

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

ШАМРАЄВА ОЛЕНА ОЛЕГІВНА

УДК 004.94:615.471

**МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ПОБУДОВИ КОМП'ЮТЕРНИХ МОДЕЛЕЙ
ЧЕРЕПНИХ ІМПЛАНТАТІВ ЗА ТОМОГРАФІЧНИМИ ТА
РЕНТГЕНОГРАФІЧНИМИ ДАНИМИ**

Спеціальність: 05.11.17 – біологічні та медичні
прилади і системи

АВТОРЕФЕРАТ

дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Харків – 2009

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана у Харківському національному університеті радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України.

Науковий керівник:

кандидат технічних наук, доцент
Аврунін Олег Григорович,
Харківський національний університет
радіоелектроніки, доцент кафедри
біомедичних електронних пристроїв та систем.

Офіційні опоненти:

доктор технічних наук, професор
Смердов Андрій Андрійович,
Полтавська державна аграрна академія,
завідувач кафедри фізики, автоматизації
і механізації виробничих процесів;

кандидат технічних наук, доцент
Сумцов Дмитро Вікторович,
Харківський університет Повітряних
Сил ім. Івана Кожедуба, доцент кафедри
математичного та програмного
забезпечення АСУ.

Захист відбудеться “ 14 ” квітня 2009р. о 14⁰⁰ годині на засіданні спеціалізованої вченої ради К 64.052.05 Харківського національного університету радіоелектроніки (ХНУРЕ) за адресою: 61166, м. Харків, проспект Леніна, 14.

З дисертацією можна ознайомитися в науково-технічній бібліотеці Харківського національного університету радіоелектроніки за адресою: 61166, м. Харків, проспект Леніна, 14.

Автореферат розісланий « 11 » березня 2009р.

Учений секретар спеціалізованої
вченої ради

М.М. Рожицький

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Питання пластичного закриття дефектів костей черепа, незважаючи на певні досягнення в реконструктивній хірургії, актуальні й сьогодні. Це пов'язано, у першу чергу, із зростанням травматизму серед найбільш працездатного контингенту населення. Наявність великого дефекту черепа викликає різні порушення в головному мозку, які призводять до розвитку органічних і функціональних розладів; значно збільшується небезпека травматизації незахищеного мозку ззовні. Результат реконструктивних хірургічних операцій багато в чому залежить від методів діагностики посттравматичних дефектів черепа (ПТДЧ), а також можливості та доступності попереднього планування ходу операції. Суттєвою є й можливість швидкого одержання черепного імплантату (ЧІ) високої якості.

На сьогоднішній день діагностика ПТДЧ проводиться за допомогою краніографії (рентгенографії (РГ)), рентгенівської комп'ютерної томографії в покроковому (КТ) або спіральному режимах (СКТ). Кожний із цих методів діагностики має свої переваги й недоліки. РГ-дослідження – обов'язкове при будь-якій черепно-мозковій травмі – є найбільш дешевим і доступним методом. Однак краніограми недостатньо інформативні для планування операції та побудови імплантату, тому що є двовимірними проекціями голови пацієнта. Спіральна комп'ютерна томографія, навпаки, дозволяє одержати об'ємні зображення деформацій черепа. Недоліком даного методу є дуже висока вартість апаратури. Рентгенівська комп'ютерна томографія в покроковому режимі є оптимальним методом діагностики ПТДЧ: достатньо інформативна та доступна, хоча й практично відсутня у районних медичних установах.

Тому актуальним є розробка таких методів автоматизованого одержання високоякісних моделей імплантату, які були б економічно ефективними та широко доступними. У дисертації пропонуються автоматизовані методи реконструкції поверхні черепних імплантатів за томографічними та краніографічними даними.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота виконана відповідно до плану науково-дослідних робіт Харківського національного університету радіоелектроніки за програмою держбюджетної теми №215-1 «Дослідження теоретичних та технічних принципів для визначення просторової конфігурації черепних імплантатів» (ДР № 0107U001541), у межах якої здобувачем розроблено методи й засоби побудови комп'ютерних моделей черепних імплантатів за даними томографічних і рентгенографічних досліджень.

Мета й завдання дослідження. Метою дисертаційної роботи є розробка методів і засобів реконструкції поверхні черепних імплантатів за КТ- і РГ-дослідженнями. Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

– проаналізувати існуючі методи та засоби побудови тривимірних моделей черепа й імплантату;

- розробити методи автоматизованої побудови комп'ютерних моделей черепних імплантатів на основі томографічної моделі черепа;
- розробити методи автоматизованої побудови комп'ютерних моделей черепних імплантатів за рентгенографічними даними на основі усередненої анатомічної моделі черепа;
- розробити автоматизований метод визначення геометричних характеристик черепного дефекту та імплантату;
- розробити програмні засоби для реалізації запропонованих методів;
- оцінити ефективність розроблених методів і порівняти з існуючими аналогами;
- обґрунтувати медико-технічні вимоги для побудови нейрохірургічного комплексу для проведення реконструктивних втручань.

Об'єктом дослідження є процес реконструкції поверхні черепа й черепного імплантату.

Предметом дослідження є тривимірні комп'ютерні моделі черепа та черепного імплантату і програмні засоби для їхньої побудови за томографічними та рентгенографічними даними.

Методи дослідження: метод вибору порога бінаризації для сегментації КТ- і РГ-знімків; метод пошуку різких вигинів контуру кісткових структур на КТ-знімках; метод тріангуляції набору точок; класифікатор за мінімумом відстані між вектором ознак невідомого об'єкта й кожним вектором прототипу.

Наукова новизна отриманих результатів. Наукова новизна результатів, отриманих у процесі виконання дисертації, полягає в тому, що:

- вперше розроблено метод автоматизованої побудови об'ємної моделі черепного імплантату за краніографічними даними, що дозволяє одержати в автоматизованому режимі просторову модель черепного імплантату за двома проекціями голови пацієнта;
- вдосконалено метод побудови об'ємної моделі черепного імплантату за томографічними даними, який відрізняється від існуючих тим, що для побудови моделі імплантату використовуються тривимірна комп'ютерна модель черепа пацієнта й усереднена модель черепа відповідного антропологічного типу, що дозволяє підвищити ступінь автоматизації методу;
- вперше розроблено метод нейрохірургічного планування при реконструкції дефектів черепа, що дозволяє на основі побудови просторової моделі імплантату в автоматизованому режимі визначати основні геометричні характеристики імплантату.

Практичне значення отриманих результатів полягає у тому, що:

- розроблений метод нейрохірургічного планування при реконструкції дефектів черепа застосовується під час проведення оперативних втручань для ліквідації наслідків черепно-мозкових травм у нейрохірургічному відділенні Харківської обласної клінічної лікарні (патент України, акт впровадження);
- черепні імплантати, в основі виготовлення яких лежать розроблені у дисертації методи, і програмне забезпечення використовуються в лікувальному процесі Харківської обласної дитячої клінічної лікарні №1 (акт впровадження);

– методи обробки інтроскопічних зображень використовуються в навчальному процесі Харківського національного університету радіоелектроніки при викладанні дисциплін «Засоби обробки біологічних зображень», «Основи теорії інтроскопії» у (акт впровадження);

– тривимірні комп'ютерні моделі черепа і черепного імплантату, а також метод нейрохірургічного планування використовуються в навчальному процесі Харківського національного медичного університету при викладанні дисципліни «Нейрохірургія» в (патент України, акт впровадження).

Особистий внесок здобувача. Основні результати отримано особисто автором. У роботах, написаних зі співавторами, здобувачеві належить: у [1] – розробка методу побудови тривимірних комп'ютерних моделей черепних імплантатів за рентгенографічними даними з використанням усереднених моделей черепів; у [2] – розробка методів вторинної обробки томографічних знімків для виділення костей черепа; у [3] – розробка методів реконструкції об'ємних моделей черепа та імплантату за томографічними знімками; у [5] – розробка методу автоматизованого визначення анатомічних параметрів черепа за рентгенограмами, розробка методу автоматизованої побудови комп'ютерної моделі черепного імплантату за РГ-знімками; у [6] – розробка методу визначення геометричних характеристик черепного імплантату; у [8] – розробка загальної концепції методу побудови тривимірних комп'ютерних моделей черепних імплантатів за рентгенографічними даними та усередненими моделями черепів різних антропологічних типів; у [9] – розробка комплексного підходу до обробки томографічних зображень з метою виділення на них кісткових структур; у [10] – розробка методів побудови об'ємних комп'ютерних моделей черепа та черепного імплантату за томографічними даними.

Апробація результатів роботи. Основні результати дисертаційної роботи доповідалися й обговорювалися на: 9-му Міжнародному молодіжному форумі "Радіоелектроніка й молодь в ХХІ столітті" (Харків, 19-21 квіт. 2005р.), 2-му Міжнародному радіоелектронному форумі "Прикладна радіоелектроніка. Стан і перспективи розвитку" (Харків, 19-23 верес. 2005р.), ХІХ Всеросійській науково-технічній конференції "Біотехнічні, медичні й екологічні системи й комплекси" (Рязань, 13-15 груд. 2006р.), 2-й науковій конференції "Сучасні інформаційні системи. Проблеми й тенденції розвитку" (Харків-Туапсе, 2-5 жовт. 2007р.), 7-й Міжнародній конференції "Проблеми інформатики й моделювання" (Харків, 29 лист.-1груд. 2007р.), Х-й Міжнародній науково-технічній конференції (Київ, 20-24 трав. 2008р.), Міжнародному радіоелектронному форумі "Прикладна радіоелектроніка. Стан і перспективи розвитку" (Харків, 22-24 жовт. 2008р.), 8-й Міжнародній конференції "Проблеми інформатики й моделювання" (Харків, 26-28 лист. 2008р.).

Публікації. За результатами досліджень опубліковано 14 друкованих праць, у тому числі 1 патент України, 5 статей у фахових виданнях, що входять до переліку ВАК України, 8 публікацій у збірниках праць наукових конференцій і тез доповідей.

Структура та обсяг роботи. Дисертація складається із вступу, 5 розділів, основних результатів і висновків, списку використаних джерел, додатків. Загальний обсяг роботи складає

180 сторінок, у тому числі 138 сторінок основного тексту, 83 ілюстрації, 4 таблиці, список використаних джерел з 122 найменувань на 12 сторінках, 2 додатки на 7 сторінках.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовано актуальність дисертаційної роботи, сформульовано мету і основні завдання досліджень, наведено відомості щодо зв'язку дисертації з планами організації, де виконана робота. Дано стислу анотацію отриманих у дисертації результатів, відзначено їх практичну цінність, наведено дані щодо використання результатів проведених досліджень.

У **першому розділі** наводиться огляд існуючих методів та засобів реконструкції черепних імплантатів. Розглянуто ручні та автоматизований методи виготовлення ЧІ. Виявлено їх переваги та недоліки.

Відновлення герметичності порожнини черепа і його косметичної цілісності здійснюється різними методами та засобами з використанням органічних і неорганічних матеріалів. Сьогодні існує кілька підходів до побудови моделі черепного імплантату. Одним з методів є ручне виготовлення: художник скульптурно моделює відсутню частину черепа, наприклад, з титанової перфорованої пластини шляхом обчислення та виміру розмірів ПТДЧ на рентгенівському знімку. Іншим методом виготовлення імплантату є його ручне формування з матеріалу, що самотвердіє, на попередньо виготовленій пластиковій моделі (за допомогою стереолітографічної системи (СТЛ)) черепа пацієнта за даними спірального комп'ютерного томографа. Ще один метод – автоматизоване виготовлення пластикової моделі ЧІ з біологічно сумісного матеріалу методом лазерної стереолітографії на основі томограм, що оброблено ручним методом. Кожний із цих методів має недоліки, пов'язані з відносно низькою точністю, тривалим часом і високою вартістю виготовлення.

На основі проведеного аналізу методів та засобів побудови черепних імплантатів сформульовано постановку задачі наукового дослідження, яка включає розробку методів і засобів автоматизованих обробки рентгенограм й томограм та побудови комп'ютерних моделей черепних імплантатів з використанням тривимірних комп'ютерних моделей черепа пацієнта й усереднених моделей черепа.

Другий розділ присвячено розробці методів побудови об'ємної моделі черепа пацієнта за КТ-даними. Тривимірна комп'ютерна модель черепа є основою для побудови моделі ЧІ, тому даному питанню приділена особлива увага. Основними етапами побудови є: виділення кістей черепа на томограмах і безпосередня побудова моделі черепа за виділеними зображеннями кісткових фрагментів.

У дисертації розроблено комплексний підхід до розв'язання завдання автоматизованого виділення кісткових структур на КТ-знімках голови пацієнта, заснований на узгодженні методів попередньої обробки зображень, сегментації та наступної корекції сегментованих даних (рис.1). А

також розв'язана задача автоматизованої побудови 3D-моделі черепа за обробленими КТ-даними.

Процедура попередньої обробки томограм являє собою застосування фільтрів для зменшення рівня зовнішніх шумів, а також для згладжування імпульсного шуму, під яким розуміють зображення мозку. У цьому випадку використовуються лінійні фільтри і фільтри, засновані на порядкових статистиках, зокрема, медіанний фільтр та фільтр мінімуму з різними параметрами апертури. На основі аналізу значень СКВ, ПВСШ (пікове відношення сигнал-шум) та кількості зв'язних областей $K_{св}$, площа яких перевищує величину S_{max} (рівну квадрату мінімальної товщини кістки черепа) показана доцільність застосування на етапі попередньої обробки медіанного фільтра з маскою 5×5 .



Рис.1. Структурна схема методу побудови 3D-моделі черепа

Отже, попередня обробка КТ-знімків реалізується на основі методу медіанної фільтрації, що здійснюється за допомогою руху квадратної апертури 5×5 по зображенню томографічного зрізу $F(i, j)$ (рис.2,а), при $i, j \in [0..511]$ та заміною значення інтенсивності елемента зображення в центрі апертури медіаною вихідних значень інтенсивностей інших елементів апертури:

$$F'(i, j) = \text{med}(F(i + l, j + k), \text{ при } l, k \in [-u, u]), \quad (1)$$

де $F'(i, j)$ – значення на виході медіанного фільтра; $u = 2$.

Задача сегментації зображення полягає в автоматичній розбивці зображення на змістовно інтерпретувальні області, зокрема, виділенні об'єктів, різних за своїми яскравими і геометричними властивостями. До таких об'єктів належать кісткові фрагменти черепа. Аналіз літератури дозволив виділити такі методи сегментації об'єктів: кореляційну сегментацію, в основі якої лежить подібність з еталоном, текстурну сегментацію (засновану на визначенні текстур), а також сегментації, засновані на визначенні однорідних кольорів: граничну, виділення меж, нарощування областей. Кореляційні й текстурні методи знаходять лише обмежене застосування під час аналізу зображень біологічних об'єктів через високу індивідуальну мінливість їх геометричних і оптичних властивостей. Для ефективної роботи методів нарощування областей необхідна наявність стійкої зв'язності усередині окремих областей зображення та інтерактивне введення апріорної інформації. Граничні методи й методи виділення меж застосовуються для контрастних зображень і можуть бути використані для аналізу зображень біоб'єктів. У зв'язку з тим, що на КТ-зображеннях

кісткові структури відображаються у вигляді високоінтенсивних протяжних об'єктів на досить однорідному фоні, для їхнього виділення доцільно використовувати граничний метод з автоматичним вибором граничного значення за результатами аналізу гістограми інтенсивності.

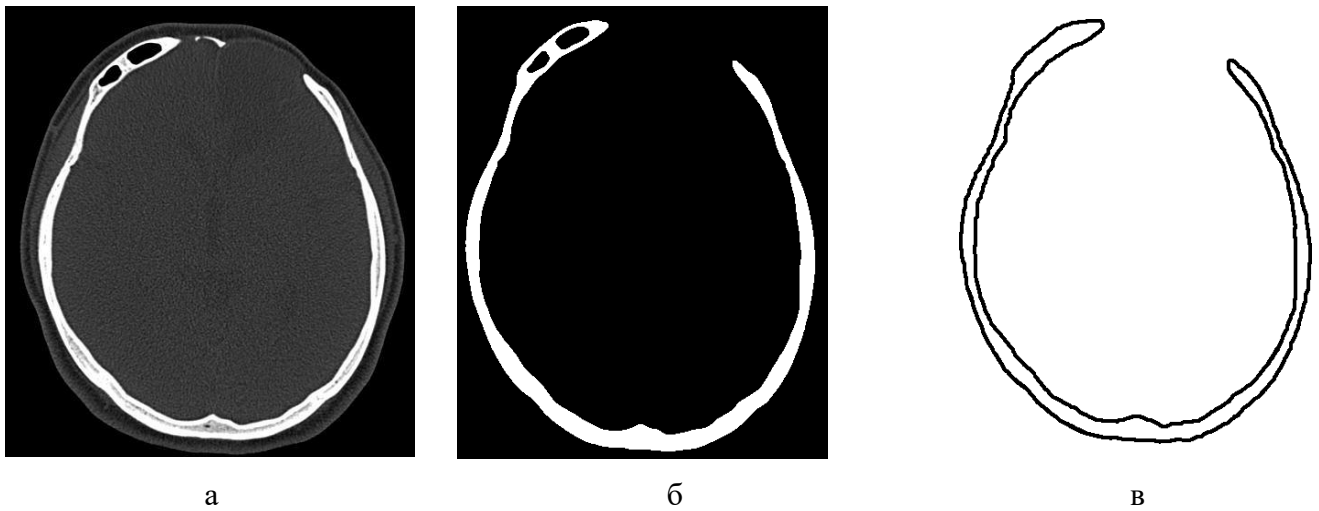


Рис.2. КТ-знімок: а) вихідне зображення; б) після застосування попередньої обробки, сегментації (порог бінаризації $T = 139$) та постобробки; в) контурна візуалізація кісткових фрагментів черепа

Побудова бінарної функції для виділення кісткових структур граничним методом проводиться згідно формули:

$$H(i, j) = \begin{cases} 1; & \text{при } F'(i, j) \geq T; \\ 0; & \text{при } F'(i, j) < T. \end{cases} \quad (2)$$

де F' – КТ-зображення після попередньої обробки; T – поріг бінаризації.

Визначення граничного значення проводиться за допомогою аналізу гістограми інтенсивності зображення. Для вибору порога використовується метод, заснований на пошуку її основних піків шляхом порівняння локальних максимумів. Для цього визначається глобальний максимум M_0 , а також k локальних максимумів M_k гістограми. Для кожного локального максимуму відповідно до формули (3) проводиться розрахунок коефіцієнтів α_k :

$$\alpha_k = \frac{M_k}{m_k + 1}, \quad (3)$$

де M_k – значення k -го локального максимуму; m_k – значення локального мінімуму в діапазоні між глобальним максимумом і розглянутим локальним.

Той з локальних максимумів, для якого значення α_k виявиться найбільшим, вибирається як другий основний максимум гістограми. При цьому поріг бінаризації T вибирається рівним інтенсивності, що відповідає мінімуму m_k , розташованому між глобальним та знайденим локальним максимумами.

Для усунення локальних завад, що залишаються на бінарній функції, для додання гладкості межах сегментованих областей (рис.2,б) та виділення меж (рис.2,в) кісткових структур використовується метод постобробки, заснований на застосуванні морфологічних операцій розмикання й замикання, в основі яких лежать операції ерозії та дилатації.

Отже, розроблений метод автоматизованого виділення кісткових структур на зображеннях КТ – зрізів дозволяє за рахунок узгодження методів попередньої й постобробки зображень підвищити ефективність процедури сегментації.

Маючи набір томограм, досить складно уявити об'ємний череп або черепний імплантат. Необхідно перетворити вихідні дані в наочні візуальні форми, що реалістично відображують на площині будову й орієнтацію черепа й імплантату, розташованих у просторі. Існує ряд методів опису форми поверхонь. Найбільшого поширення набули такі типи моделей об'єктів: поверхневі, каркасні, точкові, суцільних тіл (воксельні, граничні, суцільних конструктивів).

Поверхневі моделі являють об'єкт у вигляді тонких поверхонь, під якими перебуває порожній простір, не заповнений матеріалом об'єкта. У межах цього методу конструюють полігональні поверхні, які є серією суміжних багатокутників, що не мають розривів між собою. Каркасний опис полягає у поданні поверхні серією пересічних ліній, що належать поверхні об'єкта. При точковому описі поверхні об'єкта зображуються безліччю окремих точок, що належать цієї поверхні. Опис суцільними тілами має на увазі, що об'єкту належать всі точки об'єкта – як зовнішні, так і внутрішні. В межах цього методу розрізняють воксельне представлення, опис суцільними геометричними конструктивами та межами. Каркасний опис моделі практично не застосовний при побудові об'ємних моделей біологічних об'єктів у зв'язку зі складністю конфігурації самих об'єктів, відбувається втрата інформації про деталі їхньої форми. Метод побудови моделі за допомогою суцільних конструктивів також не знаходить застосування при моделюванні складних біологічних об'єктів, що пов'язане з індивідуальною мінливістю геометрії об'єктів. Дуже складно підібрати такий набір простих об'ємних примітивів, щоб форми моделі й об'єкта максимально відповідали один одному. Обмеження методів побудови моделей біологічних об'єктів межами полягає в складності проведення будь-яких математичних операцій над моделлю. При побудові об'ємної моделі черепа можна використовувати воксельне, точкове й полігональне подання. Найбільшу швидкість при найменших затратах ресурсів ЕОМ має останнє представлення і тому воно було використане при практичній реалізації.

Вихідними даними для побудови 3D-моделі черепа є набір оброблених КТ-знімків голови, що являють собою контурне зображення кісткових структур (рис.2,в). Під час обробки томографічних знімків автоматично створюється файл даних, що включає в себе координати всіх

зв'язних компонентів контуру кісткових структур на кожному КТ-знімку. Точки із цими координатами певним чином з'єднуються між собою.

Метод виділення компонент зв'язності полягає в наступному. Нехай Y – деякий зв'язний компонент із множини A , що міститься в зображенні $H(i, j)$, і відома точка $p \in Y$. Причому, для всіх КТ-знімків початкова точка p знаходиться в одній області знімка. Тоді всі елементи компонента Y можуть бути отримані за допомогою співвідношення:

$$X_k = (X_{k-1} \oplus B) \cap A \quad k = 1, 2, 3, \dots, \quad (4)$$

де $X_0 = p$, B – примітив.

Якщо $X_k = X_{k-1}$, то це говорить про збіжність методу, і приймається $Y = X_k$. Всі координати зв'язних елементів контуру, починаючи з точки p , заносяться у файл. Для зниження навантаження на пам'ять і процесор і, отже, зменшення часу побудови об'ємної моделі черепа, взято по $q = 500$ точок контуру з автоматично визначеним кроком на кожному КТ-знімку. У цілому, кількість точок, що описують об'ємну модель черепа і занесених у файл, складає 65000 (у дисертації наведений фрагмент моделі черепа, рис.3, що отримано після обробки $b = 130$ томограм). На практиці найчастіше складну поверхню апроксимують сіткою трикутників (триангуляція). У роботі використовується триангуляція набору точок. Для побудови 3D-моделі черепа потрібно $K = q \cdot (b - 1) = 64500$ трикутників.

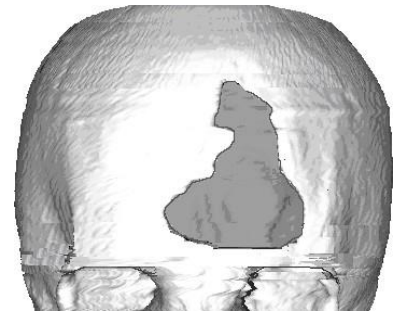


Рис.3. 3D-модель черепа із ПТДЧ

Третій розділ присвячено розробці методів побудови моделі черепного імплантату та усередненої моделі черепа (УМЧ) за КТ-даними.

Як допоміжний засіб для усунення ПТДЧ у дисертації розроблено усереднену модель черепа, одержану за даними обстеження пацієнтів. Для підвищення точності побудови ЧІ усереднена модель черепа й череп пацієнта повинні належати до одного антропологічного типу. У зв'язку із цим у роботі запропоновано автоматизований метод визначення анатомічних показників черепа.

Для характеристики розмірів і форми мозкового черепа користуються абсолютними величинами трьох основних діаметрів – подовжнім, поперечним й висотним – і їхніми співвідношеннями. Подовжній діаметр d_{long} – найбільша довжина черепа – вимірюється від перенісся до найбільш віддаленої точки потилиці в сагітальній площині. Поперечний діаметр d_{trans} вимірюється в місці найбільшої ширини черепа у фронтальній площині. Висотний діаметр d_{high} вимірюється від козелка вуха до вищої точки голови (проекційна відстань). Співвідношення основних діаметрів виражають за допомогою індексів:

$$i_{tl} = \frac{d_{trans} \cdot 100}{d_{long}}, i_{hl} = \frac{d_{high} \cdot 100}{d_{long}}, i_{ht} = \frac{d_{high} \cdot 100}{d'_{trans}} \quad (5)$$

де i_{tl} – поперечно-подовжній індекс; i_{hl} – висотно-подовжній індекс; i_{ht} – висотно-широтний індекс.

При побудові моделі ЧІ в роботі використовується п'ять усереднених моделей черепа: еліпсоїдна, овоїдна, пентагоноїдна, сфероїдна, сфеноїдна. Вихідними даними для одержання УМЧ є набір із N КТ-зрізів черепа людини без будь-яких дефектів і з анатомічними показниками, що відносяться до одного з п'яти типів. Обробка КТ-даних відбувається у відповідність із методом, структурну схему якого наведено на рис.1. У результаті комплексної обробки формується файл, що містить координати контурних точок кісткових фрагментів на всіх КТ-знімках. На основі даних цього файла будується об'ємна модель черепа методом тріангуляції набору точок.

У такий спосіб будуються Q моделей черепів, що відносяться до одного з п'яти типів і мають у своїй основі однакову кількість КТ-зрізів з однаковим кроком. УМЧ формується шляхом обчислення усереднених координат контурних точок кісткових структур на основі Q сформованих моделей черепів. Координати точок поверхні УМЧ обчислюються згідно з (6):

$$x_{ij\ уcp} = \frac{\sum_{k=1}^Q x_{ijk}}{Q}, y_{ij\ уcp} = \frac{\sum_{k=1}^Q y_{ijk}}{Q}, z_{ij\ уcp} = \frac{\sum_{k=1}^Q z_{ijk}}{Q}, \quad (6)$$

де $i = 1, 2, 3, \dots, q$ – кількість контурних точок кісткових структур на одному знімку; $j = 1, 2, 3, \dots, b$ – кількість знімків; $k = 1, 2, 3, \dots, Q$ – кількість моделей черепів, на основі яких будується усереднена модель.

При побудові 3D-моделі черепа пацієнта автоматично будуються 6 його серединних проєкцій: по дві проєкції на кожну площину. Чіткі межі черепа на проєкціях дозволяють знайти крайні точки для розрахунку поперечного (XZ-проєкція) і подовжнього (YZ-проєкція) діаметрів черепа шляхом сканування зображень уздовж осі абсцис. Висотний діаметр знаходиться шляхом сканування YZ-проєкції черепа уздовж лінії, перпендикулярної подовжньому діаметру черепа. Показники черепа розраховуються за формулою (5). Також із проєкцій однозначно визначається, у якій частині черепа розташований ПТДЧ. Таким же чином знаходяться основні діаметри та індекси УМЧ.

Приналежність черепа пацієнта до того або іншого типу визначається за допомогою методу розпізнавання, заснованого на мінімальній відстані між векторами ознак черепа пацієнта та усередненої моделі черепа. Рішення про приналежність черепа пацієнта до певного класу приймається за найменшою з таких відстаней.

Модель ЧІ будується на основі аналізу поведінки форми контуру кісткових структур на

кожному КТ-знімку. Даний підхід заснований на розходженні вигляду контуру кісткових структур у нормі (рис.4,а) і за наявності ПТДЧ (рис.4,б). У нормі контур має досить гладку форму без різких змін, чого не можна сказати при патології форми: крива контуру в точках P_1 і P_2 має так званий «різкий вигин» (РВ). Нехай p – початкова точка, що належить знайденому компоненту зв'язності. Знайдемо точки P_1 й P_2 – точки різкого вигину контуру кісткових структур на КТ-знімку після застосування комплексної обробки та знаходження зв'язних компонентів (рис.4,б).

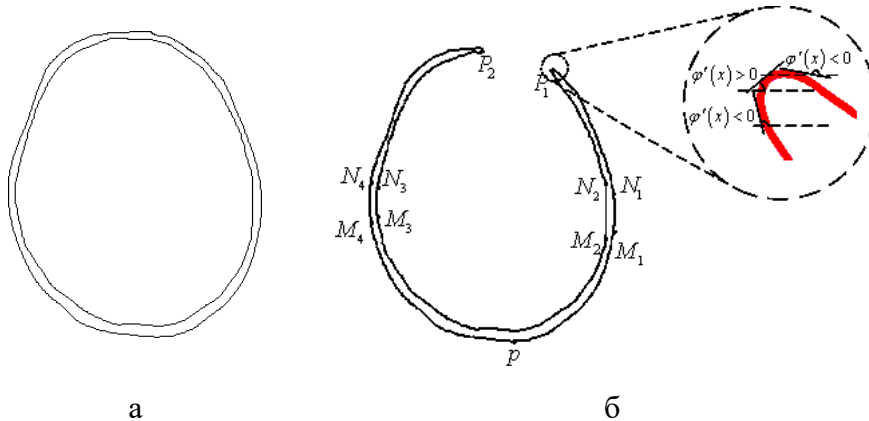


Рис.4. Контурна візуалізація кісткових структур за даними

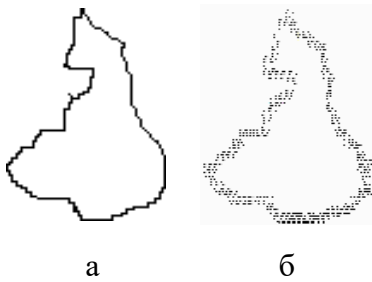
КТ: а) у нормі; б) за наявності ПТДЧ

Всі точки, що належать контуру кісткових структур, з'єднуються плавною безперервною лінією, що описується деякою функцією $\varphi(x)$. Для пошуку точок, що відповідають РВ контуру, необхідно знайти такі області контуру, усередині яких похідна функції $\varphi(x)$ або

зворотна їй величина, змінюють знак. Особливістю методу є обмеженість області (r пікселів, причому величина r – мала і регульована та не перевищує максимальної товщини кістки черепа), у якій досліджується зміна похідної. Похідна змінює свій знак при переході через точку P_1 , а також має різні знаки в областях від точки p до точки M_1 та від точки N_1 до точки P_1 . З огляду на те, що розмір області M_1N_1 перевищує величину r , точки M_1 й N_1 не є точками РВ контуру. Подібна картина спостерігатиметься в точці P_2 , при переході через яку похідна також змінюватиме знак. Аналогічно випадку з множиною M_1N_1 можна розглядати множини N_2M_2 , M_3N_3 , N_4M_4 . Отже, точки P_1 й P_2 будуть знайдені однозначним способом.

При побудові моделі ЧІ з файла автоматично вибираються точки РВ. Контурну візуалізацію моделі ЧІ наведено на рис.5,а. Точки вигину в області дефекту, що обрані з файла, зображені на рис.5,б. Для одержання моделі імплантату, форма якого відповідає формі ПТДЧ і враховує анатомічні особливості черепа пацієнта, необхідно заповнити область простору між знайденими точками РВ. У дисертації розроблено два методи заповнення даної області залежно від розташування ПТДЧ. У випадку латерального розташування дефекту область заповнюється точками, що розташовано симетрично області дефекту (рис.6,а,б). Виконується операція дзеркального відбиття здорової ділянки кістки в область ПТДЧ (рис.6,в) шляхом знаходження всіх точок, координати у і z яких збігаються з координатами точок РВ та точок, розташованих між ними в області дефекту, і перетворення координат x знайдених точок.

При фронтальному або задньому розташуванні ПТДЧ, коли неможливо скористатися



а

б

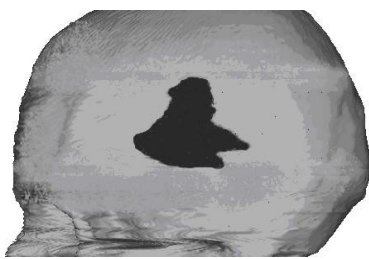
Рис.5. Модель ЧІ: відповідає комп'ютерній моделі ЧІ.

- а) контурна візуалізація;
б) точки РВ в області дефекту

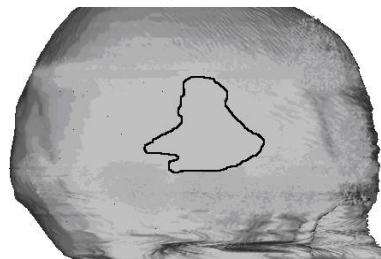
симетрією черепа, використовується УМЧ того ж антропологічного типу, що й череп пацієнта (рис.7,а).

Шляхом зіставлення координат точок РВ з координатами всіх точок, що належать відповідній змасштабованій УМЧ, утворюється область на здоровому черепі, що за геометричними характеристиками відповідає ПТДЧ. Отже, отримана модель фрагмента черепа відповідає комп'ютерній моделі ЧІ.

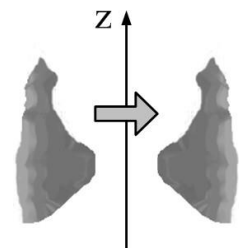
У дисертації розроблено метод автоматизованого визначення геометричних характеристик дефекту та ЧІ за комп'ютерними моделями черепа пацієнта та імплантата відповідно.



а



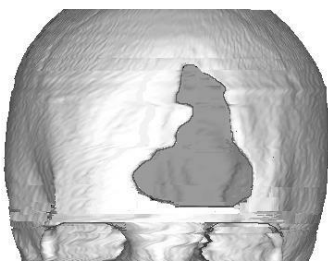
б



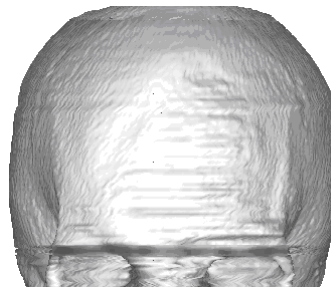
в

Рис.6. Ілюстрація способу одержання моделі ЧІ при латеральному розташуванні ПТДЧ:

- а) модель черепа із ПТДЧ; б) модель черепа з виділеною областю, симетричною області дефекту;
в) дзеркальне відбиття здорової ділянки кістки для одержання моделі ЧІ



а



б



в



г

Рис.7. Ілюстрація способу одержання моделі імплантату при фронтальному розташуванні ПТДЧ: а) накладення моделі черепа із ПТДЧ (а) на УМЧ (б); в) модель ЧІ (вид попереду); г) модель ЧІ (вид збоку)

До таких характеристик належать площа поверхні, максимальні висота й ширина та радіус кривизни імплантату.

Площа ЧІ визначається на основі підрахунку кількості елементів зображення, що належать його поверхні, і перерахунку даного значення в загальноприйнятій одиниці площі. Максимальні висота й ширина ЧІ визначаються сторонами прямокутника, у який уписується ЧІ. Радіус

кривизни ЧІ визначається радіусом окружності, яка апроксимує контур імплантата.

Аналогічним чином знаходяться площа, висота й ширина дефекту за комп'ютерною моделлю черепа пацієнта. За обмірюваними геометричними параметрами області дефекту черепа хірургом виконується процедура планування та визначення оптимального оперативного втручання.

Четвертий розділ присвячено розробці методу побудови комп'ютерної моделі ЧІ за рентгенографічними даними. В основі методу лежить зіставлення черепа на РГ-знімку з УМЧ і виділення на моделі черепа відсутнього на краніограмі кісткового фрагмента.

На РГ-зображеннях (рис.8,а) голови пацієнта кістки черепа є найбільш яскравими об'єктами, але при цьому рентгенограми мають досить низьку контрастність, для підвищення якої з метою точного визначення меж кістей черепа та дефекту застосовано комплексну обробку. Попередня обробка реалізована на основі адаптивної медіанної фільтрації для усунення імпульсного шуму. Формування сегментованих РГ-зображень здійснюється граничним методом (рис.8,б) за допомогою аналізу гістограм та визначення порогу бінаризації за формулою (3). Однак, внаслідок розходження яскравості вихідних знімків голови пацієнта визначення порогового значення необхідно робити для всіх оброблюваних РГ-знімків. Локальні перешкоди, що залишилися на зображеннях, являють собою окремі зв'язні області, що не належать до кісток черепа, а також розриви в кісткових фрагментах, що не є ПТДЧ або зображенням лицьової частини черепа. Перешкоди, що належать до першого типу, усуваються шляхом автоматичного аналізу площ всіх об'єктів на бінарному зображенні. Площа зображення кісткових структур черепа є найбільшою, тому фрагменти, розмір яких менше цієї площі, видаляються. Розриви усуваються шляхом застосування морфологічних операцій розмикання і замикання.

Чіткі межі черепа на краніограмах після комплексної обробки дозволяють знайти крайні точки для розрахунку поперечного (на знімку у фронтальній площині) і подовжного (в сагітальній площині) діаметрів черепа шляхом сканування зображень уздовж осі абсцис (рис.8,в). Висотний діаметр знаходиться шляхом сканування знімка в сагітальній площині уздовж лінії, перпендикулярної подовжному діаметру черепа. На основі знайдених показників за формулою (5) розраховуються черепні індекси.

Широка доступність і досить висока інформативність РГ-обстеження роблять цей метод інтраскопії одним з найпоширеніших при діагностиці ПТДЧ. Однак краніограма, будучи двовимірним зображенням черепа, не передає всі особливості його форми, спотворює правдиві розміри й тому не завжди надає повну інформацію, необхідну для діагностики й лікування пацієнта.

У дисертації розроблено метод побудови моделі ЧІ за РГ-даними на основі УМЧ. В основі побудови об'ємної моделі імплантату лежить зіставлення обробленого РГ-знімка з однією з змасштабованих УМЧ (рис.8,г) й виділення на моделі черепа точок, що відповідають ПТДЧ на краніограмі. Отже, маючи в наявності тільки два РГ-знімки голови пацієнта можна отримати в

автоматичному режимі модель ЧІ, що відповідає ПТДЧ (рис.8,д,е).

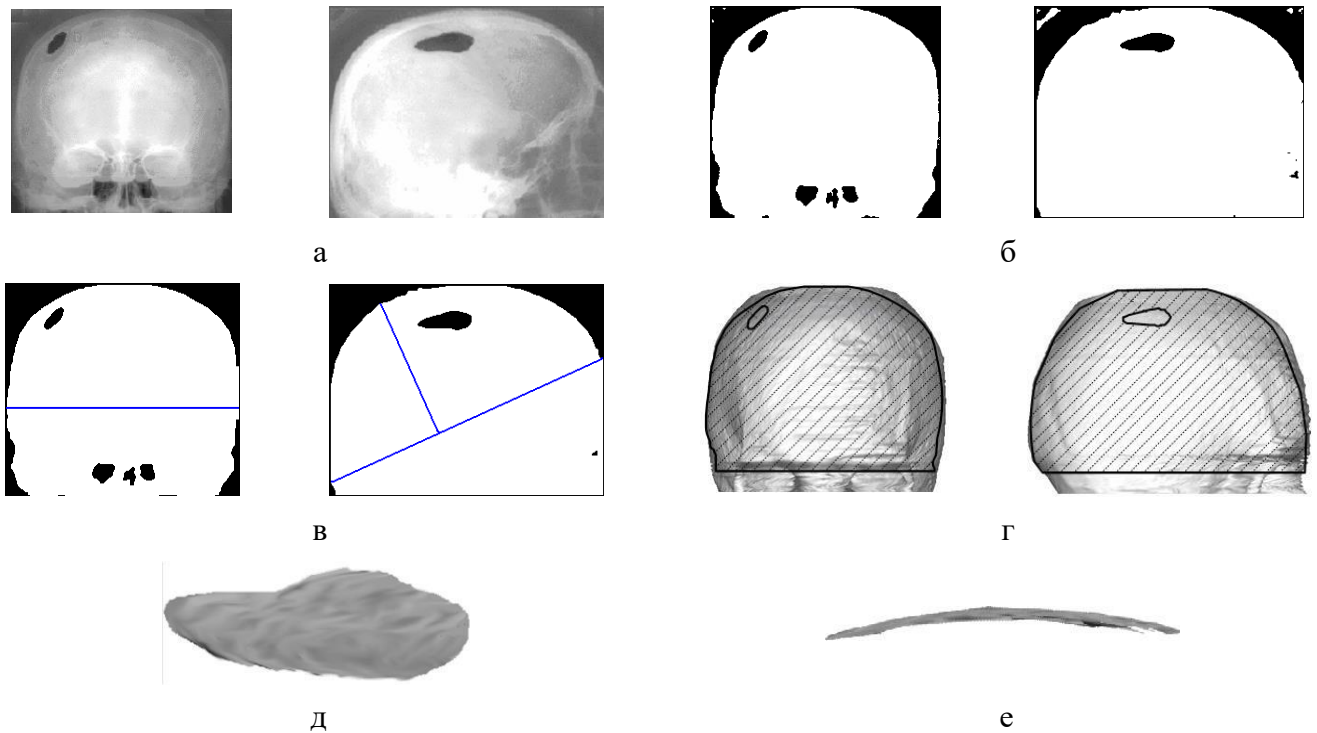


Рис. 8. Побудова моделі ЧІ за РГ-даними: а) вихідні РГ-знімки у фронтальній і сагітальній проекціях; б) РГ-знімки після застосування попередньої обробки і сегментації (для знімка у фронтальній проекції $T = 102$, в сагітальній проекції $T = 109$; в) РГ-знімки після застосування пост обробки та визначення параметрів черепа; г) УМЧ зі сполученими краніограмами (чорні абриси відповідають РГ-знімкам черепа і ПТДЧ); д) модель ЧІ (вид попереду); е) модель ЧІ (вид знизу)

П'ятий розділ присвячено розробці нейрохірургічного комплексу для проведення реконструктивних втручань за КТ- і РГ- даними. Визначено основні медико-технічні вимоги до цього комплексу. Проведено порівняльний аналіз якісних показників виготовлення черепних імплантатів.

Складовою частиною нейрохірургічного комплексу є системи інтроскопії, операційного планування й формування речовинної копії ЧІ (рис.9). Система інтроскопії дозволяє одержати РГ- або КТ-знімки голови пацієнта. Система операційного планування є програмним забезпеченням, в основі якого лежать розроблені методи побудови комп'ютерних моделей черепа та ЧІ за РГ- та КТ- даними. У системі формування речовинної копії імплантату відбувається безпосереднє виготовлення пластикової моделі черепа та ЧІ за допомогою СТЛ на основі отриманих відповідних комп'ютерних моделей.

Програмне забезпечення, що розроблено у дисертації, дозволяє виконувати такі функції: 1) зчитувати вихідні дані (КТ- та РГ-знімки) у форматі .bmp; 2) фільтрувати та сегментувати КТ- та РГ-знімки; 3) визначати межі кісткових фрагментів на КТ-знімках і формувати комп'ютерну

модель черепа та УМЧ; 4) визначати межу черепа на краніограмах; 5) обчислювати основні показники черепа на РГ-знімках для знаходження відповідної УМЧ; 6) в інтерактивному режимі формувати комп'ютерну модель ЧІ за КТ-даними на основі 3D-моделі черепа пацієнта та УМЧ; 7) в інтерактивному режимі формувати комп'ютерну модель ЧІ за РГ-даними на основі відповідної УМЧ; 8) визначати основні геометричні характеристики імплантату; 9) зберігати дані про моделі черепа та ЧІ у форматі .stl.

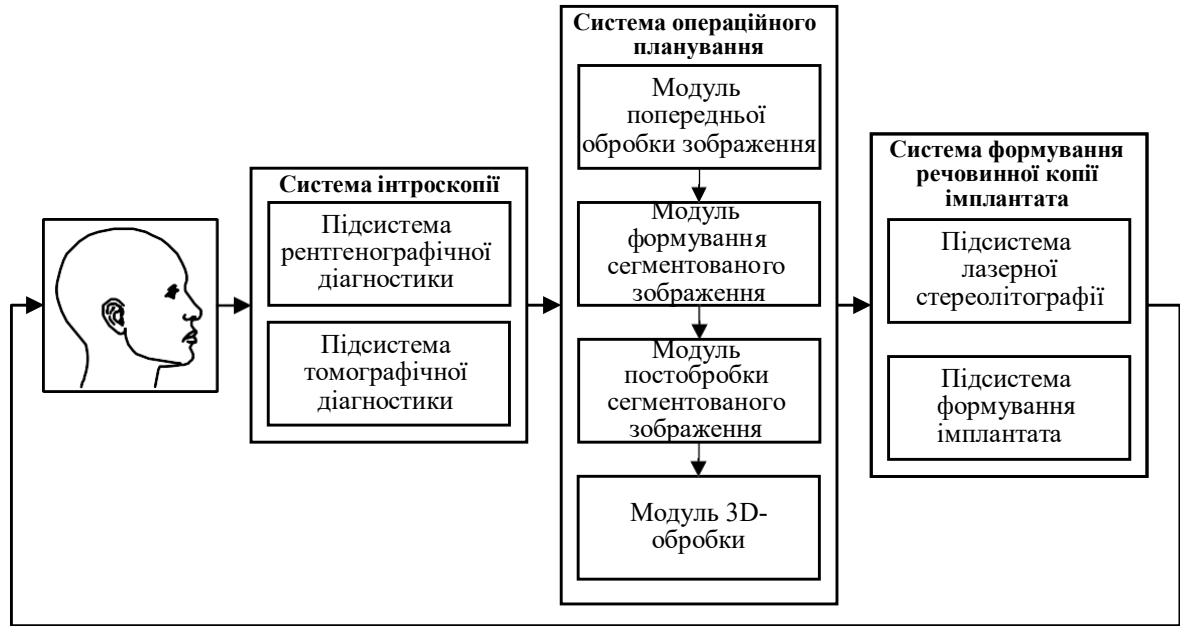


Рис.9. Структурна схема нейрохірургічного комплексу для проведення реконструктивних втручань

Сьогодні ЧІ виготовляють ручним методом або за допомогою стереолітографічної системи на основі СКТ-даних. У дисертаційній роботі розроблені методи одержання моделей ЧІ також за допомогою СТЛ, але на основі КТ- та РГ-даних. Тому для оцінки ефективності розроблених у роботі методів доцільним є проведення порівняльного аналізу одержуваних результатів.

Оцінюються ступінь відповідності форм ЧІ й ПТДЧ, вартість імплантату та час його створення. Найбільш важливим параметром при виготовленні ЧІ є ступінь його відповідності дефекту черепа, для чого у дисертаційній роботі введено такі відносні параметри реконструкції:

– коефіцієнт невідповідності фронтальних проекцій ЧІ й ПТДЧ $K_{\text{фронт}}$ визначається як відношення площі незбіжних ділянок фронтальних проекцій ПТДЧ і імплантату до площі фронтальної проекції ПТДЧ та обчислюється згідно з:

$$K_{\text{фронт}} = \frac{\sum_{i=1}^N s_i}{S} \cdot 100\%, \quad (7)$$

де s_i – площа незбіжних ділянок фронтальних проєкцій ПТДЧ і ЧІ; N – кількість незбіжних ділянок; S – площа фронтальної проєкції ПТДЧ;

– коефіцієнт невідповідності радіусів кривизни черепа та імплантату $K_{сфер}$ визначається як відношення різниці радіусів кривизни ЧІ та черепа в районі ПТДЧ до радіуса кривизни черепа в районі ПТДЧ та обчислюється згідно з:

$$K_{сфер} = \frac{|R_{импл} - R_{черепа}|}{R_{черепа}} \cdot 100\%, \quad (8)$$

де $R_{черепа}$ – радіус кривизни черепа; $R_{импл}$ – радіус кривизни імплантату.

Відносна вартість виготовлення імплантату визначається згідно з відношенням вартості кожного зі способів до вартості найбільш дорогого способу виготовлення (на СТЛ за даними СКТ). Обчислюється за формулою:

$$K_{варт} = \frac{Ц_i \cdot 100\%}{Ц_{\max}}, \quad (9)$$

де $Ц_i$ – вартість виготовлення імплантату будь-яким способом; $Ц_{\max}$ – найбільша вартість виготовлення ЧІ.

Відносна тривалість виготовлення ЧІ розраховується за аналогією з відносною вартістю:

$$K_{час} = \frac{t_i}{t_{\max}} \cdot 100\%, \quad (10)$$

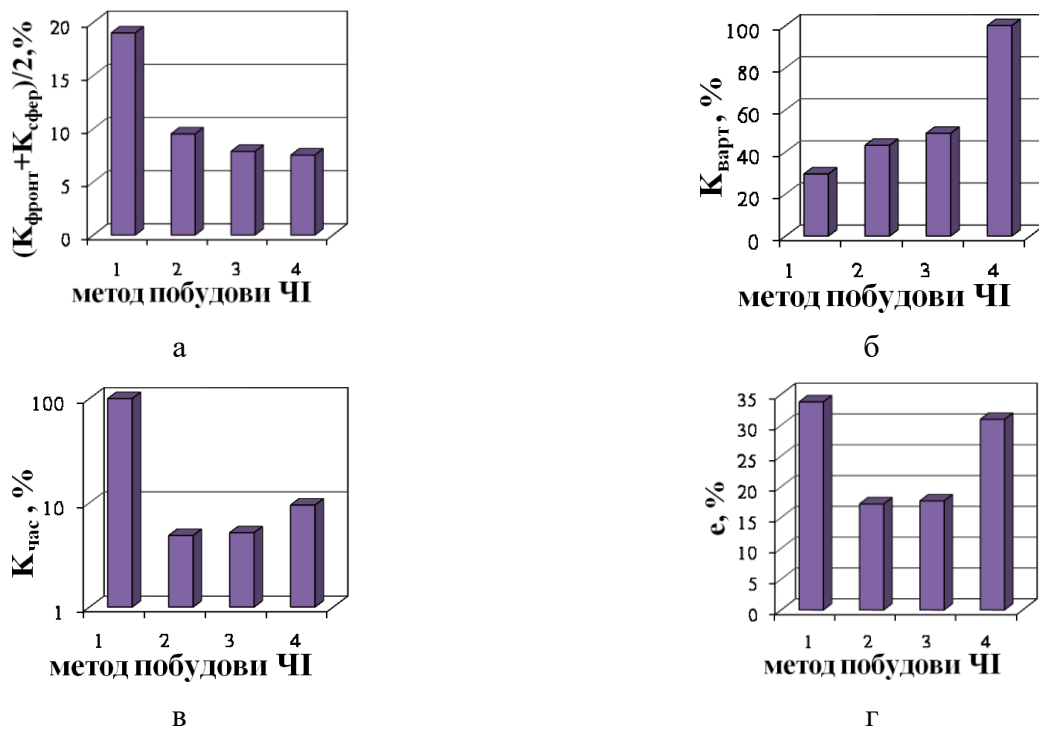
де t_i – час виготовлення ЧІ будь-яким способом; $t_{\max}$ – найбільший час виготовлення імплантату (за допомогою ручного методу).

Щоб урахувати вплив усіх розглянутих параметрів у роботі була введена інтегральна оцінка e , що являє собою зважену суму цих параметрів, і ступінь, що характеризує, погіршення якості під час використання того чи іншого методу виготовлення. Інтегральна оцінка обчислюється згідно з формулою:

$$e = 0,5 \cdot (K_{фронт} + K_{сфер}) + 0,35 \cdot K_{варт} + 0,15 \cdot K_{час} \quad (11)$$

На рис.10 показано гістограми якісних показників виготовлення ЧІ чотирма методами. На рис.10,а зображено гістограму усередненого коефіцієнта невідповідності, рівного

$(K_{\text{фронт}} + K_{\text{сфер}}) / 2$. Коефіцієнти $K_{\text{фронт}}$ й $K_{\text{сфер}}$ обчислюються відповідно до формул (7) і (8). Чим більше значення середнього коефіцієнта невідповідності, тим нижче точність виготовлення імплантату. Рис.10,б ілюструє гістограму відносної вартості виготовлення ЧІ, розраховану за формулою (9). Найбільш дорогий ЧІ має найвище значення даного коефіцієнта. Гістограму відносної тривалості виготовлення імплантату наведено на рис.10,в. Найбільш тривалий строк виготовлення ЧІ відповідає максимальному значенню даного параметра (10). Ступінь недоцільності використання того чи іншого методу під час виготовлення імплантату характеризується інтегральною оцінкою (11), гістограму якої наведено на рис.10,г. Найкраща якість ЧІ забезпечується при досягненні мінімальної величини інтегральної оцінки.



1 – ручне виготовлення за РГ-даними; 2 – автоматизоване виготовлення за РГ-даними;

3 – автоматизоване виготовлення за даними КТ; 4 – автоматизоване виготовлення за даними СКТ

Рис.10. Гістограми якісних показників виготовлення ЧІ: а) коефіцієнт невідповідності; б) відносна вартість; в) відносна тривалість; г) інтегральна оцінка

Аналіз гістограм якісних показників виготовлення ЧІ довів ефективність розроблених у роботі методів.

У **висновках** сформульовано основні наукові та практичні результати дисертації. У **додатку** наведено алгоритми програм, акти впровадження результатів дисертації.

ВИСНОВКИ

У дисертації розв'язано актуальні науково-практичні задачі – розробка методів та засобів автоматизованої побудови моделі черепного імплантату для ліквідації наслідків відкритих черепно-мозкових травм, а також підвищення точності планування нейрохірургічних оперативних втручань щодо реконструкції дефектів черепа. Основні результати полягають у тому, що:

1. Проаналізовано існуючі методи та засоби для побудови моделей черепа та ЧІ. Досліджено існуючі методи вторинної обробки інтроскопічних зображень. Показано можливості одержання об'ємної моделі черепа різними методами.

2. Розроблено методи вторинної обробки КТ-знімків для виділення кісткових структур. Розроблено метод автоматизованої побудови моделі черепа із ПТДЧ за КТ-даними. Розроблено метод побудови усереднених моделей черепа для різних антропологічних типів за КТ-знімками голови без ПТДЧ. Запропоновано метод автоматизованого визначення основних показників черепа для визначення його антропологічного типу. Розроблено метод автоматизованої побудови ЧІ за КТ-даними, заснований на виявленні розходжень контурів кісткових структур на томограмах у нормі та за наявності ПТДЧ з використанням УМЧ і моделі черепа пацієнта, що дозволило значно скоротити строки виготовлення ЧІ.

3. Уперше розроблено метод автоматизованої побудови моделей черепних імплантатів за РГ-даними на основі усередненої анатомічної моделі, що дозволяє за двома проекціями голови пацієнта одержати просторову модель ЧІ.

4. Уперше розроблено метод нейрохірургічного планування при реконструкції дефектів черепа, що дозволяє в автоматизованому режимі визначити геометричні характеристики ЧІ та дефекту за 3D-моделями імплантату та черепа пацієнта відповідно. Це дає змогу надалі хірургу визначити оптимальний оперативний доступ для ліквідації наслідків черепно-мозкової травми.

5. Розроблено програмні засоби для реалізації запропонованих методів виготовлення черепних імплантатів, що дозволяє застосувати дані методи безпосередньо в лікарнях, що не мають доступу до СКТ.

6. Розроблено основні медико-технічні вимоги для побудови нейрохірургічного комплексу, призначеного для одержання вихідних даних, їхньої обробки з використанням розроблених методів і побудови речовинної копії імплантату. Виконання сукупності цих вимог скорочує час побудови моделей черепа й імплантату на ЕОМ, а також гарантує високу якість виготовлення ЧІ.

7. Запропоновано інтегральні критерії оцінки якості виготовлення ЧІ, аналіз значень яких дозволяє зробити висновки про ефективність розроблених методів: за якістю ЧІ не уступають аналогам, що отримано за даними СКТ та перевершують для ЧІ, що виконано ручним методом (підвищення точності більш ніж на 10% (за РГ-даними) і 15% (за КТ-даними). Значно скоротилися строки виготовлення ЧІ (у порівнянні з ручним методом – на 90%, за даними СКТ – на 10%) за рахунок підвищення автоматизації методів. Вартість виготовлення ЧІ під час використання розроблених методів знижується більш ніж на 40%.

СПИСОК ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Шамраева Е.О. Построение моделей черепных имплантатов по рентгенографическим данным / Шамраева Е.О., Аврунин О.Г. // Прикладная радиоэлектроника. – 2005. – Т4, №4. – С.441 - 443.
2. Шамраева Е.О. Выбор метода сегментации костных структур на томографических изображениях / Шамраева Е.О., Аврунин О.Г. // Бионика интеллекта: информация, язык, интеллект. – 2006. – №2 (65). – С.83 - 87.
3. Шамраева Е.О. Реконструкция объемных моделей черепа и имплантата по томографическим снимкам / Шамраева Е.О., Шамраев А.А., Аврунин О.Г. // Системы обработки информации. – 2007. – № 9(67). – С. 137 - 140.
4. Шамраева Е.О. Сравнительный анализ методов построения черепных имплантатов в зависимости от типа исходных данных / Шамраева Е.О. // Збірник наукових праць Харківського університету Повітряних Сил . – 2008. – № 2(17). – С. 154 - 156.
5. Бых А.И. Возможности реконструкции черепных дефектов по данным краниографии / Бых А.И., Аврунин О.Г., Шамраева Е.О. // Теоретическая электродинамика. – 2008. – №4. – С.113 - 116.
6. Пат. 79131 Україна, МПК А61В5/107. Спосіб нейрохірургічного планування при проведенні реконструктивних втручань щодо пластики фронтоорбітальних кісткових дефектів / Аврунін О.Г., Сіпітий В.І., Бабалян Ю.О., Семенець В.В., Шамраєва О.О. (Україна); патентовласник Харківський нац-й ун-т радіоелектроніки. – №a200501307; заявл. 14.02.2005; публ. 25.05.2007, Бюл.№7.
7. Шамраева Е.О. К вопросу компьютерного моделирования при проведении пластики черепных дефектов / Шамраева Е.О. // Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке: 9-й Международный молодежный форум. Харьков, 19–21 апр.2005г. – Харьков, 2005. – С.211.
8. Шамраева Е.О. Возможности построения моделей черепных имплантатов по стандартным рентгенографическим данным / Шамраева Е.О., Аврунин О.Г. // Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития: 2-ой Международный радиоэлектронный Форум. Харьков, 19–23 сент.2005г. – Харьков, 2005. – Т.1. – С.67 - 69.
9. Шамраева Е.О. Алгоритм выделения костных структур на томографических изображениях / Шамраева Е.О., Аврунин О.Г. // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: XIX Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов. Рязань, 13–15дек.2006г. – Рязань, 2006. – С.116 - 117.
10. Бых А.И. Построение объемных моделей черепа и имплантата по данным томографических исследований / Бых А.И., Шамраева Е.О. // Современные информационные системы. Проблемы и тенденции развития: 2-я Международная научная конференция. Харьков, 3–6 окт. 2007г. – Харьков; Туапсе, 2007. - С.273 - 274.

11. Шамраева Е.О. Моделирование поверхности черепных имплантатов по данным рентгенологических и томографических исследований / Шамраева Е.О. // Проблемы информатики и моделирования: 7-я Международная конференция. Харьков, 29 ноябр.–1 дек. 2007г. – Харьков, 2007. – С.24.

12. Шамраева Е.О. Построение вещественных моделей черепа и черепного имплантата по КТ- и РГ-данным / Шамраева Е.О. // Системний аналіз та інформаційні технології: X Міжнародна науково-технічна конференція. Київ, 20-24 трав. 2008р. – Київ, КПІ», 2008. – С.421.

13. Шамраева Е.О. Оценка методов построения черепных имплантатов / Шамраева Е.О. // Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития: 3-ой Международный радиоэлектронный Форум. Харьков, 22–24 окт.2008г. – Харьков, 2008. – Т.4. – С.88 - 91.

14 Шамраева Е.О. Построение модели черепного имплантата по данным томографических исследований / Шамраева Е.О. // Проблемы информатики и моделирования: 8-я Международная конференция. Харьков, 26-28 ноябр. 2008г. – Харьков, 2008. – С.10.