

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ
ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ МЕХАНІКО-МАШИНОБУДІВНИЙ
ІНСТИТУТ
КАФЕДРА КОНСТРУЮВАННЯ МАШИН

До захисту допущено

Завідувач кафедри

Юрій ДАНИЛЬЧЕНКО

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ” 2025 р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступені бакалавра

за освітньо-професійною програмою «Конструювання та дизайн машин» зі

спеціальності 131 «Прикладна механіка»

на тему «Ортез для верхніх кінцівок»

Виконав студент групи

IV курсу, групи МВ-12

Вижим Максим Володимирович

(підпис)

Керівник проєкту

професор, д.т.н. Майборода В.С.

(підпис)

РЕЦЕНЗЕНТ:

Доцент, к.т.н. Кореньков Володимир Миколайович

(підпис)

Засвідчую, що у цьому дипломному проєкті
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.

Студент

(підпис)

Київ – 2025 року

Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського”
Навчально-науковий механіко-машинобудівний інститут
Кафедра конструювання машин

Рівень вищої освіти _____ перший (бакалаврський) _____

Спеціальність _____ 131 Прикладна механіка _____

Освітньо-професійна програма _____ «Конструювання та дизайн машин»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Юрій ДАНИЛЬЧЕНКО

(підпис)

“ _____ ” _____ 202_ р.

З А В Д А Н Н Я
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЄКТ СТУДЕНТУ

Вижиму Максиму Володимировичу

1. Тема дипломного проекту “Ортез для верхніх кінцівок”

Керівник проекту професор, д.т.н. Майборода Віктор Станіславович,
затверджені наказом по університету від “29” травня 2025 року № 1835-с

2. Термін подання студентом дисертації червень 2025р

3. Об’єкт дослідження Ортез верхньої кінцівки

4. Предмет дослідження (Вихідні дані) розробка 3D-моделі ортезу.

5. Перелік завдань: Аналіз конструктивних особливостей ортезів верхніх кінцівок; Визначення класифікаційних ознак та вимог до ортезів; Вивчення сучасних технологій виготовлення ортезів із застосуванням 3D-друку; Обґрунтування вибору матеріалу PETG; Побудова цифрової моделі ортезу на основі 3D-скану руки; Розроблення технологічного процесу виготовлення виробу.

6. Перелік графічних матеріалів: 1. Огляд видів ортезів; 2. Конструкція та принцип роботи; 3. Проектування 3D моделей; 4.Розрахунки; 5. Кресленики та специфікації компонентів; 6. Складальне креслення пристосування.

7. Дата видачі завдання – 6.02.2025р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Терміни виконання окремих етапів	Примітка
1	Отримання теми дипломного проекту, ознайомлення.	14.04.2024- 15.02.2025	Виконано
2.	Аналіз класифікації ортезів верхніх кінцівок, вимог до них та обґрунтування вибору конструкції	16.02.2025- 30.03.2025	Виконано
3.	Аналіз матеріалів та технологій виготовлення ортезів, обґрунтування вибору FDM-друку з PETG	30.03.2025- 15.04.2025	Виконано
4.	Вивчення методології 3D-сканування кінцівки, опис типів сканерів, вимог до процесу сканування	16.04.2025- 30.04.2025	Виконано
5.	Розробка 3D-моделі ортезу в Meshmixer: очищення скану, моделювання, вентиляції, біомеханіка	01.05.2025- 16.05.2025	Виконано

6.	Розробка технологічного процесу виготовлення ортезу та моделювання пристосування для сканування	17.05.2025- 27.05.2025	Виконано
7	Оформлення розрахунково-пояснювальної записки та графічного матеріалу	28.05.2025- 05.06.2025	Виконано

Студент

Максим ВИЖИМ

Керівник дипломного проєкту

Віктор МАЙБОРОДА

РЕФЕРАТ

Дипломний проєкт присвячено створенню індивідуального ортезу верхньої кінцівки з використанням технології 3D-друку. Метою роботи є розробка конструкції та технологічного процесу виготовлення ортопедичного виробу, що враховує анатомічні особливості руки, є зручним у використанні та придатним до виготовлення на FDM-принтері з сучасних матеріалів.

У роботі проаналізовано основні класифікації та конструктивні типи ортезів верхніх кінцівок, розглянуто вимоги до таких виробів з точки зору функціональності, ергономіки та комфортності носіння. Проведено порівняльну характеристику матеріалів, з яких виготовляються ортези, та обґрунтовано вибір PETG як основного матеріалу для друку. Особливу увагу приділено опису методології 3D-сканування кінцівки, зокрема — вимогам до позиції руки, типам сканерів і параметрам знімання, необхідним для створення точної цифрової моделі.

Розроблено цифрову модель ортезу із врахуванням біомеханіки зап'ястка, зон навантаження та вентиляції. Моделювання виконувалося у програмному середовищі Meshmixer, а підготовка до друку — у UltiMaker Cura. Проведено аналіз впливу орієнтації моделі на столі на якість друку, витрату матеріалу, потребу в підтримках та тривалість виготовлення. Обрано оптимальні параметри друку: товщину шару, температуру, швидкість, щільність заповнення. Здійснено інженерні розрахунки навантажень, які діють на ортез, та визначено допустиму товщину стінок для забезпечення міцності та жорсткості виробу.

Також у рамках проєкту спроектовано універсальне пристосування для фіксації руки під час 3D-сканування, яке дозволяє точно позиціонувати кінцівку без впливу м'язових треморів або зміщення.

Ключові слова: ортез верхньої кінцівки, 3D-сканування, Meshmixer, Fusion 360, 3D-друк, FDM-технологія, PETG, індивідуальне протезування, біомеханіка зап'ястка, ергономічний дизайн, вентиляційні отвори.

ABSTRACT

The diploma project is dedicated to the development of a custom upper limb orthosis using 3D printing technology. The aim of the work is to design the structure and technological process for manufacturing an orthopedic device that takes into account the anatomical features of the hand, is comfortable to wear, and suitable for production on an FDM printer using modern materials.

The project analyzes the main classifications and structural types of upper limb orthoses, as well as the requirements for such devices in terms of functionality, ergonomics, and wearing comfort. A comparative analysis of materials used for orthosis production is presented, and the selection of PETG as the primary printing material is substantiated. Particular attention is given to the methodology of 3D scanning of the limb — including hand positioning requirements, types of scanners, and scanning parameters necessary for obtaining an accurate digital model.

A digital model of the orthosis was developed with consideration of wrist biomechanics, load zones, and ventilation. The modeling was performed using Meshmixer software, while the preparation for printing was carried out in UltiMaker Cura. The influence of model orientation on the print bed was analyzed in terms of print quality, material consumption, need for supports, and printing duration. Optimal printing parameters were selected, such as layer height, temperature, speed, and infill density. Engineering calculations were performed to determine the loads acting on the orthosis and to establish the appropriate wall thickness to ensure strength and rigidity.

Additionally, the project includes the design of a universal support fixture for hand stabilization during 3D scanning. This fixture allows for accurate positioning of the limb, eliminating the influence of muscle tremors or accidental movement.

Keywords: upper limb orthosis, 3D scanning, Meshmixer, Fusion 360, 3D printing, FDM technology, PETG, custom prosthetics, wrist biomechanics, ergonomic design, ventilation holes.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
1 ЗАГАЛЬНІ ВІДОМОСТІ ПРО ОРТЕЗИ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК	11
1.1 Постановка проблеми та актуальність теми.....	11
1.2 Анатомія верхньої кінцівки та пошкодження, що потребують ортезування	12
1.3 Класифікація ортезів верхніх кінцівок	13
1.4 Основні вимоги до ортезів верхніх кінцівок	17
1.5 Традиційні технології виготовлення.....	19
Висновок	21
2 МАТЕРІАЛИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ОРТЕЗІВ	22
2.1 Вибір матеріалів для ортезів верхніх кінцівок.....	22
2.2 Порівняльний аналіз матеріалів для виготовлення ортезів	26
2.3 Обґрунтування вибору 3D-друку як методу виготовлення ортезу	31
Висновок	32
3 МЕТОДОЛОГІЯ 3D-СКАНУВАННЯ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ.....	33
3.1 Принципи 3D-сканування	33
3.2 Види сканерів: контактні, безконтактні, фотограмметричні.....	34
3.3 Вимоги до сканування частин тіла людини	40
3.4 Розробка пристосування для стабілізації руки під час 3D-сканування.....	45
3.5 Розрахунок міцності пристосування для стабілізації руки під час 3D-сканування	46
Висновок	51
4 СТВОРЕННЯ 3D-МОДЕЛІ ОРТЕЗУ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ	53
4.1 Підготовка скану та його очищення	53
4.2 Моделювання ортезу	54
4.3 Анатомічні та біомеханічні аспекти.....	57
4.4 Аналіз міцності та оптимізація конструкції	58
4.5 Концептуальний дизайн ортезу	61
Висновок	63

5 КОНСТРУКТОРСЬКО-ТЕХНОЛОГІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ОРТЕЗУ	65
Висновок	72
ВИСНОВОК.....	73
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	75
ДОДАТКИ.....	78

ВСТУП

Актуальність теми дослідження. Ортези для верхніх кінцівок відіграють ключову роль у сучасній медичній практиці, особливо під час реабілітації після травматичних ушкоджень, хірургічних втручань або вроджених вад. Вони сприяють відновленню рухливості та полегшують больові відчуття. Технології, що використовуються для виробництва ортезів, постійно розвиваються, і сьогодні акцент робиться на індивідуальному підході до кожного пацієнта, особливо завдяки використанню 3D-друку. Це дозволяє виготовляти ортези, які точно відповідають анатомічним особливостям пацієнта, що значно підвищує комфорт та результативність лікування.

Актуальність цієї проблематики невпинно зростає на тлі глобальних викликів, особливо в країнах, де багато людей мають потребу у реабілітації після отримання травм або ампутацій кінцівок. В умовах стрімкого прогресу у технологіях та медицині, як от 3D-друк та нові біоматеріали, ортезування стає більш доступним і ефективним. Це дає можливість створювати більш функціональні та комфортні пристрої для пацієнтів. Для України ця тема є надзвичайно важливою через наслідки війни, адже значна кількість людей потребує індивідуальних реабілітаційних засобів для відновлення функцій кінцівок. Розвиток ортезування є дуже важливим завданням у сфері медичних технологій, адже воно сприяє вирішенню численних важливих проблем, включаючи поліпшення якості життя постраждалих внаслідок травм або операцій.

Завдяки застосуванню новаторських технологій та сучасних матеріалів, що стрімко інтегруються у процес створення ортезів, відчувається нагальна необхідність вдосконалити методи їхнього проєктування та виготовлення. Такий підхід дає змогу не тільки збільшити результативність лікування, але й

оптимізувати витрати на реабілітаційні заходи та зробити подібні рішення доступнішими для ширшого кола осіб. Це підкреслює важливість вивчення даної проблеми задля прогресу медичних технологій та поліпшення благополуччя пацієнтів.

Мета дипломного проекту - розробка технології виготовлення індивідуальних ортезів для верхніх кінцівок з використанням 3D-друку, з урахуванням анатомічних особливостей пацієнтів.

Об'єктом дослідження є ортез верхньої кінцівки

Предмет дослідження: технології створення індивідуальних 3D-моделей ортезів, вибір матеріалів для їх виготовлення, а також процеси 3D-друку та обробки отриманих виробів для досягнення максимального комфорту і функціональності.

1 ЗАГАЛЬНІ ВІДОМОСТІ ПРО ОРТЕЗИ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК

1.1 Постановка проблеми та актуальність теми

Сьогодні багато людей стикаються з різними травмами та захворюваннями рук, які потребують ефективного лікування та реабілітації. Найчастіше для цього використовують спеціальні медичні пристрої — ортези, які фіксують та підтримують ушкоджені ділянки. Особливо складною є конструкція ортезів для верхніх кінцівок, оскільки зап'ясток і кисть мають дуже складну анатомію, а рухливість руки безпосередньо впливає на якість життя пацієнтів [22].

Традиційні методи виготовлення ортезів досить застарілі та мають значні недоліки. Як правило, такі ортези створюють вручну або за стандартними розмірами. Через це вони часто не відповідають точній формі руки пацієнта, викликають дискомфорт, натирання або порушують нормальну циркуляцію крові. Крім того, через погане вентилування традиційні ортези часто спричиняють надмірне потовиділення, що веде до проблем із гігієною і навіть до подразнень шкіри. У результаті багато пацієнтів просто перестають їх використовувати або порушують рекомендації лікаря, що негативно позначається на результатах лікування [7].

Ще одна важлива проблема — це зростання кількості людей похилого віку та, відповідно, поширення захворювань, таких як ревматоїдний артрит, остеоартроз або синдром карпального каналу. Це означає, що потреба в якісних, зручних та ефективних ортезах зростатиме й надалі. Отже, важливо не лише покращувати якість існуючих рішень, але й знаходити нові, більш прогресивні методи виготовлення таких виробів.

Перспективним напрямком розв'язання цієї проблеми є застосування сучасних інженерних технологій, таких як 3D-сканування, комп'ютерне моделювання (CAD), аналіз конструкцій (CAE) та 3D-друк. Саме завдяки цьому можна створювати ортези, які будуть ідеально відповідати формі кінцівки

конкретної людини, забезпечуватимуть необхідну вентиляцію, будуть легкими та комфортними при тривалому носінні .

1.2 Анатомія верхньої кінцівки та пошкодження, що потребують ортезування

Щоб створити ефективний ортез, перш за все потрібно зрозуміти, як влаштована верхня кінцівка людини, і які травми або захворювання можуть вимагати використання такого пристрою. Анатомічна будова верхньої кінцівки показана на рис. 1.1. Анатомія руки є досить складною, містить велику кількість дрібних кісток, рухомих дуг, сухожиль, нервів і судин. Саме тому ортез повинен бути не просто фіксуючим виробом, а точно адаптованою конструкцією [2].

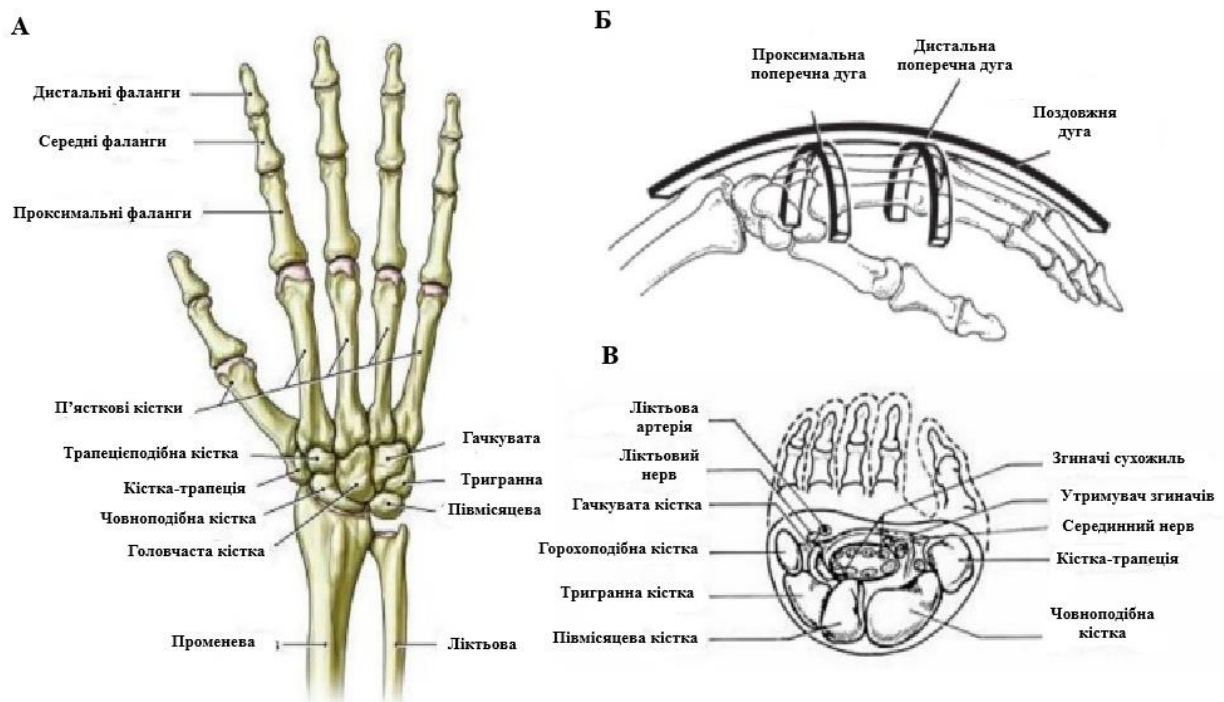


Рисунок 1.1 – Анатомічна будова верхньої кінцівки [7]

Конструкція ортезу повинна відповідати таким вимогам: не порушувати природну біомеханіку; підтримувати дуги та суглоби, зменшувати навантаження, водночас не травмувати нерви та не ускладнювати кровообіг.

Технології 3D-сканування та цифрового моделювання дозволяють враховувати всі ці параметри з точністю до міліметра, що й становить основну цінність сучасного підходу до виготовлення ортезів.

Ортези для верхніх кінцівок застосовуються для різних патологічних станів, серед яких найпоширенішими є: переломи та тріщини кісток; розтягнення та розриви зв'язок; синдром карпального каналу (СКК); ревматоїдний артрит та остеоартроз; тендовагініти та тендиніти (запалення сухожиль і їх оболонок)

Зазвичай ці проблеми виникають через надмірні навантаження, повторювані рухи або травми. Ортези допомагають обмежити рухливість сухожиль, зменшити біль та запалення, сприяючи відновленню функції руки [1].

Крім того, ортези часто використовуються після операційних втручань для захисту прооперованих ділянок, зменшення післяопераційного набряку та забезпечення правильного загоєння тканин.

1.3 Класифікація ортезів верхніх кінцівок

Ортез або ортезний пристрій застосовується до тіла для модифікації або контролю скелетної структури чи функції. Основний принцип ортезів кінцівок полягає у використанні трьох точок тиску для виконання принаймні однієї з наступних функцій [22]: стабілізація або іммобілізація частини тіла; поліпшення вирівнювання; запобігання деформаціям; захист від травм; сприяння руху; зменшення навантаження на суглоб або частину тіла; поліпшення функції.

Ортези (або ортопедичні брейси, шини) підтримують та фіксують верхню кінцівку у правильному положенні, запобігають небажаним рухам і деформаціям, а також покращують її функцію.

Ортези перш за все призначені для створення найкращих умов для відновлення або поліпшення функціонування ушкодженої руки. Залежно від конкретного випадку, ортез може поєднувати в собі декілька функцій: іммобілізація (повна фіксація) суглоба або кінцівки для захисту і сприяння загоєнню тканин, стабілізація та утримання сегмента в анатомічно правильному

положенні, корекція деформацій і виправлення відхилень від осі кінцівки, обмеження рухливості для уникнення болю чи повторних травм, розвантаження суглобів (перерозподіл навантаження) та підтримка рухів – наприклад, спрямування або підсилення рухів у паралізованих або ослаблених м'язах.

Завдяки використанню ортезів зменшується біль та запалення шляхом фіксації або підтримки ураженої кінцівки, запобігається подальше ушкодження структур через їх захист і стабілізацію, а також частково компенсується втрата м'язової функції – наприклад, допомагаючи пацієнту здійснювати хапальні рухи, піднімати предмети та виконувати інші рухи рукою при м'язовій слабкості. Таким чином, ортезування верхніх кінцівок є ключовим елементом реабілітації після травм і при неврологічних захворюваннях, сприяючи відновленню рухових навичок та покращенню якості життя пацієнтів, підтримуючи їхню самостійність у повсякденному житті [21].

Існують різні типи ортезів, що виконують конкретні завдання: фіксація, обмеження, підтримка чи сприяння руху. До основних відносять статичні, статично-прогресивні та динамічні конструкції, які можуть забезпечувати як стабільність, так і контрольовану мобільність.

Призначення статичного ортеза - стабілізувати, підтримувати та захищати. Статичний ортез (Рис. 1.1) використовується для іммобілізації або обмеження рухів у суглобі. Він жорсткий і утримує певну частину тіла в безпечному положенні. Цей тип ортеза не створює надмірного тиску або розтягування на частину тіла, яку він покриває. Фіксуючі моделі застосовуються при гострих травмах (переломах кісток, розривах зв'язок, вивихах), після оперативного втручання, а також при сильному болю або запаленні, коли необхідно знерухомити кінцівку для її захисту і загоєння. Прикладом є жорсткий пластиковий ортез на передпліччя та кисть, що повністю іммобілізує променево-зап'ястковий суглоб при переломі кісток передпліччя або після операції [14].

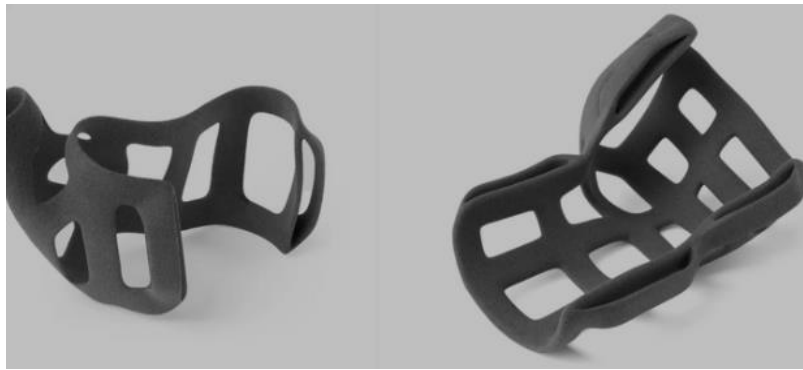


Рисунок 1.1 — Зовнішній вид статичного ортезу [1]

Статичний прогресивний та динамічний ортез (для збільшення рухливості) Ці ортези (Рис. 1.2) призначений для поступового збільшення рухливості кінцівки. Коли тканини звикли до позиції і розтягнення більше не відчувається, в ортез вносяться корективи, щоб збільшити положення та розтягування. Це повторюється стільки разів, скільки потрібно, поки не буде досягнуто необхідного результату.

Конструкція динамічного ортезу забезпечує певну еластичність або керовану рухливість, завдяки чому можливе дозоване згинання чи розгинання кінцівки. Такі пристрої не просто утримують сегмент, а й скеровують рух: створюють коригувальну силу або допомагають м'язам здійснити рух. Динамічні ортези широко застосовуються для збільшення обсягу рухів у суглобах шляхом поступового розтягнення м'язів і зв'язок під пружним натягом.

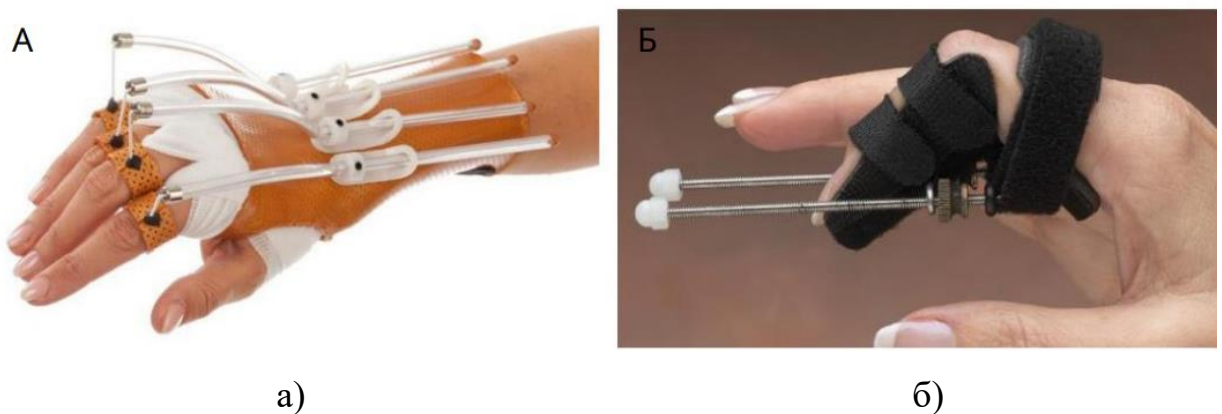


Рисунок 1.2 — Зовнішній вид ортезу: а) динамічного; б) статичного прогресивного [7]

Гібридні ортези (Рис. 1.3) поєднують властивості статичних і динамічних моделей. В одній конструкції такого ортеза можуть бути передбачені як жорсткі фіксуючі елементи, так і рухомі вузли або регульовані за допомогою гвинтів. Гібридний ортез здатен виконувати подвійну функцію: при необхідності він блокує рухи (діє як статичний фіксатор), а в іншому режимі – забезпечує певний обмежений рух (виконує роль динамічного апарата).



Рисунок 1.3 — Зовнішній вид гібридного ортезу [10]

Шарнірні ортези із регулятором кута руху: спеціальний механізм дозволяє виставити потрібний діапазон згинання або повністю зафіксувати суглоб, залежно від етапу реабілітації (такі пристрої використовують, зокрема, після пластики зв'язок коліна або ліктя – спочатку суглоб заблоковано, а пізніше поступово збільшують кут руху). До гібридних також можна віднести більш складні системи з електромеханічними компонентами. Наприклад, так звані FES-ортези (від *Functional Electrical Stimulation* – функціональна електростимуляція) комбінують у собі звичайний ортез і електростимулятор: вони не лише механічно підтримують паралізовану кінцівку, але й викликають скорочення м'язів за допомогою електричних імпульсів для виконання руху [5]. Такі високотехнологічні гібридні пристрої знаходять застосування, наприклад, у відновленні рухів кисті після інсульту або травми спинного мозку. Загалом, поява гібридних ортезів розширює реабілітаційні можливості: пацієнти отримують і стабільність, і допомогу в русі, що особливо актуально при складних неврологічних порушень.

1.4 Основні вимоги до ортезів верхніх кінцівок

Через складну анатомічну будову руки ортези для верхніх кінцівок мають свої особливості. Необхідно брати до уваги багато одночасних рухів суглобів для іммобілізації (наприклад, дев'ять міжфалангових, п'ять п'ястково-фалангових, зап'ястка, передпліччя, ліктя, три плечові), короткі цифрові важелі (що призводить до великих зусиль, високого тиску і непереносимості шкірою). Ортези для верхньої кінцівки повинні одночасно відповідати: механічній ефективності та точності прилягання; забезпечувати міцну підтримку, функціональність, комфортність, гігієну і відповідати анатомічній формі; а також виготовлятися з біосумісних матеріалів. Таким чином, невеликі сегменти, обмеження м'яких тканинних, множинність рухів у суглобах створюють високі вимоги до конструкції [16, 23].

Основні вимоги згідно ДСТУ 6001-2:2020 [26]: безпеку та зручність, міцність і довговічність, біосумісність матеріалів, комфорт та гігієну, а також функціональність.

З медичної точки зору, ортез має бути безпечним у використанні та сприяти досягненню задач реабілітації. Він повинен забезпечувати ідеальну посадку, котра не обмежує кровотік, не дряпає шкіру та не подразнює рани. Правильний розподіл тиску має вирішальне значення, аби уникнути нових травм та дискомфорту. Досягнення ідеального прилягання передбачає адаптацію ортеза до унікальної анатомії пацієнта та застосування м'яких, гнучких матеріалів у місцях, що контактують зі шкірою. Наявність гострих країв може призвести до порізів або травм. Матеріали, що використовуються, не повинні викликати подразнення шкіри, сприяти росту грибків і бактерій, а також бути гіпоалергенними. Це надзвичайно важливо для запобігання інфекціям та алергічним реакціям, гарантуючи, що шкіра користувача залишатиметься здоровою. Для виконання цієї потреби зазвичай використовуються біосумісні матеріали.

Під час розроблення ортезів верхнік кінцівок важливо дотримуватися балансу. Вони повинні витримувати навантаження під час щоденного використання, забезпечуючи довготривалу надійність і зменшуючи потребу в частих замінах. Разом з тим він повинен залишатися легким, щоб уникнути втоми та дискомфорту під час тривалого користування. Застосування легких і міцних матеріалів, таких як сучасні полімери та метали, допомагає зберегти структурну цілісність ортеза протягом довгого часу і гарантувати постійну підтримку користувачеві. Крім того, це також дозволяє створити більш мінімалістичний дизайн, який уникає втручання в роботу людини, даючи можливість користувачеві виконувати завдання без зайвих перешкод. Цього можна досягти за рахунок того, що ортез покриває лише потрібні ділянки або за рахунок використання решітчастих конструкцій. Вважається, що маса індивідуального кистьового ортеза не повинна перевищувати ~200 г для комфортного носіння. Оптимальний баланс між міцністю конструкції та її легкою вагою дозволяє носити пристрій тривалий час без зайвого навантаження на кінцівку [27].

Всі матеріали, з яких виготовляють ортези, мають бути безпечними для людини. Вони не повинні викликати алергічних реакцій, подразнення шкіри чи сприяти розвитку грибка та бактерій. Зазвичай застосовуються біосумісні пластики і полімери медичного класу, гіпоалергенні текстильні матеріали, силікони тощо. Вимоги до біосумісності гарантують, що при тривалому контакті зі шкірою ортез не спричинить висипань або інших небажаних ефектів.

Зручність використання ортезу пацієнтом є основним чинником, що впливає на комфорт реабілітаційного процесу. Ортез має бути сконструйований згідно з анатомічними особливостями пацієнта і містити м'який амортизувальний шар для уникнення пролежнів і дискомфорту. Забезпечення зручності може включати застосування м'яких ремінців, ергономічних форм і добре підібраних матеріалів. Вентиляція допомагає підтримувати здоров'я шкіри, запобігаючи накопиченню тепла та виділенню поту, тим самим знижуючи ризик подразнення шкіри та інфікування. Цього можна досягти завдяки вентиляційними отворами, що забезпечують потік повітря. Ортез повинен легко

митися водою, милом або іншими загальнодоступними мийними засобами для підтримання гігієни, особливо для пристроїв, якими користуються протягом тривалого часу. Важливими факторами є матеріали, стійкі до розмноження бактерій і грибків, а також конструкція, що дозволяє легко знімати ортез для чищення [11].

Головна роль ортеза полягає у виконанні заданої медичної чи допоміжної функції. При розробці враховуються біомеханічні вимоги: ортез повинен фіксувати та підтримувати потрібні суглоби у фізіологічно правильному положенні, обмежувати небажані рухи та водночас не перешкоджати дозволених активності пацієнта. Наприклад, функціональний зап'ястковий ортез фіксує кисть у нейтральному положенні для відновлення після травми, а динамічний ортез на пальці забезпечує контрольований рух з заданою амплітудою. У випадку динамічних ортезів важливо запобігати гіперрозгинанню суглобів і формуванню контрактур, підтримуючи при цьому необхідний діапазон рухів. Конструкція часто передбачає регулювання: наприклад, шарнірний ліктьовий ортез може мати механізм поступової зміни кута згину, щоб адаптуватися під стадію реабілітації [7].

1.5 Традиційні технології виготовлення

До появи цифрових технологій більшість ортезів виготовлялися вручну, з використанням класичних методів гіпсування, термоформування та ламінування. Ці процеси й досі залишаються актуальними в багатьох ортопедичних майстернях, особливо при масовому або бюджетному виготовленні засобів реабілітації. Такий спосіб виготовлення є трудомістким та затратним, потребує спеціалізованого обладнання, та високої кваліфікації протезиста. Методологія виготовлення традиційним методом показана на рис 1.5. традиційний метод виготовлення ортезів має основні етапи: ручне зняття мірок, виготовлення шаблону, формування заготовки шляхом термообробки та механічне кріплення елементів. Незважаючи на тривале застосування таких

технологій у медичній практиці, вони мають низку суттєвих недоліків. До них належать низька точність виробу через ручне моделювання, велика залежність від майстерності виконавця, відсутність можливості зберігати чи повторити модель, а також складність у подальшому коригуванні. Крім того, ці методи не дозволяють ефективно враховувати біомеханічні особливості пацієнта [7].

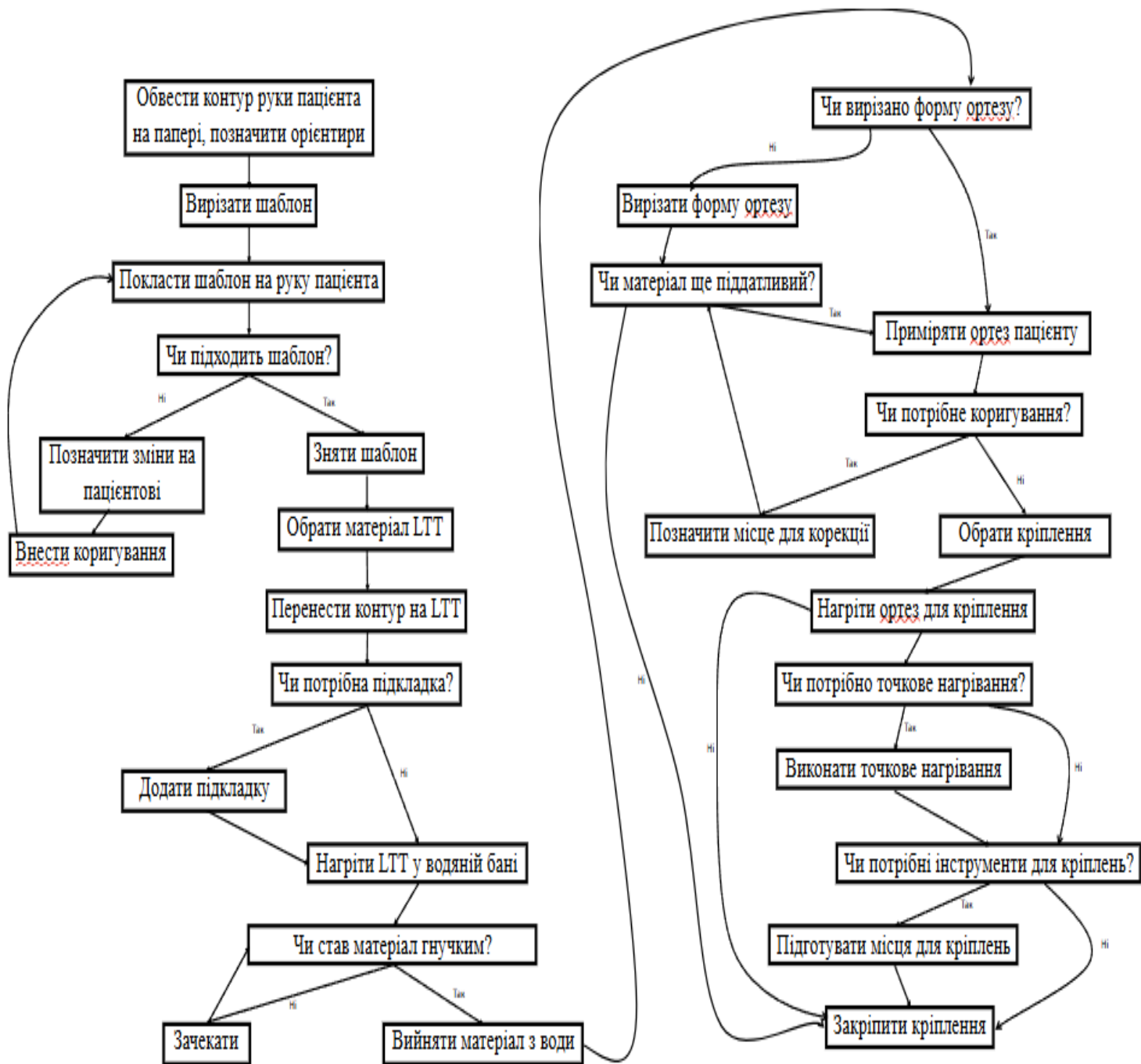


Рисунок 1.5 — Традиційний метод виготовлення ортезів[7]

Висновок

У першому розділі дипломної роботи було сформульовано загальні підходи до проєктування ортезів для верхніх кінцівок, а також обґрунтовано доцільність використання сучасних технологій виготовлення з урахуванням анатомічних, функціональних і технологічних чинників.

Розглянута проблема полягає в необхідності розробки персоналізованих ортопедичних виробів, які здатні забезпечити ефективну іммобілізацію або підтримку пошкоджених сегментів руки. Традиційні методи виготовлення ортезів не завжди відповідають сучасним вимогам медицини, особливо щодо точності, повторюваності та адаптації під конкретного пацієнта. У цьому контексті застосування цифрового моделювання, 3D-сканування та адитивних технологій виглядає найбільш перспективним підходом, що дозволяє значно підвищити якість виготовлених виробів та скоротити терміни виготовлення.

Найчастішими показаннями до ортезування є переломи, вивихи, контрактури, м'язова слабкість, синдром карпального каналу та післяопераційна реабілітація.

Таким чином, проаналізовані аспекти свідчать про необхідність удосконалення процесу виготовлення ортезів шляхом застосування цифрових технологій, що дозволяють інженеру створити точну, функціональну та індивідуалізовану конструкцію виробу, з максимальною зручністю для пацієнта та ефективністю для лікаря.

2 МАТЕРІАЛИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ОРТЕЗІВ

2.1 Вибір матеріалів для ортезів верхніх кінцівок

У виробництві ортезів для верхніх кінцівок за допомогою 3D-друку застосовується велика різноманітність полімерних матеріалів. Проте, існують певні труднощі, які обмежують розповсюдження 3D-друку, серед яких найважливішим є правильний вибір матеріалу для ортезів. Це пов'язано з тим, що матеріал, який використовується для виготовлення ортеза, визначає його міцність, гнучкість, довговічність, вагу, стійкість до вологи та деформацій.

PLA (полілактид) належить до класу біорозкладних термопластів, його виготовляють з відновлюваної сировини (кукурудза, цукрова тростина). Він легкий у друці: плавиться при відносно низькій температурі (~180–220°C) та практично не дає усадки, завдяки чому забезпечує високу точність при виготовленні деталей. PLA достатньо жорсткий, має високу міцність на розтяг, незначну усадку (менше 0,5%), а також екологічну безпечність та відсутність токсичних речовин. Дослідження демонструють, що за міцністю та жорсткістю PLA може перевершувати інші широко вживані матеріали для FDM-друку. Завдяки цим властивостям PLA часто використовують для створення жорстких каркасів ортезів – наприклад, рамних конструкцій, де потрібна твердість та чіткість форми. Відомо, що PLA є відносно біосумісним матеріалом, оскільки в його складі немає важких металів чи гормоноподібних речовин. Проте значна жорсткість PLA поєднується з крихкістю: деталі з цього пластику характеризуються низькою ударною в'язкістю та можуть розколюватися при різких навантаженнях. Крім того, температура склування PLA становить всього лише ~55–60°C, що зумовлює деформацію виробів під впливом високих температур (скажімо, залишені в розжареному авто). Для довготривалих ортезів, які піддаються змінним навантаженням, PLA застосовується з обмеженнями. Практика свідчить, що тонкостінні ортези з PLA здатні витримувати помірні навантаження, але з часом їх міцність падає: так, у експерименті пружний бандаж

на зап'ясток з PLA руйнувався при навантаженні ~ 336 Н, особливо після тривалого зберігання матеріалу. Тому PLA доцільно використовувати переважно для прототипів, легких фіксаторів або тих частин ортезів, де потрібна жорстка форма без значних ударних навантажень [4].

PETG (поліетилентерефталат-гліколь) поєднує легкість друку PLA з міцністю, близькою до ABS. Цей матеріал набув популярності в медичній сфері завдяки своїй стабільності та придатності до контакту зі шкірою. Вироби з PETG міцні та достатньо ударостійкі – на відміну від PLA, пластик PETG не такий крихкий і має більшу подовжуваність (вищу пластичність). Його твердість трохи менша, ніж у PLA, що іноді вимагає збільшення товщини стінки для забезпечення аналогічної жорсткості. PETG демонструє хорошу хімічну стійкість і не вбирає вологу, а температура його розм'якшення вища ($\sim 80^{\circ}\text{C}$), тому готовий ортез краще переносить нагрівання та вплив води. Значна перевага PETG – надійність при циклічних навантаженнях: експериментально визначено, що зап'ясткові ортези з PETG витримують значні згинання і не ламаються навіть при високих навантаженнях, тоді як аналогічні вироби з PLA тріскаються. Таким чином, для жорстких фіксуючих елементів (шин, лонгет) PETG часто стає оптимальним вибором: він гарантує необхідну міцність та довговічність, не викликаючи ризику раптового руйнування. Друк PETG відбувається при температурі $\sim 230\text{--}250^{\circ}\text{C}$, потребує підігріву столу ($\sim 70\text{--}90^{\circ}\text{C}$), даний матеріал майже не має запаху та менше піддається деформаціям при охолодженні, ніж ABS. Серед недоліків PETG – схильність до “ниток” під час друку (через високу в'язкість розплаву) та дещо менша здатність до термоформування: після друку його складніше розігріти та припасувати до кінцівки, ніж PLA. Загалом, PETG є універсальним матеріалом для ортезів верхніх кінцівок, де потрібна комбінація твердості та ударної в'язкості. Він вважається безпечним при безпосередньому контакті зі шкірою та застосовується для виготовлення індивідуальних браслетів, манжет та каркасів ортезів [15].

TPE (термопластичний поліуретан) належить до гнучких матеріалів (група TPE – термопластичних еластомерів) та вирізняється високою еластичністю.

Філаменти TPU бувають різної твердості (зазвичай, Shore 85A–95A); надруковані деталі нагадують гуму, вони згинаються та розтягуються без пошкоджень. У виготовленні ортезів верхніх кінцівок TPU застосовується переважно для гнучких елементів. Це можуть бути ремінці, паски та м'які накладки або навіть цілі вироби, що вимагають пружності. Наприклад, повнорозмірні ортопедичні устілки часто друкуються з TPU, аби забезпечити пружну підтримку стопи. Даний матеріал має високу стійкість до стирання та розриву – серед еластомерів він демонструє найбільші показники міцності на розтяг та опору розриву. Це означає, що надрукований з TPU ремінець або шарнір витримає численні цикли згину, не тріскаючись та не стираючись. Важливим також є те, що термопластичний поліуретан хімічно малоактивний, він не дратує шкіру. Проте, при довготривалому використанні тверді позначки з TPU здатні викликати натирання, з цієї причини часто використовують м'які підкладки. Серед недоліків TPU – відсутність жорсткості як такої: він не може надавати структурну підтримку, а тільки еластично фіксує або розподіляє навантаження. Тому, TPU майже не використовується для каркасів, але він ефективний як доповнення до твердого ортеза (скажімо, гнучкий фіксуючий ремінь на зап'ястковому бандажі). Друк TPU є складнішим, ніж твердих пластиків: через м'якість нитки потрібна менша швидкість друку та ретельне налаштування подачі матеріалу, щоб він не розтягувався та не застрягав у екструдері. Рекомендована температура друку TPU становить $\sim 220\text{--}240^{\circ}\text{C}$; нагрів столу може бути невеликим ($\sim 50^{\circ}\text{C}$) або взагалі не потрібним, оскільки матеріал майже не деформується при охолодженні. TPU чутливий до вологи, тому філамент перед друком варто висушувати. У якісно надрукованому виробі TPU проявляє надзвичайну гнучкість: може розтягуватися на декілька сот відсотків без руйнування. Для порівняння, інший гнучкий полімер – поліпропілен (PP) – має подовження до розриву близько 400% і практично не вбирає воду, але саме TPU став основним матеріалом для гнучких частин 3D-друкованих ортезів, через труднощі з друком PP (погана адгезія до платформи, усадка). Отже, TPU незамінний, коли ортез потребує еластичних компонентів:

м'яких зон, що згинаються разом з кінцівкою, еластичних кріплень, демпферів тощо. Наприклад, у конструкції колінного ортеза ремінні стяжки варто робити з TPU – такий ремінець буде достатньо міцним та зручним, не врізатиметься у шкіру [4].

Особливої уваги заслуговують матеріали, посилені вуглецевим волокном (Carbon Fiber reinforced). Для 3D-друку технологією FDM розроблені спеціальні філаменти, де до складу PLA, PETG, нейлону або ABS додано найдрібніші волокна вуглецю. Ці композити демонструють приблизно на 20-30% більшу міцність та жорсткість у порівнянні з базовими полімерами, а також вищу термостабільність [13]. Наприклад, каркас ортеза, надрукований з нейлону, посиленого вуглецевим волокном, демонструє більшу стійкість до навантажень, порівняно з тим, що виготовлений з немодифікованого нейлону, та характеризується меншою деформацією. Це дозволяє зменшити вагу виробу: більш тонка стінка з композитного матеріалу здатна забезпечити таку ж жорсткість, як і товстіша деталь з традиційного пластику. У практиці 3D-друку ортопедичних виробів композити з CF застосовуються для виготовлення елементів, яким потрібна максимальна твердість – наприклад, для шарнірних шин колінних ортезів або каркасів гомілковостопних ортезів (AFO). Дослідження показують, що додавання вуглеволокна покращує механічні показники зразків PLA, PETG, ABS і PA-12, придатних для ортезів нижніх кінцівок. Водночас, друк композитними матеріалами складніший: тверді волокна вуглецю пришвидшують зношення сопла та здатні провокувати перебої в екструзії, тому застосування таких філаментів потребує зниження швидкості та використання надміцних, загартованих сопел. До того ж, композити часто більш крихкі на згин, ніж чисті полімери – вуглеволокно знижує ударну в'язкість, тому деталь може раптово тріснути при перевантаженні. З огляду на це композитні матеріали доцільно застосовувати для тих частин ортеза, які працюють переважно на жорсткість і не повинні значно згинатися в процесі експлуатації. Прикладом може бути друкована гомілкова шина з PLA-CF або Nylon-CF: вона буде дуже жорсткою і легкою, але в місцях, де потрібна еластичність або ударне

навантаження, слід передбачити інші елементи (шарніри з ABS/нейлону або вставки з TPU). Перспективним напрямом є технології безперервного вкладення вуглеволокна (Continuous Fiber Fabrication), що реалізуються на спеціалізованому обладнанні: вони дозволяють друкувати ортези з цільними нитками вуглеволокна всередині пластика, забезпечуючи ще більшу міцність, наближену до традиційних ламінованих вуглепластиків [12].

2.2 Порівняльний аналіз матеріалів для виготовлення ортезів

Для виготовлення ортезів верхніх кінцівок сьогодні використовують різноманітні полімерні матеріали. Серед них термопласти, призначені для 3D-друку (PLA, ABS, PETG, TPU, нейлон та інші), а також композити, укріплені волокнами (наприклад, вуглеволокно). Кожен з цих матеріалів володіє власними характеристиками – міцністю, жорсткістю чи гнучкістю, стійкістю до температури, біосумісністю, специфікою обробки та інше. У таблиці 2.1 представлено порівняльний аналіз основних матеріалів за ключовими показниками з короткою інформацією про придатність кожного з них для виготовлення ортезу [4].

Таблиця 2.1 – Порівняння властивостей матеріалів для виготовлення ортезів

	PLA (полілактид)	ABS (акрилонітрил- бутадієн-стирол)	PETG (гліколізований поліестертераплат)
Міцність	достатня (тензил. ~60 МПа), але крихкий на удар	висока на удар (тягучий матеріал) твердість помірна (тензил. ~35 МПа)	добра (тензил. ~50 МПа), ударостійка (міцніша за PLA)
Гнучкість	низька (жорсткий, майже не пружний)	низька (жорсткіший за PLA, але менш крихкий)	середня (пружніша за PLA/ABS, не ламка)
Темп. деформації	~55 °C (низька)	~95 °C (висока)	~70 °C (середня)
Біосумісність	безпечний (біологічно інертний, харчовий)	умовна (не харчовий, можливе подразнення)	безпечний (харчовий, мало виділень)
Легкість друку	дуже легкий (не вимагає нагрітого стола)	складна (потрібен підігрів і камера, є усадка)	середня (потребує підвищеної температури, можливе нитіння)
Водостійкість	помірна (не розчиняється, не гігроскопічний)	висока (не вбирає воду, хімстійкий)	висока (не вбирає вологу, стійкий до хімії)
Термостійкість	низька (деформується при ~50-60 °C)	висока (витримує нагрів до ~100 °C)	середня (гірша за ABS, краща за PLA)

Кінець таблиці 2.1

	TPU (термополіуретан)	Нейлон (поліамід)	Carbon fiber (композит на основі вуглеволокна)
Міцність	помірна (тензил. ~40 МПа), <i>дуже висока ударна міцність</i> (гасить удари)	висока (міцність 40–80 МПа, витримує удар)	дуже висока (виняткова міцність і жорсткість при малій вазі)
Гнучкість	дуже висока (еластичний, гумоподібний)	середня (твердий, але не ламкий – “гнучка міцність”)	низька (дуже жорсткий, майже не гнеться)
Темп. деформації	~50 °C (низька, при нагріві розм’якшується)	~80–100 °C (середньо-висока)	>100 °C (залежить від матриці, зазвичай висока)
Біосумісність	умовна (більшості TPU безпечні для шкіри)	умовна (деякі марки біосумісні, напр. PA-12)	умовна (можливе подразнення від волокон, потрібне покриття)
Легкість друку	складна (гнучкий філамент потребує малої швидкості)	складна (вимагає високої t° ~250 °C, сушка, камера)	помірна (друк потребує твердого сопла; листове формування потребує навичок)
Водостійкість	висока (не розчиняється, але може вбирати воду)	низька (гігроскопічний, вбирає вологу)	висока (не вбирає воду, але можливе розшарування без гермет)
Термостійкість	низька (не витримує високих температур)	висока (стабільний до 100 °C і більше)	висока (стійкий до високих t° , не деформується на сонці)

В таблиці 2.1 показано, що PLA характеризується достатньою міцністю на розтяг, але, на жаль, є відносно крихким матеріалом. Разом з цим, його опір удару та стійкість до високих температур є меншими, ніж у деяких інших матеріалів.

Цей полімер легко друкується та є нешкідливим для здоров'я, але його чутливість до тепла є слабкою (розм'якшується за температури близько 55 °C). Враховуючи низьку термостійкість та твердість, PLA найкраще підходить для виготовлення прототипів, легких кріплень або декоративних частин.

ABS має більшу міцність та ударостійкість, краще реагує на навантаження та підвищені температури (до ~95°C, не деформуючись). ABS пластик може витримувати удари без руйнування (матеріал більш в'язкий, менш крихкий). Однак друкування ABS ускладнене – потрібен підігрів столу ~90–110°C і закрита камера через усадку і ризик розтріскування шарів. До того ж ABS-нитка виділяє шкідливі пари при нагріванні, що потребує вентиляції [4].

PETG займає проміжне положення між PLA та ABS. Хоча обидва матеріали відносно прості у використанні для друку, PLA загалом вважається більш зручним. Він друкується за нижчих температур, менше деформується та не потребує підігрівальної платформи. PETG може бути трохи складнішим у процесі друку, але гарантує міцніші та довговічніші кінцеві вироби. PETG дещо складніше друкувати, ніж PLA (через потенційне ниткоутворення і необхідність вищої температури екструзії приблизно 240°C), але в цілому він добре підходить для ортезів – забезпечуючи баланс між міцністю, гнучкістю та легкістю виготовлення [4, 15].

TPU-пластик демонструє високу стійкість до стирання та здатен поглинати удари (виступає як демпфер), що зумовлює його використання для гнучких елементів, ремінців, поглинаючих підкладок в ортезах. Водночас, для створення цілісного жорсткого каркаса ортеза TPU не застосовують, через його недостатню твердість. Друк TPU ускладнюється через гнучкість нитки (вимагає повільного друку і прямої подачі пластику), а сам матеріал при нагріванні понад 50–60 °C значно розм'якшується [4].

Нейлон (поліамідні сполуки) вважається одним з найвитриваліших пластиків для 3D-друку. Вироби з нейлону демонструють відмінну комбінацію: високу механічну міцність та деяку еластичність. Деталі з нього не є крихкими, а навпаки, здатні витримувати ударні навантаження (не розколюються, на

відміну від PLA). Нейлон демонструє високу стійкість до стирання, тому його активно застосовують для виготовлення шестерень, конструктивних складових та інших елементів, що піддаються навантаженням. Для ортезів нейлон є привабливим завдяки можливості створення міцних, відносно тонких та легких конструкцій. Водночас, певні труднощі виникають під час друку: температура екструзії варіюється від 250 до 260°C, необхідна герметична камера через усадку, а матеріал обов'язково потребує сушіння (філамент надзвичайно гігроскопічний, тобто активно поглинає вологу з повітря). Композити на основі вуглецевого волокна – це окремий клас матеріалів. Існують спеціальні нитки для 3D-друку, насичені вуглеволокном (Carbon fiber filament), так само як і класична техніка виробництва ортезів через ламінування шарів вуглеволокна в епоксидній смолі. В обох випадках кінцевий матеріал демонструє неймовірну міцність і твердість, при цьому залишаючись легким - вуглецеве волокно має найбільшу питому міцність серед усіх матеріалів, що доступні. Вуглеволоконні ортези - тонші та значно легші за пластикові аналоги, що суттєво покращує загальний комфорт для тих, хто їх використовує. Однак, ці композитні матеріали не дешеві, а у випадку 3D-друку потребують особливого обладнання, такого як посилена екструзійна головка для роботи з абразивним філаментом. Щодо біосумісності, вона має певні обмеження: відкриті волокна можуть провокувати подразнення шкіри, тому надрукований виріб потребує ретельної обробки або використання додаткових підкладок. Вуглеволокно, як правило, оптимально підходить там, де потрібна максимальна міцність при мінімальній вазі ортеза, зокрема для складних пристроїв або спортивних моделей. Його виготовлення частіше реалізується методом ламінування, а не друку [1, 20].

Отже, для виготовлення ортезів для верхніх кінцівок найкраще підходять матеріали, що поєднують міцність та зручність обробки. Найкращим вибором будуть PETG, нейлон чи ABS, адже саме вони надають необхідну твердість, здатні витримувати механічні навантаження та температуру тіла. PETG відрізняється гарною стійкістю до ударів та відносно простою технологією друку; ABS добре підходить для міцних деталей, але потребує якісного друку в

спеціальній камері; нейлон забезпечує найбільш міцні та надійні вироби, хоча й потребує досвідченого підходу. PLA варто використовувати лише для прототипів або нетривалих легких ортезів, оскільки він крихкий та деформується під впливом тепла. TPU рекомендується застосовувати виключно для створення окремих гнучких елементів (ремінці, подушечки, амортизаційні елементи), адже повністю м'який ортез не здатний забезпечити належну фіксацію. Композити з вуглеволокном мають оптимальне співвідношення міцності та ваги, однак їх виготовлення складніше і дорожче. Такі рішення виправдані для великих навантажень або особливих вимог (наприклад, спортивні ортези), в той час як у звичайних випадках можна обмежитися використанням чистих термопластиків.

2.3 Обґрунтування вибору 3D-друку як методу виготовлення ортезу

В межах даної дипломної роботи технологія 3D-друку, зокрема метод FDM (Fused Deposition Modeling), стала основою для виробництва ортеза верхньої кінцівки. Такий вибір мотивований численними перевагами порівняно зі стандартними методами, особливо коли мова йде про виготовлення протезно-ортопедичних виробів за індивідуальними параметрами. Гнучкість у налаштуваннях параметрів моделі безпосередньо у CAD-системах відкриває широкі можливості для адаптації конструкції до унікальних потреб кожного пацієнта. Крім цього, даний підхід дозволяє суттєво скоротити терміни виготовлення ортеза, уникнувши необхідності застосування додаткових форм та трудомістких технологічних процесів.

FDM-друк зарекомендував себе як найефективніший метод, що пояснюється вдалим поєднанням кількох чинників: помірна ціна на обладнання, вільний доступ до STL-моделей для подальшої модифікації, сумісність із матеріалами PETG та TPU, що ідеально підходять для функціонального ортезування. Процес не вимагає наявності спеціалізованих лабораторних умов, що дає можливість реалізувати його як в навчальній лабораторії, так і на малосерійному виробництві.

Підсумовуючи, 3D-друк акумулював у собі всі ключові переваги: індивідуальний підхід, точність виготовлення, доступність, а також можливість вільно експериментувати з формою та структурою ортеза.

Висновок

У другому розділі було проаналізовано основні сучасні методи виготовлення ортезів верхніх кінцівок та обґрунтовано вибір оптимальних матеріалів і технологій для їх реалізації. Розглянуто три основні способи виготовлення: термоформування, ламінування композитів і 3D-друк. Серед них саме адитивне виробництво — зокрема технологія FDM — виявилось найбільш доцільним рішенням для створення індивідуального ортезу в умовах обмежених ресурсів, завдяки поєднанню точності, доступності та можливості персоналізації.

Окрему увагу приділено матеріалам, які використовуються в 3D-друці ортезів. Проведено порівняльний аналіз таких полімерів, як PLA, PETG, TPU, ABS, нейлон, а також композитів з вуглеволокном. Встановлено, що оптимальним вибором для жорстких елементів ортезу є PETG — завдяки балансу міцності, ударостійкості та термостійкості. TPU визнано ефективним для створення гнучких вставок, ремінців і м'яких кріплень, а вуглеволоконні композити — для частин, що потребують максимальної жорсткості при мінімальній вазі.

Таким чином, поєднання FDM-друку з відповідним вибором матеріалів забезпечує можливість створення сучасних, функціональних і комфортних ортезів верхніх кінцівок, що враховують анатомічні особливості пацієнта та відповідають вимогам біомеханіки, зносостійкості й гігієни.

3 МЕТОДОЛОГІЯ 3D-СКАНУВАННЯ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ

3.1 Принципи 3D-сканування

3D-сканування – це процес перетворення фізичного об’єкта на його цифрову тривимірну модель. Під час сканування збирається множина просторових координат поверхні об’єкта, так звана хмара точок – набір тисяч і мільйонів точок з координатами X, Y, Z. Отримана хмара точок обробляється програмними алгоритмами для побудови суцільної поверхні об’єкта. Як правило, з точок генерується полігональна сітка – мережа дрібних трикутників, що апроксимують форму об’єкта. Така сіткова 3D-модель точно відтворює геометрію оригіналу і може бути використана в CAD-системах чи для 3D-друку. Точність 3D-сканування визначається використаною технологією та обладнанням, і в сучасних системах сягає часток міліметра, що дозволяє зафіксувати навіть найдрібніші деталі форми. Для зберігання отриманих моделей використовуються стандартні формати файлів. Найбільш поширеним є STL, в якому поверхня моделі подається як сукупність трикутників (цей формат фактично стандарт у сфері адитивного виробництва). Ще один популярний формат – OBJ, даний формат дає змогу зберігати не тільки геометрію, а й кольорову текстуру моделі, і активно застосовується для обміну 3D-даними між різними програмами [28].

Застосування 3D-сканування в ортезуванні. Сучасне виробництво індивідуальних ортезів для верхніх кінцівок значною мірою базується на технологіях 3D-сканування. Традиційні способи зняття негативу кінцівки (наприклад, з використанням гіпсу) є довготривалими, досить незручними для пацієнта (через потребу контакту з тілом) та не дозволяють зберегти точні дані форми на майбутнє. Натомість, 3D-сканер надає можливість швидко та безконтактно оцифрувати руку чи іншу частину тіла та отримати її точну цифрову копію. Ця модель одразу застосовується ортезистом для проектування пристрою в CAD-середовищі, що суттєво зменшує тривалість циклу

виробництва. 3D-сканування забезпечує високу точність і повноту вхідних даних, робить швидшим процес вимірювань та зменшує обсяг ручної праці на етапі підготовки. Цифрове сканування дозволяє зафіксувати форму кінцівки значно точніше та детальніше, ніж традиційні способи, як-от гіпсові форми. До того ж, сканування збільшує комфорт пацієнта, адже не потребує тривалого перебування без руху або нанесення матеріалів на шкіру. Суттєво й те, що цифрова 3D-модель просто зберігається та передається – за необхідності її можна повторно використати для виготовлення нового ортеза або для оцінки змін у стані пацієнта з часом. Відтак, 3D-сканування на сьогодні є ключовим інструментом для швидкого й точного отримання анатомічної форми верхньої кінцівки під час проєктування ортезів [4, 7].

3.2 Види сканерів: контактні, безконтактні, фотограмметричні

Існують різні види технологій 3D-сканування, які підходять для отримання високодеталізованої моделі частин тіла. Основні з них включають контактні сканери, безконтактні (оптичні) сканери та методи фотограмметричного сканування. Кожен з цих методів має свої сильні та слабкі сторони у контексті виготовлення ортезів.

Контактні 3D-сканери. Пристрої контактного сканування проводять вимірювання, торкаючись безпосередньо датчиком поверхні предмету (Рис. 3.1). Як приклад можна навести промислові координатно-вимірювальні машини (СММ) з тривимірним щупом. Оператор або робот пересуває його по об'єкту, послідовно торкаючись контрольних точок та фіксуючи їх координати. Завдяки такому підходу можна досягти надзвичайно високої точності вимірювань (до 0,01 мм), адже кожна точка реєструється з мінімальними відхиленнями. Проте у сфері ортезування контактні методи зустрічаються нечасто через наявність певних обмежень. По-перше, контактне сканування кінцівки вимагає багато часу, адже потрібно фізично охопити кожен сантиметр поверхні, що може тривати кілька десятків хвилин. За цей час пацієнту надзвичайно важко зберігати

нерухомість, а будь-який рух призводить до спотворення результатів. По-друге, сам факт дотику твердого щупа до м'яких тканин кінцівки здатний деформувати їх, впливаючи на точність створеної моделі, не кажучи вже про дискомфорт для пацієнта. Насамкінець, контактне сканування може призвести до пошкодження об'єкта, якщо він делікатний, тому для живої тканини цей підхід є небажаним. До плюсів контактних систем можна віднести хіба що простоту принципу дії та відносно низьку вартість устаткування, проте для оцифрування анатомічних форм вони вважаються малопридатними [9].



Рисунок 3.1. — Сканування контактним 3D-сканером

Безконтактні 3D-сканери. У ортезуванні широко використовуються оптичні безконтактні сканери, що працюють дистанційно зчитуючи форму об'єкта. Ці сканери генерують світловий сигнал (видиме світло або лазер) на поверхню та, використовуючи камери, аналізують відбитий сигнал для створення моделі. Існує два основні типи: сканери структурованого світла та лазерні сканери. Сканери структурованого світла проєктують на об'єкт спеціальний візерунок (набори смуг, точок і т.д.) і фіксують за допомогою однієї або кількох камер, як цей візерунок деформується на поверхні. На основі

спотворення шаблону обчислюються координати великої кількості точок, з яких складається 3D-модель об'єкта. Прикладами таких пристроїв є сканери Artec Eva, Shining 3D EinScan та інші аналогічні системи, котрі за лічені секунди можуть отримати густу хмару точок руки чи ноги з точністю близько 0,1 мм. Лазерні 3D-сканери, у свою чергу, випромінюють тонкий лазерний промінь (точку або лінію) та визначають відстань до поверхні за допомогою методу триангуляції (вимірюючи кут відхилення відбитого променя) або шляхом вимірювання часу польоту лазера. До цього типу належать, зокрема, ручні лазерні сканери, наприклад, Creaform HandySCAN чи моделі від фірми FARO, які надають подібну точність та деталізацію, скануючи об'єкт по лазерній лінії [8].

Оптичні сканери (Рис. 3.2) відкривають значні перспективи у виготовленні ортезів. Передусім, процес сканування відбувається безконтактно, усуваючи необхідність фізичного впливу на кінцівку пацієнта. Відтак мінімізується ймовірність деформації м'яких тканин, а комфорт пацієнта значно підвищується – відчуття обмежуються лише світловими імпульсами на шкірі. Ще однією важливою перевагою є швидкість: сучасне обладнання здатне зчитувати тисячі точок за секунду, дозволяючи отримати повну тривимірну модель передпліччя або кисті за лічені хвилини. Завдяки цьому час фіксації пацієнта в нерухомому положенні суттєво скорочується, що робить процедуру зручнішою. Крім того, оптичні системи фіксують всю поверхню об'єкта: камери точно передають всі вигини та заглиблення, що дозволяє отримати надзвичайно детальну 3D-копію. Досвід застосування 3D-сканерів свідчить про покращення точності відповідності виробу та підвищення задоволеності пацієнтів порівняно з традиційними методами зняття мірок [7].

Найбільший мінус безконтактного сканування криється в чутливості до рухів та зовнішніх чинників. Предмет сканування, наприклад рука, зобов'язаний зберігати нерухомість протягом всієї процедури; навіть найменший порух здатний внести спотворення та шуми в цифрову копію. Через це, під час сканування кінцівок, інколи вдаються до використання фіксуючих пристроїв або ж просять пацієнта спертися на опору. Ще одна складність виникає з

використанням оптичних методів на об'єктах, що мають специфічні властивості: монотонні, прозорі або надмірно блискучі поверхні. Наприклад, якщо шкіра надзвичайно блищить або мокра, сканер може просто “не побачити” цю ділянку.



Рисунок 3.2 — Сканування оптичним сканером

Густе волосся на руці також створює перешкоди для сканування, оскільки світло розсіюється від волосся хаотичним чином. У реальних умовах ці проблеми вирішуються частково. Перед скануванням шкіру можуть обробляти матуючою пудрою-спреєм, а волохаті ділянки – прикривати еластичним рукавом або тканиною, що дозволяє отримати більш чітку модель. Насамкінець, слід відзначити, що ціна професійних 3D-сканерів є досить значною, а результати вимагають потужного комп'ютера для опрацювання великих обсягів даних. Незважаючи на це, оптичні 3D-сканери залишаються ключовим інструментом у цифровому виробництві ортезів, завдяки ідеальному поєднанню швидкості та

точності. Саме ці прилади зараз застосовуються у більшості ортезних лабораторій [7].

Фотограмметричні сканери. Одним зі способів створення 3D-моделі об'єкта є фотограмметрія, тобто конструювання моделі на основі фотографій. Фотограмметричне 3D-сканування (Рис. 3.3) реалізується шляхом серії фото об'єкта з різних позицій, на основі яких програма відтворює його тривимірну форму. По факту, роль "сканера" виконує звичайна камера – досить зробити десятки фото руки, які перекриваються, щоб спеціалізоване програмне забезпечення обчислило координати точок і збудувало хмару точок, а далі – сіткову модель. Сьогодні навіть існують мобільні додатки, які реалізують фотограмметрію, отож для оцифрування кінцівки достатньо використовувати смартфон з камерою. Плюси такого методу – дешевизна і доступність: не потрібно жодного спеціального пристрою, тільки камера та комп'ютер. Фотограмметрія дозволяє створити модель з фотореалістичною текстурою (кольоровим зображенням поверхні), що може бути корисним для наочної демонстрації або аналізу стану шкіри. Щодо точності, то варто зазначити, що сучасні фотограмметричні методи здатні наблизитися до рівня лазерних або структурованих сканерів. Наприклад, дослідники відзначають високий потенціал фотограмметрії в ортезуванні через її точність і швидкість отримання даних. Водночас, мінуси такого способу спричинені складністю самого процесу фотографування та подальшої обробки. Потрібно гарантувати ретельне покриття об'єкта знімками: світлини мусять мати достатню кількість спільних точок, інакше алгоритм не зможе об'єднати їх в єдину модель. Однорідні площини без текстури (наприклад, чисто біла пов'язка на руці) або ж блискучі поверхні створюють проблеми для фотограмметрії – на них програмі ні за що "зацепитися", відтак виникають прогалини чи спотворення в моделі. Обробка десятків або сотень знімків – задача, що потребує значних обчислювальних ресурсів. Формування тривимірної моделі може тривати від кількох годин до кількох днів, все залежить від продуктивності комп'ютера та обсягу вхідних даних. Відтак, загальний час виконання фотограмметричного сканування, як

правило, є більшим, ніж час, необхідний для спеціалізованого 3D-сканування. Ще один аспект - потреба фіксувати предмет нерухомо під час фотографування (хоча є техніки, що дозволяють миттєву зйомку, або навіть на основі відео). З огляду на вищесказане, фотограмметрія використовується в ортезуванні зараз рідше. Вона може стати альтернативою, коли відсутній доступ до 3D-сканера або ж коли треба зменшити витрати, але для стандартного виробництва ортезів зазвичай обирають швидші та надійніші безконтактні сканери [19].

Підсумовуючи, варто зазначити, що кожен різновид 3D-сканерів відіграє свою унікальну роль. Контактні системи переважають у промисловому вимірюванні, проте майже не застосовуються для сканування людського тіла. Безконтактні оптичні сканери (лазерні й структурованого світла) стали ключовим інструментом у виробництві ортезів, поєднуючи високу точність і швидкість. Фотограмметрія також дає потрібну точність та вимагає мінімум обладнання, проте потребує більше зусиль та часу, через що зараз використовується переважно як додатковий метод. Вибір технології залежить від конкретних потреб: бажаної точності, наявного обладнання та умов сканування. Усі описані підходи слугують єдиній меті – отримати якісну цифрову 3D-модель анатомічної форми, яка стане основою для дизайну та виготовлення ідеально відповідного ортеза.

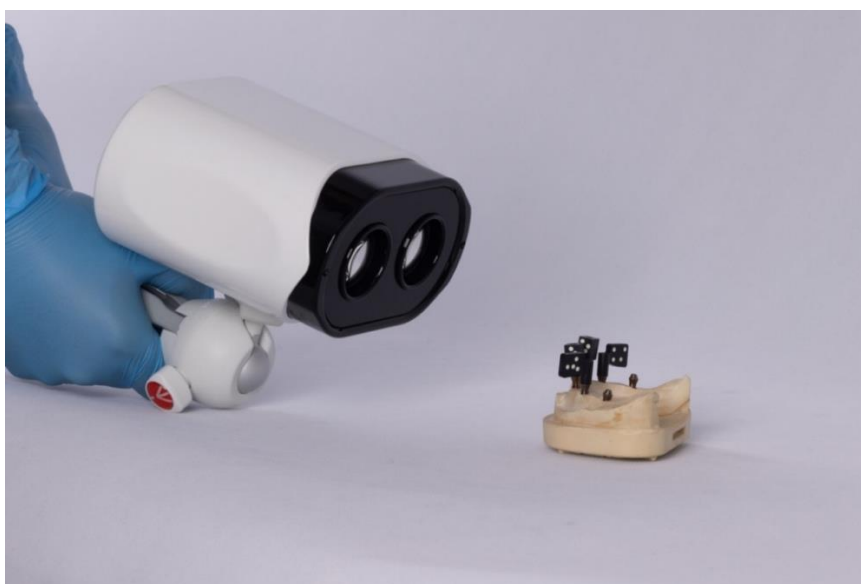


Рисунок 3.3 — Фотограмметричне 3D-сканування [29]

3.3 Вимоги до сканування частин тіла людини

3D-сканування - це ключовий та найперший крок у процесі створення персоналізованого ортеза. Саме від якості отриманої цифрової копії верхньої кінцівки залежить, наскільки точно і зручно готовий виріб буде сидіти на руці.

1. Підготовка до сканування та розміщення кінцівки

Для того, щоб ортез забезпечував щільне прилягання та ефективно виконував свої функції, процес сканування повинен відповідати певним стандартам: насамперед, потрібне правильне та стабільне положення пацієнта. Перш ніж розпочати процес сканування, необхідно розташувати кінцівку пацієнта в найбільш комфортній позиції, котра відповідає положенню, потрібному для майбутнього ортезу. Рука повинна лишатися нерухомою на протязі усього часу оцифрування, щоб уникнути виникнення спотворень або артефактів на отриманій цифровій моделі. Для пацієнтів, які страждають на тремор, або для маленьких дітей, рекомендується використання додаткових підставок чи фіксаторів, для підтримки стабільності. Швидкісні сканери також можуть бути корисними, допомагаючи зменшити ймовірність зсуву, за рахунок скорочення часу, протягом якого пацієнту потрібно утримувати нерухоме положення [2].

2. Підготовка поверхні руки

Перед початком сканування руки, шкіра повинна бути чистою та сухою. Надлишкова волога або жирний блиск на шкірі утворюють відблиски, що заважають сканеру точно фіксувати поверхню. За потреби шкіру можна знежирити або припудрити тальком. Волосся на ділянці сканування здатне спричинити шуми й "дірки" у моделі, оскільки стандартні сканери погано розпізнають дрібні волоски.

За можливості прибрати густе волосся – наприклад, поголити передпліччя або вдягти обтискаючу рукавичку/бин, що притисне волосся до шкіри. Металеві прикраси (персні, браслети, годинники) обов'язково знімаються, адже блискучі чи рефлексивні об'єкти спотворюють сканування. Якщо на руці є ділянки з

блиском або дуже темна поверхня (наприклад, протези, гіпс), для покращення зчитування застосовують матовий спрей або пудру. Тимчасове покриття сканувальним спреєм дає змогу усунути відблиски й зробити поверхню. Також можна використовувати спеціальні маркери (Рис. 3.4), які використовуються при 3D-скануванні для точного трекінгу положення об'єкта в просторі [7].

3. Налаштування освітлення

Приміщення, де відбувається 3D-сканування, мусить мати розсіяне, рівномірне освітлення, аби уникнути різких тіней і відблисків.

Інтенсивне сонячне проміння чи пряме світло від ламп здатні "засліпити" оптику сканера, що негативно позначиться на якості отриманих даних. Рекомендується вимкнути локальні джерела світла, що направлені, та забезпечити рівномірне освітлення з усіх сторін. Відсутність тіней та ділянок з надмірним блиском гарантує сканеру можливість захопити повну інформацію про анатомію руки. Для сканерів, чутливих до зовнішнього світла (наприклад, зі структурованим підсвічуванням) (Рис. 3.6), контроль над освітленням є критично важливим – надмірне зовнішнє світло може заважати проекції візерунка, яку здійснює сканер. Відповідне освітлення полегшує подальшу обробку отриманої моделі і зменшує ймовірність виникнення артефактів [19].

4. Сканування та контроль нерухомості

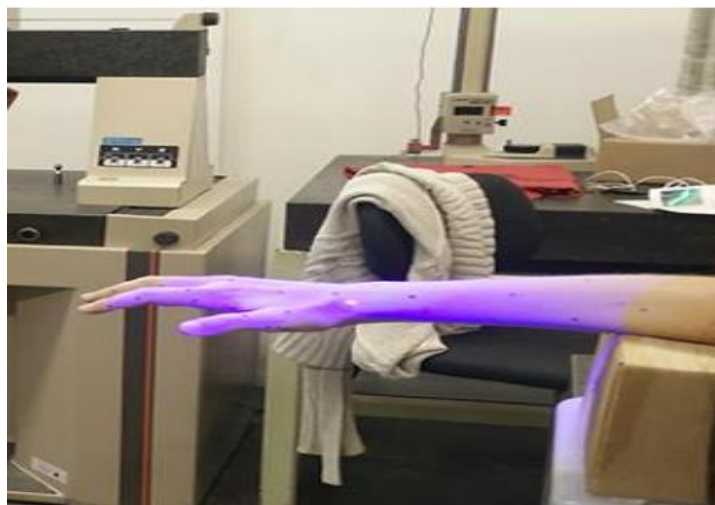


Рисунок 3.4 — Процес оптичного 3D-сканування руки пацієнта за допомогою маркерів.

Сканування має проводитись у стабільному, контрольованому положенні, адже кожен рух або нестабільність під час знімання поверхні може призвести до викривлень сітки, появи артефактів або неточного прилягання ортезу. Пацієнт повинен сидіти у зручній, стабільній позі на стільці зі спинкою або в напівлежачому положенні. Плече має бути розслабленим і опущеним, без напруги. Лікоть згинається приблизно під кутом 90° , щоб передпліччя розташовувалося горизонтально на рівній опорі. Положення долоні (вгору чи вниз) обирається залежно від сторони сканування, але найчастіше долоня звернена догори — це забезпечує зручний доступ до суглобів і пальців. Передпліччя укладається на тверду, але комфортну опору — це може бути м'яка підкладка, плоский планшет або 3D-друкована платформа. Для стабілізації використовуються фіксуючі елементи: ремінці на липучках або еластичні бинти, які кріпляться над і під ліктем, щоб уникнути бокових рухів, а також бічні обмежувачі для запобігання обертанню руки навколо осі. Важливо, щоб фіксація не стискала м'які тканини і не викликала дискомфорт. Передпліччя закріплюється по всій довжині — від ліктя до зап'ястка. Лікоть при цьому може спиратися на край столу або мати власну підставку для забезпечення стабільності. Зап'ясток є особливо критичною зоною. Він не повинен провисати або згинатися, адже це впливає на геометрію ортезу. Для його підтримки застосовують підставку — валик, подушку або регульовану платформу, що вирівнює зап'ястя з передпліччям. Зап'ястя повинне перебувати у нейтральному положенні — без згинання чи розгинання. У разі необхідності додаткової фіксації можуть використовуватись м'які прокладки або легкі бічні притиски, що не заважають доступу сканера до анатомічних орієнтирів. Кисть розміщується у природному анатомічному положенні. Пальці витягнуті або злегка зігнуті, без напруження. Вони не повинні перетинатись або торкатись один одного, щоб не заважати зчитуванню міжпальцевих проміжків. За потреби між пальцями встановлюються м'які розділювачі (ізолон, пінопласт, силікон). У випадках, коли пацієнт має спастичну або слабкий контроль рухів, доцільно застосовувати анатомічну підставку під долоню — надруковану на 3D-принтері або

виготовлену з м'якого пластику, яка фіксує кисть без зайвого тиску. Вся кисть повинна бути повністю розміщена на опорі — тильною або долонною частиною (залежно від сторони сканування), щоб сканер мав повний доступ до поверхонь. Сканування розпочинають лише після перевірки повної стабільності руки. Пацієнта просять не рухатися протягом усього процесу, що зазвичай триває 1–3 хвилини. Оператор перед початком обстеження обов'язково перевіряє, чи всі ключові анатомічні орієнтири — шилоподібні відростки, головки п'ясткових кісток, зап'ястя та пальці — є відкритими для сканування. Якщо доступ до певних ділянок обмежений, положення руки коригується або сканування проводиться з додаткового ракурсу. Правильна фіксація руки — це запорука високоякісного результату, що дозволяє отримати точну 3D-модель і виготовити ортез з ідеальною посадкою [18].

5. Завершення сканування та перевірка результатів

Після отримання тривимірної моделі важливо ретельно її оглянути на наявність недоліків, таких як дірки, "шуми", подвійні контури або геометричні викривлення. Незначні артефакти, зазвичай, можна виправити під час цифрової обробки (Рис. 3.5) – програми згладять окремі виступи або автоматично "залатають" незначні отвори. Однак, серйозні дефекти, наприклад, відсутні фрагменти поверхні або значні зсуви частин моделі, вимагають повторного сканування.

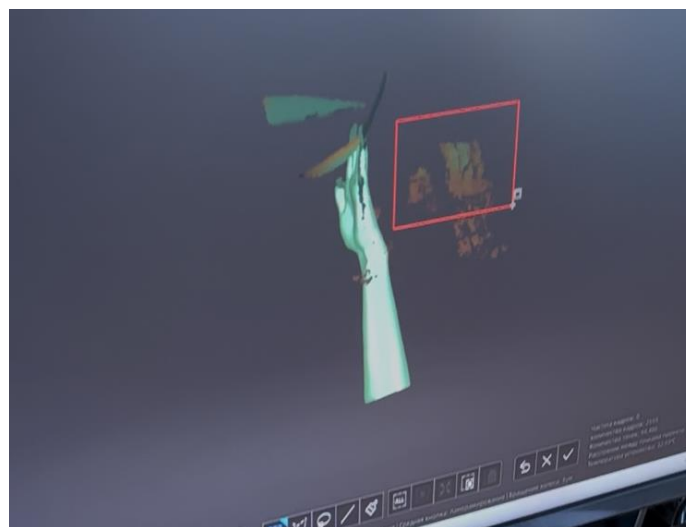


Рисунок 3.5 — Процес видалення артефактів

Якщо на моделі виявлено велику дірку (наприклад, відсутність частини кисті, відсканованої з тильного боку), або подвоєння контуру, що виникло через зміщення об'єкта, доцільно здійснити додаткове сканування необхідної області або всього об'єкта ще раз, замість спроб "домальовувати" відсутні елементи власноруч.

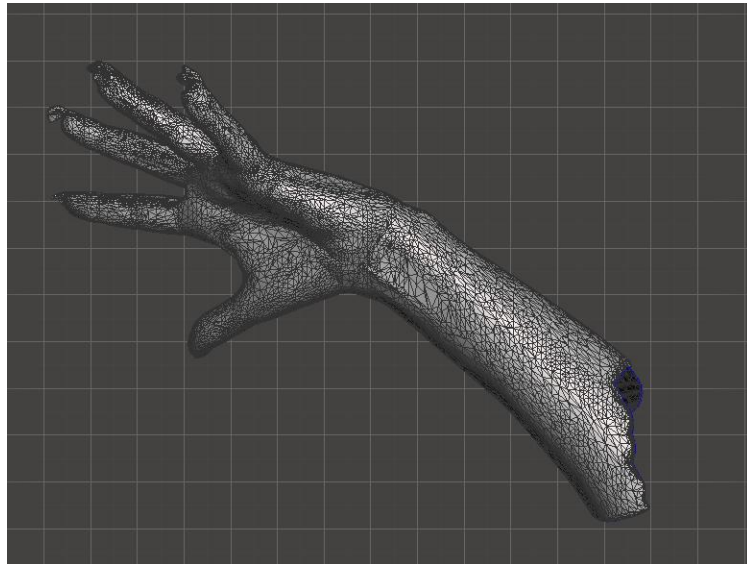


Рисунок 3.6 — Якість сітки відсканованої моделі

Повторне сканування з іншої точки зору сприяє отриманню повних даних та поліпшенню якості моделі. Якщо дефекти незначні, можливе комбінування сканів: наприклад, додатково оцифрувати проблемну ділянку та об'єднати її з основною моделлю за допомогою програмного забезпечення. Найважливіше – кінцевий результат повинен являти собою цілісну, 3D-модель кінцівки без отворів та серйозних деформацій, придатну для подальшого проектування ортезу.

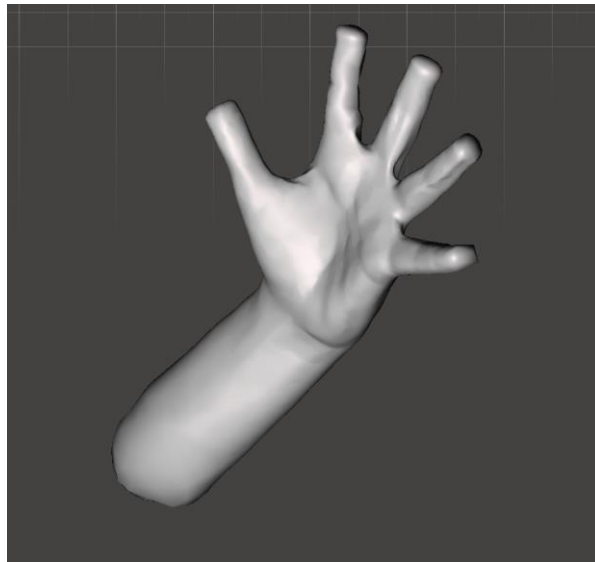


Рисунок 3.7 — Оброблена сітка

3.4 Розробка пристосування для стабілізації руки під час 3D-сканування

У процесі створення 3D-моделі ортезу було встановлено, що точність сканування значною мірою залежить від нерухомості руки пацієнта під час процедури. Навіть незначне тремтіння чи зміщення зап'ястка може призвести до артефактів, викривлення поверхні або появи «розірваних» зон у цифровій моделі. Щоб усунути ці проблеми, було змодельовано спеціальне універсальне пристосування для фіксації руки (Рис 3.8), яке адаптується під анатомічні особливості різних пацієнтів.

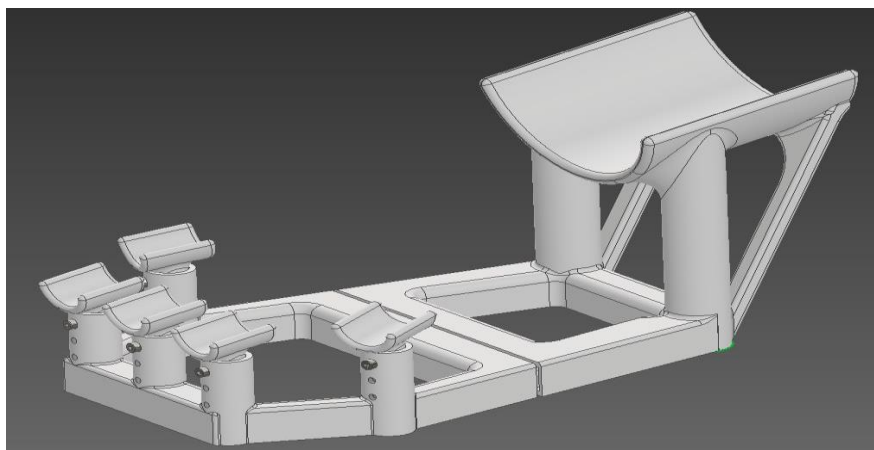


Рисунок 3.8 — Пристосування для фіксації руки

Розроблене пристосування виконує функцію підтримки зап'ястка і передпліччя під час 3D-сканування. Конструкція складається з платформи, на якій розташовані опори, а також регульовані напрямні, які дозволяють підлаштовувати ширину фіксації залежно від розмірів руки. Опорна поверхня має м'яку посадкову криву, що повторює форму анатомічної лінії долоні, а також не заважає зчитуванню сканером зовнішніх обрисів. Всі елементи були спроектовані у CAD-програмі, а основні деталі — виготовлені на 3D-принтері з використанням PET-пластику. Модель дозволяє швидко адаптуватися під пацієнтів.

3.5 Розрахунок міцності пристосування для стабілізації руки під час 3D-сканування

Пристосування для стабілізації руки під час 3D-сканування має забезпечити фіксацію верхньої кінцівки в анатомічно правильному положенні. Основний вплив на елементи конструкції здійснює вага руки людини в положенні сидячи.

Основні вихідні дані для розрахунку:

Матеріал конструкції: PET

Гранична міцність на згин: $\sigma_{\text{PET}} = 50 \text{ МПа}$

Модуль пружності: $E_{\text{PET}} = 2,1 \text{ ГПа}$

Середня маса руки: $m = 4 \text{ кг}$

Прискорення вільного падіння: $g = 9,81 \text{ м/с}^2$

Навантаження від руки: $F = m \cdot g = 4 \cdot 9,81 = 39,2 \text{ Н}$

Запас міцності: $n = 2$

1. Опора під лікоть

Довжина опори: $l = 0,15 \text{ м}$

Діаметр: $d = 20 \text{ мм}$

Максимальний згинальний момент:

$$M_{\max} = F \cdot l$$

$$M_{\max} = 39,2 \cdot 0,15 = 5,88 \text{ Н} \cdot \text{м}$$

Момент опору круглого перерізу:

$$W = \frac{\pi d^3}{32}$$

$$W = \frac{3,14 \cdot (0,02)^3}{32} = 7,85 \cdot 10^{-7} \text{ м}^3$$

Максимальне напруження:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_{\max}}{W}$$

$$\sigma_{\max} = \frac{5,88}{7,85 \cdot 10^{-7}} \approx 7,5 \text{ МПа}$$

Запас міцності:

$$n = \frac{\sigma_{\text{PET}}}{\sigma_{\max}}$$

$$n = \frac{50}{7,5} \approx 6,7$$

2. Опори під пальці

Приймаємо силу на одну опору: $F = 5 \text{ Н}$, довжина стійки $l = 0,06 \text{ м}$, діаметр $d = 16 \text{ мм}$.

Максимальний згинальний момент:

$$M_{\max} = F \cdot l$$

$$M_{\max} = 5 \cdot 0,06 = 0,3 \text{ Н} \cdot \text{м}$$

Момент опору:

$$W = \frac{\pi d^3}{32}$$

$$W = \frac{3,14 \cdot (0,016)^3}{32} = 4,02 \cdot 10^{-7} \text{ м}^3$$

Максимальне напруження:

$$\sigma_{\max} = \frac{0,3}{4,02 \cdot 10^{-7}} = 0,75 \text{ МПа}$$

Запас міцності:

$$n = \frac{50}{0,75} \approx 67$$

Для підтвердження аналітичних розрахунків проведено комп'ютерну симуляцію у Fusion 360.

Етап підготовки моделі підставки для проведення симуляції статичного навантаження в середовищі Fusion 360. Синім кольором виділено дві опорні поверхні на нижній частині базової рамки конструкції (Рис. 3.9), для яких у налаштуваннях моделювання задано жорстке закріплення.

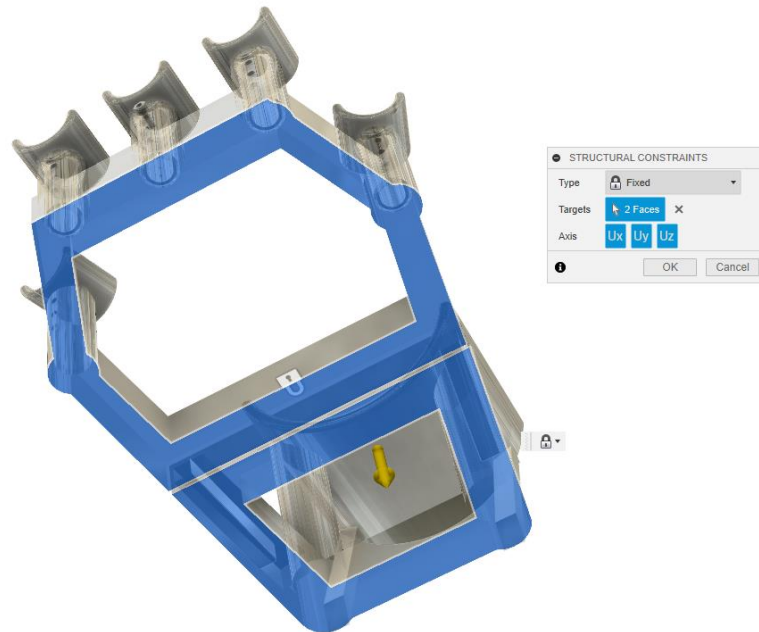


Рисунок 3.9 – Задання жорсткого закріплення опорних поверхонь підставки

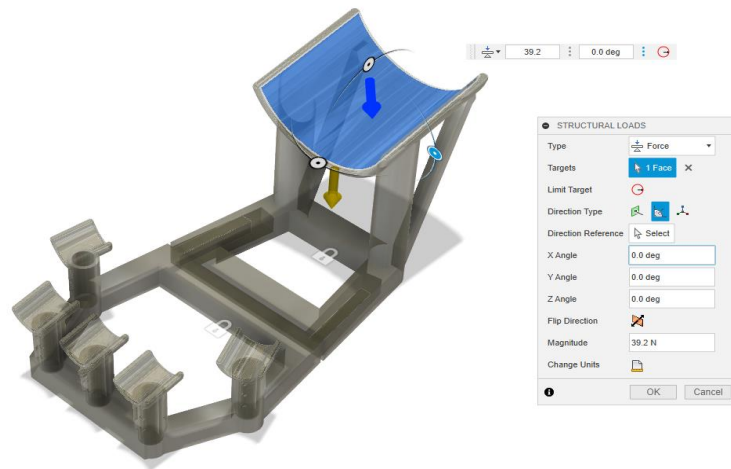


Рисунок 3.10 – Задання статичного навантаження величиною 39,2 Н на опорну поверхню під лікоть у моделі підставки.

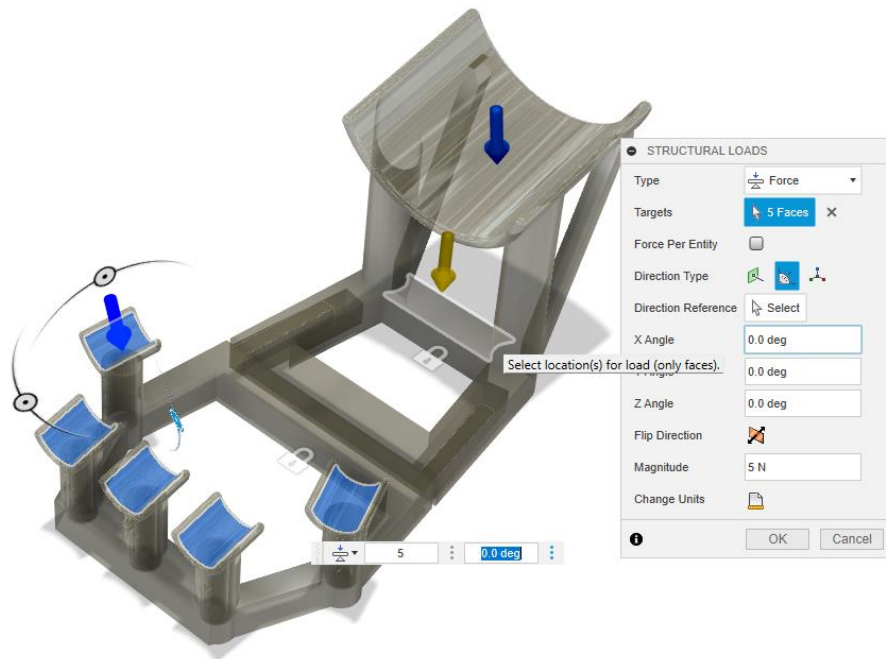


Рисунок 3.11 – Задання статичного навантаження величиною 5 Н на кожному з опорних поверхонь під пальці.

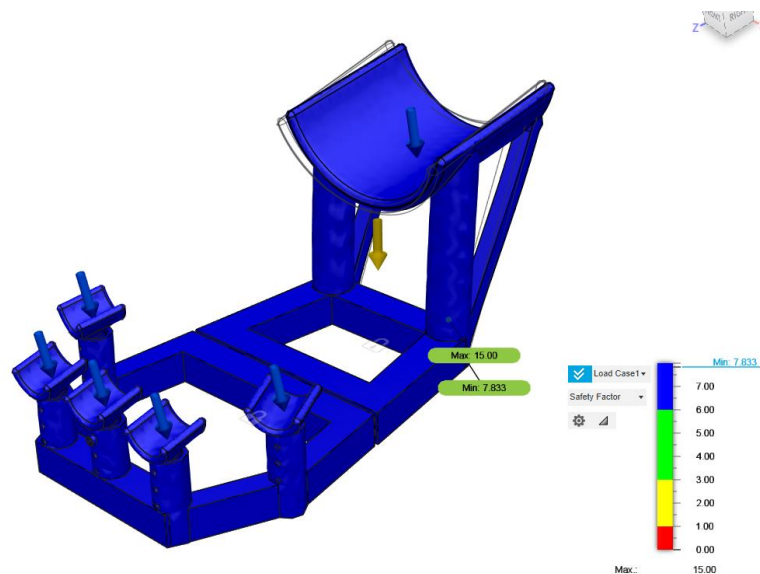


Рисунок 3.12 – Результати симуляції міцності конструкції підставки.

Синій колір усіх деталей конструкції свідчить про дуже високий запас міцності — у межах від 7,83 до 15,00 по всій моделі, згідно з кольоровою шкалою праворуч. Це означає, що у жодній з ділянок підставки фактичні напруження не наближаються до граничних для матеріалу PET, і всі елементи мають значний

запас до руйнування чи пластичної деформації. Максимальне значення коефіцієнта безпеки (15,00) фіксується у менш навантажених ділянках, мінімальне (7,83) — у найбільш навантажених, але й воно значно перевищує допустимий рівень (зазвичай достатньо значення 2–3).

Такий результат підтверджує, що конструкція підставки є надійною, відповідає вимогам міцності й може безпечно використовуватися для фіксації руки під час 3D-сканування.

Висновок

У цьому розділі було розглянуто принципи, технології та практичні вимоги до 3D-сканування як ключового етапу у створенні індивідуального ортеза верхньої кінцівки. Сканування забезпечує високоточне цифрове відображення анатомії пацієнта, що значно покращує якість і точність виготовлення виробу. На відміну від традиційних гіпсових методів, воно є швидким, безконтактним і зручним для користувача, даючи змогу мінімізувати дискомфорт і ризик помилок.

Проаналізовано три основні типи сканування: контактні, безконтактні оптичні та фотограмметричні. Було встановлено, що для ортезування найдоцільніше використовувати безконтактні оптичні системи, які поєднують високу точність і швидкість отримання 3D-моделі. Контактні методи виявилися непридатними через ризик деформації тканин, а фотограмметрія — хоча й доступна, поступається в ефективності через складність реалізації.

Особливу увагу приділено вимогам до підготовки пацієнта, освітлення, стабілізації руки та контролю за нерухомістю під час сканування. Саме ці чинники є визначальними для отримання якісної 3D-моделі, придатної для подальшого проєктування ортеза. В межах практичної частини розроблено спеціальне пристосування для стабілізації руки під час сканування, що дозволяє уникнути артефактів і забезпечує комфорт пацієнта.

Отже, 3D-сканування виступає важливою ланкою в цифровому протезуванні, забезпечуючи високу точність геометрії майбутнього виробу та адаптацію під індивідуальні анатомічні особливості.

4 СТВОРЕННЯ 3D-МОДЕЛІ ОРТЕЗУ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ

4.1 Підготовка скану та його очищення

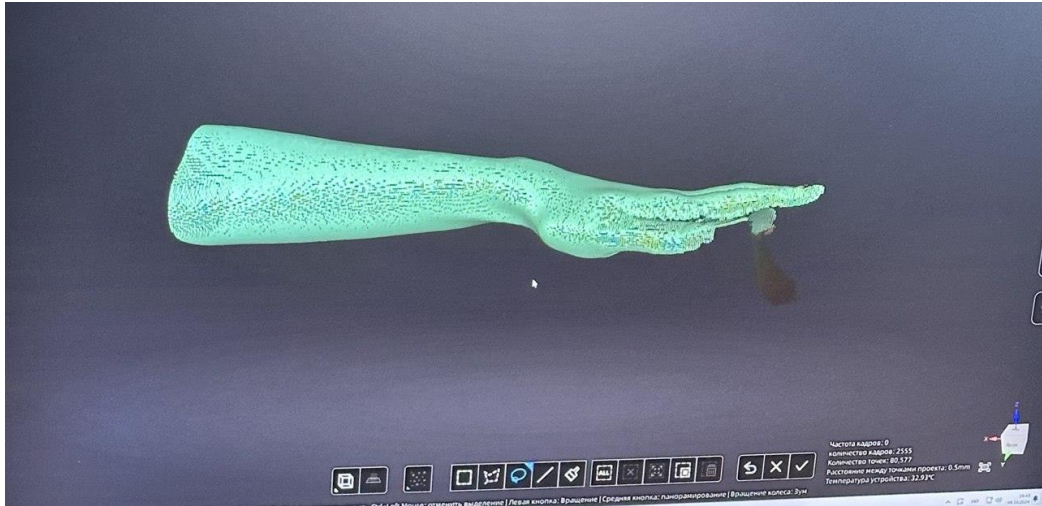


Рисунок 4.1 — Зовнішній вигляд 3D-скану руки та початкова поверхнева сітка перед редагуванням

Обробка скану та CAD-моделювання ортезу. Після отримання сирової 3D-моделі кінцівки (Рис. 4.1) (у вигляді хмари точок чи сітки) проводиться її обробка у програмному забезпеченні. Скан імпортують у спеціалізовані програми для редагування 3D-моделей, такі як Autodesk Meshmixer. На цьому етапі виконують очищення моделі від артефактів (зайвих фрагментів, шумів), оптимізацію сітки (зменшення кількості полігонів без втрати точності), а також заповнення дрібних отворів чи щілин, що могли утворитися при скануванні. Результатом є гладка поверхня, яка точно відповідає формі кінцівки пацієнта (Рис. 4.2).

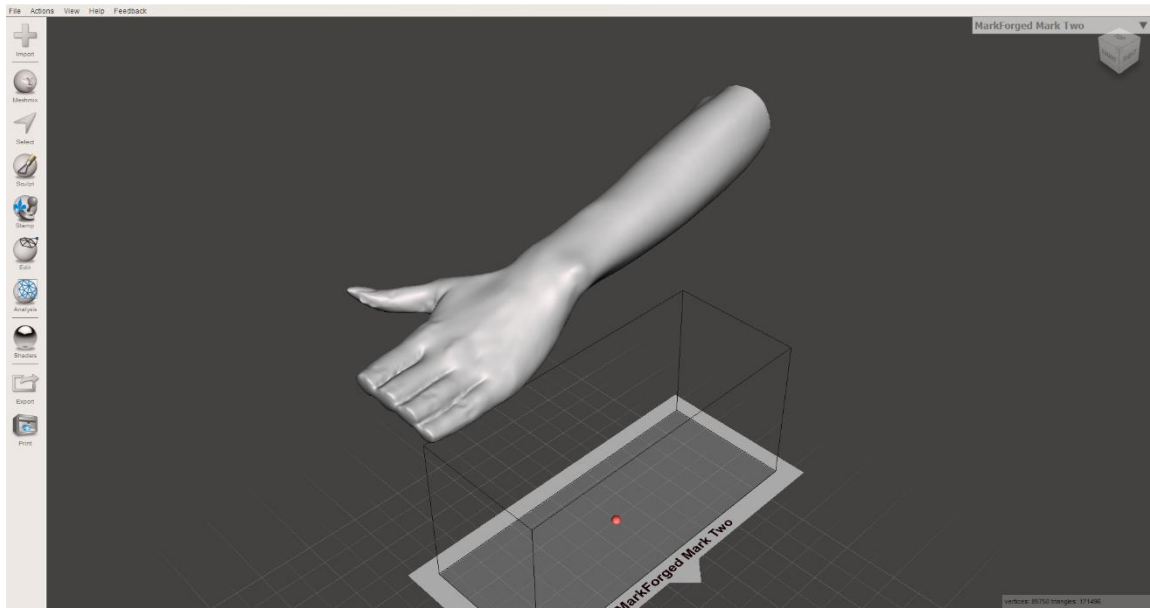


Рисунок 4.2 — Цілісна модель кінцівки, готова до проєктування ортезу

4.2 Моделювання ортезу

У процесі створення ортезу надзвичайно важливо враховувати анатомічні особливості верхньої кінцівки. На етапі моделювання в CAD-системі відбувається точне позиціонування ключових точок (Рис 4.3) — анатомічних орієнтирів, які є основою для коректної побудови поверхонь ортезу та визначення зон підтримки чи вивільнення.

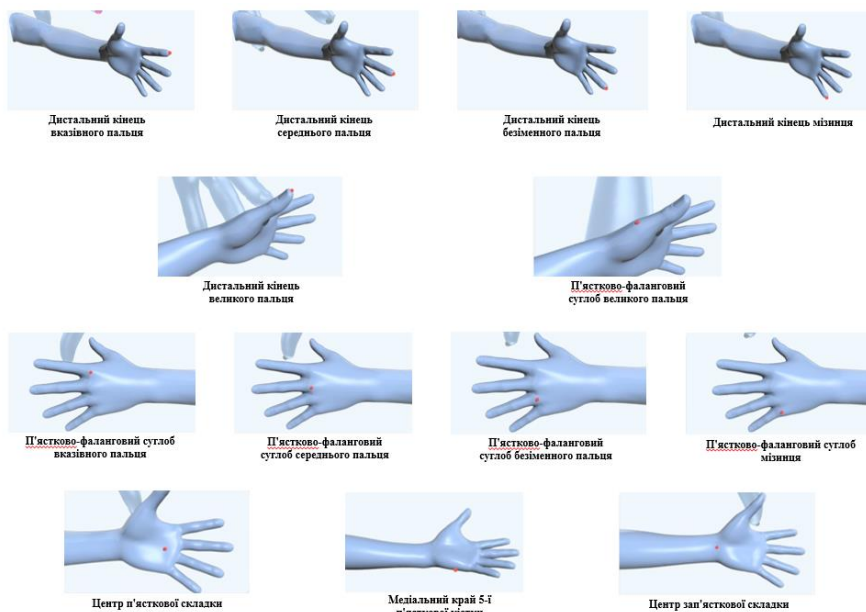


Рисунок 4.3 — Ключові точки для побудови ортезу

Для побудови власне ортезу виділяється необхідна частина поверхні руки та на ній формується елемент фіксуючого пристрою. Наприклад, спочатку кисть ділиться на передбачувану область охоплення ортезом (Рис. 4.4)

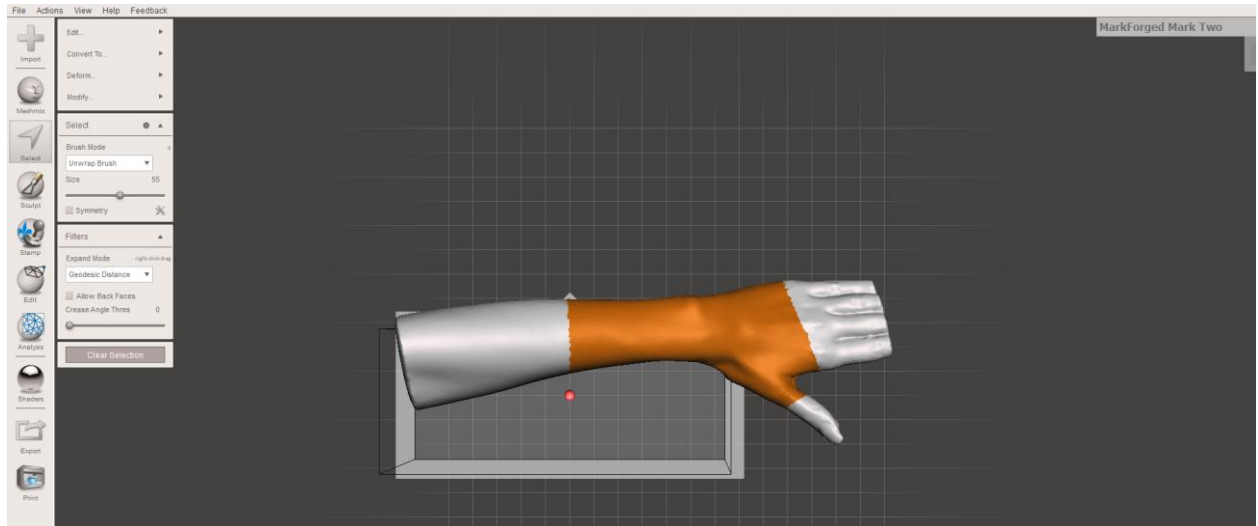


Рисунок 4.4 — Виділена область охоплення ортезом

Далі переходимо безпосередньо до проектування форми ортезу на основі цієї поверхні. Враховуються медичні вимоги: зони, які потребують іммобілізації та підтримки, повинні бути покриті та посилені матеріалом ортезу, тоді як ділянки, що мають залишатися вільними для руху або доступу (наприклад, місця ін'єкцій, рани), слід вирізати або залишити відкритими.

При делюванні оболонки ортезу навколо кінцівки обов'язково закладається технологічний зазор між шкірою та внутрішньою поверхнею ортезу – як правило, 3–4 мм (Рис. 4.5). Цей зазор необхідний для подальшого врахування шару підкладки та забезпечення комфортного надягання/зняття виробу. Окрім того, в конструкції ортезу передбачаються вентиляційні отвори (перфорації), які дозволяють шкірі “дихати” і зменшують вагу виробу без втрати міцності. На етапі CAD-проектування розміщують і моделюють також кріпильні елементи – пази або виступи під реміні, застібки, шарніри, якщо вони передбачені конструкцією. Таким чином створюється повноцінна тривимірна модель ортезу, готова до випробувань [7, 18].

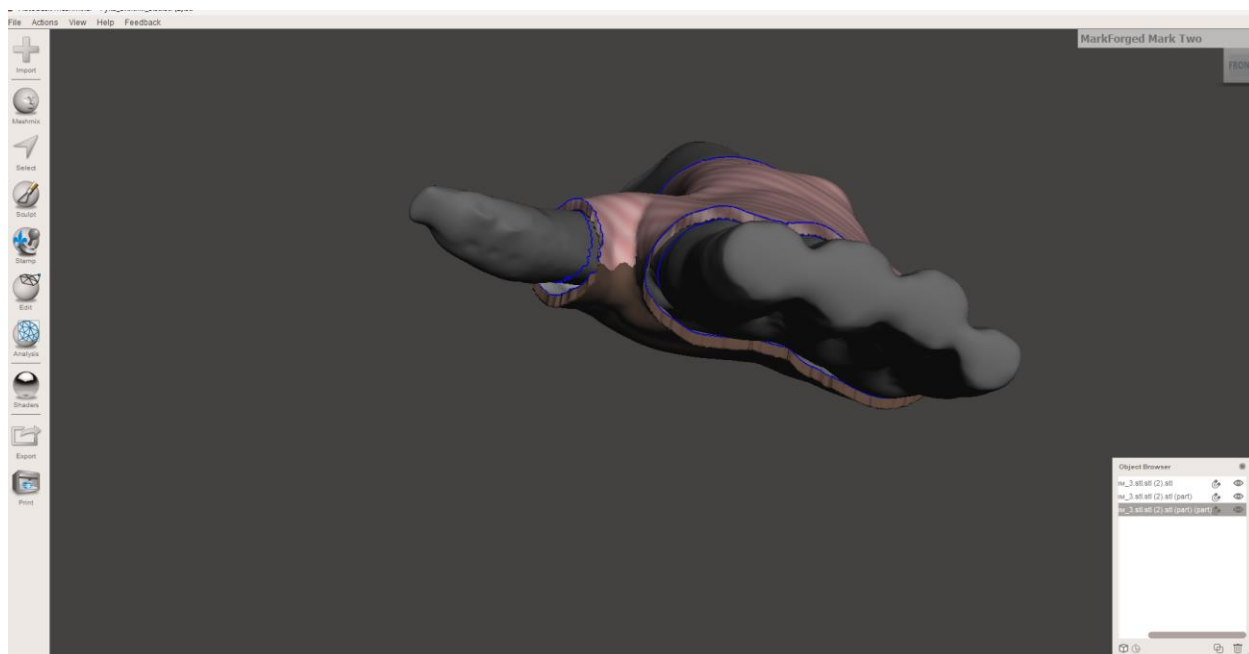


Рисунок 4.5 — Зазор між шкірою та внутрішньою поверхнею ортезу

Після затвердження основної форми ортезу виконується додаткова перевірка – аналіз товщини всіх елементів моделі (Рис. 4.6). Це гарантує, що навіть тонкі частини матимуть мінімально необхідну товщину для міцності.

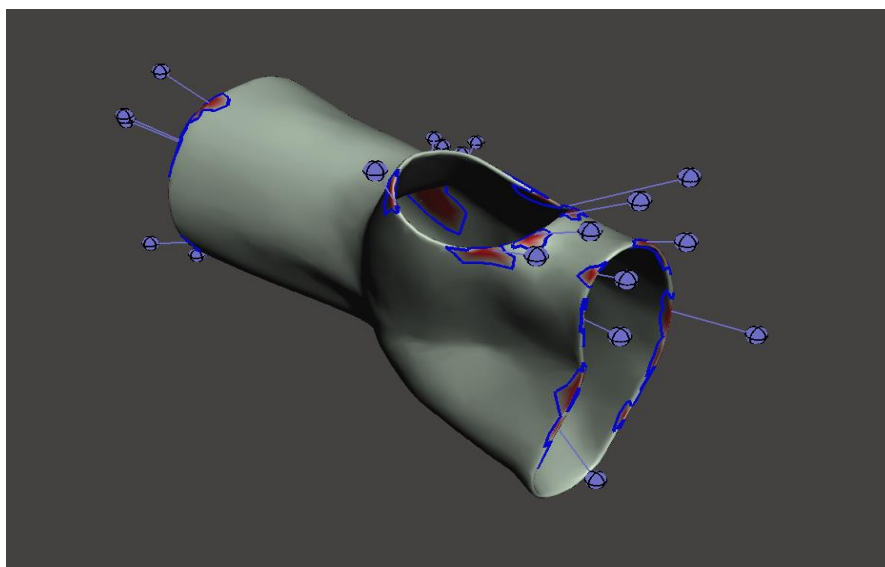


Рисунок 4.6 — Аналіз товщини стінок ортезу

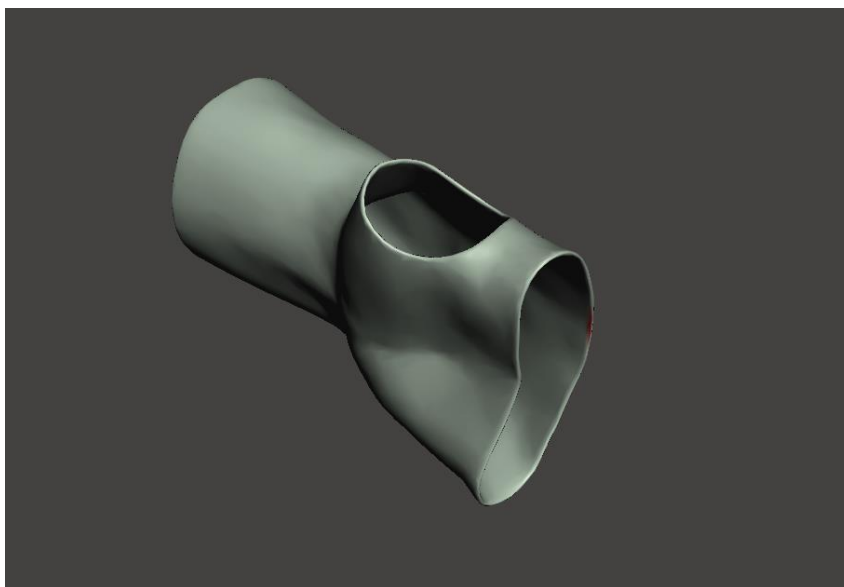


Рисунок 4.7 — Вже оброблена заготовка ортезу

4.3 Анатомічні та біомеханічні аспекти

Під час розробки ортезу першочергову увагу зосереджують на відповідності анатомії конкретного пацієнта. Внутрішня поверхня ортезу точно копіює вигини руки, забезпечуючи щільне, але не стискаюче прилягання. Ділянки в області зап'ястя, ліктьового і плечового суглобів формують з врахуванням їх рухомої амплітуди: наприклад, можуть передбачатися гнучкі вставки або шарнірні елементи, що дозволяють здійснювати необхідний об'єм рухів, не перешкоджаючи роботі м'язів. Вентиляційні отвори проектують так, щоб підтримувати оптимальний повітрообмін і не збільшувати загальну вагу конструкції. Це особливо важливо для забезпечення комфорту при тривалому носінні та підтримки гігієни шкіри. Згідно з даними літератури, якісно спроектовані 3D-ортези характеризуються “високою вентиляційною здатністю, легкою вагою при достатній міцності” [7, 18].

Розподіл навантаження реалізується через регулювання товщини матеріалу: у місцях підвищеного тиску (наприклад, біля суглобів або точок опори) товщина стінок збільшується, в той час як у ділянках з незначним навантаженням вона зменшується або створюється перфорована структура.

Згідно з результатами досліджень, правильно сконструйовані ортези коригують деформації суглобів, мінімально втручаючись у їх природну кінематику, тим самим забезпечуючи комфорт пацієнта.

Відтак, модель ортезу є одночасно функціональною (забезпечує підтримку та корекцію положення кінцівки) і зручною (враховує потреби шкіри та свободу рухів).

4.4 Аналіз міцності та оптимізація конструкції

Для оцінки надійності та функціональності ортезу було проведено комп'ютерне моделювання напружено-деформованого стану виробу під час різних типів навантаження, характерних для рухів кисті. Розрахунки виконано методом кінцевих елементів, що дозволяє точно визначити зони концентрації напружень та оцінити міцність конструкції.

Для визначення прикладних зусиль, які діють на ортез у процесі використання, було застосовано кантер (Рис. 4.8) — фізичний пристрій, що дозволяє точно виміряти силу при різних рухах кисті. За допомогою цього приладу вдалося експериментально зафіксувати максимальні навантаження, які виникають при згинанні, розгинанні та бокових відведеннях руки.

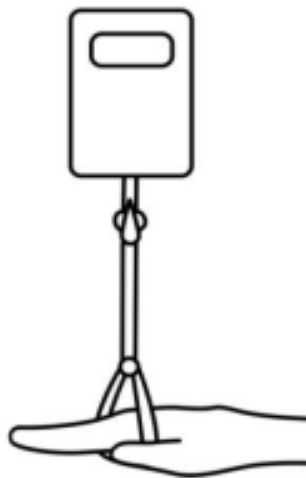


Рисунок 4.8 — Процес отримання навантажень

Таблиця 4.1 — Типи навантажень і рухів, що моделювались

Рух кисті	Найбільша сила (Н)
Згинання (долонею вниз)	30
Розгинання (долонею вгору)	25
Відведення в бік великого пальця	30
Відведення в бік мізинця	30

Кожна симуляція демонструє розподіл напружень за критерієм фон Мізеса. На зображеннях представлено моделі ортезу в двох варіантах: глуха поверхня та оптимізована (з вентиляційними отворами).

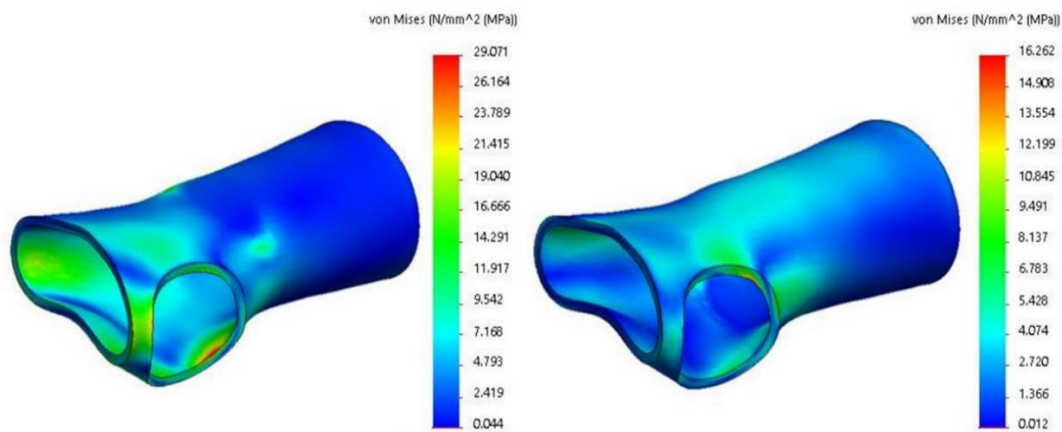


Рисунок 4.9 — Результати аналізу навантажень на згинання та розгинання

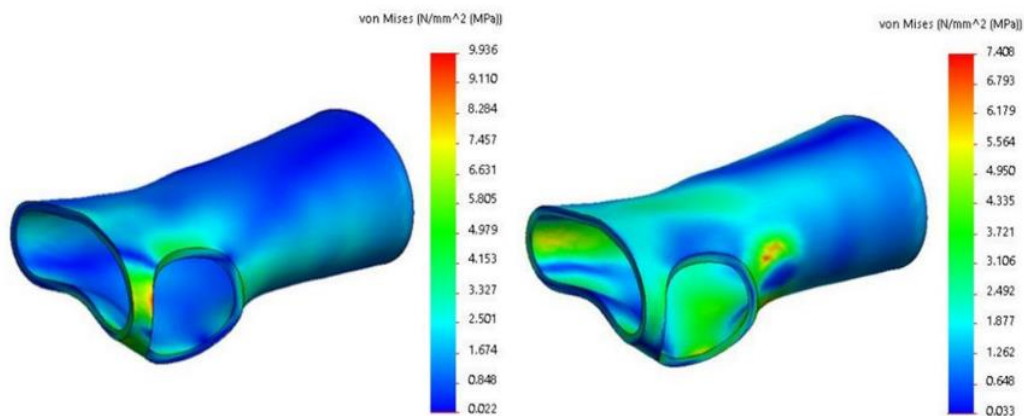


Рисунок 4.10 — Аналіз напружень руху кисті в бік великого пальця та рух кисті в сторону мізинця

Після отримання вхідних навантажень за допомогою кантера та проведення первинної симуляції для суцільної моделі ортезу, було виконано оптимізацію конструкції, зокрема — додано вентиляційні отвори для зменшення ваги та покращення повітрообміну. Наступним етапом став аналіз уже оптимізованої моделі з перфораціями.

У модифікованій конструкції отвори були розміщені з урахуванням зон найменших напружень, що дозволило не лише знизити масу виробу, але й уникнути критичних зосереджень навантаження поблизу перфорацій. Відповідно, повторну симуляцію було проведено з тими самими прикладними силами, що й на попередньому етапі, щоб порівняти розподіл напружень та деформацій.

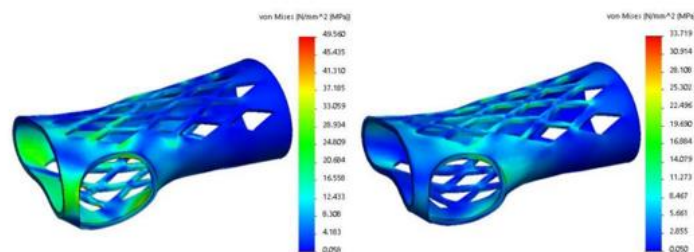


Рисунок 4.11 — Результати аналізу оптимізованої конструкції

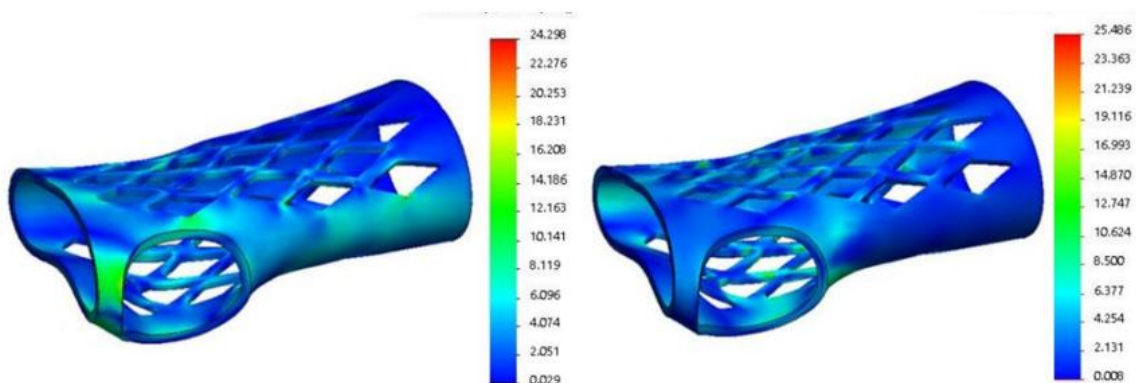


Рисунок 4.12 — Результати аналізу оптимізованої конструкції

Результати показали, що попри деяке зростання локальних напружень навколо отворів, загальний рівень міцності залишився в межах допустимого для матеріалу PETG, а жорсткість конструкції була достатньою для утримання форми під навантаженням. Такий підхід підтвердив ефективність оптимізації та дав змогу поєднати механічну надійність з анатомічним комфортом і легкістю виробу.

4.5 Концептуальний дизайн ортезу

Концептуальний дизайн є фундаментальним етапом у розробці будь-якого медичного виробу, зокрема індивідуального ортезу. На цьому етапі закладаються основні принципи форми, функціональності та ергономіки майбутнього виробу. Процес перетворення початкової ідеї на готову до виробництва цифрову 3D-модель включає кілька послідовних кроків, які ілюструють еволюцію дизайну.

Етап 1: Формування базової геометрії та ергономіки

На початковому етапі концептуального дизайну створюється основна форма ортезу, що базується на анатомічних даних пацієнта. Ключова увага приділяється ергономіці: створюється виріз, що забезпечує комфортне та правильне положення руки, запобігаючи передавлюванню м'яких тканин. Результатом цього етапу є гладка, суцільна модель, що повторює контури тіла та закладає основу для подальших модифікацій (Рис. 4.13).

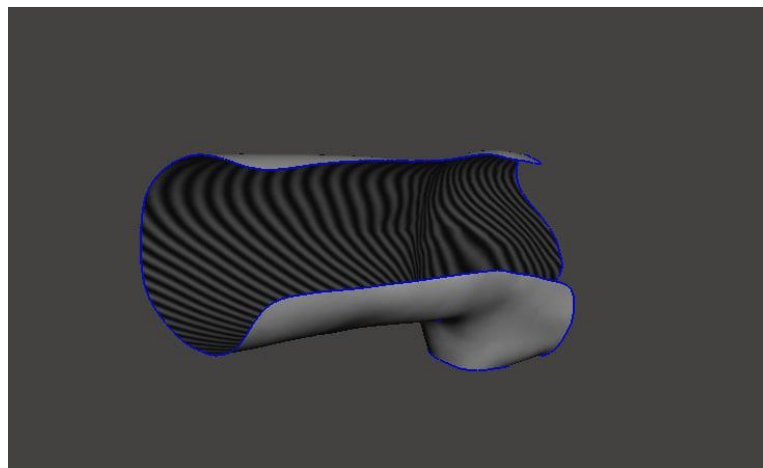


Рисунок 4.13 — Етап формування вирізу під руку

Етап 2: Моделювання вентиляційних отворів

Для забезпечення комфорту під час тривалого використання ортезу в концепцію інтегрується система вентиляції. На поверхні моделі рівномірно розподіляються та моделюються отвори, що сприяють циркуляції повітря, зменшують вагу виробу та запобігають надмірному потовиділенню. Дизайн, кількість та розташування цих отворів ретельно прораховуються, щоб не послабити загальну конструкцію ортезу. На Рисунку 4.14 чітко видно модель з уже доданими вентиляційними отворами.

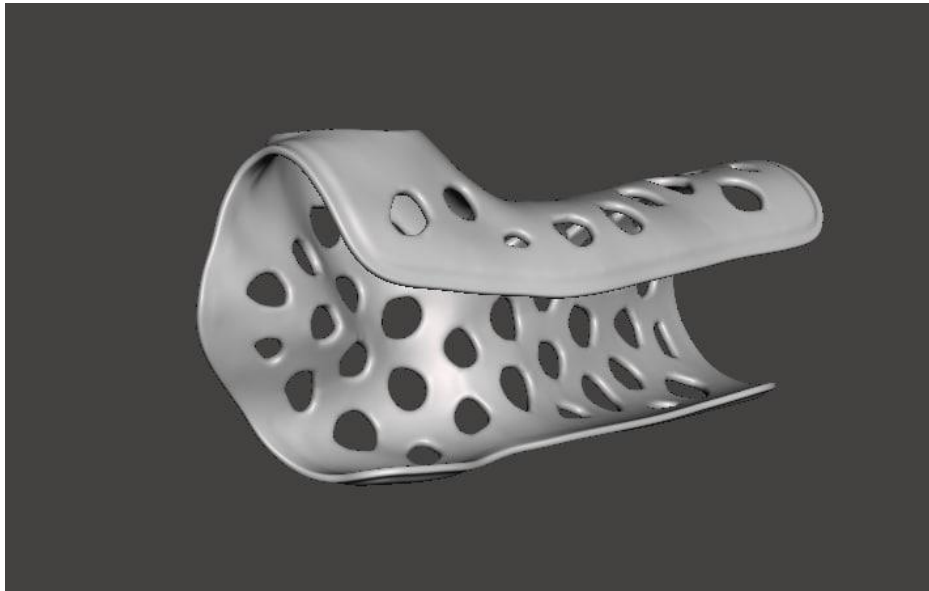


Рисунок 4.14 — Моделювання вентиляційних отворів

Етап 3: Інтеграція функціональних елементів кріплення

Після затвердження базової форми та системи вентиляції, дизайн доповнюється ключовими функціональними елементами для надійної фіксації. У даній концепції моделюються спеціалізовані кріплення, розраховані під фіксуючі реміні. Їхня геометрія та розташування ретельно пропрацьовуються для оптимального розподілу тиску та забезпечення надійності кріплення. Цей етап показаний на Рисунку 4.15, де елементи кріплення вже інтегровані в загальну конструкцію.

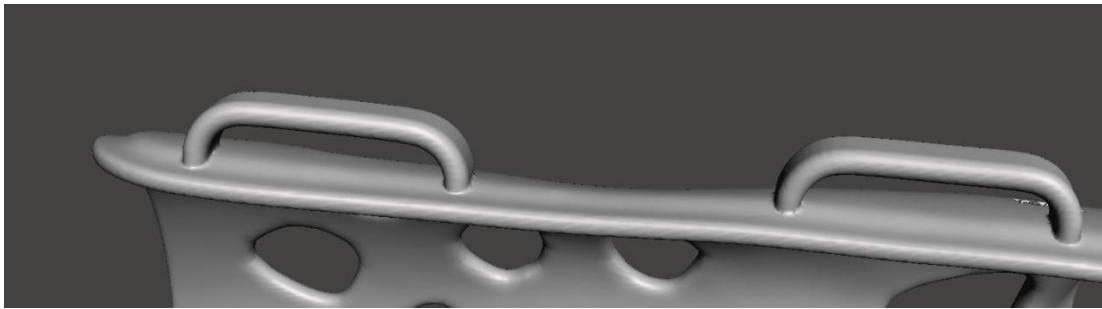


Рисунок 4.15 — На рисунку показані елементи кріплення

Етап 4: Фіналізація концептуальної моделі та підготовка до виробництва. На цьому етапі всі елементи дизайну об'єднуються в єдину, цілісну 3D-модель. Проводиться фінальна перевірка геометрії, гладкості поверхонь та взаємного розташування всіх компонентів. Результатом є завершений цифровий прототип ортезу, що повністю відображає його зовнішній вигляд та конструктивні особливості (Рис. 4.16).

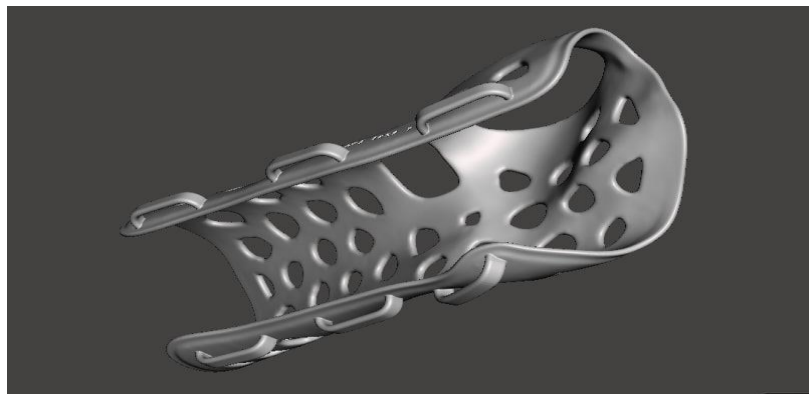


Рисунок 4.16 — Загальний вигляд готового ортезу

Висновок

У цьому розділі детально описано процес створення цифрової моделі ортезу, починаючи з підготовки скану та очищення поверхні до фінального формування функціонального виробу, готового до друку. Після отримання 3D-моделі кінцівки було здійснено обробку скану для усунення артефактів,

оптимізації сітки та формування цілісної поверхні, яка точно відображає анатомію пацієнта. Це дозволило закласти точну базу для конструювання ортезу.

Під час моделювання враховано важливі клінічні аспекти: зони фіксації, технологічні зазори, вентиляційні отвори та кріпильні елементи. Особливу увагу приділено відповідності конструкції анатомічним і біомеханічним особливостям руки — забезпечено прилягання без надмірного тиску, підтримку природної рухливості суглобів та оптимальний розподіл навантаження за рахунок варіативної товщини матеріалу.

Таким чином, створена 3D-модель поєднує функціональність, ергономіку та технологічну придатність до друку, відповідаючи як медичним, так і інженерним вимогам. Це є завершальним етапом цифрового дизайну перед переходом до фізичного виготовлення ортезу на 3D-принтері.

5 КОНСТРУКТОРСЬКО-ТЕХНОЛОГІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ОРТЕЗУ

З впровадженням цифрових методів деякі стадії змінюються. Зняття гіпсового відбитку може бути замінено 3D-скануванням кінцівки, після чого 3D-модель кінцівки використовується для CAD-проектування ортезу (як описано у Розділі 3). Далі замість вакуумформування здійснюється 3D-друк ортезу на основі цифрової моделі. Наприклад, у практиці ветеринарної ортопедії компанії BioVet спочатку знімають зліпок кінцівки тварини, створюють на його основі гіпсову форму, яку потім 3D-сканують; далі ортез моделюють у CAD та друкують на 3D-принтері. У випадку з протезно-ортопедичними лабораторіями для людей все частіше сканують безпосередньо кінцівку пацієнта, оминаючи етап гіпсування. Виготовлення ортезу на 3D-принтері за умови правильного калібрування забезпечує високу точність підгонки – готовий виріб вже практично не потребує підгонки, на відміну від сформованого вручну.

1. Вибір 3D-принтера

Перед початком друку важливо підібрати відповідний принтер, який зможе надрукувати ортез повністю без масштабування. Для цього необхідно врахувати габарити моделі: 94×185×77 мм. Обраний принтер має мати площу друку не менше 200×200×200 мм. Під такі вимоги добре підходять моделі:

- Creality Ender-3
- Anycubic i3 Mega
- Prusa i3 MK3S+

Також принтер обов'язково повинен мати підігрів платформи, адже PETG вимагає стабільної температури основи для нормальної адгезії.

Для виготовлення ортезу верхньої кінцівки було обрано 3D-принтер Prusa i3 MK3S+. Вибір зумовлений кількома ключовими факторами, які безпосередньо впливають на якість, точність та стабільність виготовлення виробу медичного призначення.

Розмір робочої зони у моделі Prusa i3 MK3S+ становить 250×210×210 мм, що повністю перекриває габарити ортезу (94×185×77 мм) та залишає достатній запас для підтримок, підкладки (brim) і зручного розміщення моделі в різних положеннях. Це дозволяє уникнути масштабування або розбиття моделі на частини.

Цей принтер має підігрів платформи та функцію автоматичного калібрування, що дуже важливо при друці з PETG. Саме PETG потребує стабільної температури та хорошої адгезії першого шару — інакше можливе короблення або відшарування моделі під час друку.

2. Імпорт 3D-моделі у Cura

Після вибору принтера у програму завантажується 3D-модель ортезу у форматі .stl (Рис. 5.1). Це робиться через кнопку “Open File” або просте перетягування файлу в робоче поле Cura. На цьому етапі перевіряється масштаб — модель повинна відповідати розмірам ортезу, який попередньо був створений у Meshmixer чи Fusion 360. Також на цьому кроці варто впевнитися, що модель розміщена рівно, без викривлень або деформацій.

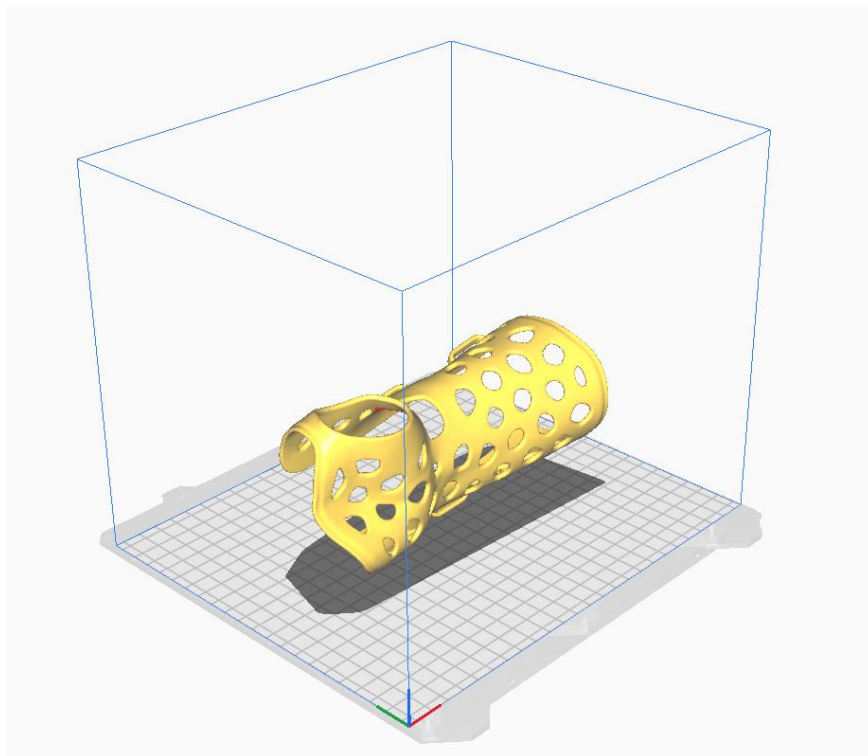


Рисунок 5.1 — Завантаження ортезу на стіл 3D принтеру

3. Орієнтація моделі на платформі

Цей крок дуже впливає на якість і тривалість друку. Було розглянуто три основні варіанти:

- Лежачи (широка поверхня донизу): Модель має найменшу висоту, отже — найшвидший друк. Але з'являється багато нависаючих зон, які потребують підтримок. Це збільшує час післяобробки й витрату матеріалу.
- На ребрі (боком): Найкращий варіант для ортезу. Модель стабільно лежить, підтримки потрібні лише з одного боку (Рис. 5.2). При цьому напрям шарів проходить вздовж ортезу, що робить конструкцію міцнішою. Саме ця орієнтація була обрана для виготовлення.
- Вертикально (зап'ясток донизу):
- Надто велика висота, багато підтримок, ризик відшарування. Для ортезу — нераціонально.

У програмі модель поверталася інструментом Rotate, а для точного вирівнювання використовувався Lay Flat.

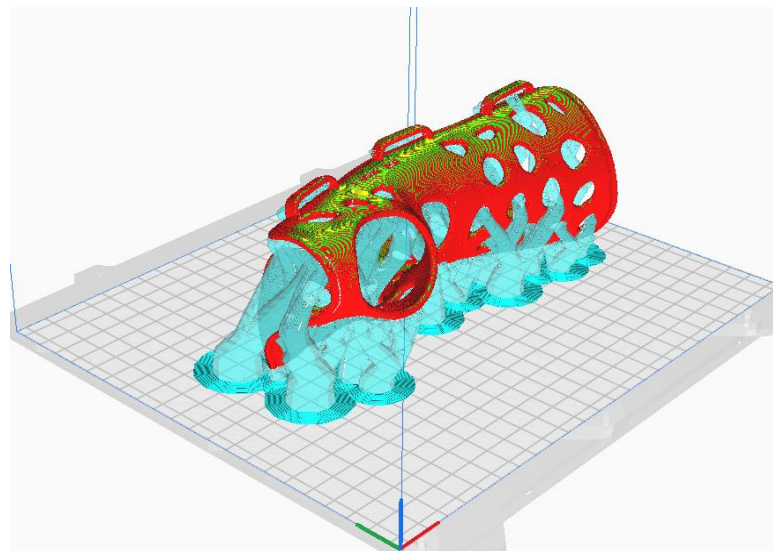


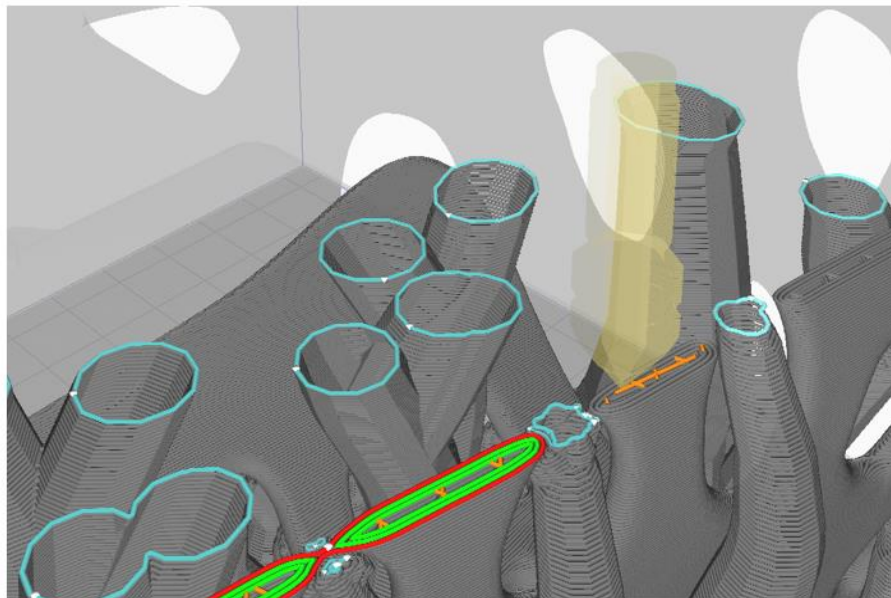
Рисунок 5.2 — Орієнтація моделі на платформі

4. Налаштування параметрів друку

Вкладка “Print Settings” дозволяє налаштувати друк під конкретний матеріал - у цьому випадку PETG. Встановлювались такі параметри: температура

сопла - 240 °C , що забезпечує стабільний потік пластику, добре склеює шари. Температура столу - 80 °C, оскільки PETG вимагає підігрітого стола для адгезії - інакше можливе викривлення. Товщина шару - 0.2 мм, дана товщина дає хорошу деталізацію та адекватну швидкість друку. Кількість стінок (Wall Line Count) - 3, це збільшує загальну міцність ортезу. Заповнення (Infill) - 30%, адже тип Cubic таке заповнення дає хорошу жорсткість при відносно невеликій вазі. Швидкість друку - 30 мм/с., оскільки PETG краще друкується повільно, щоб уникнути ниток і поганої адгезії. Підтримки (Supports) - увімкнено, тип - Touching Build Plate, це робиться для того, щоб уникнути надмірного прилипання та полегшити видалення. Адгезія до платформи - Brim, ширина ліній 8 забезпечує краще прилягання першого шару.

Дані налаштування були підібрані з урахуванням матеріалу PETG, вимог до жорсткості та якості внутрішньої поверхні ортезу.



🕒 19 hours 11 minutes



⚖️ 110g · 36.03m

Рисунок 5.3 — Процес друку ортезу

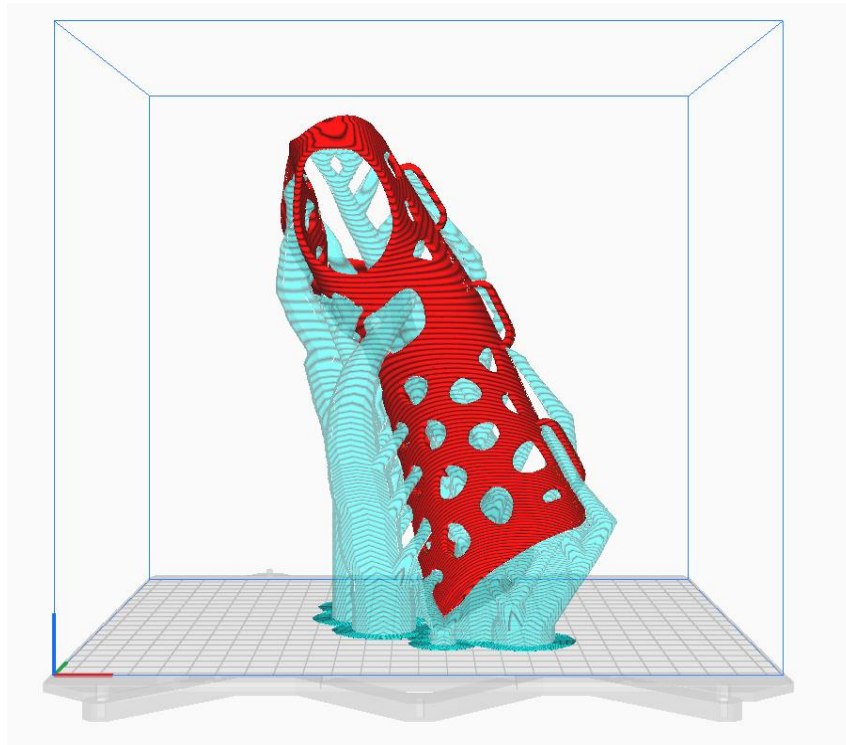
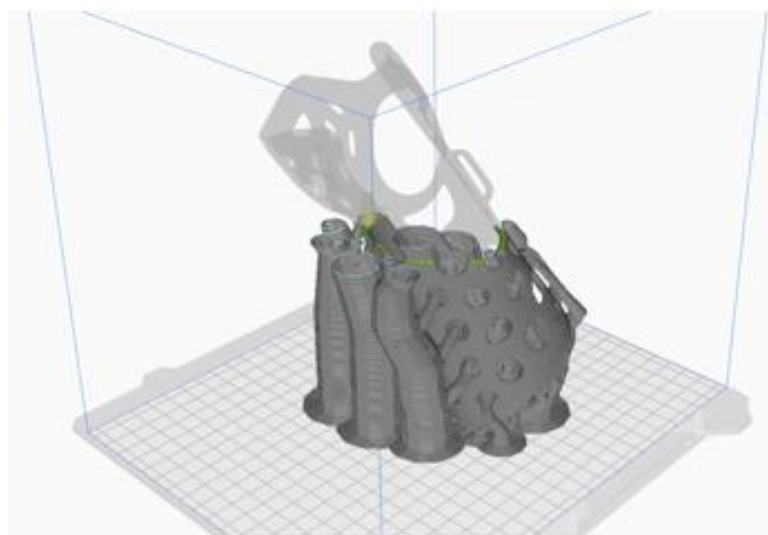


Рисунок 5.4 – Вертикальне розміщення ортезу та вигляд підтримок



🕒 16 hours 16 minutes



📏 105g · 34.38m

Рисунок 5.5 – Процес друку ортезу

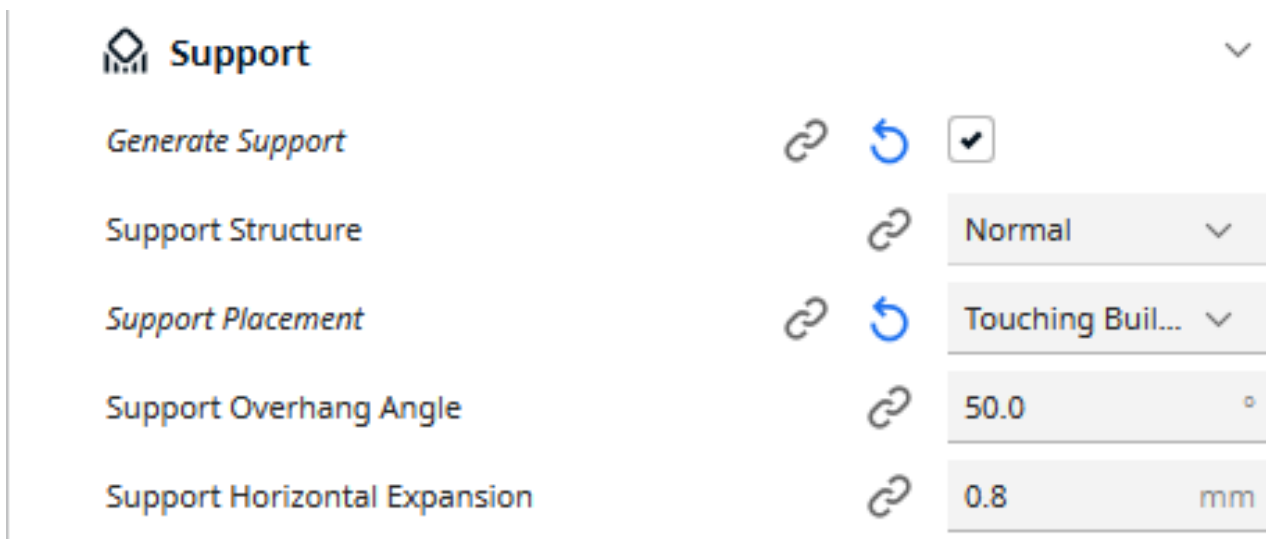


Рисунок 5.6 – Налаштування параметрів підтримок

5. Попередній перегляд і аналіз G-коду

Після налаштування параметрів друку в програмі Ultimaker Cura важливо здійснити попередній перегляд згенерованого G-коду. Це дає змогу ще до початку друку виявити можливі помилки, оцінити витрати матеріалу, час виготовлення та якість майбутнього виробу.

Після натискання кнопки “Slice” програма перетворює 3D-модель у G-код — інструкції, які 3D-принтер послідовно виконує. Програма аналізує орієнтацію, геометрію, параметри шару, підтримки та заповнення, і на їх основі генерує точну траєкторію руху сопла (Рис. 5.7).

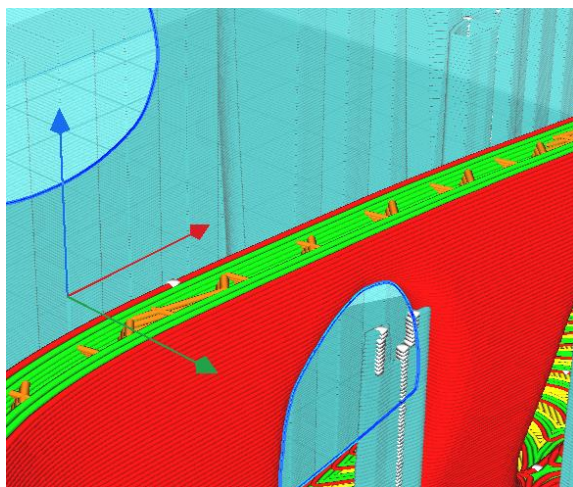


Рисунок 5.7 – Заповнення та точна траєкторія руху сопла

Описаний технологічний процес виготовлення ортезу верхньої кінцівки методом FDM-друку з використанням PETG та програмного забезпечення UltiMaker Cura забезпечує кілька важливих переваг, які визначають якість кінцевого виробу. Завдяки правильному підбору принтера, оптимальній орієнтації моделі, ретельно налаштованим параметрам друку та детальному попередньому аналізу G-коду, вдається досягти точного анатомічного прилягання ортезу до руки пацієнта.

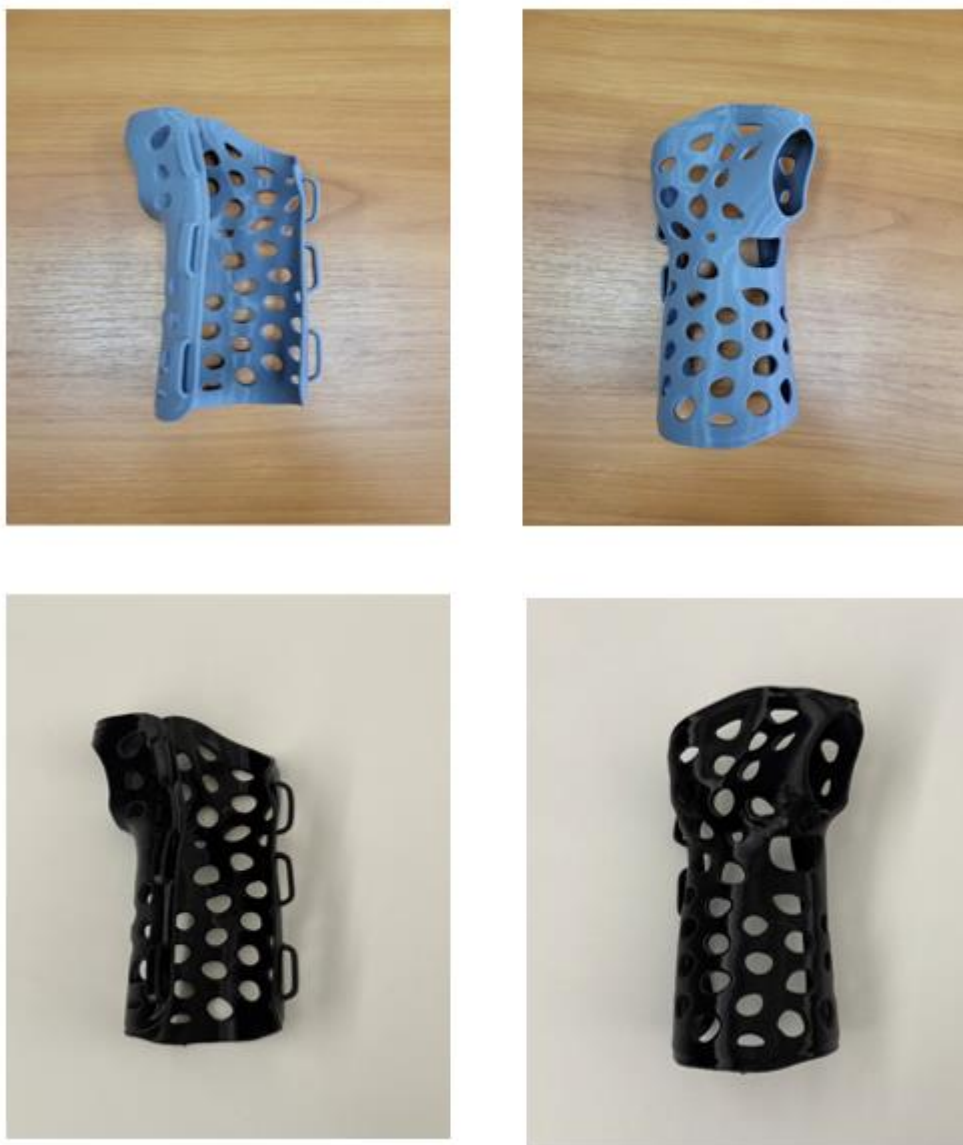


Рисунок 5.8 – Надруковані та очищені від підтримок ортези

Висновок

У цьому розділі представлено повний технологічний ланцюг виготовлення індивідуального ортезу верхньої кінцівки з використанням цифрових засобів, що поєднує сучасний підхід до моделювання та 3D-друку. Було порівняно традиційну технологію виготовлення, засновану на гіпсових відбитках та ручній обробці, з цифровим методом, у якому застосовуються 3D-сканування, CAD-моделювання і адитивне виробництво. Цифровий підхід дозволяє суттєво скоротити кількість ручних операцій, підвищити точність прилягання ортезу та зменшити виробничі витрати.

Окремо розглянуто процес виготовлення ортезу методом FDM-друку на базі 3D-принтера Prusa i3 MK3S+ із використанням матеріалу PETG. Усі ключові етапи — імпорт 3D-моделі, орієнтація на платформі, налаштування параметрів друку, підбір підтримок та генерація G-коду — були реалізовані з урахуванням особливостей конструкції та вимог до медичного виробу. Завдяки цьому вдалося досягти точного відтворення форми кінцівки, анатомічного прилягання та функціональної надійності виробу.

Отже, впровадження цифрових методів виготовлення ортезів, зокрема FDM-друку, забезпечує новий рівень точності, зручності та адаптації до потреб пацієнта, відкриваючи широкі можливості для ефективного й персоналізованого ортезування.

ВИСНОВОК

У ході виконання дипломного проєкту було розроблено індивідуальний ортез для верхньої кінцівки з використанням технології FDM-друку, що дозволяє врахувати анатомічні особливості пацієнта та забезпечити точне прилягання виробу до руки. Реалізація поставлених завдань дала змогу не лише дослідити конструктивні та функціональні особливості сучасних ортезів, але й сформувати повноцінний підхід до виготовлення таких виробів у цифровому середовищі. Проведено класифікацію ортезів верхніх кінцівок та проаналізовано вимоги, які ставляться до них у сучасній медичній практиці. Окремо вивчено вплив геометрії, жорсткості та вентиляційних елементів на комфорт та ефективність носіння ортезу. На основі аналізу матеріалів для 3D-друку обґрунтовано вибір PETG як основного матеріалу, що поєднує в собі механічну міцність, біосумісність та простоту в обробці.

Визначено етапи створення цифрової моделі ортезу: від 3D-сканування кінцівки до її моделювання у Meshmixer. Розроблено підхід до коригування геометрії, видалення артефактів та формування анатомічно відповідної конструкції. Підготовку до друку реалізовано у програмі UltiMaker Cura, де досліджено вплив параметрів (товщина шару, заповнення, температура, швидкість) на якість виробу. Було розглянуто варіанти орієнтації моделі на платформі, визначено оптимальне положення, яке мінімізує використання підтримок і забезпечує достатню механічну стійкість.

Окремим етапом проєкту стала розробка універсального пристосування для стабілізації руки під час 3D-сканування. Конструкція дозволяє регулювати положення та підлаштовуватись під анатомічні особливості пацієнта, що значно покращує точність сканування та загальну якість цифрової моделі.

У результаті реалізації цього проєкту отримано практичну методику виготовлення індивідуального ортезу, яка може бути застосована в умовах протезно-ортопедичних підприємств, медичних центрів або лабораторій

швидкого прототипування. Отриманий досвід підтверджує ефективність поєднання 3D-технологій, інженерних розрахунків та ергономічного підходу для вирішення задач індивідуального ортезування.

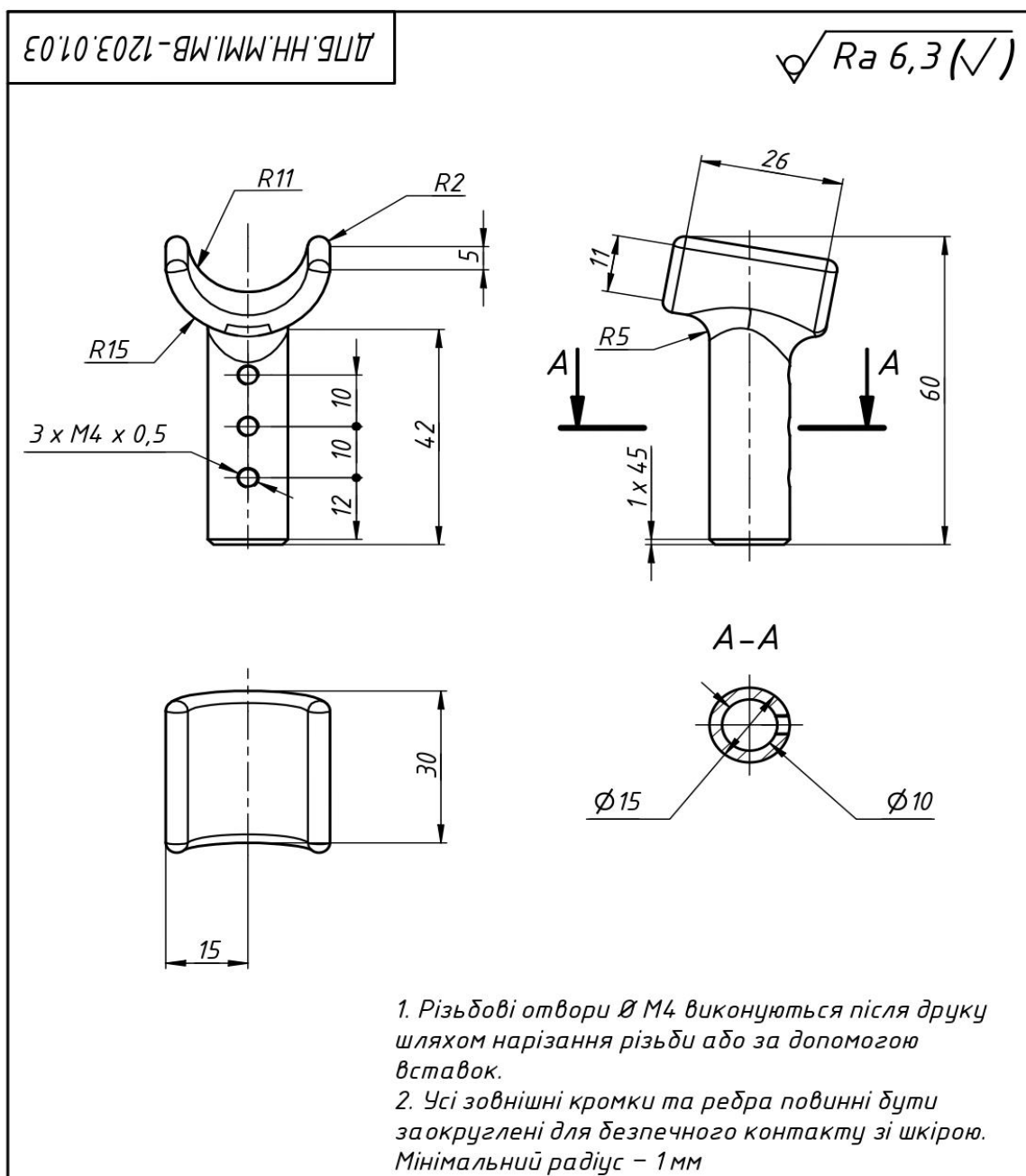
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. 3D Printed Orthotics: A Guide for Ultimate Support \[Електронний ресурс]. – Режим доступу: [\[https://formlabs.com/global/blog/3d-printed-orthotics/\]](https://formlabs.com/global/blog/3d-printed-orthotics/)(<https://formlabs.com/global/blog/3d-printed-orthotics/>) (дата звернення: 06.06.2025).
2. A Review on 3D Scanners Studies for Producing Customized Orthoses – PMC \[Електронний ресурс]. – Режим доступу: [\[https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10935386/\]](https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10935386/)(<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10935386/>) (дата звернення: 06.06.2025).
3. Align Clinic. Carbon Fiber vs Thermoplastic: A Comprehensive Comparison in Prosthetics and Orthotics \[Електронний ресурс]. – Режим доступу: [\[https://align-clinic.com/carbon-fiber-vs-thermoplastic-a-comprehensive-comparison-in-prosthetics-and-orthotics\]](https://align-clinic.com/carbon-fiber-vs-thermoplastic-a-comprehensive-comparison-in-prosthetics-and-orthotics)(<https://align-clinic.com/carbon-fiber-vs-thermoplastic-a-comprehensive-comparison-in-prosthetics-and-orthotics>) (дата звернення: 06.06.2025).
4. An Insight into the Characteristics of 3D Printed Polymer Materials for Orthoses Applications: Experimental Study – PMC \[Електронний ресурс]. – Режим доступу: [\[https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10857456/\]](https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10857456/)(<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10857456/>) (дата звернення: 06.06.2025).
5. Design of the Cooperative Actuation in Hybrid Orthoses: A Theoretical Approach Based on Muscle Models – PMC \[Електронний ресурс]. – Режим доступу: [\[https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6684761/\]](https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6684761/)(<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6684761/>) (дата звернення: 06.06.2025).
6. Experimental Investigation to Optimize the Manufacturing Parameters of Ankle–Foot Orthoses Using Composite and Titanium Nanoparticles \[Електронний ресурс] // MDPI. – Режим доступу: [\[https://www.mdpi.com/2504-477X/8/2/45\]](https://www.mdpi.com/2504-477X/8/2/45)(<https://www.mdpi.com/2504-477X/8/2/45>) (дата звернення: 06.06.2025).
7. Faria A. S. T. J. Additive manufacturing of custom-fit orthoses for the upper limb : dissertation for the Integrated Master in Bioengineering / Ana Sofia Teixeira de Jesus Faria ; supervisor José Domingos Santos ; co-supervisor Margarida Machado ; Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Porto, 2017. 109 p
8. Geng J. Structured-light 3D surface imaging: a tutorial // Advances in Optics and Photonics. 2011. Vol. 3, Iss. 2. P. 128–160. DOI: [\[https://doi.org/10.1364/AOP.3.000128\]](https://doi.org/10.1364/AOP.3.000128)(<https://doi.org/10.1364/AOP.3.000128>)
9. Hale L., Linley E. A review of the technology and applications of 3D scanning \[Електронний ресурс] // The University of Sheffield. 2008. 20 p. URL: https://eprints.whiterose.ac.uk/90915/1/A_review_of_the_technology_and_applications_of_3D_scanning.pdf (дата звернення: 21.06.2025).
10. Hinged Wrist Hand Orthosis, e-life International Co., Ltd. e-life International Co., Ltd. URL: <https://www.e-lifebracing.com/product->

- [info.php?c_cat=2\&c_id=35\&p_id=553](https://www.e-lifebracing.com/product-info.php?c_cat=2\&c_id=35\&p_id=553) (https://www.e-lifebracing.com/product-info.php?c_cat=2\&c_id=35\&p_id=553%22%20%5Ct%20%22_blank)(date of access: 21.06.2025).
11. Lusardi, M. M., Jorge, M., & Nielsen, C. C. (2012). Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation (2nd ed.). Elsevier Health Sciences.
 12. Mechanical properties and printing quality of FFF-printed PLA/carbon fiber composites / J. C. Ferreira et al. // Materials. 2021. Vol. 14, Iss. 14. Art. no. 3855. URL: <https://www.mdpi.com/1996-1944/14/14/3855> (дата звернення: 21.06.2025).
 13. Mechanical Properties of Carbon Fiber Reinforced Materials for 3D Printing of Ankle Foot Orthoses \[Електронний ресурс] // Advances in Science and Technology. Research Journal. – Режим доступу: <https://www.astrj.com/Mechanical-Properties-of-Carbon-Fiber-Reinforced-Materials-for-3D-Printing-of-Ankle,188819,0,2.html> (дата звернення: 06.06.2025).
 14. Orthoses in the Management of Hand Dysfunction. Musculoskeletal Key. URL: <https://musculoskeletalkey.com/orthoses-in-the-management-of-hand-dysfunction/> ([https://musculoskeletalkey.com/orthoses-in-the-management-of-hand-dysfunction/%22%20%5Ct%20%22_blank](date)(https://www.google.com/search?q=https://musculoskeletalkey.com/orthoses-in-the-management-of-hand-dysfunction/%2522%2520%255Ct%2520%2522_blank)(date) of access: 21.06.2025).
 15. PETG : 3D Printing Filament \[Електронний ресурс] // LATTICE SERVICES. – Режим доступу: <https://lattice-services.com/en/petg-3d-printing-filament/> (дата звернення: 06.06.2025).
 16. Principles and components of upper limb orthoses \[Електронний ресурс] // Musculoskeletal Key. – Режим доступу: <https://musculoskeletalkey.com/principles-and-components-of-upper-limb-orthoses/> (дата звернення: 06.06.2025).
 17. Selective Laser Sintering, SLS \[Електронний ресурс] // Manufacturing Guide. – Режим доступу: <https://www.manufacturingguide.com/en/selective-laser-sintering-sls> (дата звернення: 06.06.2025).
 18. Standardized Method for Evaluating the Accuracy of 3D Scanners for Digitizing the Human Body / A. D'Aponte et al. // Applied Sciences. 2023. Vol. 13, iss. 15. Art. no. 8943. URL: <https://www.mdpi.com/2076-3417/13/15/8943> (дата звернення: 21.06.2025).

19. The use of a low cost 3D scanning and printing tool in the manufacture of custom-made foot orthoses: a preliminary study / С. Е. Dombroski, М. Е. R. Balsdon, А. Froats // BMC Research Notes \[Електронний ресурс]. 2014. Vol. 7, art. no. 443. URL: <https://bmcresearchnotes.biomedcentral.com/articles/10.1186/1756-0500-7-443> (дата звернення: 21.06.2025).
20. Ultimaker. PETG vs PLA vs ABS: 3D Printing Strength Comparison \[Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://ultimaker.com/learn/petg-vs-pla-vs-abs-3d-printing-strength-comparison> (дата звернення: 06.06.2025).
21. Upper Limb Orthoses | Puretho Medical Equipment \[Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.puretho.com/service/upper-limb-orthoses/> (дата звернення: 06.06.2025).
22. Upper Limb Orthotics | PM&R KnowledgeNow \[Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://now.aapmr.org/upper-limb-orthotics/> (дата звернення: 06.06.2025).
23. Use of Recycled Polymeric Materials for 3D-Printed Orthoses: A Sustainable Approach \[Електронний ресурс] // Applied Sciences. – Режим доступу: <https://www.mdpi.com/2076-3417/14/20/9543> (дата звернення: 06.06.2025).
24. 3D-сканування \[Електронний ресурс] // 3DWAY – 3D-принтери, 3D-сканери та комплектуючі. – Режим доступу: <https://3dwayshop.com.ua/3d-skanuvannia/> (дата звернення: 06.06.2025).
25. Regulatory Sandbox: огляд і перспективи \[Електронний ресурс] // Rocketmen. – Режим доступу: <https://rocketmen.com.ua/ua/article/3dscan> (дата звернення: 06.06.2025).
26. ДСТУ 6001-2:2020. Ортези на верхні кінцівки. Загальні технічні умови. Частина 2. Безшарнірні ортези на верхні кінцівки. На заміну ДСТУ 6001-2:2008 ; чинний від 01.09.2021. Київ : УкрНДПротезування, 2021.
27. Конструювання та технології виготовлення ортезів на верхні кінцівки. ElAr :: Головна. URL: <https://openarchive.nure.ua/entities/publication/afa9e6f0-afe5-47b7-b10a-71cfa545b9c4> (https://openarchive.nure.ua/entities/publication/afa9e6f0-afe5-47b7-b10a-71cfa545b9c4%22%20%5Ct%20%22_blank) (дата звернення: 21.06.2025).
28. Коробійчук І. В. Методи та засоби підвищення точності тривимірного сканування об'єктів : дис. ... канд. техн. наук : 05.11.13. Львів, 2021. 190 с.
29. Фотограмметричні сканери в стоматології: точність, швидкість і комфорт \[Електронний ресурс] // Integris Dental. – Режим доступу: <https://integrisdental.com.ua/novyny/fotogrammetrychni-skanery> (дата звернення: 06.06.2025).

ДОДАТКИ



						ДПБ.НН.ММІ.МВ – 1203.01.03												
						Фіксатор пальців						Арк.		Маса		Масштаб		
Ред.	Арк.	№ докум.		Підп.	Дата													1:1
Розроб.	Вижим М.В																	
Перев.	Майборода В.Г																	
Т. контр.												Аркуш 2		Аркушів 2				
Нач.отд.						Пластик <u>ПЕТ</u> ДСТУ EN ISO 14125:2019						КПІ ім. Ігоря Сікорського						
Н. контр.																		
Затв.																		

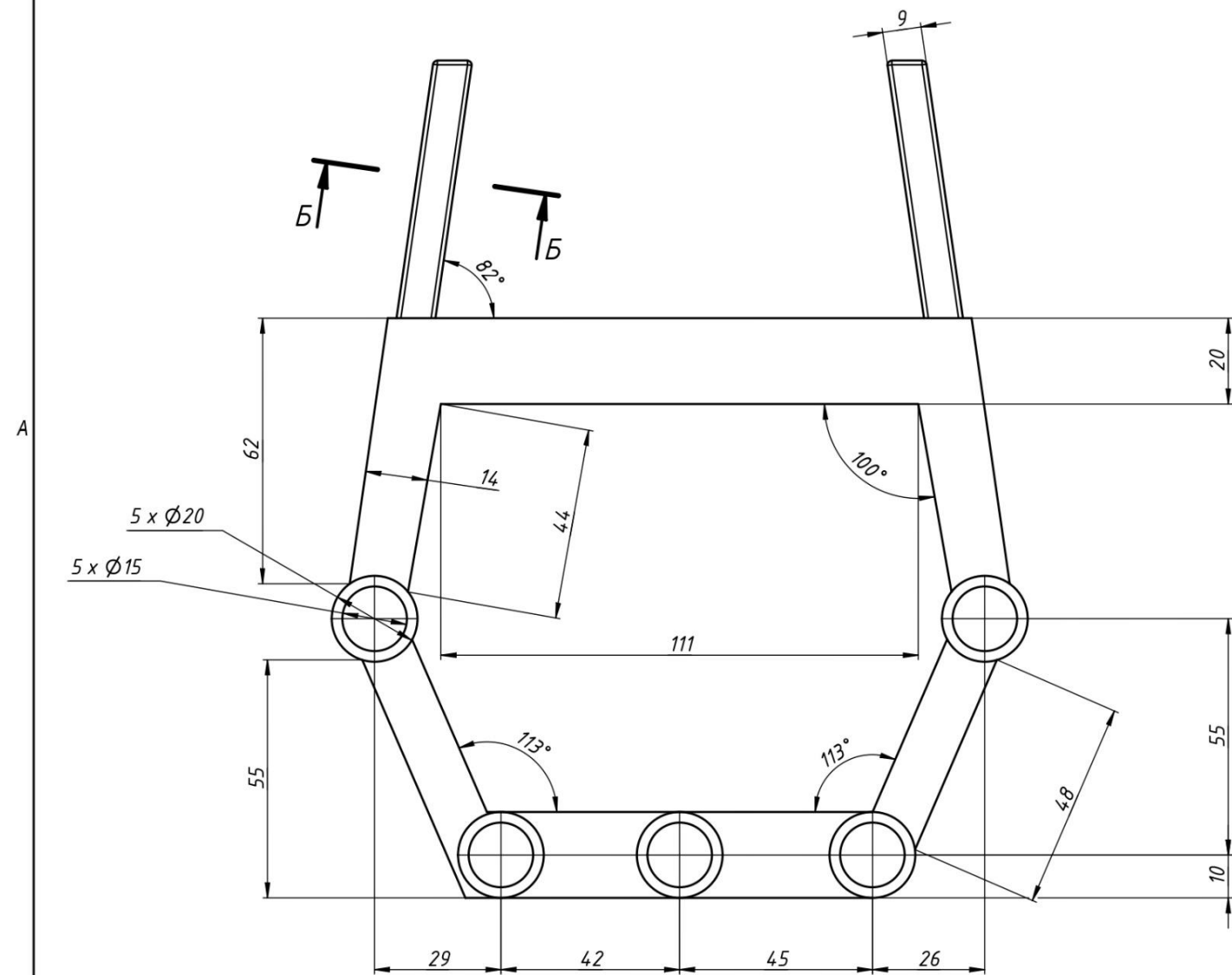
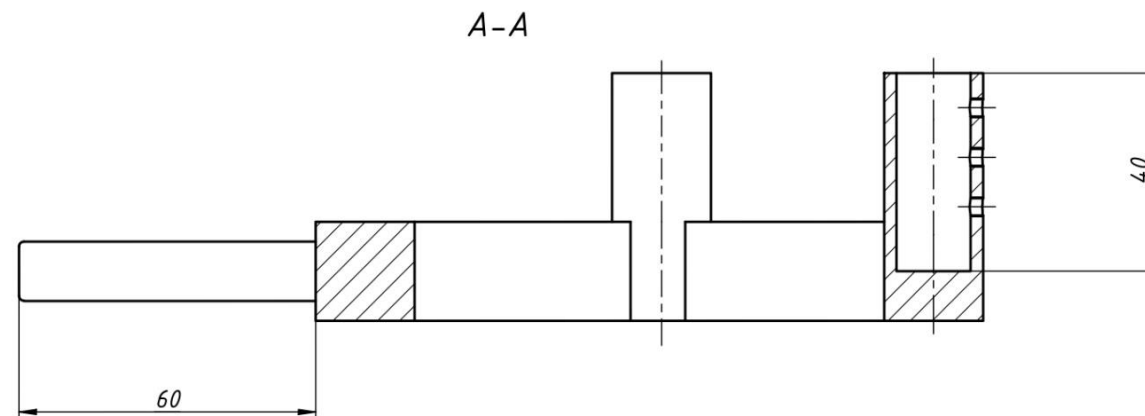
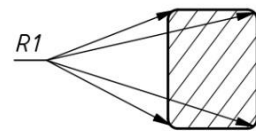
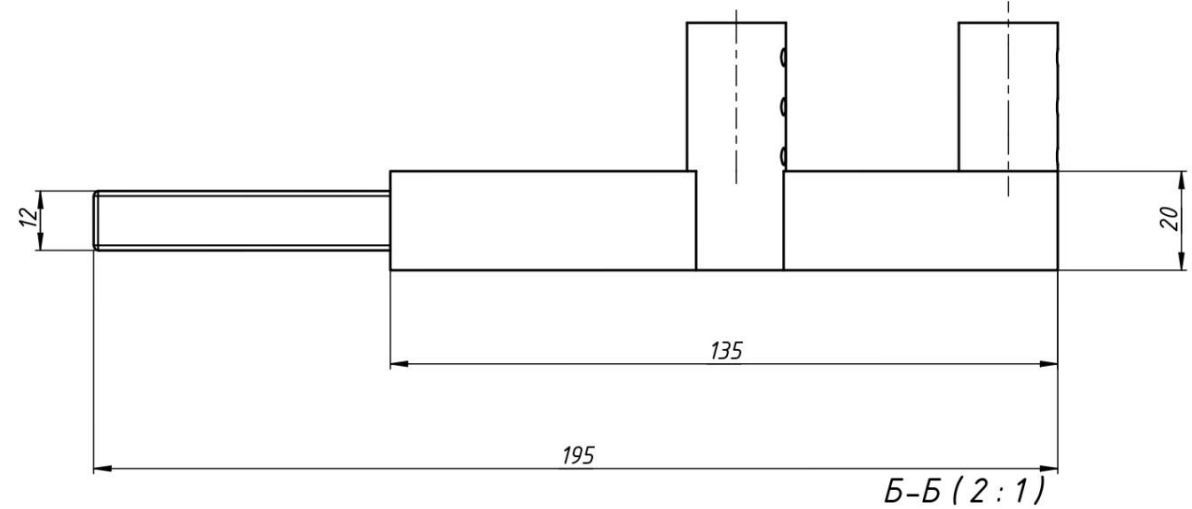
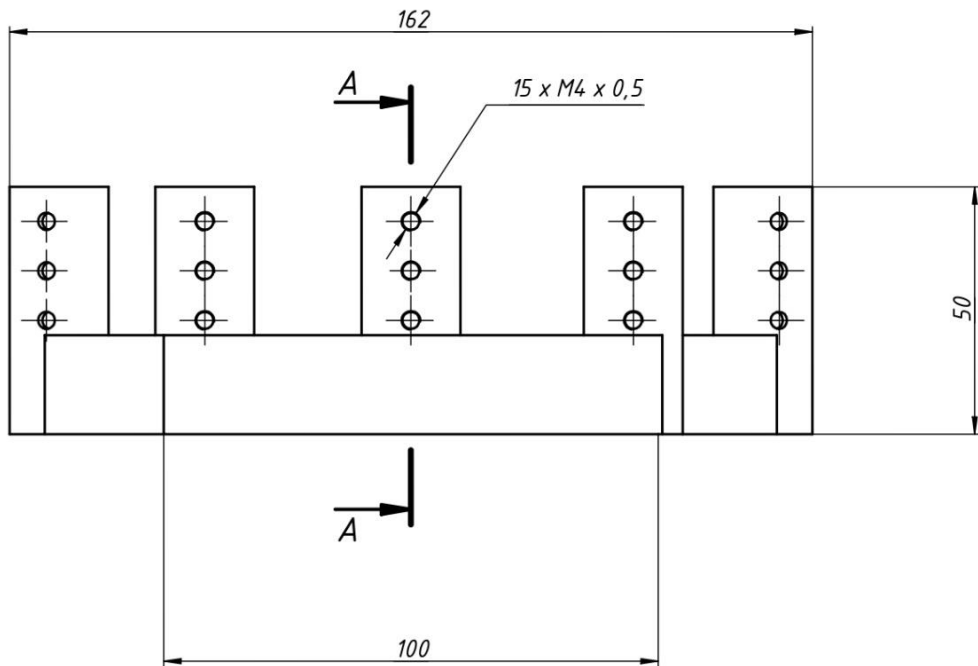
Копіював

Формат А4

[illegible]

ДПБ.НН.ММІ.МВ-1203.01.01

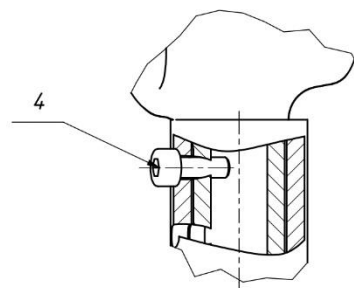
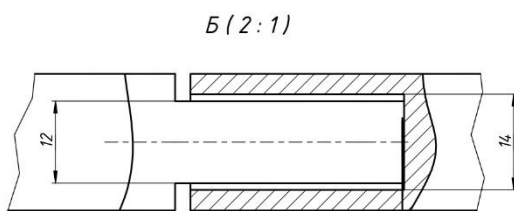
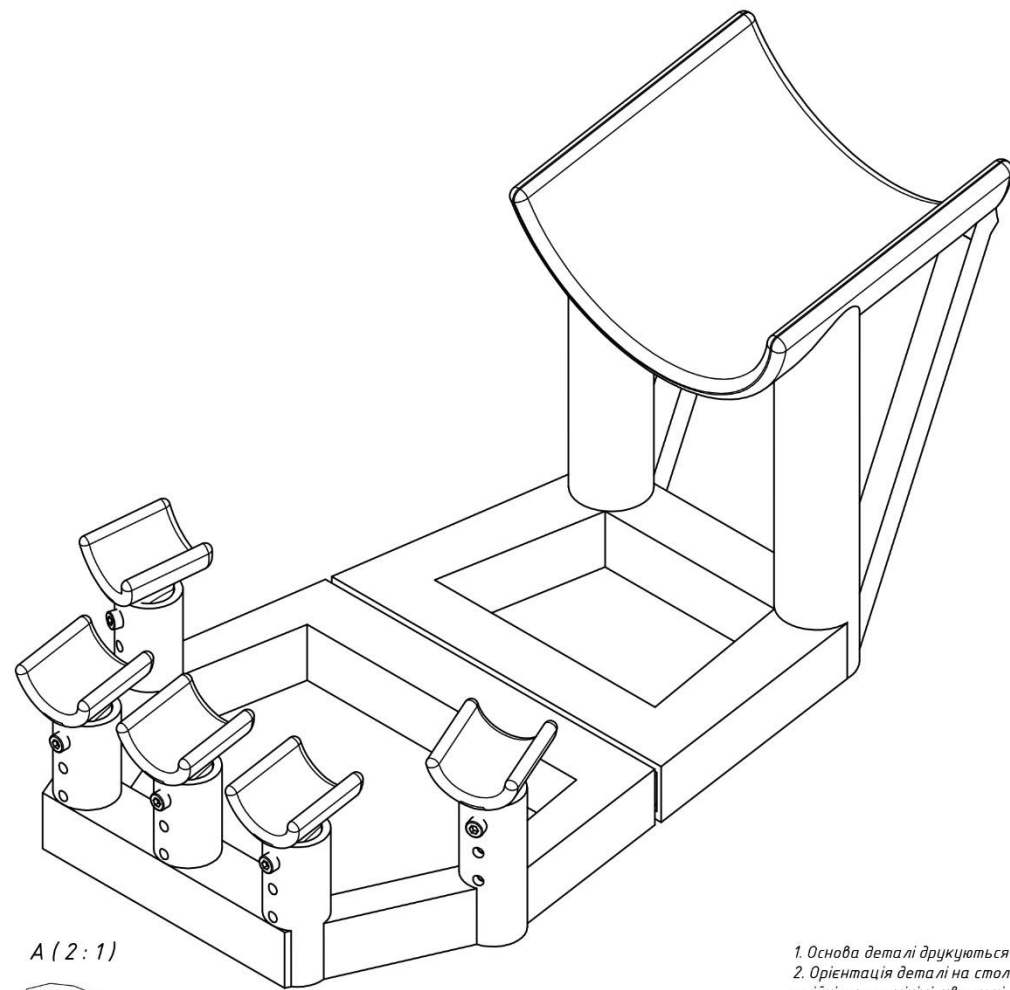
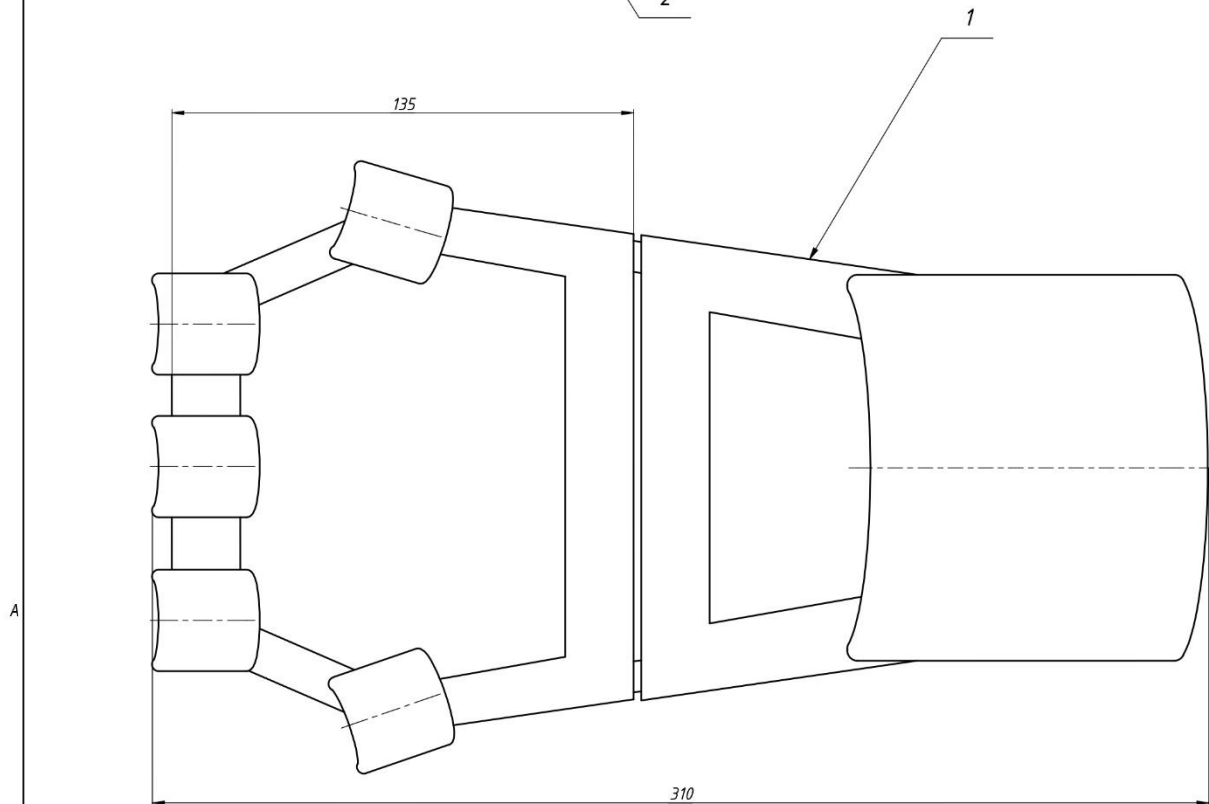
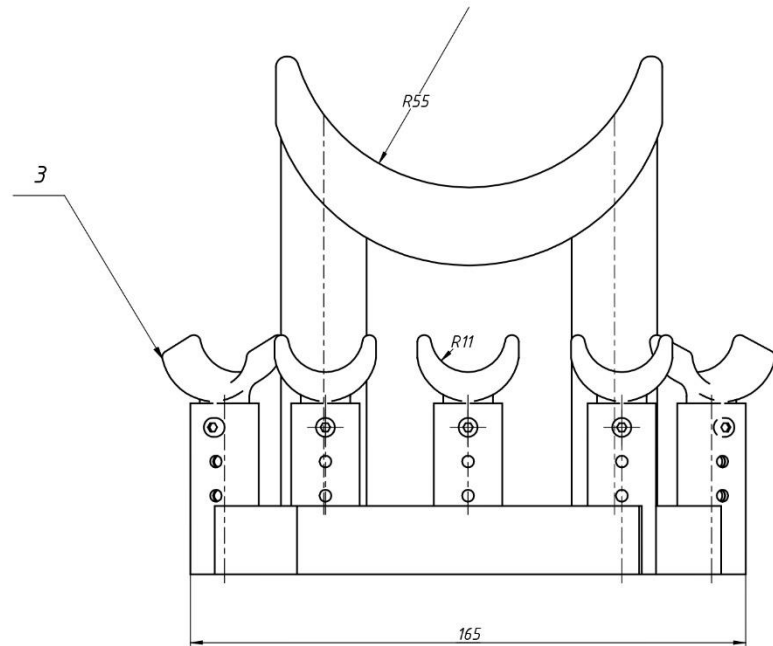
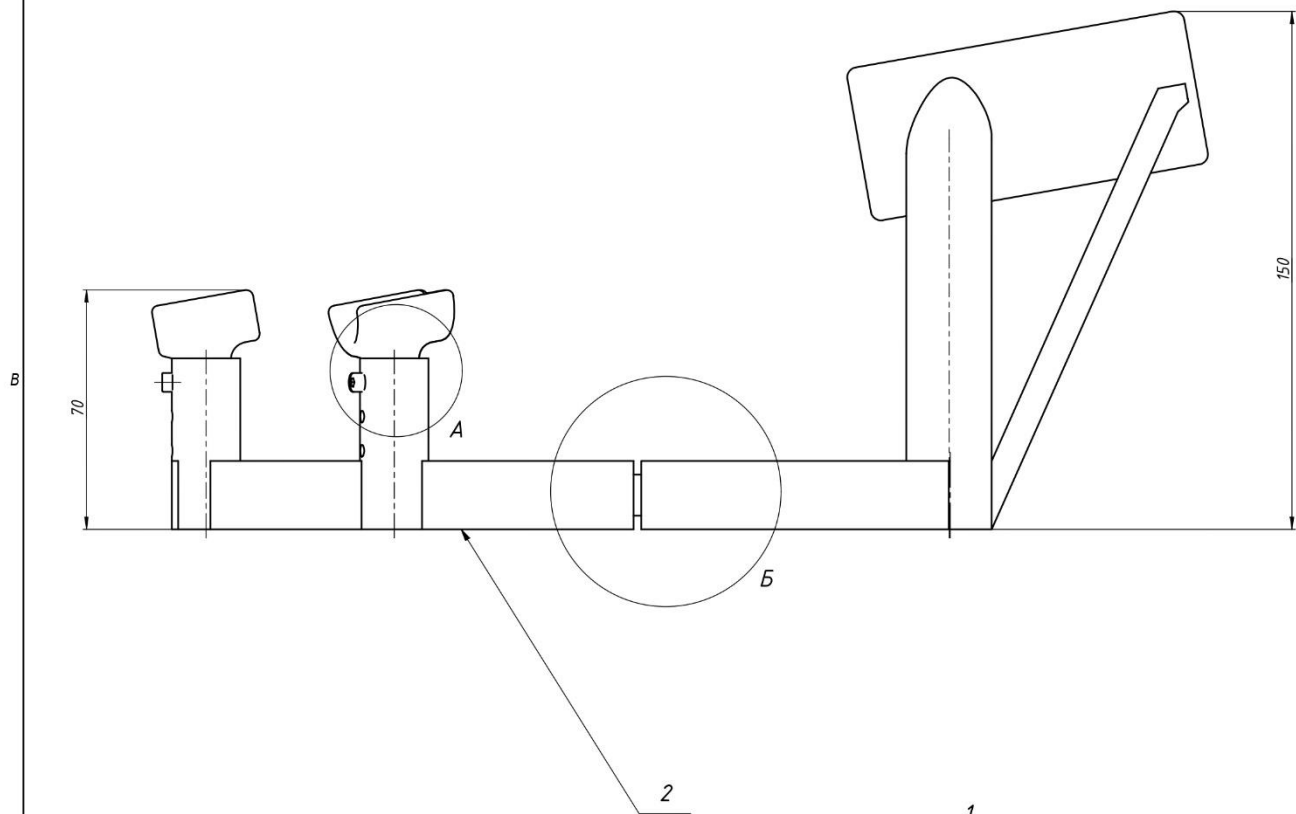
√ Ra 6.3 (✓)



- Орієнтувати модель так, щоб посадочні жолобки для пальців були спрямовані вгору; підтримки застосовувати лише під консольними ділянками, після друку видалити без слідів.
- Деталь повинна витримувати навантаження 5 Н на кожен жолобок з коефіцієнтом запасу не менше 2, без утворення тріщин та залишкових прогинів.
- На виробі не допускаються раковини, розшарування, видимі дефекти та різкі перепади кольору.

					ДПБ.НН.ММІ.МВ-1203.01.01			
Змін.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата	Фіксатор кисті	Арк.	Маса	Масштаб
Розроб.	Вижим М.В						0,3	1:1
Перев.	Майборода В.С							
Т. контр.						Аркуш	Аркушів	1
Нач.отд.								
Н. контр.					Пластик ПЕТ ДСТУ EN ISO 14125:2019	КПІ ім. Ігоря Сікорського		
Затв.								
1					Копіював	Формат А2		

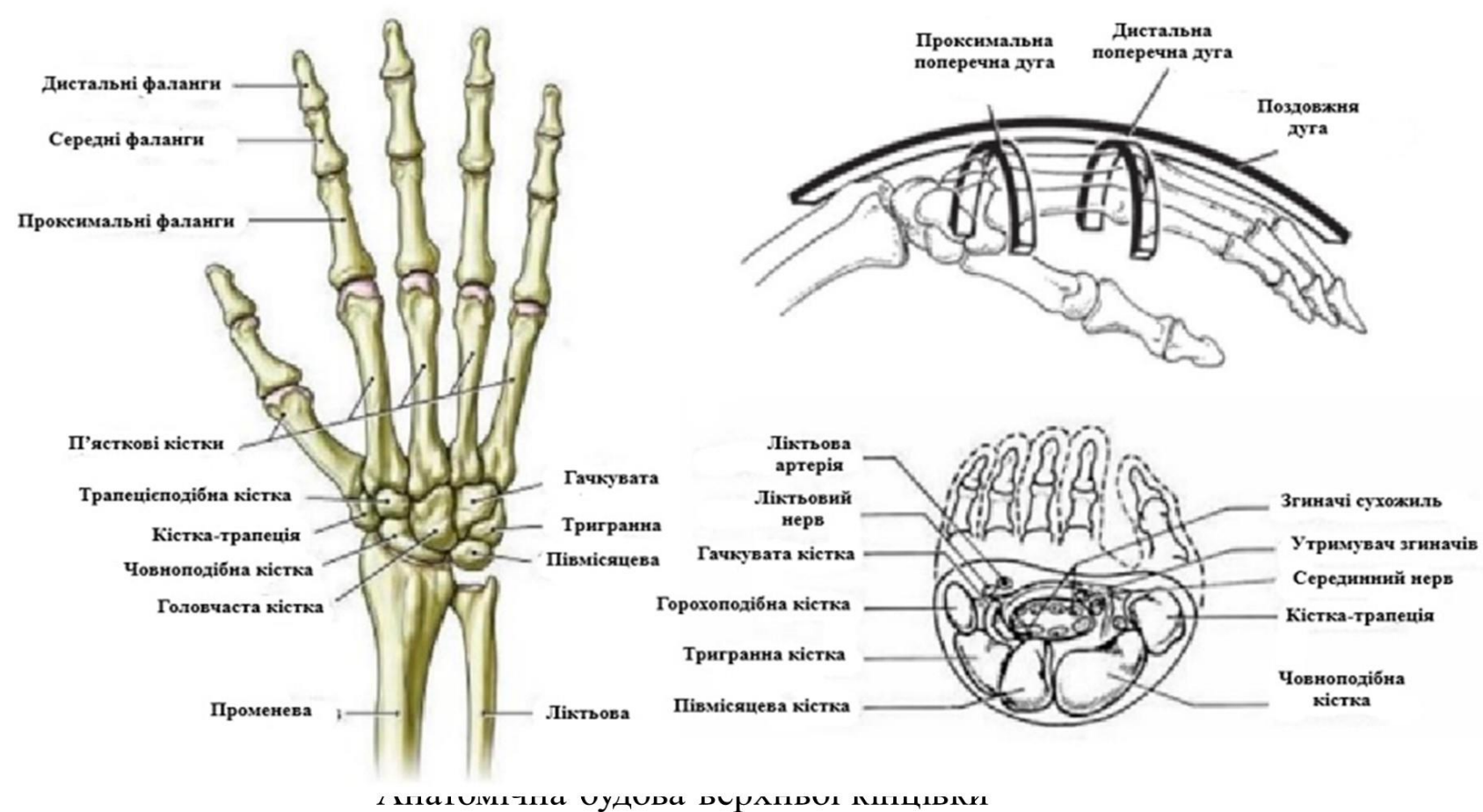
ДПБ.МВ-12.03.01 СК



1. Основа деталі друкується цільно, не допускається збирання з окремих частин.
2. Орієнтація деталі на столі – плоска частина до платформи, щоб забезпечити стійкість та мінімізувати кількість підтримок.
3. Деталь повинна витримувати статичне навантаження не менше 50 Н на центральну частину.
4. виготовляється методом адитивного виробництва FDM-друк

ДПБ.МВ-12.03.01 СК						Пит		
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата	Прийняття для фіксації кисті	Н	Маса	Масштаб
Розроб.	Вижин М.В.	Майборода В.С.				Арк.	0,8	1:1
Перев.						Архив		1
Т. контр.						КПІ ім. Ігоря Сікорського НН ММІ		
Нач. отд.						Формат А1		
Н. контр.								
Затв.								

ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ



Зовнішній вид статичного ортезу



Гібридний ортез кисті

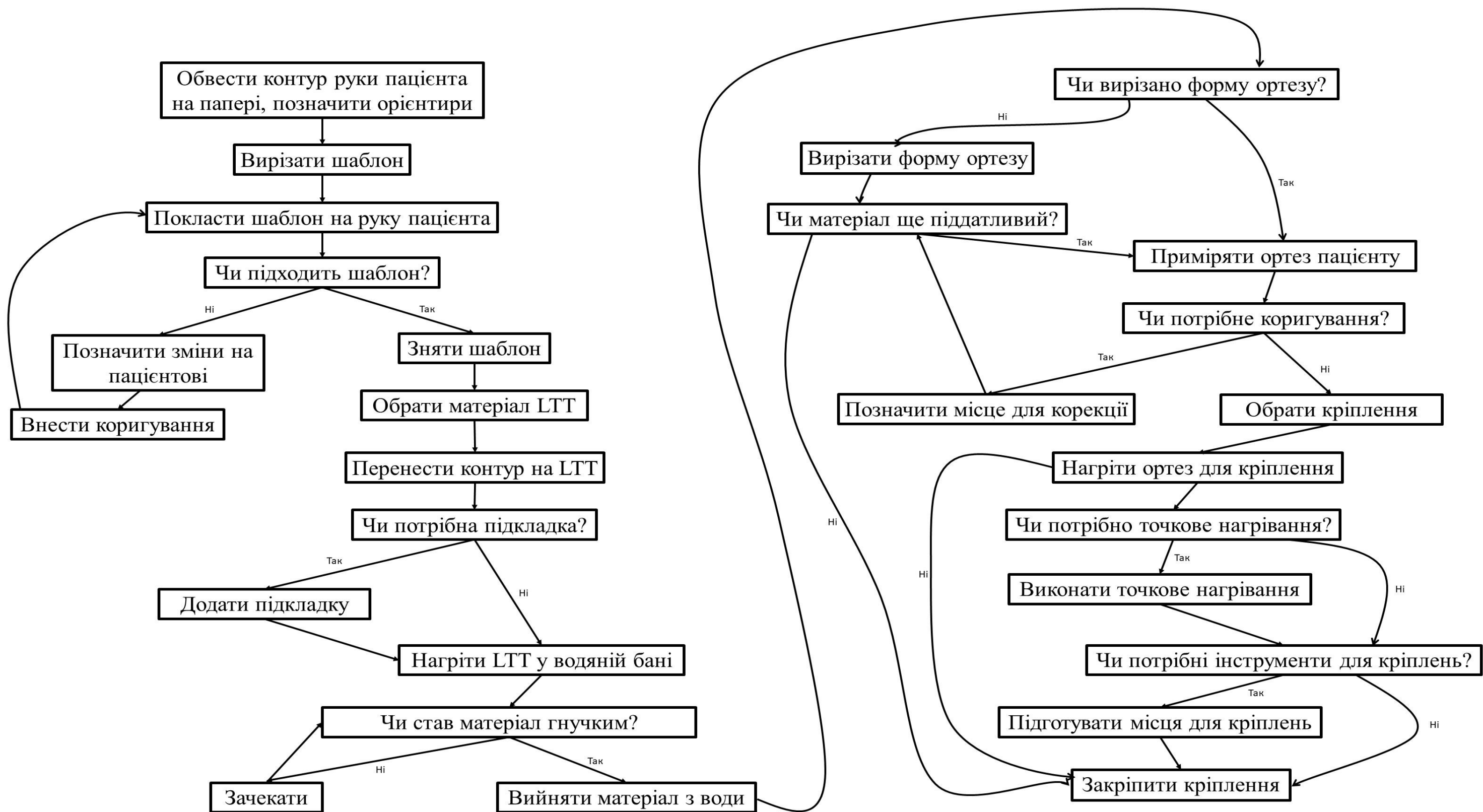


Динамічний ортез



Статичний прогресивний ортез

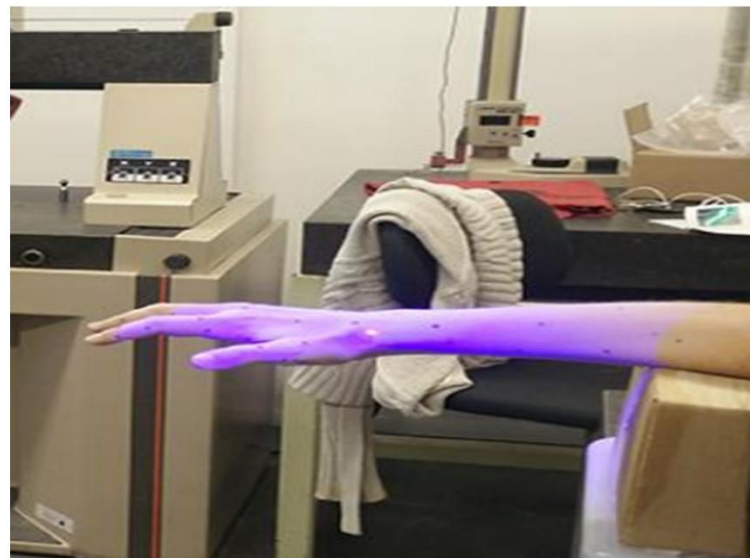
ТРАДИЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ОРТЕЗІВ



СКАНУВАННІ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ



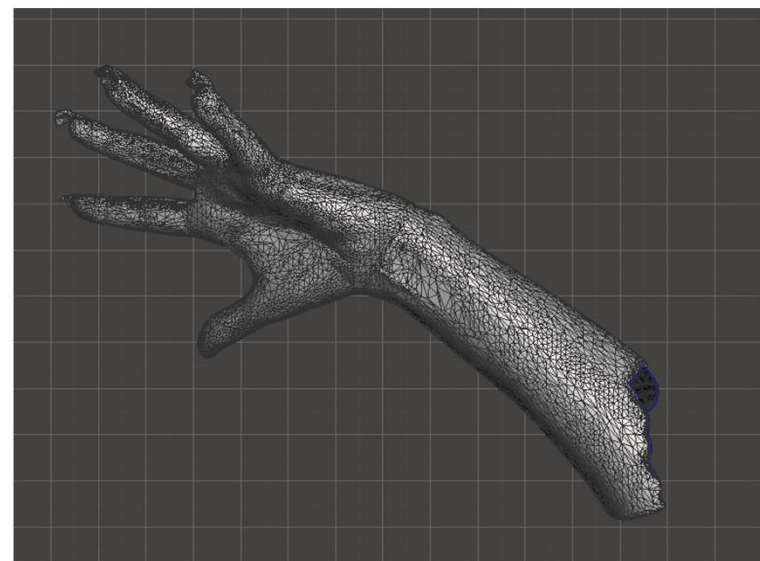
Сканування руки пацієнта портативним 3D-сканером без жорсткої фіксації.



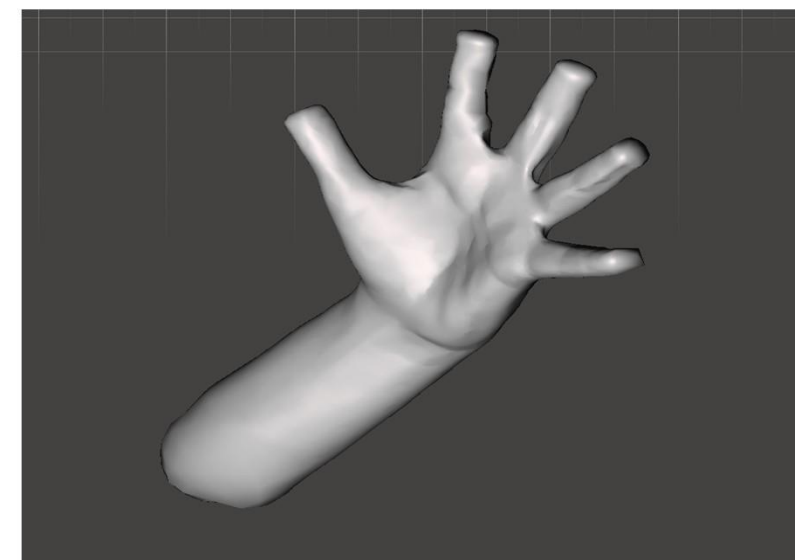
Процес оптичного 3D-сканування руки пацієнта за допомогою маркерів і проєкції світла.



Аналіз результатів сканування та очищення від зайвого

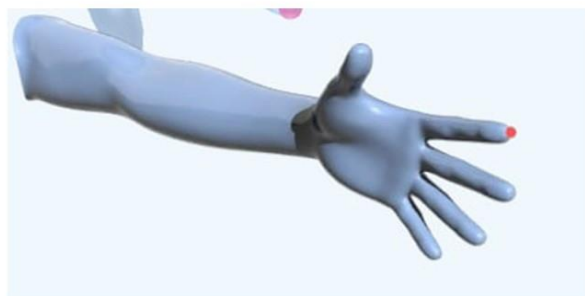


Побудова полігональної сітки (mesh) на основі даних сканування.



Фінальна твердотільна 3D-модель руки, готова до проєктування ортезу.

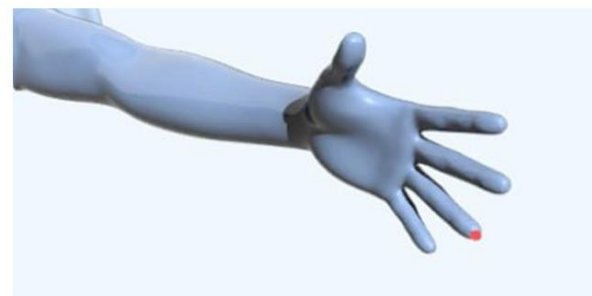
ФОРМУВАННЯ ОРТЕЗІВ В САД СИСТЕМІ



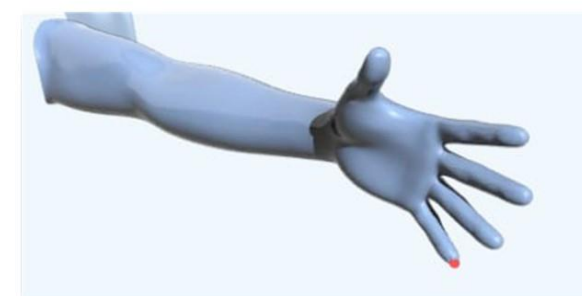
Дистальний кінець
вказівного пальця



Дистальний кінець
середнього пальця



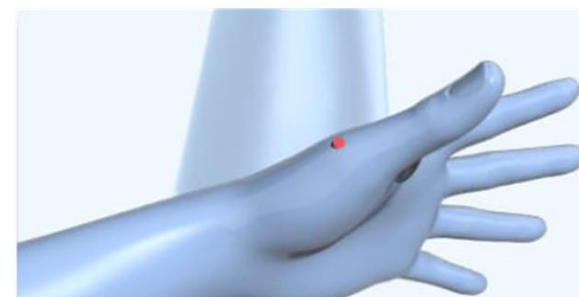
Дистальний кінець
безіменного пальця



Дистальний кінець мізинця



Дистальний кінець
великого пальця



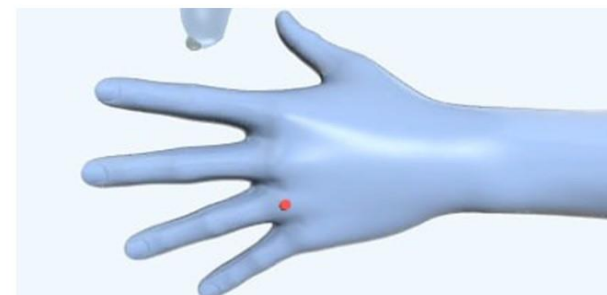
П'ястково-фаланговий
суглоб великого пальця



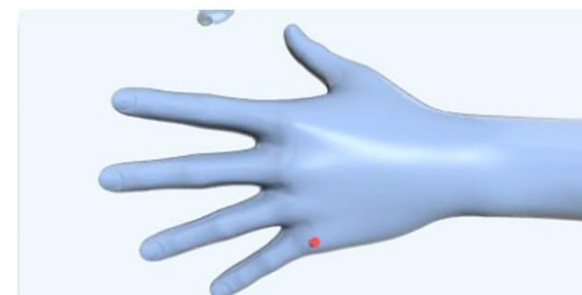
П'ястково-фаланговий суглоб
вказівного пальця



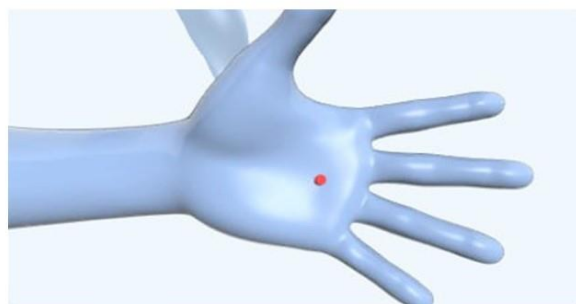
П'ястково-фаланговий
суглоб середнього пальця



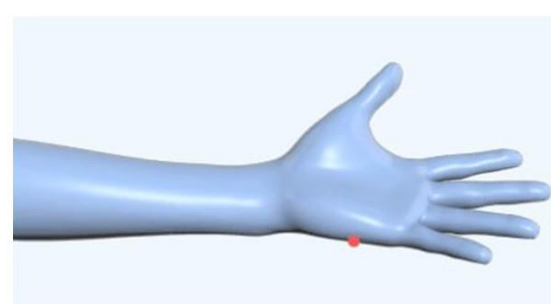
П'ястково-фаланговий
суглоб безіменного пальця



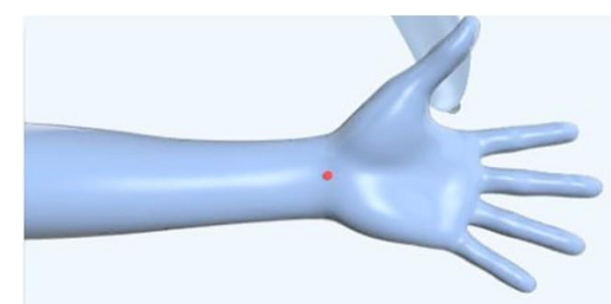
П'ястково-фаланговий суглоб
мізинця



Центр п'ясткової складки

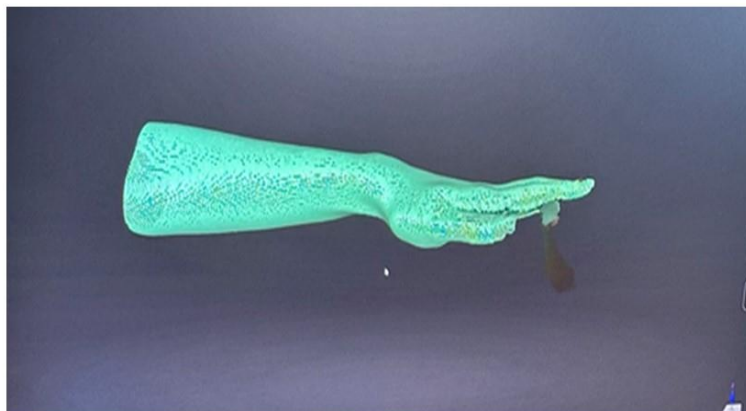


Медіальний край 5-ї
п'ясткової кістки

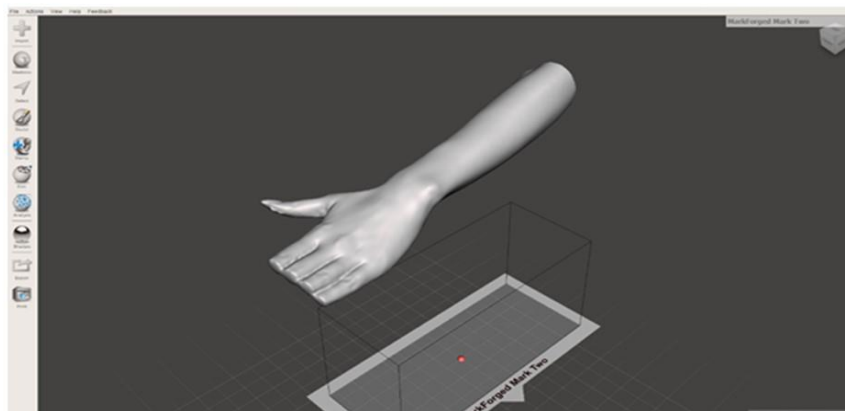


Центр зап'ясткової складки

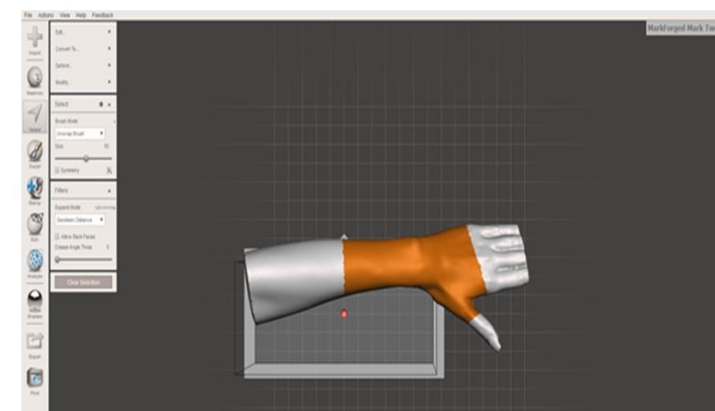
СТВОРЕННЯ 3D-МОДЕЛІ ОРТЕЗУ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ



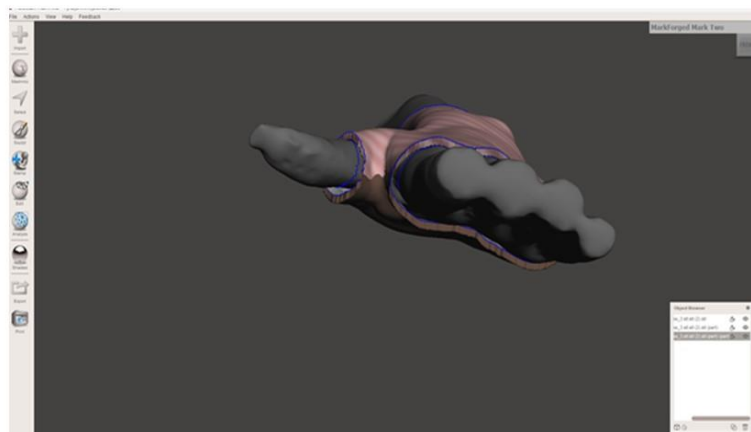
Імпорт первинної моделі
(хмари точок) кінцівки



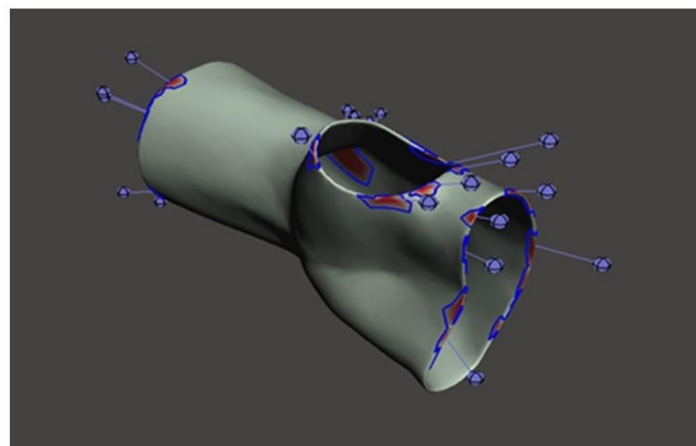
Обробка скану та побудова
фінальної твердотільної моделі



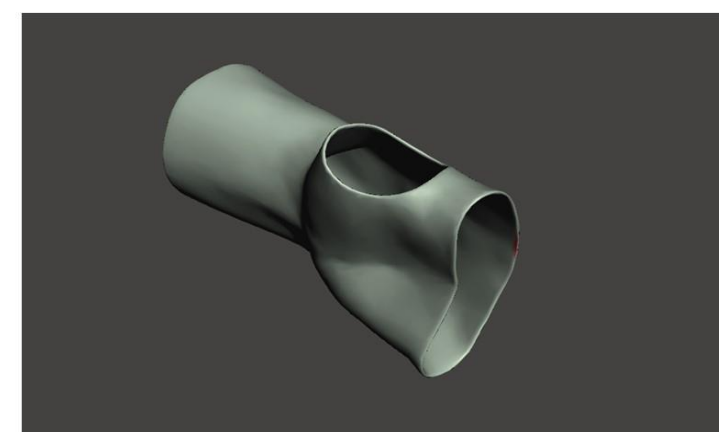
Процес формування елемента
фіксуючого пристрою



Формується відступ від руки та
товщина пристрою

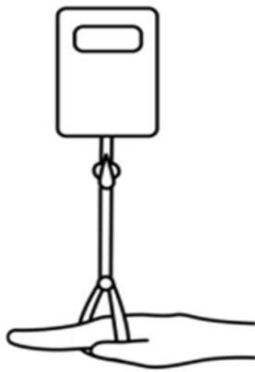


Аналіз товщини, та
виправлення недоліків



Готовий пристрій для
аналізу навантажень

СИМУЛЯЦІЯ З РОЗРАХУНКАМИ

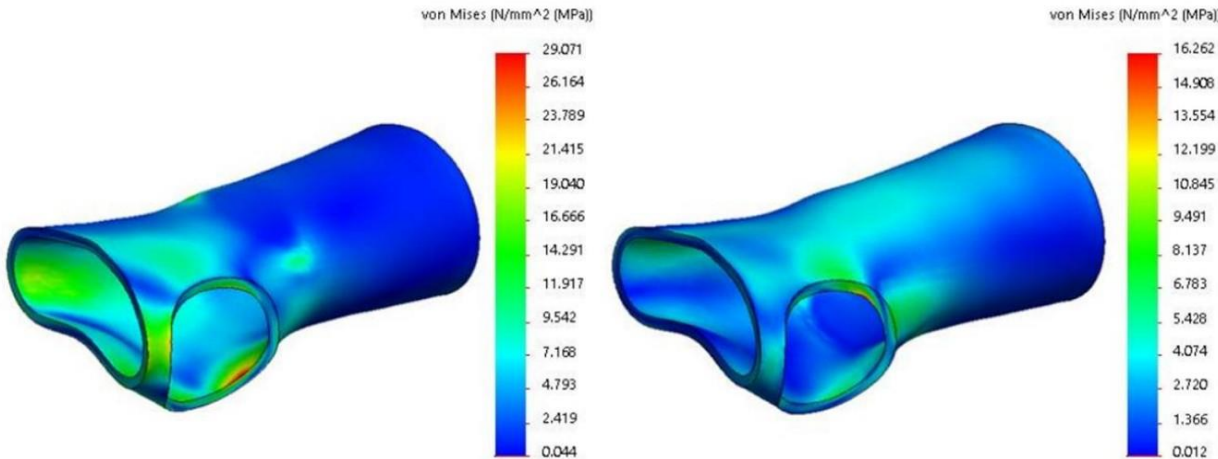


Рух кисті	Найбільша сила (Н)
Згинання (долонею вниз)	30
Розгинання (долонею вгору)	25
Відведення в бік великого пальця	30
Відведення в бік мізинця	30

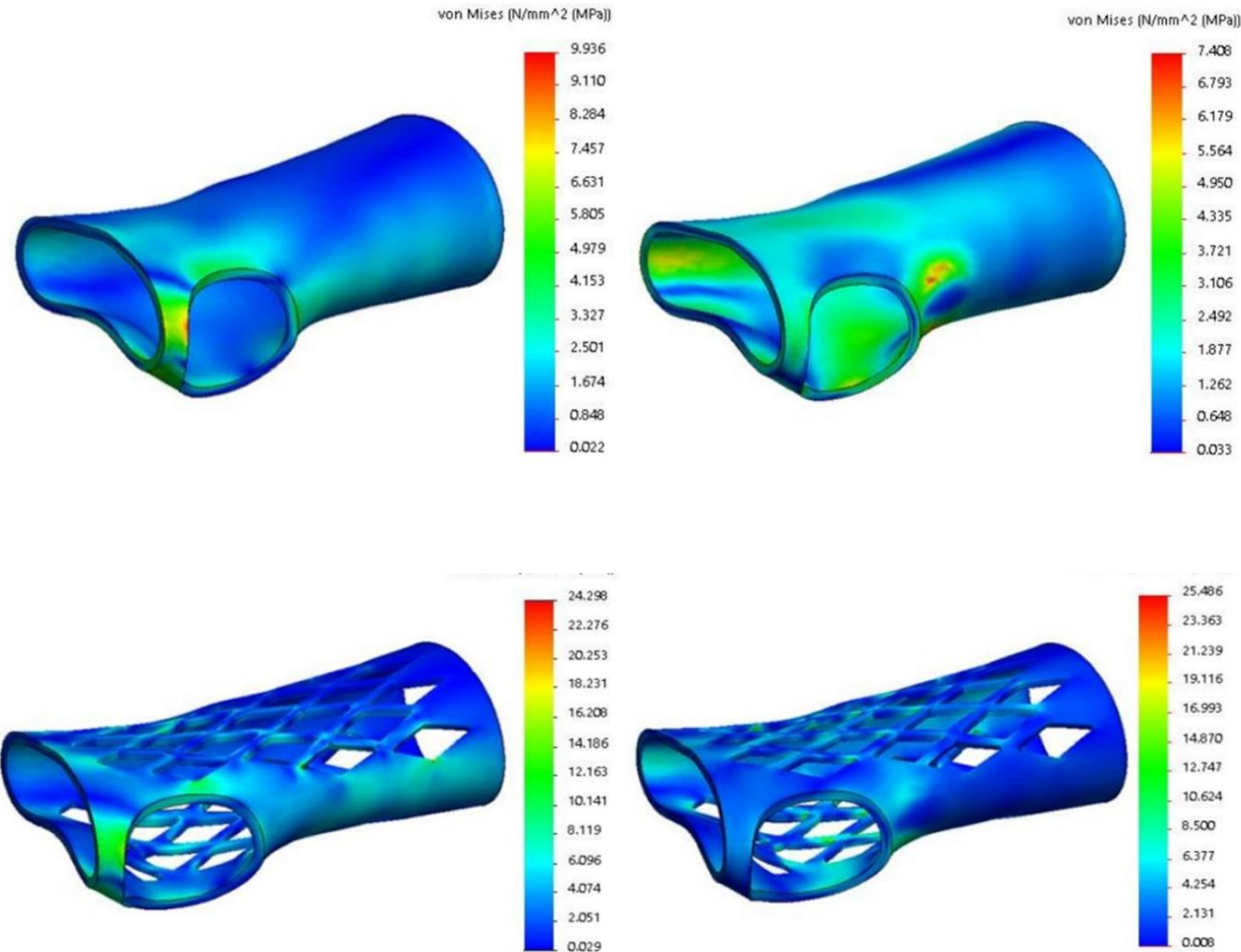
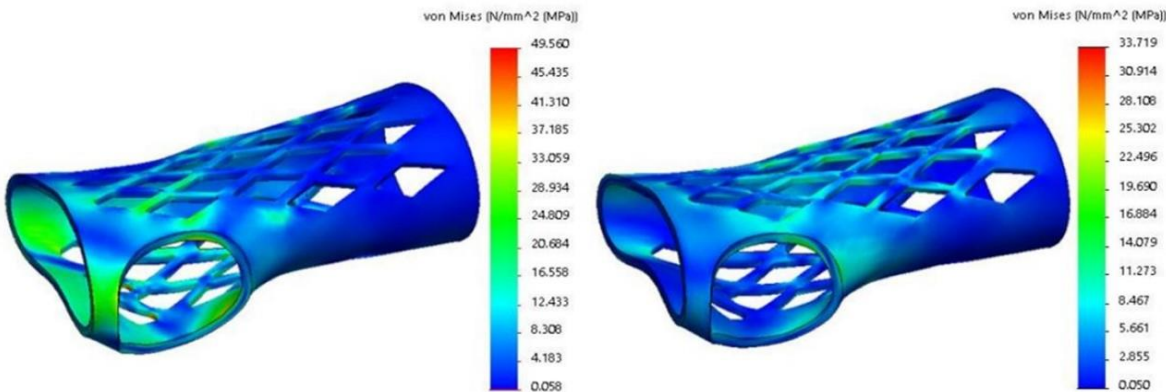
Результати аналізу навантажень на згинання та розгинання

Аналіз напружень руху кисті в бік великого пальця та рух кисті в сторону мізинця

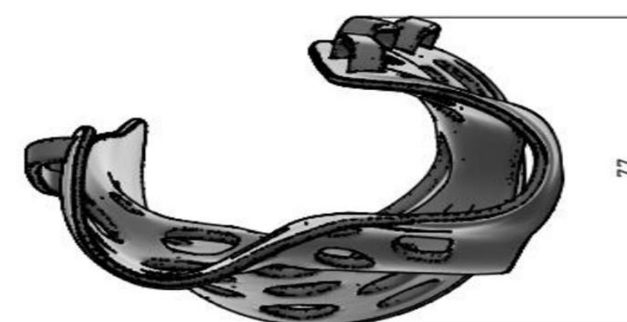
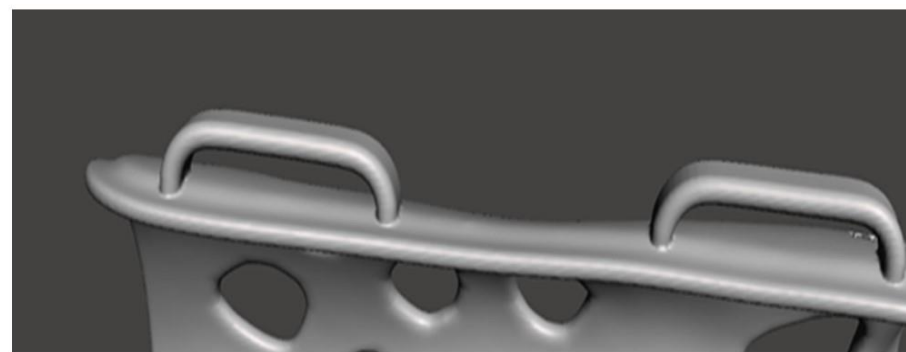
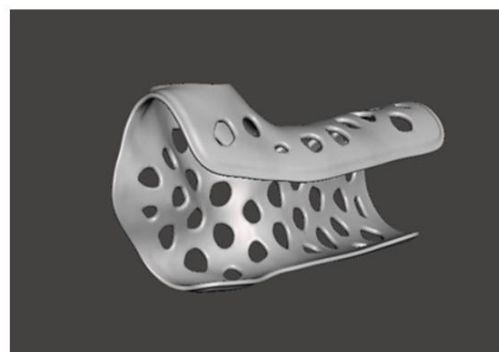
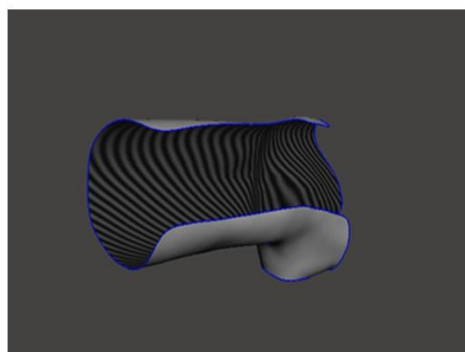
Не оптимізований



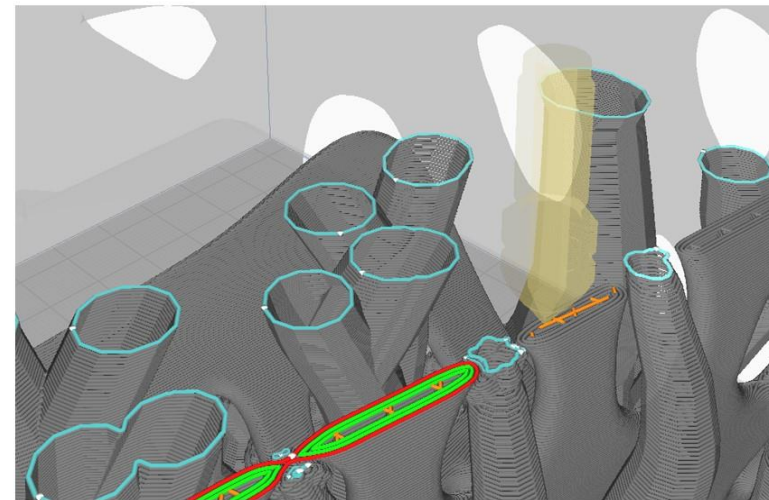
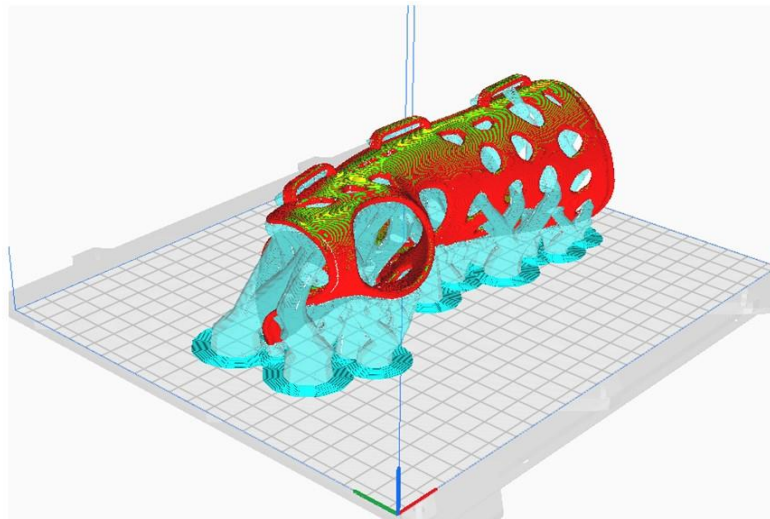
Не оптимізований



ЕРГОНОМІЧНА ФОРМА ОРТЕЗУ



АДИТИВНЕ ВИРОБНИЦТВО ОРТЕЗУ

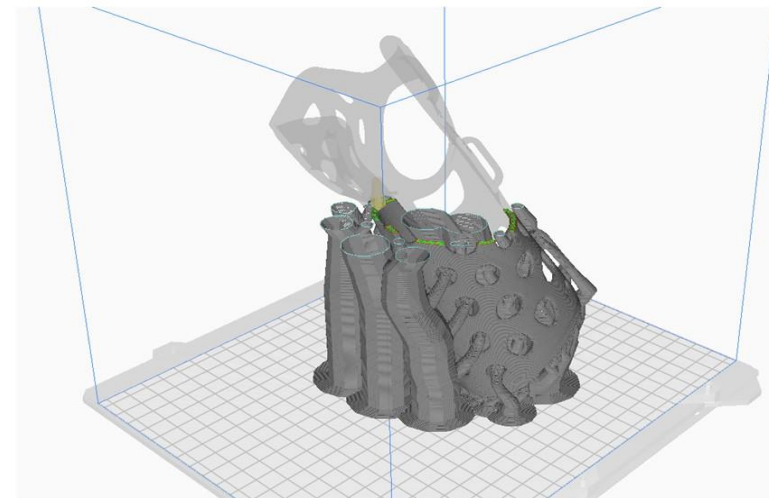
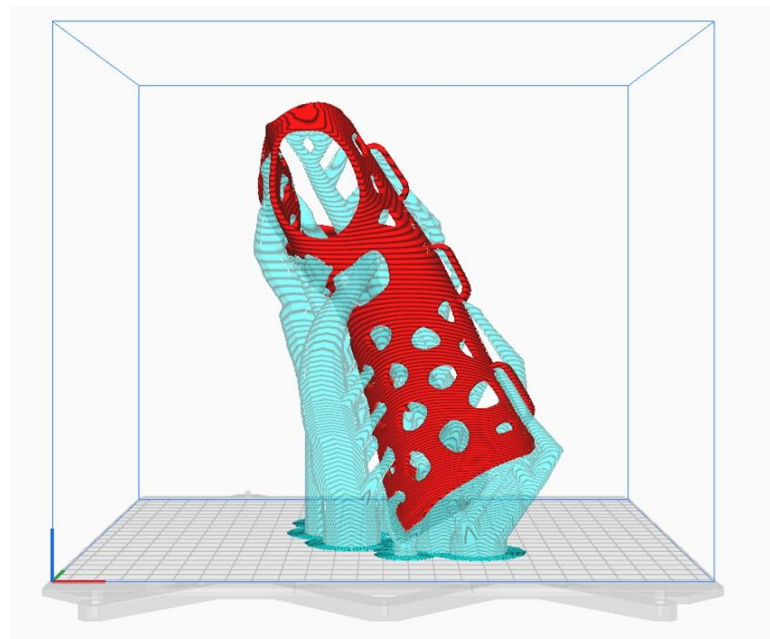


🕒 19 hours 11 minutes

⚙️ 110g · 36.03m



Матеріал PETG



🕒 16 hours 16 minutes

⚙️ 105g · 34.38m



Матеріал TPU



