

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЗАКОНА ДВИЖЕНИЯ ХИРУРГИЧЕСКОГО ИНСТРУМЕНТА В СИСТЕМАХ МАГНИТНОГО СТЕРЕОТАКСИСА

Рассматриваются силы, действующие на хирургический инструмент при движении в нервной ткани, и приводятся их численные оценки. Приводится анализ уравнения движения хирургического инструмента с целью повышения эффективности систем управления хирургическим инструментом в установках, реализующих принцип бесконтактного магнитного стереотаксиса.

Для высокоточных нейрохирургических оперативных вмешательств на глубоко расположенных структурах головного мозга человека традиционно применяется стереотаксическая аппаратура, в которой реализован принцип непосредственного механического управления хирургическим инструментом (зондом, канюлей, электродом), который вводится в мозг по прямолинейной траектории. При таком подходе, ввиду расположения жизненно-важных центров в непосредственной близости от зоны оперативного вмешательства, многие глубинные образования головного мозга остаются недостижимыми для хирургического воздействия (некоторые структуры таламуса, субталамическая область), что не позволяет с достаточной эффективностью проводить лечение ряда заболеваний экстрапирамидной нервной системы, локализованных новообразований и т.д. Высокий травматизм окружающих тканей при проведении операций множественного наведения вызывает в ряде случаев тяжелые осложнения. Поэтому в настоящее время разрабатываются способы, с помощью которых возможно воздействие на глубоко расположенные структуры мозга по произвольной криволинейной траектории достаточно сложной конфигурации, одним из которых является магнитный стереотаксис.

Данный метод основан на дистанционном бесконтактном управлении хирургическим инструментом, движущей частью которого является наконечник, выполненный из ферромагнитного материала, с помощью внешнего постоянного магнитного поля. При этом достигается минимальное повреждение окружающих тканей, благодаря возможности осуществления оптимального выбора места наложения трепанационного отверстия и нелинейной малотравматичной траектории движения хирургического инструмента. Для формирования требуемых параметров магнитного поля, системы электромагнитного управления

хирургическим инструментом содержат перемещаемые [1,2], или стационарно установленные [3,4,5] электромагнитные катушки, величиной силы тока в которых можно управлять. Применение магнитных катушек без ферромагнитных сердечников приводит к линейной зависимости между величинами индукции магнитного поля и силой тока в катушках, причем индукция магнитного поля, создаваемая системой катушек, является суперпозицией индукции магнитного поля отдельных катушек. Алгоритм управления в данных системах основан на манипулировании величинами силы тока в магнитных катушках (и координатами расположения катушек, в случае возможности их механического перемещения) для создания градиентных характеристик магнитного поля, обеспечивающих движение хирургического инструмента вдоль предварительно спланированной траектории, контроля его положения по данным системы непосредственной визуальной обратной связи, реализуемой с помощью ортогональной рентгенографии, и автоматическом формировании управляющих воздействий для устранения рассогласования между требуемым и фактическим положениями хирургического инструмента. Точность позиционирования хирургического инструмента зависит от степени точности нахождения силовых характеристик магнитного поля и определении соотношения между абсолютными величинами и направлениями магнитной и результирующей сторонней (немагнитной) сил, при этом, необходимость манипулирования хирургическим инструментом в реальном масштабе времени предъявляет высокие требования к быстродействию системы управления и, в первую очередь, алгоритмов расчета индукции магнитного поля [3]. Требования к высокой точности позиционирования хирургического инструмента в существующих экспериментальных системах магнитного стереотаксиса приводит к выполнению рентгеновских снимков операционной зоны в двух взаимно перпендикулярных проекциях с частотой до 3 раз в секунду [5] и соответствующего увеличения лучевой нагрузки, причем отсутствие данных о внешних (немагнитных) силах, действующих на хирургический инструмент, снижает эффективность системы управления. Поэтому актуальным является разработка управляющих алгоритмов, учитывающих физические процессы, происходящие при перемещении хирургического инструмента в нервной ткани.

Закон движения хирургического инструмента в магнитном поле катушки (в векторной форме, согласно II закону Ньютона) будет иметь вид:

$$\vec{F}_p = \vec{F}_m + \vec{F}_c + \vec{F}_t + \vec{F}_A, \quad (1)$$

где \vec{F}_p – результирующая сила, действующая на хирургический инструмент;

\vec{F}_m – механическая сила, действующая на хирургический инструмент со

стороны внешнего магнитного поля; \vec{F}_c – сила сопротивления, возникающая при движении в вязкой среде; \vec{F}_T – сила тяжести; \vec{F}_A – Архимедова сила.

Сила, вызывающая механическое перемещение хирургического инструмента, во внешнем магнитном поле, определяется согласно [6]:

$$\vec{F}_m = (\vec{m}\nabla)\vec{B}, \quad (2)$$

где \vec{m} – магнитный момент объема, занимаемого ферромагнетиком; \vec{B} – вектор индукции магнитного поля. Выражение (2) определяет вектор, направленный противоположно градиенту потенциальной энергии магнитного диполя во внешнем магнитном поле. Сила, действующая на хирургический инструмент со стороны магнитного поля, направлена в сторону увеличения индукции магнитного поля.

Учитывая, что нервная ткань по механическим свойствам представляет собой вязкую жидкость [7], согласно модели Стокса сопротивление движению хирургического инструмента определяется как:

$$\vec{F}_c = -b\vec{v}, \quad (3)$$

где b – коэффициент сопротивления среды; \vec{v} – скорость движения хирургического инструмента.

$$\vec{F}_m = m_u g, \quad (4)$$

где m_u – масса хирургического инструмента; g – ускорение свободного падения.

Архимедова сила, действующая на хирургический инструмент, погруженный в нервную ткань, определяется из соотношения:

$$\vec{F}_A = \rho g V, \quad (5)$$

где $\rho = 1.27 \cdot 10^3$ кг/м³ – плотность желатина, эквивалентного по физическим свойствам нервной ткани [7], V – объем ферромагнитного наконечника хирургического инструмента.

С учетом выражений (2, 3, 4, 5) для сил, действующих на хирургический инструмент согласно (1), уравнение динамики хирургического инструмента в векторной форме, при движении в направлении противоположном силе тяжести:

$$m_n \frac{d^2 \vec{s}}{dt^2} = (\vec{m} \nabla) \vec{B} - b \frac{d\vec{s}}{dt} - m_n \vec{g} + \rho g V, \quad (6)$$

где \vec{s} – радиус–вектор положения хирургического инструмента.

Таким образом, на хирургический инструмент, движущийся под действием пондеромоторной силы магнитного поля, действуют сила сопротивления, модуль которой линейно зависит от скорости перемещения, и постоянные противоположно направленные силы тяжести и Архимеда.

Определим численные значения сил, входящих в уравнение (1), применительно для Магнитной Стереотаксической Системы (MSS (Stereotaxis inc.)) [3], обладающей на данный момент наилучшими техническими характеристиками. Система состоит из 6 сверхпроводящих магнитных катушек, изображенных на рис. 1., расположенных парами во взаимно–перпендикулярных плоскостях (1,2– перпендикулярно оси X системы, 3,4 –Y, 5,6–Z). Максимальная величина силы тока в катушках 100А. Внутренний диаметр катушек находится в пределах 280–321мм, внешний: 372–411мм, длина: 37.2–71мм. Катушки, расположенный вдоль оси Z (проходящей перпендикулярно плоскости чертежа) имеют больший диаметр и меньшую длину.

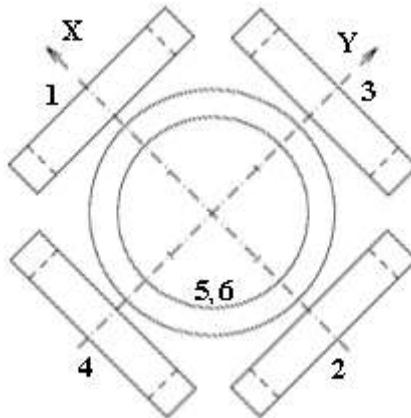


Рис.1. Обобщенная схема расположения магнитных катушек в системе MSS

Хирургический инструмент, предназначенный для термодеструкции окружающей ткани с помощью внешнего высокочастотного

электромагнитного поля (10–40 МГц), выполнен в виде кругового цилиндра с диаметром 3мм и длиной 3мм массой $m_u = 0.187\text{г}$ из ферромагнитного материала, намагниченного до насыщения, обладающего модулем магнитного момента $|\vec{m}| = 0.016\text{А}\cdot\text{м}^2$.

При определении магнитного поля катушки использовался метод эквивалентного представления обмотки катушки в виде совокупности круговых витков и алгебраического суммирования соответствующих компонент индукции, создаваемых отдельными витками. Для сокращения времени расчета осуществлялась аппроксимация нескольких проводов обмотки идеализированным витком с учетом выполнения условия:

$$a_{cp} \ll d_{k\min},$$

где a_{cp} – средний размер сечения идеализированного обмоточного провода;

$d_{k\min}$ – минимальный диаметр магнитной катушки.

Определение магнитной индукции одного витка осуществлялось методом векторного потенциала, позволяющего выразить компоненты вектора магнитной индукции через полные эллиптические интегралы Лежандра [8]. Данный метод обладает повышенной точностью вычислений, по сравнению с методом, применяемым в MSS [3], основанном на интерполяции значений компонент индукции магнитного поля, найденных в опорных точках численным интегрированием по объему катушки, согласно закону Био–Савара. Механическая сила, действующая на хирургический инструмент со стороны магнитного поля одной катушки при силе тока в обмотке 100А, в рабочей зоне на расстоянии порядка 200 мм от катушки составляет в среднем порядка 0.03 Н. Компоненты вектора магнитной индукции являются линейными функциями силы тока в катушке.

Коэффициент сопротивления среды, нормированный к единице длины хирургического инструмента, составляет: $b = 2.56\text{Н} \frac{\text{с}}{\text{м}\cdot\text{мм}}$ [7].

Абсолютная величина силы тяжести определяется согласно выражению (4): $|\vec{F}_m| = 1.83 \cdot 10^{-3}\text{Н}$.

Модуль Архимедовой силы, направленной противоположно силе тяжести определяется из выражения (5): $|\vec{F}_A| = 0.261 \cdot 10^{-3}\text{Н}$.

Решение дифференциального уравнения (6) 2-го порядка проводилось численным методом Рунге—Кутты [9]. Траектории движения хирургического инструмента в магнитном поле одной катушки с внутренним диаметром 0.28 мм, приводятся на рис. 2. Катушка, по обмотке которой протекает ток силой 100А, обозначена А. Рабочая зона в MSS представляет собой куб со стороной длиной 200мм. Начальные точки траекторий 1,2 движения хирургического инструмента находятся на расстоянии 320мм в аксиальном направлении от плоскости первого витка катушки А. Из анализа траекторий 1,2 движения следует, что на расстоянии порядка 200 мм в аксиальном направлении от плоскости первого витка катушки, радиальная составляющая вектора силы, действующего на хирургический инструмент, меняет знак: на дальнем расстоянии от плоскости первого витка катушки хирургический инструмент движется в радиальном направлении к оси катушки, на ближнем — от оси катушки. Причем величина радиальной составляющей пондеромоторной силы магнитного поля увеличивается, по мере удаления от оси катушки. В аксиальном направлении хирургический инструмент перемещается к плоскости первого витка катушки вне зависимости от полярности протекаемого в ней тока — в сторону увеличения индукции магнитного поля. Максимальная скорость перемещения в рабочей области составляет порядка 3 мм/с в поле одной катушки.

Из результатов анализа закона движения хирургического инструмента в поле магнитной катушки, становится очевидным принцип формирования управляющих воздействий в MSS: перемещение вдоль каждой оси координат должно осуществляться катушками, аксиальная ось которых совпадает с направлением движения, боковые катушки (расположенные перпендикулярно данной оси координат) используются для компенсации бокового смещения хирургического инструмента. Под действием силы тяжести, хирургический инструмент перемещается в нервной ткани в установившемся режиме с постоянной скоростью порядка 0.2 мм/с, что необходимо компенсировать формированием соответствующих управляющих воздействий. При использовании в качестве хирургического инструмента гибкого катетера с ферромагнитным наконечником [4], смещение под действием силы тяжести при введении катетера на глубину порядка 50мм уменьшается на порядок, что позволяет реализовать импульсное управление хирургическим инструментом.

Определение закона движения позволяет создать математическую модель стереотаксической системы, основанную на определении координат и

скорости движения хирургического инструмента в произвольный момент времени по известным начальным условиям. Использование данной математической модели стереотаксической системы позволяет прогнозировать направление и скорость движения хирургического инструмента при произвольных параметрах магнитного поля с учетом действия внешних немагнитных сил.

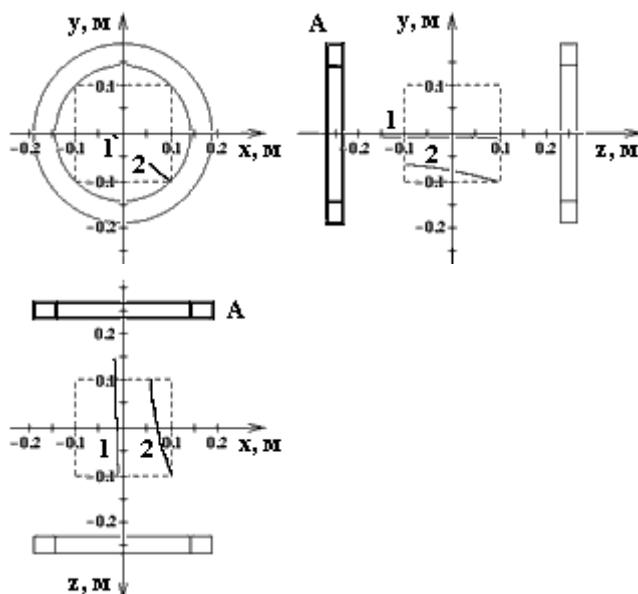


Рис. 2. Отображение траекторий 1,2 движения хирургического инструмента в магнитном поле катушки А.

Это допускает проведение непосредственного визуального рентгенологического контроля в опорных точках траектории, что приводит к снижению дозы ионизирующего излучения в несколько раз. Формирование управляющих воздействий на основе использования данных имитационного моделирования, позволяет повысить точность и эффективность систем магнитного управления хирургическим инструментом.

Список литературы: 1. *Howard M.A., Grady M.S., Ritter R.C et al.* Magnetic movement of a brain thermoceptor // *Neurosurgery* .1989.V.24, ¹ 3.– P. 444–448. 2. *Quate E.G., Wika K.G., Lawson M.A. et al.* Goniometric motion controller for the superconducting coil in a magnetic stereotaxis system // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1991. V. 38, ¹ 9. P.899–905. 3.

Meeker D.C., Maslen E.H., Ritter R.C., Creighton F.M. Optimal realization of arbitrary forces in a magnetic stereotaxis system // IEEE Transactions on Magnetics, 1996.V.7. ¹ 2. P. 320–328. 4. *Grady M.S., Howard M.A., Dacey R.G. et al.* Experimental study of the magnetic stereotaxis system for catheter manipulation within the brain // J. Neurosurg. 2000. ¹ 93(2). P.282–288. 5. *Howard M.A., Grady M.S., Ritter R.C. et al.* Magnetic neurosurgery // Stereotact. Funct. Neurosurg. 1996.Vol. 66, ¹ 1–3. P.102–107. 6. *Сакало С.М., Семенець В.В. Азархов О.Ю.* Надвисокі частоти в медицині (терапія і діагностика): Навч. посібник. – Харків: ХНУРЕ; – Колегіум, 2005. – 264 с. 7. *Ritter R.C., Quate E.G., Gillies G.T. et al.* Measurement of friction on straight catheters in in vitro brain and phantom material // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1998. Vol. 45, ¹ 4. P.476–485. 8. *Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М.* Електродинаміка сплошних сред.М.: Физматгиз,1959.–532 с. 9. *Справочник по специальным функциям / Пер. с англ.: Под. ред. М. Абрамовица и И. Стиган. М.: Наука, 1979.–832 с.*

Аврунин Олег Григорьевич, аспірант кафедри біомедицинської електроніки ХТУРЭ. Научні інтереси: математичне моделювання біологічних об'єктів і процесів, радіоелектронна медичинська апаратура. Адрес: Україна, 61022, Харків, ул. А. Барбюса 3а, кв.10, тел. 43–79–32.

УДК 61.007

Визначення закону руху хірургічного інструмента в системах магнітного стереотаксиса / Аврунін О.Г. // АСУ та прилади автоматики. 2000. N 00. С. 000–000. Описано діючі сили і рівняння руху хірургічного інструмента в системах дистанційного магнітного управління. Рівняння руху хірургічного інструменту розв'язано чисельним методом. Використання математичного моделювання магнітних стереотаксичних систем дозволяє підвищити точність та ефективність систем безконтактного управління хірургічного інструмента.

Л.2. Бібліогр.: 9 назв.

UDC 61.007

Determination of movement law of surgical tool in magnetic stereotaxis system / Avrunin O.G. // Management Information System and Devices. All-Ukr. Sci. Interdep. Mag. 2000. N 00. P.000–000.

Effective forces and movement law and of surgical tool in systems of remote magnetic control are described. Movement equation is solved by numerical method. Use the mathematical modelling of magnetic stereotaxis systems allows to increase precision and effectiveness of remote manipulation systems of surgical tool.

Fig. 2. Refs: 9 items.