

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ електронної та біомедичної інженерії _____
(повна назва)

Кафедра _____ біомедичної інженерії _____
(повна назва)

АТЕСТАЦІЙНА РОБОТА Пояснювальна записка

_____ другий (магістерський) _____
(рівень вищої освіти)

_____ Система автоматизованої розробки сплінтів для ринохірургічних операцій _____
(тема)

Виконав: студент 2 курсу, групи БМІм-18-1

_____ Перепелиця О. М. _____
(прізвище, ініціали)

Спеціальність 163-Біомедична інженерія
(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма біомедична інженерія
(повна назва освітньої програми)

Керівник: професор Аврунін О.Г.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри _____
(підпис)

Аврунін О.Г.
(прізвище, ініціали)

2019 р.

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка: 67 стор., 59 рис., 1 табл., 14 формул, 6 додатків,
37 джерел.

ВИКРИВЛЕННЯ, ДРУК 3D, МОДЕЛЬ 3D, ПРОТОТИПУВАННЯ,
ПЕРЕГОРОДКА НОСОВА, СЕГМЕНТАЦІЯ, ТОМОГРАФІЯ
КОМП'ЮТЕРНА, ТОПОГРАМА.

Об'єкт дослідження – комп'ютерна томографія верхніх дихальних шляхів.

Ціль – сегментація зображення, розробка алгоритму попередньої обробки медичних даних, розробка алгоритму автоматизованої розробки сплінта для ринохірургічних операцій.

На базі комп'ютерних технологій був представлений спосіб оцінки просторового розташування носової перегородки. На підставі КТ-анатомії носової перегородки була запропонована оптимальна форма внутріносової шини, відповідна індивідуальним особливостям організму.

Розроблений алгоритм визначення геометричних параметрів архітекtonіки порожнини носа, визначення локалізації викривлення носової перегородки, а також розроблений алгоритм побудови 3D-моделі індивідуальних сплінтів в міжнародному форматі OBJ, який придатний для друку на більшості 3D-принтерах.

ABSTRACT

Explanatory note: 67 pages, 59 figures, 1 table, 14 formulas, 6 supplements, 37 sources.

BENDING, PRINT 3D, 3D MODEL, PROTOTYPING, NON-BREAKING, SEGMENTATION, TOMOGRAPHY COMPUTER, TOPOGRAPHY.

The object of study is a CT scan of the upper respiratory tract.

Goal - image segmentation, development of preprocessing algorithm medical data, development of algorithms for the automated development splint for rhinosurgical operations.

On the basis of computer technology was introduced way to assess the spatial arrangement of the nasal septum. Based on CT anatomy of the nasal septum was offered the optimal form vnutrinosovoy tires on individual needs of the body.

The algorithm determining the geometric parameters of the nasal cavity architectonics, determining localization distortion of the nasal septum, and the algorithm for constructing 3D-models of individual splintiv in international format OBJ, suitable for printing on most 3D-printers.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ПРОЕКТУ.....	9
1.1 Медико-біологічне обґрунтування проекту.....	9
1.1.1 Діагностика порушення носового дихання, статистичні дані	9
1.1.2 Клінічна анатомія носа і навколоносових пазух.....	10
1.1.3 Викривлення перегородки носа.....	12
1.1.4 Огляд уніфікованої носової шини.....	13
1.1.5 Хірургічне виправлення деформації перегородки носа.....	16
1.2 Технічне обґрунтування проекту.....	17
1.2.1 Комп'ютерна томографія придаткових пазух носа.....	18
1.2.2 Аналіз DICOM зображень.....	22
1.2.3 Сегментація медичного зображення.....	23
1.2.4 Знаходження центроїда семикутника	32
1.2.5 Основи 3D-друку.....	33
2 БЛОК ПОПЕРЕДНЬОЇ ОБРОБКИ	39
ДАНИХ.....	
2.1 Розробка структурної схеми блоку попереднього прототипування	
сплінтів	39
2.2 Робота програми	41
2.3 Створення з 3D-моделей	44
.....	
3 БЛОК АВТОМАТИЗОВАНОЇ РОЗРОБКИ СПЛІНТІВ ДЛЯ	
РИНОХІРУРГІЧНИХ	47
ОПЕРАЦІЙ.....	
3.1 Розробка схеми структурної системи автоматизованої розробки	47
сплінтів для ринохірургічних операцій.....	51
3.2 Робота програми.....	55
3.3 Реалізація 3D-друку	
сплінтів.....	
ВИСНОВКИ.....	58
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	59
Додаток А Плакат медико-технічного обґрунтування.....	62

Додаток Б Схема структурна системи автоматизованої розробки сплїнтів для ринохірургїчних операцій.....	63
Додаток В Схема структурна сегментації медичного зображення.....	64
Додаток Г Схема програми попередньої обробки даних.....	65
Додаток Д Схема програми автоматизованої розробки сплїнтів для ринохірургїчних операцій.....	66
Додаток Е Відомість атестаційної роботи	67

ВСТУП

Основні функції носа - дихальна, захисна, кондиціонуюча (зігріває і зволожує), нюхова, мімічна, косметична, резонаторна і нервово-рефлекторна функції.

Труднощі носового дихання, закладеність носа, виділення з носа різного характеру, зниження нюху, головний біль, млявість, слабкість (при хронічній гіпоксії), сухість в носі, горлі, носові кровотечі, поява риніту, гаймориту, отиту, фаринготонзиліта, захворювання нижніх дихальних шляхів, розвиток хропіння (апное) порушують функції носового дихання, що так само може призводити до посилення проявів гіпертонічної хвороби, погіршення кровообігу судин головного мозку.

Септопластика – це операція з відновлення форми викривленої носової перегородки.

Внутріносовий повітряний силіконовий сплінт – призначений для застосування після септопластики. Дозволяє довго і надійно фіксувати відновлену носову перегородку в серединному положенні, екрануючи останню від фізичного і хімічного впливу. Він надає хірургу можливість бестампонадного ведення післяопераційного періоду, що в свою чергу має ряд переваг для пацієнта.

Сплінт допомагає зберегти отриману форму порожнини носа і виконує функцію зупинки кровотечі в місці рани не порушуючи носового дихання, що дозволяє пацієнтові більш комфортно себе почувати в післяопераційному періоді.

Мета роботи: підвищення ефективності хірургічного лікування деформацій перегородки носа за допомогою розробки програмного забезпечення для індивідуальної методики внутріносового шинування і поліпшення якості життя пацієнтів, які перенесли септопластику, в ранньому післяопераційному періоді.

1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ПРОЕКТУ

Об'єктом дослідження є індивідуальні інтраназальні сплінти, побудовані на основі 3D-моделі носових пазух і носової перегородки людини, які створюються за рахунок технології швидкого прототипування (3D-прінтингу) за даними комп'ютерної томографії.

1.1 Медико-біологічне обґрунтування проекту

Нормальним для людини є дихання через ніс. Близько 45% всього опору дихальних шляхів припадає на порожнину носа, що обумовлено як відносною вузькості, вигнутими носовими ходами, так і нерівною поверхнею їх стінок. Це опір має фізіологічне обґрунтування - тиск струменя повітря на слизову оболонку носа бере участь в збудженні дихального рефлексу.

Носове дихання на відміну від дихання ротом є фізіологічним. Його порушення відбивається на різних функціях організму. Складна анатомічна будова порожнини носа забезпечує кондиціонування вдихуваного повітря, що полягає в його нагріванні, очищенні, знезараженні, зволоженні [1].

Слизова оболонка порожнини носа багата мережею рецепторів, які дратуються від температури, вологості, руху повітря. У ній постійно виникають потужні потоки імпульсів, які направляються в центральну нервову систему і через неї впливають на весь організм: на дихання, кровообіг, роботу серця, нирок, шлунково-кишкового тракту [2].

Був виявлен несприятливий вплив патологічних процесів слизової носа і придаткових пазух на дихання і кров'яний тиск, на функцію серця і шлунково-кишкового тракту, на мозкові судини і нервово-психічну діяльність [3].

1.1.1 Діагностика порушення носового дихання, статистичні дані

Рік пацієнта відіграє важливу роль при діагностиці та лікуванні порушень носового дихання. Як правило з його збільшенням, знижується еластичність

легеневої тканини (особливо у курців) і присмоктуються ефект грудної клітини, що призводить до ускладнень венозного відтоку з порожнини носа, особливо при наявності структурних змін, розвитку хропіння і сонного апное. Так у віці 30 років хропіння спостерігається у 5-7% населення, понад 60 років - приблизно 30% чоловіків і у 20% жінок, у осіб старше 65 років - 60%.

У дітей основною причиною порушення носового дихання є збільшення глоткової мигдалини (аденоїди) внаслідок запалення, або гіперплазії. У таких дітей в зв'язку з постійно порушеним носовим диханням відзначається характерний зовнішній вигляд - аденоїдне особа зі сглаженістю носогубних складок, зворотним прикусом, синюватими колами під очима. У них відзначається нічний енурез, зниження слуху, хропіння, синдром сонного апное.

У підлітків і дорослого населення причиною стійкого порушення носового дихання є різні форми хронічних ринітів - алергічний (до 70%), вазомоторний (до 20%), інфекційний, медикаментозний (постійне застосування судинозвужувальних препаратів), гормональний або атрофічний.

Структурні порушення в порожнині носа (викривлення носової перегородки) в тій чи іншій мірі виявляються практично у половини населення [1].

1.1.2 Клінічна анатомія носа і навколоносових пазух

До складу верхніх дихальних шляхів входять ніс, навколоносові пазухи, глотка і гортань. Зовнішній ніс представлений кістково-хрящовим скелетом, має форму тригранної піраміди (рис. 1.1). Верхня частина зовнішнього носа, що межує з лобовою кісткою, називається коренем носа, донизу він переходить в спинку носа і закінчується верхівкою носа. Бічні поверхні носа в області верхівки рухливі і складають крила носа, вільний їх край утворює ніздрі, розділені між собою рухомою частиною перегородки носа.

Кісткова частина складається з парних плоских носових кісток, що утворюють спинку носа; латерально з обох сторін до носових кісток примикають лобові відростки верхньої щелепи, утворюють разом з хрящовою частиною зовнішнього

носа скати і спинку (гребінь) носа. Ці кістки разом з передньою носовою остю в передньому відділі утворюють грушоподібної апертуру (отвір) лицьового скелета.

Хрящова частина зовнішнього носа міцно спаяна з кістками носа і має парні латеральні хрящі (трикутні хрящі) і парні великі хрящі крил. Великий хрящ крила має медіальну і латеральну ніжки [4].

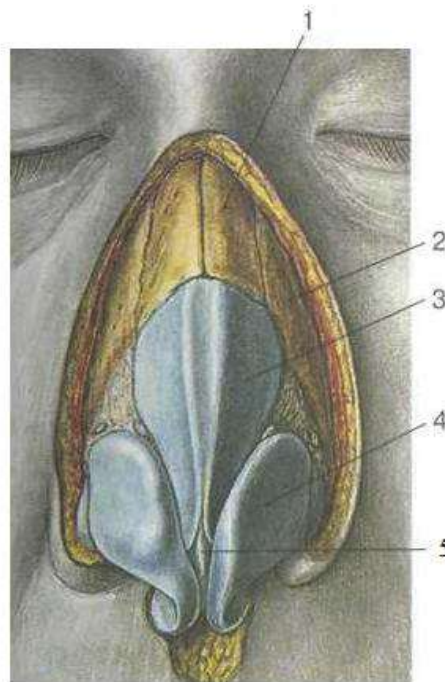


Рисунок 1.1 – Фронтальна проекція зовнішнього носа [4]:

1 – носові кістки; 2 – лобові відростки верхньої щелепи; 3 – латеральні хрящі носа; 4 – великий хрящ крила; 5 – хрящ перегородки носа

Латеральний (бічна, зовнішня) стінка порожнини носа найбільш складна за своєю будовою, сформована декількома кістками. У передньому і середньому відділах вона утворена лобовим відростком верхньої щелепи, медіальною стінкою верхньої щелепи, слізної кісткою, гратчастими осередками. У задніх відділах в її формуванні беруть участь перпендикулярна пластинка піднебінної кістки і медіальна пластинка крилоподібного відростка клиноподібної кістки, які утворюють края хоан.

На латеральній стінці (рис. 1.2) у вигляді горизонтальних пластинок розташовуються три носові раковини: нижня, середня і верхня. Нижня носова

раковина, найбільша за розміром, є самостійною кісткою, середня і верхня раковини сформовані гратчастою кісткою [4].

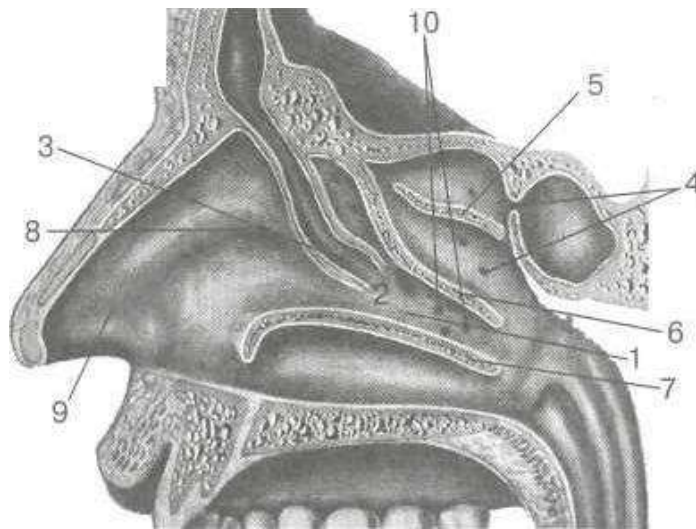


Рисунок 1.2 – Латеральна стінка порожнини носа [4]:

1 – напівмісячна уцелина; 2 – решітчаста воронка; 3 – вивідний отвір каналу лобової пазухи; 4 – вивідні отвори клиноподібної пазухи і задніх комірок решітчастого лабіринту; 5 – верхня носова раковина; 6 – середня носова раковина; 7 – нижня носова раковина; 8 – валик носа; 9 – передній носовий клапан; 10 – отвори верхньощелепної пазухи і осередків гратчастого лабіринту

1.1.3 Викривлення перегородки носа

Викривлення перегородки носа – стійке відхилення від серединної площини кісткових або хрящових структур перегородки носа [5], вона зустрічається у 68% людей дорослого населення. Найчастіше дана патологія спостерігається у чоловіків, переважно у осіб молодого віку. Девіація перегородки носа може бути різноманітною: за формою, локалізацією, протяжністю, ступенем порушення носового дихання. Розрізняють три основних види деформації перегородки носа: викривлення (рис. 1.3), гребінь та шип, так само можливі їх різні поєднання [6]. Деформація перегородки носа звужує просвіт загального носового ходу і ускладнює проходження повітря через ніс.

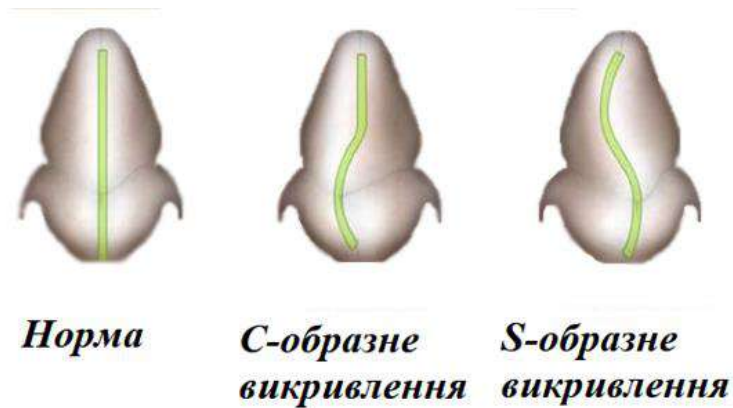


Рисунок 1.3 – Види викривлень перегородки носа

За ступенем вираженості Г.С.Протасевич (1979) пропонує розділяти деформації в такий спосіб: 1 ступінь - незначне відхилення від середньої лінії; 2 ступінь - найбільш виступаюча ділянка перегородки знаходиться приблизно на середині відстані між середньою лінією і латеральною стінкою порожнини носа; 3 ступінь - деформована перегородка стикається з латеральною стінкою порожнини носа.

Причиною виникнення викривлення може бути посттравматичний характер; фізіологічний – неузгоджений розвиток хрящових і кісткових структур лицьового скелету; патологічний – зміщення, викликані зростанням поліпів; гіпертрофічна робота носової раковини; пухлини та інше [7]. Лікування септального викривлення – хірургічне. Септопластика – хірургічна операція з усунення викривлення-девіації носової перегородки. Метою операції є покращення носового дихання [8].

1.1.4 Огляд уніфікованої носової шини

З огляду на анатомічні особливості, складнощі фіксації відновлених структур порожнини носа, проводиться внутришньносова тампонада, яка має значні недоліки і багато в чому визначає тяжкість післяопераційного періоду. Одним з найбільш перспективних напрямків в фіксації носової перегородки є метод септального шинування інтраназальними септальними шинами (сплінтами), що дозволяють довго утримувати перегородку в заданому положенні, екрануючи слизову оболонку

від фізичного і хімічного впливу [9]. Септальні шини виготовляються з полімерних матеріалів і являють собою силіконову пластину з твердістю по Шору А-60 товщиною 1-2 мм в формі неправильного семикутника із закругленими гранями (рис. 1.4), а надійна шинна іммобілізація перегородки носа досягається двома трансептальними швами.

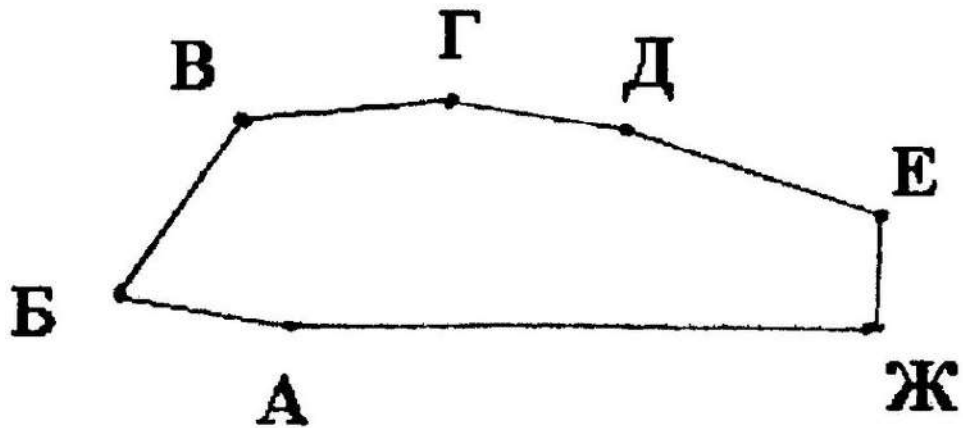


Рисунок 1.4 – Основа септальної шини [9]

Сплінт допомагає зберегти отриману форму порожнини носа, виконуючи функцію зупинки кровотечі в місці рани не порушуючи носового дихання, що дозволяє пацієнтові більш комфортно себе почувати в післяопераційному періоді. Він не доставляє пацієнтові менше болісних відчуттів, ніж томпонада і легко видаляється.

Використовується уніфікована форма і розмір шини для пацієнтів дорослого віку (від 14 років і старше). Пластина має форму семикутника з вершинами А (перша вершина), Б (друга вершина), В (третья вершина), Г (четверта вершина), Д (п'ята вершина), Е (шоста вершина), Ж (сьома вершина). За відправну точку (А) для вимірювання була прийнята передня носова кістка. Кут і відстань між значущими областями: точка В - не доходячи $10 \pm 1,5$ мм до вільного краю носової кістки, передній кінець (точка Г) і середина (точка Д) середньої носової раковини, хоанальний край твердого неба (точка Ж) і точкою (Е) перетину перпендикулярної лінії, що йде від краю твердого піднебіння, з тілом основної кістки. Точка Б -

перетин двох ліній, що йдуть через точку А під кутом 105° і через точку В - 30° , які відповідають нормальним етичним нормам форми носа.

За патентом № 2414180, для основної маси дорослих пацієнтів довжина сторін становить: АБ = 14-16 мм, БВ = 20-22 мм, ВГ = 16-18 мм, ГД = 15-17 мм, ДЕ = 31-33 мм, ЕЖ = 11-13 мм, ЖА = 49-51 мм.

Ребра і вершини семикутника заокруглені для виключення травматизації слизової оболонки носа. На поверхні шини виконано порожнисте валикообразне потовщення, що йде на всьому протязі внутріносової шини на рівні нижньої носової раковини і орієнтоване до бічної стінки порожнини носа, що додатково полегшує носове дихання у пацієнта (рис. 1.5). Кути при побудові основи наступні: $\angle A = 165^\circ$, $\angle B = 75^\circ$, $\angle В = 125^\circ$, $\angle Г = 163^\circ$, $\angle Д = 169^\circ$, $\angle E = 113^\circ$, $\angle Ж = 90^\circ$ [9].

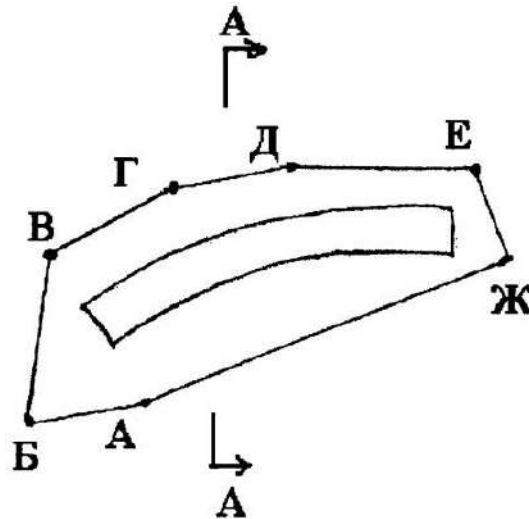


Рисунок 1.5 – Основа септальної шини із камерою для дихання [9]

Схематичний розріз за координатами А-А зображено на рис. 1.6.

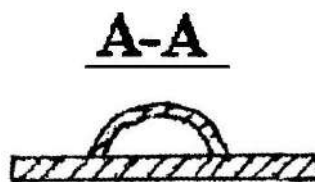


Рисунок 1.6 – Переріз септальної шини [9]

Однак, уніфікована форма інтраназальної сплінт-системи не враховує індивідуальні особливості архітекtonіки порожнини носа, а при тривалому перебування сплінт-системи в порожнині носа, при неправильному співвідношенні будови носа і самої фіксуєчої системи, може викликати тиск на деякі рецепторні зони з подальшим їх роздратуванням і приводити до підвищеної передачі імпульсів до ранне перерахованим системам і відповідним дисфункціям в організмі.

1.1.5 Хірургічне виправлення деформації перегородки носа

Процес виправлення деформації перегородки носа складається з декількох етапів. Передопераційний період (підготовка до операції) - лікар хірург, в залежності від вираженості викривлення, визначається з тим, якою буде методика і техніка проведення септопластики. На цьому етапі пацієнту необхідно пройти електрокардіограму (далі ЕКГ) і КТ, здати аналізи.

Залежно від масштабу дефектів носового перегородки септопластику виконують під місцевою або загальною анестезією, в залежності від обсягу оперативного втручання [10].

Безпосередньо виправлення деформації перегородки носа - лікар виконує певні розрізи слизової носа і переміщення пластинок перегородки, після цього встановлюються сплінти для підтримки форми перегородки (рис. 1.7). Перегородка в нижній частині прилягає до внутрішньої частини колумелли (шкірна складка між ніздрями). Розріз робиться біля основи перегородки. Далі спеціальним інструментом - елеватором - піднімають вгору м'які тканини. Також доступ можна здійснити за допомогою розрізу уздовж спинки носа. Якщо зміни стосуються хряща, то лікар для початку відшаровує надхрящницю. Деформована частина хрящової тканини видаляється [11].

Індивідуальні сплінти, при деформації хрящових та кісткових тканин, мають значні переваги перед уніфікованими формами, бо в останньому випадку сплінт-система накладається на всю носову перегородку, навіть на ті ділянки, де вона не потрібна і тому робить додатковий тиск на деякі рецепторні зони з подальшим їх

роздратуванням і приводе до підвищеної передачі імпульсів та дисфункціям в організмі.



Рисунок 1.7 – Етапи операційного втручання при септопластиці [11]

Післяопераційний період включає антисептичні перев'язки швів, профілактику інфікування післяопераційної рани, кровотеч і заходи для якнайшвидшого загоєння [12].

1.2 Технічне обґрунтування проекту

У системах комп'ютерного планування хірургічних операцій однією з основних задач є автоматизований аналіз анатомічних даних, одержуваних від засобів інтраскопічної діагностики. Кількісний аналіз цих даних дозволяє визначити геометричні характеристики основних анатомічних структур, інформація про координати, форми і розмірах необхідна при побудові моделей для конфігураційного планування хірургічних втручань. Ефективність цього аналізу залежить від точності визначення анатомічних структур і ступеня автоматизації - мінімізації часу участі в підготовчому етапі обробки даних фахівця, який був змушений відволікатися від традиційних медичних завдань на виконання рутинних операцій.

1.2.1 Комп'ютерна томографія придаткових пазух носа

Комп'ютерна томографія (далі КТ) - це особливий вид рентгенологічного дослідження, яке проводиться за допомогою непрямого вимірювання ослаблення або загасання, рентгенівських променів з різних положень, визначених навколо обстежуваного пацієнта [13, с. 10].

КТ має високу чутливість, що дозволяє віддиференціювати окремі тканини один від одного по щільності в межах 1-2%; на звичайних рентгенограмах цей показник становить 10-20%. КТ дає можливість отримати точну кількісну інформацію про розміри і щільності окремих органів, що дозволяє робити висновки щодо патологічних процесів [14, с. 11].

Сканування полягає в одночасному виконанні двох дій: безперервне обертання джерела - рентгенівської трубки, що генерує випромінювання, навколо тіла пацієнта, і безперервного поступального руху столу з пацієнтом уздовж поздовжньої осі сканування. Траєкторія руху рентгенівської трубки щодо осі z - напрямку руху столу з тілом пацієнта, прийме форму спіралі [16, с. 59-60] (рис. 1.8).

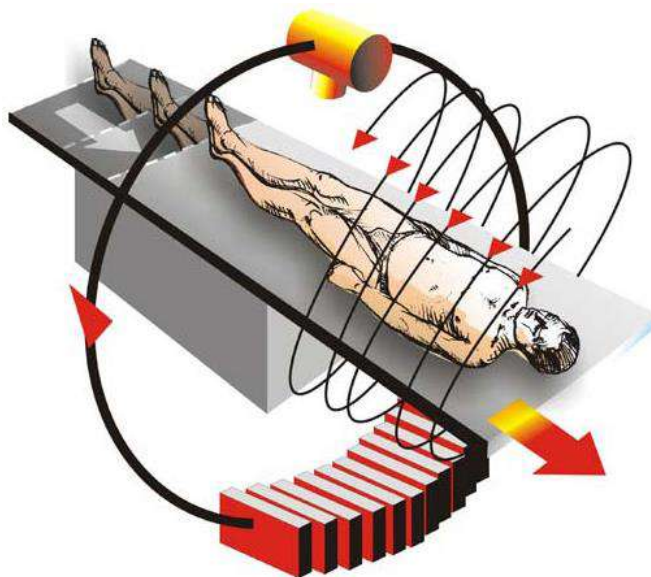


Рисунок 1.8 – Схема дії спірального томографу [15, с. 59]

У тілі людини, що знаходиться в анатомічній стійці, умовно поміщеного в тривимірну прямокутну систему координат, можна виділити 3 площині: площина

УХ виявляється розташованою горизонтально, вісь Х розташовується в передньо-задньому напрямку, віссю йде зліва направо або справа наліво, а вісь Z прямує вгору і вниз, тобто уздовж тіла людини (рис.1.9).

Сагітальній площину, XZ, розділяє праву і ліву половини тіла. Окремим випадком сагітальній площині є серединна площина, вона проходить точно посередині тіла, розділяючи його на дві симетричні половини.

Фронтальна площина, або корональна, YZ, також розташовується вертикально, перпендикулярно до сагітальної, вона відокремлює передню (вентральну) частину тіла від задньої (дорсальної) частини.

Горизонтальна, аксіальна, або поперечна площина, XY, перпендикулярна двом першим і паралельна поверхні землі, вона відокремлює вищерозміщені відділи тіла від нижчих [16, с. 11-13].

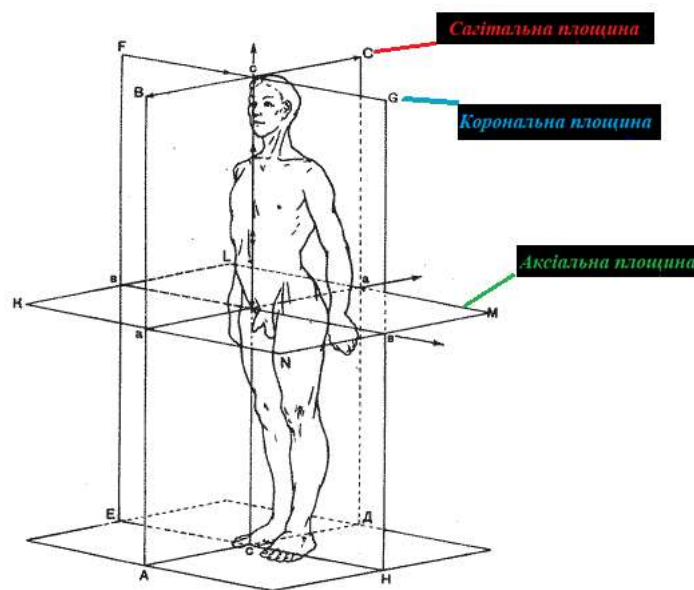


Рисунок 1.9 – Анатомічні площини [16, с. 11]

Нижче показано вікно сагітальній проекції у програмі Ez3d2009 для перегляду КТ-знімків (рис. 1.10). Всі три вікна (аксіальне, корональне, сагітальне) мають однакові функції.



Рисунок 1.10 – Вікно сагітальної проекції [17, с. 9]

На рис. 1.10 під цифрою 1 - Заголовок: назва проекції. 2 - Додаткові інструменти: Дані кнопки використовуються для перевертання знімка (Flip), створення зрізів знімка (Multi-Slice View) і максимальне збільшення знімка в рамках вікна. 3 - Вид знімка: центральна область вікна проекції відображає поточний зріз 4 - Режим побудови тривимірного MPR виду зображення: настройки товщини зрізу і інтервалу між ними, варіанти відображення. 5 - Відображення інформації про пацієнта: Ім'я, Стать, Вік, номер картки і дату знімка. 6 - Орієнтація: інформація про напрямлення проекції (зліва, справа, ззаду, спереду, зверху, знизу). 7 - Масштабна сітка: дозволяє краще зрозуміти розмір досліджуваної області. 8 - Параметри експозиції: струм (mA), напруга (kVp). 9 - Орієнтація проекції знімка, де використовується об'ємна модель голови людини [17, с. 9-16].

На інших проекціях: корональна (рис. 1.11) та аксіальна (рис. 1.12) можна побачити конфігурацію, розмір, патологію різних анатомічних структур.



Рисунок 1.11 – Корональна проекція носових пазух

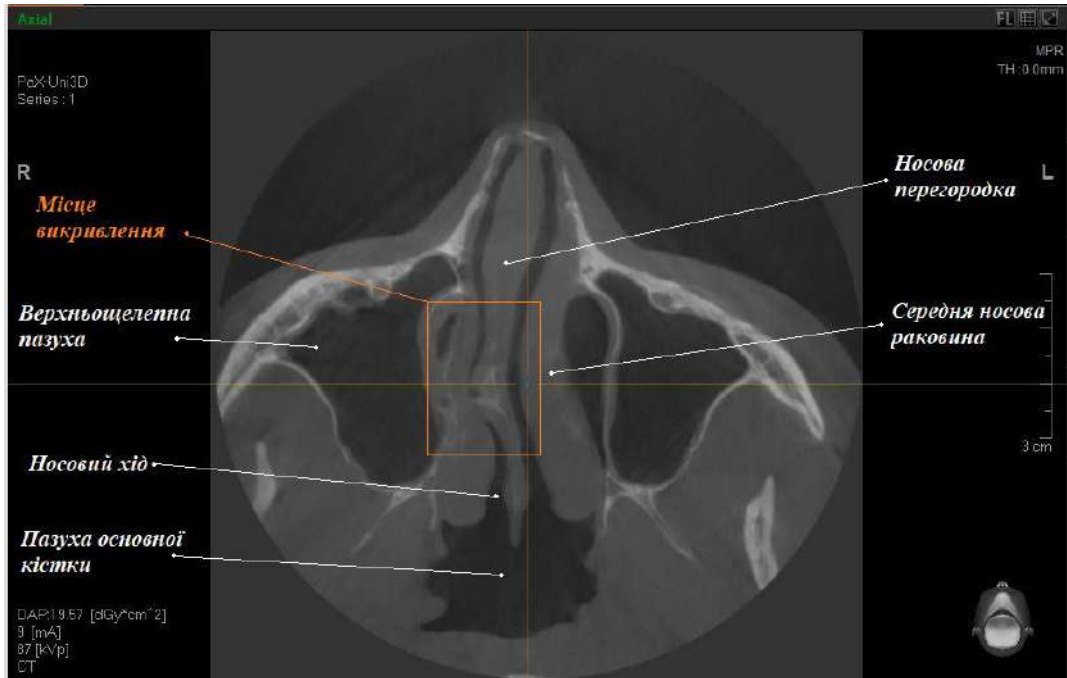


Рисунок 1.12 – Аксіальна проекція носових пазух

Інформація, отримана в процесі томографії, передається на комп'ютер лікаря. Вона оцифровується, очищається від шумів і зіставляється з нормативними даними. Після цього пошарові скани досліджуваних зон поєднуються в єдине зображення, яке відображує фактичний стан придаткових пазух носа пацієнта.

На прикладі комп'ютерного томографа Toshiba Aquilion 64, характеристики одержуваного зображення наступні: висококонтрастний дозвіл при оптимальних параметрах становить 23,3 пар ліній на 10 мм; низькоконтрастна просторова роздільна здатність - 2 мм; детектор Quantum 0,5 мм x 64 зрізи. Інформація, отримана після проведення КТ-дослідження зберігається в форматі DICOM.

1.2.2 Аналіз DICOM зображень

DICOM (англ. Digital Imaging and Communications in Medicine) – медичний галузевий стандарт створення, зберігання, передачі та візуалізації цифрових медичних зображень і документів обстежених пацієнтів.

Файл DICOM (рис.1.13) є складною структурою даних, що включає в себе не тільки безпосередньо зображення, але і супутню інформацію, таку як: дані про обладнання, на якому проводилося дослідження; опис проведеного дослідження; параметри і опис серії дослідження; дані про систему координат, пов'язаної із зображенням; атрибути, що визначають саме зображення; текстово-графічні елементи, графіки та коментарі, що виконуються медичним персоналом, і атрибути, що описують перетворення над отриманими даними, і т.д.

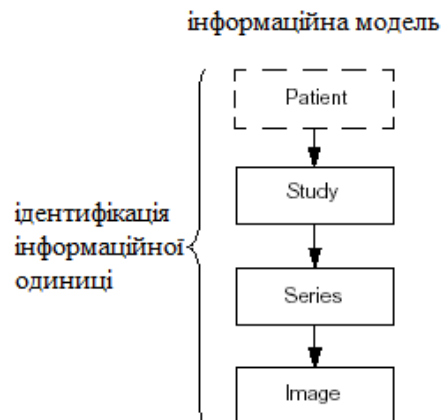


Рисунок 1.13 – Інформаційна модель DICOM-файлу [18]

DICOM файл має чотиріступінчасту інформаційну модель: пацієнт (patient), дослідження (study), серія (series), зображення (кадр або серія кадрів, image) [18]. (рис. 1.13).

Для більшості КТ-зображень використовується монохромна фотометрична інтерпретація (яскравості пікселів зображення представлені сірою шкалою). У DICOM ці монохромні зображення зіставляють з фотометричної інтерпретацією 'MONOCHROME1' (мінімальні значення яскраві, великі значення темні) або 'MONOCHROME2' (мінімальні значення темні, великі значення яскраві). Організація зображення у форматі DICOM представлена на рис. 1.14.



Рисунок 1.14 – Зображення у форматі DICOM

1.2.3 Сегментація медичного зображення

Автоматизована обробка та аналіз знімків комп'ютерної томографії (далі КТ) являє собою досить складну задачу в силу того, що структура тканини на КТ-зображенні є фоном і досить складно провести сегментацію і виділити орган по порогам через збіг рівнів перепадів яскравості елементів об'єктів з яскравістю фону.

Для видалення зайвих деталей і шумів необхідно проводити попередню корекцію. Даний етап дозволяє вирішити проблему за допомогою алгоритмів низькочастотної і медіанної фільтрації. Результатом є набори зображень однаковими яскравістю-контрастними характеристиками і гладкою поверхнею [19].

Граничний метод придушення шуму. Якщо яскравість даного елемента перевищує середню яскравість групи найближчих елементів на деяку порогову величину, яскравість елемента замінюється на середню яскравість:

$$\left[x - \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 O_i \right] > \varepsilon, \text{ то } x = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 O_i \quad (1.1)$$

де, O_i – яскравість i -го елемента групи;

ε – середня яскравість групи;

x – яскравість досліджуваного елемента.

Приклад граничного методу придушення шуму показано на рис. 1.15.

	O_1	O_2	O_3
	O_8	x	O_4
	O_7	O_6	O_5

Рисунок 1.15 – Граничний метод придушення шуму

Оскільки шум просторово декорельований, в його спектрі, як правило, містяться вищі просторові частоти, ніж в спектрі звичайного зображення. Отже, проста низькочастотна просторова фільтрація може служити ефективним засобом згладжування шумів. Масив Q розміру $M \times M$ вихідного зображення формується шляхом дискретної згортки масиву F розміру $N \times N$ вихідного зображення з сглаживаючим масивом H розміру $L \times L$ згідно з формулою

$$Q(m_1, m_2) = \sum_{n_1} \sum_{n_2} F(n_1, n_2) H(m_1 - n_1 + 1, m_2 - n_2 + 1) \quad (1.1)$$

Згладжування шуму забезпечується низькочастотної фільтрацією за допомогою масиву H з позитивними елементами. Нижче наведені три різновиди масивів, що згладжують, які також називають шумопригнічуючими масками.

$$H = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

$$H = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.4)$$

$$H = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.5)$$

Медіанний фільтр являє собою віконний фільтр, який послідовно ковзає по масиву сигналу, і повертає на кожному кроці один з елементів, що потрапив у вікно (апертуру) фільтра. Приклад роботи такого фільтра можна побачити на рис. 1.16. Медіанна числова послідовність x_1, x_2, \dots, x_n при непарному n є середній за значенням член ряду, що виходить при упорядкуванні цієї послідовності по зростанню (або зменшенню). Для парних n медіану зазвичай визначають як середнє арифметичне двох середніх відліків впорядкованої послідовності [20].

Вихідний сигнал y_k змінного медіанного фільтра шириною $2n+1$ для поточного відліку k формується з вхідного часового ряду $[\dots, x_{k-1}, x_k, x_{k+1}, \dots]$ відповідно до формули:

$$y_k = \text{med}(x_{k-n}, x_{k-n+1}, \dots, x_{k-1}, x_k, x_{k+1}, \dots, x_{k+n-1}, x_{k+n}), \quad (1.6)$$

де, $\text{med}(x_1, \dots, x_m, \dots, x_{2n+1}) = x_{n+1}$;

x_m – елементи варіаційного ряду в порядку зростання значень:

$$x_1 = \min(x_1, x_2, \dots, x_{2n+1}) \leq x(2) \leq x(3) \leq \dots \leq x_{2n+1} = \max(x_1, x_2, \dots, x_{2n+1}).$$

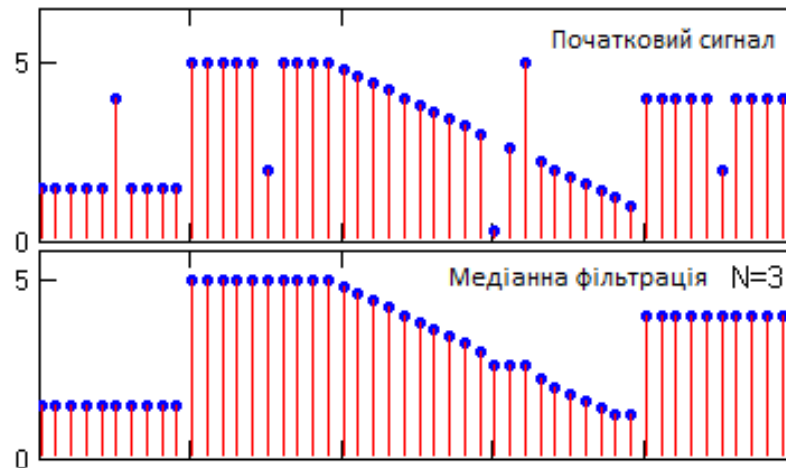


Рисунок 1.16 – Обробка сигналу з імпульсними шумами медіанним фільтром [20]

Таким чином, медіанна фільтрація здійснює заміну значень відліків в центрі апертури медіанного значенням вихідних відліків усередині апертури фільтра. На практиці апертура фільтра для спрощення алгоритмів обробки даних, як правило, встановлюється з непарним числом відліків [21].

При медіанній фільтрації зашумлених зображень ступінь згладжування контурів об'єктів безпосередньо залежить від розмірів апертури фільтра та форми маски. Приклади форми масок з мінімальної апертурою наведені на рис. 1.17 [20].

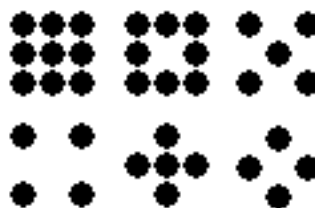


Рисунок 1.17 – Приклади форм масок [20]

Алгоритми сегментації зображень ґрунтуються на одному з двох базових властивостей сигналу яскравості: розривності і однорідності. У першому випадку підхід полягає в розбитті зображення на підставі різких змін сигналу, таких як

перепади яскравості на зображенні. Друга категорія методів використовує розбиття зображення на області, однорідні в сенсі заздалегідь обраних критеріїв. Прикладами таких методів можуть служити порогова обробка, вирощування областей, злиття і розбиття областей [22].

Найбільш загальним засобом пошуку розривів є обробка зображення за допомогою ковзної маски. Для показаної на рис. 1.18 маски розмірами 3x3 елемента ця процедура заснована на обчисленні лінійної комбінації коефіцієнтів маски зі значеннями яскравості елементів зображення, що покриваються маскою. Інакше кажучи, при використанні цієї маски відгук в кожній точці зображення задається виразом:

$$R = w_1 z_1 + w_2 z_2 + \dots + w_9 z_9 = \sum_{i=1}^9 w_i z_i, \quad (1.7)$$

де z_i — значення яскравості пікселя, відповідного коефіцієнту маски. Відгук маски приписується позиції її центрального елемента [23].

w_1	w_2	w_3
w_4	w_5	w_6
w_7	w_8	w_9

Рисунок 1.18 – Загальне уявлення маски розмірами 3 × 3 елемента [23]

Для виявлення окремих ізольованих точок на зображенні необхідно скористатися маскою, показаної на рис. 1.19. Вважається, що в тому пікселі, куди потрапляє центр маски, виявлена точка, якщо:

$$|R| \geq T, \quad (1.8)$$

де T – позитивний поріг, а R обчислюється відповідно з (2.1).

По суті, у формулі (2.1) вимірюється зважена сума різниць значень центрального елемента і його сусідів [24].

-1	-1	-1
-1	8	-1
-1	-1	-1

Рисунок 1.19 – Маска для виявлення точок [24]

Для виявлення ліній розглядається набір масок, показаний на рис. 1.20. При ковзанні першої маски по зображенню, найбільш сильний відгук буде на горизонтальних лініях товщиною в один піксель. Друга маска на рис. 1.20 дає найбільший відгук на лініях, що проходять під кутом $+45^\circ$; третя - на вертикальних лініях; четверта - на що проходять під кутом -45° . Необхідно звернути увагу, що сума коефіцієнтів кожної маски дорівнює нулю, так що вони будуть давати нульовий відгук на областях постійної яскравості.

Позначаючи через R_1, R_2, R_3, R_4 відгуки масок, показаних на рис. 1.20 (зліва направо), де значення R_i обчислюються згідно співвідношенню (2.1). Якщо в деякій точці зображення $|R_i| > |R_j|$ для усіх $j \neq i$, то ця точка, швидше за все, пов'язана з лінією, орієнтованої вздовж напрямку маски i [25].

-1	-1	-1	-1	-1	2	-1	2	-1	2	-1	-1
2	2	2	-1	2	-1	-1	2	-1	-1	2	-1
-1	-1	-1	2	-1	-1	-1	2	-1	-1	-1	2
Горизонтальна			$+45^\circ$			Вертикальна			-45°		

Рисунок 1.20 – Маски для виявлення ліній [25]

При аналізі використовуються наступні два основних параметри для встановлення подібності пікселів контуру: величина відгуку оператора градієнта, що визначає значення пікселів контуру; і напрямок вектора градієнта. Перший параметр задається значенням ∇f , який визначаються згідно з рівнянню:

$$\nabla f = |\nabla f| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (1.9)$$

або

$$\nabla f \approx |G_x| + |G_y| \quad (1.10)$$

Таким чином, піксель контуру, що має координати (x_0, y_0) і розташований всередині заданої околиці точки (x, y) , вважається подібним по модулю градієнта з пікселем (x, y) , якщо:

$$|\nabla f(x, y) - \nabla f(x_0, y_0)| \leq E, \quad (1.11)$$

де E — заданий позитивний поріг.

Піксель в заданій площині об'єднується с центральним пікселем (x, y) , якщо виконані критерії подібності і за величиною, і за напрямком. Цей процес повторюється в кожній точці зображення, з одночасним запам'ятовуванням знайдених пов'язаних пікселів [26].

Пороговий метод – це метод сегментації, заснований на поділі зображення на 2 частини, ґрунтуючись на порогових значеннях. На рис. 1.21 показані гістограми деяких зображень. В даному випадку такі гістограми відповідають зображенню зі світлими об'єктами на темному фоні.

Можна побачити, що всі пікселі згруповані навколо декількох основних центрів. Очевидно, що для виділення цих областей, досить вибрати значення T і визначити всі точки, що мають $f(x, y) \leq T$, які належать об'єкту, а в іншому випадку – належать фону.

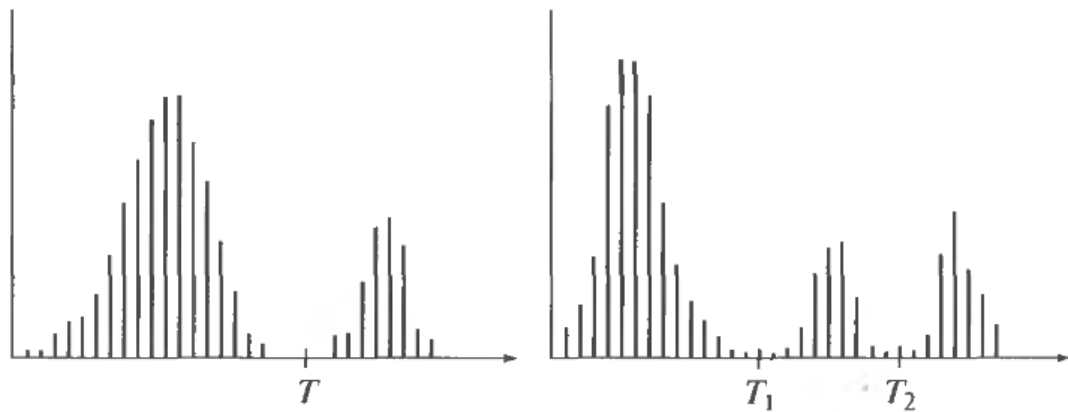


Рисунок 1.21 – Приклад гістограм з можливістю поділу одиничним (T) і множинним (T_1, T_2) порогом [27]

Тоді вихідне зображення визначається наступним виразом:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{if } f(x, y) > T \\ 0, & \text{if } f(x, y) \leq T, \end{cases} \quad (1.12)$$

де 1 - значення для пікселя, відповідного об'єкту;

0 - значення для пікселя, відповідного фону.

Якщо значення T однакове для всіх точок зображення, то такий поріг називають глобальним. Для оцінки медичних зображень, що мають зображення у сірій шкалі, достатньо використовувати глобальний поріг для досягання бажаного результату.

При пороговий методі з глобальним порогом відбувається поелементна перевірка всього зображення. На рис. 1.22 зліва наведено вихідне зображення, праворуч - отримане після обробки. На рис. 1.23 наведено, як саме застосовувався поріг.

При пороговій сегментації необхідно додатково враховувати пов'язаність компонентів. Якщо вважати дві точки зображення пов'язаними і існує шлях між ними, уздовж якого характеристична функція постійна, то точки є пов'язаними

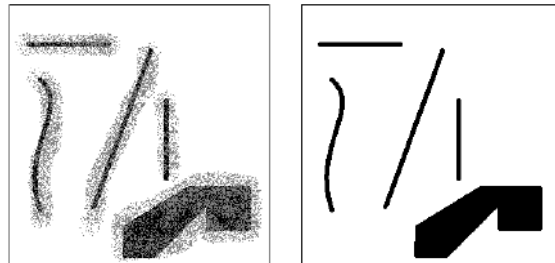


Рисунок 1.22 – Приклад поділу зображення з використанням глобального порога T [27]

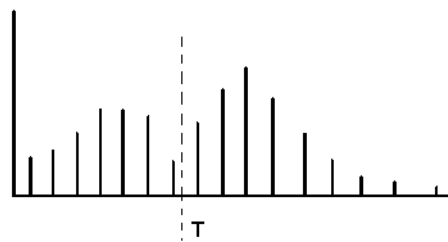


Рисунок 1.23 – Глобальний поріг T [27]

Зв'язкова компонента зображення являє собою максимальну безліч пов'язаних точок, між якими існує нерозривний шлях, що їх зв'язує. Розмітка об'єктів на дискретному бінарному зображенні полягає у виборі точки об'єкта, від якої власне починається зростання. На наступному кроці позначаються сусідні точки (крім вже позначених) і так далі. По завершенні цієї рекурсивної процедури одна компонента повинна бути повністю позначена, і процес можна буде продовжити, вибравши нову початкову точку (рис. 1.24) [28].

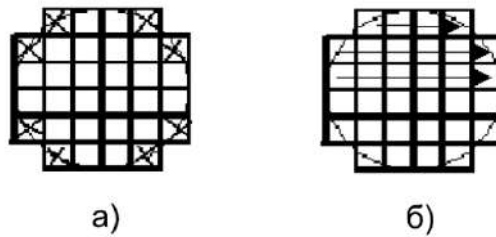


Рисунок 1.24 – Сканування об'єкту: а) точки, що утворюють контур об'єкта; б) напрямок сканування ліній об'єкта [28]

1.2.4 Знаходження центроїда семикутника

Центроїд (рис.1.25) - це середнє арифметичне положень всіх точок фігури. Він є середнім становищем всіх точок фігури по всім координатним напрямками [29].

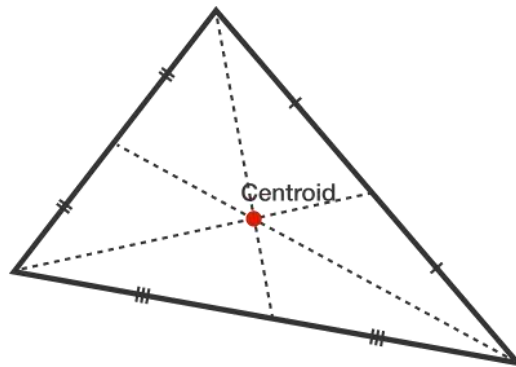


Рисунок 1.25 – Графічне представлення центроїда трикутника

Центроїд трикутника є перетином трьох медіан трикутника (кожен з серединного з'єднання вершини з серединою протилежної сторони) [29]. Для знаходження центроїди складної фігури (багатокутника) є кілька алгоритмів (метод схилу, метод балансування). Однак, найпростішим і одним з найефективніших є метод геометричної декомпозиції (рис.1.26).

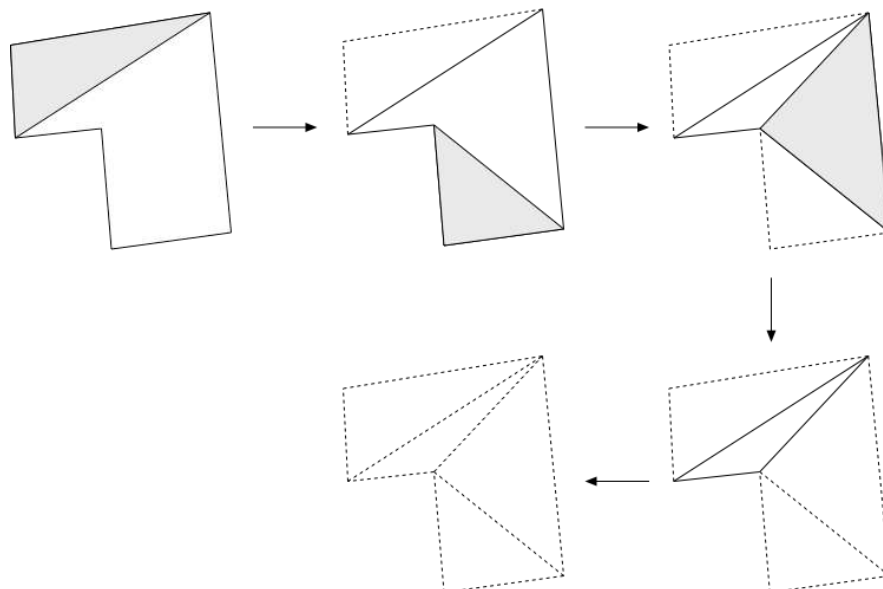


Рисунок 1.26 – Метод геометричної декомпозиції

Це метод розкладання простого багатокутника (без отворів або пересічний) на набір трикутних частин. Трикутник, в якому два ребра знаходяться на кордоні багатокутника, а третє ребро міститься всередині багатокутника. В основі методу лежить теорема про двох трикутниках, тобто будь-який простий багатокутник (з більш ніж 3 ребрами) складається як мінімум з двох трикутниках [29].

Якщо три вершини трикутника і потім медіани є $L = (X_L, Y_L)$, $M = (X_M, Y_M)$, $N = (X_N, Y_N)$, то центроїд такого трикутника можна знайти за формулою:

$$C = \frac{1}{3}(L + M + N) = \left(\frac{1}{3}(X_L + X_M + X_N), \frac{1}{3}(Y_L + Y_M + Y_N) \right). \quad (1.13)$$

Тоді центр ваги всього багатокутника є зважене середнє з усіх точок [30]. Середнє арифметичне зважене для дійсних чисел X_1, \dots, X_n з ваговими коефіцієнтами w_1, \dots, w_n визначається за формулою:

$$X_{\text{зважене}} = \frac{w_1 X_1 + w_2 X_2 + \dots + w_n X_n}{w_1 + w_2 + \dots + w_n}. \quad (1.14)$$

1.2.5 Основи 3D-друку

3D-друк може здійснюватися різними засобами і з використанням різних технологій, найбільш поширеніші – це стереолітографія (StereoLithography, SL); сплавлення екструдного осадження (Fused Deposition Modelling, FDM); балістичне осадження часток (Ballistic Particle Manufacturing, BPM); багатошарове виготовлення об'єктів (Laminated Object Manufacturing, LOM); селективне лазерне спікання (Selective Laser Sintering, SLS). FDM - найпоширеніша технологія 3D-друку в світі, на її основі створюються тривимірні об'єкти за рахунок нанесення послідовних шарів матеріалу, які повторюють контури цифрової моделі.

FDM-процес передбачає протягування обтискними роликками через екструдер діаметром менше 0,178 мм. Нитка при цьому нагрівається, переходить в напіврідкий стан і наноситься на матрицю формованого тривимірного об'єкту в ході порядкового сканування екструдером (рис.1.25).

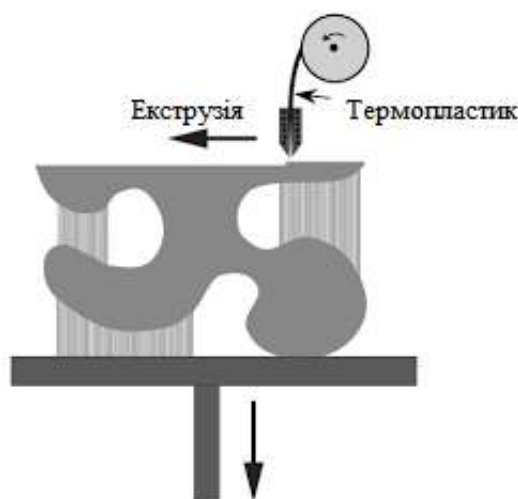


Рисунок 1.25 – Процес друку за FDM технологією [31, с.55]

Компоновочна речовина, осідаючи на матриці об'єкта, швидко твердне при температурі навколишнього середовища. Процесор FDM-системи управляє переміщенням головки екструдера по трьох осях і регулює температуру нагрівання пропонованого матеріалу.

Деталі, одержувані за технологією FDM - одноколірні, міцні і пружні, мають стабільний набір фізичних характеристик, які залежать від типу матеріала. Точність

побудови моделей за технологією FDM багато в чому залежить від товщини друкованого шару. Ця величина може складати від 0,127 до 1 мм. Поверхня готових об'єктів зазвичай злегка ребриста (в межах 0,1-1 мм). Ребристість обумовлена тим, що розплавлена нитка має округлу форму. Надати додаткову гладкість поверхні можна за допомогою пост-обробки.

3D-моделі можуть зберігатися на комп'ютері у різних форматах. Широко поширені такі формати як STL, OBJ, FBX, COLLADA. Найбільш відповідними форматами для зберігання моделей індивідуальних сплінтів є STL та OBJ, проте STL не дає можливості втрутитися в сформований опис об'єкту, що є необхідним для виконання цієї роботи, а також він не дає можливості зберігати полігон більше трьох сторін [31].

OBJ – формат файлу, який широко використовується для зберігання тривимірних моделей об'єктів для використання в адитивних технологіях. При зберіганні тривимірної моделі в формат OBJ відбувається триангуляція поверхні моделі (розбивання поверхні на полігони чи трикутники) (рис. 1.26).

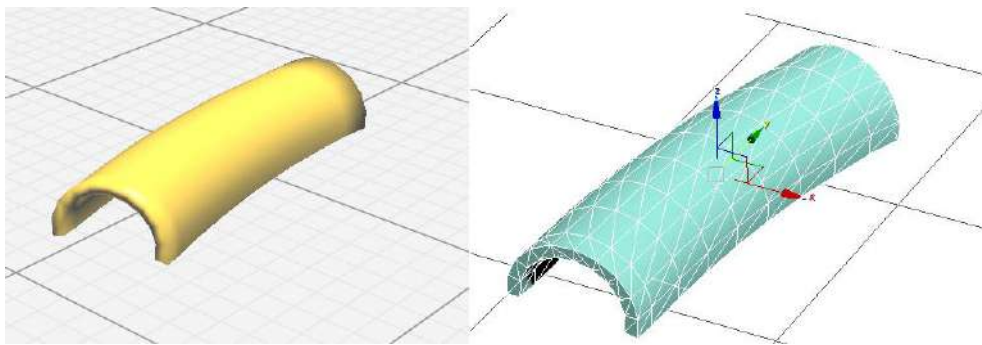


Рисунок 1.26 – Триангуляція 3D-моделі

У форматі OBJ зберігаються позиції кожної вершини, зв'язок координат текстури з вершиною, нормаль для кожної вершини, а також параметри, які створюють полігони (рис. 1.27) [32, с.174].

Поверхня визначається в списку вершин і нормалей. Полігони, такі як квадрат, можуть бути визначені за допомогою більш 3 вершин і нормалей. Рядок, що

починається з f , являє собою індекс поверхні. Кожна поверхня (полігон) може складатися з трьох або більше вершин ($f\ v1\ v2\ v3\ v4\ \dots$). Індксація починається з першого елемента і може бути негативною. Негативний індекс вказує на позицію відносно попереднього елемента. Модель, представлена у вигляді коду на рис. 3.15 являє собою трикутник (рис. 1.28).

Формування тривимірного спроектованого об'єкта з допомогою FDM-системи зводиться до перетворення файлу в OBJ формат і трансформування OBJ-опису змодельованого об'єкта в набір даних, що характеризують пошарові поперечні перетини необхідної роздільної здатності [33].

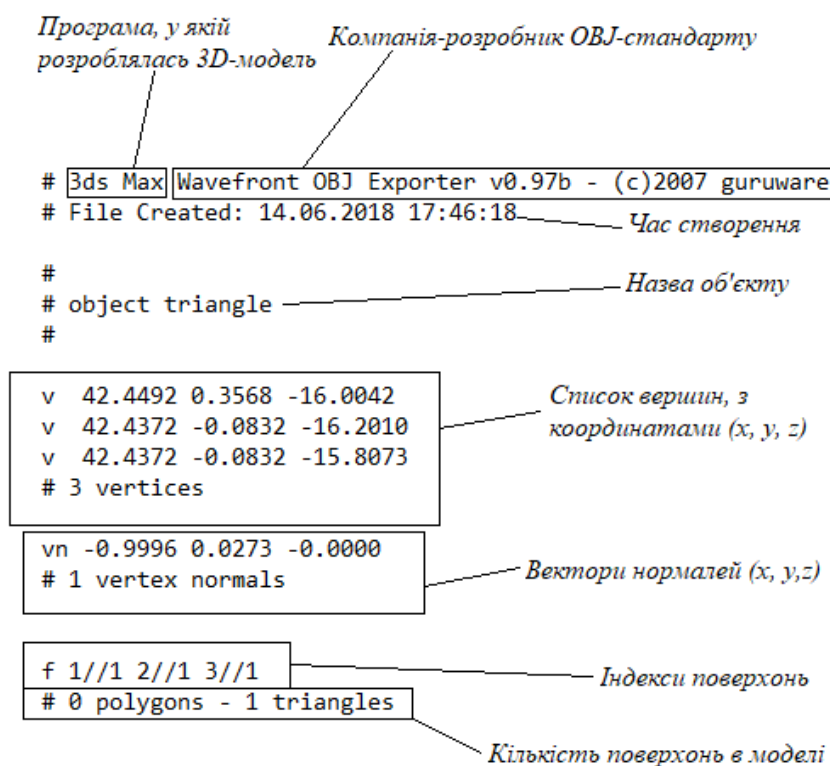


Рисунок 1.27 – Структура зберігання даних в форматі OBJ

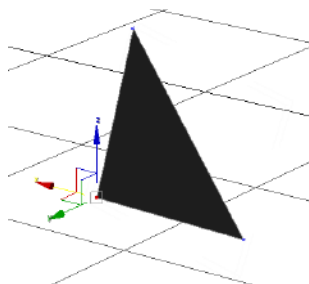


Рисунок 1.28 – 3D-модель трикутника

Трансформування OBJ-опису моделі в набір даних здійснює програмне забезпечення 3D-принтеру, на якому буде проводитись друк. Найбільш поширеною програмою є Cura від компанії Ultimaker, що надає цю програму у вільному доступі.

Cura - це програма-слайсер для 3D-принтерів, яка бере попередньо створену 3D-модель і формує пошарове уявлення все тієї ж моделі, генеруючи при цьому G-код - умовне іменування мови програмування для управління 3D-принтером, команди керують температурою екструдера, переміщення за осями, швидкість друку та інше. Інтерфейс програми Cura зображено на рис. 1.29.

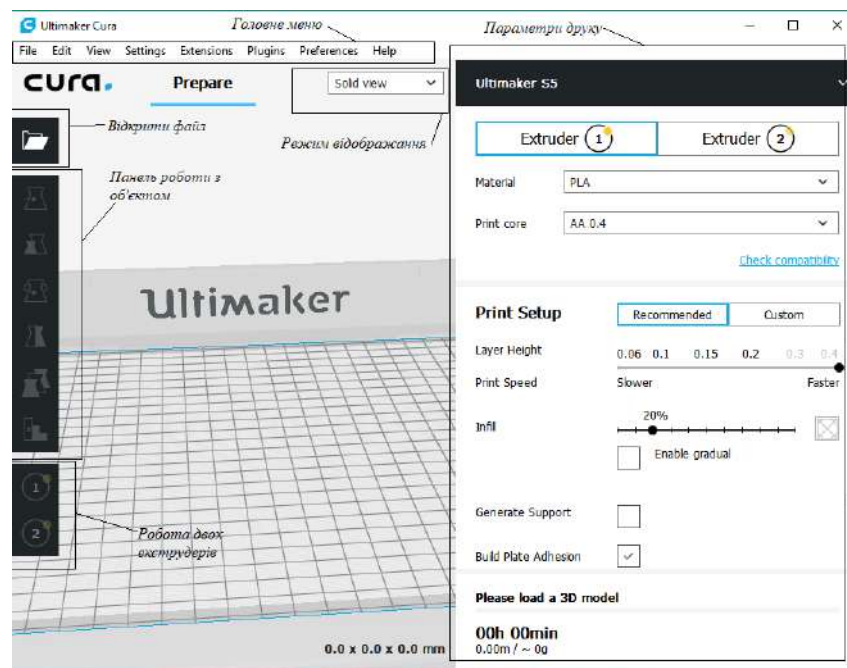


Рисунок 1.29 – Інтерфейс програми Cura

Налаштування параметрів друку в програмі Cura реалізовано двома засобами (рекомендовані налаштування та власні). Використання в Cura профілю рекомендованих налаштувань друку (Recommended) не завжди приносить настільки бажаний результат. Найбільш просунуті опції знаходяться під вкладкою (Custom).

Quality - товщина шару. Значення залежить від вашого принтера, але менша товщина шару забезпечує кращу якість, велика - більш високу швидкість.

Shell - товщина стінок у вашій моделі, а також про товщина нижнього і верхнього шарів. Значення Shell кратно діаметру сопла. При товщині сопла в 0,4 мм, пропонована товщина стінок буде кратною: 0,4 мм, 0,8 мм, 1,2 мм і т.д.

Infill (заповнення) - силова структура моделі. Чим вище щільність - тим міцніше, тим більше буде надруковано всередині.

Якщо у моделі є нависають елементи, повинна бути активна опція Support. Програма Cura діє підказку користувачу, про наявність таких поверхонь, підкрашуючи їх в червоний колір (рис.1.30). Під час друку, під цими областями будуть надруковані підпорки для отримання бажаної форми. Підпорки видаляються на стадії пост-обробки моделі.

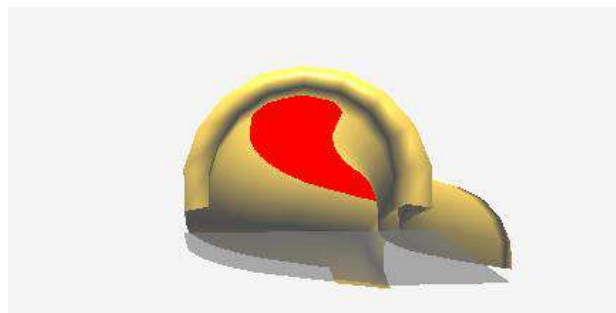


Рисунок 1.30 – Ідентифікація нависаючих елементів в Cura

Не всі матеріали однакові, іноді потрібна невелика підгонка, яка здійснюється у полі Material. Як правило, єдине, що потрібно змінити - це Retraction (втягування), щоб уникнути зайвого натягу нитки пластика.

Speed - швидкість переміщення друкуючої головки.

Special Modes – це опція, що дозволяє друкувати більше однієї моделі.[33].

2 БЛОК ПОПЕРЕДНЬОЇ ОБРОБКИ ДАНИХ

2.1 Розробка структурної схеми блоку попереднього прототипування спілітів

Умовно структурну блок схему попереднього прототипування спілітів можна розділити на два етапи.

На першому етапі (рис. 2.1) пацієнт обстежується в медичному закладі та робить комп'ютерну томографію верхніх дихальних шляхів. Зрізи верхніх дихальних шляхів зберігаються в файл DICOM, який буде оброблятися на другому етапі.

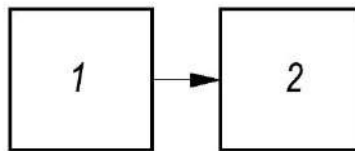


Рисунок 2.1 – Схематичне зображення перебування пацієнта в медичному закладі: 1 – пацієнт; 2 – КТ верхніх дихальних шляхів

На другому етапі відбувається обробка представленого DICOM-зображення та локалізація викривлення, що виконується на спеціальному програмному забезпеченні, яке було створено в рамках цієї роботи. Блок схема показана на рис. 2.2.

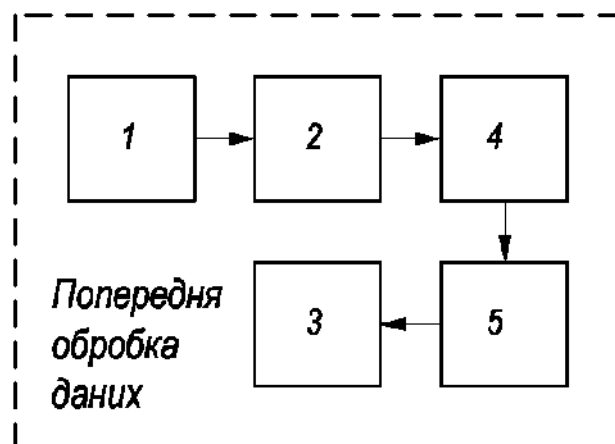


Рисунок 2.2 – Блок схема попередньої обробки даних:

- 1 – завантаження dicom-файлу;
- 2 – предобробка та фільтрація;
- 3 – локалізація викривлення;
- 4 – сегментація медичного зображення;
- 5 – розрахунок довжини носової перегородки.

Робота у скомпільованій програмі по підготовці 3D-моделі за натиском кнопки користувачем повинна завантажувати вибраний ним файл (1) із розширенням DICOM, у вікні робочої програми користувачу потрібно вибрати найінформативніший зріз з топограми (найінформативніший вважається той зріз, де патологічний процес викривлення носової перегородки видно більш за все), на цьому зрізі користувач повинен виділити прямокутку процину, в яку повинна попасти носова перегородка повністю. Після виділення необхідної площини, відбувається автоматична предобробка (2) та сегментація зображення (4), де окреслюється контур носової перегородки, далі вираховується геометричні показники носової перегородки (5) та локалізується викривлення (3). Ці дані зберігаються у програмі для наступного прототипування.

Повна структурна схема блоку попереднього прототипування сплінтів показана на рис. 2.3.

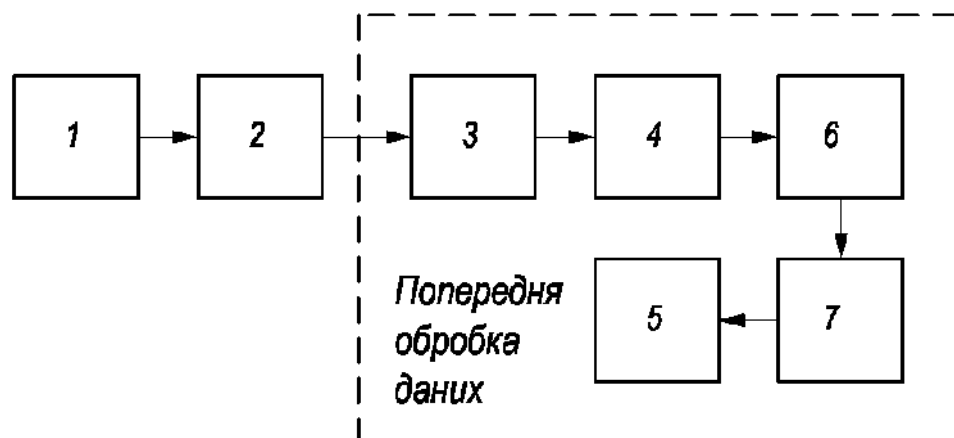


Рисунок 2.3 – Структурна схема блоку попереднього прототипування сплінтів:

- 1 - Пацієнт;
- 2 - КТ верхніх дихальних шляхів;
- 3 - завантаження Dicom-файлу;
- 4 - предобробка та фільтрація зображення;
- 5 - локалізація викривлення носової перегородки;
- 6- блок сегментації медичного зображення;
- 7- розрахунок довжини носової перегородки.

Структурна схема блоку попереднього прототипування сплінтів після септопластики входить до складу схеми структурної автоматизованої розробки сплінтів для ринохірургічних операцій, що наведено у додатку Б.

2.2 Робота програми

Програма, що була написана на мові Delphi (рис. 2.4).

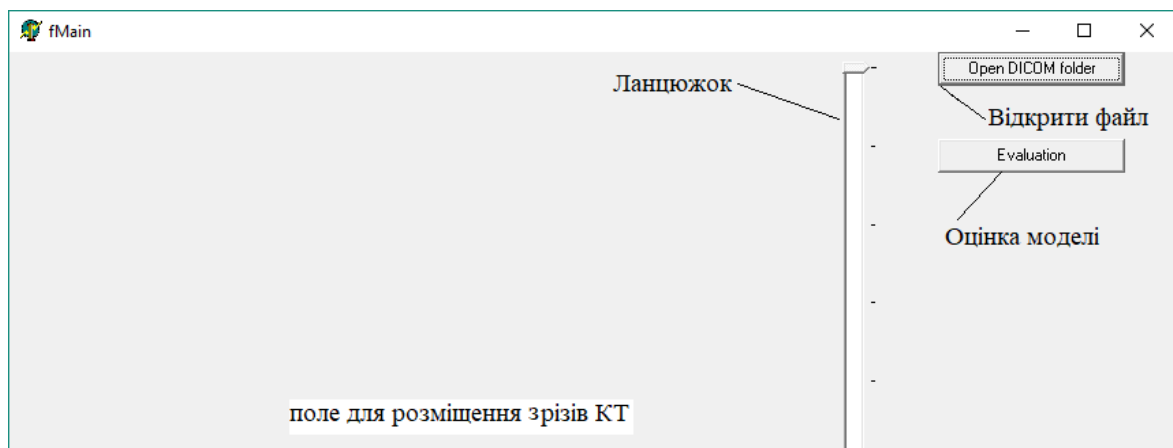


Рисунок 2.4 – Інтерфейс програми

Програма представляє собою віконий додаток, що має в собі поле для розміщення срізів КТ, ланцюжка, що змінює зрізи, та кнопки: одна відкриває файл

(Open DICOM folder), що знаходиться на комп'ютері, чи з'ємному диску; інша оцінює дані (Evaluation), що отримуються після сегментації, зберігає виріз сегментованої носової перегородки та генерує код для OBJ-файлу.

Після натискання кнопки відкриття файлу (Open DICOM folder), користувачу потрібно вибрати серію знімків КТ, які будуть відображені у спеціальному полі в окні програми. Після знаходження інформативного зрізу (де викривлення видно найбільш явно), користувач натисканням лівої кнопки миші ставить першу крапку, звідки буде креслитись прямокутник, не відтискаючи лівої кнопки миші, користувач вказує другу крапку прямокутника, що креслить по діагоналі від першої до другої крапки (рис. 2.5).

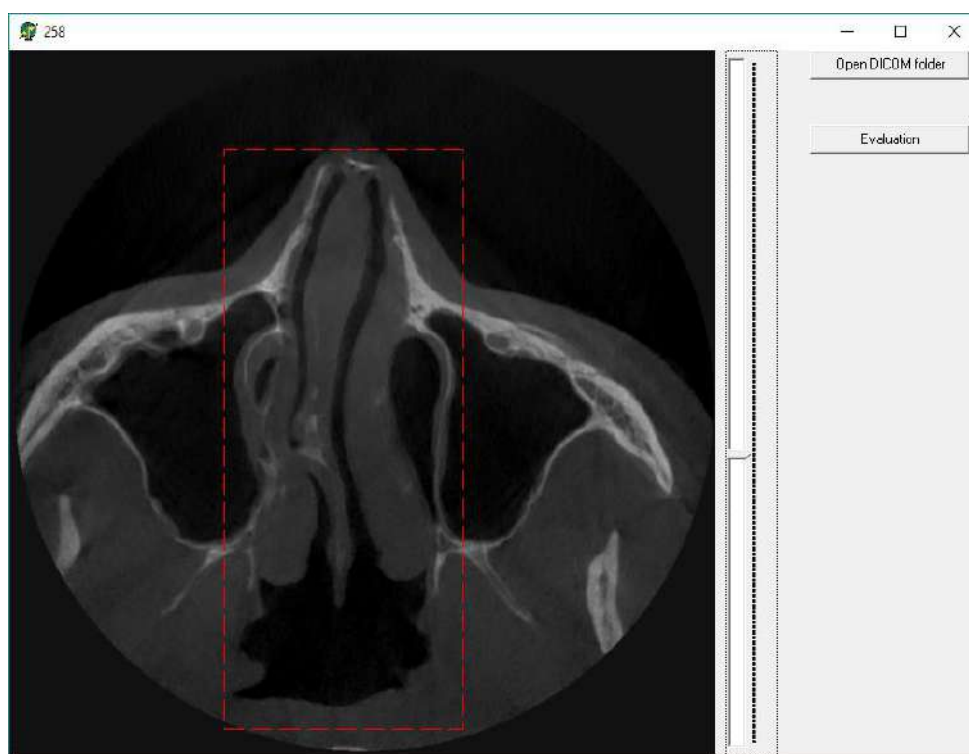


Рисунок 2.5 – Виділення носової перегородки

Одразу після відпускання лівої кнопки миші здійснюється сегментація зображення в площині прямокутника, результат сегментації зрізу №1 показаний на рис. 2.6.

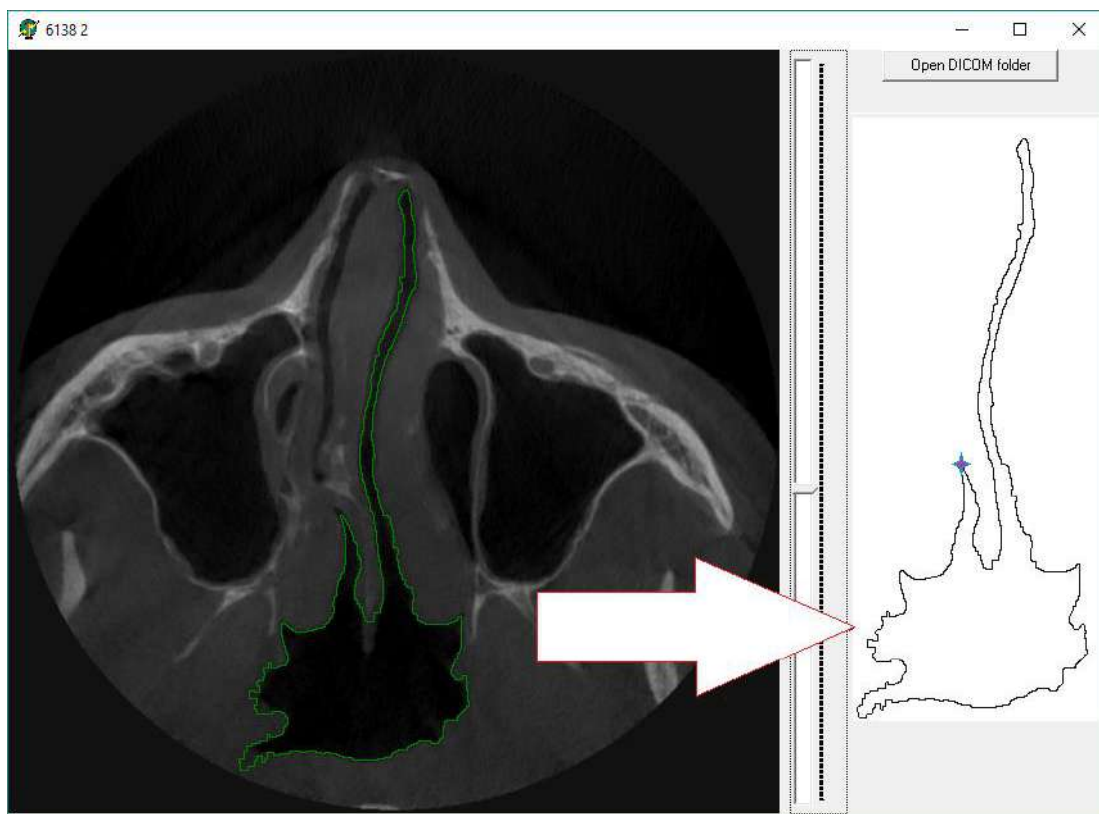


Рисунок 2.6 – Результат сегментації носової перегородки зрізу №1

На рис. 2.6 видно, що лівий носовий хід заблокований і не має можливості для пересування повітря, тому сегментована модель креслиться саме до тієї області і визначається як точка локалізації викривлення.

Якщо перегородка сегментується повністю, то алгоритм знаходження локалізації викривлення зводиться до знаходження глобальних екстремумів в двох контурах, як показано на рис.2.7. Перший контур починається з верхівки сегментованої моделі і закінчується крайньою точкою носової перегородки. Другий контур починається з крайньої точки носової перегородки і закінчується іншою верхівкою моделі. До розглядання береться найнижчий екстремум, бо при побудові індивідуального сплінту важливо правильно обрати довжину, тому екстремум, що знаходиться вище на топограмі, не є інформативними.

Разом із локалізацією викривлення, шляхом глобальних екстремумів шукається точка кінця носової перегородки, для цього шукається глобальний

мінімум між двома глобальними максимумами (точки початку носової перегородки).

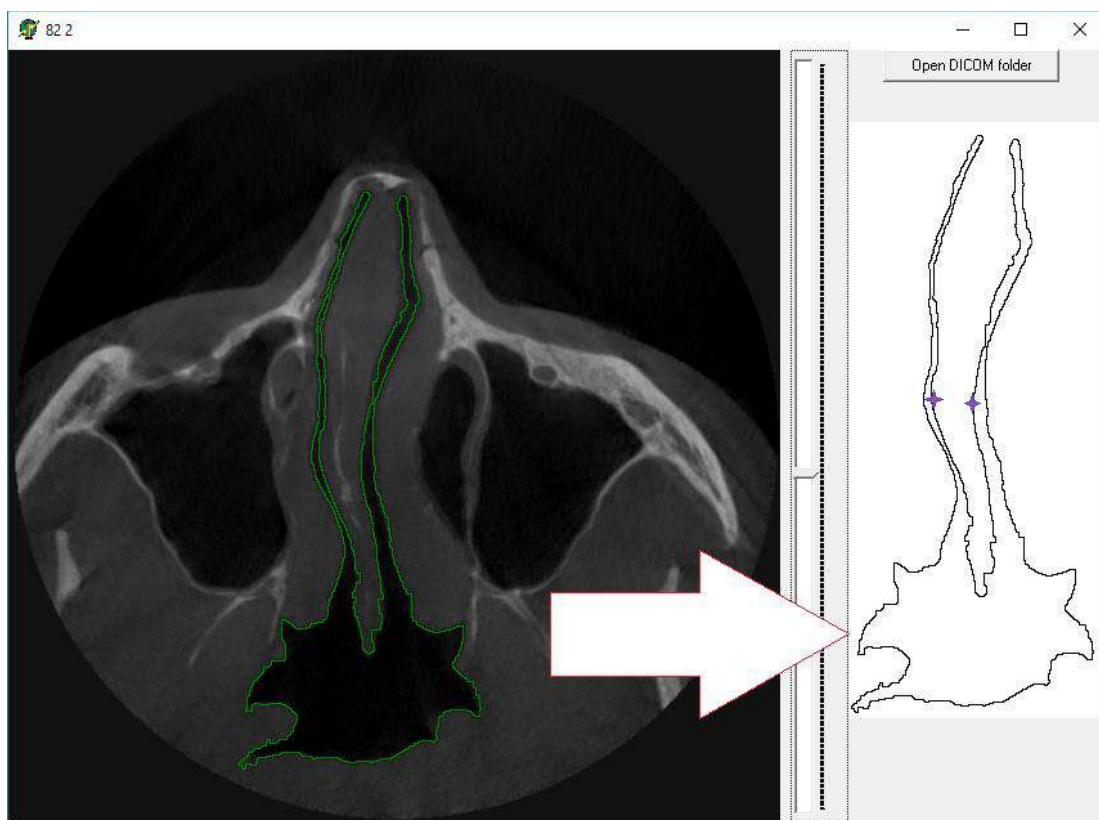


Рисунок 2.7 – Результат сегментації носової перегородки зрізу №2

Відштовшуючись від цих даних, програма визначає L_2 (довжина носової перегородки до викривлення) та L_1 (загальна довжина носової перегородки) та зберігає ці дані для подальшого прототипування.

Програма попередньої обробки даних є стартовим етапом в індивідуалізації септальних шин. Вона має значні недоліки, такі як необхідність використання кваліфікованого користувача для визначення інформативного зрізу; неточність сегментації при неправильному створенні прямокутної площини.

Алгоритм програми попередньої обробки даних наведений у додатку Г.

2.3 Створення з 3D-моделей

Для коректної побудови 3D-моделі, попередньо в програмі для 3D візуалізації Autodesk 3Ds Max 2019 Student Version, була створена і змодельована уніфікована сплінт-система для всіх типів викривлень носової перегородки. Основою є семикутник АБВГДЕЖ, що зображений на рис. 2.8.

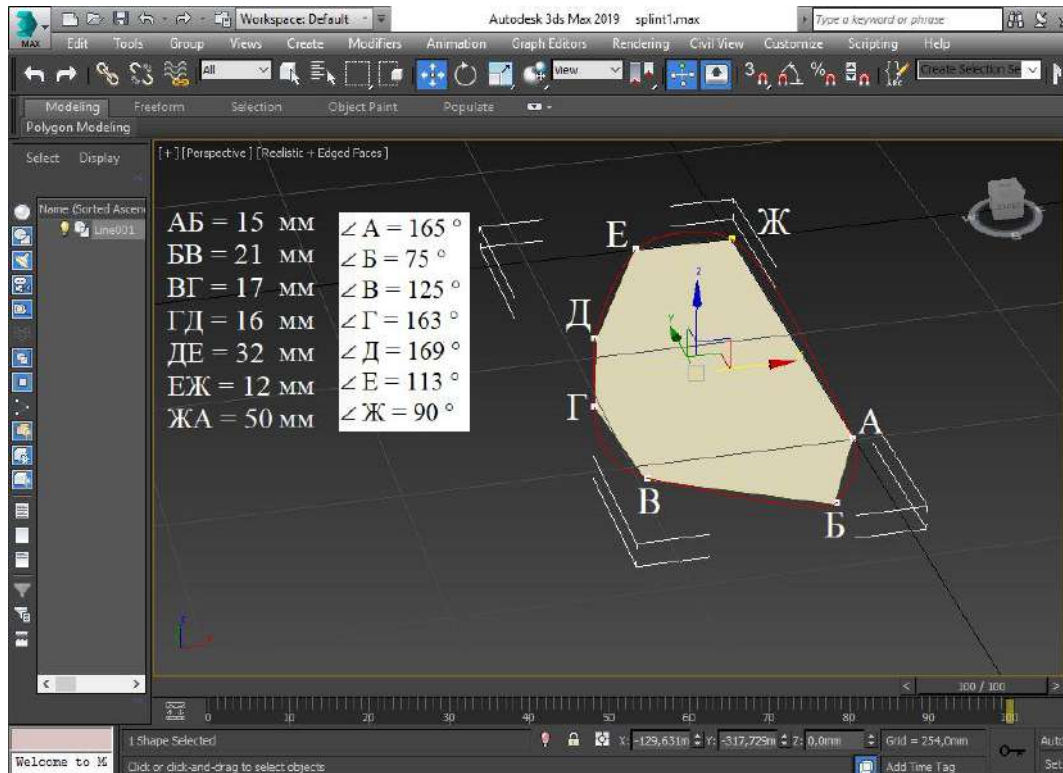


Рисунок 2.8 – Інтерфейс програми 3Ds Max із основою септальної шини

Ребра і вершини семикутника заокруглені для виключення травматизації слизової оболонки носа, для цього в програмі для 3D візуалізації Autodesk 3Ds Max були використані квадратичні криві Безьє [34] (рис.2.9) для згладжування острих кутів семикутника.

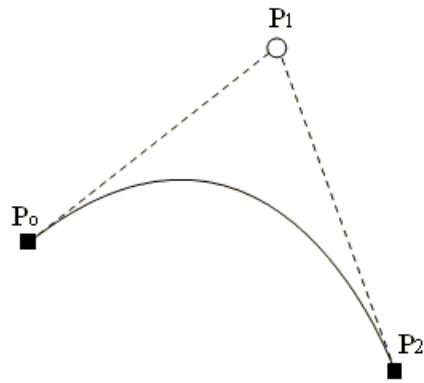


Рисунок 2.9 – Квадратична крива Безьє [34]

За патентом № 2414180, для основної маси дорослих пацієнтів довжина сторін становить: $AB = 14-16$ мм, $BV = 20-22$ мм, $ВГ = 16-18$ мм, $ГД = 15-17$ мм, $ДЕ = 31-33$ мм, $ЕЖ = 11-13$ мм, $ЖА = 49-51$ мм.

На поверхні шини виконано порожнисте валикообразне потовщення, що йде на всьому протязі внутріносової шини на рівні нижньої носової раковини і орієнтоване до бічної стінки порожнини носа, що додатково полегшує носове дихання у пацієнта (рис. 1.5). Кути при побудові основи наступні: $\angle A = 165^\circ$, $\angle B = 75^\circ$, $\angle В = 125^\circ$, $\angle Г = 163^\circ$, $\angle Д = 169^\circ$, $\angle Е = 113^\circ$, $\angle Ж = 90^\circ$ [8].

Результат побудови основи сплінта представлений на рис.2.10.

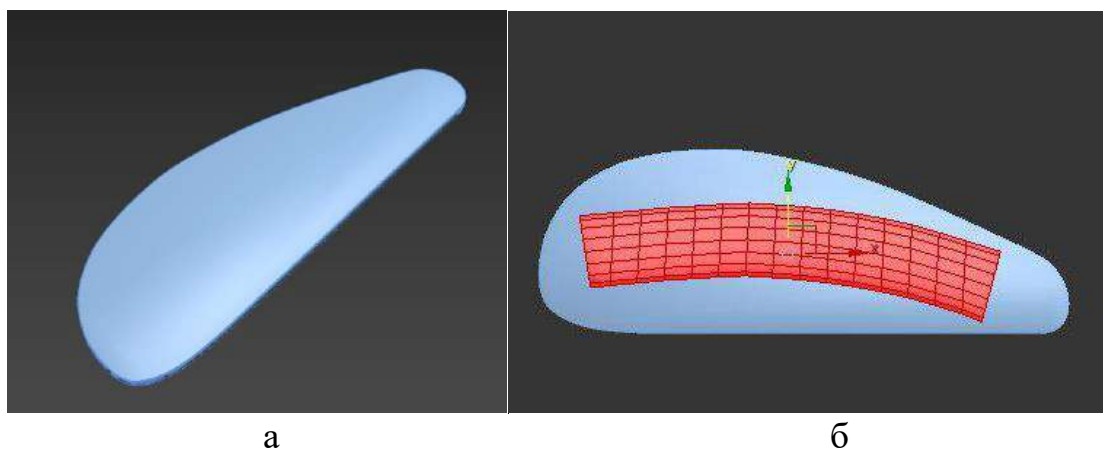


Рисунок 2.10 – Змодельована (а) основа сплінта (б) основа сплінта з валикообразним потовщувачем для проходу повітря

Рендер модель представлена на рисунку 2.11.

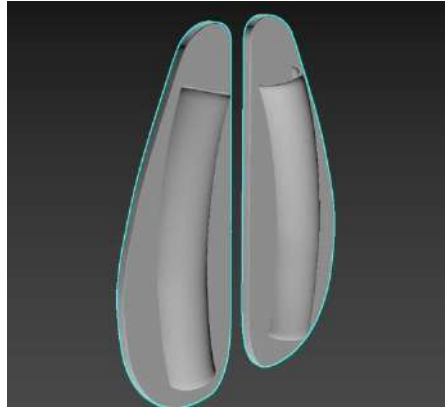


Рисунок 2.11 – Рендер модель сплінт-системи

3 БЛОК АВТОМАТИЗОВАНОЇ РОЗРОБКИ СПЛІНТІВ ДЛЯ РИНОХІРУРГІЧНИХ ОПЕРАЦІЙ

3.1 Розробка схеми структурної системи автоматизованої розробки сплінтів для ринохірургічних операцій

Умовно структурну блок схему можна розділити на два етапи.

Маючи дані про геометричні особливості носової перегородки пацієнта та локалізацію викривлення, що були отримані при попередніх обробці даних, перший етап присвячений генерації індивідуальної сплінт-системи та зберіганню її в популярному форматі OBJ для наступного 3D-друку.

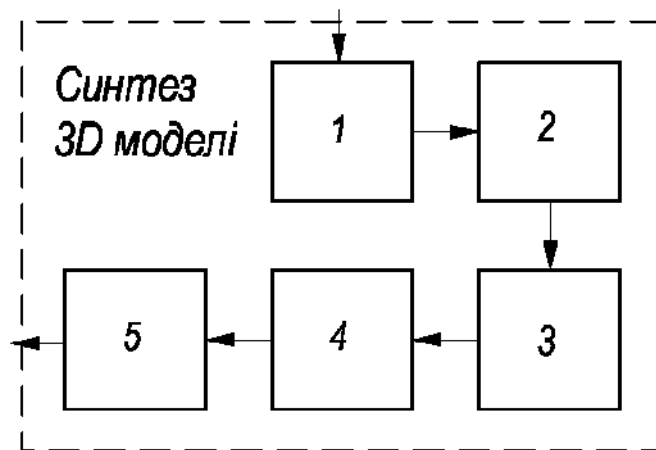


Рисунок 3.1 – Блок схема синтезу 3D моделі:

- 1 – завантаження зрізів КТ;
- 2 – вибір зони сплінтування;
- 3 – вибір товщини основи сплінту;
- 4 – синтез 3D моделі;
- 5 – зберігання 3D моделі в форматі OBJ;

Для поліпшення якості синтезу моделі та коректного вибору параметрів, необхідно завантажити інформативні зрізи КТ (1) з можливістю їх перегляду.

Забезпечивши необхідний вибір зони сплінтування (2), є можливість покриття всіх анатомічно важливих зон. Важливими можна виділити наступні зони:

- перша – найбільш заглиблена зона (модель повної сплінт-системи), у яку були взяті оригінальні параметри сплінта;

- друга - перекриває найбільш значущі частини носової перегородки, крім основи носової кістки; модель розрахована на викривлення в проміжку між основою носової кістки і спайкою носова кістка / латеральний хрящ;

- третя розрахована на найбільш часто зустрічається патологію - викривлення в місці спайки носова кістка / латеральний хрящ;

- четверта зона виключно для переднього відділу носа, вона необхідна коли деформовані лише хрящові відділи, такі як латеральний хрящ, хрящ перегородки носа, великі хрящі крила.

Проте модель основи сплінта повністю адаптивна і може синтезуватися для будь-якої девіації носової перегородки.

В залежності від характеру проведеної операції (видалення шипа чи гребня) може виникнути потреба в синтезі сплінта з більш тонкими стінками основи (3). В уніфікованій формі товщина стінки складає 2 міліметри, додатково можна вибрати товщину 1 міліметр. Налаштувавши параметри синтезується 3D модель (4) із можливістю її збереження в форматі OBJ (5).

Останній етап це 3D-друк, блок схема якого представлена на рисунку 3.2.

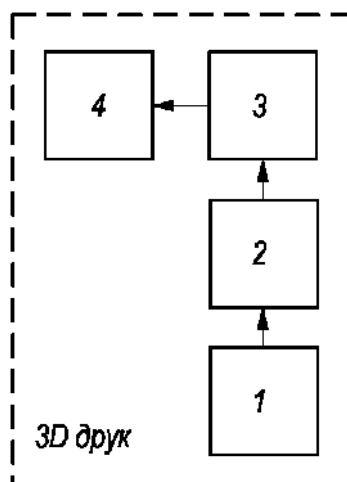


Рисунок 3.2 – Блок схема 3D-друку сплінтів:

- 1 – комп'ютерна підготовка 3D моделі до друку;
- 2 – генерація G-коду;
- 3 – 3D-друк сплінтів;
- 4 – постобробка моделі.

Комп'ютерна підготовка 3D моделі до друку (1) полягає в налаштуванні параметрів в програмі Cura, що формує пошарове уявлення все тієї ж моделі, генеруючи при цьому G-код (2) - мова для управління 3D-принтером, команди керують температурою екструдера, переміщення за осями, швидкість друку та інше. Детальне налаштування програми Cura описано в п.1.2.5. Після 3D-друку сплінтів (3) необхідна постобробка моделі (4), де видаляються підпорні конструкції, що необхідні під час друку.

Загальна структурна схема системи автоматизованої розробки сплінтів для ринохірургічних операцій представлена на рисунку 3.3 та в додатку Б.

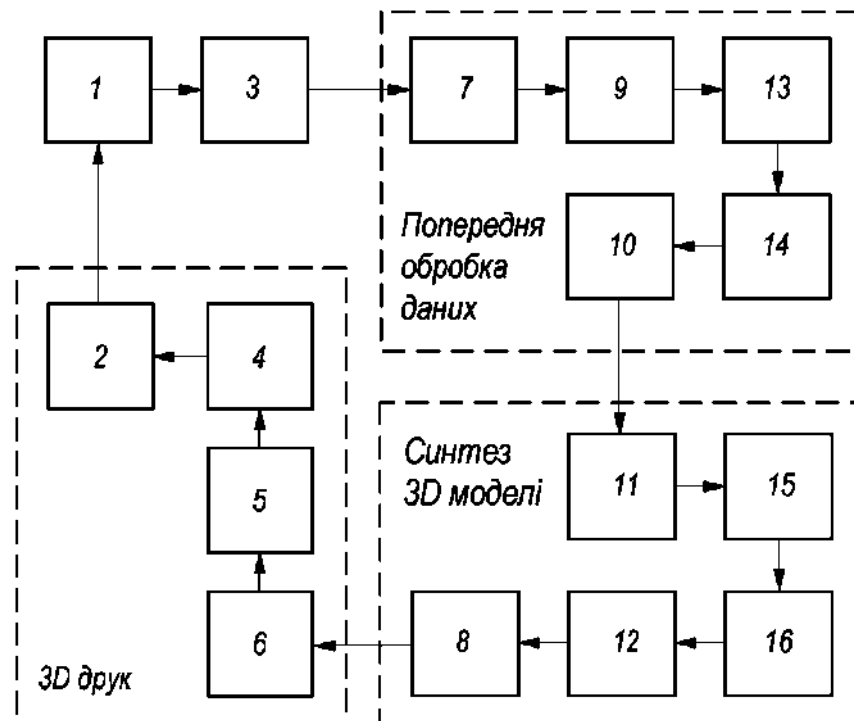


Рисунок 3.3 - Структурна схема системи автоматизованої розробки сплінтів для ринохірургічних операцій:

1 - пацієнт; системи автоматизованої розробки сплінтів для ринохірургічних операцій

- 2 - постобробка 3D моделі;
- 3 - КТ верхніх дихальних шляхів;
- 4 - 3D друк сплінтів;
- 5 - генерація G-коду;
- 6 - підготовка 3D моделі до друку;
- 7 - завантаження Dicom-файлу;
- 8 - зберігання 3D моделі в форматі OBJ;
- 9 - предобробка та фільтрація зображення;
- 10 - локалізація викривлення носової перегородки;
- 11 - завантаження зрізів КТ;
- 12 - синтез 3D моделі;
- 13 - блок сегментації медичного зображення;
- 14 - розрахунок довжини носової перегородки;
- 15 - вибір зони сплінтування;
- 16 - вибір товщини основи сплінту.

Із схеми структурної видно, що процес розробки індивідуальних сплінтів проходить в 4 етапи. Перший етап, що включає пацієнта і проведення комп'ютерної томографії зумовлює перебування пацієнта в межах медичного закладу. Наступні 2 етапи (попередня обробка даних, синтез 3D моделі) не накладають необхідність пацієнта чи лікаря перебувати у певному місці, вони є мобільними і визначають необхідність наявності комп'ютера із спеціальними додатками до них. Четвертий етап проходить за наявності 3D принтера, що друкує моделі із силікону. Інформація між етапами може бути здійснена за допомогою електронної пошти, чи іншими засобами передачі даних. Мобільність та фізична автономність даної концепції свідчить про те, що дана система автоматизованої розробки сплінтів може перебувати як в конкретному медичному закладі, так і винесена в окрему лабораторію і надавати послуги кільком медичним закладам дистанційно.

3.2 Робота програми

Програма являє собою додаток для комп'ютера (рис.3.4) із наступним інтерфейсом.

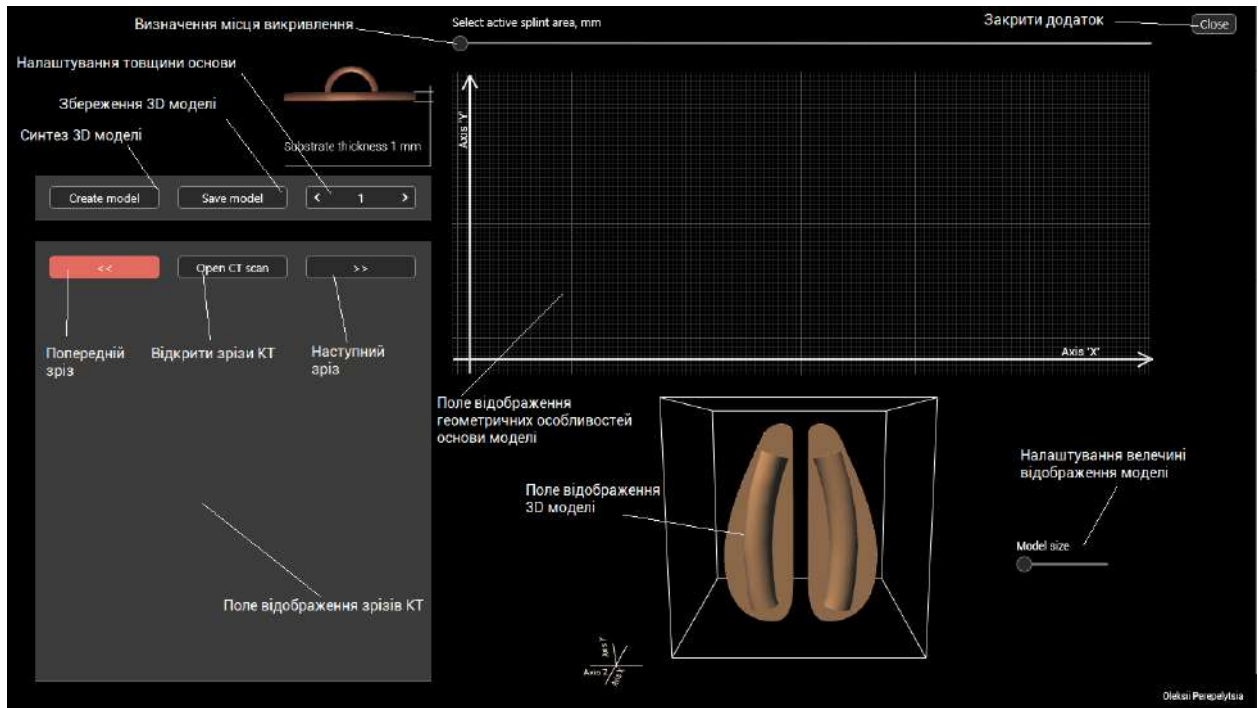


Рисунок 3.4 – Інтерфейс програми автоматизованої розробки сплінтів

Для початку роботи треба завантажити в додаток необхідні зрізи (рис. 3.5). Для цього потрібно натиснути кнопку «Open CT scan» і вибрати папку з росташуванням знімків. Після цього вони завантажуться в додаток і будуть відображатися у відповідному вікні.

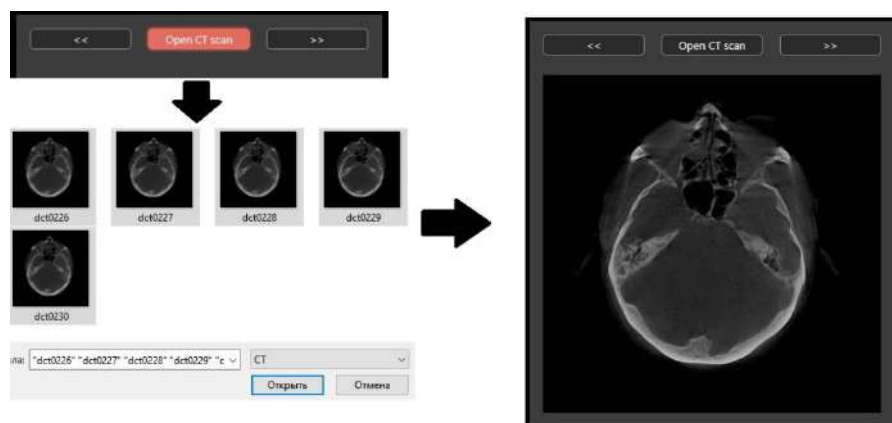


Рисунок 3.5 – Завантаження зрізів КТ в додаток

Наступним кроком є налаштування локалізації викривлення (рис.3.6). Для цього в додатку присутній ланцюжок із назвою «Select active splint area». Рухаючи ланцюжок вздовж вісі «X» змінюється вибрана нами локалізація викривлення. Як результат програма генерує форму септальної шини, в залежності від положення ланцюжка.

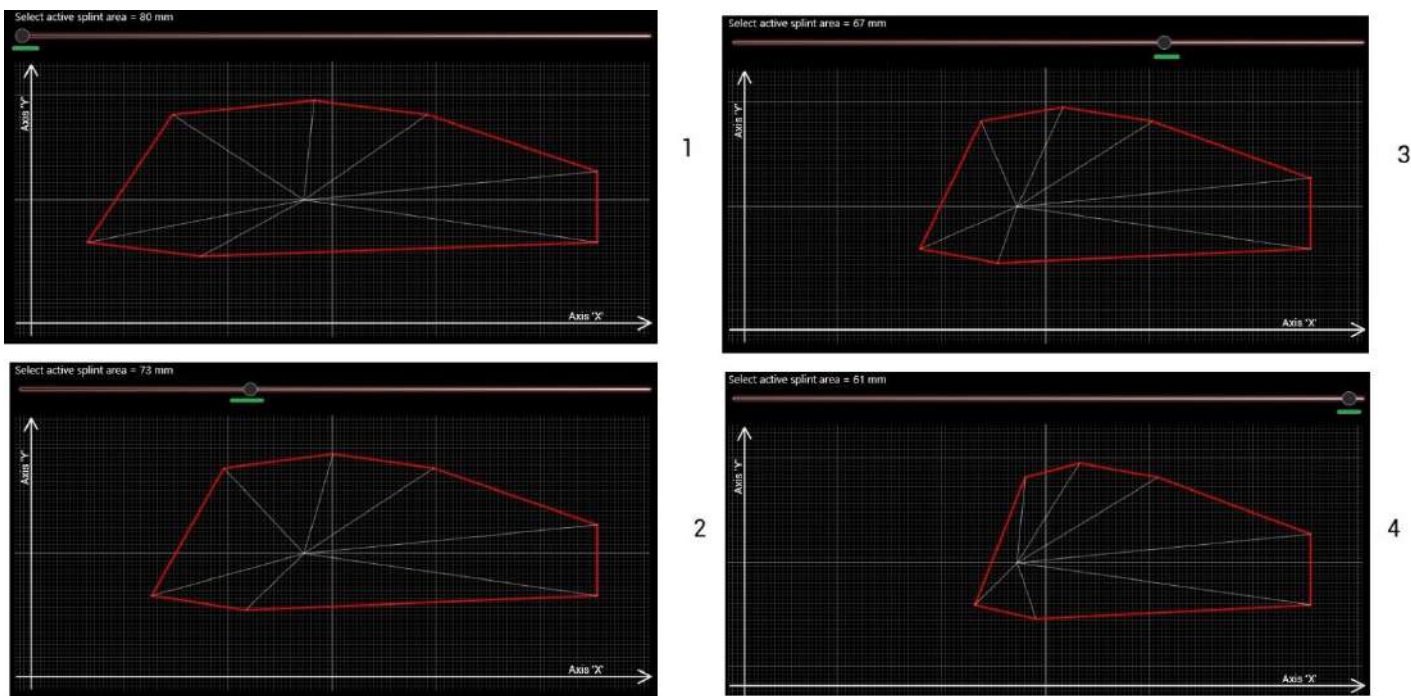


Рисунок 3.6 – Приклади налаштування локалізації викривлення в додатку

Під номером один на рис.3.6 відображено семикутник основи септальної шини для викривлення, що досягає 80 мм; під номером два на 73 мм; під номером три – 67 мм; під номером чотири – 61 мм.

На графіку червоним контуром відображено ребра семикутника, білим кольором показані вектори, що виходять із центроїда семикутника и входять в вершини кутів семикутника.

При кожній зміні локалізації викривлення, програма аналізує величину локалізації і формує довжину кожного із векторів. Після цього вони з'єднуються червоною лінією, утворюючи ребра. Центроїд при цьому залишається сталим.

Алгоритм знаходження центроїду (описано в п.1.2.4) використовувався наступний:

- із вихідних даних відомо про розташування кожної із вершин семикутника;
- за геометричною декомпозицією семикутник був розділений на п'ять трикутників и вирахуваний центроїд кожного із трикутників;
- знаючи центроїди трикутників програма знаходить загальний шляхом «зважування середніх» (описано в п.1.2.6). Результат представлений на рис.3.7.

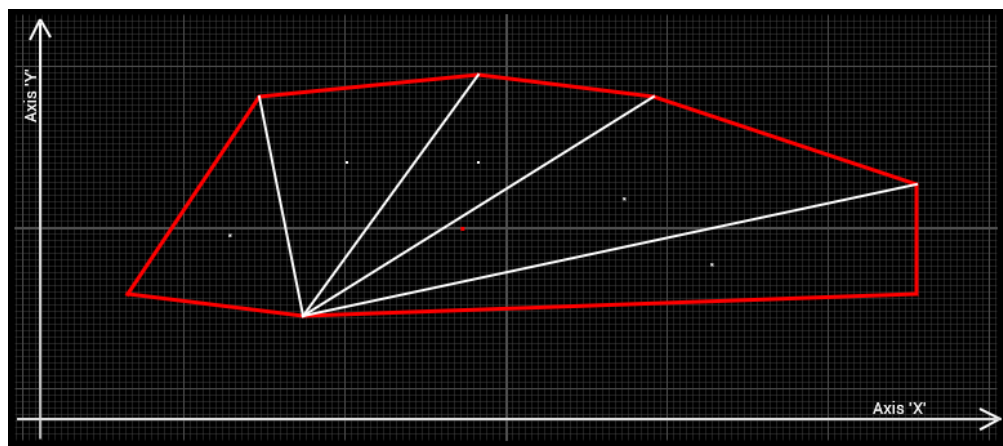


Рисунок 3.7 – Реалізований алгоритм знаходження центроїду семикутника

Наступним кроком в роботі із додатком є синтез 3D моделі, виходячи із тої форми семикутника, що отрималась кроком раніше. Для синтезу потрібно натиснути кнопку «Create model» і модель з'явиться в необхідному вікні (рис.3.8).

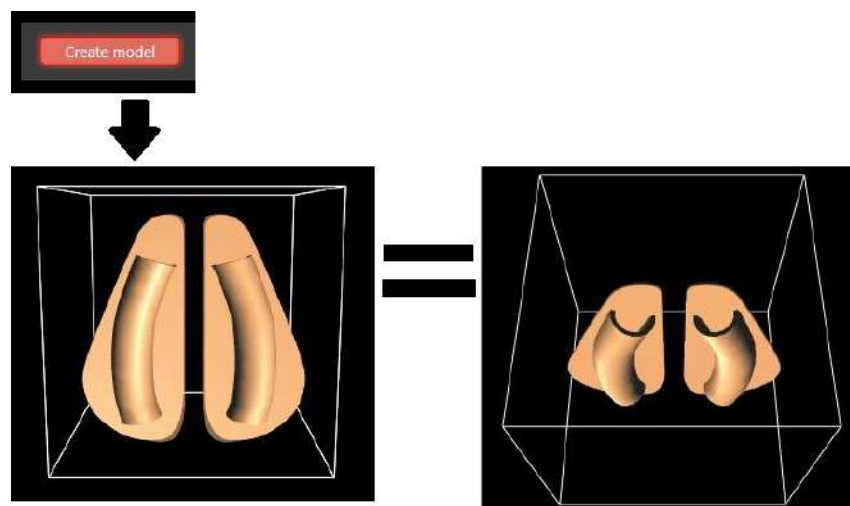


Рисунок 3.8 – Синтез моделі, поворот моделі навколо вісі

У вікні роботи з 3D моделлю її можна обертати навколо осі, шляхом натискання лівої кнопки миші та рухом вгору чи вниз. Збільшувати чи зменшувати для підвищення комфорту роботи із додатком, шляхом зміни ланцюжка «Model size» (рис.3.9).

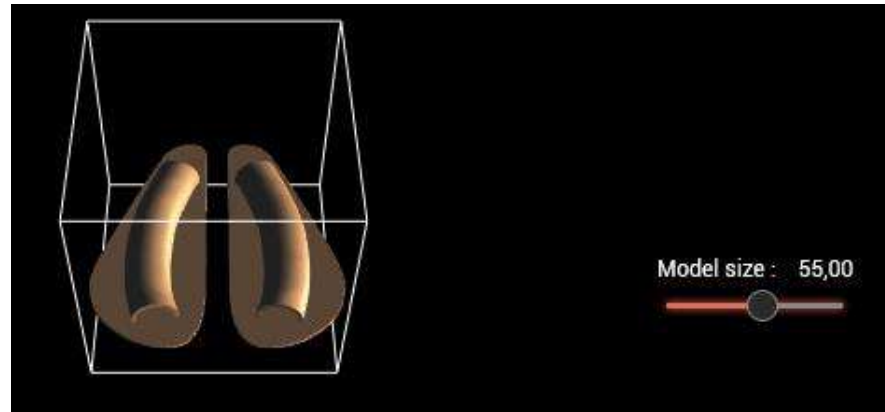


Рисунок 3.9 – Зміна розміру відображення моделі

Відмінною рисою цього додатку є алгоритм зменшення товщини основи сплінту, що в свою чергу надає більшої варіабельності лікарям для ведення післяопераційного періоду. В уніфікованій формі товщина стінки складає 2 міліметри, додатково можна вибрати товщину 1 міліметр.

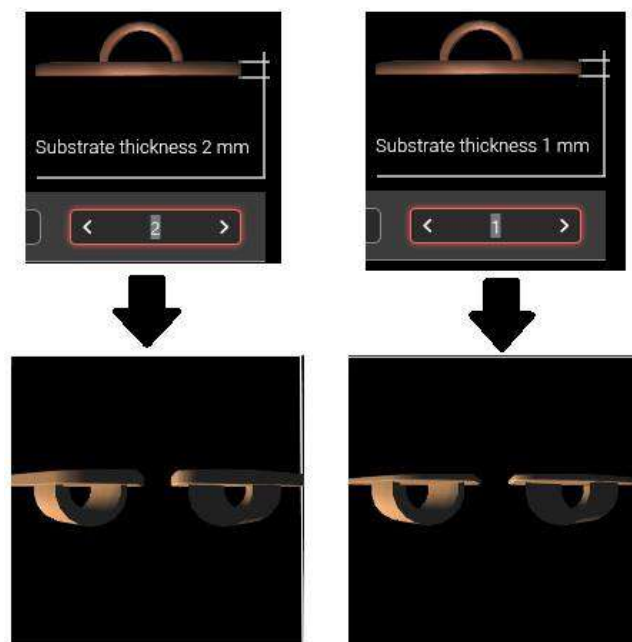


Рисунок 3.10 – Налаштування товщини основи від 2мм до 1мм

Для збереження 3D моделі для подальшого друку в додатку є спеціальна кнопка «Save model» (рис.3.11), після натискання якої відкривається вікно з вибором необхідної папки на комп'ютері.

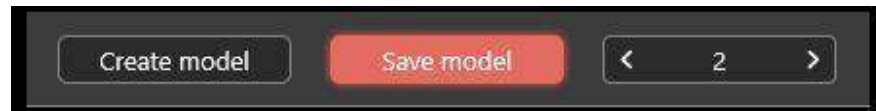


Рисунок 3.11 – Експорт 3D моделі з додатку до комп'ютера

Після збереження моделі її можна друкувати на 3D принтері. Алгоритм роботи із 3D принтером був описаний в п.1.2.5.

3.3 Реалізація 3D-друку сплінтів

Для 3D-друку сплінтів був використаний 3D-принтер Ultimaker 2+, що зображений на рис. 3.12.

Даний 3D-принтер має характеристики, що наведені в таблиці 3.1.

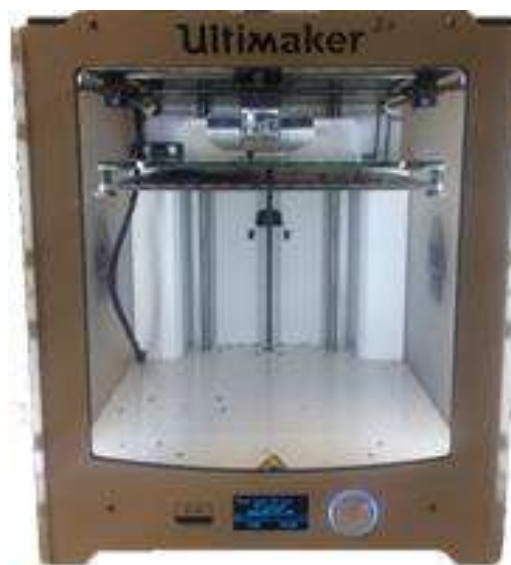


Рисунок 3.12 – Зовнішній вигляд 3D-принтеру Ultimaker 2+

Таблиця 3.1 – Характеристики 3D-принтеру Ultimaker 2+

Точність X, Y, Z	12,5; 12,5; 5 мкм
Швидкість пересування голівки	30–300 мм/с
Швидкість екструзії	до 16 мм ³ /с
Діаметр сопла	0,4 мм
Температура сопла	180–260 °С
Температура робочого столу	50–100 °С
Розміри максимально можливої моделі	223 x 223 x 205 мм

Для друку на даному 3D-принтері необхідна SD-карта для переносу файлу із 3D-моделями. Після встановлення SD-карти в гніздо і натискання кнопки для запуску, починається процес друку моделей, що зображений на рис. 3.13.

Після того, як сплінти були надруковані, була виконана постобробка, яка включала в себе відділення сплінтів від підложки та видалення підпорних конструкцій, результат представлений на рис. 2.15 – 2.17.

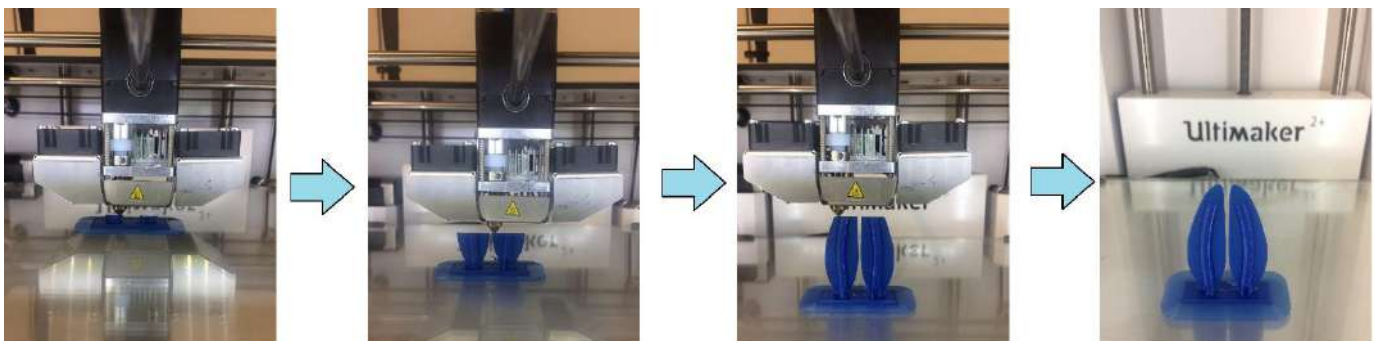


Рисунок 3.13 – Процес друку сплінтів на 3D-принтері

Для тестування друку був використаний матеріал PLA-пластик, бо він є найпоширенішим та дешевим матеріалом.



Рисунок 3.14 – Надрукована сплінт-система з різних боків



Рисунок 3.15 - Надруковані сплінт-системи різних розмірів

Для практичного використання блоку прототипування сплінтів в медичних закладах, необхідно використовувати силіконовий матеріал, бо він не прилипає до порожнини носа, не відторгується організмом, легко встановлюється і знімається.

3D-принтери, що можуть друкувати силіконовим матеріалом: ACEO Imagine [35], 3Diligent [36] та інші, але найбільш перспективним є Discov3ry 2.0 [37]. Він являє собою додатковий екструдер до вищесказаного Ultimaker 2+ із відсіком для зберігання силікону (рис.3.16).

ВИСНОВКИ

Інтраназальний силіконовий сплінт призначений для застосування після септопластика. Він фіксує відновлену носову перегородку в серединному положенні.

Проблематика сплінт-системи - це використання універсальної форми і розмірів. Сплінти не враховують індивідуальну будова архітекtonіки порожнини носа, тому можливий додатковий тиск на латеральну стінку порожнини носа.

3D друк Сплінт, модель якого побудована на основі DICOM зображення, має такі переваги:

- індивідуальний підхід до кожного пацієнта та створення анатомічно відповідних сплінтів, отже значне зменшення больових відчуттів;
- можливість створення сплінтів окремо для передньої частини носової перегородки;
- друк полімерами, які не будуть відторгнуті в організмі протягом періоду, необхідного для лікування.

Таким чином, різні модифікації інтраназальних шин дозволять значно полегшити реабілітаційний період для пацієнта, зменшить кількість первинних і віддалених ускладнень, а також, за рахунок зменшення тиску на рефлекторні зони порожнини носа, полегшить загальний соматичний стан хворого, зменшить ризик виникнення порушень з боку нервово-психічної діяльності, а також страху від проведення оперативного втручання. Індивідуальна сплінт-система допоможе хворому повернутися до нормального і природного фізіологічного дихання.

На базі комп'ютерних технологій був представлений спосіб оцінки просторового розташування носової перегородки. На підставі КТ-анатомії носової перегородки була запропонована оптимальна форма внутріносової шини, відповідна індивідуальним особливостям організму.

Розроблений алгоритм визначення геометричних параметрів архітекtonіки порожнини носа, визначення локалізації викривлення носової перегородки, а також

розроблений алгоритм побудови 3D-моделі індивідуальних сплінтів в міжнародному форматі OBJ, який придатний для друку на більшості 3D-принтерах.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Пухлик С. М. Затрудненное носовое дыхание / С. М. Пухлик. // Здоров'я України. – 2010. – С. 54–57.
2. Аврунин О.Г. Методы и средства функциональной диагностики внешнего дыхания: монография / О. Г. Аврунин, Р.С. Томашевский, Х.И. Фарук. – Харьков, ХНАДУ. – 2015. – 208 с.
3. Oleg G. Avrunin, Natalia O. Shushlyapina, Yana V. Nosova, WojciechSurtel, AronBurlibay, MaralZhassandykyzy. Method of expression of certain bacterial microflora mucosaol factory area. Proc. SPIE 9816, Optical Fibersand Their Applications, 2015, 98161L (December 18, 2015), doi:10.1117/12.2229074.
4. Пальчун В.Т. Болезни уха, горла и носа / В. Т. Пальчун, М. М. Магомедов, Л. А. Лучихин., 2002. – 576с.
5. Аврунін О.Г., Безшапочний С.Б., Бодянський Є.В., Семенець В.В., Філатов В.О. Інтелектуальні технології моделювання хірургічних втручань. – Харків : ХНУРЕ, 2018. – 224 с.
6. Морохоев В. Н. Оптимизация методов диагностики и хирургической коррекции искривления перегородки носа / В. Н. Морохоев., 2010. – 76 с.
7. Лопатин А.С. Реконструктивная хирургия деформаций перегородки носа / А. С. Лопатин, 1994. – прил. 1. – 32с.
8. Пальчун В.Т. Практическая оториноларингология: Учебное пособие для студентов мед. вузов / Пальчун В.Т., Лучихин Л.А., Магомедов М.М., 2006 - 367с.
9. Avrunin O.G., Nosova Y.V., Shuhlyapina N.O., Zlepko S.M., Tymchyk S.V., Notra O., Imanbek B., Kalizhanova A., Mussabekova A., Principles of computer planning inthefunctional nasalsurgery. Przegląd Elektrotechniczny – 93(3)/2017, Pp. 140-143.
10. Виганд М.Э. Эндоскопическая хирургия околоносовых пазух и переднего отдела основания черепа/ М. Э. Виганд, Х. Иро. // Медицинская литература, 2010. – 259 с.
11. Пальчун В. Т. Оториноларингология: Руководство для врачей / В. Т. Пальчун, А. И. Крюков, 2001. – 826 с.

12. Оториноларингология: Учебник для вузов / В. И. Бабияк, М. И. Говорун, Я. А. Накатис, А. Н. Пащинин. – Питер, 2012. – 640 с.
13. Хофер М. Компьютерная томография. Базовое руководство / М. Хофер., 2008. – 224 с. – (2-е изд., переработанное и дополненное).
14. Филонин О. В. Общий курс компьютерной томографии / О. В. Филонин. – Самара, 2012. – 407 с.
15. Пушкарь Д. Ю. Урология: учеб. для студентов учреждений высш. проф. образования, обучающихся по специальности «Лечебное дело» / Д. Ю. Пушкарь, 2013. – 384 с.
16. Амвросьев А. П. Пластическая анатомия: учебное пособие / А. П. Амвросьев, С. П. Амвросьева, Е. А. Гусева. – Минск, 2015. – 167 с.
17. Advanced 3D-Imaging Software Ez3D2009 User Manual Version 1.0 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://www.balardent.com/tech/docus/Ez3D2009.pdf>
18. DICOM 3.0-стандарт редакції [Электронный ресурс]. – 2016. – Режим доступа до ресурсу: http://www.course-as.ru/download/pdf/DICOM/DICOM_Std.pdf
19. Rafael C. G. Digital Image Processing / C. G. Rafael, E. W. Richard, 2002. – 122 с.
20. Аврунин О.Г., Шамраева Е.О. Реконструкция объемных моделей черепа и имплантата по томографическим снимкам // Системы обработки информации: зб. наук. пр. – Х.: ХУПС, 2007. – Вип. 9 (67). – С. 137-140.
21. Image denoising with block-matching and 3D filtering / K.Dabov, A. Foi, V. Katkovnik, K. Egiazarian. – California USA, 2006. – 121 с.
22. Аврунин О. Г. Визуализация верхних дыхательных путей по данным компьютерной томографии / О. Г. Аврунин // Радиоэлектроника и информатика.– 2007. – № 4. – С. 119–122.
23. Книгавко, Ю.В. Алгоритмы программного рендеринга трехмерной графики для задач медицинской визуализации / Ю. В. Книгавко, О. Г. Аврунин. // Журн. Технічна електродинаміка – 2010. – С. 258-261.
24. Красильников Н. Н. Цифровая обработка 2D- и 3D-изображений: учеб.

пособие / Н. Н. Красильников. – Петербург, 2011. – 608 с.

25. Гонсалес Р. С. Цифровая обработка изображений / Р. С. Гонсалес, Р. Е. Вудс, 2012. – 1072 с.

26. Аврунін О.Г., Бодянський Є.В., Семенець В.В., Філатов В.О., Шушляпіна Н.О. Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання: монографія.– Харків: ХНУРЕ, 2018. – 125 с.

27. Аврунин О.Г. Опыт разработки программного обеспечения для визуализации томографических данных / О. Г. Аврунин. // Вісник НТУ «ХПІ». – 2006. – № 23.– С. 3-8.

28. 2D-сегментация изображений компьютерной томографии на основе комплексного анализа окрестности / А. М. Недзьведь, А. М. Белоцерковский, Р. С. Исмаил-Заде, А. П. Казакевич. – С. 9.

29. Аврунін О.Г., Бодянський Є.В., Калашник М.В., Семенець В.В., Філатов В.О. Сучасні інтелектуальні технології функціональної медичної діагностики – Харків : ХНУРЕ, 2018. – 248 с

30. Bevington. Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences / Bevington, Philip R. – New York, 1969. – (N.Y.: McGraw-Hill. OCLC 300283069).

31. Слюсар В. И. Фаббер-технологии. Новое средство трехмерного моделирования / В. И. Слюсар, 2003. – 60 с. – (Электроника: наука, технология, бизнес).

32. Тозик В. Т. Самоучитель SketchUp / В. Т. Тозик, О. Б. Ушакова. – Петербург, 2013. – 192 с.

33. Cura 13.11.2 Ultimaker`s software for making 3D prints, user manual [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://ultimaker.com/download/170/Cura_User-Manual_v1.0.pdf

34. Роджерс Д. Математические основы машинной графики / Д. Роджерс, Д. Адамс – 2001.

35. П'ятикоп, В. О. Сучасні технології фантомного моделювання в нейрохірургії як різновид симуляційного навчання лікарів-нейрохірургів / В. О. П'ятикоп, О. Г. Аврунін, М. Ю. Тимкович, І. О. Кутовий, І. О. Полях. // Матеріали

навчально-методичної конференції «Симуляційне навчання в системі підготовки медичних кадрів», Харків, ХНМУ. – 2016. – С.136-138.

36. Digital Manufacturing. Streamlined. 3D Printing, CNC Machining, Casting and Injection Molding Services On Demand [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.3diligent.com>

37. The DISCOVERY 2.0 two-part paste extruder paired with the quality and precision of an ultimaker printer [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.structur3d.io/discov3ry-2-complete>