

21. Свидетельство о внесении в Государственный реестр средств измерений РФ № 35047-07 / <http://www.vniims.ru/>.
22. Официальный сайт компании «Radcal Corporation» / <http://www.radcal.com/>.
23. Официальный сайт компании «RTI Electronics AB» / <http://www.rti.se/>.
24. Официальный сайт компании «Gammex, Inc.» / <http://www.gammex.com/>.
25. Свидетельство о внесении в Государственный реестр средств измерений РФ № 22584-02 / <http://www.vniims.ru/>.
26. Бердяков Г.И. Устройство контроля радиационных и электрических характеристик рентгеновских аппаратов УКРЭХ // Медицинская техника. 2002. № 5. С. 18-21.
27. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2007.
28. Ramires-Jimenez F.J., Lopez-Callejas R., Benitez-Read J.S., Pacheco-Sotelo J.O. Considerations on the measurement of practical peak voltage in diagnostic radiology // Br. J. Radiol. 2004. 77. PP. 745-750.
29. Pires J. dos S.J. et al. Potiens. Variation of the Practical Peak Voltage with the sample rate for a mammography waveform generator / International Nuclear Atlantic Conference – INAC 2007.
30. Terini R.A. et al. Measurement of the quantity Practical Peak Voltage in the radiology practice // Radiol Bras. 2009. Nov/Dez; 42(6). PP. 389-394.
31. Tominaga S. The estimation of X-ray spectral distributions from attenuation data by means of iterative computing // Nucl Instrum Methods. 1982. 192. PP. 415-421.
32. Kramer H-M., von Seggern H. The determination of X-ray spectra from attenuation data. I: The potentials of various methods // Nucl. Instrum. Methods. 1983. 213. PP. 373-383.
33. Kramer H-M. The determination of X-ray spectra from attenuation data. II: Experimental results // Nucl. Instrum. Methods. 1983. 214. PP. 445-450.
34. Tominaga S. A singular-value decomposition approach to X-ray spectral estimation from attenuation data // Nucl. Instrum. Methods. 1986. A243. PP. 580-586.
35. Joseph P.M. Mathematical method for determining kVp from X-ray attenuation // Med. Phys. 1975. Vol. 2. PP. 201-207.
36. Joseph P.M. Experimental test of a new method for kVp measurements // Med. Phys. 1975. Vol. 2. PP. 208-212.

Дмитрий Алексеевич Муслимов,
 аспирант,
 Александр Сергеевич Лелюхин,
 канд. техн. наук, доцент,
 кафедра проектирования и технологии
 радиоэлектронных средств,
 ГОУ ВПО «Оренбургский
 государственный университет»,
 г. Оренбург,
 e-mail: alex-ray@inbox.ru

Е.О. Блохин, Е.В. Федоровский

ОСОБЕННОСТИ ПОСТРОЕНИЯ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ НАПРЯЖЕНИЯ ДЛЯ МОБИЛЬНОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТЕХНИКИ

Аннотация

Рассмотрены особенности построения высоковольтных преобразователей напряжения для заряда емкостного накопителя первичного контура импульсного рентгеновского аппарата. Приведены структурные схемы, диаграммы токов, обоснован выбор типа преобразователя. Представлен анализ типов аккумуляторных батарей для питания высоковольтных преобразователей мобильной рентгеновской техники.

В настоящее время существует целый класс задач, для решения которых широко применяется мобильная переносная рентгеновская техника. Это задачи полевой медицины, неразрушающего контроля (сварные соединения, контроль технологических процессов в нестационарных условиях), поисковые, досмотровые мероприятия и т. д. Непременным компонентом мобильных рентгеновских комплексов и систем является генератор рентгеновского излучения (рентгеновский аппарат). Поскольку речь идет о переносных системах, к конструкции рентгеновского аппарата предъявляется ряд специфических требований, а именно: малые габариты и вес; энергонезависимое (авто-

номное) питание; высокий КПД преобразования энергии; возможность работы в широком диапазоне климатических условий и влагозащищенность; простота в обслуживании, эксплуатации и управлении; наличие защиты от неиспользуемого рентгеновского излучения.

Одним из наиболее перспективных типов рентгеновских генераторов для работы в составе переносных комплексов являются импульсные рентгеновские аппараты. Несомненными достоинствами таких аппаратов по сравнению с аппаратами постоянного потенциала являются: мгновенная готовность к работе (отсутствие необходимости выполнения тренировки рентгеновской трубки и энерго-

затрат на эту процедуру), уменьшенные в 1,5...2 раза массогабаритные показатели при одинаковой просвечивающей способности, неприхотливость в эксплуатации.

Рентгеновские аппараты, формирующие импульсы рентгеновского излучения наносекундного диапазона, чаще всего создаются на основе трансформатора Тесла. Структурная схема автономного импульсного рентгеновского аппарата представлена на рис. 1.

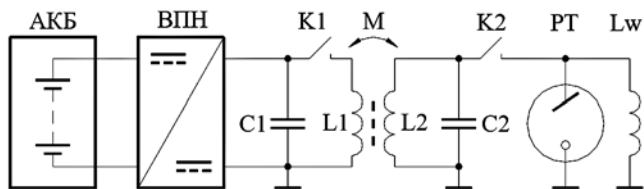


Рис. 1. Структурная схема автономного импульсного рентгеновского аппарата: АКБ – аккумуляторная батарея; ВПН – высоковольтный преобразователь напряжения; РТ – рентгеновская трубка; Лш – индуктивный шунт

Принцип работы – трансформирование напряжения в системе, состоящей из двух колебательных контуров $L1C1$ и $L2C2$ с индуктивной связью. Колебания в первичном контуре возникают при замыкании коммутатора $K1$ и передаются через трансформатор Тесла $L1L2$ во вторичный контур. Импульс на рентгеновской трубке (РТ) генерируется при пробое разрядника-обострителя $K2$ и разряде ударной емкости $C2$. Первичный накопитель $C1$ заряжается от высоковольтного преобразователя напряжения, источником питания которого служит аккумуляторная батарея.

В рамках данной статьи остановимся на особенностях построения системы заряда первичной накопительной емкости импульсного рентгеновского аппарата и проектировании автономного источника электропитания для него.

Мощность, потребляемая от автономного источника электропитания, на примере мобильных рентгеновских аппаратов серий «Шмель» и «Колибри» [1] составляет 60...120 Вт, номинальное напряжение 12...24 В, напряжение на накопительной емкости 7...10 кВ.

Как отмечалось выше, ключевыми параметрами рентгеновских аппаратов применительно к мобильным рентгеновским комплексам являются габариты и вес. Поэтому при проектировании аппаратов указанного типа одними из важнейших требований являются миниатюризация конструктивного исполнения и применение схемотехнических решений, отличающихся высоким уровнем надежности в широком диапазоне температур [2].

Исходя из перечисленных параметров и особенностей, для построения высоковольтного преобразователя напряжения наибольшее распространение получил однотактный обратный преобразователь напряжения [3]. Данный тип преобразователей, в отличие от прямоходовых схем, имеет лишь один крупный высоковольтный точный элемент

схемы – трансформатор. При этом и схема обмоток трансформатора максимально простая – первичная обмотка односекционная, вторичная имеет одну или ряд секций, соединенных последовательно. Выпрямительный диод также один либо несколько, включенных последовательно с секциями вторичных обмоток. Такое схемотехническое решение позволяет изготовить конструкцию высоковольтного трансформатора и выпрямителя с наименьшими габаритами. Двухтактные схемы из-за более сложной схемотехнической реализации применяются в преобразователях данного типа значительно реже и преимущественно на мощностях более 100 Вт.

Особенность высоковольтного однотактного обратного преобразователя напряжения (рис. 2), состоящего из инвертора (ИНВ), высоковольтного трансформатора (Т), выпрямителя (ВП) и схемы управления (СУ), в том, что работает он в режиме заряда периодически разряжаемой накопительной емкости. Частота следования импульсов определяется временем заряда накопительной емкости и напряжением срабатывания коммутатора $K1$, представляющего собой газонаполненный разрядник (первичного колебательного контура).

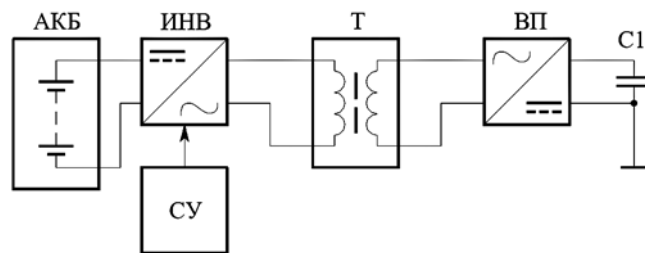


Рис. 2. Структурная схема обратного преобразователя напряжения: АКБ – аккумуляторная батарея; $C1$ – накопительная емкость

В результате колебательных процессов в контурах $L1C1$ и $L2C2$ (рис. 1) при замкнутых $K1$ и $K2$ амплитуда напряжения на накопительной емкости $C1$ может значительно превышать напряжение срабатывания $K1$ (7...10 кВ). Это требует принятия особых мер для защиты выходных цепей – вторичной обмотки и выпрямителя преобразователя. Многократный запас по допустимому обратному напряжению на выпрямителе и вторичной обмотке, а также конструктивное исполнение трансформатора, обеспечивающее необходимую гальваническую развязку, негативно сказываются на массогабаритных показателях преобразователя, и в первую очередь на габаритах трансформатора. Избежать этого удастся изменением точки подключения преобразователя в контур $L1C1$, как показано на рис. 3.

В этой схеме коммутатор $K1$ установлен параллельно преобразователю, оба вывода которого в момент пробоя $K1$ имеют одинаковый потенциал низковольтной точки, обозначенной общим выводом. Особенность схемы, представленной на рис. 1, в том, что в момент пробоя $K1$ выход преобразователя закорачивается. В типовой однотактной

схеме это приводит к значительной нелинейности тока, потребляемого от первичного источника электропитания. Изменение потребляемого тока для автогенераторной схемы однотактного обратного преобразователя напряжения с указанным подключением номинальной мощностью 70 Вт и напряжением 12 В представлено на *рис. 4*.

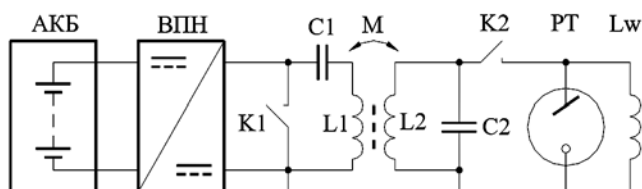


Рис. 3. Структурная схема импульсного рентгеновского аппарата с измененной точкой подключения ВПН

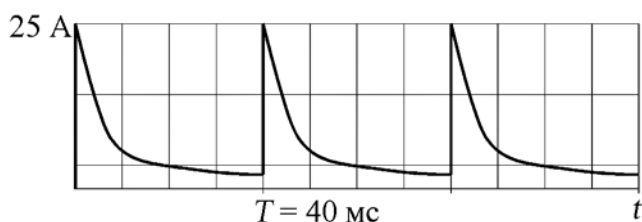


Рис. 4. Форма потребляемого тока в автогенераторной схеме обратного преобразователя напряжения

Существенная неравномерность величины тока с амплитудой до 25 А в первичной цепи инвертора требует применения силовых ключей с высокими нагрузочными характеристиками по току и мощности, что не является оптимальным для действующего значения тока потребления ~6 А. Помимо массогабаритных характеристик это также сказывается на снижении КПД преобразователя и повышении электромагнитных помех. При работе преобразователя от аккумулятора импульсы тока указанной величины приводят к «провалам» и пульсациям напряжения питания, что ограничивает время автономной работы.

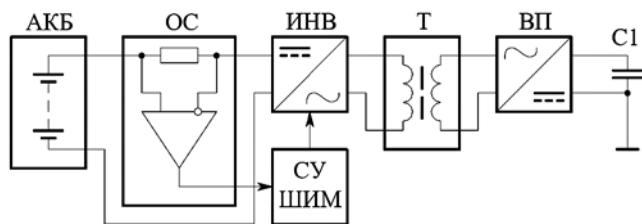


Рис. 5. Структурная схема обратного преобразователя напряжения с обратной связью по току: ОС – блок формирования сигнала обратной связи; СУ ШИМ – схема управления с ШИМ-контроллером

Для выравнивания формы потребляемого тока в современной серии импульсных рентгеновских аппаратов «Колибри» применяется обратный преобразователь напряжения с контроллером ШИМ (широтно-импульсная модуляция), работающем на фиксированной частоте преобразования

и с обратной связью по току первичной цепи. Структурная схема указанного преобразователя представлена на *рис. 5*.

Применение в качестве формирователя сигнала обратной связи по току ИС серии МАХ4172 совместно с низкоомным резистивным датчиком тока в цепи «плюса» первичного источника позволяет получить форму тока потребления, представленную на *рис. 6*.

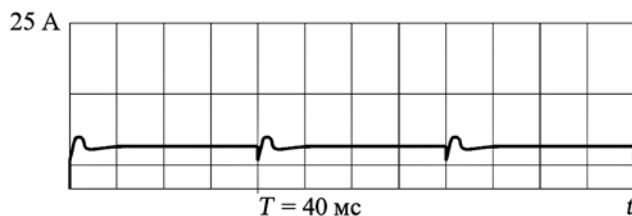


Рис. 6. Форма потребляемого тока в схеме обратного преобразователя напряжения с ШИМ-контроллером и обратной связью по току

В рассматриваемых преобразователях напряжения импульсных рентгеновских аппаратов, работающих от аккумуляторной батареи, коэффициент трансформации по напряжению составляет ~500...1500, что обуславливает большое количество витков вторичной обмотки высоковольтного трансформатора. Так, в аппаратах серии «Колибри» вторичная обмотка состоит из 1680 витков. Традиционная многослойная намотка на каркас приводит к значительной величине индуктивности рассеяния и большим потерям в демпфирующих цепях первичной обмотки, снижающих уровень импульсных помех и обеспечивающих электромагнитную совместимость преобразователя [4]. В автогенераторной схеме, представленной на *рис. 2*, потери на демпфирование составляют ~4 Вт при частоте автогенерации менее 10 кГц. В преобразователях с фиксированной тактовой частотой применение трансформатора такой конструкции возможно также на частотах не более 10 кГц, в противном случае потери в демпфирующих цепях возрастут до неприемлемого уровня. Тактовая частота ~10 кГц не позволяет миниатюризировать высоковольтный трансформатор, а работа преобразователя будет сопровождаться слышимым монотонным звуком.

Для того чтобы избежать указанных недостатков, в высоковольтном трансформаторе преобразователя напряжения рентгеновских аппаратов серии «Колибри» применена секционная конструкция вторичной обмотки. Обмотка состоит из 12 последовательно соединенных секций по 140 витков каждая. Конструктивно каждая секция выполнена в виде тонкой шайбы и надета на сердечник трансформатора. Тактовая частота преобразователя с таким трансформатором составляет 30 кГц, потери на демпфирование не превышают 1,2 Вт.

При проектировании автономного источника электропитания для мобильной рентгеновской техники к аккумуляторным батареям предъявляются следующие требования: высокая энергоемкость, малые габариты и вес, работа в широком темпера-

турном диапазоне эксплуатации, высокая нагрузочная способность, неприхотливость в эксплуатации, большое число рабочих циклов.

Таблица 1

Основные характеристики мобильных импульсных рентгеновских аппаратов серий «Шмель» и «Колибри»

Основные характеристики	Ед. изм.	Рентгеновский аппарат «Шмель-240А»	Рентгеновский аппарат «Колибри-150АМ»
Тип рентгеновской трубки		Импульсная ИМА5-320Д	Импульсная ИМА10-150Д
Напряжение на рентгеновской трубке	кВ	240	150
Размер фокусного пятна	мм	2,5	1,2
Просвечивающая способность по биологическому объекту	мм	350	180
Доза рентгеновского излучения в прямом пучке на расстоянии 1 м	мР/с	4,40	2,80
Частота следования импульсов	Гц	18	22
Нестабильность в импульсе	%	5	5
Встроенный автономный источник электропитания		Свинцовая батарея 24 В	Литий-нанофосфатная батарея 13,2 В
Время непрерывной работы от встроенного источника электропитания	мин	10	20
Температурный диапазон эксплуатации	°С	-30...+50	-20...+50
Габаритные размеры	мм	421x112x221	328x88x165
Вес	кг	9,8	5,4

Традиционно, на протяжении многих лет, для питания переносных систем использовали свинцово-кислотные аккумуляторные батареи. Доля объема и веса таких батарей в составе системы значительна, поскольку для них характерны малая энергоемкость и высокое значение внутреннего сопротивления. В случае больших токов импульсной нагрузки необходимо использовать батарею с избыточной емкостью и соответственно избыточным весом.

Из всего многообразия современных аккумуляторов наиболее перспективными на сегодняшний день являются аккумуляторы, произведенные на основе литий-ионной (Li-ion) технологии. Они вдвое превосходят NiMN-батареи по удельной емкости и способны выдерживать большие токи разряда, которые для NiMN- и NiCd-батарей просто недопустимы. Среди Li-ion-батарей выделим особую группу: литий-полимерные (LiPo) и литий-нанофосфатные (LiFe).

LiPo-батареи имеют наилучшее на сегодняшний день соотношение энергоемкость / вес, позволяют

формировать в нагрузке токи в десятки ампер, выпускаются в большом ассортименте, но имеют высокую стоимость и возможность работы лишь в положительном температурном диапазоне, требуют обязательную при каждом цикле заряда балансировку отдельных элементов батареи с высокой точностью (до 0,005 В). Также для LiPo характерен сложный алгоритм и значительное время заряда батареи.

LiFe-батареи обладают очень большой нагрузочной способностью (десятки и сотни ампер при емкости в единицы ампер-часов), большим сроком эксплуатации – более 1000 циклов заряд/разряд, работают в широком диапазоне температур от –30 до +60 °С без заметного снижения емкости, не требуют балансировки элементов при каждом зарядном цикле, стойки к электрическим и механическим перегрузкам, способны работать в режиме быстрой зарядки и имеют низкое значение тока саморазряда. Основным недостатком, по сравнению с LiPo, – больший (приблизительно в 1,5 раза) вес батареи при эквивалентной емкости.

Учитывая описанные особенности применения аккумуляторных батарей в мобильной и переносной рентгеновской технике, при проектировании новых автономных источников электропитания предпочтительным в большинстве случаев является использование LiFe-батарей.

Описанные схемотехнические и конструктивные решения, а также обоснование выбора типа аккумуляторов, представленные в данной статье как особенности построения высоковольтных преобразователей напряжения, применяются в серийно выпускаемых и новых разработках мобильных рентгеновских аппаратов производства ООО «Флэш электроникс». Основные характеристики данных аппаратов приведены в табл. 1.

Список литературы:

1. Буклей А.А. Исследование методов и создание мобильных рентгеновских интроскопов / Тезисы докладов 8-й Международной конференции «Не разрушающий контроль и техническая диагностика в промышленности». – М., 2009. С. 19.
2. Буклей А.А., Полин В.А., Шмелев А.В. Анализ рынка рентгеновской досмотровой техники / Сборник трудов международной конференции «Информатизация правоохранительных систем». – М., 1999. С. 363-365.
3. Поликарпов А.Г. Однотактные преобразователи напряжения в устройствах электропитания РЭА. – М.: Радио и связь, 1989.
4. Ланцов В., Эраносян С. Электромагнитная совместимость импульсных источников питания // Силовая электроника. 2006. № 4.

Евгений Олегович Блохин,
ведущий инженер,

Евгений Владимирович Федоровский,
гл. инженер,

ООО «Флэш электроникс»,

г. Москва, e-mail: flashel@flashel.ru