

Дальнейшие исследования авторов будут направлены на изучение фрактальных особенностей нейромагнитной активности здоровых испытуемых и пациента с ФЧЭ при воздействии световыми стимулами разных цветовых комбинаций (красно-голубая, красно-зеленая, голубой и зеленый). Предлагаемый метод может оказаться полезным при проведении предварительных клинических исследований патологий центральной нервной системы человека – неврологических, нейродегенеративных заболеваний, психических расстройств.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 14-02-31385 мол_а.

Список литературы:

1. Mandelbrot B.B. The fractal geometry of nature. – San Francisco: W.H. Freeman and Co., 1982.
2. Kugiumtzis D., Larsson P.G. Linear and nonlinear analysis of EEG for the prediction of epileptic seizures / Proceedings of the 1999 Workshop «Chaos in Brain?». – Singapore: World Scientific, 2000. PP. 329-333.
3. Osorio I., Frei M.G. Hurst parameter estimation for epileptic seizure detection // Communications in Information and Systems. 2007. Vol. 7. № 2. PP. 167-176.
4. Li X., Polygiannakis J., Kapiris P., Peratzakis A., Eftaxias K., Yao X. Fractal spectral analysis of pre-epileptic seizures in terms of criticality // Journal of Neural Engineering. 2005. Vol. 2. PP. 11-16.
5. Timashev S.F., Panishev O.Yu., Polyakov Yu.S., Demin S.A., Kaplan A.Ya. Analysis of cross-correlations in electroencephalogram signals as an approach to proactive diagnosis of schizophrenia // Physica A. 2012. Vol. 391. PP. 1179-1194.

6. Панищев О.Ю., Демин С.А., Каплан А.Я., Вараксина Н.Ю. Использование кросс-корреляционного анализа ЭЭГ-сигналов для выявления предрасположенности к шизофрении // Медицинская техника. 2013. № 3. С. 36-39.
7. Bhattacharya J., Watanabe K., Shimojo S. Nonlinear dynamics of evoked neuromagnetic responses signifies potential defensive mechanisms against photosensitivity // International Journal of Bifurcation and Chaos. 2004. Vol. 14. PP. 2701-2720.
8. Timashev S.F., Polyakov Yu.S., Yulmetyev R.M., Demin S.A., Panishev O.Yu., Shimojo S., Bhattacharya J. Analysis of biomedical signals by flicker-noise spectroscopy: Identification of photosensitive epilepsy using magnetoencephalograms // Laser Physics. 2009. Vol. 19. PP. 836-854.
9. Panishev O. Yu., Demin S.A., Bhattacharya J. Cross-correlation markers in stochastic dynamics of complex systems // Physica A. 2010. Vol. 389. PP. 4958-4969.
10. Русанова И.А. Исследование фрактальной структуры изображений ногтевого ложа и околоногтевого эпителия // Медицинская техника. 2013. № 2. С. 24-26.

Олег Юрьевич Панищев,
ст. преподаватель, научный сотрудник,
Сергей Анатольевич Демин,
ст. преподаватель, научный сотрудник,
кафедра вычислительной физики
и моделирования физических процессов,
Инна Александровна Русанова,
ст. преподаватель, соискатель,
кафедра образовательных технологий в физике,
ФГАОУ ВПО «Казанский (Приволжский)
федеральный университет», Институт физики,
г. Казань,
e-mail: opanishev@gmail.com

М.В. Желамский

Система навигации хирургического инструмента

Аннотация

Применительно к хирургической навигации описана новая отечественная технология активного магнитного позиционирования подвижных объектов. Выполненные исследования показали готовность инновационной технологии к практической реализации. Оценки показывают возможность создания отечественной альтернативы зарубежной системе «Carto XR», широко применяемой в России для целей кардиоторакальной хирургии.

Введение

Известно активное магнитное позиционирование подвижных объектов, когда в специально создаваемом неоднородном магнитном поле с известным пространственным распределением выполняются измерения индукции с помощью датчиков, расположенных на объекте [1]. Специальная организация магнитного поля позволяет вычислить положение и ориентацию объекта по результатам измерений, выполненных подвижным приемником.

Преимущества магнитного поля перед другими полями, такими как акустическое, оптическое, радиочастотное, гравитационное и электрическое, состоят в совокупности максимальной скорости распространения, высоких линейных градиентов, низких шумов, малых размеров измерительных средств. Только стационарное магнитное поле позволяет работать в закрытых пространствах в

связи с минимальным влиянием интерьера и окружающей среды. Поэтому данное поле менее других подвержено искажениям при закрытии подвижным объектом прямой видимости между источником и приемником. В частности, для магнитного поля не существует преграды в виде тела человека. Таким образом, по совокупности параметров стационарное магнитное поле наилучшим образом удовлетворяет задаче навигации на малых расстояниях в закрытых пространствах.

В состав системы активного магнитного позиционирования (САМП) входят: неподвижный источник магнитного поля позиционирования; датчик – подвижный приемник, устанавливаемый на объект; контроллер, управляющий работой оборудования; вычислитель; программно-математическое обеспечение.

Одно из применений САМП – навигация инвазивного медицинского инструмента. Так, в частности, компания «Biosense Webster» поставляет систему «Carto XR»,

предназначенную для хирургической навигации катетера при радиочастотной абляции сердца [2]. Указанная система производит точную визуализацию положения электрода, осуществляющего абляцию, путем вычисления его положения в фиксированной системе координат с точностью до ± 1 мм.

Катетер «NAVISTAR» специально разработан для совместного использования с системой «CARTO» [3]. Датчик компании «Biosense Webster» располагается в дистальной части конца управляемого катетера с целью отображения в режиме реального времени определенных участков внутри сердца с одновременной регистрацией электрограммы. Все катетеры уникальны, ручной сборки.

При проведении катетерных операций на сердце в рентгеноперационной использование системы нефлюороскопического картирования «CARTO XP» позволяет свести к минимуму лучевую нагрузку на пациента и медицинский персонал. Трехмерное изображение камеры сердца, которое строится во время внутрисердечного картирования с помощью системы «CARTO XP», повышает точность топической диагностики аритмии до 4...5 мм без рентгеновского контроля положения катетера внутри сердца [4].

В РФ подобных систем не производится. Оборудование кардиологических центров зарубежными системами сдерживается удаленным сервисом, нерусскоязычным интерфейсом, отсутствием доступа к первичным кодам программно-математического обеспечения. Однако в последнее время появился прогресс в области отечественного магнитного позиционирования [1], [7]-[10], позволяющий начать обсуждение создания отечественной технологии САМП для медицинского применения.

Аналогичная задача позиционирования решается зарубежными производителями в области эндоскопии, биопсии, при позиционировании УЗИ-диагностического оборудования [5], [6]. Более широкая задача – измерение свободных движений человека, например в биомеханике, спортивном тренинге, выходит за пределы нашей работы и будет рассмотрена отдельно.

Таким образом, статья предназначена для специалистов в области медицинского оборудования, осваивающих, в частности, производство кардиологических катетеров.

Теоретический базис нового метода магнитного позиционирования

На рис. 1 показана фиксированная система координат XYZ, в которой неподвижный источник создает локальное магнитное поле позиционирования с известным пространственным распределением.

Три декартовых координаты x, y, z определяют соответственно удаление, смещение и высоту подвижного приемника по отношению к источнику поля, зафиксированному в центре неподвижной системы координат. Ориентацию подвижного объекта будем описывать углами Эйлера: α – азимут, β – угол места и γ – крен, отражающими повороты объекта вокруг осей системы координат источника.

Источник поля будем характеризовать полным током I и площадью обмотки S . Вектор индукции поля позиционирования в точке наблюдения описан в виде матрицы-столбца, содержащей проекции вектора на оси координат фиксированной системы XYZ: $B_0 = [B_x, B_y, B_z]^T$. Каждая осевая компонента вектора выражена в виде нелинейных функций $B = f(I, S, x, y, z)$, моделирующих поля позиционирования.

Ориентацию нормали S к рабочей поверхности датчика подвижного приемника относительно осей подвижной системы координат $X'Y'Z'$ будем описывать с помощью матрицы S_0 значений направляющих косинусов:

$$S_0 = |\cos \varphi, \cos \nu, \cos \xi|^T, \quad (1)$$

где $\cos \varphi$ – значение косинуса угла между нормалью S и осью X' декартовой системы координат; $\cos \nu, \cos \xi$ – соответственно значения косинусов углов между нормалью и осями Y' и Z' . Причем

$$\sqrt{\cos^2 \varphi + \cos^2 \nu + \cos^2 \xi} = 1.$$

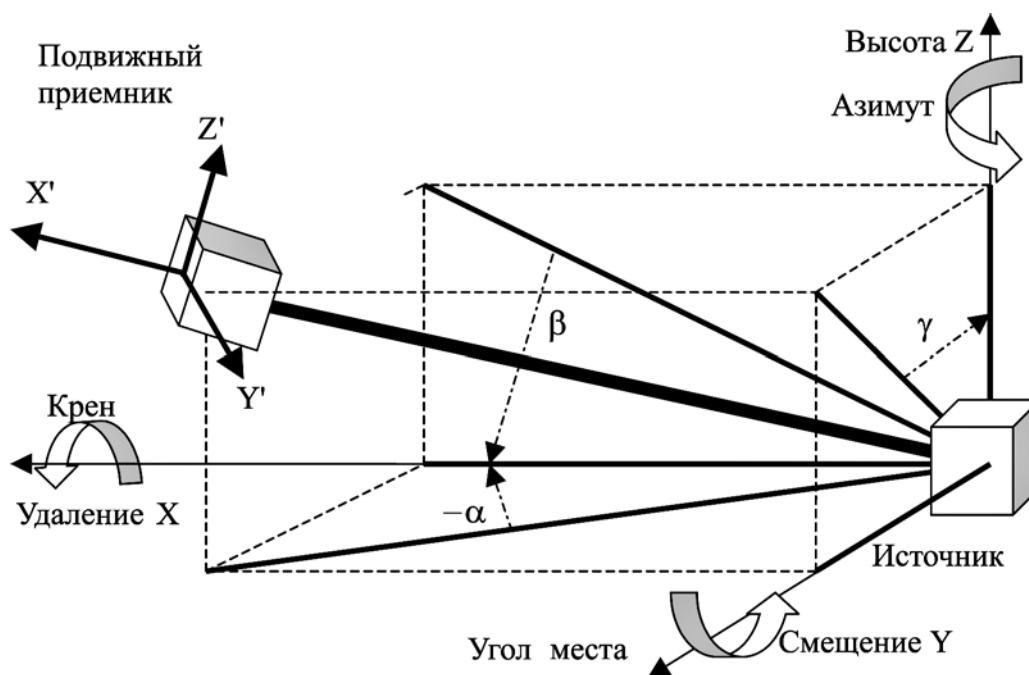


Рис. 1. Линейное положение и ориентация подвижного объекта в декартовой системе координат

В таком случае индукция поля B_{1r} , подлежащая изменению рассматриваемым датчиком подвижного приемника от одной из обмоток источника поля позиционирования, определяется следующим выражением:

$$B_{1r} = B_0^T \cdot S_{1r} = \begin{vmatrix} B_x & B_y & B_z \end{vmatrix} \cdot \begin{vmatrix} \cos \varphi_r \\ \cos v_r \\ \cos \xi_r \end{vmatrix} = B_x \cdot \cos \varphi_r + B_y \cdot \cos v_r + B_z \cdot \cos \xi_r. \quad (2)$$

Преобразование направляющих косинусов датчика из исходных значений, записанных в уравнении (1), в реальную ориентацию, характеризующуюся углами Эйлера $\alpha_r, \beta_r, \gamma_r$, осуществляется в соответствии с матричным уравнением $S_{1r} = S_0^T \cdot EL$, где EL – поворотная матрица, сформированная для последовательности поворотов $\alpha > \beta > \gamma$. Здесь $\cos \varphi_r, \cos v_r, \cos \xi_r$ – значения направляющих косинусов рассматриваемого датчика после поворота подвижного приемника на углы Эйлера $\alpha_r, \beta_r, \gamma_r$ в указанной последовательности.

В этом случае, используя выражение (2), можно записать базовое уравнение, связывающее расчетные и измеряемые значения индукции поля позиционирования:

$$B_x \cdot \cos \varphi_r + B_y \cdot \cos v_r + B_z \cdot \cos \xi_r = B_m, \quad (3)$$

где B_m – измеряемая величина индукции, получаемая с датчика подвижного приемника.

Из сказанного следует, что линейные координаты приемника записаны в математических моделях, описывающих осевые компоненты вектора индукции B_x, B_y, B_z , а углы ориентации – в направляющих косинусах, определяя тем самым нелинейный характер уравнения (3).

Вычисление координат производится через решение системы нелинейных уравнений, содержащих уравнения типа (3), число которых должно быть не меньше числа искомого координат подвижного приемника.

Так как речь идет о позиционировании катетера в лежащем пациенте, естественно предположить, что источник поля должен иметь плоскую форму и находиться под пациентом, в области спины. Очевидно, что подвижный приемник для кардиологического применения должен иметь минимальные размеры. Это может быть, например, однокомпонентный индукционный датчик, содержащий измерительную обмотку на ферритовом сердечнике диаметром < 1 мм, или датчик Холла размерами $0,1 \times 0,1$ мм [1], [9].

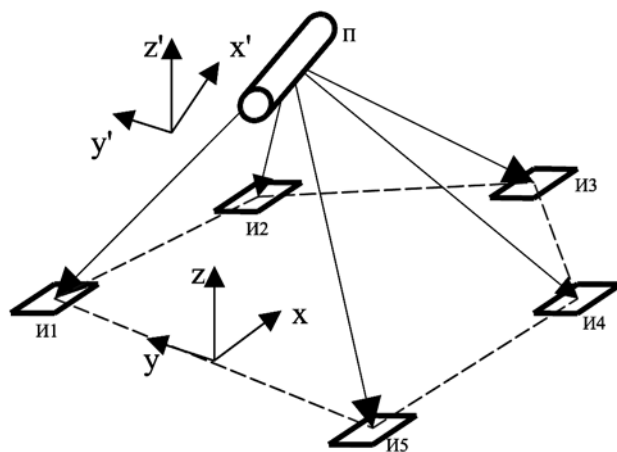


Рис. 2. Конфигурация и алгоритм работы минимального приемника

Именно такая конфигурация изображена на рис. 2 слева, где источник содержит распределенные обмотки И1 – И5 на плоскости ХОУ, совмещенной с плоскостью операционного стола, а подвижный приемник включает в себя один датчик, магнитная ось (нормаль S) которого направлена вдоль оси X' подвижной системы координат.

Очевидно, что такой приемник инвариантен к крену γ в силу осевой симметрии результатов измерений. В таком случае система нелинейных уравнений, решаемая относительно пяти координат приемника, имеет следующий вид:

$$\begin{cases} B_{x1c} \cdot \cos \varphi + B_{y1c} \cdot \cos v + B_{z1c} \cdot \cos \xi = B_{1m}; \\ B_{x2c} \cdot \cos \varphi + B_{y2c} \cdot \cos v + B_{z2c} \cdot \cos \xi = B_{2m}; \\ B_{x3c} \cdot \cos \varphi + B_{y3c} \cdot \cos v + B_{z3c} \cdot \cos \xi = B_{3m}; \\ B_{x4c} \cdot \cos \varphi + B_{y4c} \cdot \cos v + B_{z4c} \cdot \cos \xi = B_{4m}; \\ B_{x5c} \cdot \cos \varphi + B_{y5c} \cdot \cos v + B_{z5c} \cdot \cos \xi = B_{5m}, \end{cases} \quad (4)$$

где $\cos \varphi, \cos v, \cos \xi$ – значения направляющих косинусов единственного датчика, одинаковые для всех измерений; $B_{x1c} - B_{z5c}$ – вычисляемые осевые компоненты индукций полей, генерируемых каждой из пяти обмоток; $B_{1m} - B_{5m}$ – результаты измерений, полученные одним датчиком от каждой из пяти обмоток.

Для описания поля каждой независимой обмотки будем применять математические модели, в которых текущие координаты подвижного приемника x_m, y_m, z_m вычисляются по формулам

$$x_m = x_0 + \Delta x; y_m = y_0 + \Delta y; z_m = z_0 + \Delta z,$$

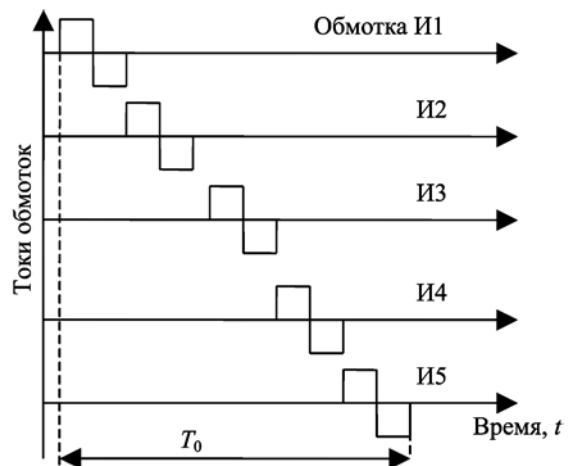
где x_0, y_0, z_0 – координаты условного общего центра неподвижной системы координат; $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ – смещения каждой обмотки относительно общего центра неподвижной системы координат.

Решается система уравнений формальным способом, с использованием следующей итерационной формулы:

$$\begin{aligned} |x, y, z, \alpha, \beta|^T &= |x', y', z', \alpha', \beta'|^T + \\ &+ S \cdot \left| \frac{\partial CF}{\partial x}, \frac{\partial CF}{\partial y}, \frac{\partial CF}{\partial z}, \frac{\partial CF}{\partial \alpha}, \frac{\partial CF}{\partial \beta} \right|^T, \end{aligned}$$

где

$$CF = \sum_{n=1}^N (B_{mn} - B_{cn})^2$$



– функционал, подлежащий минимизации, записанный как сумма квадратов невязок значений, измеренных одним датчиком минимального приемника от независимых обмоток источника поля, и значений из аналитического описания полей источника, вычисленных для предполагаемых координат приемника; $N = 5$ – число независимых обмоток в источнике магнитного поля позиционирования; S – шаг итерационного процесса, определяющий скорость сходимости; x, y, z, α, β – искомые координаты; $x', y', z', \alpha', \beta'$ – координаты подвижного приемника на предыдущем шаге (начальное приближение).

Предложен новый способ организации поля позиционирования, защищенный отечественным патентом [7]. Из правой части *рис. 2* видно, что распределенные обмотки по очереди возбуждаются двухполярными импульсами тока, что позволяет увеличить частоту вычисления координат, расширить размер зоны позиционирования, уменьшить влияние магнитного поля Земли по сравнению с зарубежным прототипом [1], [10]. Длительность цикла T_0 при новом способе организации поля не превышает 50 мс.

В данной работе проведено численное моделирование позиционирования подвижного приемника в указанной конфигурации системы, работающей по новому принципу организации поля позиционирования. Результаты экспериментального исследования компонентов системы и всего аппаратно-программного комплекса описаны в работах [1], [8], [9].

Результаты моделирования

Для моделирования значение магнитного момента каждой из обмоток принято на уровне 21 А·м². Предел чувствительности датчика за время измерений в 1 с равен 10 нТл. В качестве зоны позиционирования выбран круг в плоскости XOY (*рис. 2*) диаметром 600 мм, с центром в области грудных позвонков лежащего пациента. Принято равномерное распределение обмоток источника поля по кругу.

Исследовали скорость и размер зоны сходимости итерационного решения, условия начального захвата координат при старте программы, движение приемника с разным шагом.

Моделировалась сходимость итерационного процесса при изменении начального приближения линейных координат. Результаты показаны на *рис. 3* слева. Здесь и далее по вертикальной оси отложены значения $A = \log(CF)$, по горизонтальной – число итераций k . Фак-

тические координаты приемника: $x = 0,1; y = 0,2; z = 0,4; \alpha = 0; \beta = 0$ [м, рад].

Начальное приближение по координате x изменялось в пределах 0,15; 0,2; 0,25; 0,3; 0,35 м (снизу вверх). При начальном приближении координат в пределах зоны позиционирования показано устойчивое понижение функционала до уровня, определяемого разрядностью вычислителя, означающее сходимость решения системы уравнений к реальным координатам приемника.

Аналогичные результаты получены при регулировании начального приближения азимута и угла места. В обоих случаях начальное приближение по азимуту изменяется в пределах $\pm 90^\circ$, что вполне достаточно для начального захвата координат при включении системы или кратковременном выходе приемника за пределы зоны позиционирования.

Во всех случаях, при движении по углам ориентации с шагом до 0,1 рад или по линейным координатам с шагом 50 мм требуется не более 4000 циклов на решение системы нелинейных уравнений. Опыт отечественного позиционирования [1], [7]-[10] показывает, что в данном случае можно обоснованно рассчитывать на частоту вычисления координат не менее 1 Гц. При этом, в случае разделения вычислительных ресурсов [1] на измерительную и вычислительную задачи позиционирования, время измерения возрастает до 1 с, что позволяет пренебречь случайными погрешностями измерений поля позиционирования. Показано, что систематическая погрешность измерений при этом должна быть не хуже $\pm 0,2\%$ по каждой обмотке, что позволяет получить погрешность вычисления координат приемника на уровне ± 1 мм и $\pm 0,5^\circ$.

Результат моделирования сходимости при изменяющемся фактическом положении приемника по углу места показан на *рис. 3* справа. Здесь угол места реальной ориентации приемника меняется с шагом 0,05 рад в пределах от 0,05 до 0,25 рад. Видна тенденция к уменьшению скорости сходимости итерационного процесса по мере увеличения угла места. Объяснение состоит в приближении к условиям «карданова подвеса» $\beta = \pm \pi / 2$, соответствующего вертикальному положению катетера, при котором теряется описание ориентации приемника при помощи углов Эйлера.

Переход вычислительного процесса из точки максимального удаления начального приближения в точку с наглядными координатами приемника $\alpha = 0,1; \beta = 0,2; x = 0,3; y = 0,4; z = 0,5$ показан на *рис. 4*. Видно устойчи-

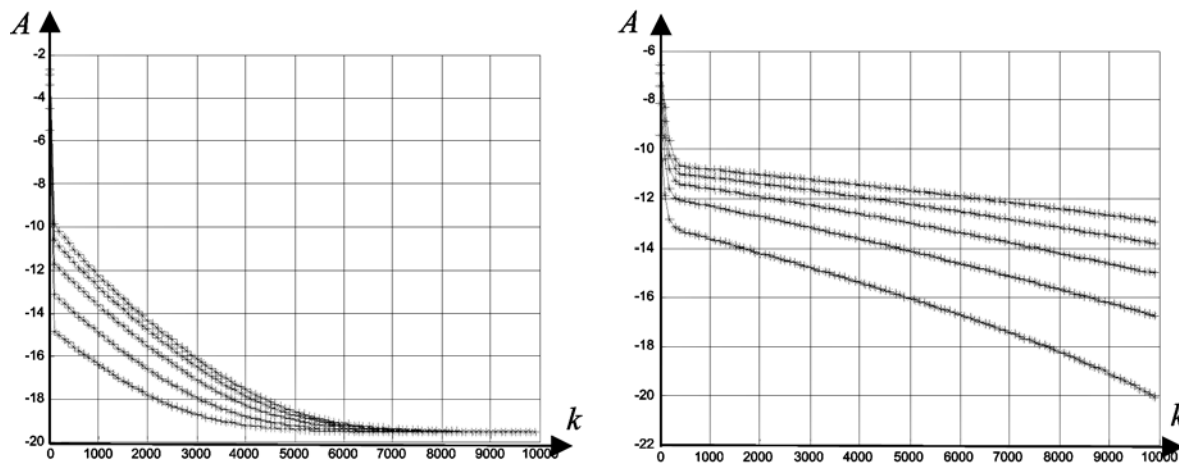


Рис. 3. Сходимость вычислительного процесса из разных начальных приближений

вое движение по всем координатам, которое имеет физический смысл начального поиска координат приемника при включении системы.

Результаты моделирования сведены в *табл. 1*.

Таблица 1

Основные результаты моделирования системы позиционирования инвазивного инструмента

Параметр	Величина
Площадь зоны позиционирования, м ² , не менее	0,3
Частота обновления координат, Гц	1
Погрешность позиционирования, мм, град	±1, ±0,5
Измеряемая индукция магнитного поля, Тл	<10 ⁻⁴
Погрешность магнитных измерений, %, не хуже	±0,2
Потребляемая мощность, Вт	<100

Заключение

В статье представлен базис отечественной технологии хирургической навигации, свободный от заимствования зарубежных решений.

Рассматриваемая работа находится на стадии готовности к опытно-конструкторской разработке под конкретное техническое задание заказчика медицинской техники.

Дальнейшее развитие отечественной технологии активного магнитного позиционирования в медицинском применении ведется как в направлении устранения ограничений координат, так и в совершенствовании программно-математического обеспечения. Для увеличения диапазона вычисляемых углов ориентации рассматривается возможность установки в подвижный приемник второго и третьего датчиков, ориентированных по осям Y' и Z' подвижной системы координат. Переход на ква-

тернионы для описания ориентации подвижного приемника, вместо углов Эйлера, позволит решить проблему «карданова подвеса». При этом для расширения зоны позиционирования рассматривается «распределенный источник», описанный автором в работе [10]. Переход от распределенного источника к совмещенному [8], [9] актуален в задачах позиционирования наружного медицинского оборудования.

Список литературы:

1. Желамский М.В. Электромагнитное позиционирование подвижных объектов. – М.: Физматгиз, 2013. 309 с.
2. <http://www.biosensewebster.com/carto3.php>.
3. <http://medpartner.org/catalog/kardiokhirurgiya/elektrofiziologiya/>.
4. <http://www.kafedra-radiology.ru/article/kondrashin/Kondrashin-interv-metodi-lechenia-nar-ritma.pdf>.
5. <http://polhemus.com/>.
6. <http://www.ascension-tech.com/>.
7. Желамский М.В. Способ определения линейного положения и ориентации подвижного объекта / Патент № 2413957. Опубликовано 20.03.2010, бюл. № 8.
8. Желамский М.В. Первая отечественная система магнитного позиционирования в полном объеме технических требований // Датчики и системы. 2009. № 1.
9. Желамский М.В. Первый отечественный магнитный трекер для целеуказания // Датчики и системы. 2011. № 1.
10. Желамский М.В. Особенности создания поля позиционирования для локальной навигации в закрытых пространствах // Измерительная техника. 2014. № 8.

*Михаил Васильевич Желамский,
канд. техн. наук, докторант,
СПбГПУ,
г. С.-Петербург,
e-mail: zhelamsk@rambler.ru*

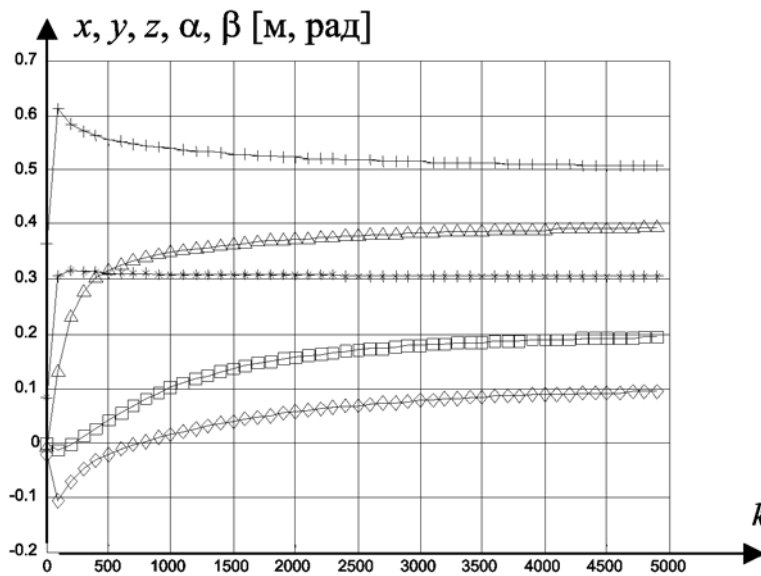


Рис. 4. «Дальний» переход по пяти координатам