

## МОРФОЛОГИЧЕСКИ-ПОДОБНАЯ МОДЕЛЬ МИОКАРДА С МАСШТАБИРУЕМЫМИ МАГНИТОФИЗИЧЕСКИМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ

Арутюнов Ю.А.<sup>1</sup>, Чащин Е.А.<sup>2</sup>, Шашок П.А.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Федеральный научно-клинический центр спортивной медицины и реабилитации Федерального медико-биологического агентства, Москва, e-mail: double-spiral@yandex.ru;

<sup>2</sup>ФГБОУ ВО «Ковровская государственная технологическая академия им. В.А. Дегтярева», Ковров, e-mail: kanircha@list.ru;

<sup>3</sup>ООО «Двойная спираль», Москва, e-mail: Mstr.spa@gmail.com

---

Биологические ткани тела человека с точки зрения их макроскопических свойств являются очень слабыми диа- и парамагнетиками, близкими по свойствам к воздушной среде, магнитная проницаемость которой в инженерном приближении практически не зависит от величины и направления магнитного поля. В силу этого ткани тела человека незначительно искажают форму магнитных полей, генерируемых источниками, находящимися внутри него. Поэтому при определенных начальных и граничных условиях существует возможность аналитического решения обратной задачи, а именно оценка состояния миокарда по измеренному пространственному распределению магнитного поля, генерируемого сердцем. Работа направлена на повышение эффективности и достоверности выявления вероятности существования патологий миокарда, связанных с потерей сердечной мышцей функциональных свойств его участков. Основываясь на современных представлениях о том, что с морфологической точки зрения миокард сердца имеет топологию Мебиуса, в работе выполнено сравнительное экспериментальное исследование на базе топологического имитатора сердечной мышцы влияния топологии на распространение магнитного поля. Показано, что предложенная топологическая имитация миокарда сердца с качественным соответствием в морфологическом аспекте позволяет наблюдать результаты, качественно совпадающие с результатами клинических наблюдений.

---

Ключевые слова: моделирование, сердечно-сосудистая система, топология Мебиуса, миокард, имитатор

## MORPHOLOGICAL-SIMILAR MODEL OF MYOCARDIUM WITH SCALE MAGNETIC PHYSICAL CHARACTERISTICS

Arutyunov Yu.A.<sup>1</sup>, Chaschin Ye.A.<sup>2</sup>, Shashok P.A.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Scientific-Clinical Center of Sports Medicine Federal Medical-Biological Agency of Russia, Moscow, e-mail: double-spiral@yandex.ru;

<sup>2</sup>Kovrov State Technological Academy, Kovrov, e-mail: kanircha@list.ru;

<sup>3</sup>LLC «Double spiral», Moscow, e-mail: Mstr.spa@gmail.com

---

Biological tissues of the human body from the point of view of their macroscopic properties are very weak dialect and paramagnetics, close in properties to the air environment, magnetic permeability, in technical approximation practically does not depend on the magnitude and direction of the magnetic field, therefore the body tissues slightly distort the shape of the magnetic fields generated sources located within it. Therefore, for certain initial and boundary conditions, there is the possibility of an analytical solution of problems, namely the assessment of the state of the myocardium from the measured spatial distribution of the magnetic field generated by the heart. The work is aimed at increasing the effectiveness and reliability of the possible penetration of the pathologist into working with the loss of the cardiac muscle of the functional properties of its sites. Based on modern ideas that from the morphological point of view, the myocardium of the heart has the Möbius topology, the methods of topology on the propagation of the magnetic field. It is shown that the proposed topological imitation of the heart myocardium with qualitative correspondence in the morphological state allows observing results qualitatively coinciding with the results of clinical observations.

---

Keywords: modeling, cardiovascular system, Moebius topology, myocardium, simulator

Основываясь на современных представлениях о том, что миокард сердца имеет топологию Мебиуса [1–3], было высказано теоретическое предположение [4], что для каждого момента времени кардиоцикла результат регистрации амплитудных значений напряженности магнитного поля отражает функциональный статус миокарда, а именно

позволяет оценить соответствие топологии исследуемого миокарда и топологии Мебиуса (рис. 1).



а б

*Рис. 1. «Разворачивание» миокарда сердца [3]:*

*а – сердце; б – разворачивание сердца в полосу*

Исследования, выполненные нами ранее [5], подтвердили гипотезу о влиянии топологии Мебиуса на распространение магнитного поля в магнитопроводе, что позволяет сделать вывод о высокой информативности регистрации напряженности магнитного поля и возможности его использования при создании скрининговых систем в целях диагностики и прогнозирования развития патологий в сердечно-сосудистой системе. Это делает актуальным исследование возможности характеристики функционального статуса миокарда по результатам измерения напряженности магнитного поля.

**Целью исследования** является оценка возможности создания морфологически-подобной модели миокарда с масштабируемыми магнитофизическими характеристиками посредством экспериментальной оценки влияния топологии миокарда на распространение магнитного поля.

#### **Материалы и методы**

Для измерения характеристик магнитного поля могут быть использованы эрстедметры, инклинаторы, деклинаторы, градиентометры, тесламетры, веберметры, флюксметры, коэрцитиметры, мю-метры и каппа-метры, в которых для регистрации параметров магнитного поля применяются различные чувствительные элементы, такие как оптико-механический, феррозондовый, магнитоиндуктивный, на эффекте Холла, магниторезисторный, протонный, квантовый [6]. В работе исходя из условий применения и доступности приобретения для измерения характеристик постоянного магнитного поля, создаваемого морфологически-подобной моделью миокарда (рис. 2), принимаем целесообразным использование тесламетра с датчиком на основе эффекта Холла [7]. В настоящее время на рынке России в свободной продаже представлено достаточное количество магнитометров на основе датчика Холла различного ценового диапазона. Однако следует отметить, что для разработки стенда по исследованию магнитных полей,

создаваемых образцом – имитатором поля миокарда сердца, предпочтительным является применение приборов, имеющих коммуникационный порт типа USB для непосредственной передачи результатов измерений на ПК с целью дальнейшей обработки. В соответствии с этим будем использовать в работе цифровой USB-датчик магнитного поля производства L – микро «Учебное оборудование», обеспечивающий измерения в диапазоне  $\pm 100$  мТл с чувствительностью 0,1 мТл.

Известно, что меридиан сердца [1] представляет собой фигуру (рис. 1) с поверхностью Мебиуса. Это позволяет считать, что морфологически-подобная модель миокарда может быть представлена как топологический объект в виде трехмерной неориентированной фигуры с одной границей и стороной. Учитывая, что характерные значения магнитных полей сердца составляют порядка 50 пкТл [8], в приближении трансформаторной модели можно предположить, что миокард сердца может быть рассмотрен как совокупность магнитных доменов, которые связывают микроскопические магнитные характеристики материала участков миокарда с макроскопическими свойствами сердца. Это позволяет считать достоверным допущение о том, что миокард сердца может быть представлен в виде полосы конечной толщины, выполненной из ферромагнитного материала с остаточной намагниченностью на уровне, обеспечивающем регистрацию магнитного поля миллигауссметрами. Результаты 3D сканирования миокарда (рис. 1, б) показали, что он имеет переменные размеры: длину 60 см, ширину 8–10 см, толщину 0,5–2 см [9]. На основании полученных данных в работе принимаем, что морфологически-подобная модель миокарда с масштабируемыми магнитофизическими характеристиками может быть выполнена из гибкого материала (рис. 2) путем при сохранении длины объекта равной 60 см. При этом выполнить фигуру по типу, изображенному на рисунке 2, без надрывов, заломов и механических смятий возможно, если заготовка имеет размеры: длина 60 см, ширина 8 см, толщина 1 см (рис. 2, а). А оценку влияния топологии миокарда на распространение магнитного поля можно выполнить при сворачивании заготовки в тор с топологией или без топологии Мебиуса (рис. 2, б, в).

В соответствии со сделанными выше предположениями и допущениями принимаем, что в пластичную основу полосы как основы имитатора миокарда сердца целесообразным является добавление в качестве наполнителя порошка ферромагнитного материала с целью создания и имитации магнитного поля. Основным требованием к наполнителю является его способность после того, как полоса с наполнителем будет первоначально намагничена, сохранять свою гибкость и остаточную намагниченность.



*a*



*б*



*в*

*Рис. 2. Морфологически-подобная модель миокарда.  
а – заготовка; б – тор; в – тор с топологией Мебиуса*

Известно, что ферромагнитные материалы подразделяются на магнитомягкие и магнитотвердые [10]. Магнитомягкие материалы обладают круто поднимающейся основной кривой намагничивания и относительно малой площадью петли гистерезиса, что предполагает их использование в периодически изменяющемся магнитном поле. Это в свою очередь потребует использования при создании имитатора магнитного поля миокарда источника переменного магнитного поля. Однако полагая, что сторонний источник магнитного поля может вносить искажения в картину распространения магнитного поля образца, применение магнитомягких материалов в качестве наполнителя считаем нецелесообразным. Магнитотвердый материал обладает полого поднимающейся основной кривой намагничивания и отличается значительно большей площадью петли гистерезиса. Это позволяет, первоначально намагнитив до насыщения материал ленты с наполнителем из магнитотвердого материала как основы имитатора миокарда сердца, исследовать распределение магнитного поля без помех со стороны парциального намагничивающего устройства. Учитывая, что топология миокарда сердца влияет в первую очередь на

амплитудные значения регистрируемого магнитного поля [11], а также принимая во внимание гипотезу о взаимодействии магнитных полей доменов, согласно которой, чем больше площадь петли гистерезиса, тем выше напряженность магнитного поля, создаваемого доменами материала, можно считать предпочтительным использование в качестве наполнителя именно порошок магнитотвердого материала.

Анализ порошков магнитотвердых материалов [10], которые могут быть использованы в качестве наполнителя, показал, что в настоящее время наибольшее распространение получили магнитные порошки, изготовленные из бариевого или стронциевого ферритов. Известны также другие порошки, применяемые в качестве магнитной компоненты, такие как сплав на основе редкоземельных элементов (неодим – железо – бор, самарий – кобальт, самарий – железо), алнико и смеси перечисленных материалов. Однако анализ производителей показал, что наиболее свободными с точки зрения приобретения являются ферритные порошки. В настоящее время выпускаются и находятся в свободной продаже:

– п ТУ 2663-002-48585564-2000 марки ПФБ 07-13-1200 и ПФБ 07-12-1175, химическая формула  $BaO_nFe_2O_3$ , где  $n=5,2-5,7$  насыпная масса  $1,4 \text{ т/м}^3$  при удельной поверхности  $0,6 \text{ м}^2/\text{г}$ . Остаточная индукция не менее  $0,39$  и  $0,38$  Тл соответственно;

– п ТУ 2663-001-48585564 марки А и Б, химическая формула  $BaO_nFe_2O_3$ , где  $n=5,2-5,7$  насыпная масса  $1,8 \text{ т/м}^3$  при удельной поверхности  $0,3 \text{ м}^2/\text{г}$ . Остаточная индукция не менее  $0,15$  и  $0,16$  Тл соответственно;

– п ТУ 6-00204854-18-93 марки ПФС 28, ПФС 26, ПФС 25, химическая формула  $SrO_nFe_2O_3$ , где  $n=5,8-6,2$ . Остаточная индукция не менее  $0,39$ ,  $0,38$  и  $0,38$  Тл соответственно.

Из анализа ферромагнитных порошков видно, что порошки ферромагнитные для эластичных магнитов имеют минимальные значения остаточной магнитной индукции по сравнению с другими видами ферромагнитных порошков. Следовательно, применение для решения задачи изготовления имитатора магнитного поля миокарда эластичных магнитов и порошков для их изготовления представляется нецелесообразным. Также видно, что стронциевые порошки обладают примерно одинаковыми значениями остаточной магнитной индукции и коэффициентом усадки анизотропных образцов, отвечающим диапазону  $1,14-1,18$ , и представляются равнозначными. Таким образом, по результатам проведенного анализа в качестве магнитной компоненты принят к использованию порошок ферромагнитный бариевый марки ПФБ 07-13-1200 ТУ 2663-002-48585564-2000 .

В настоящее время в соответствии с современным уровнем развития технологий [12] полимерные магниты могут быть изготовлены литьем в форму, экструзией, прессованием и каландрированием. При использовании любой из перечисленных технологий на начальном

этапе готовится исходная смесь, включающая в себя магнитный порошок, соответствующий полимерный материал, антиокислители и, при необходимости, пластификаторы. В работе принимаем, что имитатор миокарда сердца выполнен литьем в форму смеси магнитного порошка и связующей полимерной компоненты. Известно [7], что при изготовлении гибких магнитных материалов магнитный порошок может составлять до 70–80% от полного объема исходной смеси. Учитывая, что концентрация магнитного порошка влияет не только на возможность сохранения форм имитатора (рис. 2), но и на величину создаваемого магнитного поля, определим концентрацию магнитного наполнителя, при котором остаточная индукция на поверхности образца сечением 10 мм (рис. 2, а) не превышала бы 10 мТл имеющийся в распоряжении коллектива USB-датчик магнитного поля. Анализ образцов свидетелей при литье (рис. 3) показал, что не имеющий исходной пористости образец связующей полимерной компоненты при добавлении массовой доли магнитной компоненты после отверждения получает структуру с закрытой пористостью.



Рис. 3. Сечение образца

На рисунке 3 видно, что поры имеют различные формы и объем, примерно равномерно распределены по сечению образца. Можно отметить, что наибольшее сечение пор не превышает  $2 \times 1 \text{ мм}^2$ , соответственно площадь пор, достигающая в наибольшем сечении  $2 \text{ мм}^2$ , почти в 25 раз меньше площади  $49 \text{ мм}^2$  приемной зоны USB-датчика магнитного поля, составляющей  $7 \times 7 \text{ мм}$ . Таким образом, можно считать, что наличие пористости не оказывает существенного влияния при изготовлении морфологически-подобной модели миокарда с масштабируемыми магнитофизическими характеристиками.

Для намагничивания образцов был использован индуктор, электрическая схема и осциллограммы которого показаны на рисунках 4, 5.

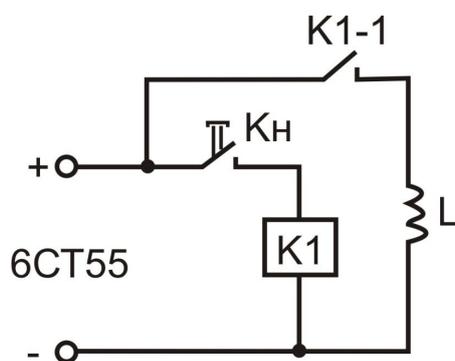


Рис. 4. Схема электрическая принципиальная

Управляющим элементом (рис. 4), обеспечивающим инициализацию процесса намагничивания образца (рис. 2), размещаемого в зазоре индуктора  $L$ , выполненного из сердечника сечением  $70 \times 34$  мм диаметром по средней линии 176 мм, является кнопка  $K_n$  с нормально разомкнутой контактной парой. При нажатии на кнопку  $K_n$  происходит замыкание контактной пары, и напряжение от источника питания подается на управляющую катушку контактора  $K1$  типа РС14. В качестве источника питания принята стартерная аккумуляторная батарея 6СТ-55, обеспечивающая напряжение питания 12 В. При подаче питающего напряжения на катушку контактора  $K1$  сердечник контактора втягивается, и выполняется замыкание силовых контактов  $K1-1$ . После замыкания контактов  $K1-1$  цепь от источника питания замыкается через обмотку индуктора. При отпускании кнопки  $K_n$  питание контактора  $K1$  прекращается, контакты  $K1-1$  размыкаются. Осциллограмма импульса магнитного поля, создаваемого в зазоре индуктора (рис. 4), приведена на рисунке 5.

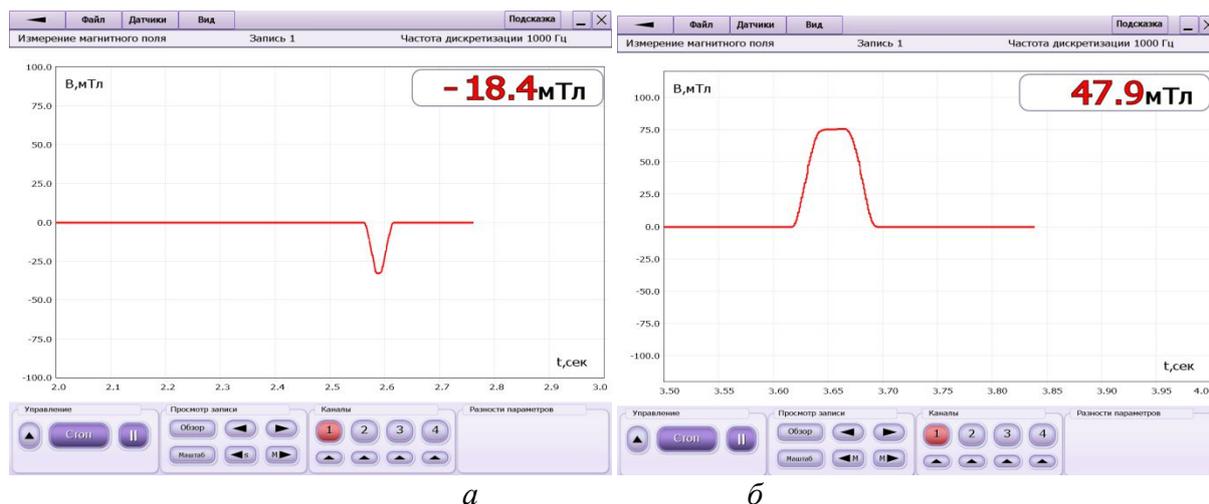


Рис. 5. Осциллограмма импульса:

*а – направление намотки витков индуктора против часовой стрелки (10 витков);*

*б – направление витков намотки индуктора по часовой стрелке (40 витков)*

Видно, что процессов обратного (размагничивающего) действия вследствие дугового разряда не наблюдается, это позволяет считать, что применение контактора типа РС14 позволяет эффективно выполнять гашение дуги, возникающей между силовыми контактами при коммутации. Продолжительность импульса намагничивания индуктора  $L$  (рис. 4) определяется временем нажатия кнопки  $K_n$ . При кратковременном нажатии (рис. 5, а) форма намагничивающего импульса имеет симметричный вид. При продолжительном нажатии (рис. 5, б) сердечник входит в насыщение, что сопровождается появлением характерной «полки». Симметричность импульса также не нарушается. Таким образом,

продолжительность нажатия кнопки не является критически значимым параметром. Направление намотки провода на индуктор влияет на полярность создаваемого в зазоре индуктора магнитного поля (рис. 4). При этом увеличение числа витков в 4 раза (с 10 до 40 витков) сопровождается ростом индукции примерно в 2 раза, что свидетельствует о том, что магнитопровод индуктора приближается к точке насыщения, и дальнейшее увеличение магнитодвижущей силы путем роста количества витков или величины разрядного тока представляется нецелесообразным. Известно, что продолжительность работы стартерной аккумуляторной батареи при разряде максимальным током превышает минутный интервал [13], что практически на 2–3 порядка больше времени (рис. 5), достаточного для разряда через индуктор  $L$  (рис. 4). Поэтому вероятностью возникновения глубокого разряда, при котором емкость аккумуляторной батареи невосвратно снижается, равно как и снижением емкости аккумуляторной батареи из-за ее разряда на индуктор, при выполнении операции намагничивания образца (рис. 2) можно пренебречь.

Намагничивание образцов, размещенных в зазоре индуктора, однократным разрядом показало (рис. 6, а), что увеличение концентрации магнитной компоненты позволяет увеличить величину остаточной индукции до 4,1 мТл.

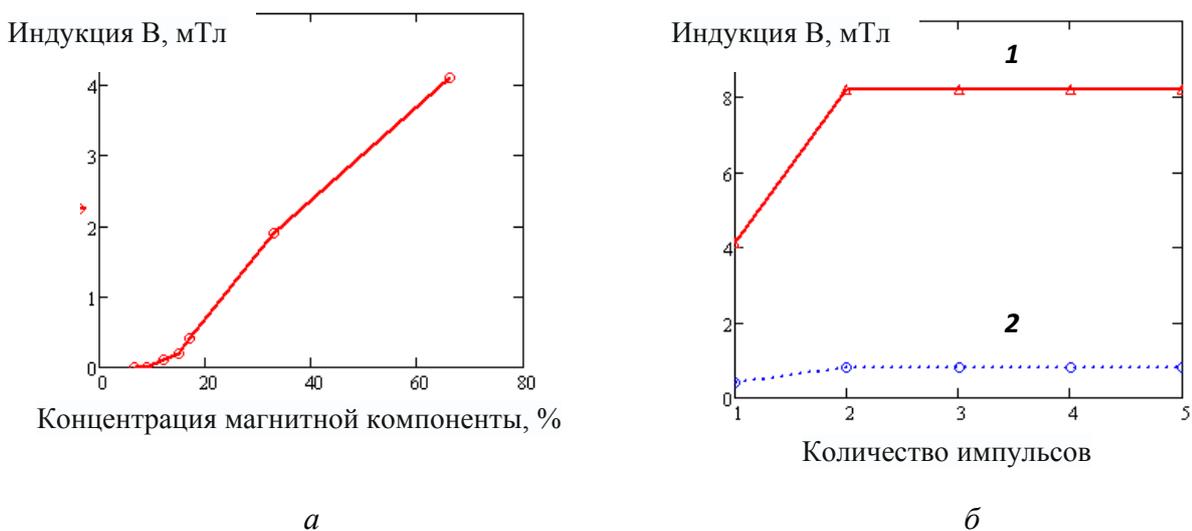


Рис. 6. Остаточная индукция образцов:

*а* – при однократном намагничивании; *б* – при многократном намагничивании;

*1* – концентрация магнитной компоненты 66%;

*2* – концентрация магнитной компоненты 17%

Следует отметить, что механические свойства образцов, а именно изгиб на  $90^{\circ}$  без образования надрывов, менялись с ростом концентрации незначительно. Расслоения смеси при увеличении концентрации магнитной компоненты не происходило, непромешивание отсутствовало. Следует заметить, что объем магнитной компоненты в эксперименте достигал

66% от полного объема смеси, что соответствует нижней границе известного интервала 70–80%. Оценку возможности увеличения величины остаточной индукции выполняли при помещении исследуемого образца в зазор индуктора, и производили многократное намагничивание серией 2, 3, ... 10 импульсов (рис. 6, б). Видно, что повторное намагничивание позволяет увеличить индукцию в 2 раза. При этом дальнейшее воздействие импульсами индуктора к увеличению индукции не приводит. Это позволяет считать, что материал достиг насыщения. Также следует отметить, что двух- и трехкратное воздействие на зону имитатора магнитного поля миокарда сердца приведет материал магнитоэласта в состояние насыщения и дальнейшее воздействие на него не будет сопровождаться ростом намагниченности. Поэтому при поступательно-возвратном перемещении намагничиваемого образца через зазор индуктора допускается перекрытие зон обработки без предъявления требований к точности позиционирования образцов в зазоре индуктора.

### Результаты и их обсуждение

Результаты измерений магнитного поля образцов (рис. 2, б, в) посредством тесламетра приведены на рисунке 7. Образцы закреплялись на предметном столе и вращались относительно неподвижно эквидистантно установленного тесламетра со скоростью 5 оборотов в минуту.



а

б

Рис. 7. Напряженность магнитного поля, регистрируемого на расстоянии от поверхности 1 см: а – тор; б – тор с топологией Мебиуса

Из приведенных результатов видно, что напряженность магнитного поля тора составляет 5 мТл и изменяется в диапазоне  $\pm 0,5$  мТл, что вызвано, учитывая ранее полученные результаты об однородности намагничивания заготовки, в основном несоосностью вращения тора относительно чувствительного элемента. При морфологическом изменении той же заготовки, а именно при придании формы тора с топологией Мебиуса, при прочих равных условиях наблюдается увеличение амплитудных

значений напряженности регистрируемого магнитного поля до 14 мТл. Таким образом, экспериментально показано, что вызываемые морфологическим изменением вариации напряженности не могут быть обусловлены погрешностями измерения. Следовательно, регистрация амплитудных значений подтверждает ранее выдвинутое предположение [4] о том, что для каждого момента времени кардицикла результат регистрации магнитных полей отражает функциональный статус миокарда.

По мере удаления зонда магнитометра от измеряемого образца наблюдается снижение напряженности регистрируемых значений магнитного поля. При этом для торообразных образцов характер (рис. 7, а) зависимости остается неизменным, а в образцах с топологией Мебиуса наблюдается не только снижение амплитудных значений, но и изменение, которое проявляется в сглаживании кривой вплоть до подобия пилообразного закона (рис. 8).

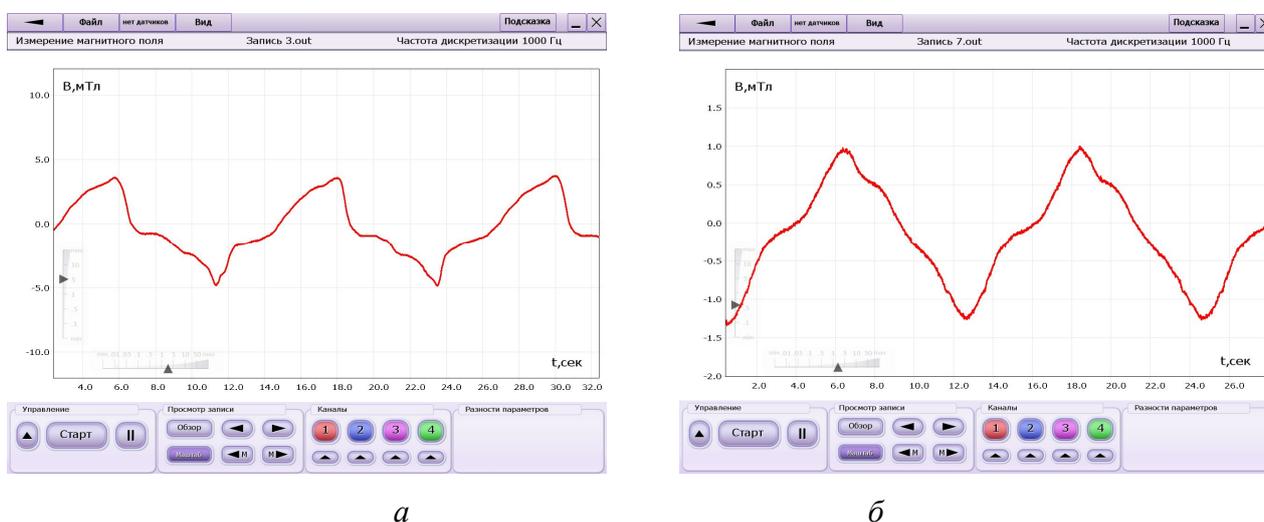


Рис. 8. Напряженность магнитного поля, создаваемого образцом с топологией Мебиуса, регистрируемого на расстоянии от поверхности 2 см (а) и 3 см (б)

По мере удаления чувствительного зонда от поверхности образца наблюдается также рост вклада постоянной составляющей, достигающей при удалении зонда на 2 см величины 0,125 мТл. Можно предположить, что при достаточном удалении от регистрируемого объекта, т.е. в дальней зоне, произойдет дальнейшее сглаживание полученной зависимости и датчик будет регистрировать только постоянную составляющую. Также следует указать, что величина постоянной составляющей магнитного поля при аналогичных условиях измерений на торообразном образце показывает значения 0,5 мТл. Таким образом, экспериментально подтверждено, что отклонение от топологии Мебиуса при регистрации магнитного поля в дальней зоне сопровождается ростом амплитудных значений. Аналогичные результаты получены и в клинической практике [14, 15], они указывают на двукратный рост величины регистрируемых значений напряженности магнитного поля при заболеваниях сердца.

## **Заключение**

В работе выполнено экспериментальное исследование на образцах-имитаторах и проведен сравнительный анализ влияния топологии Мебиуса на распространение магнитного поля. Выявленные эффекты показывают, что мебиусово преобразование как композиция конечного числа инверсий позволяет рассматривать разнообразные приложения. Основываясь на современных представлениях о том, что миокард сердца имеет топологию Мебиуса, можно считать, что для каждого момента времени кардиоцикла результат регистрации магнитных полей отражает функциональный статус миокарда с точки зрения соответствия топологии исследуемого миокарда и топологии Мебиуса. Исследования, выполненные нами на морфологически-подобной модели миокарда с масштабируемыми магнитофизическими характеристиками, подтвердили гипотезу о влиянии топологии Мебиуса на распространение магнитного поля в миокарде, что позволяет сделать вывод о высокой информативности регистрации напряженности магнитного поля и возможности его использования в целях диагностики и прогнозирования развития патологий в сердечно-сосудистой системе.

## **Список литературы**

1. Лисин А.В., Платоненко В.И. Топологические свойства и отношения живых систем. Эффект нелокальности в живых системах // Вестник международной академии наук (Русская секция). 2009. № 1. С. 21–27.
2. Фролов С.В. Модель сердечно-сосудистой системы, ориентированная на современную интенсивную терапию // Вестник ТГТУ. 2008. №4. Т.2. С. 892-901.
3. Buckberg G.D. Basic science review: The helix and the heart. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2002. vol. 124. no 5. P. 75–85.
4. Арутюнов Ю.А., Чащин Е.А., Комаринцев В.Н., Возовиков И.Н., Стащук К.А. Разработка методов функциональной диагностики повышенной эффективности на основе новых представлений об анатомии миокарда сердца // Вестник аритмологии. 2018. № 5. С.58.
5. Арутюнов Ю.А., Дробязко А.А., Крылов А.И., Чащин Е.А., Шашок П.А., Шилов И.В. Влияние топологии магнитопровода на отклик при внешнем электромагнитном воздействии // Современные наукоемкие технологии. 2016. №10. С. 29-32.
6. Самойленко В.И., Пузырев В.А., Грубрин И.В. Техническая кибернетика. М.: МАИ, 2011. 280 с.
7. Богомоллов В.Н. Устройства с датчиками Холла и датчиками магнитосопротивления. М.-Л.: Госэнергоиздат, 1961. 168 с.

8. Готовский М.Ю., Перов Ю.Ф., Чернецова Л.В. Биорезонансная терапия. М.: Имедис, 2008. 176 с.
9. Арутюнов Ю.А., Архипов И.П., Байбаков В.Н., Глинских В.А., Рудой А.А., Чашин Е.А. Бизнес планирование проекта по созданию и внедрению модели миокарда сердца с помощью 3D-принтера // Ростовский научный журнал. 2018. № 1. С. 355-363.
10. Сорокин В.С., Антипов Б.Л., Лазарева Н.П. Материалы и элементы электронной техники. Учебник. В 2-х томах. Том 2. Активные диэлектрики. Магнитные материалы. Элементы электронной техники. С. Пб.: Лань, 2016. 384 с.
11. Арутюнов Ю.А., Чашин Е.А., Возовиков И.Н., Митрофанов А.А., Шеманаева Л.И., Живаев С.Н. Влияние топологии листа Мебиуса на магнитные характеристики поля вне магнитопровода // Современные наукоемкие технологии. 2015. № 7. С. 9-14.
12. Баранчиков М.Л. Микро- магнитоэлектроника. М.: ДМК Пресс, 2016. 542 с.
13. Ютт В.Е. Электрооборудование автомобилей. Учебник для вузов. М.: Горячая линия - Телеком, 2016. 440 с.
14. Альфорс Л. Преобразования Мебиуса в многомерном пространстве: Пер. с англ. М.: Мир, 1986. 112 с.
15. Холодов Ю. А., Козлов А.Н., Горбач А.М. Магнитные поля биологических объектов. М: Наука, 1987. 145 с.