

К ВОПРОСУ ОБ ОПРЕДЕЛЕНИИ СИЛОВЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПОЛЯ В СИСТЕМАХ МАГНИТНОГО СТЕРЕОТАКСИСА

В основу методологии проведения оперативных вмешательств на глубоко расположенных структурах головного мозга положен стереотаксический принцип, позволяющий с помощью средств интрокраниального анатомического картирования и специализированной хирургической аппаратуры обеспечить локальный доступ к внутримозговым образованиям. При этом клинический эффект операции зависит от точности попадания хирургического инструмента в заданную структуру головного мозга и степени травмирования окружающих тканей.

Основным компонентом данных нейрохирургических интервенционных систем является устройство, осуществляющее высокоточное манипулирование хирургическим инструментом – стереотаксический аппарат. Принцип жесткого сопряжения интактной части хирургического инструмента и направляющего устройства, реализуемый практически во всех моделях современных стереотаксических аппаратов, позволяет осуществлять только прямолинейное введение хирургического инструмента вглубь мозга, что существенно ограничивает возможности хирургического доступа и делает чрезмерно инвазивными операции множественного наведения. В рамках существующего подхода чрезвычайно сложно, а в ряде случаев вообще невозможно обеспечить воздействие на структуры ствола мозга и локальные новообразования этой области. Альтернативой традиционному стереотаксису является метод лучевой терапии, основанный на фокусировании в зоне оперативного вмешательства ионизирующего излучения системы радиоактивных излучателей. Однако данные системы способны обеспечить только деструктивное воздействие на оперируемые структуры. Поэтому актуальной является проблема разработки универсального способа воздействия на внутримозговые образования, сочетающего в себе оптимальный доступ к стереотаксической «мишени» и широкий спектр лечебных мероприятий, включающих введение лекарственных препаратов, биопсию, трансплантацию эмбриональной нервной ткани, электро- и лазерную стимуляцию патологически измененных структур.

Перспективным способом воздействия на глубоко расположенные структуры мозга является магнитный стереотаксис. Данный способ, находящийся в настоящее время на стадии экспериментальных исследований, основан на управлении хирургическим инструментом с помощью внешнего постоянного магнитного поля. Ввиду возможности бесконтактного воздействия на погруженную в мозговую ткань оконечность инструмента данный способ позволяет оптимальный доступ к оперируемым структурам по криволинейной, заранее рассчитываемой траектории, обеспечивающей минимальный травматизм жизненно важных центров нервной деятельности.

Хирургический инструмент в системах магнитного стереотаксиса представляет собой гибкий катетер или имплантант для ВЧ термодеструкции с внешним диаметром порядка 2–3 мм, движущей частью которых является наконечник, выполненный из магнитотвердого материала с большими значениями остаточной индукции и коэрцитивной силы, приближенно рассматриваемый как точечный магнитный диполь [1]. Формирование внешнего магнитного поля заданной конфигурации осуществляется с помощью перемещаемых вокруг операционной зоны [2,3] или стационарно установленных [1,4,5] магнитных катушек, величиной силы тока в которых можно управлять.

С учетом действия сторонних (немагнитных) сил закон движения хирургического инструмента в нервной ткани под действием внешнего магнитного поля определяется (в векторной форме):

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

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 нервной ткани; \vec{F}_m – сила тяжести; \vec{F}_A – Архимедова сила. Причем пондеромоторная сила, характеризующая механическое действие магнитного поля, определяется согласно [6]:

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

где \vec{m} – векторная величина, характеризующая магнитный момент объема «активной» части хирургического инструмента, \vec{B} – вектор индукции внешнего магнитного поля.

Из выражения (1) следует, что для перемещения хирургического инструмента в требуемом направлении необходимо формирование неоднородного магнитного поля, обладающего соответствующими градиентными характеристиками, определяющими модуль и направление механической силы (2), способной компенсировать сторонние (немагнитные) силы, и осуществлять движение хирургического инструмента в нервной ткани (вязкой среде, эквивалентной по реологическим свойствам желатину [7]) с заданной скоростью. Поэтому первостепенной задачей является точное определение силовых характеристик магнитного поля (вектора индукции и производных его компонент по координатам). При этом необходимость формирования управляющих воздействий в реальном масштабе времени по данным расчета уравнения движения хирургического инструмента предъявляет высокие требования к быстродействию алгоритма расчета параметров магнитного поля.

Так, при математическом описании магнитной стереотаксической системы (MSS), разработанной компанией Stereotaxis inc.[1], вычисление полной индукции поля, создаваемого магнитной катушкой, проводится численным интегрированием индукции, создаваемой элементами тока, по объему обмотки катушки (согласно закону Био–Савара):

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V \frac{[\vec{j} \times \vec{r}]}{r^3} dV, \quad (3)$$

где \vec{j} – плотность объемного тока, \vec{r} – вектор расстояния от элемента тока до точки, в которой проводится нахождение магнитной индукции. Отсутствие намагничивающихся сред позволяет применить принцип суперпозиции при расчете полного поля, создаваемого системой 6–и тороидальных катушек, расположенных парами во взаимно–перпендикулярных плоскостях. Ввиду большого объема вычислений, в математической модели MSS применен комбинированный метод расчета характеристик магнитного поля, основанный на точном нахождении индукции (согласно закону Био–Савара) в матрице опорных точек, с последующим интерполированием [1].

В данной работе предлагается способ представления магнитной катушки в виде совокупности последовательно соединенных круговых токов, имеющих общую ось, и алгебраическом суммировании соответствующих компонент индукции, создаваемых отдельными витками. Нахождение магнитной индукции одного витка осуществляется методом векторного потенциала [6]:

$$\vec{A} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int \frac{I d\vec{l}}{r'}, \quad (4)$$

где r' – расстояние от элемента тока $I d\vec{l}$ до точки М.

В силу аксиальной симметрии системы расчет характеристик магнитного поля проводится в цилиндрической системе координат. Учитывая направление протекания тока, в цилиндрической системе координат только угловая компонента A_α векторного потенциала будет отлична от нуля. Применяя формулы векторного анализа для перехода к индукции магнитного поля согласно определению векторного потенциала: $\vec{B} = \text{rot}\vec{A}$, получаем аксиальную B_z и радиальную B_r компоненты вектора магнитной индукции:

$$B_z = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot 2I \cdot \frac{1}{\sqrt{(a+r)^2 + z^2}} \cdot \left[K(k) + \frac{a^2 - r^2 - z^2}{(a-r)^2 + z^2} E(k) \right], \quad (5)$$

$$B_r = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{2Iz}{r\sqrt{(a+r)^2 + z^2}} \cdot \left[\frac{a^2 + r^2 + z^2}{(a-r)^2 + z^2} E(k) - K(k) \right], \quad (6)$$

где I – величина силы тока, протекающего по витку, a – радиус витка, r, z – цилиндрические координаты точки, в которой находится вектор магнитной индукции, $K(k)$ и $E(k)$ – полные эллиптические интегралы Лежандра 1–го и 2–го рода. В силу аксиальной симметрии системы угловая компонента вектора индукции магнитного поля равна нулю.

При нахождении полной индукции магнитного поля, создаваемого катушкой, для сокращения времени вычислений проводится аппроксимация нескольких витков обмотки эквивалентным витком (с учетом выполнения условия идеальности модели):

$$a_{cp} \ll d_{k \min}, \quad (7)$$

где a_{cp} – средний размер сечения эквивалентного витка обмотки; $d_{k \min}$ – минимальный диаметр магнитной катушки.

Из выражений (5) и (6) следует, что индукция магнитного поля является линейной функцией тока, протекающего по обмотке катушки. На оси катушки вектор индукции магнитного поля определяется только аксиальной составляющей. Приведенные тоновые иллюстрации распределения составляющих и модуля величины вектора магнитной индукции (рис.1), позволяющие судить об абсолютной величине и степени неоднородности поля в рабочей области (обозначена пунктиром), представляющей собой куб со стороной 200 мм, в котором располагается зона хирургического воздействия.

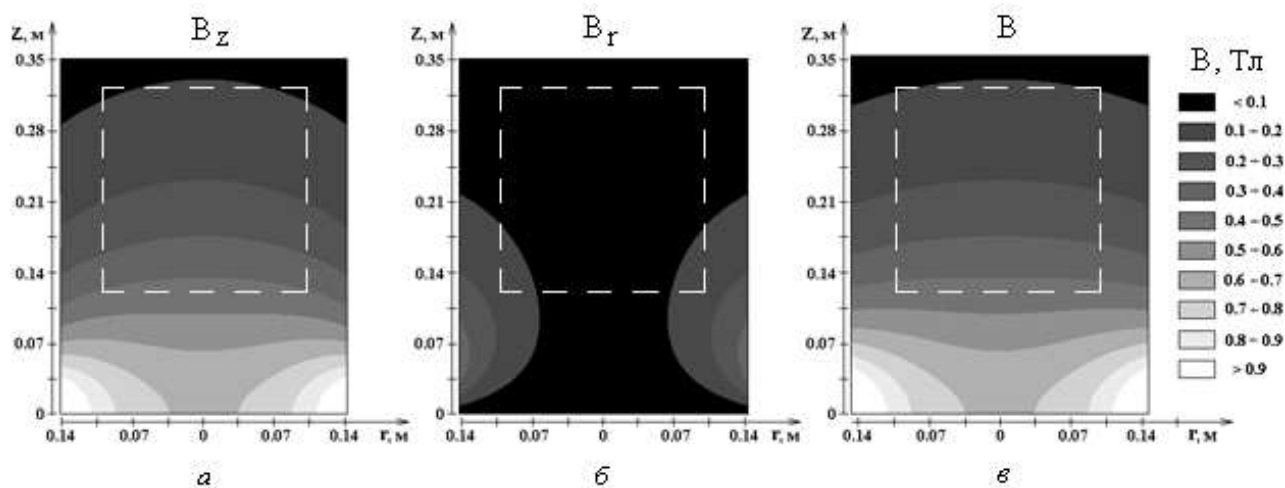


Рис. 1

Иллюстрации созданы для тороидальной сверхпроводящей магнитной катушки с внутренним 280 мм и внешним 372 мм диаметрами, длиной 70,1 мм, удельном числе витков в см^2 окна -207.2 , при силе тока в обмотке 100А. В указанной рабочей области аксиальная составляющая вектора индукции магнитного поля, создаваемого катушкой (рис.1.а), возрастает по мере приближения к плоскости первого витка катушки, при этом неоднородность поля в аксиальном направлении в несколько раз больше его неоднородности в радиальном направлении, что так же наблюдается и для абсолютной величины вектора индукции (рис.1.в). Радиальная компонента вектора индукции магнитного поля (рис.1.б) в 5–6 раз меньше аксиальной и в рабочей зоне сравнительно однородна вдоль всех направлений.

Расчет силы, действующей на хирургический инструмент со стороны внешнего магнитного поля, осуществляется, согласно выражению (2), с помощью численного определения производных компонент вектора магнитной индукции по координатам. Тоновая иллюстрация аксиальной, радиальной компонент и модуля вектора магнитной индукции приводятся на рис.2. В качестве наконечника хирургического инструмента используется постоянный магнит на основе магнитотвердого сплава (Nd–Fe–B), обладающий магнитным моментом величиной $0.016 \text{ А} \cdot \text{м}^2$ [1].

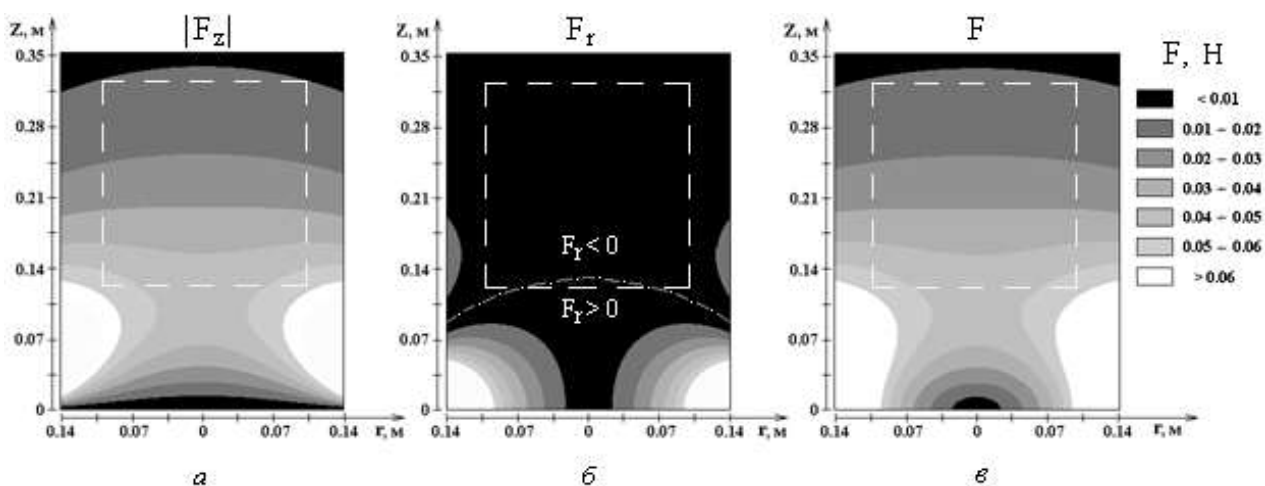


Рис. 2

Абсолютная величина аксиальной составляющей (рис.2.а) и модуль (рис.2.в) вектора силы возрастают по мере приближения к плоскости первого витка катушки, причем аксиальная компонента вектора силы направлена в сторону уменьшения координаты z . Это означает, что хирургический инструмент будет притягиваться к катушке вне зависимости

от направления протекания тока по ее обмотке, двигаясь в сторону увеличения индукции магнитного поля (см. рис.1) – к минимуму потенциальной энергии магнитного диполя во внешнем поле, определяемой как:

$$W = -(\vec{m} \cdot \vec{B}). \quad (8)$$

Радиальная составляющая силы (рис.2.б), направленная в большей части рабочей области к оси катушки, меняет знак и в нижней зоне рабочей области направлена в сторону увеличения координаты г.

Ввиду отсутствия намагничивающихся сред нахождение результирующего поля и пондеромоторной силы системы катушек находятся по принципу суперпозиция.

Анализ топографии магнитного поля катушки и его силовых характеристик в системе MSS показывает, что двунаправленное перемещение хирургического инструмента вдоль оси z возможно исключительно путем использования двух катушек, расположенных симметрично относительно центра рабочей зоны. При этом компенсацию радиальной компоненты силы, вызывающей боковое смещение хирургического инструмента, необходимо обеспечивать с помощью двух пар катушек, расположенных в перпендикулярных плоскостях.

Вычислительными преимуществами метода являются его высокое быстродействие (более, чем на порядок превышающее аналогичный показатель для численного метода расчета магнитного поля по закону Био–Савара) и повышенная точность (при снижении скорости вычислений приблизительно в 4 раза), по сравнению с интерполяционным методом расчета индукции по предварительно определенной матрице опорных точек. Это позволяет отказаться от применения громоздкого метода комбинированного расчета магнитного поля, предлагаемого в [1], и с высокой точностью и минимальными затратами машинного времени проводить непосредственное вычисление силовых характеристик магнитного поля в произвольной точке рабочей области, что является актуальным при разработке новых и исследовании существующих систем бесконтактного стереотаксического магнитного управления хирургическим инструментом.

Список литературы: 1. *Meecker 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.Vol.7. № 2. P. 320–328. 2. *Howard M.A. 3d, Grady M.S., Ritter R.C et al.* Magnetic movement of a brain thermoceptor // Neurosurgery .1989.Vol.24, № 3. P. 444–448. 3. *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. Vol. 38, № 9. P.899–905. 4. *Grady M.S., Howard M.A.3d, Dacey R.G. et al.* Experimental study of the magnetic stereotaxis system for catheter manipulation within the brain // J. Neurosurg.2000.№ 93(2). P.282–288. 5. *Howard M.A. 3d., Grady M.S., Ritter R.C. et al.* Magnetic neurosurgery // Stereotact. Funct. Neurosurg. 1996.Vol. 66, № 1–3. P.102–107. 6. *Тамм И.Е.* Основы теории электричества. М.: Наука, 1976.–616 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, № 4. P.476–485.

Харьковский государственный технический университет радиозлектроники *Поступила в редколлегию*

УДК 61.007

К вопросу об определении силовых характеристик поля в системах магнитного стереотаксиса /
О.Г. Аврунин, В.В. Семенец // Радиотехника. Всеукр. межвед. наук.–техн. зб. 2000. Вып. 117. С. 00–00.

Рассмотрен высокоточный метод расчета компонент вектора индукции и градиентных характеристик магнитного поля в системах стереотаксической магнитной нейрохирургии. Определены компоненты вектора силы, действующей на хирургический инструмент со стороны поля магнитной катушки, и проведен анализ топографии силовых характеристик магнитного поля.

Ил.2. Библиогр.: 7 назв.

УДК 61.007

До питання про визначення силових характеристик поля у системах магнітного стереотаксису. /
О.Г. Аврунін, В.В. Семенец // Радіотехніка. Всеукр. міжвід. наук.–техн. зб. 2000. Вип. 117. С. 00–00.

Описано високоточнісний метод розрахування компонентів вектора індукції і градієнтних характеристик магнітного поля в системах стереотаксичної магнітної хірургії. Визначені копоненти вектора сили, що діє на хірургічний інструмент зі сторони магнітного поля котушки і виконано аналіз топографії силових характеристик магнітного поля.

Іл.2. Бібліогр.: 7 назв.

UDC 61.007

To a question of determination power characteristics of field in magnetic stereotaxis systems / O.G. Avrunin, V.V. Semenets// Radiotekhnica . All-Ukr. Sci. Interdep. Mag. 2000. N 00. P.00–00.

High—precision method of determination components of magnetic field and its gradient characteristics in magnetic stereotaxis systems is described. Components of power, acting on surgical tool from magnetic field of single coil are determined. Analysis of topography of magnetic field is adduced.

Fig. 2. Refs: 7 items.

