



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 62500

(13) C2

(51) МПК (2006)
A61B 19/00МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

(54) МАГНІТНА СТЕРЕОТАКСИЧНА СИСТЕМА

1

2

(21) 2003042901

(22) 03.04.2003

(24) 15.02.2006

(46) 15.02.2006, Бюл. № 2, 2006 р.

(72) Аврунін Олег Григорович, Семенець Валерій
Васильович(73) ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИ-
ТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

(56) UA 39424, A61B19/00, 15.06.2001

US 5309913, A61B6/00, 10.05.1994

US 6214019, A61B19/00, 10.04.2001

US 6298259, A61B5/05, 02.10.2001

SU 253998, A61B4/01, 13.04.1970

US 6475223, A61B19/00, 05.11.2002

(57) Магнітна стереотаксична система, що містить
ЕОМ, вихід і перший вхід якої зв'язані з пристроєм
формування параметрів магнітного поля, що керує
хірургічним інструментом, блок інтраопераційної
ортогональної рентгеноскопії, з'єднаний з другим
входом ЕОМ, третій вхід якої з'єднаний з пристро-
єм контролю функціонального стану пацієнта, дані

якого надходять на блок інтраопераційної ортого-
нальної рентгеноскопії, при цьому пристрій фор-
мування параметрів магнітного поля містить де-
шифратор адреси, вхід та перший вихід якого
з'єднані з ЕОМ, що з'єднана двонапрямлено з бу-
ферним регістром, пристрої формування сили
струму, другі входи яких з'єднані з першими вхо-
дами магнітних котушок, яка відрізняється тим,
що в пристрій формування параметрів магнітного
поля введені керуючий блок, першим входом з'єд-
наний з другим виходом дешифратора адреси, а
другим входом та першим виходом з'єднаний, від-
повідно, з першими виходами та входами пристро-
їв формування сили струму, гідравлічні приводи,
входи яких з'єднані з другим виходом керуючого
блока, а виходи - через магнітні котушки, з'єднані
зі входами датчиків положення, виходи яких з'єд-
нані з третім входом керуючого блока, третій вихід
та четвертий вхід якого з'єднані, відповідно, зі вхо-
дом та виходом буферного регістра.

Винахід належить до області медицини, а вла-
сне до нейрохірургії, і може бути використаний при
лікуванні важкодоступних злоякісних пухлин, тро-
мбозу мозкових судин, паркінсонізму, епілепсії,
гіперкінезів та інших захворювань екстрапірамідної
нервової системи.

Відома експериментальна стереотаксична си-
стема дистанційного електромагнітного керування
хірургічним інструментом для операцій на твари-
нах, що розроблена в Лабораторії Експеримента-
льного Хірургічного Обладнання Медичного
Центру Університету Вірджинії (див. Grady M.S;
Howard M.A; Molloy J.A et al. Preliminary
experimental investigation of in vivo magnetic
manipulation: results and potential application in
hyperthermia // Med. Phys., 1989. — V.16. — №2. —
P.263-272), силовий пристрій якої містить інтер-
фейс для зв'язку з ЕОМ, навігаційний пристрій, що
складається з двох ортогональних рентгенівських
апаратів і магнітну котушку з водяним охолоджен-
ням, що переміщується в операційній зоні і ство-
рює постійне магнітне поле з індукцією до 2Тл.

Магнітостатичне поле використовується для мані-
пулювання моделлю хірургічного інструмента -
круговим циліндром з діаметром 6мм та висотою
6мм, який вироблений з феромагнітного матеріа-
лу. ЕОМ виконує керування переміщенням магніт-
ної котушки та силою струму в неї за даними наві-
гаційного пристрою, що передає координати зони
оперативного втручання та положення хірургічного
інструменту. Магнітостатичне поле, що створюєть-
ся магнітною котушкою, забезпечує рух хірургічно-
го інструменту зі швидкістю близько 0.8мм/с.

Однак, описана експериментальна стереотак-
сична система дистанційного електромагнітного
керування хірургічним інструментом дозволяє
сформувати лише загальну концепцію дистанцій-
ного електромагнітного керування і непридатна
для практичних операцій на головному мозку лю-
дини, через недостатню точність установки хірур-
гічного інструменту, що пов'язана із складністю
формування параметрів магнітного поля за допо-
могою механічного переміщення однієї магнітної
котушки.

(13) C2

(11) 62500

(19) UA

Найбільш близькою за сукупністю ознак є стереотаксична система дистанційного електромагнітного керування хірургічним інструментом (див. Пат. України №39424 А, МПК, А61В19/00, Бюл. №5, 2001), що містить ЕОМ, вихід якої зв'язаний з пристроєм формування параметрів магнітного поля, що керує хірургічним інструментом, блок інтраопераційної ортогональної рентгеноскопії, який з'єднаний з першим входом ЕОМ, і пристроєм контролю функціонального стану пацієнта, що з'єднаний з другим входом ЕОМ. Формування потрібних параметрів магнітного поля для керування хірургічним інструментом з феромагнітним накопичувачем здійснюється за допомогою управляючого блоку, що містить систему із 6-и надпровідникових магнітних котушок і пристроїв керування та контролю сили струму. Діаметр магнітних котушок біля 280мм. Дана система забезпечує переміщення хірургічного інструмента зі швидкістю 1мм/с при силі струму у магнітних котушках біля 100А. Рентгеноскопичне контролювання положення хірургічного інструменту здійснюється з інтервалом 3-5с.

Однак, використання в описаному прототипі статично розташованих магнітних котушок не дозволяє формування силового магнітного поля довільної конфігурації, що знижує точність керування хірургічним інструментом і ускладнює керуючий алгоритм, а частота проведення рентгеноскопичного контролю надає пацієнту велику дозу рентгеновського випромінювання.

В основу винаходу поставлена задача створення такої магнітної стереотаксичної системи, що дозволяла би за рахунок введення гідравлічних приводів для переміщення магнітних котушок підвищити точність наведення хірургічного інструмента, спростити керуючий алгоритм та знизити частоту проведення рентгеноскопії і, відповідно, дозу рентгеновського випромінювання.

Такий технічний результат може бути досягнутий, якщо в магнітній стереотаксичній системі і мобільними котушками, що містить ЕОМ, вихід і перший вхід якої зв'язані з пристроєм формування параметрів магнітного поля, що керує хірургічним інструментом, блок інтраопераційної ортогональної рентгеноскопії, з'єднаний з другим входом ЕОМ, третій вхід якої з'єднаний з пристроєм контролю функціонального стану пацієнта, дані якого поступають на блок інтраопераційної ортогональної рентгеноскопії, при цьому пристрій формування параметрів магнітного поля містить в собі дешифратор адреси, вхід та перший вихід якого з'єднані з ЕОМ, що з'єднана двонапрямлено з буферним регістром, пристроїв формування сили струму, другі входи яких з'єднані з першими входами магнітних котушок, згідно винаходу, в пристрій формування параметрів магнітного поля введені керуючий блок, першим входом з'єднаний з другим виходом дешифратора адреси, а другим входом та першим виходом з'єднаний, відповідно, з першими виходами та входами пристроїв формування сили струму, гідравлічні приводи, входи яких з'єднані з другим виходом керуючого блоку, а виходи - через магнітні котушки з'єднані зі входами датчиків положення, виходи яких з'єднані з третім входом керуючого блоку, третій вихід та четвертий вхід якого з'єднані, відповідно, зі входом та вихо-

дом буферного регістру.

Таким чином, за рахунок введення в магнітну стереотаксичну систему гідравлічних приводів для переміщення магнітних котушок досягається підвищення точності наведення хірургічного інструмента і суттєве спрощення реалізації керуючого алгоритму, зменшується частота проведення рентгеноскопії і, відповідно, доза рентгеновського випромінювання.

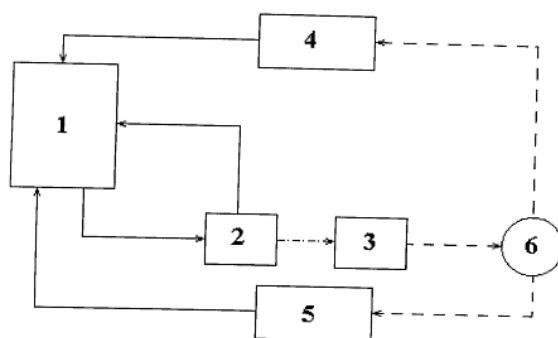
На фіг.1 представлена структурна схема магнітної стереотаксичної системи; на фіг.2 - структурна схема пристрою формування параметрів магнітного поля.

Магнітна стереотаксична система містить ЕОМ 1, вихід і перший вхід якої зв'язані з пристроєм 2 формування параметрів магнітного поля, що управляє хірургічним інструментом 3, блок 4 інтраопераційної ортогональної рентгеноскопії, з'єднаний з другим входом ЕОМ 1, третій вхід якої з'єднаний з пристроєм 5 контролю функціонального стану пацієнта 6, дані якого поступають на блок 4 інтраопераційної ортогональної рентгеноскопії. Пристрій 2 формування параметрів магнітного поля містить в собі дешифратор 7 адреси, вхід та перший вихід якого з'єднані з ЕОМ 1, що з'єднана двонапрямлено з буферним регістром 8, пристроїв 9...9п формування сили струму, гідравлічні приводи 12...12п, входи яких з'єднані з другим виходом керуючого блоку 11, а виходи - через магнітні котушки 10...10п з'єднані зі входами датчиків 13...13п положення, виходи яких з'єднані з третім входом керуючого блоку 11, третій вихід та четвертий вхід якого з'єднані, відповідно, зі входом та виходом буферного регістру 8.

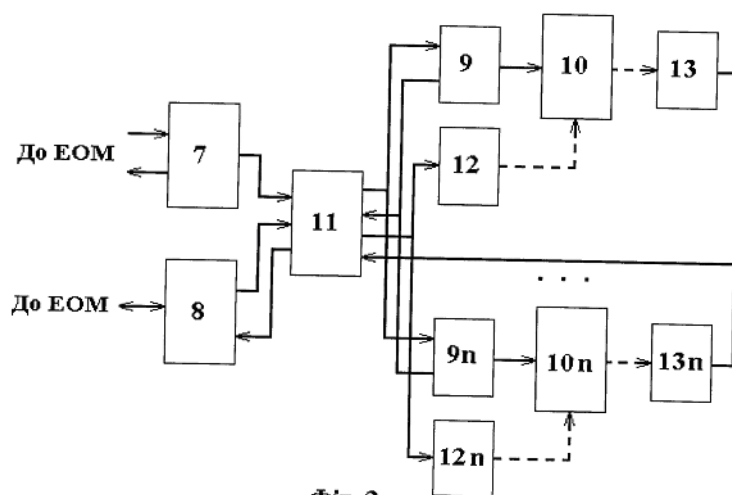
Система працює таким чином: координати розташування зони оперативного втручання і трепанаційного отвору, а також траєкторія переміщення хірургічного інструменту 3 розраховуються за даними передопераційних томографічних досліджень і погоджуються з даними блока 4 інтраопераційної ортогональної рентгеноскопії на ЕОМ 1 - ПК типу IBM PC/AT з процесором Pentium III 600MHz. Розташування магнітних котушок 10п являє собою куб, у центрі якого міститься зона оперативного втручання. Сполуча ЕОМ 1 та пристроєм 2 формування параметрів магнітного поля здійснюється через системну магістраль ISA-16, що забезпечує необхідну швидкість для двонапрямленої передачі даних, причому ЕОМ 1 виконує функцію управляючого пристроєм магістралі, а пристрій 2 формування параметрів магнітного поля - виконавчу. Після накладення трепанаційного отвору і стартової установки хірургічного інструменту 3, згідно траєкторії переміщення хірургічного інструменту, ЕОМ 1 передає управляючі сигнали адреси і даних по системній магістралі в пристрій 2 формування параметрів магнітного поля, який за допомогою дешифратора 7 адресу здійснює вибір тракту активної магнітної котушки 10п. В залежності від вихідних сигналів дешифратора 7 адресу і

даних з буферного регістру 8 керуючий блок 11 подає управляючі впливи на пристрої 9n формування сили струму у магнітних котушках 10n і гідрравлічні приводи 12n. Також в керуючий блок поступають вихідні контрольні сигнали із пристроїв 9n формування сили струму та датчиків 13n положення магнітних котушок 10n, які через буферний регістр 8 передаються до ЕОМ 1. Гідрравлічні приводи 12n за командами із керуючого блоку 11 виконують незалежне поступове переміщення магнітних котушок 10n, які закріплені на штоках відповідних гідрравлічних циліндрів. Алгоритм керування перетворює аналогову траєкторію в ступе-

неву із розривами у контрольних точках. Рух хірургічного інструмента 3 вздовж кожної із просторових координат забезпечується однією із магнітних котушок 10n, при цьому швидкість визначається величиною сили струму у обмотці, а за допомогою переміщення котушок 10n виконується оптимальний (за відсутністю радіальних пондеромоторних сил) вибір робочої області. При реалізації такої дискретної траєкторії рентгенологічний контроль позиціонування хірургічного інструменту проводиться у загальних контрольних точках приблизно через 10с.



Фіг. 1.



Фіг. 2.