

УДК 621.313.333.+621.31.03+621.314

УСТРОЙСТВО И МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ АКСИАЛЬНОГО МАГНИТОТУРБОТРОНА ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ОНКОЗАБОЛЕВАНИЙ

STRUCTURE AND MATHEMATICAL MODEL OF THE AXIAL MAGNITOTURBOTRON FOR MEDICATION OF ONCOLOGICAL DISEASE

Гайтов Багаудин Хамидович

доктор технических наук, профессор,
профессор кафедры электротехники
и электрических машин.
Кубанский государственный
технологический университет, г. Краснодар, Россия

Кашин Яков Михайлович

кандидат технических наук, доцент,
доцент кафедры электротехники
и электрических машин.
Кубанский государственный
технологический университет г. Краснодар, Россия

Копелевич Лев Ефимович

кандидат технических наук, доцент,
доцент кафедры электротехники
и электрических машин.
Кубанский государственный
технологический университет, г. Краснодар, Россия

Аннотация. Предложен и описан аксиальный магнитотурботрон для лечения онкозаболеваний. Дано устройство и принцип действия аксиального магнитотурботрона, разработана математическая модель для исследования переходных процессов в ней.

Ключевые слова: аксиальный магнитотурботрон, переходный процесс, магнитопровод, напряжение, потокосцепление.

Gaitov Bagaudin Hamidovich

Doctor of technical Sciences, Professor.
Kuban State University of Technology,
Krasnodar, Russia

Kashin Yakov Mihailovich

Candidate of technical Sciences,
Associate Professor.
Kuban State University of Technology,
Krasnodar, Russia

Kopelevich Lev Yefimovich

Candidate of technical Sciences,
Associate Professor.
Kuban State University of Technology,
Krasnodar, Russia

Annotation. This article deals with the description of axial magnetoturbotron for medication of oncological disease. the magnetoturbotron's structure and principles of operation is described and the mathematical model for the research of the transient process in it are presented.

Keywords: axial magnetoturbotron, transient process, magnetic core, voltage, magnetic linkage.

Аксиальный магнитотурботрон (МТТ) [1, 2, 3] предназначен для лечения онкологических больных путем воздействия на них вращающимся магнитным полем. Аксиальная конструкция позволяет одновременно воздействовать на нескольких пациентов. Это достигается тем, что ферромагнитный аксиальный магнитопровод индуктора с радиально расположенными пазами для трехфазной обмотки используется как ложе для нескольких пациентов. На ложе в радиальном направлении располагается несколько (шесть, десять, двенадцать и т.д.) пациентов, над которыми уложено эластичное одеяло из ферромагнитного порошка, позволяющее повторять контуры тела человека.

На рисунке 1 приведена конструкция разработанного МТТ (вид сверху), на рисунке 2 – разрез аксиального магнитопровода МТТ (вид А-А) [1, 2].

Магнитотурботрон [1, 2, 3] (рис. 1) состоит из аксиального магнитопровода индуктора 1 с радиально расположенными пазами 2, в которые уложена трехфазная обмотка 3, как в известном аксиальном трехфазном двигателе переменного тока, которая покрыта компаундом 4 (рис. 2). Для удобства размещения пациентов предусмотрена подстилка 5 (рис. 2), например, поролоновый матрац. Пациенты 6 располагаются на этом матраце непосредственно над магнитопроводом в радиальном направлении,

причем, ногами к центру, а головой к периферии. Для увеличения воздействия магнитного поля на все системы и органы пациентов, а также обеспечения сквозного прохождения магнитного потока через их тела, сверху устанавливается щит 7 (ядро), выполненный в виде одеяла из ферромагнитного порошка эластичным и позволяющим повторять контуры тела пациента. Для удобства размещения пациентов ядро выполняется подъемным, с возможностью регулирования расстояния между ним и магнитопроводом с помощью устройства 8 (рис. 2).

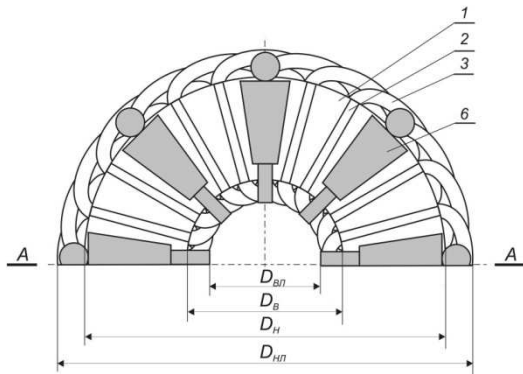


Рисунок 1 – Магнитотурботрон аксиальной конструкции (вид сверху)

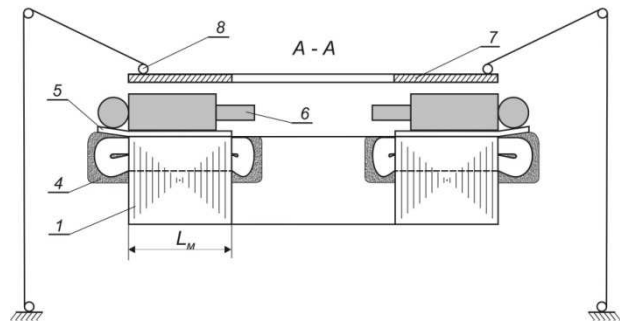


Рисунок 2 – Магнитотурботрон аксиальной конструкции (разрез А-А)

Принцип действия МТТ: на зажимы обмотки 3 индуктора 1 подается переменное многофазное (например, трехфазное) напряжение, число фаз, величина и частота которого зависят от требуемой скорости движения и интенсивности магнитного поля. Возникающее вращающееся магнитное поле проходит через тела пациентов 6 и, замыкаясь с помощью ядра 7, оказывает лечебное воздействие на все органы и системы пациентов, лежащих в ложе.

Такая конструкция МТТ при достаточной простоте изготовления обладает более высокой производительностью, чем магнитотерапевтическая установка с магнитопроводом традиционной (радиальной) конструкции. Кроме того, использование в качестве ядра эластичного щита-одеяла сводит воздушные зазоры между индуктором и пациентами, а, следовательно, и потоки рассеяния, до минимума, тем самым значительно улучшает энергетические показатели (КПД, $\cos\varphi$) и повышает производительность установки в целом.

Геометрические размеры МТТ рассчитываются, исходя из следующих допущений и требований [3]: облучению магнитным полем одновременно подвергается сразу несколько пациентов. На уровне ног на каждого пациента должно приходиться около 40 см вдоль дуги магнитопровода на уровне внутреннего диаметра $D_в$; на уровне плеч – около 80 см на уровне внешнего диаметра $D_н$. Голова каждого пациента должна подвергаться меньшему облучению магнитным полем, чем любая другая часть тела, поэтому голова должна находиться на наружных лобовых частях обмотки (диаметр $D_нп$), а ноги – на внутренних лобовых частях обмотки (диаметр $D_вп$). Для этого наружные и внутренние лобовые части обмотки покрываются специальным компаундом так, чтобы полностью изолировать в электрическом и тепловом отношении пациентов от обмотки, причем компаунд лобовых частей выполняется в виде подушки под голову пациента. Расстояние между головами соседних пациентов желательно иметь около 150–200 см.

Принцип, заложенный в конструкцию данного МТТ, теоретически позволяет создавать установки для одновременного лечения большого числа пациентов, что представляется весьма существенным с точки зрения повышения производительности, сокращения необходимой площади процедурного кабинета, резкого сокращения магнитного потока рассеяния и экономии электроэнергии.

В связи с тем, что представленное выше устройство принципиально отличается от широко распространенных и достаточно глубоко изученных электрических машин

переменного тока (синхронных и асинхронных), то рассматриваемый индуктор является предметом самостоятельных исследований, как в статических, так и в динамических режимах работы. В последнем случае имеется ввиду непрерывно изменяющаяся напряженность (индукция) магнитного поля в месте расположения пациента в течении всего периода процедуры магнитотерапии.

В силу необычности конструкции, параметров вторичной цепи – пациента – и особенностей режима работы аксиального МТТ представленной конструкции значительный интерес представляет его математическая модель.

С позиций электромеханики аксиальный МТТ представляет собой индуктор – магнитопровод аксиального многофазного трансформатора [4, 5] или статор аксиального генератора [6] и специфичный немагнитный невращающийся (заторможенный относительно поля индуктора) якорь в качестве которого предполагаются пациенты. Практически это означает, что индуктор МТТ совместно с пациентами представляет собой заторможенную (неподвижную) активно-индуктивно-емкостную систему. Причем, активно-индуктивную составляющую этой системы представляет собой индуктор, а активно-емкостную – пациенты. При этом магнитное поле индуктора вращается с синхронной частотой вращения

$$n = \frac{60f_1}{p} = \frac{60 \cdot 100}{1} = 6000 \text{ об/мин.} \quad (1)$$

Исходя из сказанного, представляется, что рациональной системой для моделирования индуктора совместно с пациентами является неподвижная система координат α - β - γ [7]. При этом характерны следующие особенности, которые следует учесть при составлении дифференциальных уравнений математической модели системы «индуктор-пациенты»:

- отсутствует какое-либо взаимное перемещение пациентов по направлению (или встречно) вращению магнитного поля индуктора, т.е. пациенты заторможены. Такое положение приводит к отсутствию в математической модели МТТ ЭДС вращения, характерных для электрических машин традиционной конструкции;

- отсутствие вращательного движения пациентов относительно индуктора исключает необходимость в описании электромеханического процесса в МТТ.

Таким образом, обобщенная математическая модель МТТ представляет собой модель собственно аксиального индуктора, питаемого от преобразователя частоты модулированным напряжением $U = 0 \div 220$ В, частотой $f = 100$ Гц, на магнитопроводе которого в радиальном направлении размещаются пациенты.

При разработке комплексной математической модели МТТ (математической модели индуктора совместно с пациентами) примем следующие допущения: индуктор МТТ симметричен, имеет гладкие внутреннюю и наружную поверхности магнитопровода, содержит синусные обмотки, а также одинаковый коэффициент взаимной индуктивности между обмотками индуктора и контуром вихревых токов в телах пациентов. При этом заметим, что вихревые токи, возникающие в телах пациентов в результате воздействия вращающимся магнитным полем (ВМП), имеют емкостной характер, как это показано в [7, 8].

Индуктор МТТ изготавливается разработанным авторами способом [9], который заключается в том, что рулонную холоднокатаную электротехническую сталь в движении протяжкой разрезают одновременно на расчетное количество полос расчетной ширины и количества, до сборки осуществляют в полосах вырубку пазов и отжиг, затем наматывают каждую полосу на свое внутреннее ферромагнитное кольцо расчетного диаметра с последующей напрессовкой соответствующего количества наружных ферромагнитных колец соответствующих диаметров на стальной пакетрасчетного наружного диаметра, а на расчетных расстояниях от начала полосы электротехнической стали между ее витками закрепляют полоски расчетной длины из диамагнитного материала, образующие коаксиальные цилиндрические поверхности и обеспечивающие магнитную изоляцию полученных таким образом модулей аксиальных магнитопроводов друг от друга, при этом длина полос из диамагнитного материала и радиус полученных коаксиальных цилиндрических

поверхностей рассчитывают таким образом, чтобы обеспечить одинаковую площадь торцевых частей модулей аксиальных магнитопроводов.

Использование такого передового способа изготовления магнитопроводов позволяет не вводить в математическую модель индуктора дополнительный короткозамкнутый контур, как это было сделано в [3] для учета неизбежных (при изготовлении магнитопроводов традиционным способом) замыканий между собой отдельных элементов электротехнической стали ленты в магнитопроводе индуктора, вызванных механической обработкой при выфрезеровывании пазов с последующей шлифовкой торцевых поверхностей магнитопровода.

Модуляцию напряжения, питающего индуктор МТТ, учтем введением параметра напряжения индуктора γ , равного

$$\gamma = \frac{U_i^u}{U_N^u}, \quad (2)$$

где U_i^u – текущее значение напряжения индуктора; U_N^u – номинальное значение напряжения индуктора.

Пространственная электрическая модель аксиального индуктора МТТ с расположенными на нем в радиальном направлении пациентами приведена на рисунке 3.

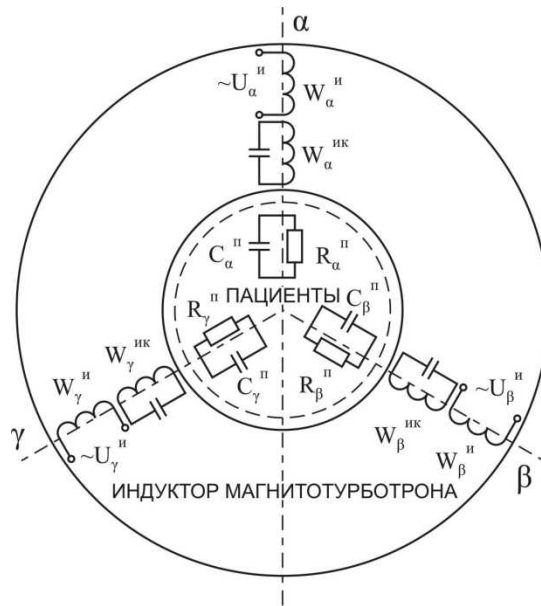


Рисунок 3 – Пространственная электрическая модель индуктора аксиального магнитотурботрона:

$U_\alpha^u = var, U_\beta^u = var, U_\gamma^u = var$ – модулируемые фазные напряжения питания индуктора МТТ,

причем $U_\alpha^u = U_\beta^u = U_\gamma^u$; $W_\alpha^u = W_\beta^u = W_\gamma^u$ – число витков фазы индуктора по осям α, β, γ ;

$W_\alpha^{ик} = W_\beta^{ик} = W_\gamma^{ик}$ – число витков фиктивной короткозамкнутой обмотки индуктора,

имитирующей короткое замыкание пластин магнитопровода индуктора в процессе его механической обработки (при изготовлении магнитопроводов традиционным способом);

$C_\alpha^п, C_\beta^п, C_\gamma^п$ – электрическая емкость тел пациентов по осям α, β, γ ;

$R_\alpha^п, R_\beta^п, R_\gamma^п$ – электрическое (активное) сопротивление тел пациентов по координатным осям α, β, γ ;

ω^u – угловая скорость вращения магнитного поля индуктора.

В отличие от обычных вращающихся электрических машин, обязательно содержащих неподвижный статор и вращающийся ротор, МТТ содержит лишь один индуктор в виде аксиального магнитопровода с обмоткой, а вместо якоря (или магнитопровода с вторичной обмоткой) на специальном ложе на индукторе размещаются па-

циенты, в электрическом отношении представляющие собой комбинацию из емкости C^n и активного сопротивления R^n . При этом обычная электромагнитная связь между первичным и вторичным контурами в индукторе МТТ отсутствует, что существенно упрощает его модель. С другой стороны, отсутствие какого-либо электромеханического процесса вращения в индукторе МТТ не требует никакого преобразования полученной на рис. 3 пространственной электрической модели аксиального магнитотурботрона.

Тогда система дифференциальных уравнений напряжений индуктора, с учетом активно-емкостного характера тел пациентов, примет вид

$$\left. \begin{aligned} \gamma U_{\alpha}^u &= R_{\alpha}^u i_{\alpha}^u + \frac{d\psi_{\alpha}^u}{dt}; \\ \gamma U_{\beta}^u &= R_{\beta}^u i_{\beta}^u + \frac{d\psi_{\beta}^u}{dt}; \\ \gamma U_{\gamma}^u &= R_{\gamma}^u i_{\gamma}^u + \frac{d\psi_{\gamma}^u}{dt}; \\ \gamma U_{\alpha}^n &= (R_{\alpha}^n - jX_{\alpha}^n) i_{\alpha}^n; \\ \gamma U_{\beta}^n &= (R_{\beta}^n - jX_{\beta}^n) i_{\beta}^n; \\ \gamma U_{\gamma}^n &= (R_{\gamma}^n - jX_{\gamma}^n) i_{\gamma}^n; \\ \omega^u &= 2\pi f^u \frac{1}{C} \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

где $R_{\alpha}^u, R_{\beta}^u, R_{\gamma}^u$ – активные сопротивления обмотки индуктора по осям α, β, γ . Причем, $R_{\alpha}^u = R_{\beta}^u = R_{\gamma}^u = R^u$; $i_{\alpha}^u, i_{\beta}^u, i_{\gamma}^u$ – фазные токи обмотки индуктора. Эти токи равны между собой по величине, но сдвинуты по фазе на угол $\alpha = 2\pi/3 = 120^\circ$; $\psi_{\alpha}^u, \psi_{\beta}^u, \psi_{\gamma}^u$ – результирующая потокосцепления фаз индуктора по осям α, β, γ ; $U_{\alpha}^n, U_{\beta}^n, U_{\gamma}^n$ – напряжение, индуцируемое в телах пациентов (причем $U_{\alpha}^n = U_{\beta}^n = U_{\gamma}^n$); $R_{\alpha}^n, R_{\beta}^n, R_{\gamma}^n$ – активные сопротивления тел пациентов по осям α, β, γ . Причем, $R_{\alpha}^n = R_{\beta}^n = R_{\gamma}^n = const$; $X_{\alpha}^n, X_{\beta}^n, X_{\gamma}^n$ – емкостные сопротивления тел пациентов по осям α, β, γ . Причем, $X_{\alpha}^n = X_{\beta}^n = X_{\gamma}^n = const$; $i_{\alpha}^n, i_{\beta}^n, i_{\gamma}^n$ – вихревые токи, наводимые в телах пациентов; f^u – частота питающего напряжения индуктора.

Результирующие потокосцепления в (3) описываются следующей системой уравнений, в которой каждое уравнение содержит один член с собственной индуктивностью и два члена – с взаимными индуктивностями двух других фаз обмотки индуктора. При этом заметим, что индуктивная связь обмотки индуктора с телами пациентов, расположенными над магнитопроводом (аналогично тому, как располагается ротор аксиальных асинхронных машин над магнитопроводом статора) практически отсутствует, так как отсутствует электромагнитная связь между ними из-за отсутствия индуктивной составляющей в телах пациентов.

Проведя ряд преобразований с учетом контура вихревых токов и активно-емкостного характера тел пациентов, а также равенства между собой отдельных составляющих активных сопротивлений, собственных и взаимных индуктивностей получим систему дифференциальных уравнений напряжений индуктора:

$$\left. \begin{aligned} \gamma u_{\alpha}^u &= R^u i_{\alpha}^u + L^u \frac{di_{\alpha}^u}{dt} - \frac{1}{2} M^u \frac{di_{\beta}^u}{dt} - \frac{1}{2} M^u \frac{di_{\gamma}^u}{dt}; \\ \gamma u_{\beta}^u &= R^u i_{\beta}^u + L^u \frac{di_{\beta}^u}{dt} - \frac{1}{2} M^u \frac{di_{\gamma}^u}{dt} - \frac{1}{2} M^u \frac{di_{\alpha}^u}{dt}; \\ \gamma u_{\gamma}^u &= R^u i_{\gamma}^u + L^u \frac{di_{\gamma}^u}{dt} - \frac{1}{2} M^u \frac{di_{\alpha}^u}{dt} - \frac{1}{2} M^u \frac{di_{\beta}^u}{dt}; \\ \gamma u_{\alpha}^n &= (R^n + jX^n) i_{\alpha}^n; \\ \gamma u_{\beta}^n &= (R^n + jX^n) i_{\beta}^n; \\ \gamma u_{\gamma}^n &= (R^n + jX^n) i_{\gamma}^n. \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

где L^u – собственные индуктивности фазных обмоток индуктора МТТ, равные между собой в силу симметрии фазных обмоток индуктора, M^u – взаимные индуктивности между всеми возможными парами обмотки индуктора.

Несмотря на схожесть математических моделей преобразования энергии в индукторе МТТ и в общеизвестных электрических машинах переменного тока (синхронных и асинхронных), электромагнитный момент – $M_{эм}$ индуктора МТТ равен нулю, так как в последнем случае справедливо

$$M = p \frac{\partial W_{\varepsilon}}{\partial \Theta} = 0; \quad (5)$$

$$W_{\varepsilon} = \frac{1}{2} (\Psi_{\alpha}^u i_{\alpha}^u + \Psi_{\beta}^u i_{\beta}^u + \Psi_{\gamma}^u i_{\gamma}^u + \Psi_{\alpha}^n i_{\alpha}^n + \Psi_{\beta}^n i_{\beta}^n + \Psi_{\gamma}^n i_{\gamma}^n), \quad (6)$$

где $\Psi_{\alpha,\beta,\gamma}^n$ и $i_{\alpha,\beta,\gamma}^n$ – предположительные значения потокосцепления и тока.

В (5) и (6) обозначено: p – число пар полюсов обмотки индуктора; W_{ε} – электромагнитная энергия индуктора; Θ – угол поворота ротора машины (в индукторе $\Theta = 0$); $k = 1, 2, 3, \dots, N$ – число контуров с током.

Данное положение является весьма важным и по существу основополагающим для принципиального решения вопроса о возможности размещения, а тем более – лечения пациентов, расположенных над аксиальным магнитопроводом индуктора.

Заметим, что в отличие от общепринятой обобщенной теории обычных электрических машин, в системе уравнений (2) отсутствуют члены, содержащие токи, индуктивности и взаимные индуктивности вторичной цепи, представляющие собой (обычно) периодические коэффициенты, изменяющиеся по гармоническому закону (при вращении ротора). Это обусловлено тем, что пациенты, расположенные над индуктором (по аналогии с ротором вращающихся аксиальных электрических машин [6] или вторичной обмоткой аксиальных трансформаторов [4, 5]), не имеют индуктивную составляющую сопротивления, а представляют собой небольшое емкостное и большое (около 1000 Ом и более) активное сопротивление. В связи с этим отпадает необходимость преобразования вращающейся системы координат к заторможенной, что существенно упрощает ее анализ.

С другой стороны, преобразование трехфазной системы координат к двухфазной, как это обычно принято [10] представляется авторам нецелесообразным. В нашем случае реализация модели в трехфазной системе координат гораздо проще, чем процесс этого преобразования с последующей реализацией полученной модели и выполнения обратного преобразования координат.

Полученная система дифференциальных уравнений (4), описывающая равновесие электрических и электромагнитных процессов в МТТ, представляет собой слож-

ную систему электромагнитного равновесия. Ее реализация позволят качественно и количественно процессы оценить, происходящие во всех электротехнических элементах индуктора, а также количественно оценить непосредственно электротехнические процессы в телах пациентов (см. последние три уравнения системы (4)).

Представляет интерес также исследование осевых усилий, неизбежно возникающих в аксиальных электрических машинах [11]. Эти усилия также могут оказать на пациентов определенное воздействие, которое подлежит исследованию. При этом весь комплекс медицинского аспекта этого вопроса является компетенцией медицинской науки.

Выводы:

- физико-математическая интерпретация разработанной комплексной математической модели МТТ описывает по крайней мере два контура:
 - 1) контур индуктора МТТ, питаемого напряжением с частотой 100 Гц и модулируемого с периодом 120 с;
 - 2) контур тел пациентов, моделированных активно-емкостной нагрузкой;
- применение передового способа изготовления магнитопровода МТТ позволяет исключить из математической модели контур короткого замыкания элементов ленты электротехнической стали аксиального индуктора между собой, обусловленный механическим выфрезеровыванием пазов аксиального магнитопровода, и тем самым упростить математическую модель в целом
- полученная в окончательном виде комплексная математическая модель системы: индуктор «МТТ–пациент» позволяет в динамике исследовать все электромагнитные процессы, происходящие в индукторе аксиального МТТ.

Литература:

1. Гайтова Т.Б., Кашин Я.М. Нетрадиционные электротехнические комплексы (теория, расчет и конструкции). – Краснодар : КВАИ, 2004. – 403 с.
2. Пат. РФ № 2153368, 7 А 61 N 2/04. 27.07.2000 г. Бюл. № 21. Магнитотерапевтическая установка // Б.Х. Гайтов, С.Д. Синицкий, Т.Б. Гайтова, А.В. Самородов, Б.Т. Эльмутаз.
3. Гайтова Т.Б., Кашин Я.М., Эльмутаз Б.Х. Разработка конструкции и математическая модель аксиального индуктора магнитотурботрона // Энергосбережение и водоподготовка. – 2008. – № 2. – С. 74–77.
4. Пат. РФ № RUS 2249871 от 03.03.2003 Многофазный трансформатор // Гайтов Б.Х., Кашин Я.М., Гайтова Т.Б.
5. Пат. РФ № RUS 2181512 от 28.12.2000 Многофазный трансформатор // Гайтов Б.Х., Кашин Я.М., Гайтова Т.Б.
6. Пат. РФ № RUS 2402858 от 12.10.2009 Аксиальный бесконтактный генератор постоянного тока // Гайтов Б.Х., Кашин Я.М., Гайтова Т.Б., Кашин А.Я.
7. Гайтов Б.Х., Самородов А.В., Шарифуллин С.Р., Эль Мутаза Б.Т. Экспериментальные исследования и установление связи между динамическими показателями и переменными параметрами магнитотурботрона // Научные труды КубГТУ. – Т. 3, вып.1 – Краснодар, 1999. – С. 136–139.
8. Гайтов Б.Х., Эль Мутаза Б.Т., Прасько Д.Г. Особенности математического моделирования индуктора магнитотурботрона // Научные труды КубГТУ. – Т. 3, вып.1. – Краснодар, 1999. – С. 163–167.
9. Пат. РФ № 2475924, Бюл. № 5 от 20. 02.2013 г. Способ изготовления аксиальных электрических машин // Б.Х. Гайтов, Я.М. Кашин, И.Н. Автайкин, Т.Б. Гайтова, А.Я. Кашин, Д.В. Пауков.
10. Копылов И.П. Математическое моделирование электрических машин. – М. : Высшая школа, 2001. – 327 с.
11. Гайтова Т.Б., Гайтов Б.Х., Кашин Я.М. Осевые усилия в аксиальных индукционных регуляторах // Известия высших учебных заведений. Электромеханика. – 2004. – № 6. – С. 53–57.

References:

1. Gaytova T.B., Kashin Ya.M. Nonconventional electrotechnical complexes (theory, calculation and designs). – Krasnodar : KVAI, 2004. – 403 p.
2. Pat. Russian Federation No. 2153368, 7 A 61 N 2/04. 27.07.2000 Bulletin No. 21. Magnitoterapev-tichesky installation // B.H. Gaytov, S.D. Sinitsky, T.B. Gaytova, A.V. Samorodov, B.T. Elmutaz.
3. Gaytova T.B., Kashin Ya.M. Elmutaz B.H. Development of a design and mathematical model of the axial inductor магнитотурботрона // Energy saving and water treatment. – 2008 . – No. 2. – P. 74–77.
4. Pat. Russian Federation No. RUS 2249871 of 03.03.2003 Multiphase transformer // Gaytov B.H., Kashin Ya.M., Gaytova T.B.
5. Pat. Russian Federation No. RUS 2181512 of 28.12.2000 Multiphase transformer // Gaytov B.H., Kashin Ya.M., Gaytova T.B.
6. Pat. Russian Federation No. RUS 2402858 of 12.10.2009 Axial contactless generator of a direct current // Gaytov B.H., Kashin Ya.M., Gaytova T.B., Kashin A.Ya.
7. Gaytov B.H., Samorodov A.V., Sharifullin S.R., El Mutaz B.T. Pilot studies and communication establishment between dynamic indicators and variable parameters of magnetoturbotron // Scientific works of KUBGTU. – V. 3, Iss. 1. – Krasnodar, 1999. – P. 136–139.
8. Gaytov B.H., El Mutaz B.T., Prasko D.G. Features of mathematical modeling of the inductor of magnetoturbotron // Scientific works of KUBGTU. – V. 3, Iss. 1. – Krasnodar, 1999. – P. 163–167.
9. Pat. Russian Federation No. 2475924. Bulletin No. 5 from 20. 02.2013 . Way of production of axial electric cars // B.H. Gaytov, Ya.M. Kashin, I.N. Avtaykin, T.B. Gaytova, A.Ya. Kashin, D.V. Paukov.
10. Kopylov I.P. Mathematical modeling of electric cars. – M. : The higher school, 2001. – 327 p.
11. Gaytova T.B., Gaytov B.H., Kashin Ya.M. Axial efforts in axial induction regulators // News of higher educational institutions. Electromecanics. – 2004. – No. 6. – P. 53–57.