ВЛИЯНИЕ ТОПОЛОГИИ МАГНИТОПРОВОДА НА ПРИВЕДЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МАГНИТОМЯГКИХ ФЕРРОМАГНЕТИКОВ

Арутюнов Ю.А.¹, Возовиков И.Н.², Молокин Ю.В.³, Чащин Е.А.³, Шеманаева Л.И.³

¹ФГБУ «Научно-клинический центр спортивной медицины федерального медико-биологического агентства России», Москва, Россия, e-mail: double-spiral@yandex.ru

²ФГБУ «Центральная клиническая больница восстановительного лечения» филиал «Медико-санитарной части № 169 Федерального медико-биологического агентства России»», Лобня, Россия, e-mail: info5773712@yandex.ru

³ФГБОУ ВПО «Ковровская государственная технологическая академия им. В.А. Дегтярева», Ковров, Россия, e-mail: kanircha@list.ru

Результаты современных исследований показали, что миокард сердца имеет топологию Мёбиуса. Это делает актуальным прогнозирование работы сердца по результатам «визуализации» его внутренней структуры. Задача определения внутренней структуры по внешнему полю может быть выполнена на основании анализа распространения магнитного поля, создаваемого сердцем, в предположении о возможности «механического» изменения ориентации доменной структуры магнитопровода при изменении его топологии. В статье приведены методика проведения эксперимента и результаты исследований, подтверждающие влияние топологии магнитопровода на приведенные характеристики магнитомягких материалов. Показано, что изменение топологии магнитопровода при работе в области начального намагничивания сопровождается изменением приведенных значений остаточной индукции, коэрцитивной силы и магнитной проницаемости до 20%.

Ключевые слова: топология Мёбиуса, магнитопровод, магнитное поле, миокард сердца

THE INFLUENCE OF THE TOPOLOGY OF THE MAGNETIC CIRCUIT ON THE CHARACTERISTICS OF THE SOFT MAGNETIC FERROMAGNETS

Arutyunov Y.A.¹, Vozovikov I.N.², Molokin Y.V.³, Chaschin Y.A.³, Shemanaeva L.I.³

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

²Central Clinical Hospital Rehabilitation branch Medical sanitarnitarnoy part number 169 the Federal Medical-Biological Agency of Russia, Lobnya, Russia, e-mail: info5773712@yandex.ru ³Kovrov State Technological Academy, Kovrov, Russia, e-mail: kanircha@list.ru

The results of modern studies have shown that the myocardium of the heart has a Möbius topology. This makes the actual prediction of the heart as a result of «visualization» of its internal structure. The problem of determining the internal structure of the external field can be performed based on analysis of the propagation of the magnetic field produced by the heart on the assumption that the possibility of «mechanically» changes the magnetic orientation of the domain structure changing its topology. The paper presents the methodology and results of the experimental studies confirm the influence of the topology of the magnetic characteristics of the magnets contained in the soft materials. It is shown that the change in the topology of the magnetic circuit, when operating in the initial magnetization is accompanied by a change in these values remanence, coercivity and permeability to 20%.

Keywords: the topology of the Möbius, magnetic, magnetic field, myocardium of the heart

В современной медицине в последнее время актуальной является разработка программно-аппаратных средств и технологий, направленных на построение модели сердца с целью повышения диагностической эффективности, особенно в направлении прогнозирования развития патологий [2, 3]. Традиционные алгоритмы, основанные на анализе электрической активности сердца, несмотря на огромный эмпирический опыт ЭКГ метода, не позволяют учесть влияние целого ряда информационных компонент, связанных, в частности, с тем, что миокард сердца имеет топологию Мёбиуса [4, 5, 6]. Результаты

исследований, выполненные нами ранее [1], показали возможность описать топологию миокарда по результатам измерений магнитного поля путем решения обратной задачи магнитометрии сердца, а именно по определению внутренней структуры источника по магнитному полю путем сравнения экспериментальных результатов с результатами моделирования, полученными для идеализированной магнитной системы.

Цель исследования

Известно, что процессы намагничивания и перемагничивания определяются свойствами доменной структуры материала. Учитывая, что характерные значения магнитных полей сердца составляют порядка 50 пкТл [2], принимаем, что миокард сердца может быть представлен как доменная структура. В этом приближении совокупность доменов в магнитной подсистеме миокарда связывает микроскопические магнитные характеристики с макроскопическими магнитными свойствами сердца как магнитопровода. Это делает актуальной проверку выдвинутой нами ранее гипотезы [1] о влиянии топологии Мёбиуса на распространение магнитного поля В магнитопроводе, а именно выполнение экспериментального анализа влияния топологии магнитопровода на приведенные характеристики магнитомягких ферромагнетиков.

Материалы и методы исследования

Общий принцип конструирования заключался в максимальном использовании одних и тех же элементов конструкции в экспериментах как с контрольным, так и с мёбиусным магнитопроводом левого и правого спинов, с тем чтобы в максимальной степени выделить именно эффект влияния топологии замкнутого магнитного контура и в максимальной степени ослабить остальные эффекты. Определение сравнительных показателей магнитных свойств магнитомягких ферромагнетиков при использовании их в качестве материалов замкнутых тороидальных сердечников, в которых топология замкнутого магнитного контура при одинаковой длине его средней линии и одинаковом квадратном сечении, выполним для магнитопровода в двух топологических формах. Контрольный образец: образующие магнитопровода лежат в одной плоскости (стандартное исполнение, как у обычных сердечников), и экспериментальный образец, в котором образующая магнитопровода перекручена вокруг оси стержня, из которого выполнен тор, на 90°, образуя в системе замкнутого магнитопровода в совокупности с недеформированной зоной поверхности Мёбиуса правого и левого спинов.

В этом приближении величину относительного изменения индукции насыщения тороидального сердечника с мёбиусной топологией по сравнению с индукцией насыщения контрольного сердечника удобно оценить:

$$\beta = B_{\max}^{i} - B_{\max}^{\hat{e}} / B_{\max}^{\hat{e}} \times 100\%, \qquad (1)$$

где B_{\max}^{i} — магнитная индукция насыщения мёбиусного сердечника, B_{\max}^{e} — магнитная индукция насыщения контрольного сердечника.

Величина относительного изменения остаточной индукции зависит от амплитуды намагничивающего тока и в диапазоне начального участка основной кривой намагничивания может быть определена из выражения:

$$\theta = B_R^i - B_R^{\hat{e}} / B_R^{\hat{e}} \times 100\% \quad , \tag{2}$$

где B_R^i — остаточная магнитная индукция мёбиусного сердечника, B_R^e — остаточная магнитная индукция контрольного сердечника.

Аналогичным образом величина относительного изменения коэрцитивной силы и магнитной проницаемости может быть определена как:

$$\chi = H_C^{i} - H_C^{\hat{e}} / H_C^{\hat{e}} \times 100\%, \qquad (3)$$

$$\alpha = \mu^{i} - \mu^{\hat{e}} / \mu^{\hat{e}} \times 100\% , \qquad (4)$$

где H_c^i — коэрцитивная сила мёбиусного сердечника, H_c^i — коэрцитивная сила контрольного сердечника, μ^i — относительная магнитная проницаемость мёбиусного сердечника, $\mu^{\hat{e}}$ — относительная магнитная проницаемость контрольного сердечника.



Рис. 1. Петля гистерезиса (кривая циклического перемагничивания сердечника) a - в осях (*H*, *B*); $\delta - в$ осях (*U_X*, *U_Y*)

 U_X — напряжение, пропорциональное току намагничивающей катушки; U_Y — напряжение, пропорциональное магнитной индукции в сердечнике

Изображение кривой циклического перемагничивания сердечника (петли гистерезиса), получаемое на экране осциллографа, представлено на рисунке 16.

Соответствующие магнитные величины идентифицируются рисунком 1а. Все расчеты осуществляются по координатам изображения 16:

$$U_{2} = -d(w_{2}BS)/dt = -w_{2}S \, dB/dt \quad , \tag{5}$$

где S — площадь поперечного сечения сердечника; w_2 — количество витков вторичной обмотки катушки T; S — площадь поперечного сечения сердечника; w_2BS — потокосцепление вторичной обмотки катушки T с магнитным полем сердечника.

Из выражения (5) получим:

$$B = -(w_2 S)^{-1} \int U_2 dt = -m U_Y, \qquad (6)$$

где $m = (w_2 S)^{-1}$ – коэффициент пропорциональности.

Учитывая закон полного тока:

$$Iw_1 = Hl, (7)$$

где *I* — намагничивающий ток через обмотку I катушки T; *w*₁ — количество витков намагничивающей обмотки I катушки T; *l* — длина средней линии сердечника

и закон Ома:

$$I = R_{\dot{e}}^{-1} U_X , \qquad (8)$$

получаем:

$$H = w_1 l^{-1} I = w_1 (lR_{\dot{e}})^{-1} U_X = s U_X, \qquad (9)$$

где $s = w_1 (lR_{e})^{-1}$ – коэффициент пропорциональности.

$$B = \mu_0 \mu H \quad . \tag{10}$$

Из (5) с учетом выражений (6–10) получим расчетное выражение:

$$\mu = B/\mu_0 H = U_Y/\mu_0 U_X \quad . \tag{11}$$

Выражения (6) и (9) показывают, что при неизменных параметрах *m* кривые перемагничивания сердечника, изображенные на рисунках 1*a* и 1*б*, изоморфны.

В качестве материала магнитопровода в эксперименте использован пруток квадратного сечения 10×10 мм с длиной средней линии 295 мм из материала с торговым названием Magnifer 50® по стандарту DIN 17745, являющийся аналогом отечественного пермаллоя 47НК ГОСТ 10995-74. Предусмотрено после каждого деформирования заготовок материала осуществлять их совместный изотермический отжиг для рекристаллизации структуры материала и снятия остаточных напряжений. Согласно паспорту на материал предельное относительное удлинение при деформации данного материала составляет 40%. С помощью пакета твердотельного моделирования «Autodesk Inventor Professional» была определена максимальная степень деформации материала в предложенной конструкции, которая составляет не более 32,5%. Таким образом, в конструкции магнитопровода

гарантированно обеспечено отсутствие разрывов на его поверхности. Для уменьшения магнитного сопротивления в местах стыков предусмотрено смазывание плоскостей сопряжения ферритовой пастой ФП -5 ТУ 6-05-5076-76.

Схема стенда для определения сравнительных показателей магнитомягких ферромагнетиков в замкнутой магнитной цепи приведена на рисунке 2. Экспериментальный стенд состоит из генератора, собранного на базе источника синусоидальных электрических колебаний ультразвуковых частот Г3-33, работающего в поддаипазонах а-в с частотой f от 20 Гц до 20 кГц с погрешностью ±(0,02f+1) Гц, допускающего расстройку по частоте не более 1,5% f и обеспечивающего при номинальной мощности 0,5 Вт неравномерность частотной характеристики ± 0,5 дБ. Генератор ГЗ-ЗЗ рассчитан на работу с нагрузкой 600 Ом, для обеспечения характеристик генератора в указанных при работе с другой омической нагрузкой в стенде последовательно сигнал с генератора поступал на усилитель типа NM2012, обеспечивающий в полосе частот 20 Гц ... 100 кГц выходное напряжение 5-40 В, выходную мощность 1-85 Вт при сопротивлении нагрузки до 2 Ом. Питание усилителя NM2012, а также операционных усилителей КР 140 УД8 обеспечивалось источниками питания типа DC POWER HY3005, имеющими два независимых выхода регулируемого постоянного напряжения или постоянного тока со следующими характеристиками: выходное напряжение регулируемое (0-30)×2 В; выходной ток (0-5)×2 А. Уровень пульсаций выходного напряжения/тока источника питания DC POWER HY3005 зависит от нагрузки и при токе нагрузки до 3 А не превышает значений 0,5 мВ/3 мА.

Измерение параметров основано на осциллографировании выходных сигналов (рис. 1), которое выполнялось на базе двулучевого ПК-осциллографа типа Velleman PCS 500 с частотами вертикального отклонения до 50 МГц. Основные характеристики осциллографа: входной импеданс 1 МОм/30 пф; чувствительность 5 мВ — 15 В/дел.; диапазон частот 0–50 МГц; неравномерность АЧХ ± 3 дБ; погрешность отсчета – не более 2,5. В качестве эталонного сопротивления *R*_{*è*} использован магазин сопротивления измерительный P33. Измерение тока и напряжения выполнялось цифровыми мультиметрами типа WY 60 производство МАSTECH со следующими диапазонами измерений: постоянного напряжения 200 мВ ... 1000 В; переменного напряжения 2–750 В; постоянного тока 20 мкА ... 10 А; переменного тока 200 мкА ... 10 А с погрешностью измерения менее 1,0%. Катушка намагничивания *T* представлена на рисунке 2 эквивалентной схемой, буферные усилители, собранные на операционных усилителях КР 140 УД 8 с коэффициентом усиления 2 и –2, обеспечивают привязку двух сигналов к общей нейтрали, что уменьшает потенциальные помехи измерительной схемы по «нулю».



Рис. 2. Схема экспериментальной установки для определения сравнительных показателей

Определение сравнительных показателей магнитных свойств магнитомягких ферромагнетиков выполнено на частоте 50 Гц. Задаваемые в ходе эксперимента параметры: I — ток намагничивания первичной обмотки. По результатам измерений определяются значения: U_x — напряжение на измерительном резисторе $R_{\dot{E}}$, пропорциональное току намагничивающей катушки I ; U_y — напряжение на выходе интегратора U, пропорциональное магнитной индукции в сердечнике.

Результаты исследования и их обсуждение

Анализ кривых намагничивания является важнейшим условием прогнозирования работы магнитных материалов в различных условиях. Осциллограммы петель гистерезиса приведены на рисунке 3. Результаты расчета по формулам (1–11) приведены на рисунке 4.



Рис. 3. Изображение петли гистерезиса на экране. Ток 20 мА



Рис. 4. Относительная разница сравнительных показателей магнитных свойств
a – разница остаточной индукции между контрольным и мебиусным образцами;
б – разница по коэрцитивной силе между контрольным и мебиусным образцами;
в — разница по магнитной проницаемости между контрольным и мебиусным образцами.
I – левый спин, 2 – правый спин

Видно, что изменение топологии магнитопровода при работе в области начального намагничивания сопровождается изменением остаточной индукции (рис. 4а) и магнитной проницаемости (рис. 4в) до 20%. Причем мёбиусный магнитопровод с правым и левым спином показывают симметричные «зеркальные» отклонения от значений магнитной проницаемости от соответствующих величин контрольного сердечника. Коэрцитивная сила (рис. 4б) практически не зависит от спина магнитопровода и, являясь характеристикой, которая зависит от ширины петли гистерезиса (рис. 3), показывает уровень потерь. Таким образом, результаты эксперимента подтверждают, что процессы намагничивания и

перемагничивания определяются свойствами доменной структуры как совокупности областей в магнитной подсистеме магнитных материалов, которые связывают микроскопические магнитные характеристики с их макроскопическими свойствами и зависят в исследованной области от «механического» изменения ориентации доменов. Косвенно это подтверждает тот факт, что значения коэрцитивной силы и остаточной индукции при изменении топологии «зеркальных» отклонений не показывают, что может означать векторный характер магнитной проницаемости, т.е. зависимость ее величины от направления пространственной закрутки вектора магнитной индукции в сердечнике.

Таким образом, из анализа электромагнитных и магнитных свойств магнитопровода видно, что обнаруженные эффекты зависят от величины магнитной индукции. Это позволяет предположить допустимость сделанной гипотезы о возможности «механического» измерения ориентации доменной структуры магнитопровода при изменении его топологии при работе на начальном участке основной кривой намагничивания.

Заключение

В работе выполнено экспериментальное подтверждение гипотезы о влиянии топологии Мёбиуса на распространение магнитного поля в магнитопроводе. Разработана методика экспериментальной оценки влияния топологии магнитопровода на приведенные характеристики магнитомягких ферромагнетиков. Показано, что «механическое» измерение ориентации доменной структуры магнитопровода при изменении его топологии вызывает изменение остаточной индукции, коэрцитивной силы и магнитной проницаемости не менее чем на 20%.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 14-07-00468

Список литературы

1. Арутюнов Ю.А. Влияние топологии Мёбиуса на распространение в магнитопроводе магнитного поля / Ю.А. Арутюнов, И.Н. Возовиков, Л.И. Шеманаева, Е.А. Чащин / Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 5; URL: http://www.science-education.ru/128-22137 (дата обращения: 13.10.2015)

2. Готовский М.Ю. Биорезонансная терапия / М.Ю. Готовский, Ю.Ф. Перов, Л.В. Чернецова.- М.: Имедис, 2008. — 176 с.

Иванова Г.Г. Мир биологии и медицины. Новые методы электрокардиографии / Г.Г.
Иванова, С.В. Грачёва, А.Л. Сыркина. — М.: Техносфера, 2007. — 549 с.

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

5. Самойлов А.С., Арутюнов Ю.А. Математическое моделирование сердечнососудистой системы для исследования гемодинамики, физико-механики и электрофизики миокарда новой топологии // Биомедицина. — 2014. - Т. 1, № 3. — С. 104–105.

6. Buckberg G. D. Basic science review: The helix and the heart // The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surery. 2002. — Vol. 124. — № 5. — P. 75–85.

Рецензенты:

Потехин Д.С., д.т.н., доцент, профессор кафедры физики ФГБОУ ВПО «Ковровская государственная технологическая академия им. В.А. Дегтярева», г. Ковров;

Симаков А.Л., д.т.н., профессор, заведующий кафедрой «Приборостроение» ФГБОУ ВПО «Ковровская государственная технологическая академия им. В.А. Дегтярева», г. Ковров.