

Формирование высокочастотных импульсов в магнитотерапевтической установке высокой мощности

Аннотация

В статье описывается новый метод формирования импульсов магнитного поля медицинской магнитотерапевтической установки высокой мощности. Представлена блок-схема устройства, предназначенного для формирования импульсов магнитного поля с заданными параметрами: скоростью нарастания фронта импульсов, частотой их следования, а также амплитудой индукции магнитного поля. Приведены характеристики соленоидов и расчеты некоторых параметров установки.

Введение

Онкологические заболевания – острая современная мировая медицинская проблема. Разработаны и широко используются достаточно много методов лечения рака. Как показывают результаты работы [1], магнитотерапия (наряду с химиотерапией и хирургическим вмешательством) способна помочь в решении проблемы лечения онкологических заболеваний.

Эффективность воздействия магнитного поля на опухолевые клетки характеризуется определенным значением индукции электромагнитного поля, скоростью нарастания фронта импульсов и частотой их следования. В статье рассматривается устройство для формирования импульсного магнитного поля, имеющее улучшенные параметры по сравнению с существующими аналогами: амплитуда магнитной индукции – до 0,2 Тл, время фронта нарастания тока – 10 мс, частота повторения – до 10 Гц.

Традиционный метод формирования импульсного магнитного поля

Типовая магнитотерапевтическая установка (МТУ) представляет собой один-два (иногда больше) соленоида, в пространство между которыми помещается часть тела пациента, подвергаемая терапии (рис. 1). Блок управления необходим для формирования импульсов тока в соленоидах, а следовательно, и импульсов магнитного поля в пространстве между соленоидами (индукторами). Режимы работы задаются чаще всего при помощи персонального компьютера (ПК) или другого специализированного устройства. Питание осуществляется от однофазной или трехфазной сети в зависимости от мощности МТУ.

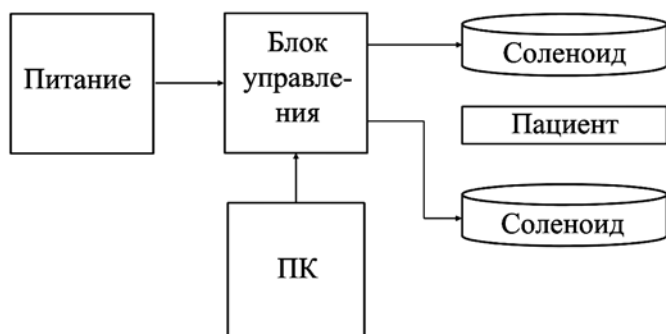


Рис. 1. Типовая структурная схема МТУ с двумя соленоидами

Существующие магнитотерапевтические установки высокой мощности в основном используют метод низкочастотного формирования импульсов магнитного поля. Упрощенная схема силовой цепи одной из таких установок представлена на рис. 2 [2]. Низкочастотное (НЧ) напряжение e питающей сети величиной 50 Гц понижается силовым трансформатором Т1, после чего выпрямляется регулируемым выпрямителем [3], состоящим из тиристоров VS1 и VS2. К выходу выпрямителя подключен индуктор (или индукторы) L1. Цепь управления (ЦУ) формирует управляющие импульсы, которые подаются

на тиристоры через согласующий трансформатор Т2. Амплитуда тока (а следовательно, напряженность магнитного поля между соленоидами) задается запаздыванием момента включения тиристоров относительно перехода через нулевое значение синусоидального питающего напряжения e . Длительность импульсов задается количеством полупериодов, в которых тиристоры включаются, а пауза – количеством полупериодов с выключенными тиристорами. Максимальное значение тока достигается при полностью включенных тиристорах. При использовании еще одной пары тиристоров, включенных в противоположном направлении, имеется возможность формирования биполярных импульсов тока.

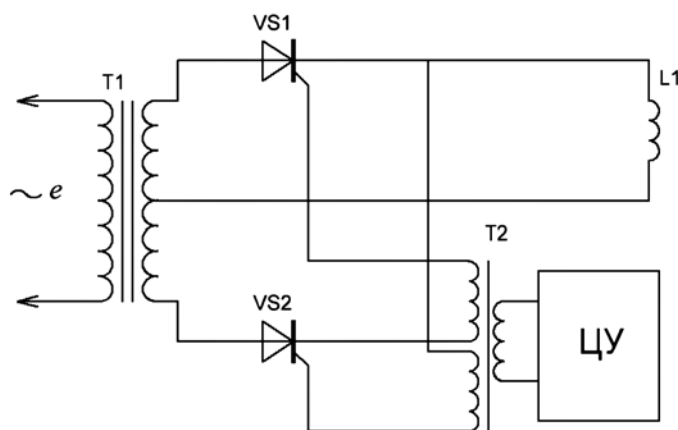


Рис. 2. Упрощенная электрическая схема силового узла МТУ с низкочастотным методом формирования импульсов тока

У низкочастотной установки существует ряд ограничений по временным параметрам: импульсы имеют недостаточно короткий фронт и спад тока (сотни миллисекунд), поэтому возможная частота следования импульсов составляет не более 1...2 Гц. Связано это с тем, что соленоиды, формирующие поле с индукцией 0,15...0,2 Тл, имеют значительную индуктивность (до 0,15 Гн каждый). Однако в литературе [4] приведены сведения, что реакция клеток на внешнее возбуждение зависит от скорости нарастания фронта импульса тока и максимальный терапевтический эффект достигается при значениях единицы – десятки миллисекунд. При коротких фронтах имеется возможность уменьшить длительность самих импульсов, что позволит повысить частоту их следования и получить повышенный эффект от терапии. Для достижения указанных режимов мы разработали устройство, способное формировать близкие по форме к прямоугольным импульсы с более коротким фронтом (по сравнению с низкочастотным вариантом – почти на порядок).

Новый метод формирования импульсного магнитного поля

Для устранения недостатков низкочастотного метода, описанного выше, применен высоковольтный и высокочастотный метод формирования импульсов магнитного поля. Суть метода состоит в уменьшения фронта импульсов тока за счет по-

вышенного напряжения, подаваемого на систему соленоидов. На *рис. 3* представлена структурная схема МТУ, основанной на данном принципе.

В качестве питания обычно применяется трехфазное напряжение сети 220/380 В, 50 Гц, которое выпрямляется трехфазным выпрямителем. Использование одно- и двухфазных схем выпрямителей в данном случае неэффективно по двум причинам. Во-первых, данные схемы имеют коэффициент пульсаций выпрямленного напряжения больше 67 % [5]. Улучшение этого значения фильтрующим конденсатором не будет эффективным, поскольку нагрузочный ток при использовании двух соленоидов будет иметь значение до 60 А. Во-вторых, потребляемая мощность МТУ составляет несколько киловатт, и данные схемы выпрямления не обеспечивают требуемую мощность. Следовательно, в качестве выпрямителя рекомендуется использовать трехфазные выпрямители: схему нулевой точки или схему Ларионова.

Напряжение на выходе трехфазного выпрямителя составляет величину около 300 В или выше, что на порядок превосходит максимальное напряжение на соленоидах НЧ-варианта. За счет этого скорость нарастания импульсов тока будет во столько же раз выше.

Установка работает под управлением микроконтроллерного модуля. Современные микроконтроллеры имеют в своем составе встроенные средства для измерения и задания параметров аналоговых сигналов. Поэтому амплитуда, длительность, частота следования и количество импульсов регулируются с помощью микроконтроллерного модуля программно.

Фронт тока формируется в течение времени, когда ключевой элемент замкнут (*рис. 4*). После достижения заданного уровня тока необходимо обеспечить его постоянное значение до окончания импульса. Для этого используется принцип широтно-импульсной модуляции. Широтно-импульсный модулятор (ШИМ) управляет ключом так, что на соленоиды подается пачка высоковольтных высокочастотных «поддерживающих» импульсов. В моменты времени, когда ключевой элемент разомкнут, ток через соленоиды замыкается через цепь разряда. Частота ШИМ выбрана в пределах 20...25 кГц. В качестве средства измерения тока через соленоиды используется стандартный шунт. Сигнал напряжения с шунта усиливается усилителем и поступает на аналого-цифровой преобразователь (АЦП).

Для первого импульса тока длительность запускающего импульса и коэффициента заполнения пачки импульсов ШИМ задаются параметрически. Дальнейшая стабилизация тока, протекающего через индукторы, осуществляется программно. В течение текущего импульса производится измерение тока через измерительный шунт и коррекция коэффициента заполнения пачки импульсов ШИМ для следующего импульса, если значения установленного и измеренного тока отличаются.

Управление работой МТУ осуществляется с персонального компьютера (ПК) через USB-интерфейс. С ПК задаются амплитуда тока, длительность импульсов, частота повторения и общее время работы. Также в ПК может находиться база данных пациентов.

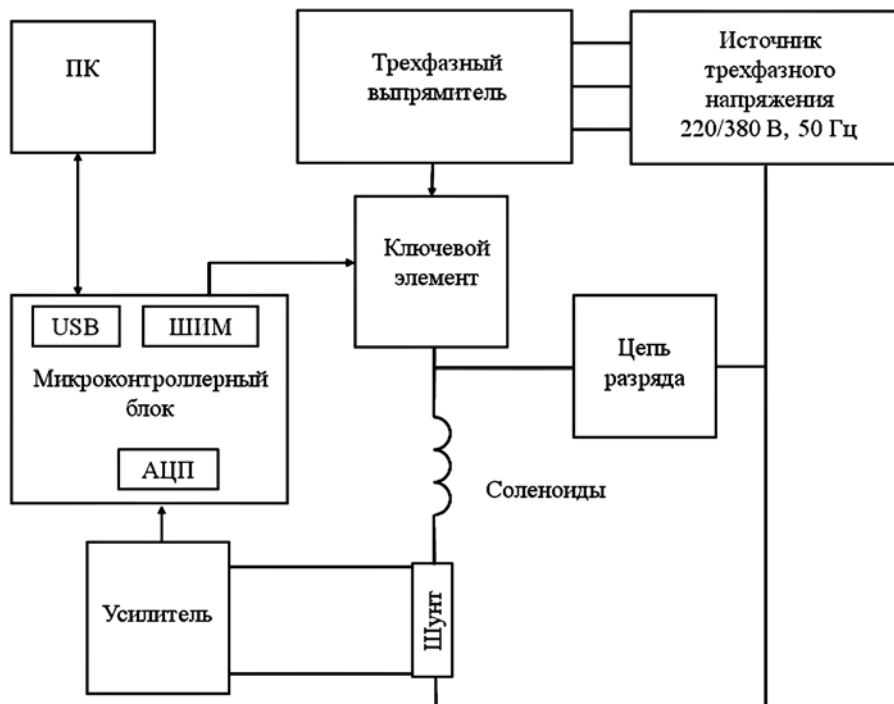


Рис. 3. Структурная схема блока управления с высоковольтным и высокочастотным формированием импульсов тока

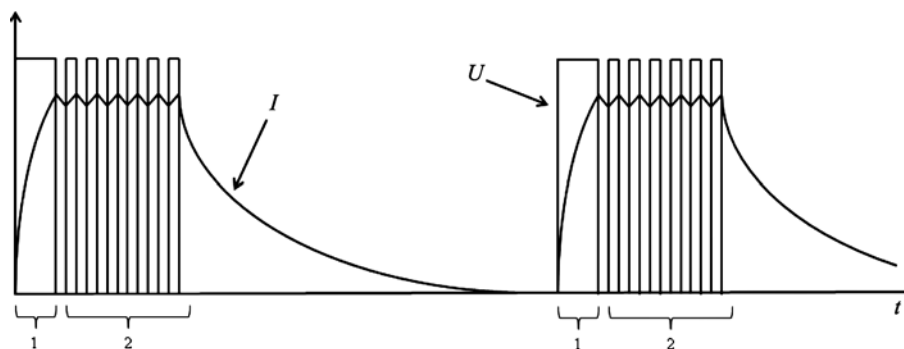


Рис. 4. Эпюры напряжения и тока в соленоидах: 1 – запускающий импульс; 2 – импульсы пачки ШИМ

Результаты и обсуждение

Ток через соленоиды является функцией суперпозиций выпрямленного низкочастотного напряжения и импульсного высокочастотного напряжения с частотой ШИМ.

Несмотря на то что в схеме отсутствует фильтрация как импульсной последовательности ШИМ, так и низкочастотного выпрямленного напряжения, соленоиды, обладая высокой индуктивностью, сами выступают в роли фильтрующих элементов. Оценим степень фильтрации для различных конфигураций исполнения МТУ по известным методикам [3]. Используя характеристики соленоидов, приведенные в табл. 1, можно вычислить низкочастотные составляющие (150 Гц – при трехфазном выпрямителе с нулевой точкой, и 300 Гц – при схеме Ларионова) пульсаций выпрямленного тока в соленоидах без учета модуляции с частотой ШИМ. Результаты расчетов пульсаций приведены в табл. 2.

Таким образом, даже низкочастотные пульсации тока соленоиды фильтруют с высокой степенью. Отсюда можно сделать вывод, что импульсная высокочастотная последовательность ШИМ будет фильтроваться значительно лучше и ток через соленоиды можно считать постоянным в течение импульса.

Заключение

Нами предложено и разработано схемотехническое решение, которое позволяет формировать импульсы магнитного поля с параметрами, подходящими для лечения онкологических заболеваний, а именно: короткие фронты нарастания импульсов (десятки миллисекунд) и повышенная частота следования (единицы герц). Дополнительным преимуществом является отсутствие массивного и громоздкого понижающего низкочастотного трансформатора, что позволило значительно снизить массу и габариты устройства. Недостатком представленной МТУ является тот факт, что формируются только однопольярные импульсы магнитного поля. В настоящее время

ведется работа по созданию схемы формирования не только однопольярных, но и бипольярных импульсов тока, позволяющей получать короткие фронты как нарастания, так и спада импульсов, с использованием более сложной схемы включения ключевых элементов. Предполагается, что данное улучшение позволит расширить потенциальные возможности магнитотерапевтической установки.

Список литературы:

1. Донник И.М., Волобуев А.П. Способ лечения злокачественных опухолей у собак / Патент RU 2348435 С2 // Бюл. изобретений. 2009. № 7.
2. Дерстуганов А.Ю., Хохлов К.О., Усков Е.Д. Магнитотерапевтическая установка // Проблемы спектроскопии и спектрометрии. 2010. Вып. 26. С. 282-291.
3. Иванов-Цыганов А.И. Электротехнические устройства РЭС / Учебник для вузов по спец. «Радиотехника». 4-е изд., перераб. и доп. – М.: Высш. шк., 1991. 272 с.
4. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия. – СПб.: Правда, 1996. 480 с.
5. Преображенский В.И. Полупроводниковые выпрямители. – М.: Энергия, 1976. 127 с.

Игорь Николаевич Анцыгин,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
Артем Олегович Гладков,
студент,

Константин Олегович Хохлов,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
ФГАОУ ВПО «УрФУ им. первого
Президента России Б.Н. Ельцина»,
г. Екатеринбург,
e-mail: i.n.antsygin@urfu.ru

Таблица 1

Характеристики соленоида

| Величина | Значение | Единица измерения |
|--|----------|-------------------|
| I – амплитуда силы тока в соленоиде | 30 | А |
| W – число витков | 1070 | – |
| R – сопротивление | 2,08 | Ом |
| L – индуктивность | 0,151 | Гн |
| τ_B – время релаксации | 0,073 | с |
| P_1 – потребляемая мощность усредненная (импульсный бипольярный режим) | 760 | Вт |
| P_2 – потребляемая мощность максимальная | 1800 | Вт |
| B_{max} – максимальная индукция в центре соленоида | 0,213 | Тл |
| $B_{торс}$ – индукция на торце соленоида | 0,171 | Тл |

Таблица 2

Результаты расчетов пульсаций тока в соленоидах

| Величина, единица измерения | Трехфазный выпрямитель с нулевой точкой | | Схема Ларионова | |
|-----------------------------|---|--------------------------------|-----------------|--------------------------------|
| | Один соленоид | Два последовательных соленоида | Один соленоид | Два последовательных соленоида |
| U_m , В | 311,1 | 311,1 | 622,3 | 622,3 |
| R , Ом | 2,08 | 4,16 | 2,08 | 4,16 |
| L , Гн | 0,15 | 0,3 | 0,15 | 0,3 |
| I_0 , А | 121,97 | 61,9 | 285,7 | 144,8 |
| i_0 , А | 123,7 | 62,09 | 285,78 | 142,90 |
| i_{0-} , А | 1,73 | 0,23 | 0,10 | 0,06 |
| K_n , % | 1,4 | 0,37 | 0,035 | 0,042 |