

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

ТИМКОВИЧ МАКСИМ ЮРІЙОВИЧ



УДК 615.47+617.51+004.932

**МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ
НЕЙРОХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ**

Спеціальність 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

АВТОРЕФЕРАТ
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Харків – 2016

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана на кафедрі біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України.

Науковий керівник: доктор технічних наук, професор
Аврунін Олег Григорович,
Харківський національний університет радіоелектроніки,
професор кафедри біомедичної інженерії.

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор
Злепко Сергій Макарович,
Вінницький національний технічний університет,
завідувач кафедри біомедичної інженерії, професор
кафедри біомедичної інженерії.

доктор технічних наук, професор
Кіпенський Андрій Володимирович,
Національний технічний університет
«Харківський політехнічний інститут»,
декан факультету соціально-гуманітарних технологій,
професор кафедри промислової та біомедичної
електроніки.

Захист відбудеться «1» березня 2017 р. о 14⁰⁰годині на засіданні спеціалізованої вченої ради К 64.052.05 у Харківському національному університеті радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України за адресою: 61166, м. Харків, пр. Науки, 14, корпус 1, зал засідань.

З дисертацією можна ознайомитися у бібліотеці Харківського національного університету радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України за адресою: 61166, м. Харків, пр. Науки, 14.

Автореферат розісланий «28» січня 2017 р.

Вчений секретар

спеціалізованої вченої ради К 64.052.05



Т.В. Носова

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Захворювання центральної нервової системи, що спричинені патологічними змінами внутрішньомозкових структур, є одними з найбільш загрозливих патологій за даними ВООЗ. Найчастіше єдиною можливістю зберегти життя таких хворих є сучасне хірургічне лікування.

Нейрохірургічні оперативні втручання є достатньо ефективними і разом з тим ризикованими, через складність безпосереднього проведення хірургічного доступу та вірогідність виникнення ряду післяопераційних ускладнень. Для забезпечення високоточного доступу до внутрішньомозкових утворень в нейрохірургії використовується стереотаксичний принцип, який базується на застосуванні методів нейровізуалізації та спеціалізованої прецизійної хірургічної апаратури.

Фундаторами стереотаксичної хірургії за правом вважаються Д. М. Зернов, Е. І. Кандель, V. Horsley, R. Clarke, E. A. Spiegel, Н. Т. Wycis, R. Meyers, L. Leksell. Значний внесок у вдосконалення та розробку стереотаксичного методу внесли Narabayashi Н., Kraeyenbul Н., Анічков О. Д. та ін.

Стереотаксична нейрохірургія застосовується при біопсії, деструкції, стимуляції, очищенні внутрішньомозкових крововиливів тощо. При цьому виконуються різні малоінвазивні маніпуляції, наприклад, введення хірургічного інструменту для кріодеструкції, розміщення електродів, що при помилках нейронавігації може призвести до негативних наслідків. Їх мінімізація може бути досягнута лише за умови поєднання класичного стереотаксичного принципу та сучасних технологій комп'ютерного планування хірургічних втручань, які базуються на використанні складних апаратно-програмних комплексів медичного призначення. Тому розробка та удосконалення методів, що застосовуються при комп'ютерному плануванні нейрохірургічних втручань, є актуальним і перспективним напрямком розвитку медичних технологій.

У напрямку розробки і використання засобів обробки даних у галузі комп'ютерного планування хірургічних втручань визначними є здобутки компаній IRCAD (Франція), Siemens (Німеччина), Renishaw (Велика Британія), Mevis Informatica Medica Ltd (Бразилія). Основні наукові розробки і дослідження в цьому напрямку проводять:

Гарвардська медична школа (США), Массачусетський технологічний інститут (США), Університет Дюка (США), Федеральна політехнічна школа Лозанни (Франція),

Харківський національний медичний університет (Україна), Харківський національний університет радіоелектроніки (Україна), а саме професори П'ятикоп В.О., Аврунін О.Г. та

ін. У напрямку аналізу та обробки медичних даних, які є складовою частиною комп'ютерного планування, працюють вітчизняні школи професорів Скобелева С.Ф., Павлова С.В. та ін. Ряд запропонованих ними нових підходів до планування нейрохірургічних втручань потребують наукового обґрунтування та практичної реалізації.

Таким чином, тема дисертаційної роботи, яка направлена на розробку і вдосконалення методів і засобів комп'ютерного планування нейрохірургічних втручань, є актуальною науково-технічною задачею.

Зв'язок з науковими програмами, планами, темами. Робота виконана на кафедрі біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки згідно з планом наукового напряму кафедри відповідно до

держбюджетної тематики: «Дослідження теоретичних і технічних принципів оцінки стану людини, профілактики, лікування та реабілітації» № д/р 0107U001541 і «Дослідження теоретичних і технічних принципів діагностики, оцінки та корекції медико-соціального стану людини» № д/р 0110U002532; а також у рамках договору про науково-технічне співробітництво з Харківським національним медичним університетом. У зазначених темах здобувач був виконавцем окремих розділів.

Метою дисертаційної роботи є розробка та вдосконалення методів і засобів комп'ютерного планування нейрохірургічних втручань.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

- провести аналіз структури та функціональних можливостей сучасних комплексів для малоінвазивної нейрохірургії, методів та засобів нейронавігації та комп'ютерного планування;
- розробити метод формування мінімально травматичної траєкторії стереотаксичного доступу на основі обґрунтування індексів ризику пошкодження функціонально значущих структур головного мозку;
- розробити метод візуалізації базових внутрішньомозкових орієнтирів для побудови системи стереотаксичних координат за даними комп'ютерної томографії;
- вдосконалити метод нейронавігації під час проведення стереотаксичних втручань;
- розробити метод комп'ютерного планування стереотаксичних втручань;
- провести апробацію запропонованих методів та засобів, а також розробити медико-технічні вимоги до засобів комп'ютерного планування нейрохірургічних втручань.

Об'єкт дослідження: процес комп'ютерного планування нейрохірургічних оперативних втручань.

Предмет дослідження: методи та засоби траєкторного планування нейрохірургічних оперативних втручань.

Методи дослідження: методи математичного та комп'ютерного моделювання – для опису траєкторії хірургічного доступу при стереотаксичному втручанні; методи обробки та аналізу зображень при розпізнаванні базових внутрішньомозкових орієнтирів та подальшої побудови внутрішньомозкової системи координат пацієнта; методи обробки та аналізу зображень, стосовно нейронавігації – для локалізації оперативного втручання; методи класифікації та аналізу зображення – для визначення рівня томографічного зрізу при побудові атласу внутрішньомозкових структур з наступною анатомо-функціональною прив'язкою карти ризиків; методи синтезу полігональних структур – для подальшої тривимірної візуалізації карти хірургічних доступів; методи обробки результатів експериментів – для визначення й аналізу джерел нейронавігаційних похибок.

Наукова новизна отриманих результатів.

Набула подальшого розвитку теорія комп'ютерного планування нейрохірургічних оперативних втручань, що базується на розв'язанні траєкторних задач і дозволяє вдосконалювати сучасні автоматизовані засоби нейронавігації, а також полягає у тому, що:

- вперше розроблено метод формування мінімально травматичної траєкторії стереотаксичного доступу, який базується на тому, що вводяться індекси ризику

пошкодження анатомо-функціональних структур мозку й інтегральна функція інвазивності траєкторії хірургічного доступу, що дозволяє здійснювати ранжування можливих траєкторій за ступенем інтегральної інвазивності та визначати найменш травматичний хірургічний доступ до внутрішньо-мозкових утворень;

- набув подальшого розвитку метод візуалізації базових внутрішньомозкових стереотаксичних орієнтирів за даними аксіальних томографічних зрізів, який базується на автоматизованому аналізі контурів третього шлуночка, що дозволяє виконувати побудову внутрішньомозкової системи стереотаксичних координат з урахуванням індивідуальної варіабельності анатомічних структур пацієнта;

- вдосконалено метод нейронавігації, який відрізняється від методу на основі використання рентген-контрастних шкал тим, що координати локалізації області оперативного втручання на завершальному етапі стереотаксичних розрахунків прив'язуються до кісткових орієнтирів черепа, що дає змогу суттєво спростити процедуру наведення хірургічного інструменту без використання додаткових опорних міток.

Практична значущість отриманих результатів. Отримані наукові результати мають практичне значення, що підтверджується актами впровадження результатів досліджень.

Результати дисертаційної роботи впроваджено у відділенні нейрохірургії КЗОЗ «Харківська обласна клінічна лікарня – Центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф» (акт впровадження результатів дисертаційної роботи).

Результати дисертаційної роботи було апробовано та впроваджено у роботу на кафедрах оперативної хірургії та топографічної анатомії, а також нейрохірургії Харківського національного медичного університету (акти впровадження результатів дисертаційної роботи).

Результати дисертаційної роботи також впроваджені в навчальний процес на кафедрі біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки під час викладання дисциплін «Методи обробки біомедичних зображень», «Методи та засоби аналізу зображень» (акт впровадження результатів дисертаційної роботи).

Результати дисертаційної роботи були використані також в ході виконання науково-дослідної роботи за держбюджетною темою «Дослідження теоретичних і технічних принципів оцінки стану людини, профілактики, лікування і реабілітації» Харківського національного університету радіоелектроніки № д/р 0107U001541.

Розроблено апаратно-програмний та програмні засоби, а саме:

- програмний засіб STAnalyzer, який дає змогу визначити найменш травматичний нейрохірургічний доступ;

- програмний засіб RealSlices, який дає змогу визначити оптимальний хірургічний доступ при операціях на мозочку головного мозку за гістологічними даними;

- програмний засіб MuscleView, який дозволяє визначити структурний склад зрізу при спінальних хірургічних втручаннях;

- апаратно-програмний засіб для нейронавігації, який дозволяє виконувати інтраопераційну реєстрацію положення хірургічного інструменту.

Особистий внесок здобувача. Усі положення дисертаційної роботи, які виносяться на захист, основні результати теоретичних та експериментальних

досліджень одержані автором самостійно [2, 14, 15 – 16, 20, 23 – 24]. В роботах, опублікованих у співавторстві, здобувачеві належить: аналіз можливості використання DICOM-зображень при плануванні нейрохірургічних втручань [1, 16]; визначення функції інвазивності з урахуванням коефіцієнтів ризику ушкодження анатомічних структур головного мозку [3 – 4]; моделювання траєкторного планування [5]; розробка алгоритму побудови поверхні в ході моделювання нейрохірургічних доступів [6]; створення і використання цифрового анатомічного атласу головного мозку під час розрахунку інвазивності нейрохірургічного доступу [7,15]; розробка методів і засобів автоматизованої реконструкції внутрішньомозкової системи координат [8]; створення віртуальних моделей судинної системи мозку для комп'ютерного планування [9,23]; розробка біотехнічного засобу комп'ютерного планування нейрохірургічних втручань [10]; аналіз основних джерел похибок в оптичній нейронавігаційній системі [11]; запропоновано підхід до класифікації томографічних зрізів у системах комп'ютерного планування, розроблено відповідні програмні модулі та показано результати їх роботи [12]; аналіз особливостей візуалізації операційної області та обґрунтування використання навігаційних черепних орієнтирів [13]; проведено математичний аналіз можливостей використання анатомічних структур для нейронавігації [24]; розроблено алгоритми та відповідний програмний засіб для траєкторного планування нейрохірургічних втручань [25].

Апробація роботи. Основні результати роботи доповідалися та обговорювалися на Всеукраїнських та Міжнародних наукових конференціях: Міжнародному молодіжному форумі «Радіоелектроніка і молодь в XXI столітті», 2011 р., 2012 р., 2013 р., 2014 р., м. Харків; XI-й Міжнародній науково-технічній конференції «Проблеми інформатики і моделювання», 2011 р., м. Харків; IV-му та V-му Міжнародному радіоелектронному форумі «Прикладна радіоелектроніка. Стан та перспективи розвитку», 2011 р., 2014 р., м. Харків; XX-й Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я», 2012 р., м. Харків; Міжнародній науково-практичній конференції молодих вчених «Електронна техніка: проблеми і перспективи розвитку», 2013 р., м. Харків; V-й Міжнародній науковій конференції «Функціональна база наноелектроніки» 2012 р., м. Харків-Алушта; II-й Міжнародній науково-технічній конференції «Динаміка та міцність енергетичних і сільськогосподарських машин та біотехнічних систем», 2015 р., Полтава; 4-й Міжнародній науково-технічній конференції «Інформаційні системи і технології», 2015 р., Харків; Міжнародній школі-семінарі «Біомедична інженерія: проблеми і перспективи розвитку», 2016 р. Одеса; а також на наукових семінарах та розширених засіданнях кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки (2011-2016).

Публікації. Основні положення та результати дисертаційної роботи були опубліковані у 25 наукових працях, зокрема: 9 статей у наукових виданнях, що входять до переліку фахових видань України для публікації результатів дисертаційних робіт з технічних наук; 2 статті у періодичних фахових іноземних виданнях, що входять до міжнародної наукометричної бази даних Scopus; 1 стаття у періодичному закордонному виданні; 1 розділ у колективній монографії; 1 стаття в періодичному виданні, яке включено до списку фахових видань України з медичних

наук; 10 публікацій за матеріалами тез доповідей наукових конференцій, з'їздів та симпозіумів; 1 патент України на винахід.

Структура та обсяг дисертаційної роботи. Дисертаційна робота складається із вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Дисертаційна робота викладена на 148 сторінках, із них 126 сторінок основного тексту, містить 90 рисунків, 8 таблиць, 132 найменування у списку використаних джерел на 16 сторінках.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

Вступ містить загальну характеристику роботи, обґрунтування її актуальності, формулювання мети й основних задач дослідження, визначення об'єкту, предмету і методів дослідження, наукову новизну і практичну значущість отриманих результатів, зв'язок з науковими програмами, планами, темами, перелік публікацій та опис особистого внеску здобувача у наукових працях, виконаних у співавторстві, а також наведено відомості про апробацію результатів дисертаційної роботи.

У **першому розділі** висвітлено сучасний стан та структурну організацію стереотаксичних комплексів для малоінвазивної хірургії. Показано, що використання у медичній практиці інформаційних технологій та сучасних технічних засобів дозволяє вирішити задачу комп'ютерного планування нейрохірургічного втручання.

Проведено огляд роботизованих медичних систем у нейрохірургії, які можна класифікувати залежно від типу керування. Так, існують роботизовані системи, при яких проведення хірургічного втручання безпосередньо керується оператором-хірургом (широкого загалу набули системи da Vinci), або ініційовані, чи контрольовані оператором-хірургом (наприклад Neuro-Mate).

Проведено аналіз можливостей сучасних систем комп'ютерного планування хірургічних втручання, серед яких найбільш функціональними виявилися Stereotactic Planning Software від Brain Lab, та Stealth від Medtronic. Однак дані системи планування не дають змоги виконувати багаторівневе навігаційне картування з урахуванням індивідуальної варіабельності анатомічних структур, не забезпечують навігаційну прив'язку між черепними та внутрішньомозковими орієнтирами, окрім того існують певні проблеми при встановленні геометричної відповідності між об'ємними та планарними даними.

Також у роботі розглянуто принципи стереотаксичної навігації, а саме можливості прив'язки до природних або штучних орієнтирів, їх кількості, методів управління та контролю за їх положенням, засобів інтраопераційної візуалізації та картування. З'ясовано, що для стереотаксичного наведення найбільш оптимальним, за критеріями просторового розрізнення, є метод комп'ютерної томографії (КТ) та його сучасний аналог – спіральна комп'ютерна томографія (СКТ).

На основі проведеного аналізу обґрунтовано напрями досліджень та сформульовано основні завдання, які необхідно вирішити для реалізації мети дисертаційної роботи. Так, слід відзначити відсутність загальноприйнятої багаторівневої класифікації операційних ризиків у наведених системах планування, що суб'єктивізує вибір хірургічного доступу. Окрім того, в нейронавігації існує проблема відповідності систем координат внутрішньомозкових орієнтирів та операційного поля.

Другий розділ присвячений розробці методу формування мінімально травматичної траєкторії стереотаксичного доступу.

У розділі розглянуто основні фактори, що впливають на загальну величину операційного ризику. Виходячи із загального розуміння природи ризику виникнення ускладнень під час проведення операції, значення ризику складається із суми значень окремих ризиків, які можуть виникнути при операційному втручанні, а саме: хірургічного доступу, стану пацієнта, досвіду хірурга, анестетичного впливу та ін.:

$$R_o = R_c + R_i + R_s + R_a + R_z, \quad (1)$$

де R_o – загальний операційний ризик; R_c – ризик хірургічного доступу; R_i – ризик, який пов'язаний зі станом пацієнта; R_s – ризик, який пов'язаний з досвідом хірурга; R_a – ризик, який пов'язаний з анестетичним впливом; R_z – інші фактори.

З усіх вказаних складових лише ризик хірургічного доступу R_c визначається технічними чинниками, а саме – застосуванням методу, за якого формалізується ризик ушкодження внутрішньомозкових структур при переміщенні хірургічного інструмента. Таким чином, виставляючи у відповідність кожній конкретній структурі мозку числове значення, яке характеризує ризик його пошкодження (індекс ризику пошкодження) при операції, досягається можливість обирати траєкторію найменш травматичного доступу. При цьому обґрунтовано, що анатомо-функціональним структурам головного мозку людини згідно з їхньою фізіологічною значущістю присвоюються індекси інвазивності, які наведені у табл. 1.

Таблиця 1 – Значення індексів ризику пошкодження анатомо-функціональних структур головного мозку

Анатомо-функціональна структура або область	Індекс ризику пошкодження, ID_{SE}
Зовнішні об'єкти сканування (повітря, навігаційні маркери, елементи фіксації голови)	0
Повітря в придаткових пазухах	1
Шлуночки, спинномозкова рідина	2
Кісткові структури	3
Сіра та біла речовина великих півкуль	4
Ядра проміжного мозку	5
Внутрішня капсула	6
Ядра гіпоталамусу та ствола мозку	7
Кровоносні судини	8

Для побудови індивідуалізованої маркованої карти зон ризику здійснювалась попередня сегментація зображення КТ-ангіографічного зрізу (рис. 1, а), яка ґрунтується на отриманих шляхом гістограмного аналізу граничних рівнях інтенсивності (рис. 3, б T1-T4). Результатом цієї операції є відповідне попередньо-сегментоване зображення томографічного зрізу (рис. 1, в).

На рис. 2, а наведено приклад побудови індивідуалізованої маркованої карти зон ризику відповідно до попередньо сегментованого зрізу КТ-ангіографії та цифрового стереотаксичного атласу головного мозку Талайраха.

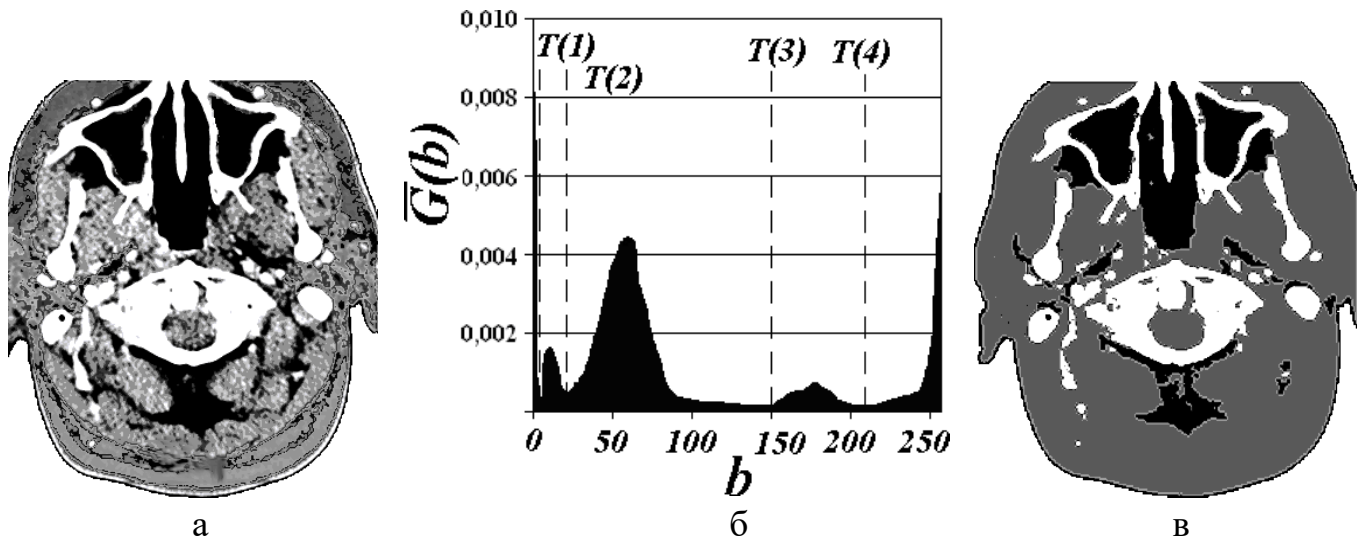


Рисунок 1 – Попередня сегментація КТ-ангіографічного зрізу:
 а – вихідне зображення; б – усереднена гістограма інтенсивності томографічного зрізу;
 в – результат сегментації

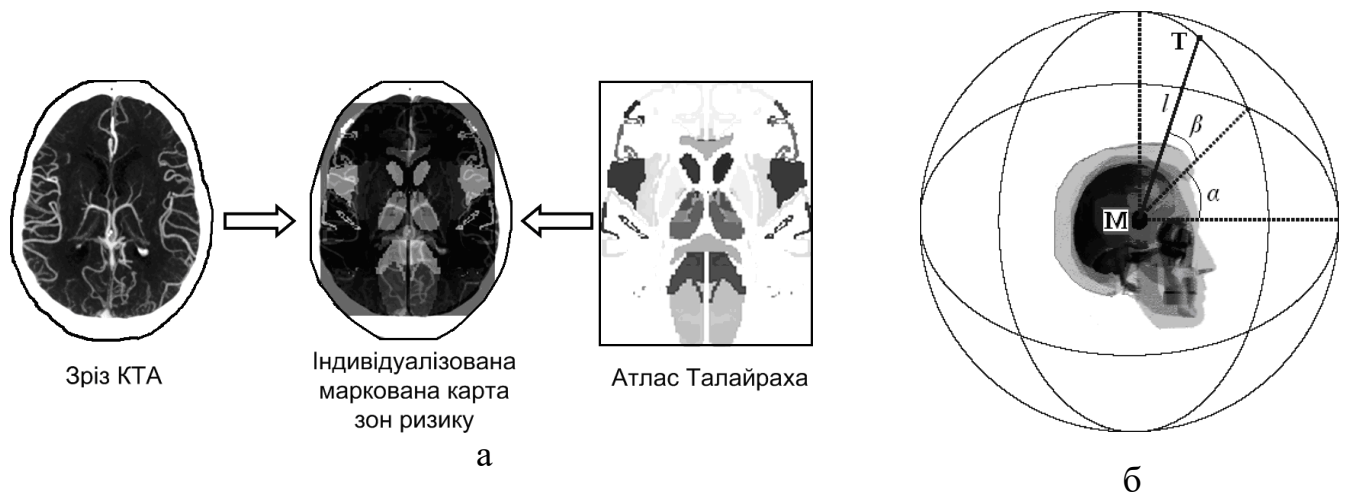


Рисунок 2 – Ілюстрація до формування хірургічного доступу:
 а – Побудова індивідуалізованої маркованої карти зон ризику;
 б – Схема розрахунку траєкторії хірургічного доступу

Наближений вибір області знаходження трепанаційного отвору у загальному випадку для операцій на структурах таламуса задається у вигляді верхньої напівсфери, що описана у сферичній системі координат (рис. 2, б).

Координати $x(n)$, $y(n)$, $z(n)$ кожного елемента траєкторії хірургічного доступу описуються таким виразом:

$$\begin{cases} x(n) = x_T + (x_I - x_T)n \cdot \Delta; \\ y(n) = y_T + (y_I - y_T)n \cdot \Delta; \\ z(n) = z_T + (z_I - z_T)n \cdot \Delta, \end{cases} \quad (2)$$

де x_T , y_T , z_T – координати мішені; x_I , y_I , z_I – координати початку траєкторії;
 Δ – крок; n – елемент траєкторії.

В процесі аналізу інтервалів вздовж кожної траєкторії виконується визначення запропонованої функції інвазивності кожної траєкторії m відповідно виразу:

$$F(m) = \sum_{n=1}^N \frac{ID_{S\Sigma}(x(n), y(n), z(n))}{N}, \quad (3)$$

де F – функція інвазивності; $ID_{S\Sigma}$ – індекс інвазивності; N – кількість елементів траєкторії.

На рис. 3, а наведено схематичне зображення з розрахунку величини інвазивності хірургічних доступів. Як видно з прикладу, значення функції інвазивності (3) хірургічного доступу (T_1 - T_{16}) визначається залежно від величин інвазивностей усіх елементів маркованої карти зон ризику.

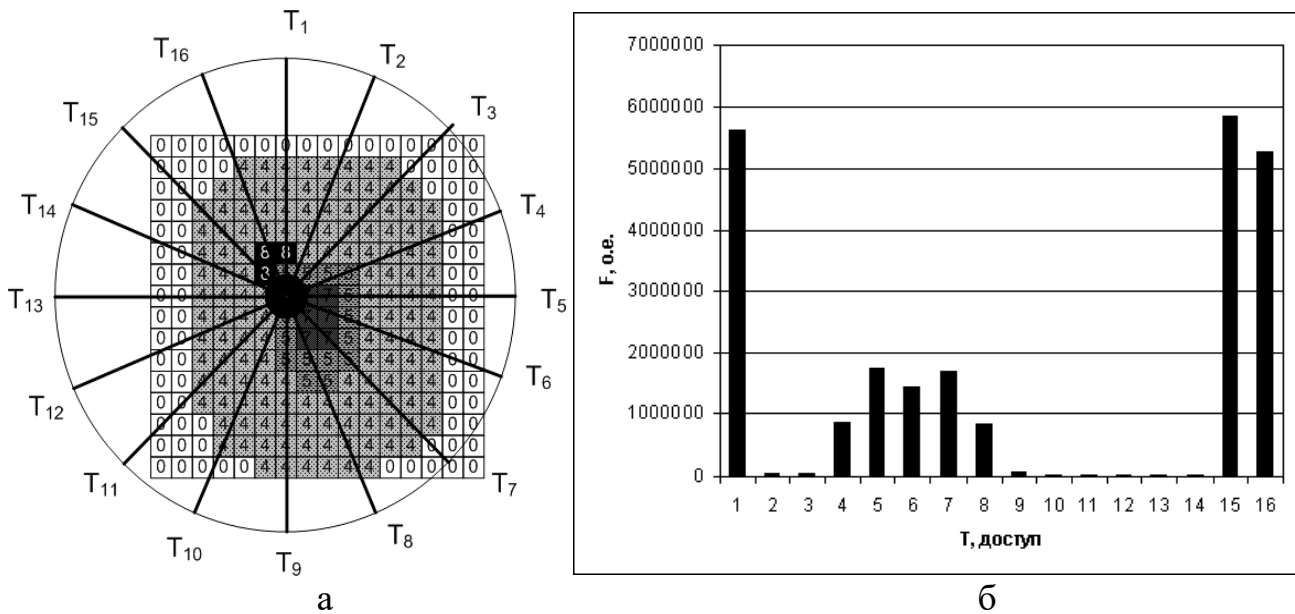


Рисунок 3 – Приклад розрахунку функцій інвазивності хірургічних доступів:
а – схематичне зображення розрахунку функції інвазивності;
б – діаграма значень функції інвазивності

Значення функції інвазивностей відповідних хірургічних доступів наведено на рис. 3, б. З рисунка видно, що операційні доступи, які зачіпають кровоносні судини, є найбільш небезпечними, доступи які зачіпають менш травматичні структури, мають меншу величину функції інвазивності.

Візуалізація карти ризиків (див. рис. 5) відповідно до функцій інвазивності хірургічних доступів є найбільш зручним підходом щодо наочного відображення поля операційного ризику. Для цього будується обмежуюча напівсфера з вершинами, що описують усі можливі траєкторії. Кожній складовій цієї сфери присвоюється відповідне значення ризику хірургічного доступу. Візуалізація цієї напівсфери може виконуватися як у режимі колірного кодування, так і напівтонового. При цьому необхідно враховувати індивідуальні анатомічні особливості голови пацієнта шляхом аналізу персоналізованих об'ємних СКТ даних та ітераційного руху вершин сфери

$$\begin{cases} x_A = R \cdot \sin(\Delta\beta \cdot i) \cdot \cos(\Delta\alpha \cdot j); \\ y_A = R \cdot \sin(\Delta\beta \cdot i) \cdot \sin(\Delta\alpha \cdot j); \\ z_A = R \cdot \cos(\Delta\alpha \cdot j), \end{cases} \quad (4)$$

де R – радіус сфери; $\Delta\alpha$, $\Delta\beta$ – крок азимутального та полярного кутів (див. рис. 3); i , j – порядковий номер; x_A , y_A , z_A – координати точки на півсфері.

Виконуючи поступовий рух до цілі, ця вершина утворює поверхню досліджуваної структури за рахунок відповідності умови (5).

$$V(x_A + n \cdot TA_x, y_A + n \cdot TA_y, z_A + n \cdot TA_z) < T, \quad (5)$$

де n – номер кроку; T – граничне значення рентгенівської щільності; V – поле значень рентгенівської щільності; \overline{TA} – напрям руху; n – порядковий номер ітерації.

Для урахування параметрів реального хірургічного інструменту було проаналізовано вплив його геометричних розмірів на величину функції інвазивності траєкторії доступу.

Окрім того, при розрахунку карти ризику хірургічних доступів, введено обмеження на довжину хірургічного інструменту L :

$$l \leq L, \quad (6)$$

де l – довжина хірургічного доступу.

Слід зауважити, що довжина хірургічного доступу визначається відповідно до зовнішньої (трепанакційної) та цільової точок:

$$l = \sqrt{(x_M - x_T)^2 + (y_M - y_T)^2 + (z_M - z_T)^2}, \quad (7)$$

де x_M, y_M, z_M – координати цілі; x_T, y_T, z_T – координати центру трепанації.

Також у роботі показано, що оцінити ризик хірургічного доступу можна за рахунок забезпечення умови (8) щодо відсутності перетинання інструменту з обмежувальними сферами (рис. 4) при поверхневому представленні функціонально важливих анатомічних структур.

$$V_1 - \frac{d}{2} > D_1 \ \& \ V_2 - \frac{d}{2} > D_2 \ \& \dots, \quad (8)$$

де V_1, V_2 – відстань від сфер, що описують анатомічну структуру до хірургічного інструменту; d – діаметр хірургічного інструменту; D_1, D_2 – діаметр відповідної обмежувальної сфери.

Третій розділ дисертаційної роботи присвячено вдосконаленню методу візуалізації внутрішньомозкових орієнтирів, забезпеченню нейронавігації, та розробці відповідного засобу оптичного контролю положення хірургічного інструмента.



Рисунок 4 – Схематичне зображення обмежуючих сфер

мозку СА та СР за аксіальними томографічними зрізами полягає в послідовному скануванні області III шлуночка з кроком 1 мм паралельно орбіто-меатальній площині, вимірюванні довжини V_3 і визначенні зрізу, який містить другий (зверху) локальний мінімум довжини третього шлуночка V_3 (зріз #3 на рис. 5, б), або зрізу, на якому V_3 ще виглядає суцільним об'єктом овальної форми (це виникає у випадках з відхиленням орієнтації дна V_3 від площини основи черепа).

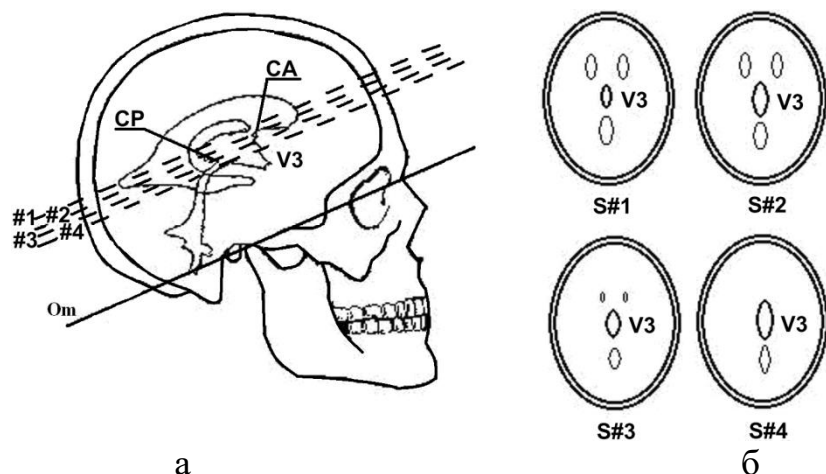


Рисунок 5 – Визначення опорних точок внутрішньомозкової системи координат:

- а – третій шлуночок головного мозку у серединній сагітальній площині;
- б – третій шлуночок головного мозку в аксіальних площинах

Запропоновано, що при послідовному КТ-скануванні в аксіальній площині паралельно орбіто-меатальній лінії черепа (площини основи черепа), верхня частина третього шлуночку (V_3) головного мозку на зображеннях томографічних зрізів схематично подається еліптичною формою, як наведено на рис. 5.

Анатомічні особливості цієї області дозволяють визначити координати передньої (СА) та задньої (СР) комісур (спайок) шляхом аналізу томографічних зображень.

Тому, виходячи з топографо-анатомічної конфігурації III шлуночка (V_3) (рис. 5) метод визначення спайок

Згідно з умови сканування аксіальний томографічний зріз, що містить вказаний локальний мінімум довжини V_3 , буде розташовуватиметься у нульовій горизонтальній стереотаксичній площині.

При цьому, центр системи внутрішньомозкових стереотаксичних координат розташовується на середині лінії СА-СР. Згідно з описом розроблено метод, що дозволяє у автоматичному режимі визначати координати опорних точок СА та СР.

Після проведення стереотаксичних розрахунків за

даними відповідних анатомічних атласів щодо визначення координат розташування хірургічної мішені (області оперативного втручання), виконується навігаційна прив'язка центра області оперативного втручання до природних орієнтирів черепа пацієнта.

При цьому з'ясовано, що згідно з проведеним денситометричним аналізом (рис. 6, а) та визначенню коефіцієнта різкості R між точками $I_1(x_1, y_1)$ $I_2(x_2, y_2)$ за формулою :

$$R = \frac{\Delta I}{d} = \frac{|I_2 - I_1|}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}}, \quad (9)$$

При виборі навігаційних орієнтирів доцільно використовувати внутрішні границі черепа, які мають приблизно в двічі більший усереднений показник різкості R , ніж зовнішні границі (рис. 6, б).

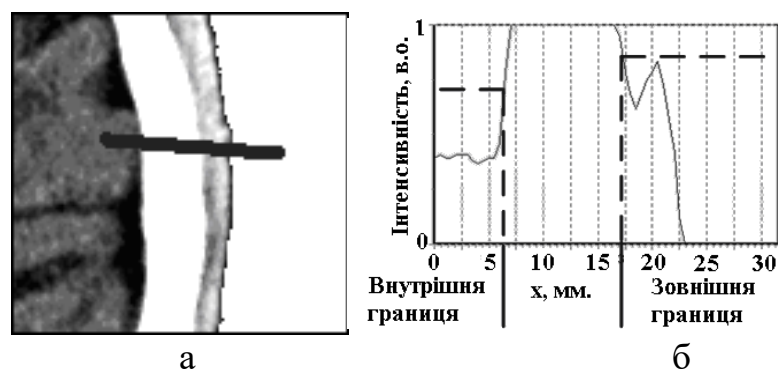


Рисунок 6 – Денситометричний аналіз

СКТ-зображення ділянки черепа:

а – досліджувана ділянка томографічного зрізу;

б – денситограма відповідної ділянки

Ілюстрація навігаційної прив'язки центра області оперативного втручання (позначено M) до черепних орієнтирів в 3-х площинах наведено на рис. 7. Структурну схему модифікованого методу комп'ютерного планування стереотаксичних втручань (див. рис. 8), який включає візуалізацію області оперативного втручання, нейронавгацію – прив'язку координат розташування області оперативного втручання

та хірургічного інструмента відповідно до загально-визначених орієнтирів, етап траекторного планування для визначення мінімально-інвазивної траєкторії хірургічного доступу та процедуру віртуального моделювання оперативного втручання для формування управляючих параметрів до хірургічного маніпулятора.

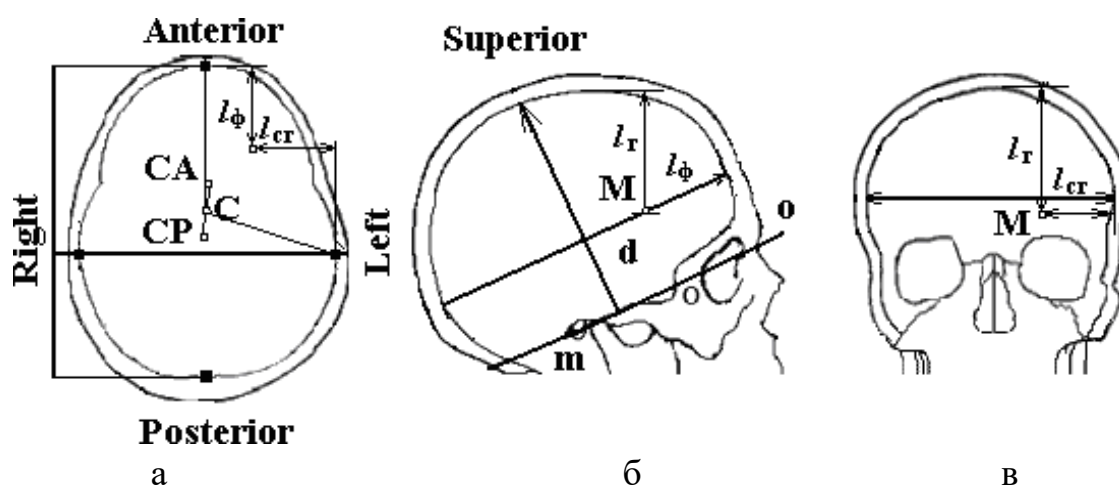


Рисунок 7 – Схематична ілюстрація навігаційної прив'язки центра області оперативного втручання M до черепних орієнтирів:

а – зображення КТ- зрізу в аксіальній площині; б – зображення в сагітальній площині; в – зображення в корональній площині

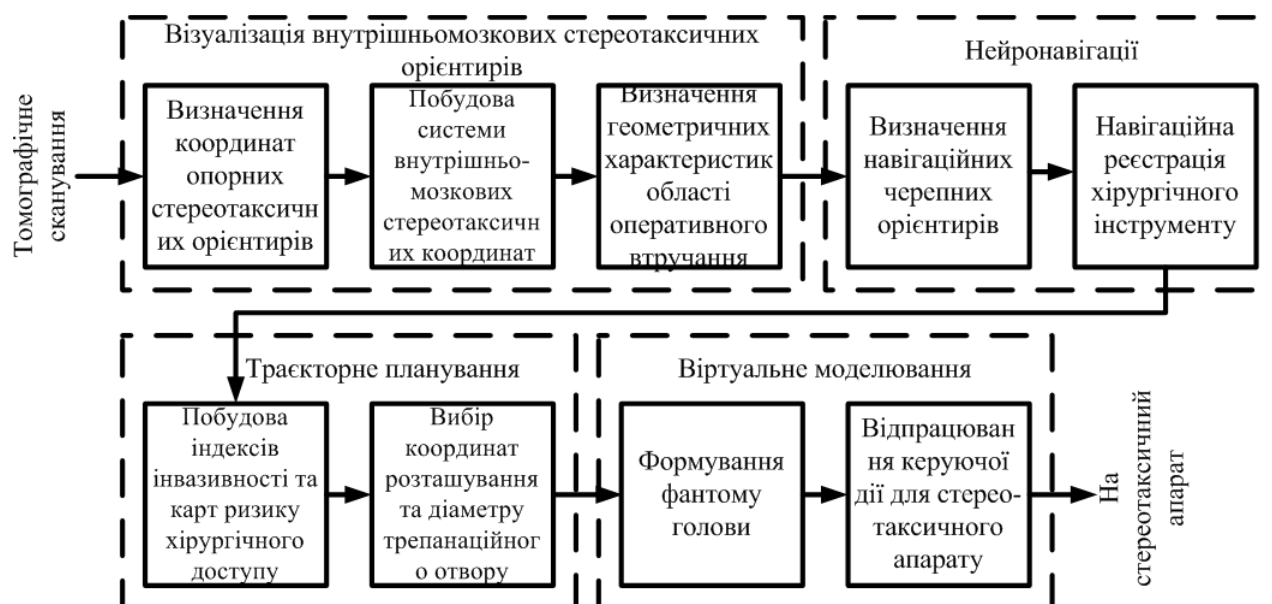


Рисунок 8 – Структурна схема модифікованого методу комп'ютерного планування стереотаксичних втручань

Четвертий розділ присвячено моделюванню та експериментальному аналізу розробленого методу траєкторного планування (рис. 10).

Тестування розроблених засобів проводилося для 28 стереотаксичних оперативних втручань, що проводилися у нейрохірургічному відділенні КЗ ЦЕМД та МК «Харківська обласна клінічна лікарня».

При комп'ютерному плануванні кожного втручання відповідно до етапів, відображених на рис. 8, було проведено побудову внутрішньомозкової системи координат (рис. 9, а), визначення координат центру та обсягу оперативного втручання, виконано навігаційні процедури, розраховано карти ризику та відповідні оптимальні траєкторії, за якими обчислено положення трепанаційного отвору.

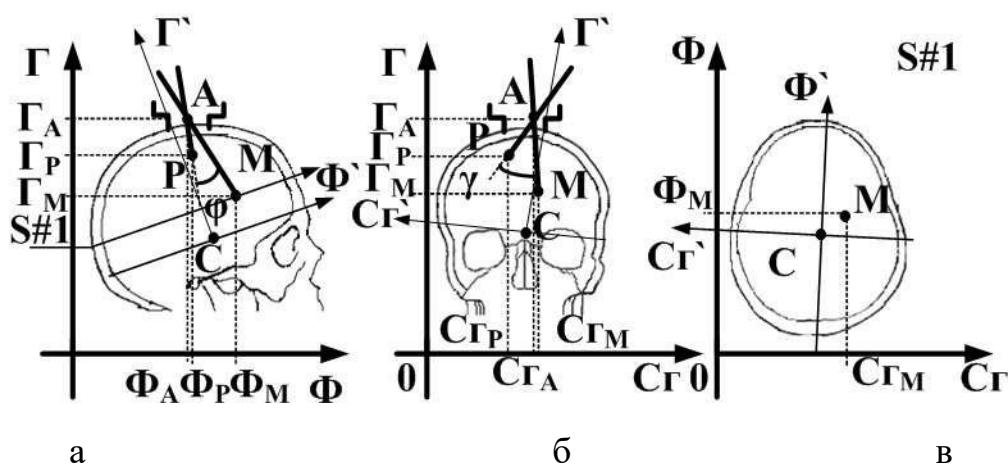


Рисунок 9 – Ілюстрація процедури стереотаксичного наведення:
а – сагітальна проекція; б – фронтальна проекція; в – аксіальний СКТ-зріз на рівні зони оперативного втручання

Для розрахунку параметрів стереотаксичного наведення виконувалося первинне введення хірургічного інструменту вглиб мозку (рис. 9) на величину $r_p \approx 15 \div 20$ мм в орієнтовному напрямку на область оперативного втручання.

Це дозволило візуалізувати на оглядових рентгенограмах проекції хірургічного інструменту в сагітальній (рис. 9, а) і фронтальних (рис. 9, б) площинах.

З урахуванням відомих координат центра обертання стереотаксичного апарату А (Φ_A, C_{2A}, Γ_A) мішені М (Φ_M, C_{2M}, Γ_M) та поточного положення дистального краю хірургічного інструменту Р (Φ_P, C_{2P}, Γ_P) кути повороту ϕ та γ в сагітальній (рис. 9, а) і фронтальних (рис. 9, б) площинах, а також глибина введення хірургічного інструменту r_M (відносно точки А) розраховувалась відповідно виразів:

$$\operatorname{tg} \phi = \left| \frac{k_2 - k_1}{1 + k_1 k_2} \right|, \operatorname{tg} \gamma = \left| \frac{k_4 - k_3}{1 + k_4 k_3} \right|, r_M = \sqrt{(\Phi_A - \Phi_M)^2 + (C_{2A} - C_{2M})^2 + (\Gamma_A - \Gamma_M)^2},$$

де k_1, k_2, k_3, k_4 – кутові коефіцієнти прямих, проведених від поточного положення дистального краю хірургічного інструменту та мішені до центру обертання стереотаксичного апарату:

$$k_1 = \frac{\Gamma_A - \Gamma_M}{C_{2A} - C_{2M}}, \quad k_2 = \frac{\Gamma_A - \Gamma_P}{C_{2A} - C_{2P}}, \quad k_3 = \frac{\Gamma_A - \Gamma_M}{\Phi_A - \Phi_M}, \quad k_4 = \frac{\Gamma_A - \Gamma_P}{\Phi_A - \Phi_P}$$

Глибина відносного введення хірургічного інструменту з урахуванням попереднього заглиблення складає:

$$r_X = r_M - r_P.$$

Можливість розрахунку глибини додаткового введення хірургічного інструменту особливо актуальна під час проведення операцій з множинним наведенням.

На рис. 10, а, б наведено етапи процедури віртуального моделювання стереотаксичного втручання за томографічними даними з використанням стереотаксичного апарату конструкції Лексела, який моделює сферичну систему координат з двома кутовими та однією лінійною ступенями свободи щодо переміщення хірургічного інструмента. Також наведено інтраопераційне КТ-зображення при доступі до субталамічної області.

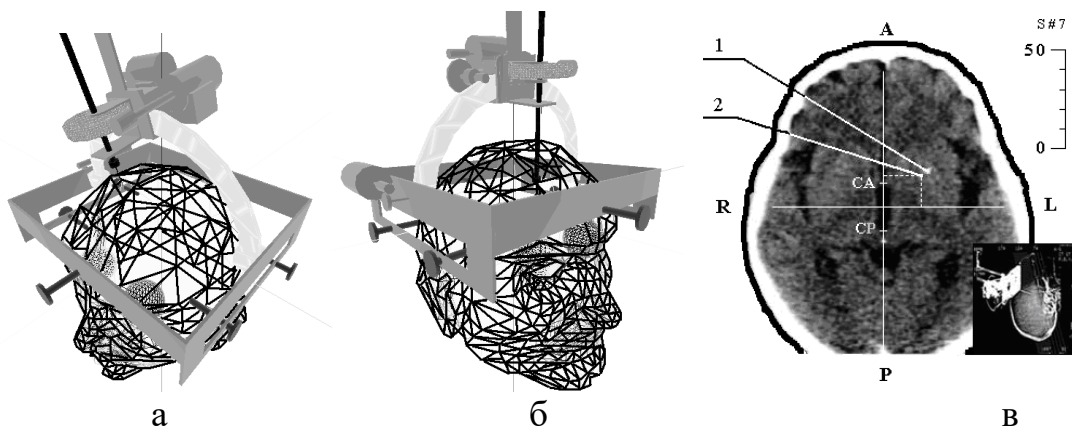


Рисунок 10 – Результати траєкторного комп'ютерного планування:

а, б, – віртуальне моделювання наведення хірургічного інструменту,

в – інтраопераційний КТ-зріз з позначеними внутрішньомозковими орієнтирами СА та СР, точкою «мішені» (1) та дистальною кінцівкою хірургічного інструменту(2);

Безпосередня інтраопераційна реєстрація положення хірургічного інструмента та контроль його положення здійснюються за рахунок використання відповідної навігаційної апаратури. Для цього у роботі розроблено експериментальний зразок оптичного навігаційного засобу (рис. 11, а), який здійснює реєстрацію положення хірургічного інструменту за допомогою двох відкаліброваних цифрових камер. Вигляд робочого вікна управляючої програми щодо розробленого хірургічного навігаційного засобу наведено на рис. 11, б. Основними особливостями розробленого зразка є можливість оптичної реєстрації розташування та орієнтації хірургічного інструменту в просторовій області $300 \text{ мм} \times 300 \text{ мм} \times 300 \text{ мм}$ на відстані $200 \div 300 \text{ мм}$, з похибкою визначення положення не більше 2 мм , за умови використання режиму роботи камер з розрізненням $1280 \times 720 \text{ пкс}$ (пікселів), що забезпечує роздільну здатність на рівні $3 \div 6 \text{ пкс/мм}$.

Отримані результати, за рахунок використання КТ-ангіографічних даних у ході побудови карт ризику хірургічного доступу, дозволяють уточнити координати трепанаційних отворів при стандартних нейрохірургічних доступах. Використання персоналізованих анатомічних даних КТ-досліджень при комп'ютерному плануванні стереотаксичних втручань, дозволяє перейти від використання узагальнених підходів до персоналізованих розрахунків при визначенні найменш травматичних траєкторій доступу до областей оперативних втручань.

Виходячи з особливостей анатомічної будови і специфічності проведення оперативних втручань в області мозочку (системи внутрішньо-мозкових координат з орієнтирами області 4-го шлуночка головного мозку), розроблено програмний засіб для траєкторного планування відповідних нейрохірургічних операцій.

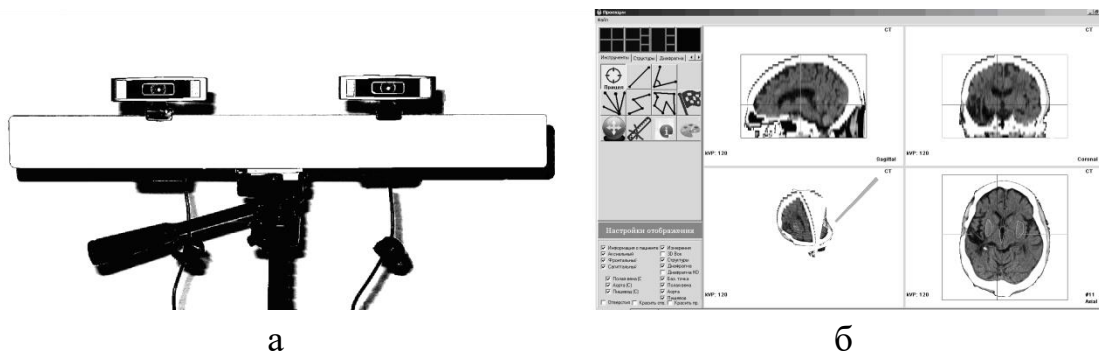


Рисунок 11 – Експериментальний зразок розробленого навігаційного засобу:
а – зовнішній вигляд; б – робоче вікно програмного забезпечення
при реєстрації положення хірургічного інструменту

Також у роботі визначено основні джерела похибок (рис. 12), які виникають на різних етапах планування хірургічного втручання, а також під час його проведення. Враховуючи відсутність кореляції між помилками визначення координат (візуалізації) δ_B стереотаксичної мішені та позиціонування хірургічного інструменту маніпулятором, отримано величину результуючої середньоквадратичної похибки δ_P :

$$\delta_P = \sqrt{\delta_B^2 + \delta_{II}^2} . \quad (10)$$

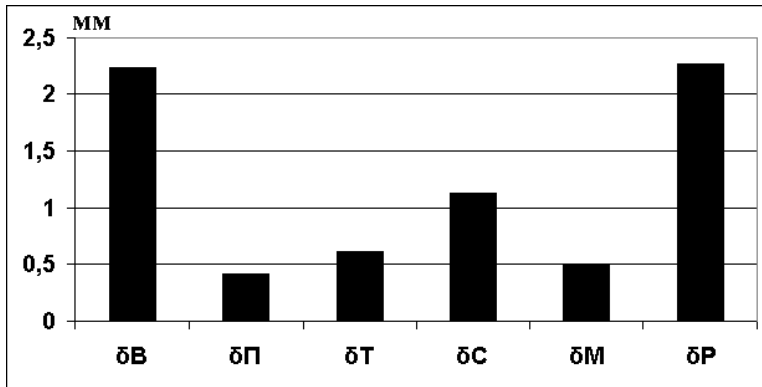


Рисунок 12 – Значення похибок при хірургічній навігації

похибки визначення координат центру в стереотаксичному атласі (δ_M).

У **висновках** зазначено основні наукові та практичні результати дисертаційної роботи. У **додатках** наведено акти впровадження, основні розрахунки з траєкторного планування.

ВИСНОВКИ

Дисертаційну роботу присвячено вирішенню актуального науково-технічного завдання – розробці та вдосконаленню методів і засобів комп'ютерного планування нейрохірургічних втручань. Це завдання вирішується з використанням досліджених та розроблених у дисертаційній роботі методів і засобів комп'ютерного планування нейрохірургічних втручань. У результаті виконання дисертаційної роботи було досягнуто такі наукові та практичні результати:

1. За результатами аналітичного огляду джерел встановлено, що на сучасному рівні розвитку засобів інтроскопічної візуалізації та медичної робототехніки для проведення стереотаксичних нейрохірургічних втручань потрібна розробка методів траєкторного планування та вдосконалення методів нейронавігації, що дозволяли би в комплексі вирішувати завдання малотравматичного доступу до глибинних структур головного мозку людини.

2. Встановлено, що для забезпечення оптимального за критерієм найменшої інвазивності хірургічного доступу необхідно введення функції інтегральної інвазивності траєкторії хірургічного інструменту, яка заснована на використанні індексів інвазивності анатомо-функціональних структур мозку залежно від рівня небезпеки ушкодження. Використання ступеневої інтегральної функції інвазивності дозволяє ранжувати можливі траєкторії хірургічного доступу без ефекту накопичуючого перекривання при загальній кількості індексів інвазивності, що забезпечує вичерпне картування черепа та структур головного мозку за ступенем ризику операційних ушкоджень. За даними 28 оперативних втручань на структурах таламуса та субталамічної області і уточненням вибору координат положення трепанаційного отвору за запропонованим методом можна в ході використання стереотаксичного апарату зі сферичною системою координат і глибині хірургічного доступу не більше 100 мм зменшити кути наведення хірургічного інструменту до

з урахуванням високого ступеня королювання помилок, пов'язаних з розрахунками за томографічними даними, помилка візуалізації (δ_B) визначається виходячи з помилки томографічного представлення даних (δ_T), похибки визначення координат центру внутрішньомозкової системи стереотаксичних координат (δ_C) та методичної

10° та діаметр трепанаційного отвору від 25 мм до 17 мм, що також сприяє зниженню загального травматизму втручання.

3. Встановлено, що визначення опорних орієнтирів СА і СР для побудови внутрішньомозкової системи стереотаксичних координат можливо за томографічними даними, шляхом автоматизованого аналізу контурів третього шлуночка в аксіальній проекції (паралельно орбіто-метальній лінії) при відстані між перетинами не більш 1 мм, що дозволяє виконувати візуалізацію глибоких структур головного мозку з урахуванням індивідуальної варіабельності пацієнта. Під час автоматизованої обробки та сегментації внутрішньомозкових структур за даними комп'ютерної томографії, доцільно використовувати вікно візуалізації з центром 40 НУ та шириною 75 НУ.

4. При наведенні стереотаксичного інструмента на заключному етапі нейронавігації доцільно використовувати індивідуальну прив'язку координат розташування області оперативного втручання до кісткових орієнтирів черепа, що дозволяє значно спростити процедуру стереотаксичного наведення без використання додаткових опорних міток. При цьому слід використовувати внутрішні границі черепних орієнтирів, що мають у середньому в 2,5 рази різкість внутрішніх контурів, порівняно з зовнішніми.

5. Було розроблено програмні засоби для траєкторного комп'ютерного планування та дослідний макет апаратно-програмного засобу для хірургічної навігації. Визначено основні медико-технічні вимоги до системи комп'ютерного планування та практичні рекомендації щодо її експлуатації, основними з яких є:

– При інтраопераційній реєстрації положення хірургічного інструменту виявлено, що загальна похибка здебільшого визначається похибками наведення та позиціонування хірургічного інструменту, і складає близько 2 мм. Частота оновлення положення та візуалізації повинні складати близько 15 – 25 Гц, для забезпечення роботи в реальному режимі часу. Виходячи з частоти оновлення, інертність роботи усіх складових компонентів системи має складати не більше 0,04 с.

– Під час проведення передопераційного планування, томографічне дослідження має проводитися томографічними засобами, що забезпечують сканування області розміром не менше за 300 мм × 300 мм × 300 мм. Розмір елемента зображення має складати не більше 0,5 мм × 0,5 мм, а відстань між зрізами не більше 1 мм, що забезпечує необхідні вищезазначені показники похибки.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ

1. Тымкович М.Ю. Использование DICOM изображений в медицинских системах / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, В.В. Семенец // Силовая электроника та енергоефективність, –2012. – Тем. вип. – С. 178 - 183.

2. Тымкович М.Ю. Оптический метод регистрации пространственного положения хирургического инструмента в компьютерной навигационной системе / М.Ю. Тымкович // Вісник НТУ «ХП» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2012. – № 18 (991). – С. 124 – 130.

3. Тымкович М.Ю. Определение степени инвазивности хирургического доступа при компьютерном планировании оперативных вмешательств / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович, Х.И. Фарук // «Бионика Интеллекта». – 2013. – Т. 81, №2. – С. 101 – 104.

4. Тымкович М.Ю. Разработка навигационной системы для ринохирургии / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович, Х.И. Фарук // Энергосбережение, энергетика, энергоаудит. Специальный выпуск. – 2013. – Т. 2, №8 (114). – С. 116 – 122.
5. Тымкович М.Ю. Методы планирования нейрохирургических доступов / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук // «Вісник НТУ «ХПІ» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2014, № 36 (1079). – С. 43 – 49.
6. Тымкович М.Ю. Способ реконструкции интактной поверхности хирургических доступов / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук // Східно-Європейський Журнал передових технологій. – 2014, № 4/9(70). – С. 37 – 41.
7. Тымкович М.Ю. Оптимизация нейрохирургических доступов с использованием цифрового атласа внутримозговых структур / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович // «Вісник НТУ «ХПІ» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2015. – № 39 (1148). – С. 63 - 67.
8. Тымкович М.Ю. Метод построения внутримозговой системы стереотаксических координат на основе лофтинговой модели третьего желудочка / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович // Вісник НТУ «ХПІ» зб. наук. пр. Темат. вип.: Механіко-технологічні системи та комплекси. – Харків : НТУ «ХПІ». – 2015, № 36 (1145). – С. 33 – 38.
9. Тымкович М.Ю. Построение трехмерной модели кровеносной системы головного мозга для задач планирования и тренировки проведения нейрохирургических вмешательств / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович, А.И. Бых // Вісник НТУ «ХПІ» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2016. № 25 (1197). – С. 11 - 16.
10. Тымкович М.Ю. Биотехническая система компьютерного планирования нейрохирургических вмешательств с использованием оптической навигации / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович // Динаміка та міцність енергетичних і сільськогосподарських машин та біотехнічних систем: колективна монографія / за ред. О.В. Горика., С.Б. Ковальчука – П.: Видавництво «Сімон». – 2015. – 116с. – С. 15-19.
11. Tymkovych M.Y. The Surgical Navigation System with Optical Position Determination Technology and Sources of Errors / O.G. Avrunin, M. Alkhorayef, H.F.I. Saied, M. Y. Tymkovych // Journal of Medical Imaging and Health Informatics, – 2015. – Vol.5. – P. 689 - 696. (Scopus)
12. Tymkovych M.Y. Classification of CT-brain slices based on local histograms / O.G. Avrunin, M.Y. Tymkovych, S.V. Pavlov, S.V. Timchik, P. Kisala, Y. Orakbaev // Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications. – 2015. – P. 161 - 168. (Scopus)
13. Tymkovych M. Capabilities to visualize the operating region of surgical intervention relatively to cranial landmarks for neuronavigation / O.G. Avrunin, M. Tymkovych, T. Kononenko // Estonia, Tallin, Eureka: Physics and Engineering. – 2016. – Volume 1(2). – P. 21 - 30.
14. Тымкович М.Ю. Поверхностная реконструкция томографических данных при планировании операций на головном мозге / М.Ю. Тымкович // Матеріали 15-го Молодіжного форуму «Радіоелектроніка та молодь в ХХІ столітті». – 2011. – Том 1. – С. 206 – 207.
15. Тымкович М.Ю. Сегментация головного мозга человека на основе деформируемых моделей / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, В.В. Семенец // Проблеми інформатики і моделювання. – 2011. – С. 85.

16. Тымкович М.Ю. Применение технологии OpenCL при обработке серий томографических изображений в планирующей системе / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, В.В. Семенец // МРФ-2011. – 2011. – Том 3. – С. 42 – 46.

17. Тымкович М.Ю. Использование атласа внутримозговых структур в планирующей хирургической системе / М.Ю. Тымкович // Матеріали 16-го Молодіжного форуму «Радіоелектроніка та молодь в ХХІ столітті». – 2012. – Том 1. – С. 202 – 203.

18. Тымкович М.Ю. Классификация томографических срезов головного мозга // 5-й Міжнародний радіоелектронний форум «Прикладна радіоелектроніка. Стан і перспективи розвитку», МРФ-2014. – Том 3. – 2014. – С. 44 – 45.

19. Тымкович М.Ю. Пошук оптимальних шляхів хірургічних втручань з використанням комп'ютерного атласу внутрішньо мозкових структур / М.Ю. Тымкович // MICROCAD – 2012. – №3. – С. 108.

20. Тымкович М.Ю. Проблемы оптической регистрации положения маркеров в хирургической навигационной системе / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, А.И. Бых // ХНУРЕ, «Функціональна база наноелектроніки». – 2012. – С. 298 – 301.

21. Тымкович М.Ю. Регистрация положения инструмента в пространстве применительно к компьютерной хирургической навигационной системе / М.Ю. Тымкович // Матеріали 17-го Молодіжного форуму «Радіоелектроніка та молодь в ХХІ столітті». – 2013. – Том 1. – С. 218 – 219.

22. Тымкович М.Ю. Использование модифицированного метода объемного отбрасывания лучей для определения минимально травматичного хирургического доступа / М.Ю. Тымкович // Матеріали 18-го Молодіжного форуму «Радіоелектроніка та молодь в ХХІ столітті». – 2014. – Том 1. – С. 160 – 161.

23. Тымкович М.Ю. Компьютерная система для расчета нейрохирургических доступов / Аврунин О.Г., Тымкович М.Ю. Д. Драуиль // ИСТ-2015. – 2015. – С. 110 – 111.

24. Тымкович М.Ю. Аспекты выбора системы координат при изучении индивидуальной анатомической изменчивости строения человека / Дуденко В.Г., Аврунин О.Г., Тымкович М.Ю. и др. // Український журнал клінічної та лабораторної медицини. – 2013. – №3. – С. 38 - 41.

25. Пат. 111269 Україна, МПК А61В 6/03 (2006.01), G06Т 7/40 (2006.01), G06F 15/18 (2006.01). Спосіб визначення структури паравертебральних м'язів за допомогою комп'ютерної томографії/ М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунін, А.Г. Скіданов, В.О. Радченко, М.М. Нессонова; заявник і власник Харківський національний університет радіоелектроніки; заявл. 19.09.2014; 11.04.2016, Бюл. №7.