDBREADTH	,593	,055	,194	10,723	,000	,085	11,765
	ELBOWHANDLENGTH	,146	,018	,289	7,880	,000	,021	48,456
	SEX	-2,943	,422	-,043	-6,974	,000	,746	1,340
	WEIGHT	,033	,005	,168	6,316	,000	,039	25,607
	HANDLENGTH	-,129	,034	-,097	-3,743	,000	,041	24,361
	RADIALESTYLIONLENGTH	-,064	,019	-,075	-3,447	,001	,059	16,893
	Age	-,260	,126	-,032	-2,075	,038	,115	8,730
a. Залежна змінна: FOREARMCIRCUMFERENCE								

Отже, за допомогою методу покрокового включення було отримано регресійну модель обхвата передпліччя (3.3).

$$O_{forearm} = 40{,}603 + 0{,}448 * \mathrm{e} + 0{,}593 * \mathrm{i} + 0{,}146 * b - 2{,}943 * \mathrm{k} + 0{,}033 * m - 0{,}129 * \mathrm{h} - 0{,}064 * \mathrm{f} - 0{,}26 * j, \quad (3.3)$$

де $O_{forearm}$ – обхват передпліччя; e – окружність плеча; i – ширина долоні; b – довжна ліктя; k – стать m – вага; h – довжина долоні; f – довжина променевої кістки; j – вік. Усі показники були унормовані для того, щоб можна було застосовувати змінні з різними вимірами для обчислення шуканої змінної.

Щодо аналізу залишків, то вони мають з’являтися випадково (тобто не систематично) і підкорятися нормальному розподілу. Статистика залишків

наведена у таблиці 3.15.

Таблиця 3.15 – Статистика залишків

Статистика залишків[a]					
	Мінімум	Максимум	Середнє	Стандартне відхилення	N
Передбачене значення	139,86	323,46	202,87	34,051	1168
Залишок	-26,627	30,907	,000	6,208	1168
Стандартне передбачене значення	-1,850	3,542	,000	1,000	1168
Стандартний залишок	-4,275	4,962	,000	,997	1168
a. Залежна змінна: FOREARMCIRCUMFERENCE					

За рисунком 3.2 ми можемо дійсно впевнитися у тому, що дані залишки розподілені нормально.

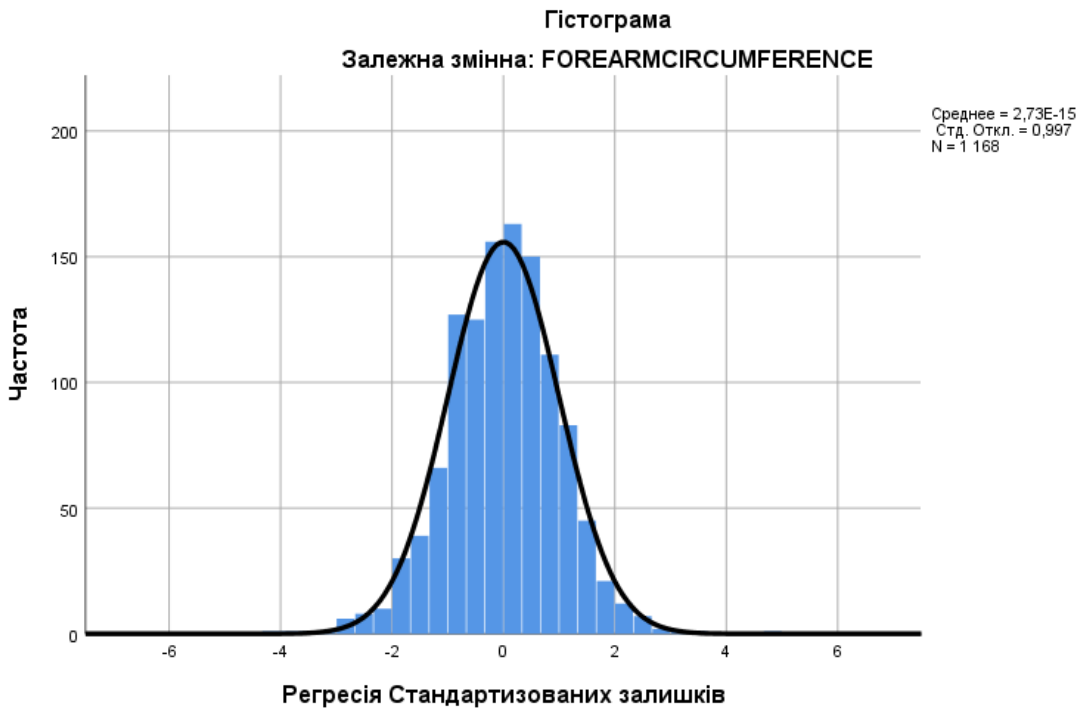


Рисунок 3.2 – Гістограма розподілу залишків

3.3 Створення 3D моделі короткого конектора між куксоприймачем та протезом кисті

3.3.1 Опис змодельованого конектора

Спроєктований механізм є пасивним зап’ястковим конектором ротарного типу із фіксацією повороту вздовж вісі променевої кістки, складається з 5 деталей (табл. 3.16), має фіксацію у 24 положеннях (рис. 3.3-3.4).

До спроєктованого пристрою висувались наступні вимоги:

– пристрій має бути до 20 мм вдовжину (враховуючи всі компоненти пристрою), оскільки при ампутації близькій до зап’ястного суглобу додаткове подовження може змінити механіку рухів кисті і погіршити відновлення бімануальної функції;

– пристрій має надавати функцію фіксації та мати 24 положення повороту вздовж променевої вісі. Як було описано в першому розділі даної роботи, це надасть можливість уникнути компенсаторних рухів користувача

– для реалізації адаптивності розмірів, модель має бути параметризована та в залежності від розміру обхвату передпліччя перебудовуватися;

– пристрій має витримувати підняття протезом ваги у 60 кг та 15 кг на злам (перпендикулярно променевій вісі).

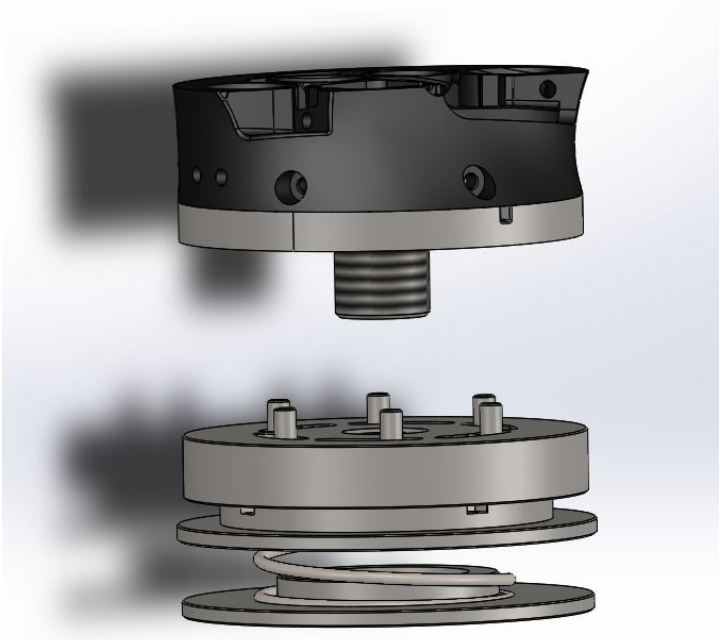


Рисунок 3.3 – Спроєктований конектор у збірці із частиною протезу

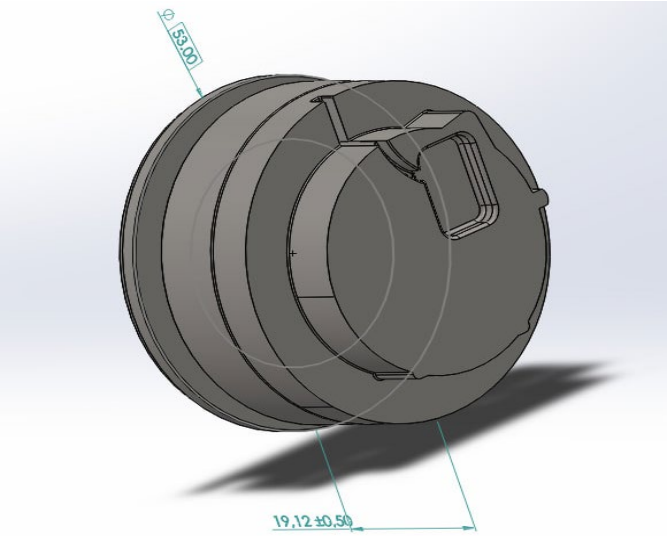
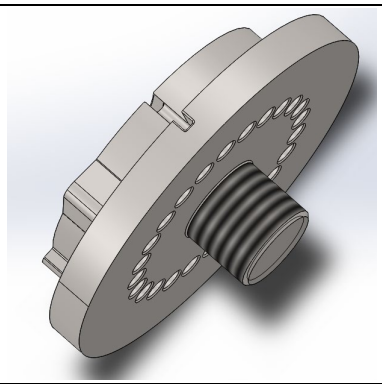
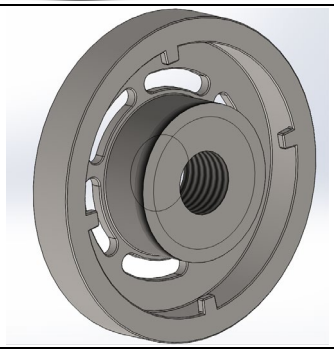
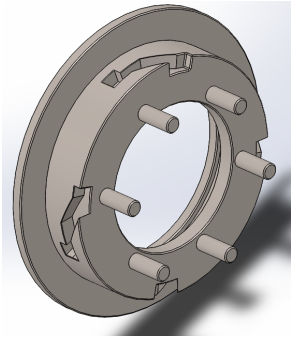
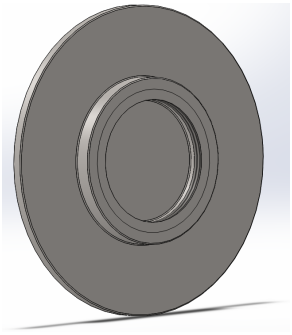


Рисунок 3.4 – Спроєктований конектор у зібраному стані з габаритними розмірами

Таблиця 3.16 – Компоненти збірки конектора

Назва компонента	Зображення	Характеристики
Конектор протезу (типу болт)		Матеріал: Сталь лігована 1.5714 (16NiCr4) Габаритні розміри: – товщина 21 мм (враховуючи різьбу); – діаметр 51,1мм; Функція: фіксація на протезі, з'єднання протезу і куксоприймача, фіксація положення
Конектор куксоприймача (типу гайка)		Матеріал: Сталь лігована 1.5714 (16NiCr4) Габаритні розміри: – товщина 11мм; – діаметр 51,1 мм; Функція: з'єднання куксоприймача і протезу, участь у фіксації пристрою фіксації положення.
Фіксатор положення		Матеріал: Сталь лігована 1.5714 (16NiCr4) Габаритні розміри: – товщина 17 мм (із штирями); – діаметр 53мм; – довжина штирів 7 мм; Функція: фіксація положення протезу кисті.

Прижимна пружина		Матеріал: Сталь лігована У12А Габаритні розміри: – діаметр проволоки 1,5 мм; – робоча довжина 10мм; – кількість витків 2мм; Функція: створення додаткового тиску у механізмі фіксації положення.
Кришка		Матеріал: Сталь лігована 1.5714 (16NiCr4) Габаритні розміри: – товщина 5мм; – діаметр 52 мм. Функція: зжимання пружини та закривання механізму фіксації, фіксація кріплення на куксоприймачі.

Частина конектора, що кріпиться до протезу має нестандартну форму верхньої кромки для гарного контакту. До протезу кисті ця деталь кріпить за допомогою 6 гвинтів у відповідних отворах. За допомогою різьбового з’єднання із різьбою М12х1,5 дана деталь вкручується у відповідну деталь на куксоприймачі, реалізуючи основне з’єднання. Також, на верхній частині деталі (що ближче до протеза) розташований виріз під контактну плату та паз для виходу дротів. Дані дроти та плата мають поєднувати активний протез кисті із компонентами, що розташовані у куксоприймачі (акумулятор, міосенсори, органи керування). Для фіксації положення повороту кисті у в даному конекторі є 24 отвори.

До конектора на протезі кріпиться відповідна частина з куксоприймача. Поцентру деталі розташована різьба М12х1,5, також деталь має радіальні пази, в яких переміщуються штирі фіксації положення, а на нижньому виступі центральної бобишки розташована додаткова різьба М24, яка дозволяє з’єднати дану деталь із кришкою. Дана деталь виконує роль стінок для механізму фіксації положення, який розташований всередині. Для контакту із даним механізмом на даній деталі є 4 виступи на нижній зовнішній грані (розташована ближче до куксоприймача).

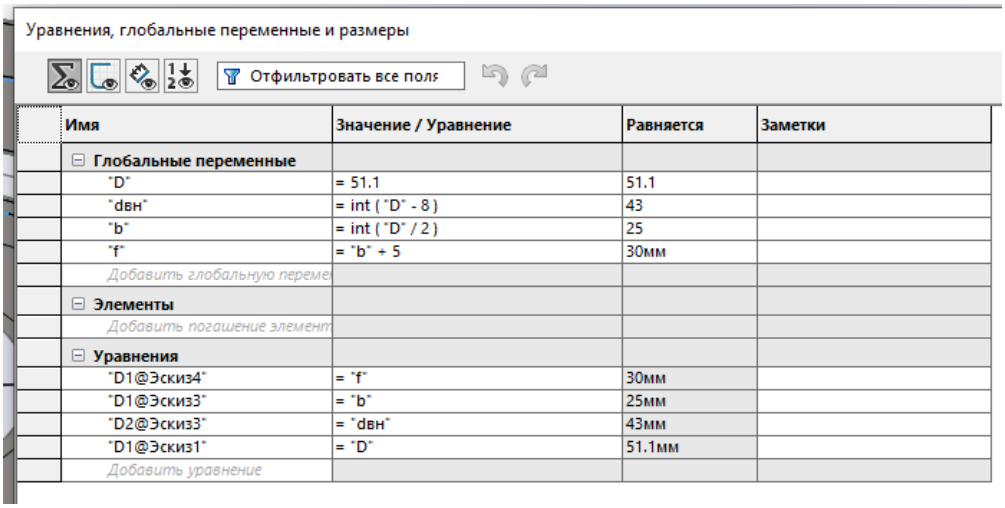
Механізм фіксації положення реалізован за допомогою підпружиненого фіксатора положення, який розташований у порожнині конектора куксоприймача, що містить 6 фіксаційних штирів, які для фіксації положення входять у відповідні отвори. На циліндричній поверхні даного фіксатора є фігурні пази, за допомогою яких виконується фіксація деталі у двох положеннях: незафіксоване положення повороту кисті та зафіксоване положення. Для фіксації положення, користувачу необхідно докласти невеликі зусилля спротиву пружині та провернути проти годинникової стрілки до фіксованого положення. В момент даного руху, 4 виступи на деталі конектора куксоприймача рухаються по відповідним чотирьом пазам фіксатора. Деталь містить ширше кільце в основі, яке виступає за межі основної конструкції, щоб користувачу було зручно прокручувати даний елемент для фіксації.

Кришка у даній конструкції необхідна для фіксації пружини та створення необхідного тиску для її роботи. Також за допомогою пласкої поверхні кришки відбувається з'єднання із куксоприймачем. Дана фіксація може відбуватися за рахунок вклеювання та впресовування у посадкове місце. Така процедура може ще зменшити довжину даного кріплення.

3.3.2 Параметризація моделі

Для реалізації адаптації конектора до розмірів дітей реалізовано параметризацію сконструйованих деталей. Даний процес буде розглянутий на прикладі параметризації деталі конектора куксоприймача (типу гайки). Для цього у SolidWorks було додано глобальні змінні, що відповідають зовнішньому діаметру деталі (D), діаметр внутрішньої стінки (dвн), діаметр внутрішньої бобишки (b), діаметр отворів під фіксатори положення (f) (рис. 3.5). Наступним кроком є задання рівнянь для залежних змінних. Незалежною змінною у даному контексті є для всіх деталей зовнішній діаметр, дана змінна отримується із математичної моделі обхвату передпліччя. Залежні змінні були визначенні

рівняннями базуючись на оптимальних товщинах стінок для міцності конструкції.


Уравнения, глобальные переменные и размеры

Отфильтровать все поля

Имя	Значение / Уравнение	Равняется	Заметки
Глобальные переменные			
"D"	= 51.1	51.1	
"двн"	= int ("D" - 8)	43	
"b"	= int ("D" / 2)	25	
"f"	= "b" + 5	30мм	
Добавить глобальную переме			
Элементы			
Добавить погашение элемент			
Уравнения			
"D1@Эскиз4"	= "f"	30мм	
"D1@Эскиз3"	= "b"	25мм	
"D2@Эскиз3"	= "двн"	43мм	
"D1@Эскиз1"	= "D"	51.1мм	
Добавить уравнение			

Рисунок 3.5 – Створення глобальних змінних параметризації

Головною ідеєю даного кроку є зменшення часу на адаптацію моделей під потрібний розмір, але даний крок не заміняє роботу конструктора, оскільки після перебудування, модель може втратити міцністні характеристики та не відповідати поставленим вимогам. У такому випадку неодмінно допрацювати та відкоригувати отриману деталь.

3.4 Аналіз отриманої моделі конектора

Для визначення відповідності конструкції до навантажень, що має витримувати конструкція було проведено аналіз навантажень у SolidWorks Simulation для сконструйованих деталей. У даному підрозділі буде розглянуто аналіз двох деталей, які мають найбільш тонкі з’єднання та можуть бути ушкодженими під навантаженням.

Для аналізу на злам було додано крутну силу номіналом 150 Н/м^2, що перевищує встановлене обмеження, тобто гарантує запас міцності. В результаті цього було отримано максимальне значення напруження у точках кріплення фіксувальних штирів (2,171e^{+9})та в місці контакту їх із деталлю конектора куксоприймача (1,493e^{+10}). Обидва цих значення є близькими до критичних

значень. Це свідчить, що конструкція може деформуватися у тонких місцях за високих навантажень. Варто зазначити, що на рисунках 3.6-3.7 зображені гіперболізовані зміщення для кращої візуалізації процесів. Тим не менш, дані конструкції мають потенціал для покращень. При використанні прогностичної моделі необхідно щоразу перевіряти навантаження та запевнятися чи буде дана конструкція за таких розмірів достатньо міцною. Варто також зазначити, що розподіл навантажень у збірці відрізняється від розподілу навантажень на окремий елемент.

На рисунках 3.8-3.9 зображені аналізи зміщень при тих самих силах скручування. Для деталі конектора куксоприймача також було додано сили, що діють на виступи, що взаємодіють із фіксатором положень. Через це, на рисунку 3.9 зовнішня частина має найбільше зміщення в порівнянні з центральною.

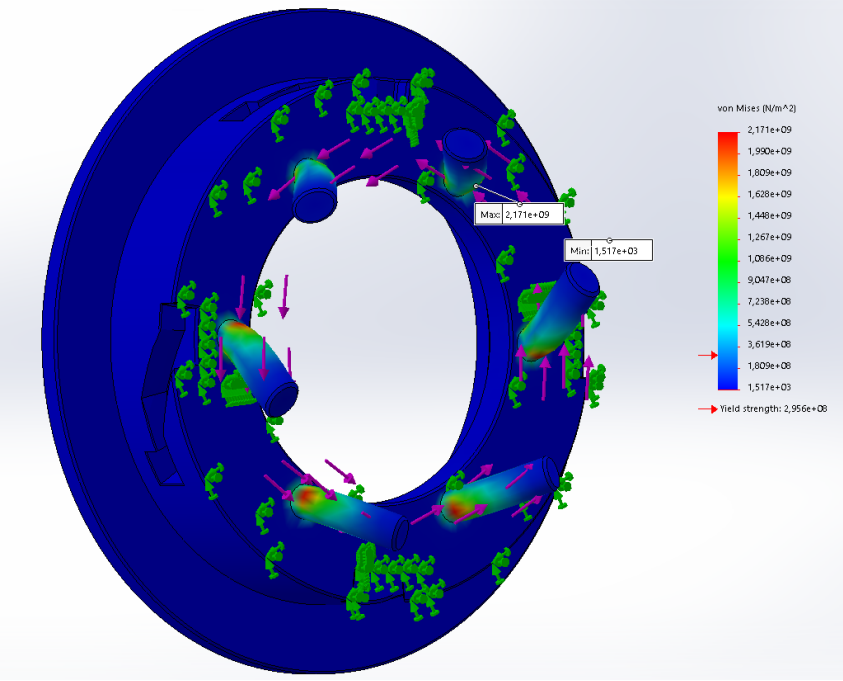


Рисунок 3.6 – Аналіз напружень у деталі «фіксатор положення»

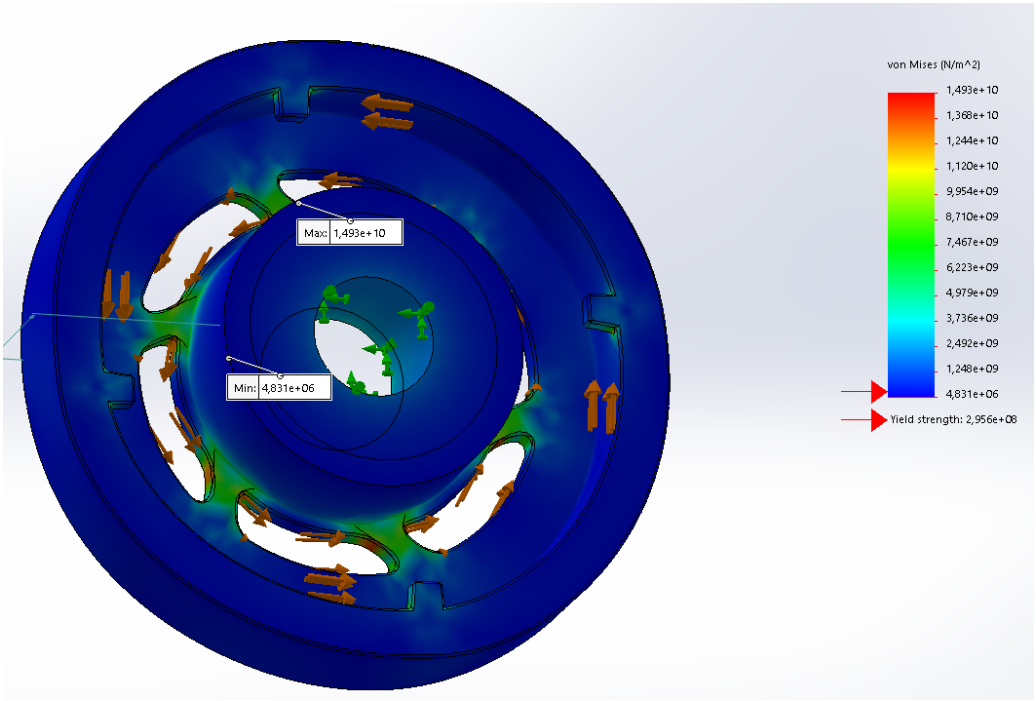


Рисунок 3.7 – Аналіз напружень у деталі «кріплення куксоприймача (типу гайка)»

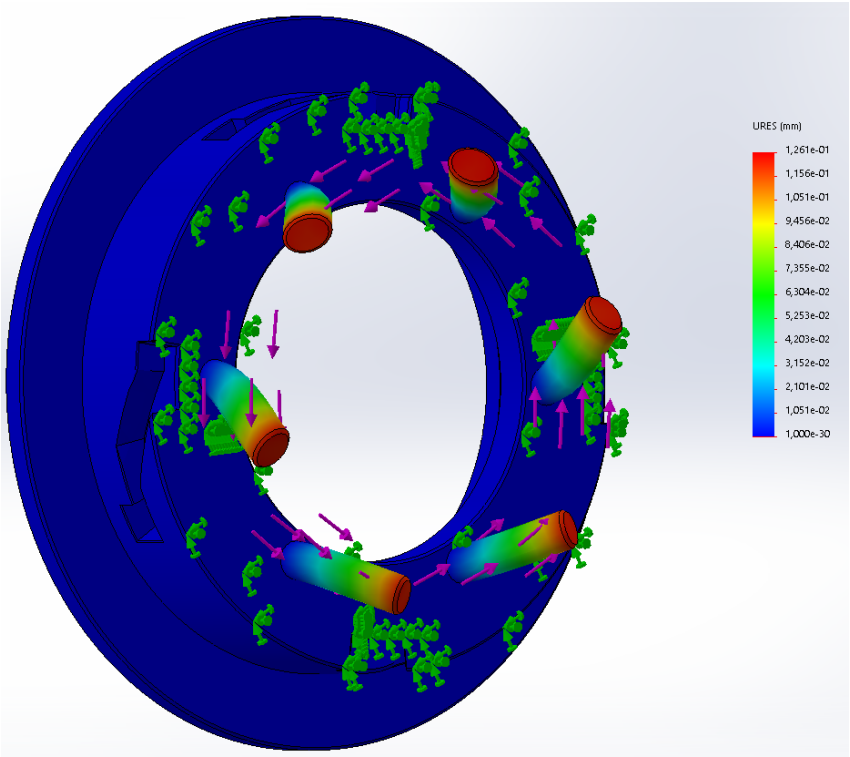


Рисунок 3.8 – Аналіз зміщень у деталі «фіксатор положення»

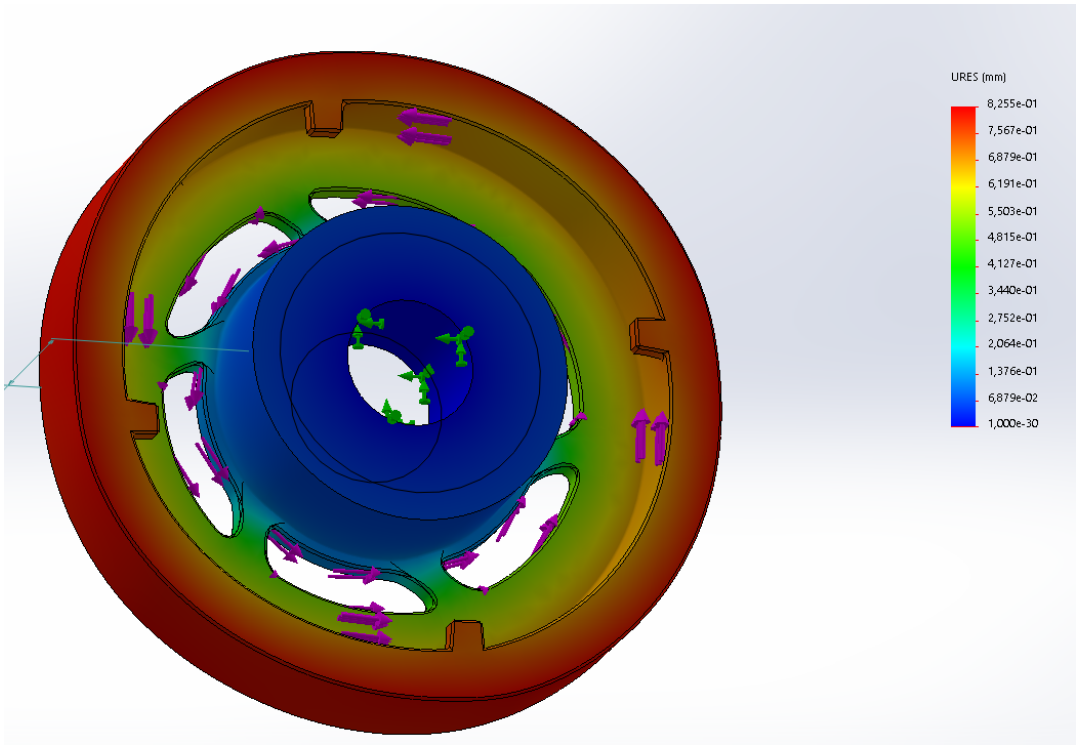


Рисунок 3.9 – Аналіз зміщень у деталі у деталі «конектор куксоприймача (типу гайка)»

Дані зображення дозволяють спрогнозувати та оцінити можливі деформації матеріалу, що вказує на слабкі місця конструкції.

Висновки до розділу 3

У даном розділі було описано етапи створення прогностичних математичних моделей для параметрів довжина передпліччя та його обхват. Було отримано відповідні формули для даних параметрів за допомогою регресійного та дискримінантного аналізів. Також у розділі описано спроєктоване коротке кріплення для біомеханічного протезу кисті у дітей. Розглянуто його конструкцію, описано способ кріплення та основні механічні особливості. У даному розділі наведено аналіз компонентів спроєктованого пристрою за допомогою модуля SolidWorks Simulations.

РОЗДІЛ 4
ОХОРОНА ПРАЦІ

4.1 Характеристика конектора протезу кисті з куксоприймачем

4.1.1 Характеристики компонентів конектора

Даний пристрій складається з двох металевих частин кожна з яких кріпиться у відповідну частину конструкції (протез кисті або куксоприймач). Між собою ці деталі скріплені різбою та спеціальними фіксаторами положення. Також конструкція містить плату з контактами та дроти, що з'єднують та забезпечують електричний зв'язок активну частину протезу кисті із акумулятором та сенсорами куксоприймача.

Таблиця 4.1 – Характеристики компонентів пристрою, що проєктується

№	Найменування компонентів пристрою	Основні характеристики	К-сть	Позиція на рисунку
1.	Кріплення на куксоприймачі (по-типу гайки)	Матеріал: металевий сплав	1	1
2.	Кріплення на протезі (по-типу гвинт)	Матеріал: металевий сплав	1	2
3.	Плата з контактами	клас виробу за способом захисту – I клас виробу за ступенем захисту – B максимальний струм живлення – 5,5 А	1	3
4.	Роз'єм для дротів	клас виробу за способом захисту – I клас виробу за ступенем захисту – B максимальний струм живлення – 5,5 А	2	4
5.	З'єднувальні дроти	клас виробу за способом захисту – 0 клас виробу за ступенем захисту – B максимальний струм живлення, що пропускається крізь – 5,5 А	6	5

До пристрою, що проєктується, не висуваються спеціальних вимог щодо освітлення, вологості повітря, тиску та температури.

4.1.2 Складові частину протезу

На рисунку 4.1 зображено функціональну схему розробленого пристрою. На рисунку суцільними стрілками позначені механічні з’єднання між компонентами. Компоненти кріплення на куксоприймачі (2) та кріплення на протезі (1) з’єднані між собою за допомогою різьбового з’єднання та фіксаторів положення повороту кисті протезу. Компонент кріплення протезу (1) з’єднаний з самим протезом за допомогою 6 гвинтів, що вкручуються в корпус протезу. Компонент кріплення куксоприймача (2) є впресованим та вклеїним на епоксидну смолу в корпус куксоприймача. Контактна плата, що є компонентом з’єднання дротів від протезу та дротів, що передають сигнал та живлення від компонентів куксоприймача (3), є закріпленою на поверхні компоненту кріплення (1). Контактна плата містить у собі роз’єм для дротів (4), за допомогою якого з’єднуються між собою контактна плата та дроти для передачі сигналу (5). Через дроти (5) від компонентів куксоприймача (літій-йонного акумулятора та міосенсорів) передається живлення та сигнал на протез кисті.

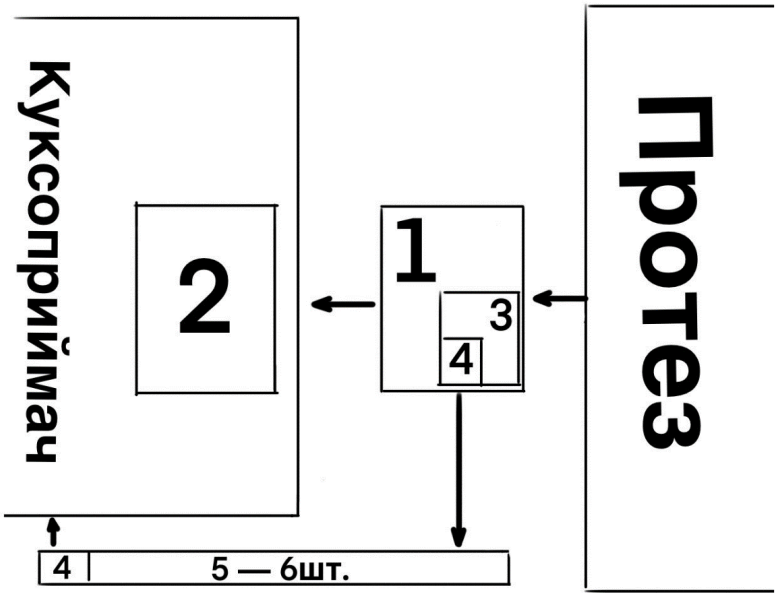


Рисунок 4.1 – Функціональна схема конектора протезу кисті з куксоприймачем

4.1.3 Характер взаємодії об’єкту в системі «людина - об’єкт»

Оскільки об’єкт проєктування є механічним пристроєм, то взаємодія відбувається без очевидних індикаторів. Положення елементів фіксації кисті можна визначити за виступами на корпусі, а ступінь затягнутості різьбового з’єднання контролюється візуально. Ці дані представлені у таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Взаємодія об’єкту в системі «людина-об’єкт»

№	Найменування компонентів пристрою	Вид відображення інформації	Кількість
1.	Механізм фіксації положеня кисті	Положення виступів на конекторі	4
2.	Елементи кріплення куксоприймача та протезу	Візуальний контроль положення	1

4.2 Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією пристрою, який проєктується та заходи їх усунення.

Для забезпечення безпеки користування проєктованим пристроєм та уникнення шкоди здоров’ю користувача, необхідні бути виконаними вимоги до безпеки, що для даного пристрою встановлені для уникнення біологічних та механічних ушкоджень.

У результаті необережного поводження з пристроєм можливе механічне ушкодження шкіри людини, а через невідповідний стан пристрою (корозія металу) можливе потрапляння в тіло людини сторонніх елементів, що може нести загрозу для життя та здоров’я користувача.

4.2.1 Фізичні джерела небезпеки

Механічна небезпека виникає в розробленому пристрої при взаємодії в момент вкручування різьби елементу кріплення на протезі в елемент кріплення

на куксоприймачі та використанні механізму фіксації положення кисті, дані наведені у таблиці 4.3. Категорія небезпеки – 3С (небажана, гранично допустима).

Таблиця 4.3 – Оцінка небезпек механічного характеру

№	Найменування компонентів пристрою	Джерело небезпеки	Причина небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Різьбове з'єднання між компонентом кріплення на протезі та куксоприймачі	Механічні з'єднання	Недостатня фіксація положення	Розкручування фіксатора в процесі експлуатації, відсутність фіксації положення, в результаті чого користувач може отримати ушкодження предметами, що утримує в протезі або самим протезом.
2.		Рухомі частини	Необережне поводження із рухомими частинами	Фізичне ушкодження тіла людини в результаті защемлення тканин – виникнення подряпин, ран, що супроводжуються больовим відчуттям
3.	Механізм фіксації положення протезу			
4.	Металеві частини пристрою	Гострі частини	Фізичний контакт з гострими поверхнями	Отримання користувачем порізів, подряпин та інших ушкоджень після користування пристроєм

У таблиці 4.4 наведено основні дані джерел механічної небезпеки.

Таблиця 4.4 – Реальні та нормативні значень джерел механічної небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Механічні ушкодження	Наявність	Відсутність
2.	Гострі поверхні	Наявність	Відсутність
3.	Фіксація положення	Наявна вірогідність поганої фіксації	Гарантована фіксація

У таблиці 4.5 наведено основні заходи безпеки.

Таблиця 4.5 – Заходи безпеки

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	• Додаткова обробка гострих граней (фінішна обробка, округлення країв); • Покращення проєктованого пристрою, шляхом доопрацювання та уникання гострих граней; • Розробка захисних колпаків на деталі, що можуть пошкоджувати тіло людини; • Використання більш надійних різьбових з'єднань (різьб з фланцем, різьб з лівим кроком)	Запобігання пораненням при контакті з металевими гранями, обмеження прямого контакту з гострими гранями пристрою, запобігання розкручуванню різьбових з'єднань.
2.	Організаційні заходи	Попередні та періодичні мед. огляди користувачів, технічні огляди конструкції, інструктаж користувачів	Контроль можливих порушень фізичного стану внаслідок контакту з металевими частинами кріплення, контроль фізичного стану пристрою навчання користувача правилам поводження з пристроєм
3.	Режимні	Відсутні	–
4.	Експлуатаційні	Дотримання правил безпеки при використанні	Уникнення та запобігання можливих небезпек

4.2.2 Біологічна небезпека

Біологічна небезпека може виникнути як у поєднанні із механічною небезпекою, так і самостійно. Якщо було використано конструкцію в невідповідному стані, а саме за наявності змін матеріалу та корозії металу, то можливе зараження користувача через потрапляння до можливих ран та подряпин на шкірі. Також у разі поєднання даної небезпеки з механічною, значно зростає можливість отримання пошкодження та зараження. Категорія небезпеки – 3D (припустима з перевіркою, прийнятна).

Основні дані оцінок біологічної небезпеки наведено у таблицях 4.6-4.8.

Таблиця 4.6 – Оцінка небезпек біологічного характеру

№	Наймеування компонентів пристрою	Джерело небезпеки	Причина небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Металеві частини пристрою	Корозія	Використання пристрою у невідповідному фізичному стані	Виникнення зараження в результаті потрапляння частинок іржі в мікро-тріщини шкіра та подряпини

Таблиця 4.7 – Реальні та нормативні значень джерел біологічної небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Частинки, що викликають зараження	Наявність	Відсутність

Таблиця 4.8 – Заходи безпеки

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні заходи	• Обробка металу мастилами, покриття фарбою або емаллю; • Гальванізування металевих деталей; • Заміна сплаву на корозостійкій	Уникнення розвитку корозії металу, ізоляція джерел зараження (відсутність прямого контакту)
2	Організаційні заходи	Інструктаж користувача з правил безпеки	Навчання користувача доглядати, уникати та запобігати отриманню зараження через корозійні частки
3	Режимні	не передбачені	–
4	Експлуатаційні	Використання пристрою в належному стані	Уникання контакту із можливими небезпеками

4.3 Розробка «Інструкції по техніці безпеки при експлуатації короткого кріплення для біомеханічного протезу кисті у дітей»

4.3.1 Загальні положення, стосовно прав і обов'язків обслуговуючого персоналу по виконанню вимог безпеки

- встановлення кріплення на протез кисті та в куксоприймач має проводитися кваліфікованим інженером-збиральником, який ознайомився із способами та особливостями даної процедури;
- перед моментом передачі пристрою у постійне користування пацієнту, обслуговуючий персонал має впевнитися у відсутності пошкоджень та недоліків роботи механізму.

4.3.2 Технологічні вимоги по дотриманню заходів безпеки перед початком, під час роботи, пілся закінчення і в умовах аварійної ситуації

- перед використанням пристрою, користувач має впевнитися в цілісності та належності стану кріплення (відсутність корозії, подряпин, наявність всіх компонентів, цілісність дротів);
- у випадку наявності ушкоджень пристрою, його використання може призвести до небезпек;
- використання пристрою та з'єднання дротів має відбуватися згідно інструкці з експлуатації;
- під час експлуатації слід поводитися із з'єднанням обережно, уникати зачеплень проводів та їх ушкоджень;
- після закінчення експлуатації, спочатку відмикати дроти, після чого зняти фіксацію положення кисті та розкручувати різбу з'єднання.

4.3.3 Особливості обслуговування даного пристрою і безпечні методи роботи

- перевезення пристрою має відбуватися або в розібраному стані, або в збірці із протезом та куксоприймачем, але без з'єднання кисті та куксоприймача;
- при порушенні функціоналу або ушкодженні покриття з'єднання необхідно провести технічне обслуговування, або замінити компоненти, які вийшли з ладу;
- обслуговування та експлуатація має проводитися згідно усіх правил безпеки та експлуатації.

Висновки до розділу 4

У даному розділі було оглянуто структуру та основні компоненти пристрою. Було проаналізовано біологічні та фізичні небезпеки короткого кріплення між протезом кисті та куксоприймачем у дітей та методи їх запобігання. Згідно цих методів було розроблені технічні, організаційні, режимні та експлуатаційні заходи, які запобігають виникненню можливих ущкоджень людини.

ВИСНОВКИ

У ході дипломної роботи було опрацьовано та проаналізовано наукові джерела, що розкривають проблематику дитячого протезування, його особливостей, використання математичного моделювання в протезуванні та особливостей зап’ясних фіксаторів. Згідно даних опрацьованих джерел було виявлено основні проблеми дитячого протезування, а саме швидкій ріст дітей, постійна необхідність у коригуванні розміру протезу та необхідність відповідності протезу стадії розвитку дитини.

Для вирішення даних проблем було запропоновано створити прогностичні математичні моделі за допомогою регресійного та дискримінантного аналізу відповідних антропометричних параметрів дітей. Дані математичні моделі спрямовані на пришвидшення проєктування протезів шляхом можливості попередньо передбачити та прорахувати можливі зміни в протезі.

Також, для вирішення проблеми виникнення компенсаторних рухів під час користування протезами та проблеми зайвого подовження куксоприймача при ампутаціях близьких до зап’ясного суглобу, було розроблено 3D модель короткого конектора між куксоприймачем та протезом кисті. Дана модель була проаналізована на навантаження. Для даної розробки було проведено аналіз потенційних небезпек, описано можливі способи подолання їх та описано інструкції по техніці безпеки.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Peterson J. K., Prigge P. Early upper-limb prosthetic fitting and brain development: considerations for success. JPO journal of prosthetics and orthotics. 2020. Vol. 32, no. 4. P. 229–235. URL: https://doi.org/10.1097/jpo.0000000000000320 (дата звернення: 03.06.2023).

2. Realistic and highly functional pediatric externally powered prosthetic hand using pneumatic soft actuators / H. Taniguchi et al. Journal of robotics and mechatronics. 2020. Vol. 32, no. 5. P. 1034–1043. URL: https://doi.org/10.20965/jrm.2020.p1034 (дата звернення: 21.05.2023).

3. Peterson J. K., Prigge P. Early upper-limb prosthetic fitting and brain development: considerations for success. JPO journal of prosthetics and orthotics. 2020. T. 32, № 4. C. 229–235. URL: https://doi.org/10.1097/jpo.0000000000000320 (дата звернення: 21.05.2023).

4. Eivissa declaration | declaración de eivissa. UNWTO declarations | déclarations de l'omt | declaraciones de la OMT. 2008. Vol. 18, no. 01. P. 1–6. URL: https://doi.org/10.18111/unwtodeclarations.2008.18.01 (дата звернення: 01.06.2023).

5. Is body powered operation of upper limb prostheses feasible for young limb deficient children? / J. Shaperman et al. Prosthetics and orthotics international. 1995. Vol. 19, no. 3. P. 165–175. URL: https://doi.org/10.3109/03093649509168000 (дата звернення: 04.06.2023).

6. Shaperman J. Early learning of hook operation. Inter-Clinic Info Bull. 1975. No. 14. P. 11–18.

7. Barros D. C., Felipe G. C., Silva J. P. e. Antropometria. Vigilância alimentar e nutricional para a saúde Indígena. 2008. C. 33–74. URL: https://doi.org/10.7476/9788575415894.0004 (дата звернення: 21.05.2023).

8. Evaluation of positional plagiocephaly: conventional anthropometric measurement versus laser scanning method / S. Nahles et al. Journal of Cranio-

Maxillofacial Surgery. 2018. Vol. 46, no. 1. P. 11–21. URL: https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.10.010 (дата звернення: 04.06.2023).

9. Non-Linear motorized prosthetic hand system with gradient descent tuning technique / M. H. Jali та ін. International journal of mechanical engineering and robotics research. 2021. С. 429–435. URL: https://doi.org/10.18178/ijmerr.10.8.429-435 (дата звернення: 21.05.2023).

10. Modeling and prototyping of a soft prosthetic hand exploiting joint compliance and modularity / I. Hussain та ін. 2018 IEEE international conference on robotics and biomimetics (ROBIO), м. Kuala Lumpur, Malaysia, 12–15 груд. 2018 р. 2018. URL: https://doi.org/10.1109/robio.2018.8665231 (дата звернення: 21.05.2023).

11. Bajaj N. M., Spiers A. J., Dollar A. M. State of the art in artificial wrists: a review of prosthetic and robotic wrist design. IEEE transactions on robotics. 2019. Vol. 35, no. 1. P. 261–277. URL: https://doi.org/10.1109/tro.2018.2865890 (дата звернення: 03.06.2023).

12. Montagnani F., Controzzi M., Cipriani C. Is it finger or wrist dexterity that is missing in current hand prostheses?. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering. 2015. Vol. 23, no. 4. P. 600–609. URL: https://doi.org/10.1109/tnsre.2015.2398112 (дата звернення: 03.06.2023).

13. Design of a modular and compliant wrist module for upper limb prosthetics / A. Demofonti та ін. The anatomical record. 2022. URL: https://doi.org/10.1002/ar.24911 (дата звернення: 05.06.2023).

14. Anthropometry of infants, children, and youths to age 18 for product safety design: Final report May 31, 1977 / ed. by S. R. G, U.S. Consumer Product Safety Commission, University of Michigan. Highway Safety Research Institute. Bethesda, Md : Consumer Product Safety Commission, 1977. 628 p.

15. Kumari K., Yadav S. Linear regression analysis study. Journal of the practice of cardiovascular sciences. 2018. Т. 4, № 1. С. 33. URL: https://doi.org/10.4103/jpcs.jpcs_8_18 (дата звернення: 21.05.2023).

16. Simulation and optimization of materials used for prosthetic leg for above-knee amputees using MR fluid / G. Shastry та ін. Materials today: proceedings. 2021. Т. 45. С. 5292–5298. URL: https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.862 (дата звернення: 06.06.2023).

17. МОДЕЛЬ ДИСКРИМІНАНТНОГО АНАЛІЗУ. Статистичне моделювання та прогнозування. Українські підручники та статті – Бібліотека Posibniki.com.ua. Українські підручники, посібники та статті - Бібліотека Posibniki. Електронна бібліотека підручників онлайн. URL: https://posibniki.com.ua/post-model-diskriminantnogo-analizu (дата звернення: 21.05.2023).

18. My SolidWorks. MySolidWorks - Official SOLIDWORKS Community. URL: https://my.solidworks.com/try-solidworks?mktid=13830&utm_campaign=202007_nam_sw_GoogleSWOPT_en_XOP2051_rise_brand_ca_exact&utm_medium=cpc&utm_source=google&utm_content=search&utm_term=Cj0KCQjwj_ajBhCqARIsAA37s0wgApLs0ATLKl8F_X8Sxxa5N7Co6mtiMPyc8Z4O6f1ok12rUIoQqWUaAoYjEALw_wcB&gclid=Cj0KCQjwj_ajBhCqARIsAA37s0wgApLs0ATLKl8F_X8Sxxa5N7Co6mtiMPyc8Z4O6f1ok12rUIoQqWUaAoYjEALw_wcB&gclsrc=aw.ds (дата звернення: 06.06.2023).

19. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences / J. Zuniga та ін. BMC research notes. 2015. Т. 8, № 1. С. 10. URL: https://doi.org/10.1186/s13104-015-0971-9 (дата звернення: 21.05.2023).

20. Mathematical modeling and production of semi-active hand prosthesis from clear resin / M. Kayrici та ін. International advanced researches and engineering journal. 2021. Т. 5, № 2. С. 171–180. URL: https://doi.org/10.35860/iarej.833538 (дата звернення: 21.05.2023).

21. Anthropometric Equipment and Instruments. NutriActiva. URL: https://nutriactiva.myshopify.com/blogs/anthropometry/anthropometry-equipment-

instruments?shpxid=1e88e66e-eb88-4388-b7ae-da7d254f928a (дата звернення: 21.05.2023)

ДОДАТОК А

Таблиця кореляції регресійної модель для змінної «довжина ліктя»

		ELBOW HANDLE	WEIGHT	SHOULDERBREA	BIOCROMIALBR	SHOULDERELBO	ACROMIONRADI	UPPERARMCIRC	RADIALESTYLIO	FOREARMCIRCU	HANDLENGTH	HANDBREADTH	Age	SEX
Кореляція Пірсона	ELBOWHANDLENGTH	1,000	,921	,921	,942	,954	,969	,842	,968	,903	,972	,927	,932	-,112
	WEIGHT	,921	1,000	,954	,918	,888	,906	,955	,891	,964	,896	,892	,890	-,089
	SHOULDERBREADTH	,921	,954	1,000	,929	,889	,908	,920	,894	,936	,895	,887	,894	-,094
	BIOCROMIALBREADTH	,942	,918	,929	1,000	,913	,926	,852	,908	,892	,918	,890	,914	-,053
	SHOULDERELBOWLENGTH	,954	,888	,889	,913	1,000	,948	,805	,926	,860	,926	,882	,914	-,071
	ACROMIONRADIALELENGTH	,969	,906	,908	,926	,948	1,000	,828	,946	,884	,940	,903	,926	-,131
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,842	,955	,920	,852	,805	,828	1,000	,812	,965	,823	,844	,815	-,107
	RADIALESTYLIONLENGTH	,968	,891	,894	,908	,926	,946	,812	1,000	,871	,934	,898	,898	-,167
	FOREARMCIRCUMFERENCE	,903	,964	,936	,892	,860	,884	,965	,871	1,000	,883	,907	,855	-,169

	HANDLENGTH	,972	,896	,895	,918	,926	,940	,823	,934	,883	1,000	,942	,903	-,108
	HANDBREADTH	,927	,892	,887	,890	,882	,903	,844	,898	,907	,942	1,000	,861	-,220
	Age	,932	,890	,894	,914	,914	,926	,815	,898	,855	,903	,861	1,000	-,006
	SEX	-,112	-,089	-,094	-,053	-,071	-,131	-,107	-,167	-,169	-,108	-,220	-,006	1,000
Знач. (односторонняя)	ELBOWHANDLENGTH	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000
	WEIGHT	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,001
	SHOULDERBREADTH	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,001
	BIOCROMIALBREADTH	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,035
	SHOULDERELBOWLENGTH	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,007
	ACROMIONRADIALELENGTH	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000
	RADIALESTYLIONLENGTH	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000

	FOREARMCIRCUMFERENCE	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000
	HANDLENGTH	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000
	HANDBREADTH	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000
	Age	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,415
	SEX	,000	,001	,001	,035	,007	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,415	.
N	ELBOWHANDLENGTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	WEIGHT	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	SHOULDERBREADTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	BIOCROMIALBREADTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	SHOULDERELBOWLENGTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	ACROMIONRADIALELENGTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	UPPERARMCIRCUMFERENCE	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	RADIALESTYLIONLENGTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168

	FOREARMCIRCUMFERENCE	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	HANDLENGTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	HANDBREADTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	Age	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	SEX	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168

Таблиця кореляції регресійної модель для змінної «окружність ліктя»

		FOREARMCIRCUMFERENCE	WEIGHT	SHOULDERBREADTH	BIOCROMIALBREADTH	SHOULDERELBOWLENGTH	ACROMIONRADIALELENGTH	UPPERARMCIRCUMFERENCE	ELBOWHANDLENGTH	RADIALESTYLIONLENGTH	HANDLENGTH	HANDBREADTH	SEX	Age
Корреляція Пірсона	FOREARMCIRCUMFERENCE	1,000	,964	,936	,892	,860	,884	,965	,903	,871	,883	,907	-,169	,855
	WEIGHT	,964	1,000	,954	,918	,888	,906	,955	,921	,891	,896	,892	-,089	,890
	SHOULDERBREADTH	,936	,954	1,000	,929	,889	,908	,920	,921	,894	,895	,887	-,094	,894
	BIOCROMIALBREADTH	,892	,918	,929	1,000	,913	,926	,852	,942	,908	,918	,890	-,053	,914
	SHOULDERELBOWLENGTH	,860	,888	,889	,913	1,000	,948	,805	,954	,926	,926	,882	-,071	,914
	ACROMIONRADIALELENGTH	,884	,906	,908	,926	,948	1,000	,828	,969	,946	,940	,903	-,131	,926

	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,965	,955	,920	,852	,805	,828	1,000	,842	,812	,823	,844	-,107	,815
	ELBOWHANDLENGTH	,903	,921	,921	,942	,954	,969	,842	1,000	,968	,972	,927	-,112	,932
	RADIALESTYLIONLENGTH	,871	,891	,894	,908	,926	,946	,812	,968	1,000	,934	,898	-,167	,898
	HANDLENGTH	,883	,896	,895	,918	,926	,940	,823	,972	,934	1,000	,942	-,108	,903
	HANDBREADTH	,907	,892	,887	,890	,882	,903	,844	,927	,898	,942	1,000	-,220	,861
	SEX	-,169	-,089	-,094	-,053	-,071	-,131	-,107	-,112	-,167	-,108	-,220	1,000	-,006
	Age	,855	,890	,894	,914	,914	,926	,815	,932	,898	,903	,861	-,006	1,000
Знач. (односторонняя)	FOREARMCIRCUMFERENCE	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000
	WEIGHT	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,001	,000
	SHOULDERBREADTH	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,001	,000
	BIOCROMIALBREADTH	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,035	,000
	SHOULDERELBOWLENGTH	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,007	,000
	ACROMIONRADIALELENGTH	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000

	UPPERARMCIRCUMFERENCE	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000	,000
	ELBOWHANDLENGTH	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000	,000
	RADIALESTYLIONLENGTH	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000	,000
	HANDLENGTH	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000	,000
	HANDBREADTH	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,000	,000
	SEX	,000	,001	,001	,035	,007	,000	,000	,000	,000	,000	,000	.	,415
	Age	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,415	.
N	FOREARMCIRCUMFERENCE	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	WEIGHT	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	SHOULDERBREADTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	BIOCROMIALBREADTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	SHOULDERELBOWLENGTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	ACROMIONRADIALELENGTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168

	UPPERARMCIRCUMFERENCE	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	ELBOWHANDLENGTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	RADIALESTYLIONLENGTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	HANDLENGTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	HANDBREADTH	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	SEX	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168
	Age	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168	1168