

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів

Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-22м
спеціальності 163 Біомедична інженерія


_____ Панченко Н. О.

Керівник: к. т. н., доц., доцент каф. БМІОЕС



_____ Штофель Д. Х.

Опонент: д. т. н., проф., проф. каф. ІРТС


_____ Семенов А. О.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС


_____ к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 01 » _____ 12 _____ 2023 р.

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

« 18 » 09 2023 р.

ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Панченку Назару Олеговичу

1. Тема роботи: Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів.

Керівник роботи: Штофель Д. Х., канд. техн. наук, доцент

затверджені наказом ВНТУ від «18» вересня 2023 року № 247.







2. Строк подання студентом роботи «01» грудня 2023 року.

3. Вихідні дані до роботи: метод розробки – 3Д-моделювання, науково-технічна та медична література; система автоматизованого проектування – програмне середовище Solid Works: Статистична достовірність результатів $p < 0,01$.

4. Зміст текстової частини: вибір типу протеза для дослідження, аналіз засобів і методів створення 3Д моделей анатомічної структури; розроблення 3Д моделі протеза; модельні дослідження 3Д моделі протеза у порівнянні з нормальною анатомічною структурою; економічний розділ; охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: креслення деталей протеза, 3Д моделі протеза, статистичний аналіз результатів.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д. Х. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 18.09.23	 30.11.23
Економічна частина	Кавецький В. В. к. е. н., доц. каф. ЕПВМ	 19.10.23	 17.11.23
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Дембіцька С. В. д. пед. н., проф. каф. БЖДПБ	 20.10.23	 10.11.23

7. Дата видачі завдання «18» вересня 2022 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

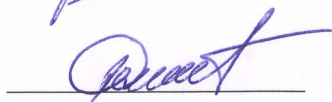
Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Техніко-економічний аналіз завдання, економічного середовища, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	до 09.10.2023	
Розв'язання основної задачі	до 06.11.2023	
Розробка заходів з охорони праці	до 13.11.2023	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 20.11.2023	
Оформлення текстової та графічної частини	до 27.11.2023	
Попередній захист	01.12.2023	

Здобувач



Назар Панченко

Керівник роботи



Дмитро Штофель

АНОТАЦІЯ

Панченко Н. О. Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2023. 98 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 43 найм.; 21 рис.; 15 табл.

В магістерській кваліфікаційній роботі розглянуто питання переломів кісткової оболонки орбіти ока людини та його протезування. Розроблено і досліджено алгоритм проектування імпланту при протезуванні орбітальної стінки. Проведено реконструкцію комп'ютерних томографічних зображень. Досліджено 3D зображення здорової, травмованої та відновленої після протезування очної ділянки черепа людини з використанням різних програмних продуктів. Розраховано економічний ефект від розробки та впровадження. Розглянуті питання безпеки життєдіяльності і охорони праці при розробленні протеза.

Ключові слова: протезування, 3D модель, реконструкція томографічного зображення, орбітальна стінка.

ABSTRACT

Panchenko N. O. Design of a system for personalized selection of endoprotheses : master's thesis in specialty 163 Biomedical engineering, education programme «Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering». Vinnytsia : VNTU, 2023. 98 p.

In Ukrainian. Refs.: 43 titles.; 21 figs.; 15 tables.

In the master's qualification work, the issue of fractures of the bony membrane of the orbit of the human eye and its prosthetics is considered. An algorithm for designing an implant during prosthetics of an orbital machine has been developed and studied. Computer tomographic images were reconstructed. A 3D image of a healthy, injured, and restored after prosthetics eye part of the human skull was studied using various software products. The economic effect of development and implementation is calculated. Issues of life safety and labor protection during the development of a prosthesis are considered.

Key words: prosthetics, 3D model, tomographic image reconstruction, orbital wall.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	6
1 ТРАВМИ ЛИЦЬОВОЇ ЗОНИ ЧЕРЕПА ТА ЇХ ПРОТЕЗУВАННЯ	9
1.1 Ушкодження кісткової стінки орбіти ока.....	9
1.2 Проектування операційного втручання, контроль та візуалізація його проведення.....	11
1.3 Вимоги до матеріалів та протезів орбітальної стінки.....	12
1.4 Методи і моделі проведення сегментації з метою вимірювання об'ємів на 3D зображенні	17
2 СИСТЕМА ПРОЦЕДУР РЕКОНСТРУКЦІЇ, ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ ПРИ ОРБІТАЛЬНИХ ПЕРЕЛОМАХ	20
2.1 Обробка очних орбіт за допомогою програми Mimics.....	20
2.2 Використання програмного забезпечення D2P для створення 3D моделей очних орбіт.....	29
2.3 Автоматизоване програмне забезпечення Disior	40
2.4 Відновлення форми орбіти шляхом індивідуалізації імплантатів за допомогою CAD/CAM технологій	45
3 СТАТИСТИЧНЕ ОПРАЦЮВАННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	50
3.1 Обрахунок даних за допомогою критеріїв Колмогорова-Смірнова та T-критерія Вілкісона.....	50
3.2 Аналіз отриманих результатів	52
3.3 Дослідження моделі з насадкою під кутом 20 градусів.....	54
4. ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	58
4.1 Оцінювання наукового ефекту.....	58
4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи	62
4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи	72
4.4 Висновок до розділу 4	74
5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	75
5.1 Технічні рішення з безпечного виконання роботи	76

5.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії	79
5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	85
ВИСНОВКИ.....	91
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	93
Додаток А (обов'язковий) Протокол.....	98

ВСТУП

Актуальність теми. На підготовчому етапі виконання роботи було обрано ендопротези орбітальної кісткової стінки ока як одного з найбільш чутливих до індивідуальних анатомічних особливостей. Лікування посттравматичних дефектів та деформацій. продовжує залишатися актуальною медичною проблемою. Ці види пошкоджень лицьового скелету супроводжуються вираженими. естетичними змінами, обумовленими. зміщенням. очного яблука та деформаціями контурів орбіти. Такі функціональні порушення, як диплопія, утруднення рухів очного яблука, значно ускладнюють. соціальну адаптацію постраждалих, а також пригнічують їх психологічний стан.

Традиційні методи лікування посттравматичних дефектів та деформацій орбіти передбачають. застосування імплантатів або кісткових трансплантатів для відновлення цілісності її стінок. Разом з тим складна анатомічна форма орбіти обмежує використання кісткових ауто трансплантатів, а стандартизовані імплантати вимагають пре- або інтраопераційної індивідуалізації. Тому основною проблемою традиційних методів лікування залишається правильне. позиціонування імплантатів в орбіті, особливо в ділянці, наближеній до її вершини для відновлення орбітального. підвищення. Саме положення імплантатів або трансплантатів в орбіті та їх форма обумовлюють відновлення контуру очної орбіти, відновлення естетики. обличчя та функціональних властивостей очного яблука. Проблема позиціонування в певній мірі вирішується системами інтраопераційної навігації. Але обмеженням до їх застосування залишається висока вартість обладнання. При цьому дані системи не вирішують проблему відновлення форми орбіти.

Саме тому розвиток в останній. роки CAD/CAM технологій. та успіхи їх застосування в лікуванні. різних. видів дефектів та деформацій обумовлюють інтерес до їх застосування при усуненні пошкоджень орбіти.

CAD/CAM технології дозволяють оцінити вихідну позицію, віртуально спланувати результати оперативного втручання, змоделювати дизайн імплантатів та виготовити їх сучасними методами прототипування.

Для того, щоб показати доцільність використання індивідуалізованих пластин в даній роботі була поставлені наступна мета та задачі.

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є: розробити систему розроблення індивідуалізованого ендопротеза орбітальної станки ока.

Завданням магістерської кваліфікаційної роботи є:

- встановити критерії включення пацієнтів до відповідної клінічної групи;
- виділити частину м'яких тканин очного яблука, обмежену кістковими стінками орбіти, за допомогою таких програмних забезпечень, як Mimics, D2P, Disior.
- згенерувати 3D моделі виділених об'єктів травмованої та неушкодженої сторони пацієнта (до та після операції) пацієнтів з індивідуалізованими пластинами;
- для обрахованих об'ємів очних яблук в трьох програмних забезпечень провести статистичний аналіз;
- на основі проведеного аналізу зробити висновки щодо ефективності лікування індивідуалізованими пластинами та вибору найрелевантнішого методу обробки КТ знімків.

Об'єкт магістерської кваліфікаційної роботи: ЗД моделювання в медичному протезуванні.

Предмет магістерської кваліфікаційної роботи: є реконструкційні індивідуалізовані імпланти.

Методи дослідження. У процесі дослідження застосовувалися такі методи: методи математичного моделювання; методи імітаційного моделювання; методи аналізу та синтезу; методи економічного моніторингу; методи теорії біотехнічних систем; методи вибору оптимального варіанту конструкції.

Новизна одержаних результатів:

1. Розроблено систему дій та процедур для проектування індивідуалізованих протезів орбітальної стінки.
2. Одержані реконструкції томографічних зображень для конкретної задачі протезування.
3. Проведено статистичний аналіз отриманих результатів;

Практичне значення одержаних результатів полягає в:

- розроблена процедура може бути використана для створення індивідуалізованих імплантів в клінічній практиці.

.

1 ТРАВМИ ЛИЦЬОВОЇ ЗОНИ ЧЕРЕПА ТА ЇХ ПРОТЕЗУВАННЯ

1.1 Ушкодження кісткової стінки орбіти ока

При черепно-лицевій травмі залучення орбітальних структур відзначається у 40% випадків. Вони можуть виникати або в ізоляції, або в комбінації з переломами сусідніх кісток обличчя, таких як орбітозигоматичні та назо-орбітально-етімодні переломи. Важкість спектру коливається від простих лінійних переломів, які можна обробити консервативно, до більш складних руйнуючих переломів, реконструкція яких може бути вимогливою та складною. Як правило, переломи орбітального здуття обумовлені прямими травмами земної кулі, що викликає загальне збільшення внутрішньоорбітального тиску, яке розсіюється фрагментацією нижньої орбітальної частини. Вона визначається як порушення орбітальної стінки (як правило, нижньої орбітальної частини та медіальної стінки) з фрагментами руйнування, спрямованими від орбіти без порушення орбітального обода. Приблизно в половині випадків може розвинутися пізній енофтальм в залежності від діапазону розповсюдження орбітальної тканини в сусідні порожнини синуса; приблизно одна четверта частина хворих розвиває диплопію через травму ішемічних м'язів або обмеження, пов'язані з переміщенням або травмованим м'язом. Шарнірні або підземні переломи на орбітальній поверхні зберігають певний ступінь безперервності з незмінною нижньою орбітальною частиною, що приводить до періорбітальної "петлі", що дозволяє перекручувати кістковий сегмент на поворот. Також може виникнути гіпоастезія при орбітальному нерві. Комбіновані медіальні перегородки на стінці та нижній частині можуть бути пов'язані з травмою очей у більш ніж половині випадків [9].

У більшості випадків диплопія виявляється спонтанно, тому еофтальмоси є найбільш поширеними пізніми наслідками переломів орбіти.

Дуже часто пацієнти, що мають переломи очей, також мають інші супутні пошкодження обличчя. Звичайно, не можна недооцінювати, наскільки важливим

є те, щоб будь-який такий перелом розглядав офтальмолог, чи пацієнт лікується консервативно чи хірургічним способом.

Переломи нижньої орбітальної частини зумовлюють більшість всіх травм, пов'язаних із середньою третиною обличчя (внутрішньою поверхнею), іноді як чистий прорив, самі по собі складають до 21,4%. Травма в такому районі зазвичай виникає внаслідок нападів, дорожньо-транспортні пригоди, спортивні травми та падіння за будь-якої причини, включаючи випадки, слабкість або просто спотикання.

При багаторазових переломах стінки, що включають орбітальну покрівлю, спостерігається підвищений ризик одночасної внутрішньочерепної травми. Прямі проривні переломи включають розрив тонкої нижньої, медіальної або бічної стінки орбіти, тоді як нечисті вибухові переломи включають також порушення густих орбітальних оболонок і часто сусідніх кісток обличчя [11]. Нестійкі орбітальні переломи складають 76% всіх переломів орбіти, і вони характеризуються перериванням орбітальної оболонки безперервністю, великими дефектами орбітальної стінки з множинними ураженнями, глибоким розширенням дефектів, що призводять до розтрощення обличчя, енофтальм з або без диплопії, обмеження руху ока і порушення зору [12].

Орбітальні переломи поверхні, як правило, впливають з непроникаючих тупих ударів до орбітальної області об'єктом, який має розміри, більші за саму орбіту. Існує суперечка щодо механізму цих переломів. Відповідно до "теорії зсуву", достатній удар по орбітальному ободу призводить до стискування переломів до стінки, а енергія передається через більш тонкий орбітальний край. У "гідралічній теорії" зазначається, що ретропульс очного яблука викликає підвищення внутрішньоорбітального тиску, який сам по собі переноситься на стіни орбіти, створюючи силу, достатню для того, щоб викликати перелом. Обидва механізми є правдоподібними в залежності від пошкодження. Проте, хоча гідралічна теорія може бути адаптована для пояснення як орбітального краю, так і переломів міжосьової стінки, важче віднести теорію згину до чисто

медіальних переломів орбітальної стінки, одночасно забезпечивши прийнятне пояснення переломів нижнього краю [13].

Хвороби або травми, які впливають на орбіту, широко досліджувалися в минулому столітті з усіх куточків земної кулі. Те, що нас цікавить, - це переломи, які впливають на неї. Тобто, це перелом здуття або розмивання, чистий або нечистий, кількість порушених стінок, самого очного яблука, періорбітальних тканин у поєднанні з іншими переломами або поєднання всіх цих. Хірург, коли стикається з такою клінічною картиною, прагне оптимально реконструювати орбіту до стану попередньої травми, щоб відновити інтегральний стан. З іншого боку, те, що цікавить пацієнта, полягає в тому, як він буде виглядати естетично, і як він буде працювати в повсякденній діяльності, якщо буде дефект посттравматичного або післяопераційного характеру [10-13].

1.2 Проектування операційного втручання, контроль та візуалізація його проведення

Передопераційне планування, інтраопераційна навігація та візуалізація використовуються для лікування комплексної травми особи, а також при абляційній пухлині та реконструкції орбіти. При проведенні передопераційного планування, передбачувані реконструктивні результати можуть бути точно передбачені, особливо при використанні середньої лінії площини [14]. Використовуючи навігацію, планована реконструкція може керуватися інтраопераційно, і остаточна інтраопераційна валідація отримується шляхом інтраопераційної візуалізації, наприклад, за допомогою 3D. Таким чином, при реконструкції обличчя та надійному контролю якості результатів хірургічного втручання можна уникнути дислокації та деформації фрагментів та трансплантатів [15].

Метою проведення передопераційного планування є створення віртуальної моделі, яка має досягти оптимального результату. Окрім основних моделей рухів, включаючи обертання, переклад, та обчислення від окремих відрізків та

шматочків, розріз шкіри та хірургічний підхід повинні бути визначені. Сучасне передопераційне планування пропонує сегментацію, віддзеркалення окремих частин, вільне переміщення та деформацію сегментів, а також імпорт в CAD-CAM (автоматизоване проектування, автоматизоване виробництво) імплантатів для створення 3D-моделі потрібного імплантату. Злиття даних до і після операції призводить до середнього відхилення 1,74 мм. Симуляція створює шаблон, який порівнює попередні та інтраоперативні набори даних після радіологічного операційного сканування, а також порівняння результатів до і після операції при використанні навігації. При використанні навігації потрібно початкове посилення, і це, як правило, повторюється ще 2 рази протягом всієї операції [10-12].

1.3 Вимоги до матеріалів та протезів орбітальної стінки

У минулому столітті для різних пацієнтів було використано велику кількість різних імплантатів (аутогенні, аллогенні та аллопластичні), і були опубліковані різні результати. Титан був дуже широко досліджений як чистий метал або, коли його змішували з іншими матеріалами, наприклад, пористого поліетилену для поліпшення характеристик. Проте ефективність заздалегідь сформованих титанових імплантатів від Synthes (Німеччина) не була широко поширеною. Щоб точно реконструювати орбітальну стінку, імплантат повинен бути стійким, тонким і зручним у роботі. Малі та середні дефекти можна регулювати за допомогою біологічно розкладальних імплантатів, але великі переломи ідеально обробляються кісткою або титановими сітками, щоб забезпечити достатню підтримку орбітального вмісту. Клітинну кістку може утруднити формування і пристосуватися до форми та розміру орбітального ураження. З іншого боку, орбітальні титанові сітки завжди доступні і прості у застосуванні [14-16]. Наявність алопластики, як правило, породжує волокнистий інтерфейс, який відокремлює його від власної тканини - це явище, яке спостерігається в алопластичних матеріалах по всьому тілу. Товщина і клітинний

склад цієї волокнистої капсули співвідносяться з біосумісністю та характеристиками поверхні [17].

Критерієм стандартного лікування надійного та передбачуваного 3D (горизонтального, вертикального, поперечного) анатомічного, косметичного та функціонального орбітального контуру залишається джерелом дебатів [15].

Багато різних матеріалів можуть бути використані для відновлення орбітальних вибухових переломів, включаючи аутогенні, аллогенні та аллопластичні. З аутогенного всмоктувального трансплантату можна взяти, наприклад, з носового перегородочного хряща, верхньощелепної кістки, нижньощелепного симфізу, зовнішнього коркового шару гребінця суглоба, ребер та кортикального шару черепа, і навіть тимчасової фасції. Однак, аутогенні кісткові трансплантати обмежують захворюваність донорських ділянок і ускладнює точність контуру. Використання аллогенних імплантатів було успішно прийнято до передачі хвороб донорських ділянок, повільних вірусів та випадків захворювання, сумісне з його використанням, було повідомлено з різних куточків світу, що робити подібні трансплантати непопулярними. Інертні аллопластичні матеріали включають титанову сітку, силастичні силіконові мембрани, політетрафторметилену та абсорбовані алопластичні структури з різним відсотком полі-гліколевої кислоти та полі-молочної кислоти. Найкращий матеріал залишається суперечливим.

Аллопластичні імплантати можуть бути піддані інфекції, чужорідній реакції організму, міграції або екструзії. Ще одним недоліком аллопластичних титанових матеріалів є те, що орбітальна порожнина перетворюється на жорстку і незламну порожнину[15-17]. Орбіта повинна, як правило, зламатися в присутності величезного тиску, щоб зберегти очне яблуко. Якщо метою є налаштування руху вниз в очному яблуку, матеріал повинен розташовуватися внизу по осі очного яблука, але коли метою є пристосування до енофтальмосу, то матеріал повинен бути імплантований задньою віссю.

До 1950 р. переломи орбітальних поверхонь були відремонтовані шляхом скріплення верхньощелепного антраму марлевими або повітряними кулями. З

появою прямого або інтраорбітального підходу до орбітальної поверхні для орбітальної реконструкції використовували безліч як автогенних, так і аллопластичних матеріалів, включаючи метилметакрилат, тefлон, силікон, желатинову плівку, кістку та хрящ. Використання алопластичних матеріалів спочатку було загартоване такими ускладненнями, як інфекція, витіснення та екструзія, засмічення екстраокулярних м'язів, формування свищів, вторинних кровотеч, що входить до фіброзної капсули імплантату, формування кісти, втрата зору. Загальна частота ускладнень коливалася від 0,4 до 10%. Лікування спрямоване на точну анатомічну реконструкцію орбітальної форми та об'єму, щоб відновити правильне положення ока. Орбітальні імплантанти, використовувані у даному дослідженні, були всіма орбітальними пластинками, зробленими MatrixMIDFACE, з DePuy Synthes, Johnson & Johnson у Німеччині. Заздалегідь сформована тривимірною формою таких імплантатів виробляється для мінімального часу вигину та різання, щоб зменшити кількість операційного часу, необхідного для контуру пластини. Контурні ребра пластини дозволяють легше вставляти пластини та зменшують перешкоди між пластиною та навколишньою м'якою тканиною. Вони мають сегментований дизайн, що дозволяє налаштувати розмір пластини та враховувати топографію орбіти, щоб зберегти контурні межі пластини з мінімальними гострими краями [17].

Мета вибору матеріалів внутрішньої реконструкції полягає в тому, щоб ізолювати вміст орбіти від носової порожнини і забезпечити післяопераційну підтримку, достатню для запобігання енофтальмозу. Мінімальна потреба в підтримці полягає в тому, щоб забезпечити достатню стійкість до навантаження, створеного об'єднаним внутрішнім вмістом орбіти. Це включає в себе вагу очного яблука, екстраокулярну мускулатуру, орбітальний жир, нервово-судинні структури, слізний апарат і навіть мускулатурні кришки. Маса очного яблука дорівнює 7,5 г (грам), а оцінка ваги орбітального вмісту може бути отримана шляхом множення середньої щільності внутрішньої орбітальної тканини, що становить 1,09 г /см³, на середньому об'ємі орбітального 28,5 см³. Отримана оцінка приблизно 30 гр. не враховує розширення кулаку за межами орбітального

обідка або мускулатурочні кришки. Загальна маса комбінованого внутрішнього вмісту орбіти вперше була досліджена в 1999 році, де середнє \pm стандартне відхилення було встановлено $42,97 \pm 4,05$ гр. Експериментально було показано, що, якщо всі орбітальні структури залишаться брутливими за відсутності нижньої орбітальної частини (як у випадку абляційної онкологічної хірургії), око не обов'язково спускається. При орбітальній травмі не тільки ці механізми підтримки м'яких тканин можуть бути перервані або розтрощені, але їх походження може бути скомпрометована орбітальним розривом.

Вчені в 2011 році продемонстрували, що лікування комбінованих орбітальних та медіальних розривів стінки через комбінований ендоскопічний транстеміодидний підхід у поєднанні з транскон'юнктивальним підходом є дуже хорошим методом для реконструкції таких переломів у порівнянні з комбінованим медичним кантальним розрізуванням та транскон'юнктивальним нижнім підходом до френікса. Також порівнювали ендоскопічні ендоназальні редукції та транскаркунктурний підхід для лікування медіальних переломів на орбітальній стінці на загальну кількість 48 хворих. Реєстровий аналіз лікарських записів було виконано у 23 пацієнтів, які перенесли хірургічне втручання для ізольованих великих переломів медіальної орбітальної стінки, використовуючи силіконові еластомерні плівки як відновлювальний матеріал. Відповідно до кількох досліджень, кожне збільшення обсягу призводить до збільшення енофтальмосу в діапазоні 0,47 мм та 0,89 мм. Можливі пояснення відсутності значного енофтальму, незважаючи на збільшення об'єму орбіти в 1,48 см³, пояснюється через анатомію орбіти. Внутрішньогалузева опуклість, область, де нижня орбітальна частина відповідає медіальній стіні, важлива для підтримання прямої проекції очного яблука, і якщо воно не буде адекватно реконструйоване, зміщення заднього очного яблука може розвинутиися навіть із невеликих переломів [19].

Синтетичні орбітальні пластини, які використовувалися, мають жорстку зону, над якою вписані "L" або "R" (тобто, відповідно, ліва або права сторона). Це повертає форму до задньої орбітальної частини, щоб допомогти зберегти

правильне розташування очного яблука. Пластини товщиною 0,4 мм, ковкі і складені з чистого титану. Існує 4 співіснуючих преформованих орбітальних пластин з Synthes, яких S-форма зроблена так, щоб вона відповідала саме контуру нижньої орбітальної частини (рис. 2.1) [17]:

1. Лівосторонній імплантат маленького розміру (фіолетовий колір) для лівої меншої орбіти;
2. Правосторонній імплантат маленького розміру (фіолетовий колір) для правобічних менших орбіт;
3. Великий лівосторонній імплантат (золотий колір) для лівої більшої орбіти;
4. Правобічний імплантат великого розміру (золотий колір) для орбіти з більшою частиною правої сторони.

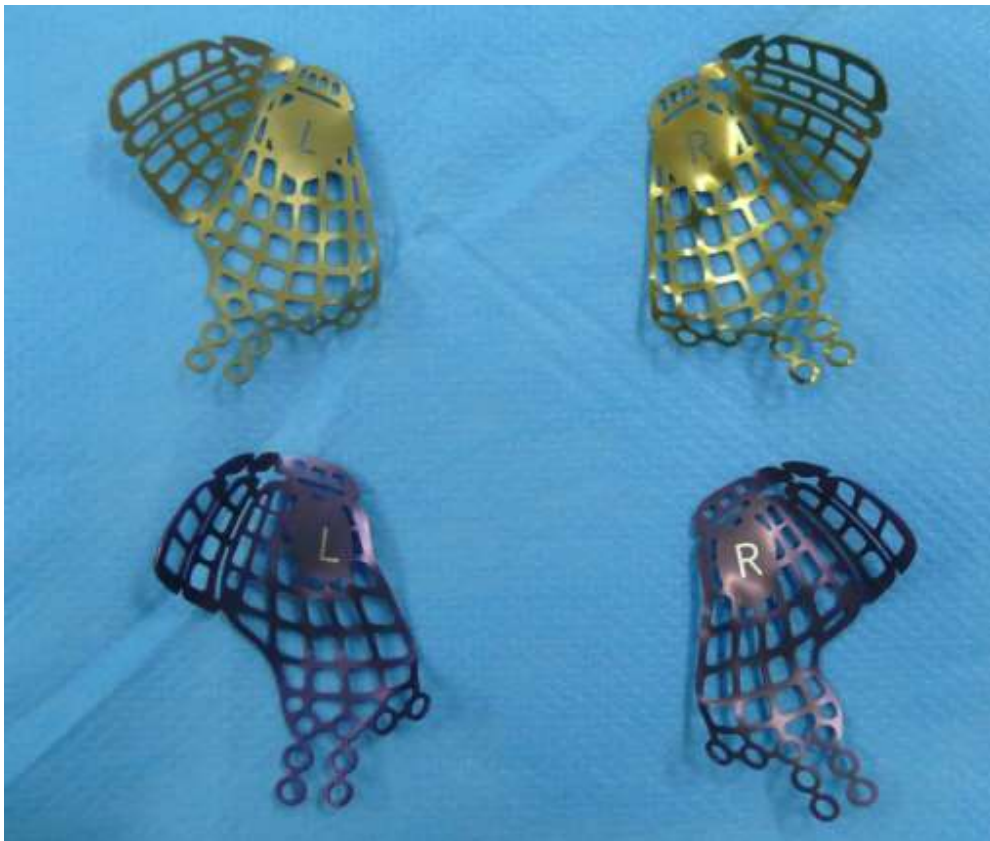


Рисунок 1.1 – Ендопротези у вигляді матричних орбітальних пластин

1.4 Методи і моделі проведення сегментації з метою вимірювання об'ємів на 3D зображенні

Дуже складна орбіта містить очі і його придатки. Вона складається з семи кісток і служить для захисту очей від механічних травм [9]. Комплексна тривимірна анатомія орбіти робить постановку діагнозу і лікування різних хвороб орбітальної області складними. Тому дуже точні орбітальні оцінки мають вирішальне значення для управління орбітальними захворюваннями [10], а надійні високоякісні контрольні вимірювання є наріжним каменем належної діагностики захворювань орбіт. Оцінювачі повинні пам'ятати про вплив окулярного набухання і компенсацій з недавніх орбітальних анатомічних змін або ятрогенних втручання [11]. Парна орбіта може служити в якості контролю для порушеної орбіти для перед- і післяопераційних оцінок, тому що не зачеплені очі не матимуть набряк тканин, який часто виникає після операції.

Таким чином, необхідний об'єктивний метод отримання якісних орбітальних об'ємних вимірів у пацієнтів. Вимірювання обсягу орбіти можна отримати, розділивши кісткову раму стінок орбіти і шляхом точної епіталізації переднього і заднього закриття порожнини. Кожна програма сегментації має долати дві основні проблеми в області орбіти, що впливають з тонких кісткових областей орбітального потоку і медіально-орбітальної стінки. По-перше, ці регіони часто невірно представлені в тривимірному наборі даних, головним чином через зусилля по зниженню активності, і не можуть використовуватися з деякими методами сегментації (наприклад, сегментування на основі порогових значень). Ці області часто з'являються у вигляді отворів в тривимірному наборі даних, хоча він не пошкоджений. Тому ці отвори часто називають псевдофорамами [12]. По-друге, методи візуалізації, такі як КТ, стають все більш важливими через їх низьку вартість, нижчого опромінення пацієнтів і збільшення доступності [13,14]. Однак сегментація кістки в тонких орбітальних областях може бути складною при скануванні КТ через відмінності в традиційному КТ-скануванні через зміцнення пучка і неоднорідності [15].

Були зроблені різні зусилля для створення надійних методів орбітальної оцінки і вимірювання. В даний час доступні чотири методи: ручна, заснована на порозі, заснована на Atlas і модельній сегментація. Ручна сегментація, визначається користувачем. Оцінювачі повинні відзначати кордон об'єкта вручну в кожному фрагменті зображення. Цей метод є точним, його можна використовувати практично у всіх зразкових моделях, і для цього потрібні навички і досвід [16-18]. Ручна сегментація звичайно використовується в операціях з комп'ютером, але зараз вона зарезервована для дуже складних або унікальних завдань. Сегментація на основі порогових значень заснована на тому, що кожна тканина має унікальну шкалу Хаунсфілда (ШХ). Ці значення можуть використовуватися для сегментування структур з тими ж радіологічними властивостями в специфікаціях. На жаль, цей метод сегментації не може бути використаний для сегментування кісткової орбітальної структури в основному через псевдофораміни. Atlas-сегментування розділяє об'ємні вимірювання на характерних орієнтирах інтактного черепа. В основі цих наземних знаків лежить шаблон, який використовується в певній галузі, що представляє інтерес [20]. Під час процесу реєстрації результати сегментації визначають точні розміри площі [21,22]. Можуть бути скориговані вручну за допомогою локальних інструментів деформування. Тому цей метод можна використовувати для сегментації об'ємного обсягу. Сегментація на основі моделі включає оцінку очікуваної форми сегментації (наприклад, обсяг інтраорбітального об'єму) і розміщення її в бажаній області сегментації.

Розширюючи і деформуєчи модельну форму для визначення базового набору даних зображень, можна отримати бажану сегментацію [22]. Методи сегментації на основі моделі можуть використовувати різні способи вираження попередніх знань, таких як мітки або обмеження щодо початкової форми. Мітки - це набори пар основних значень. Вони можуть бути прикріплені до вершин, країв або трикутників і містять параметри деформації. Типові сценарії сильніше згладжують біля форемін або збереження гострого краю. Інший підхід містить моделі статистичної форми, які виражають основні компоненти варіацій, що

базуються на великій кількості вибірки [18]. Деформативні моделі є підгрупою модельних підходів сегментації, які успішно застосовуються до багатьох сценаріїв, включаючи серце, стегна та печінку [23]. Неповні автоматичні підходи до сегментації на основі моделі можуть керуватися користувачем або взаємодіяти з використанням пристроїв-гаптиків. Орбітова сегментація виявилася хорошим застосуванням для деформованих моделей, особливо за підтримки статистичних формних моделей.

Отже, можна зробити висновок, що в даний час у клінічній практиці для діагностики пацієнтів і планування хірургічних процедур використовується ручна, заснована на порогових значеннях і Atlas сегментації. Однак для оцінки правильного обсягу використовуються тільки методи ручної і Atlas сегментації. Сегментація на основі моделей рідко використовується, але може бути хорошим варіантом для подолання проблем псевдофораміну і зміни характеристик зображення між методами сканування. В даній роботі порівнювалася ручна, заснована на Atlas і модельній сегментації, яка використовується для вимірювання об'єму орбіти. Дослідники стверджують, що це перша сегментація на основі моделі, яка використовується для вимірювання об'єму орбіти, і перший раз результати безпосередньо порівнюються з іншими вимірюваннями об'ємних об'ємів. Спеціально розглянута точність сегментації, зручність використання та час, необхідний для визначення об'ємного об'єму. Мета вибору матеріалів внутрішньої реконструкції полягає в тому, щоб ізолювати вміст орбіти від носової порожнини і забезпечити післяопераційну підтримку, достатню для запобігання енофтальмозу. Мінімальна потреба в підтримці полягає в тому, щоб забезпечити достатню стійкість до навантаження, створюваного об'єднаним внутрішнім вмістом орбіти. Це включає в себе вагу очного яблука, екстраокулярну мускулатуру, орбітальний жир, нервово-судинні структури, слізний апарат і навіть мускулатурні кришки.

2 СИСТЕМА ПРОЦЕДУР РЕКОНСТРУКЦІЇ, ПРОТЕЗУВАННЯ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ ПРИ ОРБІТАЛЬНИХ ПЕРЕЛОМАХ

2.1 Обробка очних орбіт за допомогою програми Mimics

Багато загальноприйнятих систем для аналізу і візуалізації медичних зображень надають інструменти, які можуть бути використані для ручної сегментації довільних об'єктів у КТ зображеннях. Прикладом такої систем є Mimics. Для кожного знімку зображення КТ користувач використовує мишу або стилус, щоб намітити або заповнити області, що відповідають зацікавленим об'єктам. Навігація між знімками зазвичай виконується за допомогою клавіатури. Щоб правильно реконструювати 3D-об'єкти в зображеннях КТ, користувач повинен переглянути та сегментувати суміжні знімки у порядку. Mimics - це система сегментації медичних зображень, призначена для сегментації різних об'єктів, в тому числі, очної орбіти. Вона реалізує метод ручної сегментації. Система надає розширені інструменти візуалізації обсягу і виробляє точні сегментації орбіти. Проте потенційний мінус системи полягає в тому, що користувальницький інтерфейс призначений для традиційних пристроїв 2D-вводу.

Для досягнення поставленої мети проведено ретроспективний аналіз результатів комп'ютерної томографії до та після лікування 15 пацієнтів (середній вік становив $31,3 \pm 11,2$ років), які проходили лікування або звертались на консультацію до Київської обласної клінічної лікарні та Київської міської лікарні швидкої медичної допомоги з приводу посттравматичних дефектів орбіти за період з 2015 по 2018 роки. Обсяг орбіти часто використовується для об'єктивного порівняння характеристик порушеної і не порушеної орбіти у одного і того ж пацієнта (наприклад, після односторонньої реконструкції орбіти). Таким чином, обсяг обох орбіт було виміряно у всіх 15 пацієнтів ($n = 30$ орбіт) з використанням методу ручної сегментації. Всі сегменти сегментації орбіти виконувалися на стандартному персональному комп'ютері.

Орбітальна область повинна була бути відзначена вручну в кожному фрагменті набору даних для кожної орбіти. Потім, за допомогою програмного забезпечення інтерполювали область між зрізами і вираховували тривимірний обсяг орбіти.

Форма орбітальної моделі, яку ми вибрали, була заснована на ручній інтраорбітальній сегрегації неушкодженої орбіти відповідної сторони зі зменшенням $2/3$ від вихідного розміру. Розмір може бути скоректований в програмі, хоча в даних випадках це не було зроблено. Модель відповідної сторони була розміщена вручну приблизно на орбітальних межах. Точне розміщення, тобто повне розміщення всередині потрібної області, не вплинуло на результат остаточної сегментації, оскільки під час сегментації на основі моделі можливе зростання та зменшення. Три основні сили (зростаюча сила, сила згладжування та сила зображення) використовуються для управління розширенням моделі та для створення власне орбітальної сегментації. Зростаюча сила застосовується до повної моделі для кожної вершини (v_i), спрямованої вздовж нормального (n_i) і коректується фактором (s_b), наступним чином [27]:

$$F^b(v_i) = s_b n_i \quad (2.1)$$

Потім Лапласівська сила згладжування застосовується таким чином, щоб уникнути "витоку" моделі через псевдоформіни або інші геометричні орбітальні отвори. Окремі вершини витягуються більш сильно до судин, що знаходяться далі, а окремі вершини, що проходять через псевдоформіни, будуть віддалені назад силою згладжування:

$$F^b(v_i) = \frac{s_s}{|U_{v_i}(\Delta)|} \sum_{u \in U_{v_i}(\Delta)} u - v_i \quad (2.2)$$

де $U_{v_i}(\Delta)$ - сусідні вершини досягнуть до Δ краю, які визначають розмір сусідства u , вершина якого є членом $U_{v_i}(\Delta)$, і s_s - регульований фактор. Сили

нормалізуються до компенсації для різних розмірів кварталів. Сумарні відмінності відрізняються один від одного, якщо вони мають різні напрямки та подібні відстані до центру. Однак, якщо ні, то внаслідок цього є силою в напрямку далекого сусіда, вертикальним, що спрямована на запобігання дір.

Нарешті, сила зображення використовується для адаптації моделі до фактичних даних зображення. Внаслідок несумісного картографування ШХ в КТ використовувався градієнт, а не інтенсивність. Це було виконано, використовуючи таке рівняння:

$$F^i(t_j) = -s_i n_i \sum_{x_t \in t_j} \sum_{\delta=\delta_b}^{\delta_f} k(\delta) \cdot g(x_t + \delta \cdot n_j) \quad (2.3)$$

де $F^i(t_j) = -s_i$ силу зображення для трикутника t_j . Для кожного вокселя x_t розрізаний по t_j , нормалізований градієнт зображення $g()$ розраховується на δ_f шарах перед t_j та δ_b шари за t_j .

Градієнти були масштабовані, використовуючи коефіцієнт масштабування, що залежить від шару $k(\delta)$, а потім підсумовують. Вони масштабуватимуть силу за нормальних n_j з t_j . Отримана сила змінюється з урахуванням фактора s_i . Однією з проблем використання цієї моделі є правильне розташування переднього закриття. Після розширення моделі над орбітальним кордоном (без передньої зовнішньої сили, щоб зупинити розширення моделі), увігнуті кордони періорбітального краю області визначають шлях закриття. Це найкращий спосіб самостійно визначати передню поверхню закриття для кожної орбіти [26-28]. Всі сегментовані області перед цим потоком видаляються з кінцевої об'ємної сегментації орбіти.

Вікно м'яких тканин (відтінки сірого), яке використовується для дискримінації серед орбітальних м'язів, жирів та кісткової тканини. Орбітальні числа КТ м'яких тканин були встановлені на рівні - 200 до + 100 Хаунсфілда одиниць (HU) для кісткового орбітального обсягу + 100 до + 300. Оптимальним порогом було КТ на півдорозі між числами КТ тканин, які потрібно розділити. В

результаті Маска (Mask), що містить тканини з обраним КТ-номером у кожному з трьох стеків зображень, і змінюється колір кожного разу за основним процесом, як регіон, що зростає або віднімається, що завершено. Комп'ютерне розділення різних тканин та ручне видалення тканин проводилося лише тоді, коли зберігалася зацікавлена тканина. Критерії включення до клінічної групи були наступними:

- проведення односторонньої реконструкції стінок орбіти стандартними титановими імплантатами (орбітальними пластинами) та/або кістковими ауто трансплантатами;
- проведення КТ лицевого черепа до та після хірургічного втручання.

Першим кроком у створенні 3D-зображення з 2D-даних є сегментація. Імітація має кілька інструментів для сегментації або розділу, регіонів, що представляють інтерес. Наприклад, Thresholding використовується для класифікації всіх пікселів у певному діапазоні Hounsfield як одного кольору або маски. Якщо встановити лише нижчу порогову величину, всі пікселі, що перевищують або дорівнюють заданому значенню, містять ту саму маску. Крім того, можна встановити верхнє та нижнє порогові значення. У такому випадку пікселі, що потрапляють до зазначеного діапазону, складають одну маску. Малювання лінії профілю може бути корисним при встановленні порогових значень, оскільки він показує, як значення сірого значення змінюється вздовж лінії на зображенні. Різні розділи зображення можуть бути виділені за допомогою різних масок. Маска, вибрана на вкладці «Masks» управління проектом, вважається активною маскою. Після встановлення порогу, маску потрібно буде розділити на численні об'єкти. Функція «Region Growing» дозволяє це зробити, а також корисно для видалення плаваючих пікселів. З посиленням «Dynamic Region Growing» не потрібно робити спочатку. Замість цього, Mimics створює маску, яка ґрунтується на тому, як навколишні пікселі порівнюють із сірим значенням вибраного значення, автоматично визначаючи порогові значення. Цей інструмент виявляється дуже корисним для сегментування структур, таких як кровоносні судини та нерви. Для подальшого

сегментування різних частин зображення, Mimics має вибір інструментів редагування. «Edit Mask» - це інструменти, необхідні для нанесення, видалення або локального порігу певної маски. «Crop Mask» обмежує сегментацію до визначеної області, видаливши все з маски, що знаходиться за межами обраної обмежувальної області. «Boolean operations» включають пошук перетину та об'єднання двох масок.

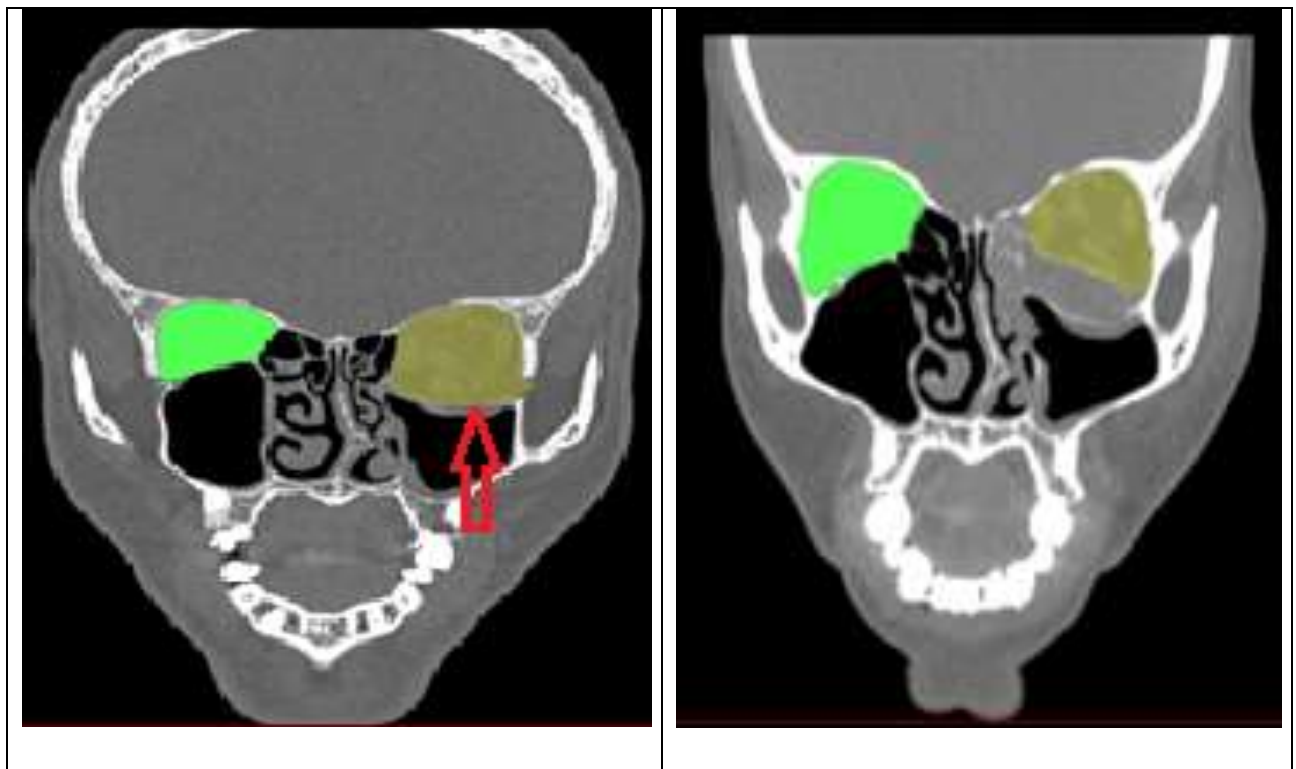
Файли комп'ютерної томографії у форматі Dicom, експортували у програмне середовище (Mimics (Materialise Dental, Leuven Belgium), де проводили сегментацію зображення, в діапазоні рентгенологічної щільності кісток та м'яких тканин і отримували тривимірні моделі лицевого черепа та обличчя хворого. Після усунення артефактів та редагування отриманих моделей за допомогою булевих операцій, в ручному режимі виділяли частину м'яких тканин, обмежену кістковими стінками орбіти та створювали моделі орбіт (рис. 2.1).

Метод розрахунку обсягу такий: для аксіальних зображень, починайте з середини орбіти і працюйте вгору та вниз. Для корональних зображень працюйте спереду і ззаду з середини орбіти. Для сагітальних зображень працюйте від медіальної до бічної сторони.

Об'єм кісткової орбіти вимірюється таким чином:

- використати налаштування маски від -200 до + 100 HU (м'які тканини) за допомогою функції Thresholding. Всі м'які тканини всередині і за межами кісткової орбіти (жир, м'язова нервова тканина, очне яблуко) видно. Зберегти цю маску для використання в інших вимірюваннях тканини;
- згенерувати маску з налаштування трешхолда від +100 до + 300 HU (кісткові тканини), яка визначає кісткові межі орбіти. Потім відокремити їх від залишкового черепа в стекі лобової кістки (Crop Mask), нижнього орбітального краю, переднього слізного гребінця (тільки зона очного яблука);
- вилучити маску кісткової тканини від оригінальної збереженої маски м'яких тканин (функція Boolean operations);

- із отриманої маски видалити кожен піксель залишкових фрагментів, які не відносяться до очного яблука, рухаючись поступово слайд за слайдом (функції Region Growing і Erase)
- в кінцевому результаті отримати маски лівої та правої очної орбіти (до та після операції) (рис. 2.1).



а)

б)

Рисунок 2.1 – Сегментація очної орбіти: а) до операції; б) після операції

Для виконання перетворення від 2D до 3D використовується функція «Calculate 3D». Доступні різні варіанти якості створеної 3D-моделі. Низька і середня якість мають короткі розрахункові моменти, але можуть привести до більш апроксимованої моделі. Висока якість може давати більш гладку, більш точнішу модель, однак найбільш точною буде використання оптимальної настройки, що і було зроблено під час обчислення очних яблук всіх пацієнтів до та після операції (рис. 2.2). При необхідності параметри 3D-розрахунку можна встановити вручну за допомогою спеціального параметра. Також залежно від

типу потрібного файлу, Mimics має різні варіанти експорту, включаючи експорт у форматі STL.

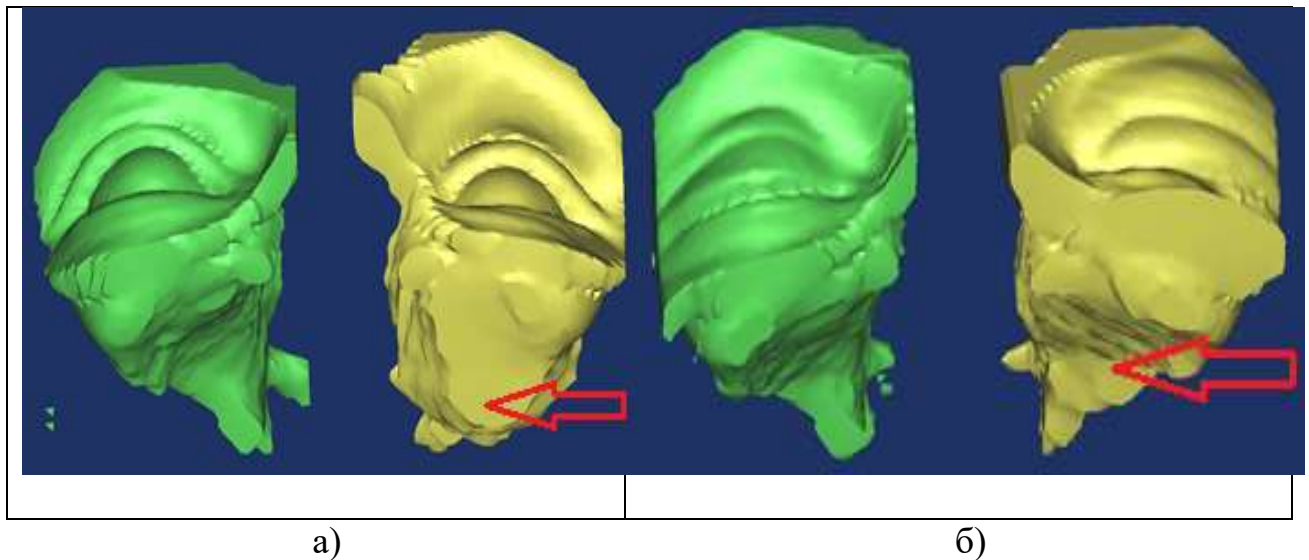


Рисунок 2.2 – Згенеровані моделі травмованої та неушкодженої орбіти: а) до операції; б) після операції

Для порівняльного аналізу згенеровані моделі орбіти травмованої та неушкодженої сторони, обрізали по кістковому краю орбіти за допомогою функції «Crop Mask». Дана маніпуляція була проведена для того, щоб максимально знизити похибку при обрізанні тих м'яких тканин, які не були обмежені кісткою. Тому при обчисленні об'єму (см³) лівої та правої орбіти (до та після операції) були враховані всі індивідуальні та анатомічні відмінності кожного пацієнта, а також похибка значно зменшилася (рис. 2.3). Обсяг 3D реконструкції виражався в кубічних міліметрах до двох десяткових знаків. Тривимірний візуальний контроль вимірювань може бути здійснений в будь-який момент під час вимірювань. Це дозволило нам візуально перевірити результат розрахунків. Програмне забезпечення обчислює об'єм тканини шляхом додавання вокселів та реконструюється. Обрахунок проходить автоматично в програмному середовищі Mimics (рис. 2.4).

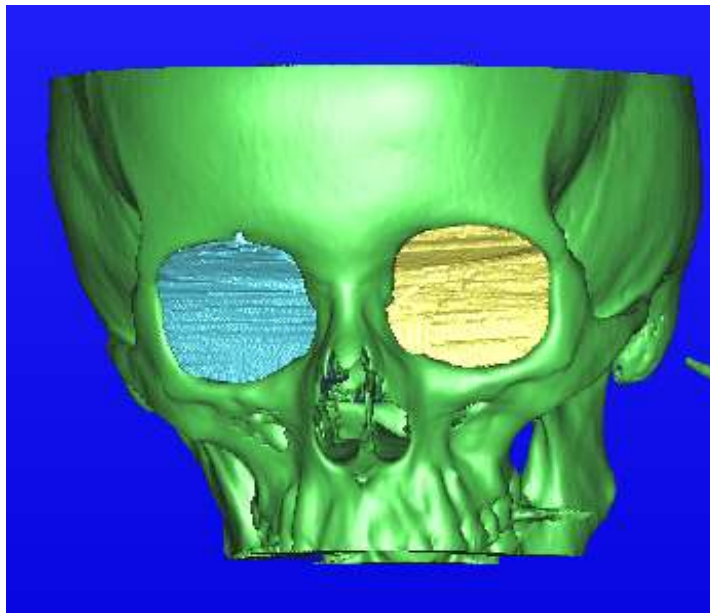


Рисунок 2.3 – Обрізані очні яблука відносно кісткової частини орбіти

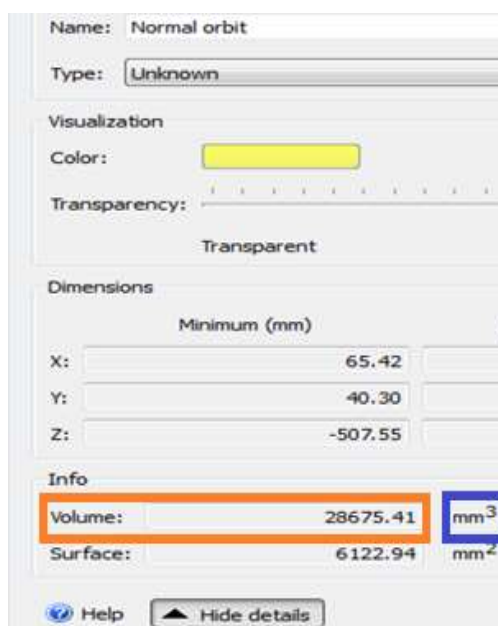


Рисунок 2.4 – Визначення об'єму в програмному середовищі Mimics

Щоб описати зовнішню поверхню 3D-моделі, Mimics використовує формат STL, який є загальним форматом файлів у Rapid Prototyping RP. Формат STL дозволяє точно описати найбільш складні геометрії. Це необхідно, оскільки анатомічні дані в цілому дуже складні. Точна сегментація важлива для того, щоб витягнути значну інформацію із зображень.

Особливості програмного забезпечення Mimics:

- системні вимоги – Windows – XP/Vista/7;
- типи моделей – поверхня і об'єм надані;
- особливості моделювання – thresholding (порогове значення) , region growing (зростання регіону), boolean operations (логічні операції), cavity fill (заповнення порожнини), edit masks (редагування масок), multiple slice edit (редагування декількох фрагментів), morphology operations (морфологічні операції);
- функції вимірювання – 2D та 3D вимірювання відстані, кут, діаметр, щільність у прямокутнику, густина в еліпсі, анотації, об'єкти модуля CAD, повторна нарізка, щільність;
- освітні особливості – експорт моделей;
- додаткові додатки – 3-matic module.

Переваги Mimics:

- простий у використанні;
- допомога користувача;
- високоякісний інструментарій вимірювання;
- можливість картування поверхонь;
- CAD об'єкти є потужними для вимірювань в інших програмних забезпеченнях;
- навчальний потенціал можна досягти за допомогою екрану для демонстрації анатомічних структур.
- наявні вимірювальні інструменти можуть бути використані для демонстрації клінічних методів та вимірювань.

Недоліки Mimics:

- тривалість, необхідна для створення 3D-моделі;
- важко точно розмістити вимірювання в 3D (функції вимірювання);
- великі затрати часу при обробці кожного слайда.

Отже медичні зображення, були отримані від сканерів з КТ, які складаються з інформації про відтінки сірого. Імітація дозволила користувачеві

створити моделі на основі сірих значень (Hounsfield одиниць у КТ зображеннях) в межах цих зображень. Сіре значення - це число, пов'язане з піксельним зображенням, яке визначає тінь (білий, сірий або чорний) піксель. Виявлено, що існує прямий зв'язок між щільністю матеріалу сканованого об'єкта та сірим значенням, призначеним для кожного пікселя у даних зображення. Через це Mimics має гнучкість у створенні моделей з будь-якої геометрії, яка відрізняється від переглянутих даних. Цей тип сегментації називається пороговим і дає точні моделі. Багато інструментів сегментації в Mimics є загальними в обробці зображень і можуть застосовуватися в будь-якому з переглядів (XY, XZ або YZ), але Mimics також має унікальний інструмент для редагування 3D-файлів; початкова сегментація може бути оптимізована в 3D-перегляді. Це робить редагування дуже простим, оскільки це дозволяє справжнє редагування в 3D, що легше зрозуміти, ніж 2D редагування. Використовуючи сегментацію та відомі відомості про розмір пікселів та відстань між фрагментами зображення, Mimics може обчислити 3D-модель.

2.2 Використання програмного забезпечення D2P для створення 3D моделей очних орбіт

D2P - це окремий модульний пакет програмного забезпечення, який розроблений для вирішення та консолідації усіх етапів підготовки 3D-моделей. Він спирається на автоматичні інструменти сегментації, які мінімізують зусилля та час, пов'язані з створенням цифрової моделі пацієнта.

Програма призначена для використання медичним персоналом для проведення передопераційного хірургічного планування та дозволяє експортувати 3D-цифрові моделі в різних форматах, які можуть використовуватися численними додатками.

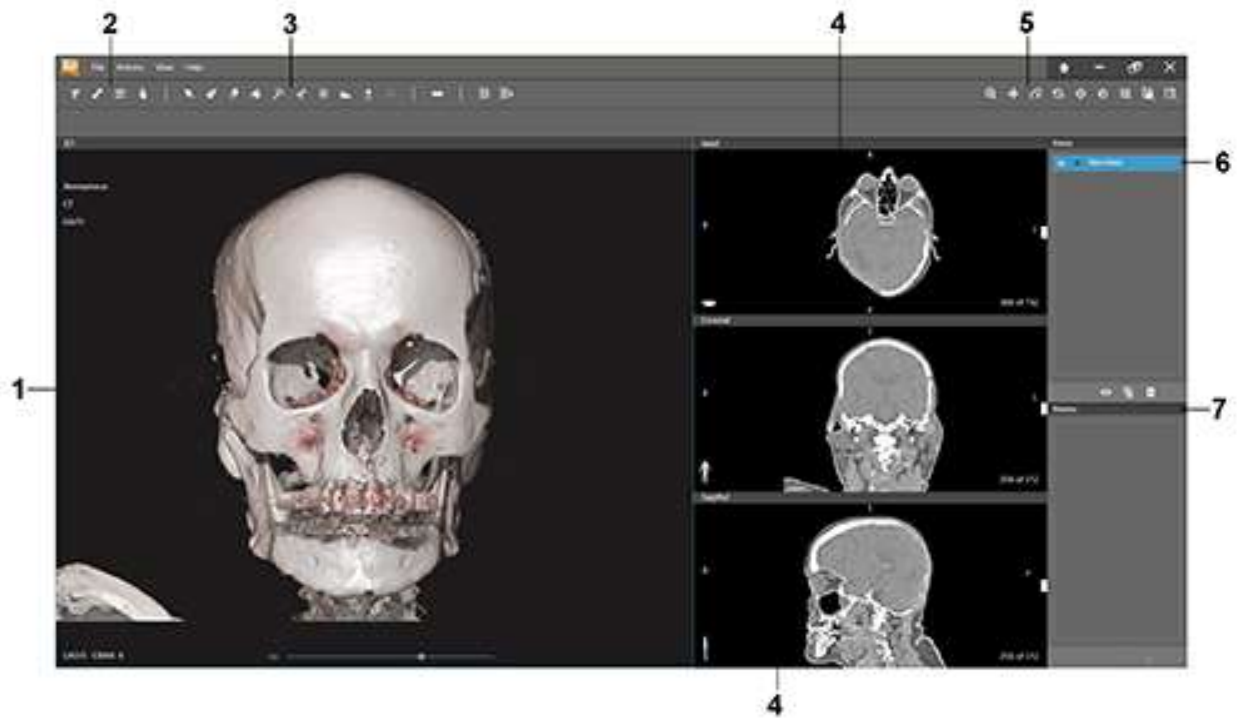


Рисунок 2.5 – Інтерфейс програмного забезпечення D2P

На рисунку 2.5 зображено інтерфейси програми, а саме:

1. 3D-модель перегляду (3D Model View);
2. Кнопки заздалегідь установлених структур - автоматичні інструменти сегментації (Structure Presets Buttons – Automatic Segmentation Tools);
3. Напівавтоматична та ручна панель інструментів сегментації (Semi-Automatic and Manual Segmentation Toolbar);
4. Відскановані перегляди (Scanned Views);
5. Навігаційна панель інструментів (Navigation Toolbar);
6. Панель маски (Mask Panel);
7. Сітчаста панелей (Mesh Panel).

Після імпорту D2P вилучає доступну інформацію про дані у файлі та відображає її в наступних категоріях:

- Name – ім'я пацієнта;
- Last modified – дата останнього змінення будь-якого файлу в папці;
- ID – ідентифікатор пацієнта;

- Study date – дата сканування;
- Images – кількість зображень у файлі сканування;
- Modality type – формат файлу (СТ, СВСТ, MR, 3D-модель, STL, PLY, JPEG та ін.);
- Referring physician – ім'я лікаря, який поставив пацієнта.

D2P використовує кілька методів сегментації: глобальний пороговий показник, виявлення краю та зростання регіону. Глобальний пороговий рівень є найбільш часто використовуваним методом сегментації кістки в лікувальній хірургії. В глобальному пороговому значенні одиничне порогове значення t для кістки здійснюється вручну або автоматично. Тобто всі вокселі з сірим значенням, рівним або більше t , включаються в сегментований об'єм за допомогою бінарної маски $M_{x,y}$:

$$M_{x,y} = \begin{cases} 1 & I_{x,y} \geq t \\ 0 & I_{x,y} < t \end{cases} \quad (2.4)$$

де $I_{x,y}$ позначає сіре значення у координатах x та y у кусочку зображення КТ. Глобальне порогові значення має певні недоліки, а саме, вокселі перебувають на межах тканин, які містять більше одного типу тканини та викликають розмитість сірих значень через кордони. Це явище називається ефектом часткового обсягу. Як наслідок цей ефект, точне розмежування меж тканин з використанням єдиного порогового значення залишається складним і може призвести до переоцінки чи недооцінки регіону, який представляє інтерес. Крім того, одне порогове значення не враховує артефакти, шум зображення, фотонної зміни сірих значень між різними сканерами КТ та протоколами, що може призвести до несумісних результатів сегментації. Ці недоліки призвели до розробки більш складних методів визначення порогових значень, таких як місцеві обмеження. Місцеве порогове значення, також називається багаторівневим пороговим значенням, розподіляє зображення на кілька частин, для яких можна вибрати індивідуальну смугу пропускання t_k t_{k+1} . Включено всі вокселі з сірим

значенням між t_k і t_{k+1} можливість повторно оновлювати класифікацію вокселів на додатковому другому кроці після глобального порогового часу. Визначення краю, з іншого боку, ідентифікує локальний край на зображеннях КТ шляхом обчислення градієнтів сірого значення (похідних). Градієнти з величиною, яка перевищує обрану порогову величину, визначаються як ребра. В даний час доступний ряд операторів виявлення краю. Виявлення краю залишається одним з найбільш часто використовуваних, найшвидших і точних операторів. Виявлення краю добре підходить для сегментації структур з різним контрастом у різних регіонах, таких як довгі кістки. Проте місцеві сірі змінні значення, викликані шумом, і (металеві) артефакти часто помилково ідентифікуються як краї. Слід також зазначити, що без подальшої обробки методи виявлення межі необов'язково сегментують всі вокселі кістки у зображенні та, таким чином, повинні бути об'єднані з іншими методами, такими як регіон. У регіоні, що розвивається, певний воксел вручну вибирається як точковий для певного типу тканини. Згодом сірі значення сусідніх вокселів порівнюються з сірим значенням точки нанесення. Вокселі, які відповідають заданим критеріям однорідності, маркуються та згруповані разом, утворюючи таким чином регіон R_i пов'язаних вокселів у КТ зображення I :

$$R_1 \cup R_2 \cup R_3 \cup \dots \cup R_n = I \quad (2.5)$$

На практиці, зростання регіону є рідко єдиним методом сегментації, але він зазвичай поєднується з іншими методами, такими як (глобальний) пороговий рівень. Перевага регіонального розвитку полягає в тому, що вона відкидає вокселі, які не пов'язані з анатомічною структурою, що представляє інтерес, внаслідок чого скорочується тривимірне друкування та економія матеріалів. Недоліком зростання регіону є те, що для кожної окремої кісткової структури потрібна індивідуальна точка розміщення вручну. Крім того, шум та ефект часткового обсягу можуть призвести до порожнини або помилково пов'язаних структур у сегментованому зображенні. В останні роки було розроблено ряд

передових методів сегментації зображення КТ. Найбільш усталений та підтверджений передовий метод сегментації зображення на сьогоднішній день базується на моделях статистичної форми. Методи на основі моделі статистичної форми генерують статистичну форму моделі анатомічної рентабельності інвестицій з навчального набору даних. Цей навчальний набір даних містить велику кількість повністю сегментованих КТ-образів, які усереднені для формування середньої моделі анатомічної форми, а також загальних варіантів варіантів та їх вірогідності. Модель, надана:

$$\vec{s} \left(\begin{matrix} \vec{a} \\ \vec{b} \end{matrix} \right) = \vec{v} + \sum_k b_k p_k \quad (2.6)$$

Формула 2.6 описує будь-яку можливу форму \vec{s} як лінійну комбінацію k власних мод \vec{p} з вагами \vec{b} , де \vec{v} означає середню модель форми. Ця модель може бути пристосована до нового, нерозгалуженого набору даних зображень, а сегментація в термінах маси \vec{b} , потім формує наближення сегментованої форми.

На основі описаних методів, використовуючи функцію Thresholding (рис 2.6). За допомогою цієї функції сірі значення масштабуються відповідно до одиниць Hounsfield (HU): повітря (-1000 HU), вода (0 HU) і компактна кістка (+1000 HU).



Рисунок 2.6 – Масштабування відповідно до одиниць Hounsfield у функції Thresholding

У технології КТ ступінь рентгенівського ослаблення масштабується за допомогою сірих значень, отже, значень вокселів. Крім того, повідомляється про велику мінливість сірих значень між різними сканерами КТ. Також значення одиниць Hounsfield для м'яких тканин також може змінюватися. Тому для створення масок для побудови для м'яких тканин також може змінюватися. Тому для створення масок для побудови 3D об'єктів значення варіювалося від 250 HU до – 400 HU в залежності від різних факторів, які впливають на якість КТ знімків. Ці значення корегувалися оператором вручну із автоматично запропонованих значень для м'яких тканин (рис 2.7).

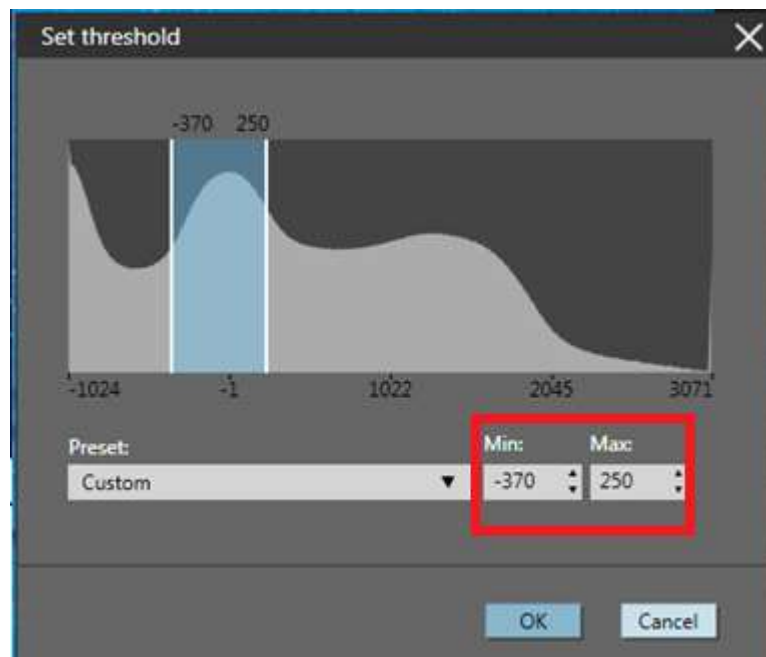


Рисунок 2.7 – Підбір значення Hounsfield для м'яких тканин

На основі підбраного порогового значення створюємо маску. Різні розділи зображення можуть бути виділені за допомогою різних масок. Маска, вибрана на вкладці «Masks» управління проектом, вважається активною маскою. D2P створює маску, яка ґрунтується на тому, як навколишні пікселі порівнюють із сірим значенням вибраного значення, автоматично, але в даній роботі він був скорегований вручну, визначаючи порогові значення. Цей інструмент

виявляється дуже корисним для сегментування структур, таких як кровоносні судини, м'яких тканин та нервів. Для подальшого сегментування різних частин зображення, D2P має вибір інструментів редагування. «Edit Mask» - це інструменти, необхідні для нанесення, видалення або локального порогового певної маски (рис 2.8). Також було навмисне вибрано порогові значення "м'яких тканин" під час сегментації кісток, щоб включити максимальну кількість кісток-специфічних сірих значень. Ці сірі значення розподіляються на вокселі, які представляють різні тканини під час процесу реконструкції зображення КТ. Проте в ході цього процесу вокселі на межах кістки до м'яких тканин, частково заповнені м'якими тканинами, зазвичай призначаються нижчим значенням сірого, ніж кістка. Це явище називається частковим ефектом обсягу. Як наслідок частковий ефект обсягу, вокселі можуть бути помилково виділені на "м'які тканини" замість "кістки", що призводить до втрати даних і, отже, до порожнини кісток в моделі STL. Тому це явище враховувалося, оскільки втрата даних може призвести до великих неточностей при обрахунку об'єму.

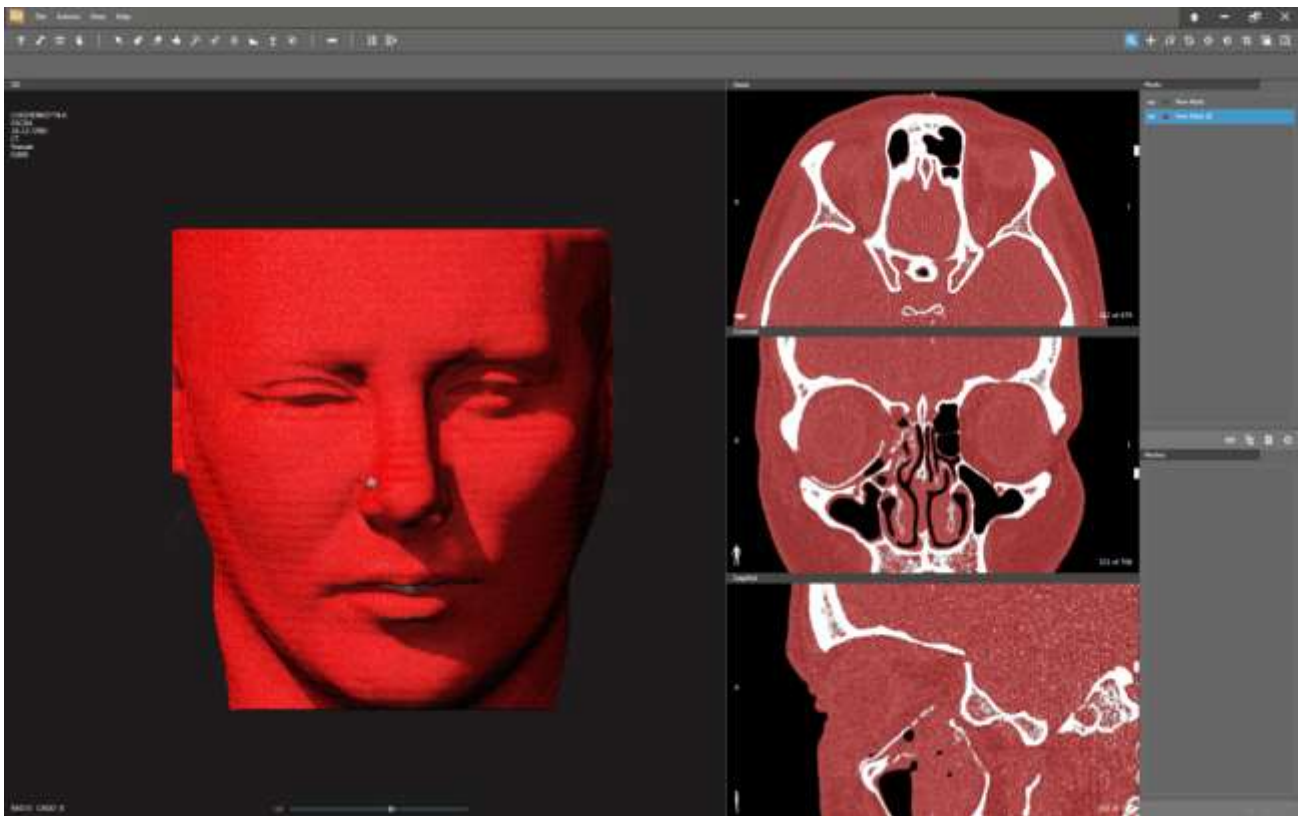


Рисунок 2.8 – Створення маски м'яких тканин

Після створення маски захоплюється вся область голови, тому використовуємо функцію «Crop Mask», яка обмежує сегментацію до визначеної області, видаливши все з маски, що знаходиться за межами обраної обмежувальної області (рис 2.9). Всі обрізання проводяться зразу на автоматично сформованій моделі по лівий бік екрана. Після обрізання для аксіальних зображень, потрібно починати з середини орбіти і рухатися вгору та вниз. Для корональних зображень потрібно працювати спереду і ззаду з середини орбіти. Для сагітальних зображень потрібно рухатися від медіальної до бічної сторони.

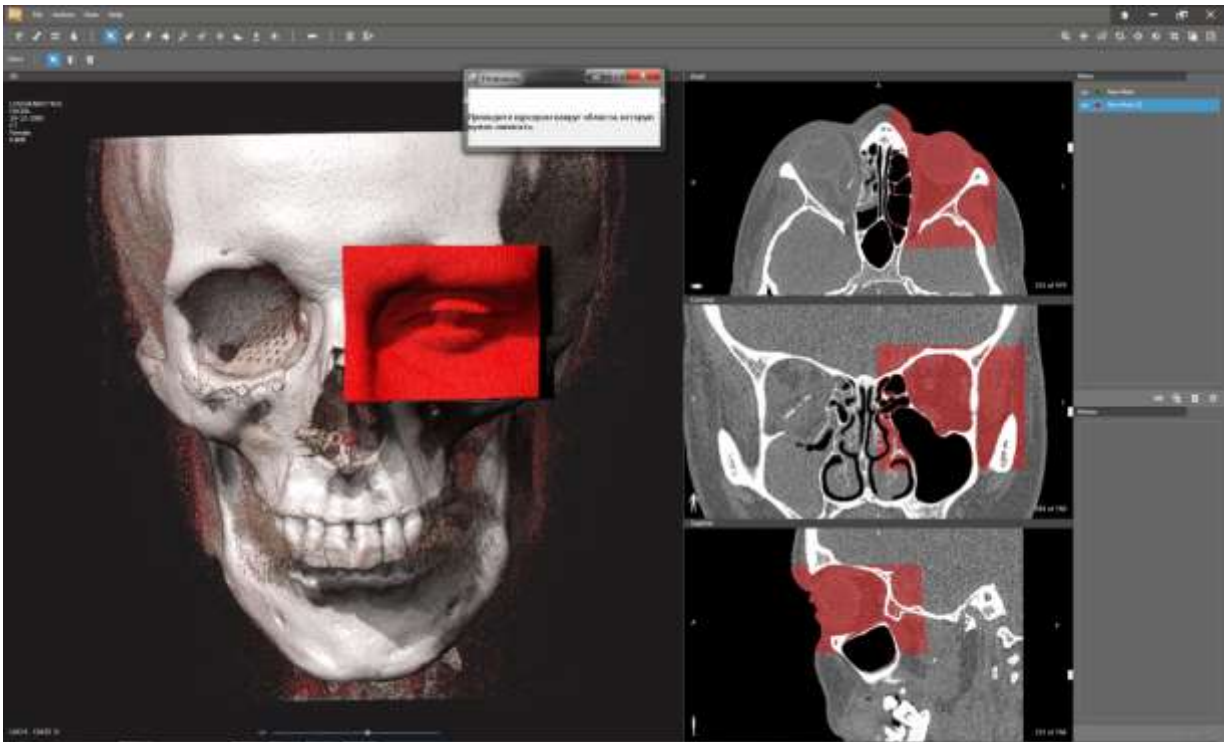


Рисунок 2.9 – Використання функції «Crop Mask»

Після того, як область обробки була виявлена, можна приступати до сегментації бажаного поля, у даному випадку це очне яблуко. Для цього в D2P було використано функцію «Multiple Slice Edit». Цю функцію можна використовувати для копіювання редагування, виконаного на одному фрагменті, на інші фрагменти. Це особливо корисно для усунення розсіювання або від'єднання двох частин тіла, які торкаються більше одного шматка. В даному

випадку м'які тканини очної орбіти з'єднуються з іншими м'якими тканина в суміжній області і мають контактну точку, яку важко ідентифікувати. Редагування навіть можна зробити в 3D-перегляді за допомогою редагування маски в 3D. За допомогою цього інструмента ви можете відразу побачити, як редагування змінює 3D-модель. «Multiple Slice Edit» - це інструмент економії ресурсів, оскільки він дозволяє застосувати редагування вручну на одному або декількох зрізах. Також використовуючи функцію «Interpolate», яка створює тимчасову маску, яка поширюється між двома вибраними фрагментами (рис 2.10). Це заміняє здійснення ручного редагування на багатьох скибочках. В даному випадку виділення бажаної області здійснювалася в межах від 20 до 30 слайдів, тобто використовували функцію «Multiple Slice Edit» тільки через кожних 20-30 слайдів.

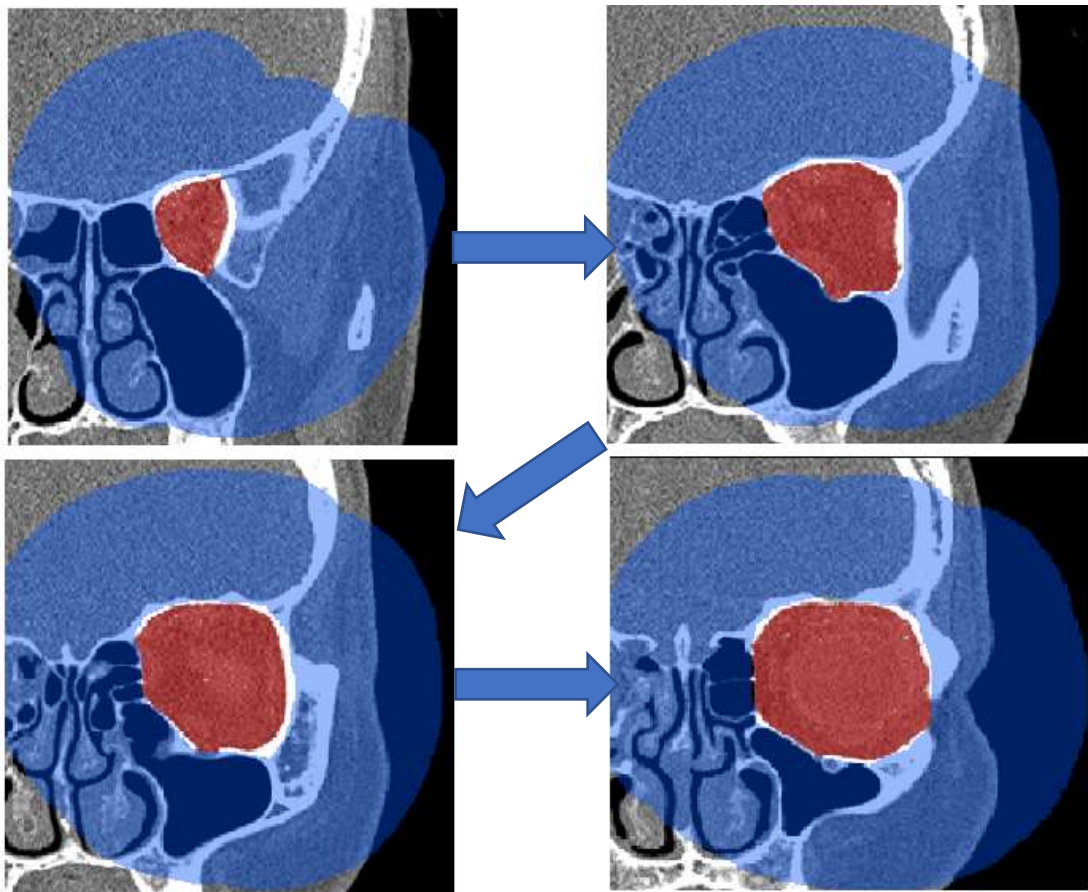


Рисунок 2.10 – Обробка за допомогою функцій «Multiple Slice Edit» і «Interpolate»

3D моделі очних орбіт також були обрізані відносно відносно кісткової частини орбіти, як це було зроблено у програмному середовищі Mimics (рис 2.3). Для виконання перетворення від 2D до 3D також використовується функція «Calculate 3D». Доступні різні варіанти якості створеної 3D-моделі. Низька і середня якість мають короткі розрахункові моменти, але можуть привести до більш апроксимованої моделі. Висока якість може давати більш гладку, більш точнішу модель, однак найбільш точною буде використання оптимальної настройки, що і було зроблено під час обрахунку очних яблук всіх пацієнтів до та після операції. При необхідності параметри 3D-розрахунку можна встановити вручну за допомогою спеціального параметра. Також залежно від типу потрібного файлу, D2P має різні варіанти експорту, включаючи експорт у форматі STL (рис. 2.11).

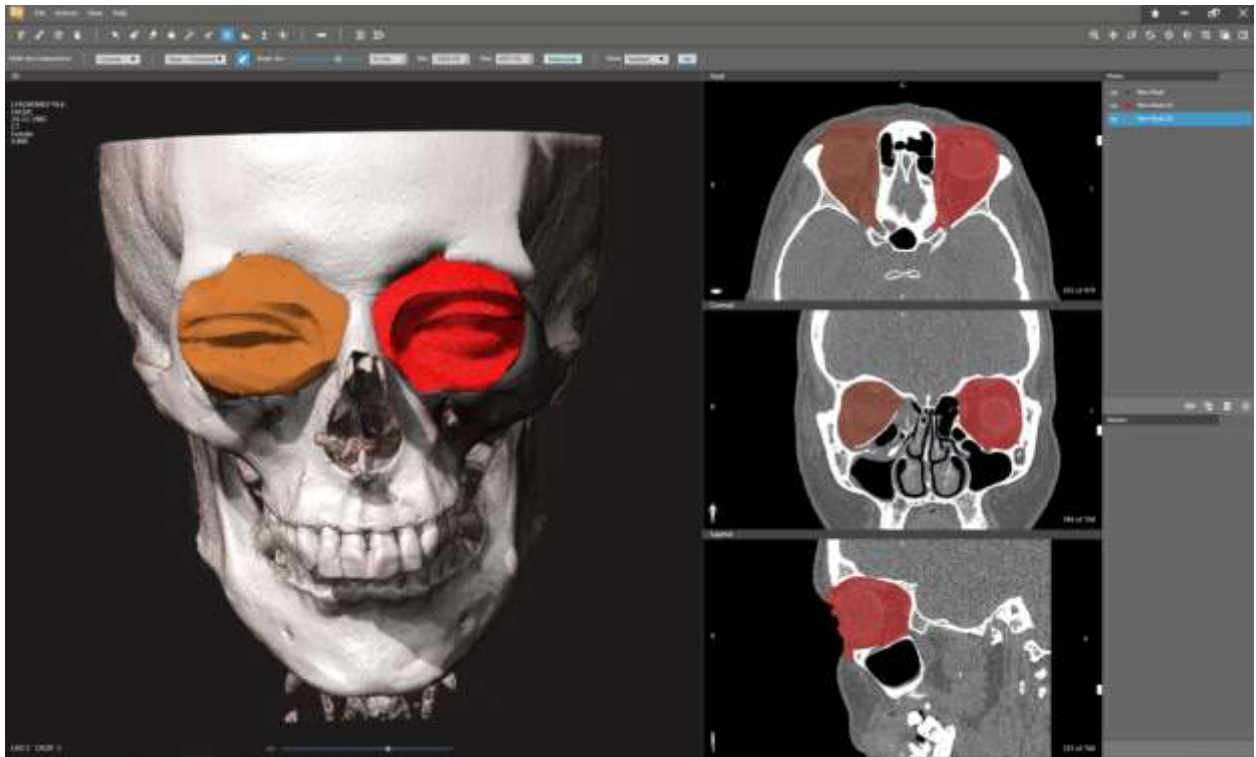


Рисунок 2.11 – Оброблені моделі очних орбіт

Об'єм 3D реконструкції виражався в кубічних міліметрах до двох десяткових знаків. Тривимірний візуальний контроль вимірювань може бути здійснений в будь-який момент під час вимірювань. Це дозволило нам візуально

перевірити результат розрахунків. Програмне забезпечення обчислює об'єм тканини шляхом додавання вокселів та реконструюється. Обрахунок проходить автоматично в програмному середовищі D2P окремо для лівої та правої очних орбіт, враховуючи дані до та після операції. Операція обрахунку об'єму не відрізняється від алгоритму обрахунку в Mimics, як було показано на рис. 2.4.

Основні переваги програмного забезпечення D2P:

- набір створення для підтримки всіх етапів підготовки моделі;
- ідеально підходить для доопераційного хірургічного планування;
- створюйте 3D-модель за лічені хвилини, використовуючи автоматичні інструменти сегментації;
- підтримує різні способи візуалізації (КТ, МРТ);
- інтуїтивно зрозумілі інструменти для редагування, включаючи окраску моделі;
- розширене 3D візуалізація та повна свобода керування моделлю у віртуальному режимі;
- легкий контроль управління даними.

Програмне забезпечення D2P використовує подібні фундаментальні технології, в тому числі:

- перегляд даних медичних зображень на осьових, корональних і сагітальних знімках;
- можливість обробляти, переглядати та аналізувати дані медичної візуалізації;
- передача та маніпулювання зображення через програмне забезпечення, яке використовується для створення 3D-об'єкта;
- висока якість візуалізації об'єктів;
- особливості моделювання – thresholding (порогове значення), region growing (зростання регіону), boolean operations (логічні операції), cavity fill (заповнення порожнини), edit masks (редагування масок), multiple slice edit

(редагування декількох фрагментів), morphology operations (морфологічні операції); «Interpolate» (поширення між вибраними фрагментами).

2.3 Автоматизоване програмне забезпечення Disior

Disior представляє собою програмне забезпечення для аналізу медичних образів наступного покоління для клінічного застосування. До сьогоднішнього дня 3D-медичні зображення були проаналізовані, використовуючи 2D шматки, як це було показано в двох попередніх програмних забезпеченнях, таких як Mimims і D2P. Програмне забезпечення Disior аналізує оригінальні 3D-дані враховуючи 3D моделі. На відміну від попередніх програм в Disior не потрібно окремо створювати маску з якої потім вибудовується 3D модель. Наприклад, Thresholding використовується для класифікації всіх пікселів у певному діапазоні Hounsfield. Як і в попередніх програмах за допомогою функції Thresholding сірі значення масштабуються відповідно до одиниць Hounsfield (HU): повітря (-1000 HU), вода (0 HU) і компактна кістка (+1000 HU). Тому для створення 3D об'єктів значення варіювалося від 200 HU до – 300 HU. Значення одиниць Hounsfield заноситься в загальну таблицю результатів (рис. 2.17). Щоб побудувати 3D об'єкт можна використовувати аксіальні зрізи, рухаючись зверху вниз а або навпаки, находимо найширший зріз очного яблука. Потім за допомогою стрілки позначаємо початок і кінець орбіти (рис 2.12). Для побудови можна використовувати також коронарні зрізи, але потрібно рухатися з передньої частини голови і до задньої, але в даному випадку межі орбіти краще видно на аксіальних зрізах. Тривимірний візуальний контроль вимірювань може бути здійснений в будь-який момент під час вимірювань. Це дозволило нам візуально перевірити результат розрахунків. Програмне забезпечення обчислює об'єм тканини шляхом додавання вокселів та за допомогою реконструювання. Також значення можуть корегуватися оператором вручну із автоматично запропонованих значень для м'яких тканин в одиницях Hounsfield (HU). Як видно з рисунка 2.12 обрахунок проводився зразу для лівого і правого очного

яблука, що полегшує і пришвидшує обрахунок 3D моделей. Також можна візуально порівняти різницю між цілою та пошкодженою орбітою, до того як проводився обрахунок.

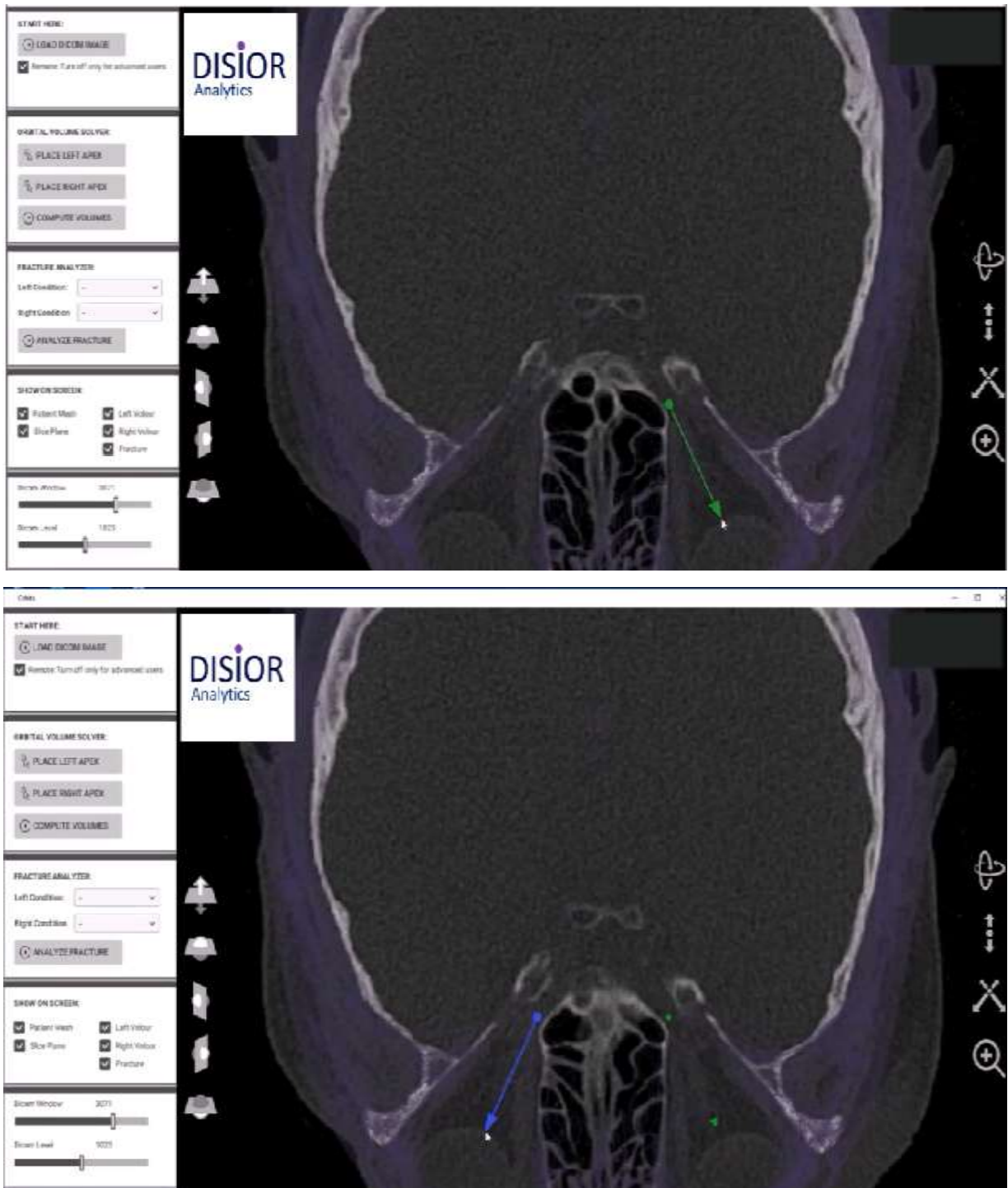


Рисунок 2.12 – Побудова 3D моделі очного яблука деформованої та цілої сторони

Після встановлення межі очного яблука і встановлених одиниць Hounsfield програма автоматично обраховує набір КТ знімків. Уже на даному етапі видно, що алгоритм побудови скоротився на два кроки, відносно попередніх двох програм (Mimics та D2P), створення маски та обрізання м'яких тканин очної орбіти відносно кісткового краю орбіти.

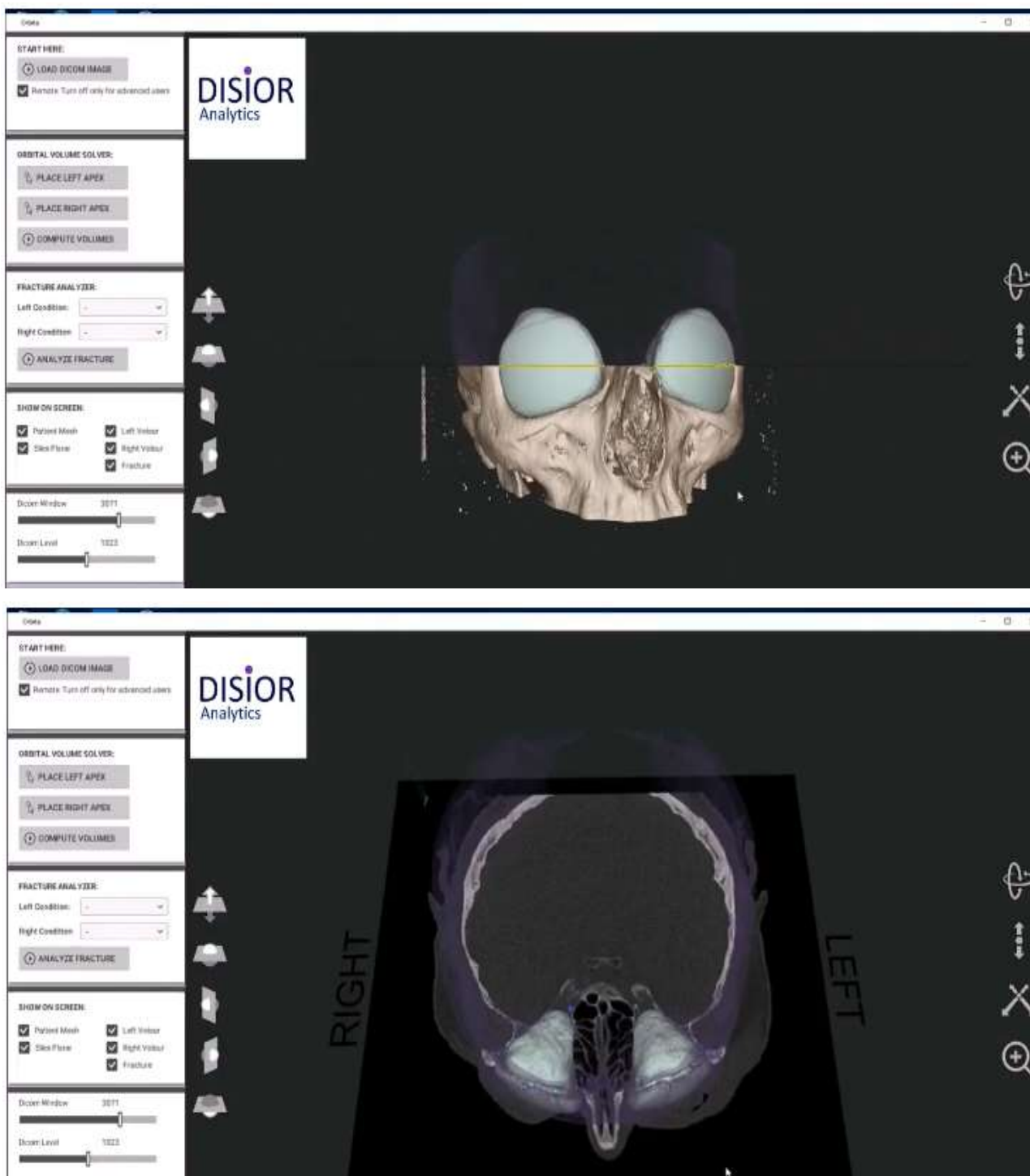


Рисунок 2.13 — Сформовані моделі очного яблука

Також в програмному забезпеченні Disior можна вираховувати різницю між здоровою та деформованою стороною. Для цього просто потрібно вибрати, яка сторона ушкоджена і програма автоматично вираховує різницю між здоровою і деформованою. Тому весь об'єм, який перевищував об'єм здорового позначався, як додатковий об'єм, що утворився після перелому (рис 2.14).

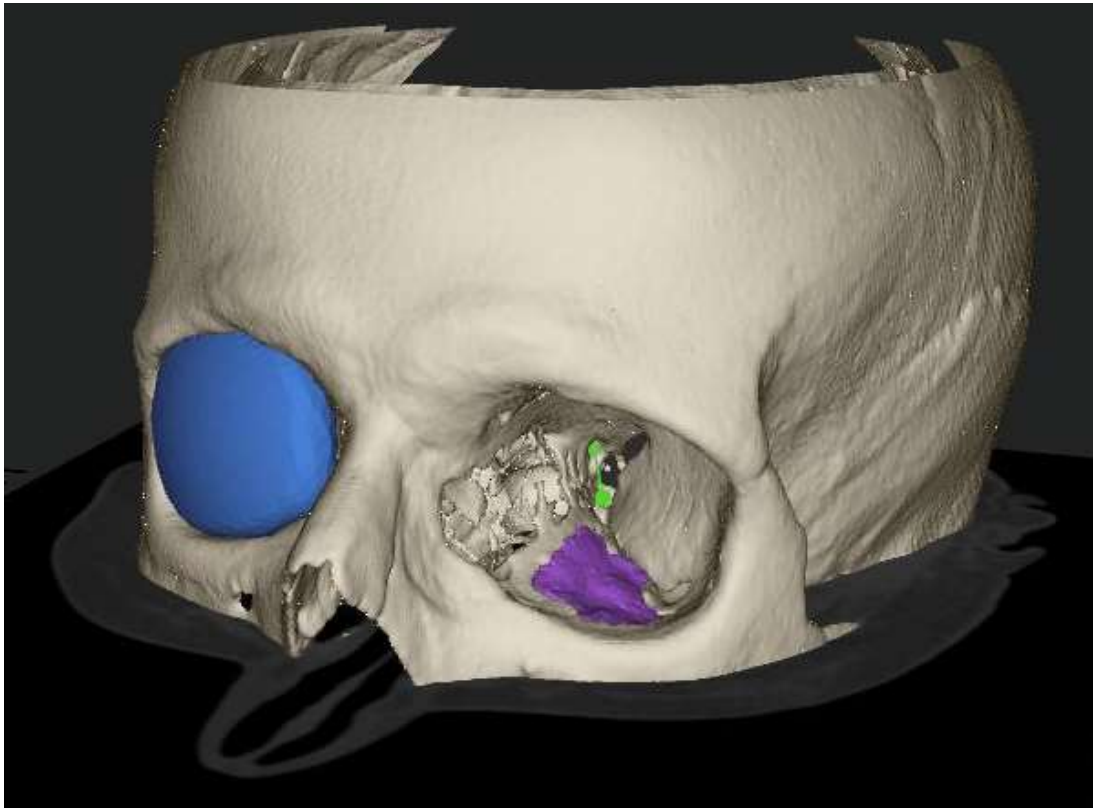


Рисунок 2.14 – Утворення додаткового об'єму після орбітального перелому

Після кінцевого обрахунку користувач може повернутися до позрізового перегляду, використовуючи додаткові функції програми, такі як відтворення контуру (рис 2.15), видимість або приховування об'єктів, які заважають користувачеві для кращого аналізу проблематики перелому. Крім 3D моделей на інтерфейсі програми завжди показує уже обраховані значення вибраних параметрів, тобто щоб побачити показники об'єму не потрібно формувати документи з таблицями.

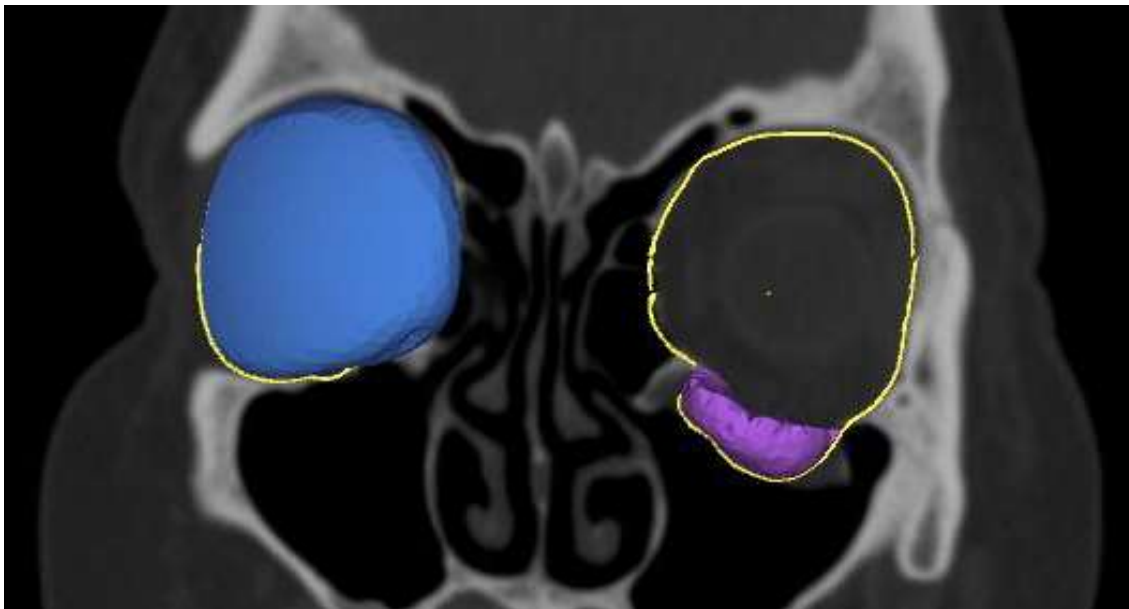


Рисунок 2.15 – Перегляд у послайдовому режимі з використанням функції «визначення контуру»

Після обробки КТ знімків до операції обраховуємо об'єми очних яблук для знімків після операції, де лікарем уже був встановлений відновлювальний імплант (рис 2.16).

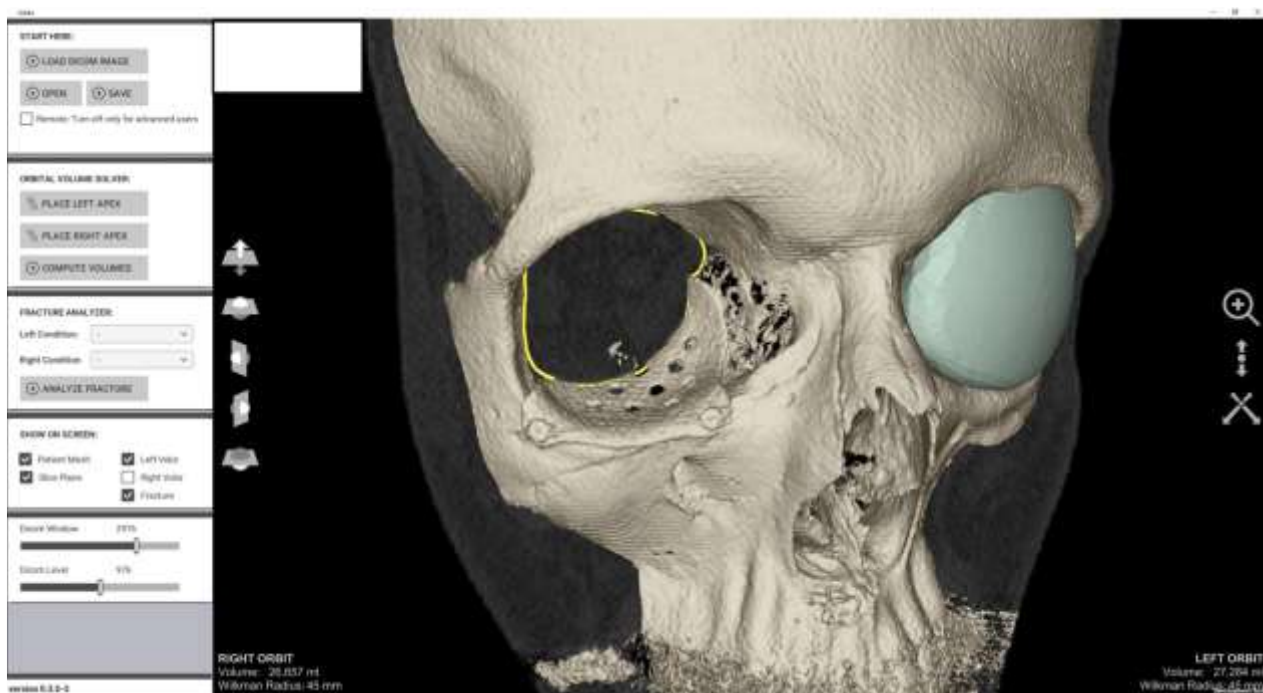


Рисунок 2.16 – Визначення об'єму після встановлення імпланта

В даному випадку, коли вибирається, яка сторона ушкоджена, а яка здорова, то програма уже не показує залишковий об'єм. За допомогою імпланта об'єм орбіти відновлюється і значення попадають у мінімальні допустимі межі, тому різницю між здоровою і відновленими орбітами більше не потрібно вибудовувати в 3D об'єкт, так як різниця мінімальна і майже не видима на 3D об'єктах. Після того, як всі бажані параметри обраховуються, то в програмному середовищі Disior можна створити таблицю із заданими результатами. Вданому випадку виводилися об'єми до та після операції здорової та пошкодженої орбіт (рис. 2.17).

	Left orbit volume (intact)	Right orbit volume (broken)	
Pre-operative	26.9 ml	27.4 ml	
Post-operative	27.3 ml	26.7 ml	

	Volume	Area	Max Collapse
Fracture	1.0 ml	264 mm ²	6.5 mm

Рисунок 2.17 – Результат обрахунку об'єму очного яблука

2.4 Відновлення форми орбіти шляхом індивідуалізації імплантатів за допомогою CAD/CAM технологій

Реконструкція орбіти завжди являється викликом для хірургів в силу складності її анатомічної будови, малих розмірів та виключної важливості органу зору для життєдіяльності організму. Основними задачами, що мають бути вирішеними в ході лікування, є усунення дефектів кісткових стінок орбіти з відновленням її об'єму, відтворення форми орбіти, наближеної тій, що була до отримання травми та корекція положення очного яблука в просторі. Перша

задача традиційно вирішувалась шляхом використання стандартизованих імплантів з різних матеріалів (титан, ПТФЄ, силікон) або трансплантів (кісткових, хрящових). Основні труднощі використання стандартизованих імплантів або трансплантів пов'язані зі складністю надання їм необхідної форми та високими витратами часу для цього. Правильне їх позиціонування в орбіті є утруднене та часто стає причиною незадовільних наслідків лікування. Обладнання для інтраопераційної навігації частково вирішують дану проблему, але залишаються високовартісним.

Найбільш складною, але важливою задачею, що обумовлює відновлення функції та забезпечує високі естетичні наслідки лікування є відновлення форми орбіти. Особливо це стосується її нижньої та медіальної стінок, які в глибоких її відділах формують так зване орбітальне підвищення. Відновлення форми орбіти забезпечується шляхом індивідуалізації імплантів, тобто надання їм певної форми підчас або до оперативного втручання мануально чи певними технічними засобами.

І якості засобу вирішення зазначених задач, високу ефективність демонструє застосування CAD/CAM технологій. Даний підхід дозволяє оцінити вид пошкодження, розрахувати зміну об'єму орбіти, створити дизайн імплантата, що відтворює її форму, використовуючи анатомічні орієнтири пацієнта або будову неушкодженої сторони. Під час моделювання імплантата існує можливість створення елементів для його фіксації та однозначного позиціонування в орбіті. Можливості віртуального дизайну імплантів та її швидкого прототипування стали новим напрямком в реабілітації пацієнтів з дефектами та деформаціями орбіти та стали ефективною альтернативою традиційним методам.

Наведена серія пацієнтів продемонструвала високу ефективність обраних алгоритмів моделювання. Використання анатомічних орієнтирів в поєднанні з віддзеркаленням забезпечило відтворення анатомічної будови орбіти у віртуальному середовищі. Далі дизайн імплантату створювався відповідно клінічним задачам, геометрії та локалізації дефекту. При цьому ми намагалися в

кожному випадку забезпечити наявність елементів відповідно до анатомічної будови (вигини, лапки), що дозволяли правильно і однозначно розташувати імплантат.

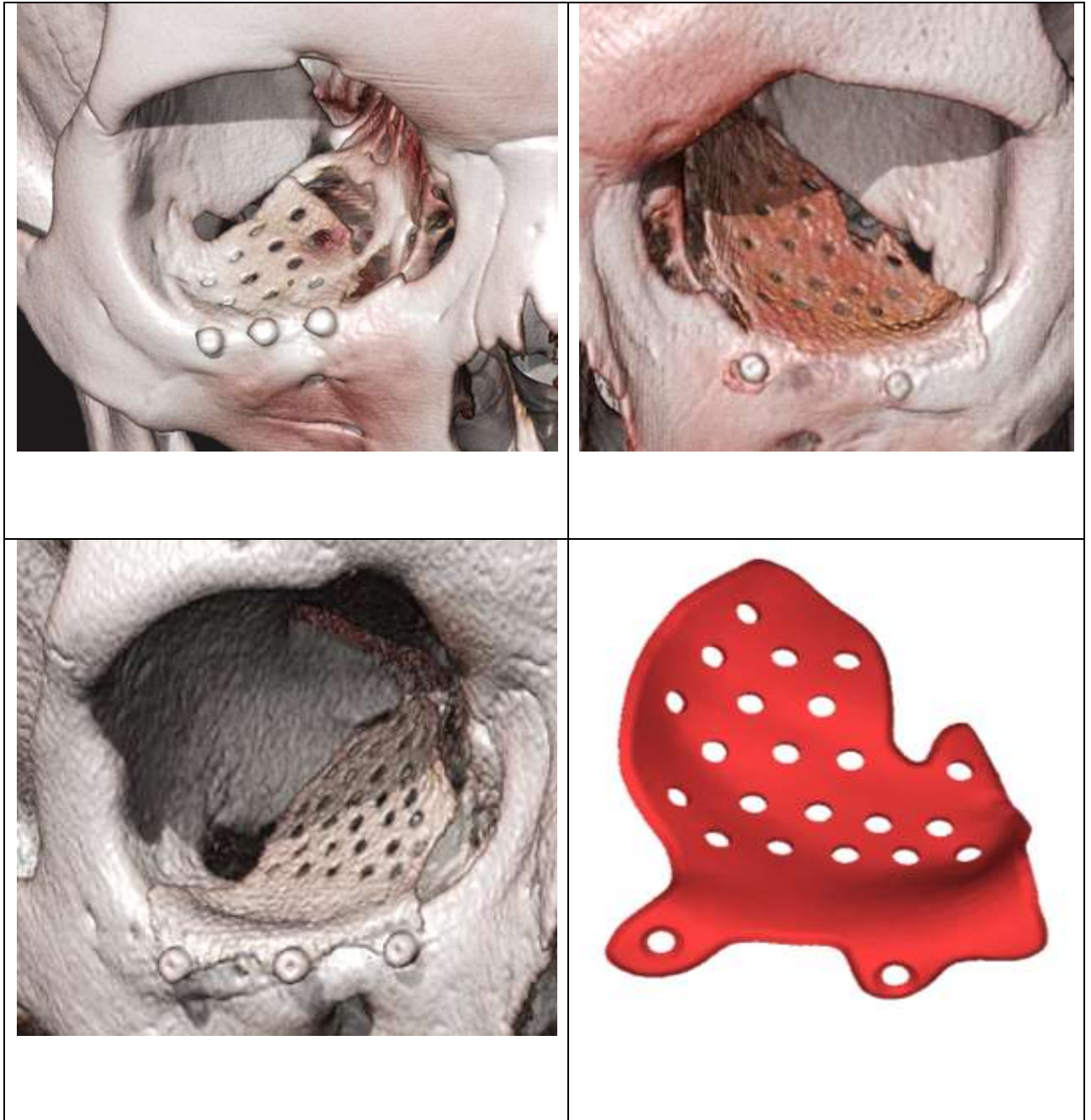


Рисунок 2.18 – Індивідуалізована пластина, створена за допомогою CAD/CAM технологій

Використання різних видів матеріалів при лікуванні пацієнтів з подібними патологіями обумовлене відмінними клінічними задачами. У випадку необхідності відновлення лише стінок орбіти нами віддавалась перевага РЕЕК.

РЕЕК - це напівкристалічний, термопластичний, біосумісний матеріал з численними фізичними характеристиками, сприятливими для черепно-лицьової реконструкції: ідеальні властивості зображення (вони прозорості до рентгенівських променів і немагнітні, тому вони не створюють артефактів у зображеннях КТ, полегшують післяопераційний діагностичний моніторинг), жорсткість, міцність, легка вага, стомлюваність і хімічна стійкість, а також можливість стерилізувати повторно без погіршення їх механічних властивостей. Крім того, їх модуль може бути адаптований до точної відповідності кортикальної кістки, яка є важливо, щоб уникнути екранування та несумісності модуля проти кортикальної кістки. РЕЕК імплантати також неалергенні. РЕЕК легко бути контуром з високою швидкістю задирок і легко закріплені за допомогою звичайної пластини та гвинтової системи, які є важливими характеристиками для одноступінчастої обробки процедури реконструкції.

Таким чином, у цьому розділі було проведено аналіз за допомогою таких програмних продуктів, як Mimics, D2P і Disior. Mimics - це система сегментації медичних зображень, призначена для сегментації різних об'єктів, в тому числі, очної орбіти. Вона реалізує метод ручної сегментації. Система надає розширені інструменти візуалізації обсягу і виробляє точні сегментації орбіти. Проте потенційний мінус системи полягає в тому, що користувальницький інтерфейс призначений для традиційних пристроїв 2D-вводу. D2P - це окремий модульний пакет програмного забезпечення, який розроблений для вирішення та консолідації усіх етапів підготовки 3D-моделей. Він спирається на автоматичні інструменти сегментації, які мінімізують зусилля та час, пов'язані з створенням цифрової моделі пацієнта. Програма призначена для використання медичним персоналом для проведення передопераційного хірургічного планування та дозволяє експортувати 3D-цифрові моделі в різних форматах, які можуть

використовуватися численними додатками. Disioг представляє собою програмне забезпечення для аналізу медичних образів наступного покоління для клінічного застосування. До сьогоднішнього дня 3D-медичні зображення були проаналізовані, використовуючи 2D шматки.

За допомогою цих трьох програм було обраховано об'єми здорової та деформованої очних орбіт, для подальшого порівняння за допомогою SPSS. Кожна з цих програм використовує різні методи сегментації, різні функції, параметри обрахунку 3D моделі та інше. Також кожна програма має свої переваги та недоліки, а також різні алгоритми роботи, що і було проаналізовано в даному розділі.

При виготовленні таких протезів перевага надається титановим імплантатам, виготовленим методом SLA (стереолітографія), у випадках коли пластина не лише усувала дефект стінок орбіти, а й відігравала роль фіксатора кісткових фрагментів нижнього краю орбіти. В такому випадку реконструкція орбіти проводиться одномоментно з відновленням цілісності вилицевого комплексу.

3 СТАТИСТИЧНЕ ОПРАЦЮВАННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1 Обрахунок даних за допомогою критеріїв Колмогорова-Смірнова та Т-критерія Вілкісона

Вихідними даними, що були використані у даному дослідженні, являються об'єми очних орбіт, які були виміряні за допомогою таких програмних забезпечень, як Mimics, D2P і Disior представлені на рис. 3.1.

	mimics				d2p				disior			
	до зд.	до злам.	піс. зд.	після злам.	до зд.	до злам.	піс. зд.	після злам.	до зд.	до злам.	піс. зд.	після злам.
patient 1	23888	25755	23315	22472	24301	26337	24651	24439	26900	27400	27300	26700
patient 2	28313	33776	28536	29190	27698	31283	27438	29505	30243	33857	31955	31090
patient 3	24177	27418	24165	24518	22326	26813	25040	27190	27013	29911	26983	29004
patient 4	26133	33738	25429	26054	27343	31538	28979	27647	32094	34031	32767	33056
patient 5	19966	21519	20419	19034	20316	23667	22822	20886	24204	25722	24988	23978
patient 6	20466	21549	20969	20618	22345	24533	22049	20942	24840	25450	23963	24699
patient 7	26779	30487	27173	27221	29124	32174	29713	29153	28542	30627	29001	29854
patient 8	26108	35845	26923	27832	26894	36243	29209	31003	29854	37856	31040	33750
patient 9	24168	29328	23149	23380	24671	28231	25191	26042	27480	28850	27570	27406
patient 10	26428	28722	26624	26798	26849	30207	28176	27103	31190	34886	31575	32010
patient 11	27585	28014	27302	27022	28958	29953	29154	28766	29675	30764	30555	30770
patient 12	25336	30778	25532	25331	26050	29102	25173	26026	33010	35965	33010	34000
patient 13	24974	26177	24210	24560	26170	29175	26626	27168	28745	31956	29602	29665
patient 14	29486	34374	29758	29292	30564	36108	30299	31394	33098	38644	34098	35000
patient 15	30095	33630	29627	30032	29411	35527	31544	30981	31250	35789	32090	30987

Рисунок 3.1 – База Excel вимірних об'ємів очних яблук

В залежності від типу розподілу обирають відповідні типи тестів для аналізу даних (параметричні або непараметричні). Отже, перевірка відповідності нормальному закону розподілу показників об'єму проведена за статистичним критерієм Колмогорова-Смірнова за допомогою комп'ютерної програми для статистичної обробки даних Statistical Package for the Social Sciences (SPSS).

Тип розподілу впливає на вид описової статистики, яка застосовується для представлення даних. У випадку Гаусівського розподілу для опису даних використано середнє значення вибірки та стандартне відхилення. В

протилежному випадку використано медіану, другий та третій квартилі, а також мінімальне та максимальне значення вибірки.

За результатами аналізу, розподіл показників об'єму очного яблука можна визнати відповідним Гаусівському розподілу (нормальному розподілу), оскільки статистична значимість $p > 0,05$. Таким чином, нульова гіпотеза приймається. Це свідчить про необхідність застосування параметричних тестів аналізу даних для роботи з дослідженням показників об'єму очного яблука усіх пацієнтів.

Після того, як дані було перевірено на нормальність можна приступати до порівняння за допомогою вибірки.

Вибірка – це безліч випадків (випробовуваних, об'єктів, подій, зразків), за допомогою певної процедури вибраних з генеральної сукупності для участі в дослідженні [30].

Перш за все для обрання доцільного критерію відмінностей між двома вибірками потрібно визначитися з тим чи залежні вибірки. Незалежні вибірки отримують при дослідженні двох різних груп випробовуваних.

Якщо можна встановити гомоморфну пару (тобто, коли одному випадку з вибірки X відповідає один і тільки один випадок з вибірки Y і навпаки) для кожного випадку в двох вибірках, такі вибірки називаються залежними [28].

До залежних вибірок відносяться, наприклад, результати однієї і тієї ж групи випробовуваних до і після впливу незалежної змінної (пари близнюків чи чоловіки і дружини, один пацієнт до та після операції). Якщо подібний зв'язок відсутній, то вибірки - незалежні (хлопці і дівчата чи біологи і фізики). Отже, при виконанні індивідуального завдання було обрано Т-критерія Вілкісона, який використовується для визначення відмінностей між двома вибірками, в даному випадку залежними за результатами критерія Колмогорова-Смірнова.

Алгоритм обрахунку за Т-критерієм Вілкісона в програмному забезпеченні SPSS:

- на панелі інструментів вибрати меню Аналіз → Непараметричні критерії → Застарілі діалогові вікна → Для двох пов'язаних вибірок;

- в відкритому меню Критерії для двох зв'язаних вибірок перенести з лівого вікна перемінну, яка нас цікавить (піс. зд. m_1m , до зд. m_2m , d2p після злам, та інші) у вікно Тестові пари (Перемінна 1). Потім з лівого вікна перенести ті дані, які створюють логічну пару (до і після, ліва і права частина та інші) у вікно Тестові пари (Перемінна 2). Далі створюємо різні пари, які в кінцевому результаті покажуть значимість між обраними даними;
- вибрати у верхній частині відкритого вікна команду Параметри і установити галочку в таких командах, як «Описові» у вікні Статистики та «Вилучати окремо» у вікні Пропущені значення і натиснути «Далі»;
- потрібно звернути увагу, що в вікні Критерії для двох пов'язаних вибірок у групі команд Критерії за замовчуванням встановлено галочку для критерія Т Вілкоксона, тому далі натискаємо ОК.

Статистичну обробку отриманих даних проводили з використанням методів варіаційної статистики з визначенням середніх значень і стандартних відхилень. Для порівняння середніх у вибірках використовували параметричний критерій Вілкоксона.

Дефекти дна орбіти у пацієнтів, включених в дослідження, були обумовлені як ізольованими переломами стінок орбіти по типу blow out, так і їх поєднанням з переломами вилицевого комплексу та/або верхньої щелепи. За наявності множинних переломів кісток лицевого черепа реконструкцію стінок орбіти проводили одномоментно з репозицією та фіксацією кісток середньої зони обличчя (n=8) або відстрочено (n=9) через 1-3 місяці після проведення остеосинтезу. Реконструкцію стінок орбіти проводили з використанням титанових реконструктивних пластин, які було розглянуто у попередньому розділі.

3.2 Аналіз отриманих результатів

В таблиці 3.1 представлені результати порівняння зміни об'єму очних яблук в трьох програмних забезпеченнях (Mimics, D2P і Disior) до та після реконструкції очної орбіти за допомогою імпланта.

Таблиця 3.1 – Значимість вибірок за критерієм Вілкоксона

Статичні критерії для програмного забезпечення Mimics				
	піс. Зд. mim - до зд. mim	після злам. mim - mim до злам.	mim до злам. - mim до зд.	після злам. mim - піс. Зд. mim
Z	-,398 ^b	-3,408 ^b	-3,408 ^c	-,398 ^c
Асимптотична значимість (2- стороння)	,691	,001	,001	,691
Статичні критерії для програмного забезпечення D2P				
	d2p піс. Зд. - d2p до зд.	d2p після злам. - d2p до злам	d2p до злам - d2p до зд.	d2p після злам. - d2p піс. Зд.
Z	-2,385 ^b	-3,351 ^c	-3,408 ^b	-,341 ^b
Асимптотична значимість (2- стороння)	,017	,001	,001	,733
Статичні критерії для програмного забезпечення Disior				
	dis піс. Зд. - dis до зд.	dis після злам. - dis до злам	dis до злам - dis до зд.	dis після злам. - dis піс. Зд.
Z	-2,605 ^b	-3,351 ^c	-3,408 ^b	-1,022 ^b
Асимптотична значимість (2- стороння)	,009	,001	,001	,307
а. Критерій знакових рангів Вілкіксона				
б. На основі позитивних рангів.				
с. На основі негативних рангів.				

Як видно з таблиці, то даний критерії виводить наступні значення:

- в рядку «Z» – значення стандартизованого показника критерія Вілкоксона;
- в рядку «Асимптотична значимість (2-стороння)» – рівень значимості різних р.

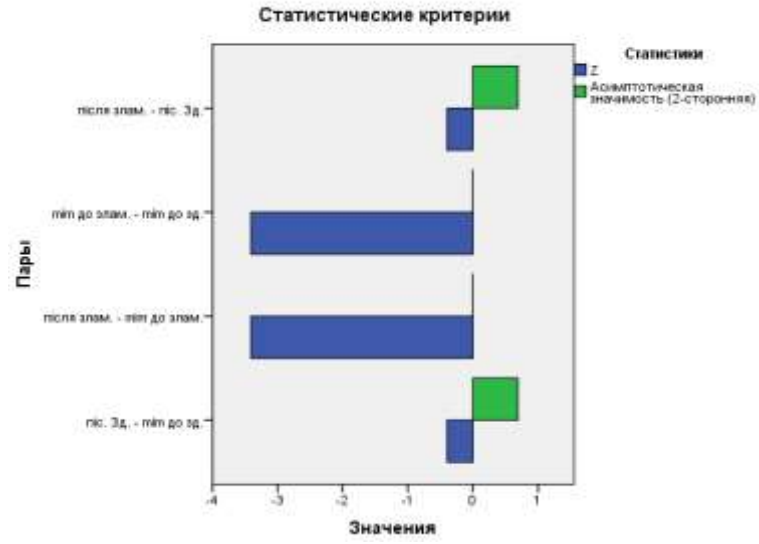
Для того, щоб зрозуміти, що саме означають отримані результати потрібно зробити висновок про ступінь значимості відмінностей у рівні вираженості перемінних зробиючи виходячи із показника p:

- якщо p-рівень $\leq 0,05$, то відмінність між вибірками являються статично значимі;
- якщо p-рівень $> 0,05$, то відмінність між вибірками являються статично не значимі.
- При визначенні абсолютної величини об'єму орбіт до операції встановлено, що (рис 3.3):
 - в Mimics $25,59 \pm 2,86$ см³ неушкоджена орбіти; при цьому об'єм ушкодженої орбіт в групі спостереження становив $29,41 \pm 4,46$ см³;
 - в D2P $26,20 \pm 2,93$ см³ неушкоджена орбіти; при цьому об'єм ушкодженої орбіт в групі спостереження становив $30,06 \pm 3,91$ см³;
 - в Disior $29,21 \pm 2,75$ см³ неушкоджена орбіти; при цьому об'єм ушкодженої орбіт в групі спостереження становив $32,11 \pm 4,19$ см³;

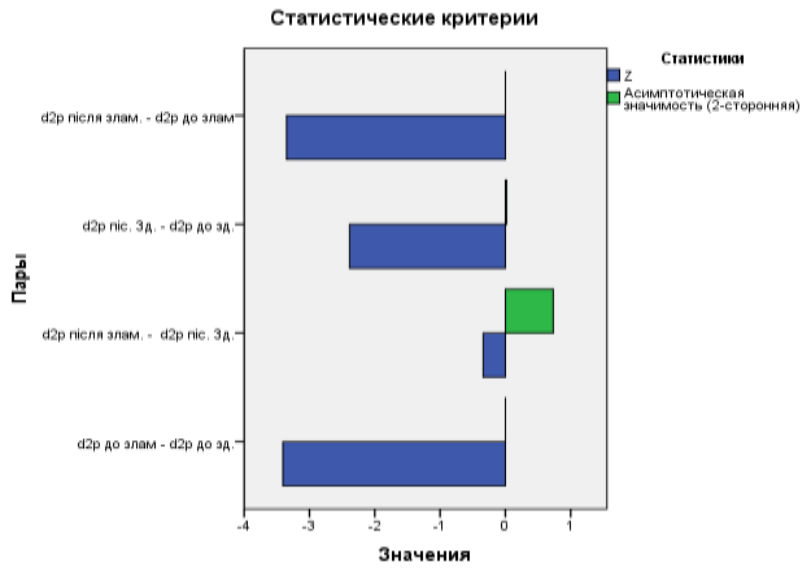
Різниця між об'ємами неушкоджених орбіт та орбіт травмованих до операції (рис. 3.1) була статистично достовірною у трьох програмних забезпеченнях ($p < 0,001$). Не зважаючи на значні індивідуальні відмінності в зміні об'єму орбіт після травми в усіх випадках вона була присутня (від 0,6 до 8,9 см³) і визначала показання до оперативного втручання.

Після проведення оперативних втручань в дослідженій серії виявлено, що середній об'єм після лікування склав (рис 3.2):

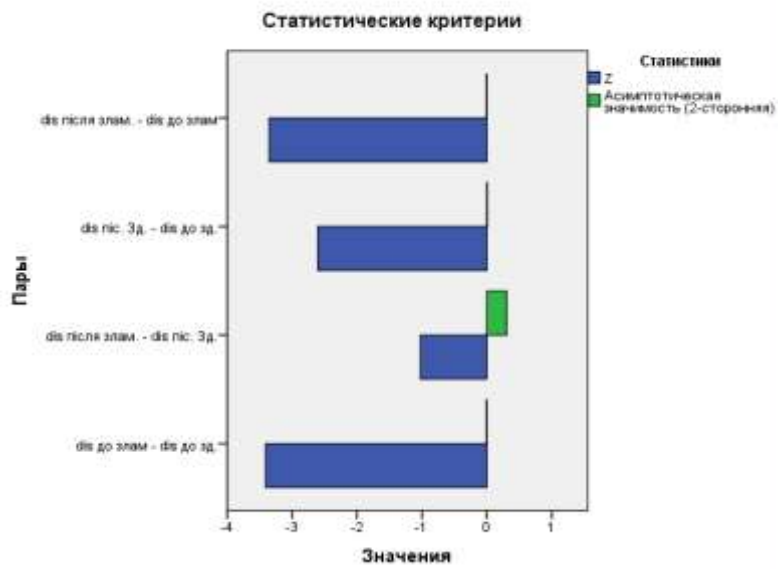
- в Mimics $25,54 \pm 2,85$ см³ неушкоджена орбіти; при цьому об'єм ушкодженої орбіт в групі спостереження становив $25,56 \pm 3,19$ см³;
- в D2P $27,07 \pm 2,83$ см³ неушкоджена орбіти; при цьому об'єм ушкодженої орбіт в групі спостереження становив $27,22 \pm 3,25$ см³;
- в Disior $29,77 \pm 3,04$ см³ неушкоджена орбіти; при цьому об'єм ушкодженої орбіт в групі спостереження становив $30,13 \pm 3,32$ см³;



а)



б)



в)

Рисунок 3.2 – Графіки до таблиці 3.1: а) Mimics; б) D2P; в) Disior

Таким чином в групі спостереження виміри об'єму травмованих та неушкоджених орбіт після операції вірогідно не відрізнялися (Mimics – $p=0,691$, D2P – $p=0,733$, Disior – $p=0,307$). Але в свою чергу при порівнянні об'єму травмованих орбіт до та після операції середня різниця об'єму становила:

- в Mimics – $3,85 \pm 0,4 \text{ см}^3$;
- в D2P – $2,84 \pm 0,2 \text{ см}^3$;
- в Disior – $1,98 \pm 0,9 \text{ см}^3$.

Встановлено також, що існує прямий зв'язок між об'ємом ушкодженої орбіти до та після операції ($p < 0,001$). Таким чином існує пряма залежність між важкістю травми, яка обумовлена типом перелому, та кінцевим результатом лікування.

Отже виявлено достовірне покращення з точки зору відновлення орбітального об'єму у всіх запропонованих програм, але D2P враховуючи вище приведені дані, надає найбільш прийнятний результат, хоча використовує напівавтоматизовані моделі. Щодо Mimics, то результати дещо гірші, на це міг вплинути ручний метод сегментації рухаючись слайд за слайдом, під час якого користувач створює більшу похибку. Що стосується Disior, то показник (піс. Зд. - до зд) дещо відрізняється, що у даному випадку є негативним результатом, так як здорове очне яблуко не повинно сильно відрізнитися до та після операції.

З отриманих результатів впливає, що об'єм орбіти, визначений методом комп'ютерного. моделювання на основі даних КТ, та його зміна до та після лікування дає можливість. об'єктивно оцінити як результати її реконструкції, так і ступінь тяжкості пошкодження. При цьому вирішення даної проблеми знаходиться. в площині відновлення геометрії орбіти, оскільки попередня адаптація форми індивідуалізованої пластини до її анатомічної. будови з перекриттям дефекту на стереолітографічній моделі, забезпечувала кращий кінцевий результат лікування. Щодо вибору програмного забезпечення виявлено достовірне покращення з точки зору відновлення орбітального об'єму у всіх запропонованих програм, але D2P враховуючи вище приведені дані, надає найбільш прийнятний результат, хоча використовує напівавтоматизовані моделі.

В Mimics результати дещо гірші, на це могло вплинути ручний метод сегментації (послайдово), під час якого користувач створює більшу похибку. Що стосується Disior, то показник (піс.Зд. - до. зд) дещо відрізняється, що у даному випадку є негативним результатом, так як здорове очне яблуко не повинно сильно відрізнятися до та після операції.

Отже, можна стверджувати, що на наслідки лікування впливають важкість пошкодження та вибір способу реконструкції стінок орбіти. Разом з тим у випадках складних пошкоджень стінок орбіти перевага має надаватися методам лікування, що передбачають індивідуалізацію. імплантатів або їх індивідуальне виготовлення.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Виконання науково-дослідної роботи завжди передбачає отримання певних результатів і вимагає відповідних витрат. Результати виконаної роботи завжди дають нам нові знання, які в подальшому можуть бути використані для удосконалення та/або розробки (побудови) нових, більш продуктивних зразків техніки, процесів та програмного забезпечення.

Дослідження на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів» може бути віднесено до фундаментальних і пошукових наукових досліджень і спрямоване на вирішення наукових проблем, пов'язаних з практичним застосуванням. Основою таких досліджень є науковий ефект, який виражається в отриманні наукових результатів, які збільшують обсяг знань про природу, техніку та суспільство, які розвивають теоретичну базу в тому чи іншому науковому напрямку, що дозволяє виявити нові закономірності, які можуть використовуватися на практиці.

Для цього випадку виконаємо такі етапи робіт:

- 1) здійснимо проведення наукового аудиту досліджень, тобто встановлення їх наукового рівня та значимості;
- 2) проведемо планування витрат на проведення наукових досліджень;
- 3) здійснимо розрахунок рівня важливості наукового дослідження та перспективності, визначимо ефективність наукових досліджень.

4.1 Оцінювання наукового ефекту

Основними ознаками наукового ефекту науково-дослідної роботи є новизна роботи, рівень її теоретичного опрацювання, перспективність, рівень розповсюдження результатів, можливість реалізації. Науковий ефект НДР на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів» можна охарактеризувати двома показниками: ступенем наукової новизни та рівнем теоретичного опрацювання.

Значення показників ступеня новизни і рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи в балах наведені в табл. 4.1 та 4.2.

Таблиця 4.1 – Показники ступеня новизни науково-дослідної роботи виставлені експертами

Ступінь новизни	Характеристика ступеня новизни	Значення ступеня новизни, бали		
		Експерти (ПІБ, посада)		
		1	2	3
Принципово нова	Робота якісно нова за постановкою задачі і ґрунтується на застосуванні оригінальних методів дослідження. Результати дослідження відкривають новий напрям в даній галузі науки і техніки. Отримані принципово нові факти, закономірності; розроблена нова теорія. Створено принципово новий пристрій, спосіб, метод	0	0	0
Нова	Отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних значень (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту). Проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів	0	0	0
Відносно нова	Робота має елементи новизни в постановці задачі і методах дослідження. Результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; вперше знайдено зв'язок (або знайдено новий зв'язок) між явищами. В принципі відомі положення розповсюджені на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення. Розроблені більш прості способи для досягнення відомих результатів. Проведена часткова раціональна модифікація (з ознаками новизни)	35	40	38

Традиційна	Робота виконана за традиційною методикою. Результати дослідження мають інформаційний характер. Підтверджені або поставлені під сумнів відомі факти та твердження, які потребують перевірки. Знайдено новий варіант рішення, який не дає суттєвих переваг в порівнянні з існуючим	0	0	0
Не нова	Отримано результат, який раніше зафіксований в інформаційному полі, та не був відомий авторам	0	0	0
Середнє значення балів експертів		37,7		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів ступінь новизни характеризується як відносно нова, тобто робота має елементи новизни в постановці задачі і методах дослідження. Результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; вперше знайдено зв'язок (або знайдено новий зв'язок) між явищами. В принципі відомі положення розповсюджені на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення.

Таблиця 4.2 – Показники рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи виставлені експертами

Характеристика рівня теоретичного опрацювання	Значення показника рівня теоретичного опрацювання, бали		
	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
Відкриття закону, розробка теорії	0	0	0
Глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу	60	0	0
Розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини	0	58	55

Елементарний аналіз зв'язків між фактами та наявною гіпотезою, класифікація, практичні рекомендації для окремого випадку тощо	0	0	0
Опис окремих елементарних фактів, викладення досвіду, результатів спостережень, вимірювань тощо	0	0	0
Середнє значення балів експертів	57,7		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів рівень теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи характеризується як розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини.

Показник, який характеризує рівень наукового ефекту, визначаємо за формулою [35]:

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}}, \quad (4.1)$$

де $k_{\text{нов}}, k_{\text{теор}}$ - показники ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи, $k_{\text{нов}} = 37,7, k_{\text{теор}} = 57,7$ балів;

0,6 та 0,4 – питома вага (значимість) показників ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи.

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}} = 0,6 \cdot 37,7 + 0,4 \cdot 57,67 = 45,67 \text{ балів.}$$

Визначення характеристики показника $E_{\text{нау}}$ проводиться на основі висновків експертів виходячи з граничних значень, які наведені в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Граничні значення показника наукового ефекту

Досягнутий рівень показника	Кількість балів
Високий	70...100
Середній	50...69
Достатній	15...49
Низький (помилкові дослідження)	1...14

Відповідно до визначеного рівня наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів», даний рівень становить 45,67 балів і відповідає статусу -

достатній рівень. Тобто у даному випадку можна вести мову про потенційну фактичну ефективність науково-дослідної роботи.

4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.2.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_o) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [35]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.2)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=21$ дні.

$$Z_o = 16850,00 \cdot 21 / 21 = 16850,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.4 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник проекту	16850,00	802,38	21	16850,00
Ст. науковий співробітник	16230,00	772,86	11	8501,43
Інженер-конструктор БМА	16000,00	761,90	21	16000,00
Консультант (лікар-остеохірург вищої категорії)	12000,00	571,43	5	2857,14
Технік-протезист	8200,00	390,48	10	3904,76
Всього				48113,33

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.3)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{3m}}, \quad (4.4)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийmemo $M_M=6700,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [35];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих

об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 21$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 6700,00 \cdot 1,70 \cdot 1,35 / (21 \cdot 8) = 91,53 \text{ грн.}$$

$$З_{р1} = 91,53 \cdot 6,00 = 549,16 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.5 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Підготовка обладнання	6,00	5	1,70	91,53	549,16
Підготовка матеріалів макету	8,00	6	2,00	107,68	861,43
Наладка процесу формування моделі	2,50	5	1,70	91,53	228,82
Підготовка 3D-принтеру	5,40	6	2,00	107,68	581,46
Контроль друку	1,20	5	1,70	91,53	109,83
Доведення моделі	0,80	6	2,00	107,68	86,14
Всього					2416,85

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$З_{дод} = (З_o + З_p) \cdot \frac{H_{дод}}{100\%}, \quad (4.5)$$

де $H_{дод}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 11%.

$$З_{дод} = (48113,33 + 2416,85) \cdot 11 / 100\% = 5558,32 \text{ грн.}$$

4.2.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{одд}}) \cdot \frac{H_{zn}}{100\%} \quad (4.6)$$

де H_{zn} – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (48113,33 + 2416,85 + 5558,32) \cdot 22 / 100\% = 12339,47 \text{ грн.}$$

4.2.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів».

Витрати на матеріали на даному етапі проведення досліджень в основному пов'язані з використанням моделей елементів та моделювання роботи і досліджень за допомогою комп'ютерної техніки та створення експериментальних математичних моделей або програмного забезпечення, тому дані витрати формуються на основі витратних матеріалів характерних для офісних робіт.

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{ej}, \quad (4.7)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

C_j – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{ej} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 3 \cdot 196,00 \cdot 1,02 - 0 \cdot 0 = 599,76 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.6 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір канцелярський офісний ECONOMIC (A4-500)	196,00	3	0	0	599,76
Папір для заміток ECONOMIC (A5)-60	114,00	10	0	0	1162,80
Начиння канцелярське DATUM FX	155,00	3	0	0	474,30
Органайзер офісний DATUM Office	201,00	3	0	0	615,06
Картридж для принтера HP-210A	752,00	2	0	0	1534,08
Диск оптичний VEKO-10 (CD-R)	27,00	5	0	0	137,70
Надвисокомолекулярний поліетилен UHMW PE	549,00	0,65	0	0	363,99
Рідина дезинфікуюча	183,00	0,250	0	0	46,67
Спирт етиловий	340,00	0,250	0	0	86,70
Масило силіконове	740,00	0,020	0	0	15,10
Сплав Ti-6Al-4V	5800,00	0,100	0	0	591,60
Ацетон	125,00	0,050	0	0	6,38
Клей для платформи 3D принтера	320,00	0,030	0	0	9,79

Алюмінієва кераміка Biolox delta	6890,00	0,090	0	0	632,50
Всього					6276,42

4.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_e), які використовують при проведенні НДР на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів» відсутні.

4.2.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.і}} \cdot K_i, \quad (4.8)$$

де C_i – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{\text{пр.і}}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спец}} = 32500,00 \cdot 1 \cdot 1,03 = 33475,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.7 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Машина випробувальна електромеханічна універсальна UIT STM-10-b	1	32500,00	33475,00
Всього			33475,00

4.2.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{прог}} = \sum_{i=1}^k \Pi_{\text{инпрг}} \cdot C_{\text{прог.і}} \cdot K_i, \quad (4.9)$$

де $\Pi_{\text{инпрг}}$ – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{\text{прог.і}}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{\text{прог}} = 7890,00 \cdot 1 \cdot 1,02 = 8047,80 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.8 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Середовище математичного інженерного моделювання DS SolidWorks	1	7890,00	8047,80
Всього			8047,80

4.2.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{\text{обл}} = \frac{\Pi_{\text{обл}}}{T_{\text{г}}} \cdot \frac{t_{\text{вик}}}{12}, \quad (4.10)$$

де C_b – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_г$ – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (42850,00 \cdot 1) / (2 \cdot 12) = 1785,42 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.9 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Комп'ютеризована система проектування	42850,00	2	1	1785,42
Вимірювальний комплекс	27465,00	2	1	1144,38
Принтер 3D (пластик)	43800,00	5	1	730,00
Інтерфейс А-18Х	7650,00	4	1	159,38
Блок пам'яті (G4-FAT32)	8940,00	4	1	186,25
Лабораторія досліджень	456000,00	30	1	1266,67
Всього				5272,08

4.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{ени}}{\eta_i}, \quad (4.11)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 7,50$ грн;

K_{eni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{eni} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = 0,45 \cdot 164,0 \cdot 7,50 \cdot 0,95 / 0,97 = 553,50 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.10 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Комп'ютеризована система проектування	0,45	164,0	553,50
Вимірювальний комплекс	0,25	160,0	300,00
Принтер 3D (пластик)	0,50	4,0	15,00
Машина випробувальна електромеханічна універсальна UIT STM-10-b	0,75	160,0	900,00
Всього			1768,50

4.2.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.12)$$

де $H_{св}$ – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», прийmemo $H_{св} = 20\%$.

$$B_{св} = (48113,33 + 2416,85) \cdot 20 / 100\% = 10106,04 \text{ грн.}$$

4.2.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{сн} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{сн}}{100\%}, \quad (4.13)$$

де $H_{сн}$ – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo $H_{сн} = 30\%$.

$$B_{сн} = (48113,33 + 2416,85) \cdot 30 / 100\% = 15159,05 \text{ грн.}$$

4.2.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_e = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{ie}}{100\%}, \quad (4.14)$$

де H_{ie} – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{ie} = 52\%$.

$$I_e = (48113,33 + 2416,85) \cdot 52 / 100\% = 26275,69 \text{ грн.}$$

4.2.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де $H_{нзв}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{нзв} = 100\%$.

$$B_{нзв} = (48113,33 + 2416,85) \cdot 100 / 100\% = 50530,18 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{оод} + Z_n + M + K_v + B_{спец} + B_{прз} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_g + B_{нзв}. \quad (4.16)$$

$$B_{заг} = 48113,33 + 2416,85 + 5558,32 + 12339,47 + 6276,42 + 0,00 + 33475,00 + 8047,80 + 5272,08 + 1768,50 + 10106,04 + 15159,05 + 26275,69 + 50530,18 = 225338,73 \text{ грн.}$$

Загальні витрати ZB на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ZB = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (4.17)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta = 0,95$.

$$ZB = 225338,73 / 0,95 = 237198,66 \text{ грн.}$$

4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи

Оцінювання та доведення ефективності виконання науково-дослідної роботи фундаментального чи пошукового характеру є достатньо складним процесом і часто базується на експертних оцінках, тому має вірогідний характер.

Для обґрунтування доцільності виконання науково-дослідної роботи на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів» використовується спеціальний комплексний показник, що враховує важливість, результативність роботи, можливість впровадження її результатів у виробництво, величину витрат на роботу.

Комплексний показник K_p рівня науково-дослідної роботи може бути розрахований за формулою:

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_C \cdot R}{B \cdot t}, \quad (4.18)$$

де I – коефіцієнт важливості роботи. Прийmemo $I = 4$;

n – коефіцієнт використання результатів роботи; $n = 0$, коли результати роботи не будуть використовуватись; $n = 1$, коли результати роботи будуть використовуватись частково; $n = 2$, коли результати роботи будуть використовуватись в дослідно-конструкторських розробках; $n = 3$, коли результати можуть використовуватись навіть без проведення дослідно-конструкторських розробок. Прийmemo $n = 2$;

T_C – коефіцієнт складності роботи. Прийmemo $T_C = 3$;

R – коефіцієнт результативності роботи; якщо результати роботи плануються вище відомих, то $R = 4$; якщо результати роботи відповідають відомому рівню, то $R = 3$; якщо нижче відомих результатів, то $R = 1$. Прийmemo $R = 3$;

B – вартість науково-дослідної роботи, тис. грн. Прийmemo $B = 237198,66$ грн;

t – час проведення дослідження. Прийmemo $t = 0,08$ років, (1 міс.).

Визначення показників I , n , T_C , R , B , t здійснюється експертним шляхом або на основі нормативів [35].

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_C \cdot R}{B \cdot t} = \frac{4^2 \cdot 3 \cdot 3}{237,2 \cdot 0,08} = 7,29.$$

Якщо $K_p > 1$, то науково-дослідну роботу на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів» можна вважати ефективною з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

4.4 Висновок до розділу 4

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів» складають 237198,66 грн. Відповідно до проведеного аналізу та розрахунків рівень наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів» є достатній, а дослідження актуальними, рівень доцільності виконання науково-дослідної роботи $K_p > 1$, що свідчить про потенційну ефективність з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

На сьогодні проблема вдосконалення системи охорони праці з метою зменшення негативного впливу технологічних процесів на здоров'я людей і поліпшення робочих умов вирішується на загальнодержавному рівні. Важливо враховувати, що інженери та проєктувальники повинні розуміти не тільки технічні аспекти розробки, але і небезпек, які можуть виникнути під час експлуатації створених систем. Їх завдання є не лише пошук інноваційних технічних рішень, але й забезпечення безпеки для людей, які взаємодіють з цими системами. Ретельний аналіз можливих ризиків і небезпек, а також впровадження ефективних заходів забезпечать безпеку на робочих місцях і покращують умови праці для всіх причетних осіб.

Під час розробки тривимірної моделі індивідуалізованих імплантів необхідно враховувати параметри та складові, що впливають на розробку рішень з охорони праці. Проводиться аналіз потенційно небезпечних та шкідливих факторів, які можуть призвести до травм або погіршення здоров'я працівників з метою визначення ефективних методів управління безпекою.

Небезпечні та шкідливі виробничі фактори, які відповідно до Державних санітарних норм та правил «Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу» мали вплив на розробника такі: підвищена чи понижена температура повітря робочої зони; недостатнє освітлення робочої зони; підвищений рівень шуму на робочому місці; відсутність чи нестача природного світла; фізичні перевантаження (статичні); пряма та відображена блискіть; нервово - психічні перевантаження (перенапруга аналізаторів, емоційні навантаження).

В наступних розділах детально розглянемо вищезазначені аспекти охорони праці, пов'язані з об'єктом проєктування. Такий підхід допоможе розробити ефективні рішення з охорони праці, забезпечити безпеку та здоров'я працівників, а також дотримання відповідних норм та стандартів.

5.1 Технічні рішення з безпечного виконання роботи

5.1.1 Обладнання приміщення та робочого місця

Створення ефективного робочого місця залежить від багатьох факторів, включаючи антропометричні, фізичні і психологічні особливості працівників. Крім цього, успішна організація місця праці враховує характер роботи, яка виконується. При створенні робочого середовища для оптимальної продуктивності та комфорту працівника, необхідно враховувати кілька важливих аспектів:

- розташування обладнання та компонентів робочого місця має бути максимально зручним для працівника, щоб забезпечити легкий доступ і ефективну роботу;
- достатній обсяг робочого простору, який дозволяє виконувати необхідні рухи та переміщення без перешкод, що сприяє збільшенню продуктивності та зниженню ризику травм;
- ретельне врахування антропометричних особливостей працівників, їх фізичних здібностей та психологічних потреб допомагає створити комфортне і безпечне робоче середовище;
- наявність раціонального освітлення, вентиляції та інших факторів, що впливають на здоров'я та самопочуття працівників, також має велике значення для ефективного робочого місця.

Для забезпечення чотирьох робочих місць з комп'ютерами для час розробки тривимірної моделі індивідуалізованих імплантів необхідне приміщення площею 40 м² та стелею висотою 3 м. У цьому просторі розташовані чотири робочі зони з комп'ютерами, кожна з яких включає робочий стіл площею 2 м², стілець та персональний комп'ютер, що складається з монітора, системного блоку, клавіатури та миші. Робочий стіл повинен бути організованим таким чином, щоб мінімізувати зайві переміщення і рухи працівника, забезпечуючи оптимальну продуктивність та зручність роботи. Наявність підставок, полиць, а також систем

керування кабелями може сприяти створенню організованого та ефективного робочого простору. Загалом, забезпечення правильного розміщення обладнання та раціонального використання робочого столу є важливим аспектом забезпечення комфорту та продуктивності працівника.

Площа приміщення, яка припадає на кожного працівника, складає 10 м^2 , об'єм повітря в робочій зоні – 120 м^3 . Знайдені значення відповідають встановленим вимогам, оскільки робоче місце для працівника, який користується комп'ютером, має площу не менше 6 м^2 та об'єм – не менше 20 м^3 , відповідно до НПАОП 0.00-7.15-18.

Для забезпечення комфорту під час роботи необхідно дотримуватися наступних вимог до столу:

- поверхня столу повинна мати властивості, які уникатимуть відблисків у полі зору, забезпечуючи комфортне сприйняття робочого середовища;
- вибір висоти столу має забезпечувати вільне сидіння в зручній позі і можливість опиратися на підлокітники за необхідності;
- стіл повинен мати конструкцію з трьома або більше висувними шухлядками для зручного зберігання документації та канцелярських приладів;
- нижня частина столу повинна бути спеціально спроектована таким чином, щоб працівник зручно сидів, не відчуваючи дискомфорту через стиснення ніг;
- рекомендована висота робочої поверхні столу має бути в діапазоні 680-760 мм. Рекомендується, щоб висота поверхні, на яку розміщується клавіатура, б лизько 650 мм.

Враховуючи всі ці фактори, створення комфортного робочого місця для розробника включає в себе правильне планування простору, вибір відповідного столу та крісла, а також забезпечення відповідного об'єму повітря. Відповідно до ергономічних вимог, робоче місце має бути налаштоване таким чином, щоб мінімізувати навантаження на тіло та спину розробника під час тривалої роботи.

Важливо забезпечувати підтримку для правильної позиції тіла та рук під час роботи за комп'ютером, використовуючи ергономічні аксесуари, які допомагають зменшити напругу на м'язах і суглобах. Забезпечення комфортного робочого місця для розробника не тільки покращує якість його роботи, але й сприяє збереженню здоров'я та підвищує загальний рівень продуктивності праці.

5.1.2 Електробезпека приміщення

Згідно із нормами безпеки для електричних систем, які живлять комп'ютери, важливо дотримуватися вимог, щоб забезпечити безпечну роботу та запобігти ризикам. Однією з таких вимог є створення окремої групової трипровідної мережі, призначеної для живлення комп'ютерів, їх периферійних пристроїв та обладнання для обслуговування. В цій мережі повинні бути наявні фазовий, нульовий робочий та нульовий захисний провідники, що є важливим аспектом для забезпечення безпеки електропостачання комп'ютерних систем.

Доцільно відзначити, що заземлення (занулення) електроприймачів, якими є комп'ютери та їх обладнання, виконується за допомогою нульового захисного провідника, що грає критичну роль у забезпеченні безпеки роботи електроприладів. Запровадження цих заходів допомагає запобігти електрошокам та іншим ризикам, пов'язаним із використанням електропристроїв у комп'ютерних системах.

За класифікацією небезпеки електротравматизму, дане робоче приміщення відноситься до категорії «без підвищеної небезпеки». Це означає, що тут відсутні фактори, які можуть створити підвищену або особливу небезпеку.

Для запобігання електротравмам в приміщенні передбачені такі превентивні заходи:

1. Забезпечення відповідно до вимог нормативних документів ізоляції струмоведучих елементів електроустаткування. Це допомагає уникнути контакту зі струмоведучими частинами, зменшуючи ризик електротравм.

2. Використання захисного заземлення, використовуючи природні заземлювачі, для відведення струму від електрообладнання в землю. Це допомагає уникнути надлишкової напруги та можливих коротких замикань.

3. Проведення регулярних інструктажів та навчання персоналу з питань електробезпеки, для того, щоб персонал був налаштований на правильну поведінку у випадку аварійних ситуацій та був обізнаний із засобами запобігання електротравм.

Запровадження цих заходів сприяє створенню безпечного середовища в приміщенні та допомагає уникнути потенційних ризиків, пов'язаних із використанням електроустаткування.

5.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

5.2.1 Мікроклімат

Мікроклімат виробничих приміщень регулюється в залежності від теплових характеристик приміщення, рівня складності робіт і сезону. Відповідно до стандарту ДСН 3.3.6.042-99, мікроклімат виробничих приміщень визначає умови внутрішнього середовища, які впливають на тепловий комфорт працівників. Ці умови охоплюють температуру, вологість, швидкість руху повітря, температуру поверхонь та рівень опромінення. Мікроклімат регулюється з урахуванням характеристик приміщення, рівня складності робіт та сезону.

Розробка тривимірної моделі індивідуалізованих імплантів відносяться до категорії 1а, допустимі параметри мікроклімату для цієї категорії наведені в таблиці 5.1. Виробниче приміщення, де виконується робота має відповідати встановленим нормам щодо температури, вологості, руху повітря та інших параметрів, щоб забезпечити комфортні умови для працівників.

Таблиця 5.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Допустимі		
	t, °C	W, %	V, м/с
Теплий	22-28	55	0,1-0,2
Холодний	21-25	75	0,1

За допомогою різних заходів забезпечується відповідний мікроклімат, який відповідає нормативам. Ці заходи включають:

1. Вентиляція приміщення, що забезпечує достатню циркуляцію повітря.
2. Регулювання опалення та кондиціонування повітря, що дозволяє підтримувати оптимальну температуру.
3. Система запобігання задимлення, яка забезпечує видалення диму та забрудненого повітря з приміщення.
4. Утримання оптимальної вологості, що досягається за допомогою контролю та регулювання рівня вологості повітря.

Ці заходи мають на меті забезпечити комфортні умови для працівників і забезпечити дотримання вимог щодо мікроклімату відповідно до нормативів.

5.2.2 Склад повітря робочої зони

У виробничому процесі активно використовуються різні речовини, які можуть потрапити в атмосферу та створити потенційну загрозу для здоров'я людей. Токсичні речовини – це речовини, які при некоректному використанні або в результаті порушень технологічних процесів, можуть призвести до професійних захворювань, промислових травм або впливати на загальний стан організму людини. В повітрі робочої зони вони можуть існувати у формі парів, газів або пилу. Вплив цих речовин на організм людини залежить від їх хімічного складу, розміру, форми частинок та їх концентрації. У приміщенні, де виконувалася розробка тривимірної моделі індивідуалізованих імплантів може

бути підвищена концентрація пилу та озону. Максимально допустимі рівні шкідливих речовин, які можуть бути присутні у цьому приміщенні, наведені в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м ³	ГДК, мг/м ³	Клас небезпечності
	Максимально разова	Середньо добова	
Пил нетоксичний	10	4	4
Озон	0,16	0,03	1

Для підтримання високої якості повітря в робочій зоні використовується механічна система вентиляції та здійснюється регулярне прибирання та провітрювання приміщення. Забезпечення ефективної циркуляції повітря та підтримання оптимальної вологості відіграє важливу роль у створенні комфортних та безпечних умов для працівників. Окрім цього, важливо регулярно очищати систему вентиляції та вироби для очищення повітря для забезпечення їхньої ефективної роботи.

5.2.3 Виробниче освітлення

Метою освітлення на робочих місцях є створення необхідних умов для виробничого процесу, безпечного переміщення людей та руху транспорту, і відповідно до сучасних стандартів обов'язкове для всіх виробничих приміщень. Оцінка мінімального рівня освітленості проводиться з урахуванням зорової активності, контрастності об'єкта та фону. Один з ключових нормативних параметрів для природного освітлення - це коефіцієнт природного освітлення (КПО). Значення КПО встановлюються в залежності від виду зорової діяльності та відображення світла в приміщенні. Нормативи освітленості для штучного

освітлення та КПО (для регіонів зі світловим кліматом III) для умов виконання роботи наведені в таблиці 5.3.

Таблиця 5.3 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізнення	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фона	Освітленість, лк		КПО, e_p , %			
						Штучне освітлення		Природне освітлення		Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне	Верхнє або верхнє	Бокове	Верхнє або верхнє	Бокове
Дуже високої точності	Від 0,15 до 0,3	III	г	великий	світлий	1000	300	7	2,5	4,2	1,5

Для забезпечення відповідного освітлення в робочих приміщеннях рекомендується вживати ряд заходів, які включають:

1. Встановлення достатньої кількості освітлювальних приладів, що гарантує належний рівень освітленості в приміщенні.
2. Використання підсвічування, яке може бути корисним для покращення видимості на певних об'єктах або ділянках.
3. Розміщення джерел світла на оптимальній висоті з метою рівномірного розподілу світла та уникнення надмірних тіней.
4. Регулярне обслуговування освітлювальної системи для забезпечення її ефективності та безпеки.

5.2.4 Виробничий шум

Під час розробки тривимірної моделі індивідуалізованих імплантів, на робочому місці дослідника виникає небажаний шум, що походить від функціонування різноманітних системних блоків, принтерів обладнання для кондиціонування повітря, вентиляторів систем охолодження та сервоприводів. Нормативні вимоги щодо шуму, ультразвуку та інфразвуку на робочому місці розглянуті в ДСН 3.3.6.037-99. Залежно від характеру робіт та особливостей

шуму, необхідно дотримуватися припустимих рівнів звукового тиску, які відповідають гігієнічним нормам. Рівень звуку L_A не повинен перевищувати 50 дБА, що бачимо в таблиці 5.4.

Таблиця 5.4 – Допустимі рівні звукового тиску та звуку

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах зі середньгеометричними частинами (Гц)									Допустимий рівень звуку, дБА
	32	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Виробничі приміщення	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

Для забезпечення прийнятних рівнів шуму (поліпшення шумового середовища) в приміщенні рекомендується виконати звукоізоляцію приміщення з використанням пористих звукопоглинаючих матеріалів та використовувати безшумні комп'ютери з пасивним охолодженням.

5.2.5 Виробничі випромінювання

Під час розробки тривимірних моделей індивідуалізованих імплантів у виробничому приміщенні можлива поява електромагнітного випромінювання. Щоб забезпечити безпеку працівника, необхідно дотримуватися встановлених вимог щодо рівнів електромагнітного випромінювання та магнітних полів. Гранично допустимі значення напруженості електричного і магнітного полів промислової частоти в залежності від часу їх впливу встановлюються ДСанПіН 3.3.6.096-2002. Згідно з цим нормативним документом перебування в ЕП промислової частоти напруженістю до 5 кВ/м допускається протягом усього робочого дня. Гранично допустимі рівні електромагнітного поля

радіочастотного діапазону для працівника становлять $E_{гдр} = 25 \text{ В/м}$ та $B_{гдр} = 250 \text{ нТл}$.

Для зменшення впливу електромагнітного випромінювання на працівників рекомендується оптимізувати організацію робочого простору, правильно розміщувати технологічне обладнання та дотримуватися гігієнічних режимів праці та відпочинку. Також важливо обмежувати час перебування працівників в зоні випромінювання.

5.2.6 Психофізіологічні фактори

Оцінка психофізіологічних факторів під час розробки тривимірної моделі індивідуалізованих імплантів здійснюється відповідно до Гігієнічної класифікацією праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу.

Робоча поза: періодичне перебування в незручній позі (робота з поворотом тулуба, незручним розташуванням кінцівок) та/або фіксованій позі (неможливість зміни взаєморозташування різних частин тіла відносно одна одної) до 25% часу зміни;

Класи умов праці за показниками напруженості праці:

Інтелектуальні навантаження:

Зміст роботи – творча діяльність, що вимагає вирішення складних завдань за відсутності алгоритму;

Сприймання інформації та їх оцінка – сприймання інформації з наступною корекцією дій та операцій;

Розподіл функцій за ступенем складності завдання – обробка, виконання завдання та його перевірка.

Сенсорні навантаження:

Зосередження (%за зміну) – до 5-75%;

Щільність сигналів (звукові за 1 год) – до 150;

Навантаження на слуховий аналізатор (%) – розбірливість слів та сигналів від 50 до 80 %;

Спостереження за екранами відеотерміналів (годин на зміну) – 4-6 год.

Навантаження на голосовий апарат (протягом тижня) – від 16 до 20.

Емоційне навантаження:

Ступінь відповідальності за результат своєї діяльності – є відповідальним за функціональну якість основної роботи; Ступінь ризику для власного життя – вірогідний;

Режим праці:

Тривалість робочого дня – 8 год;

Змінність роботи – однозмінна (без нічної зміни).

За зазначеними показниками важкості та напруженості праці, робота, яка виконується належить до допустимого класу умов праці (напруженість праці середнього ступеня).

5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях

5.3.1 Захист населення та персоналу в умовах радіаційного забруднення

Організм людини, рослинний і тваринний світ постійно зазнають дії іонізуючого випромінювання, яке складається з природної (космічне випромінювання, випромінювання радіоактивних газів з верхніх шарів земної кори) і штучної (рентгенівські апарати, телевізійні прилади, радіоізотопи, атомоходи, атомні електростанції, ядерні випробування) радіоактивності. Усі джерела радіоактивного випромінювання становлять так званий природний радіаційний фон, під яким розуміють дозу іонізуючого випромінювання, що складається з космічного випромінювання, випромінювання природних радіонуклідів, які знаходяться у верхніх шарах Землі, приземній атмосфері, продуктах харчування, воді та організмі людини.

Радіоактивні речовини потрапляють у повітря, ґрунти, ріки, озера, моря, океани, а звідти поглинаються рослинами, рибами, тваринами і молюсками. Через листя і коріння радіоактивні речовини потрапляють у рослини, а потім в організм тварин і з продуктами рослинного та тваринного походження, з водою

- в організм людини. При вивченні дії випромінювання на організм людини встановлено такі особливості:

- навіть незначна кількість поглиненої енергії випромінювання спричинює глибокі біологічні зміни в організмі;
- наявність прихованого (інкубаційного) періоду дії іонізуючого випромінювання;
- випромінювання має генетичний ефект;
- органи живого організму мають різну чутливість до випромінювання;
- окремі організми неоднаково реагують на опромінювання;
- опромінювання залежить від частоти, одноразове опромінювання у великій дозі спричинює більш глибокі зміни.

5.3.2 Розрахунок коефіцієнта протирадіаційного захисту приміщення першого поверху

Коефіцієнт протирадіаційного захисту розраховуватимемо за формулою

$$K_3 = \frac{0,65 \times K_1 \times K_{CT}}{(1 - K_{III})(K_0 \times K_{CT} + 1) K_M}$$

Елементи будівлі:

- Зовнішні стіни з керамічної цегли 51 см, маса $1\text{ м}^2 - 663$ кг.
- Внутрішні стіни цегляні товщиною 38 см, маса $1\text{ м}^2 - 494$ кг.
- Перегородки цегляні товщиною 12 см, маса $1\text{ м}^2 - 156$ кг.
- Перегородки пінобетонні товщиною 10 см, маса $1\text{ м}^2 - 80$ кг.
- Площа віконних прорізів: ВК-1 – $1,5\text{ м}^2$; ВК-2 – $1,5\text{ м}^2$; ВК-4 – $0,9\text{ м}^2$
- Площа дверних прорізів: ДВ-1 – $2,7\text{ м}^2$; Д-3 – $2,16\text{ м}^2$; Д-4 – $4,6\text{ м}^2$; Д-5 – $2,1\text{ м}^2$; Д-6 – $1,5\text{ м}^2$.
- Висота підвіконників – 0,8 м.
- Площа підлоги для розрахунку приміщення – 56 м^2 .
- Висота приміщення – 3 м.

Плоскі кути приміщення:

Кут $\alpha_1 = 70^\circ$. Проти кута розташовані:

- зовнішня стіна 51 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 3 м^2 ;
- внутрішня стіна 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $2,16 \text{ м}^2$;
- внутрішня стіна 38 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 8 м^2 ;
- 2 внутрішні стіни 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $10,9 \text{ м}^2$.

Кут $\alpha_2 = 110^\circ$. Проти кута розташовані:

- внутрішня стіна 38 см площею $26,7 \text{ м}^2$ з прорізом площею $2,1 \text{ м}^2$;
- зовнішня стіна 51 см площею $26,7 \text{ м}^2$ з прорізом площею $5,1 \text{ м}^2$.

Кут $\alpha_3 = 70^\circ$. Проти кута розташовані:

- зовнішня стіна 51 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 3 м^2 ;
- внутрішня стіна 38 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 8 м^2 ;
- 2 внутрішні стіни 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $10,9 \text{ м}^2$;
- внутрішня стіна 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $2,16 \text{ м}^2$;
- 2 внутрішні стіни 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$;
- внутрішня стіна 38 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $4,6 \text{ м}^2$.

Кут $\alpha_4 = 110^\circ$. Проти кута розташовані:

- зовнішня стіна 51 см площею $26,7 \text{ м}^2$ з прорізом площею $6,9 \text{ м}^2$.

Розрахуємо зведені маси стін розташованих проти плоских кутів.

Кут $\alpha_1 = 70^\circ$.

Маса 1 м^2 стіни товщиною 51 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 3 м^2

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{3}{18,9} = 0,16, G_{\text{пр}} = 663(1 - 0,16) = 556,9 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м^2 стіни товщиною 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $2,16 \text{ м}^2$

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{2,16}{18,9} = 0,11, G_{\text{пр}} = 80(1 - 0,11) = 71,2 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м^2 стіни товщиною 38 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею 8 м^2

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{8}{18,9} = 0,42, G_{\text{пр}} = 494(1 - 0,42) = 284,9 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м^2 2-х внутрішніх стін 10 см площею $18,9 \text{ м}^2$ з прорізом площею $10,9$

м^2

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{10,9}{18,9} = 0,58, G_{\text{пр}} = 2 \times 80(1 - 0,58) = 67,2 \text{ (кг)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_1

$$G_{\Sigma}^1 = 556,9 + 71,2 + 284,9 + 67,2 = 980,2 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha_2 = 110^\circ$.

Маса 1 м² стіни товщиною 38 см площею 26,7 м² з прорізом площею 2,1 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{2,1}{26,7} = 0,08, G_{\text{пр}} = 494(1 - 0,08) = 454,5 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² стіни товщиною 51 см площею 26,7 м² з прорізом площею 5,1 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{5,1}{26,7} = 0,19, G_{\text{пр}} = 663(1 - 0,19) = 537 \text{ (кг)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_2

$$G_{\Sigma}^2 = 454,5 + 537 = 991,5 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha_3 = 70^\circ$.

Маса 1 м² стіни товщиною 51 см площею 18,9 м² з прорізом площею 3 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{3}{18,9} = 0,16, G_{\text{пр}} = 663(1 - 0,16) = 556,9 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² стіни товщиною 38 см площею 18,9 м² з прорізом площею 8 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{8}{18,9} = 0,42, G_{\text{пр}} = 494(1 - 0,42) = 284,9 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² стіни товщиною 38 см площею 18,9 м² з прорізом площею 4,6 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{4,6}{18,9} = 0,24, G_{\text{пр}} = 494(1 - 0,24) = 375,4 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² 2-х внутрішніх стін 10 см площею 18,9 м² з прорізом площею 10,9 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{10,9}{18,9} = 0,58, G_{\text{пр}} = 2 \times 80(1 - 0,58) = 67,2 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² стіни товщиною 10 см площею 18,9 м² з прорізом площею 2,16 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{2,16}{18,9} = 0,11, G_{\text{пр}} = 80(1 - 0,11) = 71,2 \text{ (кг)}.$$

Маса 1 м² 2-х внутрішніх стін товщиною 10 см площею 18,9 м²

$$G_{\text{пр}} = 80 \times 2 = 160 \text{ (кг)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_3

$$G_{\Sigma}^3 = 556,9 + 284,9 + 375,4 + 67,2 + 71,2 + 160 = 1515,6 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha_4 = 110^\circ$.

Маса 1 м² стіни товщиною 51 см площею 26,7 м² з прорізом площею 6,9 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{6,9}{26,7} = 0,26, G_{\text{пр}} = 663(1 - 0,26) = 490,6 \text{ (кг)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_4

$$G_{\Sigma}^4 = 490,6 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Отже сумарні зведені маси стін і перегородок проти внутрішніх кутів приміщення складають

$$G_{\Sigma}^1 = 980,2 \text{ (кг/м}^2\text{)}; G_{\Sigma}^2 = 991,5 \text{ (кг/м}^2\text{)};$$

$$G_{\Sigma}^3 = 1515,6 \text{ (кг/м}^2\text{)}; G_{\Sigma}^4 = 490,6 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарні маси стін проти третього плоского кута більше 1000 кг/м², тому

$$K_1 = \frac{360}{36 + \sum \alpha_i} = \frac{360}{36 + 290} = 1,1.$$

За мінімальною сумарною масою стін

$$G_{\Sigma}^4 = 490,6 \text{ (кг/м}^2\text{)}$$

визначаємо [12] коефіцієнт $K_{\text{ст}}=30$.

За шириною будівлі визначаємо коефіцієнт, який враховує долю розсіювання випромінювання $K_{\text{ш}}=0,19$ (висота приміщення складає 3 м) [12].

Коефіцієнт K_0 , що враховує зниження поглинальної здатності зовнішніх стін за рахунок наявності в них віконних і дверних прорізів та проникнення в приміщення вторинного випромінювання, з врахуванням висоти від підлоги до вікон 0,75 м розрахуємо

$$K_0 = 0,8 \frac{S_0}{S_{\text{п}}} = 0,8 \frac{6,9}{56} = 0,1,$$

де $S_0 = 6,9 \text{ м}^2$ – площа віконних і дверних прорізів приміщення; $S_{\text{п}} = 56 \text{ м}^2$ – площа підлоги приміщення.

Коефіцієнт, що враховує зниження дози радіації в будівлі, розташованій в районі забудови, від екранувальної дії сусідніх споруд $K_{\text{м}} = 0,55$ [].

Отже коефіцієнт протирадіаційного захисту приміщення

$$K_{\text{з}} = \frac{0,65 \times K_1 \times K_{\text{СТ}}}{(1 - K_{\text{Ш}})(K_0 \times K_{\text{СТ}} + 1)K_{\text{м}}} = \frac{0,65 \times 1,1 \times 30}{(1 - 0,19)(0,1 \times 30 + 1)0,55} = 12.$$

Приміщення першого поверху для якого проведено розрахунок має коефіцієнт протирадіаційного захисту 12, тому за умови його герметизації може бути використана для нетривалого переховування в разі забруднення навколишньої території радіоактивними речовинами з подальшою евакуацією людей в безпечні райони.

ВИСНОВКИ

В магістерській кваліфікаційній роботі було представлено систему індивідуального підбору імплантів кісткової стінки орбіти ока. Дослідження проводилося на основі порівняльного аналізу об'єму очних орбіт різними методами комп'ютерного моделювання та створення 3D моделей очних яблук за допомогою таких програмних продуктів як: Mimics, D2P та Disior.

Було виконано наступні задачі:

- виділено частину м'яких тканин очного яблука, яка обмежена кістковими стінками орбіти, за допомогою таких програмних забезпечень, як Mimics, D2P, Disior.
- виділено частину м'яких тканин очного яблука, яка обмежена кістковими стінками орбіти, за допомогою Mimics, D2P, Disior.
- згенеровано 3D моделі виділених об'єктів травмованого та неушкодженого ока з індивідуалізованими пластинами;
- для обрахованих об'ємів очних яблук проведено статистичний аналіз за допомогою засобу SPSS;
- на основі проведеного аналізу зроблено висновки щодо ефективності лікування індивідуалізованими пластинами та вибору найбільш релевантного методу обробки КТ знімків.

Ґрунтуючись на обчисленнях об'єму орбіт здорової та ушкодженої сторони в програмному середовищі визначено, що вимірний об'єм орбіти дає можливість об'єктивно оцінити як результати її реконструкції, так і ступінь тяжкості пошкодження. Виявлено, що чим більше вихідне відхилення об'єму травмованої орбіти від здорової, тим складнішим є його відновлення традиційними методами лікування.

Щодо вибору програмного забезпечення виявлено достовірне покращення з точки зору відновлення орбітального об'єму у всіх запропонованих програм, але D2P враховуючи вище приведені дані, надає найбільш прийнятний результат, хоча використовує напівавтоматизовані моделі. В Mimics результати дещо гірші,

на це могло вплинути ручний метод сегментації (послайдово), під час якого користувач створює більшу похибку. Що стосується Disior, то показник (піс.Зд. - до. зд) дещо відрізняється, що у даному випадку є негативним результатом, так як здорове очне яблуко не повинно сильно відрізнятися до та після операції.

Також у групі спостереження виміри об'єму травмованих та неушкоджених орбіт вірогідно не відрізнялися (Mimics – $p=0,691$, D2P – $p=0,733$, Disior – $p=0,307$). Але в свою чергу при порівнянні об'єму травмованих орбіт до та після операції середня різниця об'єму становила:

- в Mimics – $3,85 \pm 0,4 \text{ см}^3$;
- в D2P – $2,84 \pm 0,2 \text{ см}^3$;
- в Disior – $1,98 \pm 0,9 \text{ см}^3$.

Отже, можна стверджувати, що на наслідки лікування впливають важкість пошкодження та вибір способу реконструкції стінок орбіти. Разом з тим у випадках складних пошкоджень стінок орбіти перевага має надаватися методам лікування, що передбачають індивідуалізацію імплантатів або їх індивідуальне виготовлення.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Логвиненко І. П. Лікування переломів вилицевого комплексу, що призвели до зміни об'єму орбіти : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук.: спец. 14.01.18 «Очні хвороби» / І. П. Логвиненко. - Київ, 2005. – 24 с.
2. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В.О. Маланчук, М.Г. Крищук, А.В. Копчак. – К.: Видавничий дім «Асканія», 2013. – 231 с.
3. Dubois L. Controversies in orbital reconstruction - I. Defect-driven orbital reconstruction: A systematic review / L. Dubois, S. A. Steenena, P. J. J. Goorisa, M. P. Mouritsb, A. G. Becking A. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2014
4. Essig H. Precision of posttraumatic primary orbital reconstruction using individually bent titanium mesh with and without navigation: a retrospective study / Essig H., Dresse L., Majeed Rana, Madiha Rana, Kokemueller H., Ruecker M., Gellrich N.C. – Head & Face Medicine 2013, Jul 2, 9: 18 p.
5. Hammer B. Orbital Fractures: diagnosis, operative treatment, secondary corrections. - Hogrefe&Huber Publishers. - 1995. - 100 p.
6. Jaquie'ry C, Aeppli C, Cornelius P, Pal-mowsky A, Kunz C, Hammer B. Reconstruction of orbital wall defects: critical review of 72 patients. Int J Oral Maxillofac Surg 2007;36:193–9
7. Schuknecht B. CT assessment of orbital volume in late post-traumatic enophthalmos /Schuknecht B, Carls F, Valavanis A, Sailer HF: Neuroradiology 1996,V38№5, p. 470–475.
8. Whitehouse R.W. Prediction of enophthalmos by computed tomography after 'blow out' orbital fracture/ Whitehouse R.W., Batterbury M., Jackson A., Noble J.L. – British Journal of Ophthalmology.- 1994.- V.78, №8.- P.618-620
9. Woodbury R.G., Wendin C., Clendenning J., Mendelez J., Elkind J., Bartholomew D., Brown S., Furlong C. Construction of biosensors using a gold-binding polypeptide and a miniatureintegrated surface plasmon resonance sensor // Biosensors and Bioelectronics. – 1998. – Vol.13 – P.1117-1126.

10. Brecht A., Gauglitz G., Goepel W. Sensors in biomolecular interaction analysis and pharmaceutical drug screening // Sensor update 5. - Weinheim: Wiley-VCH, - 1999. - P.147-163.
11. Liedberg B., Nylander. C., Lundstrom I. Surface plasmon resonance for gas detection and biosensing // Sensor and Actuators. B,- 1983. – Vol.4. - P.299-304.
12. Steenena L. Controversies in orbital reconstruction - I. Defect-driven orbital reconstruction: A systematic review / L. Dubois, S. A. Steenena, P. J. J. Gooris, M. P. Mourits, A. G. Becking. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2014
13. Majeed H. Precision of posttraumatic primary orbital reconstruction using individually bent titanium mesh with and without navigation: a retrospective study / Essig H., Dresse L., Majeed Rana, Madiha Rana, Kokemueller H., Ruecker M., Gellrich N.C. – Head & Face Medicine 2013, Jul 2, 9: 18 p.
14. Hammer B. Orbital Fractures: diagnosis, operative treatment, secondary corrections. - Hogrefe&Huber Publishers. - 1995. - 100 p.
15. Jaquie'ry C, Aeppli C, Cornelius P, Palmowsky A, Kunz C, Hammer B. Reconstruction of orbital wall defects: critical review of 72 patients. Int J Oral Maxillofac Surg 2007;36:193–9
16. Schuknecht B. CT assessment of orbital volume in late post-traumatic enophthalmos /Schuknecht B, Carls F, Valavanis A, Sailer HF: Neuroradiology 1996,V38№5, p. 470–475.
17. Whitehouse R.W. Prediction of enophthalmos by computed tomography after 'blow out' orbital fracture/ Whitehouse R.W., Batterbury M., Jackson A., Noble J.L. – British Journal of Ophthalmology.- 1994.- V.78, №8.- P.618-620
18. Alhamdani F, Durham J, Greenwood M, Corbett I: Diplopia and ocular motility in orbital blow-out fractures: 10-year retrospective study. J Craniomaxillofac Surg 43:1010-1016, 2015.
19. Antoun JS, Lee KH: Sports-related maxillofacial fractures over an 11-year period. J Oral Maxillofac Surg 66:504-508, 2008.

20. Barry C, Coyle M, Idrees Z, Dwyer MH, Kearns G: Ocular findings in patients with orbitozygomatic complex fractures: a retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 66:888-892, 2008.
21. Biesman BS, Hornblass A, Lisman R, Kazlas M: Diplopia after surgical repair of orbital floor fractures. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 12:9-16; discussion 17, 1996.
22. Buchel P, Rahal A, Seto I, Iizuka T: Reconstruction of orbital floor fracture with polyglactin 910/polydioxanon patch (ethisorb): a retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 63:646-650, 2005.
23. Burm JS, Chung CH, Oh SJ: Pure orbital blowout fracture: new concepts and importance of medial orbital blowout fracture. *Plast Reconstr Surg* 103:1839-1849, 1999.
24. Chi MJ, Ku M, Shin KH, Baek S: An analysis of 733 surgically treated blowout fractures. *Ophthalmologica* 224:167-175, 2010.
25. Cline RA, Rootman J: Enophthalmos: a clinical review. *Ophthalmology* 91:229-237, 1984.
26. Wilde F, Lorenz K, Ebner AK, Krauss O, Mascha F, Schramm A: Intraoperative imaging with a 3D C-arm system after zygomatico-orbital complex fracture reduction. *J Oral Maxillofac Surg* 71:894-910, 2013.
27. Wilde F, Schramm A: Intraoperative imaging in orbital and midface reconstruction. *Facial Plast Surg* 30:545-553, 2014.
28. Yan Z, Zhou Z, Song X: Nasal endoscopy-assisted reconstruction of orbital floor blowout fractures using temporal fascia grafting. *J Oral Maxillofac Surg* 70:1119-1122, 2012.
29. Zimmerer R, Rana M, Schumann P, Gellrich NC: Diagnosis and treatment of optic nerve trauma. *Facial Plast Surg* 30:518-527, 2014a.
30. Wimmerer R, Schattmann K, Essig H, Jehn P, Metzger M, Kokemuller H, Gellrich NC, Tavassol F: Efficacy of transcutaneous transseptal orbital decompression in treating

31. Rana M, Chui CH, Wagner M, Zimmerer R, Rana M, Gellrich NC: Increasing the accuracy of orbital reconstruction with selective laser-melted patient-specific implants combined with intraoperative navigation. *J Oral Maxillofac Surg* 73:1113-1118, 2015a.
32. Rana M, Essig H, Rucker M, Gellrich NC: Development and demonstration of a novel computer planning solution for predefined correction of enophthalmos in anophthalmic patients using prebended 3D titanium-meshes—a technical note. *J Oral Maxillofac Surg* 2012. 70:e631-638.
33. Rana M, Gellrich MM, Gellrich NC: Customised reconstruction of the orbital wall and engineering of selective laser melting (SLM) core implants. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2015. 53:208-209.
34. Raschke G, Rieger U, Bader R-D, Schaefer O, Guentsch A, Schultze-Mosgau S: Transconjunctival versus subciliary approach for orbital fracture repair—an anthropometric evaluation of 221 cases. *Clin Oral Invest* 2013. 17:933-942.
35. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.
36. Наказ від 08.04.2014 № 248 Про затвердження Державних санітарних норм та правил Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу. Режим доступу: http://online.budstandart.com/ua/catalog/topiccatalogua/labor-protection/14._nakazy_ta_rozpor_183575/248+58074-detail.html
37. ДБН В.2.5-28:2018 Природне і штучне освітлення. Режим доступу: http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page.html?id_doc=79885
38. ДСанПіН 3.3.6.096-2002 Державні санітарні норми і правила при роботі з джерелами електромагнітних полів. Офіційний вісник України від 07.09.2009 - 2009 р., № 66.
39. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. Режим доступу: <http://mozdocs.kiev.ua/view.php?id=1972>

40. НПАОП 0.00-7.15-18 Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями. Режим доступу: http://sop.zp.ua/norm_praop_0_00-7_15-18_01_ua.php

41. Правила улаштування електроустановок. Режим доступу: <http://www.energiy.com.ua/PUE.html>

42. ДСТУ 8604:2015 Дизайн і ергономіка. Робоче місце для виконання робіт у положенні сидячи. Загальні ергономічні вимоги - [Електронний ресурс] - http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page?id_doc=71028

43. ДСН 3.3.6.037-99 Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/sanitarni-normi-virobnichogo-shumu-ultrazvuku-ta-infrazvuku-nor4878.html>

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Розробка системи для персоніфікованого підбору ендопротезів

Тип роботи: МКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Показники звіту подібності Unichesk

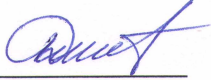
Оригінальність 88,3 %

Схожість 1,7 %

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.


2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.

3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку  Штофель Д. Х.

Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unichesk щодо роботи.

Автор роботи  Панченко Н. О.

Керівник роботи  Штофель Д. Х.