

Высокочастотный генератор силового фокусирующего ультразвукового преобразователя для абляции тканей и облитерации сосудов

Аннотация

Показана возможность построения на доступных компонентах высокочастотного генератора для возбуждения силового фокусирующего ультразвукового преобразователя, используемого в экспериментах по абляции тканей и облитерации сосудов.

Введение

В последнее десятилетие во всем мире растет интерес к терапии с использованием высокоинтенсивного фокусированного ультразвука – HIFU (High Intensity Focused Ultrasound). Область применения HIFU – облитерация сосудов и абляция тканей, конкретно – новообразований, а также активизация в локальной области медицинских препаратов, доставляемых посредством нанокapsул. Для ряда конкретных применений уже разработаны и применяются такие комплексы, как «Sonablate®» («Sonacare medical», США), «Ablatherm®» («EDAP TMS», США), «Echopulse®» («Theraclion», Франция). Несмотря на широкое использование в практическом здравоохранении подобной аппаратуры и существование отработанных методик ее применения, многие частные вопросы практического использования этой технологии требуют изучения и совершенствования. Аппаратуру, необходимую для экспериментов, зарубежные производители предлагают как в виде отдельных узлов [1]-[3], так и в виде полного комплекта (система «под ключ») [1]. Однако не всегда бюджет отдельного проекта позволяет приобрести такой полный комплект, поэтому возможность построить недорогой генератор для конкретного пьезоэлектрического преобразователя может оказаться полезной.

Классическая структура системы возбуждения излучателя HIFU содержит задающий генератор, усилитель и устройство согласования излучателя с усилителем. У некоторых производителей усилитель конструктивно объединен с задающим генератором [1]. Производители, специализирующиеся на HIFU-аппаратуре [1], предлагают в комплекте с пьезоэлектрическим преобразователем устройство согласования с усилителем. Все серийно выпускаемые усилители и генераторы рассчитаны на подключение активной нагрузки 50 Ом. При этом устройство согласования имеет две основные функции: первая – приведение вещественной части импеданса со стороны усилителя к стандартной величине 50 Ом, что требует применения трансформатора, и вторая – минимизация мнимой части импеданса, которая реализуется за счет подключения реактивных элементов.

Известны различные подходы к построению усилителя, многие из которых рассмотрены в [4]. Весьма распространены линейные усилители, известным недостатком которых является значительная мощность, рассеиваемая в них в виде тепла. Есть импульсные усилители, формирующие на выходе напряжение в виде импульсов прямоугольной формы и имеющие малые потери. Например, модель ВП-5100 («Benthowave

Instrument Inc.», Канада) [2] имеет КПД более 93 %. Недостаток таких импульсных усилителей – наличие высших гармоник, которые, если их не отфильтровать, могут привести к нежелательным эффектам или ошибкам эксперимента. Пьезоэлемент способен генерировать колебания как на основной резонансной частоте, так и на ее нечетных гармониках, а типовые устройства согласования не предназначены для подавления гармоник, и возможен их избыточный нагрев. Кроме того, излучатель обладает значительной электрической емкостью и при ее форсированной перезарядке, происходящей при скачке напряжения, протекают импульсные токи, многократно превосходящие действующее значение тока нагрузки, что неблагоприятно для усилителя.

Предлагаемый генератор работает в частотном диапазоне 1...2 МГц и отличается от упомянутых выше тем, что формирует напряжение ступенчатой формы с небольшим содержанием гармоник, а его силовые элементы работают в режиме переключения, обеспечивающем малые потери. Недостатком предлагаемого генератора является ухудшение его параметров при изменении частоты генерации относительно оптимальной. Это обусловлено применением в его составе силовых трансформаторов, которые, как известно, эффективно работают лишь в узкой полосе частот. С другой стороны, наличие таких трансформаторов позволяет согласовать выход с активным сопротивлением конкретного излучателя, что упрощает построение устройства согласования, у которого остается лишь функция компенсации реактивной составляющей.

Принципы построения генератора

Использовано свойство выходного каскада, собранного по мостовой схеме, формировать в выходной диагонали не только напряжения двух полярностей, но и нулевой уровень путем замыкания контактов выходной диагонали. В состав генератора входят четыре управляемые индивидуально мостовые схемы, которые формируют четыре различные трехуровневые импульсные последовательности, показанные на рис. 1. Выход каждого моста подключен к первичной обмотке силового высокочастотного трансформатора.

Суммирование импульсных напряжений происходит путем последовательного включения вторичных обмоток трансформаторов, что обеспечивает получение многоступенчатого выходного сигнала.

Длительности импульсов в исходных четырех сигналах выбраны с таким расчетом, чтобы суммарный сигнал имел форму, как можно более близкую к синусоидальной функции. Содержание гармоник в формируемом ступенчатом сигнале:

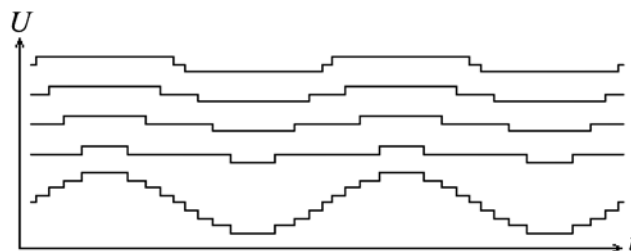


Рис. 1. Временные диаграммы работы генератора

0,2 % – для 3-й гармоники; 0,8 % – для 5-й; 2 % – для 7-й; 4 % – общий коэффициент гармоник с 3-й по 15-ю включительно. Для сравнения: меандр имеет 33 % для 3-й гармоники; 20 % – для 5-й, 14 % – для 7-й, 45 % – с 3-й по 15-ю гармонику.

Применяемая элементная база

В качестве силовых транзисторов выбраны IRLB8721 производства «Infineon» (США) по комбинации параметров, характеризующих быстродействие, и сопротивления во включенном состоянии. Интересной особенностью данных транзисторов является то, что время задержки включения у них больше времени задержки выключения. Это позволяет не заботиться о предотвращении сквозных токов путем введения так называемого мертвого времени.

В трансформаторах использованы по два двухотверстных ферритовых сердечника B62152A0001X001 производства «TDK» (Япония) в каждом из четырех каналов.

Управление транзисторами осуществляют драйверы затвора TPS28225 производства «Texas Instruments» (США). Они обладают достаточным быстродействием для выбранного диапазона частот и имеют встроенный адаптивный формирователь «мертвого времени», хотя для используемых силовых транзисторов это неактуально. Значения предельно допустимых параметров данной микросхемы таковы, что напряжение питания силового каскада следует ограничить величиной 24 В.

Большинство современных микроконтроллеров и микросхем программируемой логики (ПЛИС) имеют напряжение питания периферийных узлов 3,3 В, а входной сигнал драйверов затвора должен быть стандарта 5 В. В связи с этим между задающим генератором и драйверами установлен преобразователь уровня SN74LVС8Т245 производства «Texas Instruments» (США).

Задающий генератор построен на ПЛИС «Cyclone IV E» производства «Altera» (США). Генератор формирует 4 пары сигналов (по два сигнала для каждого моста), а ПЛИС работает на внутренней частоте 250 МГц, что соответствует периоду 4 нс. Шаг изменения временных задержек 2 нс получен за счет работы выходных элементов (ИОЕ) ПЛИС по двум фронтам тактовой частоты.

Основой задающего генератора служит отладочная плата «DE0 Nano» производства «Terasic Technologies Inc» (Тайвань), которая подключена к компьютеру по интерфейсу USB. Компьютер позволяет задать режимы генерации, включая длительность «мягкого запуска» и рабочую частоту, автоматически рассчитывая ширину импульсов для наилучшей аппроксимации синусоидальной функции.

Особенности конструкции

Особого внимания требуют реализация отвода тепла с транзисторов, а также минимизация длины и погонной индуктивности всех линий связи в силовых цепях. Например, вторичные обмотки и их соединения, предусмотренные схемой, следует выполнять единым проводом, пропуская его через все 4 трансформатора.

Результаты испытаний генератора

При работе на реальном пьезоэлектрическом фокусирующем преобразователе, разработанном и изготовленном на заказ Южным федеральным университетом, генератор продемонстрировал отдачу более 600 Вт в нагрузку при КПД 86 %. Оценка интенсивности в фокусе дала 5,5 кВт/см². Излучатель имел радиус кривизны 50 мм, диаметр 80 мм, центральный вырез диаметром 40 мм. Рабочая частота – 1,7 МГц.

Применение

Предложенные технические решения могут быть применены в аппаратах HIFU-терапии для лечения ряда заболеваний, в том числе при сосудистой патологии. В паре с аналогичным, описанным выше излучателем генератор был использован в экспериментальных исследованиях воздействия HIFU на сосуды различного калибра, проводимых совместно СПбПУ и

ПСПбГМУ (кафедры общей хирургии и патофизиологии). Было показано, что варьируя температуру в фокусе воздействия HIFU, можно вызвать повреждения отдельных слоев сосудистой стенки, полную окклюзию сосуда либо добиться увеличения его жесткости при сохранении проходимости. Основываясь на результатах экспериментальных исследований [5], мы полагаем, что селективная окклюзия артерий и вен, вызванная HIFU, может быть применена в клинике при сосудистых аномалиях и при лечении варикозной болезни вен. Задачи дальнейших исследований мы видим в оптимизации соотношения термического и механического эффектов HIFU, обеспечивающих эффективное воздействие на структуры стенок сосудов, приводящие к их ремоделированию и окклюзии.

Заключение

Предложенный подход к построению генератора позволил получить сигнал с малым содержанием гармоник, по мощности сопоставимый с характеристиками аналогичных устройств ведущих фирм. Этого достаточно, чтобы обеспечить экспериментаторов фокусированным ультразвуком высокой интенсивности при наличии подходящего излучателя. Недостатками генератора являются узкая полоса частот, в которой работа его силовой части оптимальна, а также необходимость модификации при использовании излучателя с другими параметрами. Для получения более высокой рабочей частоты или мощности следует проанализировать особенности применения новых силовых транзисторов на основе GaN.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (соглашение о предоставлении субсидии № 14.578.21.0081 от 28.11.2014 г.).

Список литературы:

1. Sonic Concepts, Inc. USA / <http://sonicconcepts.com> (дата обращения: 12.12.2016 г.).
2. Benthowave Instrument Inc. Canada / <http://www.benthowave.com/index.html> (дата обращения: 12.12.2016 г.).
3. Electronics & Innovation, Ltd. USA // <http://www.eandiltd.com/index.html> (дата обращения: 12.12.2016 г.).
4. El-Desouki M.M., Hynynen K. Driving Circuitry for Focused Ultrasound Noninvasive Surgery and Drug Delivery Applications // Sensors. 2011. Vol. 11 (1). PP. 539-556.
5. Петрищев Н.Н., Цибин А.Ю., Семенов Д.Ю., Беркович А.Е. и др. Применение фокусированного ультразвука высокой интенсивности для облитерации вен в эксперименте // Патологическая физиология и экспериментальная терапия. 2016. Т. 60. № 1. С. 89-93.

*Александр Ефимович Беркович,
зав. лабораторией,*

*Андрей Арнольдович Бурсиан,
гл. конструктор,*

*лаборатория «Медицинская
ультразвуковая аппаратура»,
ФГАОУ ВО СПбПУ,*

*Кирилл Вадимович Зайченко,
зав. кафедрой медицинской радиоэлектроники,
ФГАОУ ВО СПбГУАП,*

*Николай Николаевич Петрищев,
д-р мед. наук, профессор,
руководитель центра лазерной медицины,
ГБОУ ВПО ПСПбГМУ им. И.П. Павлова,*

г. С.-Петербург,

e-mail: aeberkovich@yandex.ru