

УДК 621.398: 681.3.06

Використання комп'ютерних технологій при плануванні лікування хвороб головного мозку*

Кононов М.В., Новоселець М.К.

Київський національний університет ім.Тараса Шевченка, м.Київ, Україна
НВП "Інтермаг", м.Київ, Україна*Ключові слова: планування операції, стереотаксія, магніторезонансна томографія, лазерна термодеструкція*

Вступ. Сучасна медицина активно використовує комп'ютерні технології для планування терапії хворих [2,6], особливо при застосуванні приладових методів встановлення діагнозу [5], наприклад, томографії або ультразвукового дослідження, та приладових методів лікування. До приладових методів лікування належать і оперативні втручання на головному мозку, під час яких для точного визначення локалізації патологічного процесу використовують складні технічні засоби [6,7], які настроюють на основі аналізу даних інтраскопічних досліджень. Під час такого втручання, крім потреби влучити в уражену точку, важлива оптимізація зони впливу хірурга, наприклад при використанні лазерної термодеструкції [3]. Розглянемо завдання, на послідовне розв'язання яких спрямована комп'ютерна технологія планування мініінвазивних операцій на мозку і використання засобів вдосконалення такого планування.

Дослідження орієнтоване на застосування стереотаксичної методики хірургічного втручання за допомогою апарата типу Лексель з плануванням на основі використання для навігації магніторезонансного томографа, досить поширеного в країнах СНД, типу "Образ" виробництва науково-виробничої фірми "Аз" (Росія) з напругою магнітного поля 0,12 Тл. Втім, перенесення одержаних результатів на інші типи томографів не складне.

Навігація за інтраскопічними зображеннями

Навігація під час планування стереотаксичної операції передбачає визначення декартових і кутових параметрів настроювання апарата для влучення у необхідну точку і оптимізації напрямку, що досягають, як правило, шляхом механічного налагодження стереотаксичного апарата на імітаційному фантомі або побудови проєкцій на основі даних рентгеноскопії [1,5].

Під час планування таких втручань виникає

складна проблема мінімізації похибки влучення, яка часто, за даними літератури, задається на рівні 0,5—1 мм. Слід зазначити, що в цілому похибка влучення залежить від точності діагностичної інформації, на підставі якої здійснюють планування (роздільна здатність носія зображення, наявні проєктивні спотворення при рентгеноскопії, викривлення зображення при томографії тощо), похибки зв'язування систем координат зображень і хірургічного інструмента, похибки способів введення інструмента (самого стереотаксичного апарата). Механічна точність апарата становить 0,5—1 мм, вона зумовлюється навіть не люфтами у механізмах настроювання (тут можна досягти рівня 0,1—0,2 мм), а обмеженою жорсткістю основних елементів, насамперед аплікатора. Точність вхідної інформації при застосуванні рентгеноскопії обмежується фактичним усередненням даних про отриману точку на всьому шляху проходження променя крізь тканини, що зумовлює їх деяке розмивання. При роздільній здатності носія зображення, що перевищує 0,1 мм, похибка також не може бути меншою 0,5—1 мм. Більш того, навігація за рентгеновським зображенням пов'язана з додатковою похибкою планування, яку навіть важко коректно оцінити. Використання інтраскопічних зображень відповідає ситуації, коли гірша роздільна здатність носія зображення (на рівні 0,5—1,5 мм) компенсується можливістю одночасної обробки багатьох зображень, що зменшує помилку саме планування. Проблеми, які в такій ситуації доводиться вирішувати — це зведення координат інструмента до системи відліку, пов'язаної з пацієнтом, і корекція нелінійної деформації зображення. Ця деформація становить 1—3%, для візуальної діагностики це не є перешкодою, проте без її компенсації можливі додаткові похибки планування до 5—7 мм, що неприпустимо.

Розроблені методика і необхідне для її реалізації

* Робота виконана за фінансової підтримки Міністерства освіти і науки України.

лізації програмне забезпечення для виконання прицілювання за серіями магніторезонансних томограм. Точність визначення положення довільного об'єкта в просторі збільшується при накопиченні вхідної інформації. Саме тому, замість прямого прив'язування кожного зображення до координат навігаційної системи, запропоноване використання одночасної обробки серії томографічних зображень, які є результатом обробки однієї імпульсної послідовності, для визначення в просторі томограм лінійного навігаційного об'єкта, що має напрямок, приблизно ортогональний до площин зображень [4]. Така орієнтація елемента навігаційної системи забезпечує найчіткіші (з малою еліптичністю) мітки на зображеннях. При визначенні їх координат з ваговим усередненням і використанні побудови за методом найменших квадратів похибка під час встановлення положення навігаційного стрижня, менша за розміри пікселя (точка) томограми.

Для повного визначення системи координат достатньо виконання завдання двох ортогональних навігаційних стрижнів, до положення яких жорстко прив'язується стереотаксичний апарат. Для цього стрижні стаціонарно монтуєть на неметалевому опорному кільці, яке є навігаційним пристроєм при скануванні і основою апарата під час виконання операції.

Настроювання геометричного зв'язування навігаційної системи з стереотаксичним апаратом традиційно виконують на спеціальному фантомі шляхом прицілювання з імітаційною мішенню. Проте, таке юстирування, на відміну від звичайної технології використання фантома [1], є тільки відносно рідкісною сервісною операцією і не ускладнює безпосереднього планування. Зазначимо, що навігаційна система з двома стрижнями забезпечує достатню точність у відносно невеликій зоні, яка відповідає відстані 3—4 см від цілі на фантомі, яку використовують для попереднього юстирування навігаційної системи. За даними досліджень, це пов'язане з викривленням зображення і неточним масштабуванням зображень ортогональних орієнтацій через недосконалість магнітної системи томографа. Для компенсації цих дефектів запропонована навігаційна система з чотирма реперами, що утворюють прямокутник. За наявності додаткових реперів програмне забезпечення дозволяє здійснити самостійне масштабування зображень і виправити порушення ортогональності.

Обробка даних з застосуванням модифікованої навігаційної системи потребує використання складнішої процедури автоматичного виз-

начення положення міток. Довжина навігаційних стрижнів обмежена внутрішніми розмірами додаткової (головної) котушки томографа. З огляду на більш значущі функції двох міток, які задають напрямки, два інші навігаційні стрижні зроблені дещо коротшими для збереження довжини основних. Для міток від коротких стрижнів, оскільки їх положення визначається за 4—5 кадрами дослідження замість 8—9, здійснена відповідна модифікація алгоритму відкидання хибних міток і усереднення положення стрижня з огляду на паралельність до довгого стрижня. Для цього проводять двохетапне обчислення координат.

На першому етапі:

- виконують обробку двох міток [2];
- будують попередню систему координат $X_0 Y_0 Z_0$, до якої перераховують кожен мітку від додаткових навігаційних стрижнів;
- відкидають хибні мітки і усереднюють, зважаючи на рівності однієї з координат для додаткових міток.

На другому етапі:

- обчислюють поправки до масштабів кадрів томографічного дослідження;
- розраховують остаточну систему координат $X_1 Y_1 Z_1$ з огляду на скоригований масштаб (розмір пікселя).

Щодо корекції масштабування слід зазначити, що запропонована технологія чотирьох стрижневих навігаційних міток дозволяє здійснювати корекцію виключно в площині стрижнів. Ця площина під час дослідження приблизно ортогональна до поздовжньої вісі магнітної системи томографа, а, як показали дослідження, похибка масштабу вздовж вісі магніту томографа є найбільшою (до 5—8%). Таким чином, потрібно коригувати і цей напрямок. Проте, визначити систему міток, достатню для такої корекції, непросто, оскільки площина їх повинна бути розташована найближче до ймовірної зони втручання, а база (відстань між мітками) для корекції масштабу має бути достатньо великою — не менше 15—20 см.

Для корекції цього напрямку запропоноване додаткове калібрувальне дослідження (без пацієнта) з поздовжньою орієнтацією в магнітній системі томографа опорної рамки з навігаційними мітками або додаткове юстирування фантома. Для цього в програмне забезпечення вбудована відповідна підсистема калібрування і виправлення масштабу томограм.

Для доклінічного дослідження точності запропонованої методики виконують ряд сканувань спеціально розробленого фантома з подальшою імітацією планування операції. Використання

фантома забезпечує варіювання положення магнітоконтрастної мітки у вигляді кульки розміром 2 мм, що імітує точку прицілювання. Похибку навігації визначали як розбіжність результатів комп'ютерного планування і даних, отриманих шляхом прямого вимірювання на фантомі. Положення точки прицілювання і порівняння результатів прицілювання за двома і чотирма навігаційними мітками наведені в табл.1. Для точки №11 похибки не визначені, оскільки ця точка використовувалась як калібрувальний репер. Застосування вдосконаленої методики забезпечує кращу точність. При вірогідній імовірності 0,95 мм похибка навігації становить 1,5—2 мм.

Складнішою є ситуація з нелінійною деформацією растра. На жаль, досліді, які дозволяють коректно вивчити лінійність зображення, вимагають сканування сіток з контрастних елементів і складної обробки даних. Як компроміс між складністю обробки і зростанням похибки, виходячи з розмірів і форми зони можливого втручання, запропонована технологія юстирування з використанням чотирьох реперів замість одного. Юстирувальні точки розташовують в горизонтальній площині у вигляді прямокутника. Таким чином, безпосередньо при плануванні

втручання програма вибирає найближчий з реперів, і відстань від точки втручання до юстированого репера не перевищує раніше зазначених розмірів.

В табл.2 наведені результати прицілювання і похибка навігації при геометричних положеннях точок прицілювання, які відповідають за номерами рядкам табл.1.

Програмне забезпечення для планування стереотаксичних операцій

Виходячи з запропонованої методики навігації і планування, програмне забезпечення для планування операції на головному мозку передбачає такі функції:

- зручну роботу з серіями магніторезонансних томограм;
- автоматичне визначення міток від навігаційних стрижнів на томограмах;
- навігацію з корекцією масштабу томографа на основі автоматичної обробки положення чотирьох навігаційних стрижнів і автоматичним вибором найближчого з реперів;
- розрахунок і відображення положення хірургічного інструмента на всіх кадрах;
- візуалізацію на всіх томографічних зображеннях зони впливу при використанні для лікування термічної деструкції;

Таблиця 1. Порівняння навігації з використанням двох і чотирьох стрижнів

№ точки прицілювання	Координати точки прицілювання			Похибка прицілювання за чотирма мітками			Похибка прицілювання за двома мітками		
	X	Y	Z	ΔX	ΔY	ΔZ	ΔX	ΔY	ΔZ
1	17,5	40	90,2	1,6	-0,9	-0,0	0,6	-0,1	1
2	0	60	90,2	1,4	-0,1	0,2	1,1	0,6	-1,1
3	50	20	90,2	1,5	0,7	-0,9	-2,2	1,2	-1
4	-50	40	90,2	3,1	-1,2	0,2	3	0,4	0,1
5	0	-60	90,2	1,7	0,5	1,3	1,1	2,2	0,9
6	50	40	120,2	0,8	-0,9	-1,5	-1,7	0,85	-1,6
8	-80	40	90,2	2,6	-3,5	0,4	0,07	1,1	0,4
7	50	40	60,2	1,9	0,1	1,2	5,5	-2,3	0,3
9	80	20	90,2	-0,0	0,8	-1,9	-2,8	1,2	-1,5
10	50	40	90,2	1,8	0,9	-2,1	-0,7	-0,8	-1,5
11	17,5	20	90,2	—	—	—	—	—	—
12	-17,5	20	90,2	1,3	-0,5	-0,4	1,7	-0,5	-1,3
13	-50	20	90,2	1,8	-2,8	1,0	3	-2,5	0,7
14	-80	20	90,2	2,9	-1,2	0,0	6	-1,1	0,8
15	-17,5	40	90,2	1,1	-0,8	-0,6	0,7	-0,7	0,9
16	-50	40	60,2	1,3	-0,5	1,5	2,5	-1	1,9
17	0	-60	120,2	0,8	0,8	1,8	0,2	3,2	2,2
18	-50	40	120,2	5,4	-2,9	1,8	5,8	3	1
Середня похибка				1,7	-0,7	0,2	1,4	0,3	0,02
Середньо-квадратичне відхилення				1,2	1,3	1,2	2,6	1,6	1,2

Таблиця 2. Оцінка результатів планування операції і похибки навігації з використанням чотирьох реперів

№	X	Y	Z	ΔX	ΔY	ΔZ
1	17,9	38,6	92,4	0,5	-1,4	2,2
2	1,3	59,2	91,8	1,3	-0,8	1,5
3	50,5	19,7	92,0	0,5	-0,3	1,7
4	-50,0	39,5	90,8	0	-0,5	0,5
6	49,4	39,8	122,7	-0,6	-0,2	2,5
7	-80,5	38,3	90,5	-0,5	-1,7	0,3
8	50,7	39,4	60,2	0,7	-0,6	0
9	78,4	20,0	90,7	-1,6	0	0,5
10	49,5	40,0	90,2	-0,5	0	0
11	15,6	20,1	91,5	-1,9	0,1	1,3
12	-18,2	18,9	88,8	-0,7	-1,1	-1,4
13	-49,8	17,2	91,7	0,2	-0,3	0,1
14	-79,5	18,7	91,1	0,5	-1,2	0,9
15	-18,8	39,8	89,8	-1,2	-0,2	-0,5
16	-51,8	39,1	59,1	-1,8	-0,9	-1,1
4	-50,9	37,9	90,1	-0,9	-2,1	-0,1
7	-80,2	37,1	88,3	-0,2	-2,8	-1,9
13	-49,9	17,1	91,4	0,1	-0,4	1,2
14	-81,2	16,7	90,4	-1,2	-0,8	0,2
Середня похибка				-0,4	-0,8	0,4
Середньоквадратичне відхилення				0,9	0,7	1,2

— документування на папері результатів планування оперативного втручання.

Програма охоплює декілька підсистем, повністю прозорих (тобто невидимих) для користувача, який сприймає цю програму як єдину оболонку. До них належать:

— підсистема підтримки форматів графічних файлів (підтримуються стандартні формати bmp, jpg, а також внутрішній формат файлів зображень томографа “Образ”). Для зручності обробки серія файлів з зображеннями, що мають як частину свого імені інкрементований номер кадра, розглядається як ціле. Завдяки використанню вбудованої в заголовок файла внутрішньої інформації томографа забезпечується автоматичний розподіл всіх зображень на серії паралельних кадрів, кожна з яких є результатом обробки однієї імпульсної послідовності. Крім того, повністю відстежуються кутові і зсувові зв'язки між усіма кадрами обстеження. При переході на використання томографа іншого типу до програми підключають підтримку імпорту з формату медичних зображень КІСкМ, чим забезпечують сумісність з будь-яким типом сучасного томографа;

— підсистема візуалізації, орієнтована на поліпшення чіткості зображення, що сприяє зменшенню похибок ручного вказування реперних точок. Ця підсистема дозволяє змінювати масштаб кадра на екрані монітора з застосуванням білінійної інтерполяції, автоматично коригувати яскравість і контрастність, в тому числі з вирівнюванням гістограмних характеристик окремих кадрів, що покращує візуальне сприйняття і цілевказування;

— підсистема підтримки друку, яка здійснює автоматичне форматування і розміщення на аркушах усіх зображень обстеження, а також друкування протоколу планування, забезпечує автоматичне відсічення країв (неінформативної зони) зображення;

— підсистема виділення міток на зображеннях. Характеризується досконалим механізмом відкидання хибних міток, що особливо важливе для максимально точної обробки міток від “короткого” додаткового стрижня. Крім того, ця підсистема забезпечує досконалу ручну корекцію міток, яка дозволяє виправляти довільні мітки, не впливаючи на ті, що займають правильне положення;

— підсистема калібрування з настроюван-

ням на чотири репери за секторами (лівий передній, лівий задній, правий передній, правий задній), що має також допоміжну підсистему поздовжнього калібрування;

— підсистема формування і зв'язування систем відліку, що передбачає корекцію томографічних зображень і систему внесення поправки за поперечною координатою, це дозволяє компенсувати похибку за рахунок "товстого" шару зображення;

— підсистема побудови проєкцій аплікатора на зображеннях;

— підсистема побудови на зображеннях зони термічного впливу.

Процес планування операції включає три етапи.

1. Калібрування програмно-апаратного комплексу за допомогою юстированого фантома. Цю процедуру виконують з періодичністю, зазначеною в інструкції для користування, вона включає сканування юстированого фантома, вказування мишею юстированої мітки і запуск за допомогою команди меню функції юстирування.

2. Поздовжнє калібрування, яке виконують за допомогою опорної рамки стереотаксичного апарата або спеціального додаткового фантома в день операції. Ця процедура також максимально автоматизована і зводиться до сканування спеціального фантома (однією послідовністю) та запуску за відповідною командою меню.

3. Безпосередньо планування операції.

На третьому етапі планування операції після завантаження зображень обирають довільний кадр першої з двох реперних послідовностей (фронтальної та сагітальної) і в автоматичному режимі визначають положення усіх міток. Якщо мітки недостатньо чіткі для автоматичного режиму визначення, вмикають ручний режим вказування міток, про що повідомляють лікаря. Мітки в цьому режимі визначають за допомогою миші. Зазначимо, що вказують лише ті мітки, які визнані хибними.

Після успішної інтерпретації міток програма будує систему відліку, формує і зв'язує (обчислює матриці і вектори перерахунку) прямокутні системи координат кожної серії кадрів і стереотаксичного апарата. Далі лікарю пропонують обрати точку операції, і програма розраховує декартове настроювання апарата.

Таким чином, першу з функцій планування

операції — вибір точки оперативного втручання — виконано. Для оптимізації кутів нахилу рамки та інструмента на рамці (другий етап планування) на будь-якому кадрі обстеження програма визначає точку операції, вказуючи число (в мм) зміщення її за третьою координатою відносно площини даного кадра, проєкцію інструмента, точку пересічення його з площиною кадра. Червоним кольором автоматично виділяються зона ризику (ділянка пересічення з огляду на товщину шару, усереднення якого фактично є томографічне зображення). Частина інструмента, що проходить перед або поза даним кадром, також для наочності виділяється різними кольорами (зеленим і жовтим). Отже, лікар має можливість, варіюючи кути нахилу інструмента і переглядаючи різні зображення, візуально оцінити, які ділянки мозку пацієнта будуть пошкоджені, що дозволяє оптимізувати кути введення аплікатора.

Крім положення аплікатора, на зображеннях будується пересічення з площиною даного кадра тривимірної карти розподілу температури, обчисленої з використанням іншої компоненти програмного комплексу — програми моделювання [3]. Варіюючи положення інструмента, а за необхідності повторно виконуючи завдання точки втручання, лікар має змогу до початку операції підібрати оптимальний режим введення аплікатора.

Висновки. Авторами запропонована удосконалена методика навігації при плануванні стереотаксичних оперативних втручань. Завдяки корекції спотворень приладових діагностичних зображень і надмірності навігаційної системи забезпечується точність навігації до 1 мм.

Розроблене просте в користуванні програмне забезпечення для практичного застосування під час планування операцій, орієнтоване на оптимізацію положення хірургічного інструмента і зони термічної деструкції. Здійснені доклінічні випробування.

Список літератури

1. Аничков А.Д., Трофимова А.В., Водянов В.Б. и др. МРТ в стереотаксических операциях на головном мозге // Магнитный резонанс в медицине: Тез. докл. на междунар. конф.— Казань, 1997. — С.11.
2. Кононов М.В., Кононов О.В., Новоселець М.К. Комп'ютерне планування операцій на головному мозку із застосуванням стереотаксич-

- ного апарата // Укр. журн. мед. техніки і технології. — 1999. — № 4 — С. 35 —39.
- 3 Кононов М.В., Кононов О.В., Новоселець М.К., Палій І.М. Числове моделювання лазерної термотерапії пухлин головного мозку // Вісн. Харк. ун-ту, — 2000. — №488 . Біофізичний вісник. — 2000. — №1 б. — С.85—95.
 - 4 Кононов М.В., Кононов О.В., Новоселець М.К., Радченко С.П. Експериментальне дослідження точності комп'ютерного планування стереотаксичної операції на головному мозку // Укр. журн. мед. техніки і технології. — 2000. —№1—2. —С.45—49.
 5. Peters T.M., Clark J.A., Klivier A. et al Integrated stereotactic imaging with CT, MRI and KSA // Radiology. —1986. —V.161. —P. 821—826.
 6. Scell M.C., Wu A. External Beam Stereotactic Radiosurgery Physics // Radiation Therapy Physics. —Berlin: Springer-Verlag, 1995. — P. 193—207.
 7. Weaver K.A. Stereotactic Brachytherapy Physics // Radiation Therapy Physics. —Berlin: Springer-Verlag, 1995. — P.303—314.

Использование компьютерных технологий при планировании лечения заболеваний головного мозга

Кононов М.В., Новоселець М.К.

Рассмотрено компьютерное планирование стереотаксических операций на основе использования серий томографических изображений. Освещены методы повышения точности такого планирования за счет использования избыточной навигационной системы. Изложены возможности разработанной на основе предлагаемой методики программы, реализующей планирование, и результаты доклинических испытаний.

The computer technologies use for planning of the brain diseases treatment

Kononov M.V., Novoselets M.K.

The computer planning of stereotaxic operations on the basis of the use of tomographic images series was considered. The methods of increasing the accuracy for this planning due to the use of an enhanced navigation system are examined. The possibilities of program which realizes planning on the basis of the proposed procedure and the results of preclinical tests are presented.