

# Широтно-импульсный регулятор анодного напряжения рентгеновской трубки

С. Н. Рева, В. Н. Сокол, А. А. Турчин, В. Н. Лященко

*Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина, Украина*

Рассматривается метод регулирования напряжения на рентгеновской трубке, основанный на формировании амплитуды напряжения на высоковольтном трансформаторе с использованием широтно-импульсной модуляции. Предложены схемные и конструктивные решения. Описаны результаты внедрения метода в питающих устройствах промышленных рентгеновских аппаратов. Может быть полезен при разработке питающих устройств для медицинской рентгеновской аппаратуры.

подавляющее большинство рентгеновских флюорографических аппаратов, составляющих украинский парк медицинского оборудования для скринингового обследования населения, оснащены однофазными низкочастотными источниками питания.

Основу такого вторичного источника составляет повышающий трансформатор, работающий на частоте 50 Гц, выходное напряжение которого выпрямляется с помощью высоковольтных диодных столбов и подается на электроды рентгеновской трубки. Это напряжение представляет собой последовательность импульсов длительностью 10 мс, форма которых близка к синусоидальной (см. рис. 1). При использовании таких источников под значением анодного напряжения  $U_v$  рентгеновской трубки подразумевается амплитудное значение (в отличие от трехфазных питающих устройств и источников инверторного типа, где под анодным напряжением подразумевается среднее или действующее значение). Регулирование напряжения на трубке производится изменением амплитуды на первичной обмотке повышающего трансформатора. В некоторых рентгеновских аппаратах для этой цели используется автотрансформатор, как наиболее простое устройство для регулирования амплитуды синусоидального напряжения.

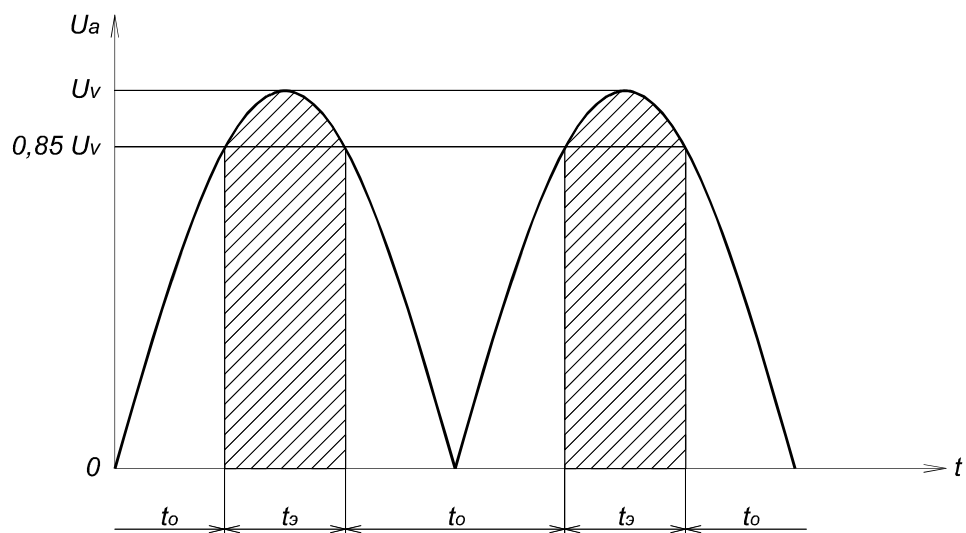


Рис. 1. Форма выходного напряжения низкочастотного источника питания

Питающее устройство, построенное с использованием автотрансформаторного регулятора, имеет ряд существенных недостатков. Во-первых, энергетический спектр рентгеновского излучения значительно расширен в область низких энергий, так как рабочее

напряжение источника достигается только вблизи вершины синусоидального импульса (на протяжении интервала эффективного времени  $t_e$ ). При этом увеличение интенсивности неинформативного мягкого рентгеновского излучения, которое генерируется в течение оставшегося времени периода  $t_0$ , приводит к повышению биологически эквивалентной дозы облучения пациентов в процессе обследования. Во-вторых, в таких устройствах отсутствует стабилизация напряжения, и повторяемость экспозиционной дозы зависит от стабильности питающей сети. В-третьих, устройство регулирования напряжения металлоемко, обладает далеко не лучшими массогабаритными характеристиками и низкими эргономическими свойствами. По этим причинам данный метод регулирования практически не используется в современных разработках, хотя аппараты, построенные на его основе, еще применяются в медицинских учреждениях.

Избавится от некоторых недостатков описанного выше метода позволяет балластная схема регулирования анодного напряжения. Суть этого метода заключается в том, что последовательно с первичной обмоткой высоковольтного трансформатора включается балластный резистор  $R_6$  с сопротивлением около 1 Ома, на котором падает часть напряжения питающей сети, а амплитуда вторичного напряжения регулируется за счет изменения тока нагрузки, а следовательно, изменения величины падения напряжения на этом резисторе. Обобщенная принципиальная схема такого источника питания показана на рисунке 2.

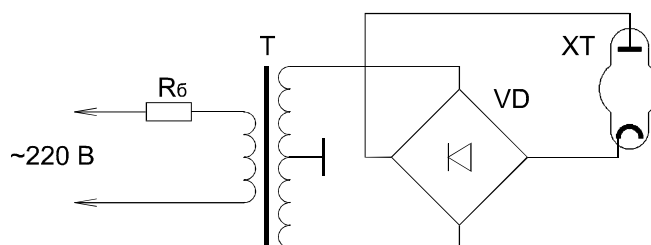


Рис.2. Схема регулирования напряжения с балластным резистором

Учитывая кратковременно повторяющийся режим работы диагностических рентгеновских аппаратов и низкий уровень средней мощности, выделяемой на балластном резисторе, габаритные размеры и масса такого устройства регулирования существенно выигрывают в сравнении с автотрансформаторными регуляторами. Использование микропроцессорной системы управления током нагрузки обеспечивает стабилизацию амплитудного уровня высокого напряжения и хорошую повторяемость экспозиционной дозы. Благодаря этим преимуществам данный способ регулирования нашел применение в ряде промышленных рентгеновских аппаратов (флюорографический рентгеновский аппарат 12Ф7 («Актюбрентген»), ИНДИАРС («Квант», г. Харьков), ДИАРС и РЕНЕКС («Мосрентген») и других). На сегодняшний день эти аппараты составляют основу рентгеновского парка Украины и стран СНГ.

Однако, из-за нелинейности вольтамперной характеристики рентгеновской трубки форма выходного напряжения этих источников питания существенно искажена и приближается к форме треугольного сигнала (см. рис. 3). Интервал времени, в течении которого напряжение на выходе источника близко к установленному (амплитудному), составляет еще меньшую часть от длительности периода. Следовательно, спектральный состав рентгеновского излучения смещен в область мягкого рентгена больше, чем в источниках с автотрансформаторным регулятором, а эффективность экспозиционного выхода еще меньше. Эксперименты, проведенные с различными типами питающих устройств, показали, что для получения одинакового уровня плотности снимков при рентгенографии одних и тех же объектов, время экспозиции при применении источников питания с балластным резистором необходимо в зависимости от режимов снимка

устанавливать в 2,5..4 раза больше, чем при использовании высокочастотных источников инверторного типа. Биологически эквивалентная доза облучения пациентов при этом за счет увеличенной интенсивности мягкого рентгеновского излучения возрастает в 1,2..2 раза.

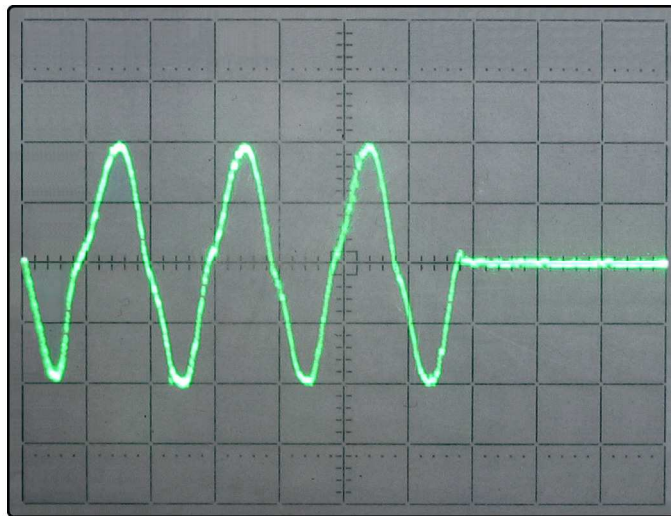


Рис.3. Форма напряжения на первичной обмотке высоковольтного трансформатора в схеме регулятора с балластным резистором

Вторым существенным недостатком данного метода регулирования является зависимость между анодным током трубки и амплитудой высокого напряжения. То есть, установив значение высокого напряжения, оператор не имеет возможности выбрать величину анодного тока, а экспозиционный выход регулируется только продолжительностью экспонирования.

В качестве альтернативного устройства регулирования высокого напряжения авторами статьи разработан широтно-импульсный регулятор, который положен в основу промышленных источников питания ИЕС-F3 и ИЕС-F6. Применение широтно-импульсного регулятора вместо балластного резистора позволяет значительно улучшить технические и эксплуатационные характеристики питающих устройств.

Рассмотрим принцип работы широтно-импульсного регулятора по схеме, приведенной на рис. 4.

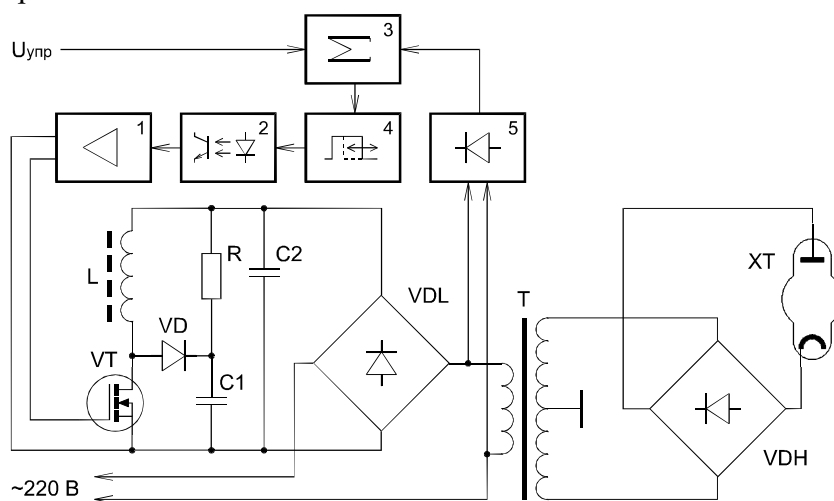


Рис.4. Функциональная схема источника питания с широтно-импульсным стабилизатором напряжения

Напряжение питания сети 220 В, 50 Гц поступает на первичную обмотку высоковольтного трансформатора через последовательно включенный диодный мост VDL. В диагональ моста между анодными и катодными выводами выпрямительных диодов включена цепочка, состоящая из индуктивности L и электронного ключа на полевом транзисторе VT, который управляется импульсным сигналом на частоте 100 кГц. Если электронный ключ закрыт, ток в первичной обмотке трансформатора не протекает. При открытии ключа ток в первичной цепи начинает плавно нарастать, а скорость нарастания определяется величиной индуктивности L. При работе в режиме широтно-импульсного регулирования электронный ключ через некоторое время (не более 10 мкс) закрывается, а накопленная в индуктивности энергия через диод VD сбрасывается в конденсатор C1, и низкоомным резистором R преобразуется в тепло. Эти процессы периодически повторяются на частоте регулирования 100 кГц. Среднее значение тока, протекающего через регулятор, зависит от длительности интервала времени, в течение которого ключ находится в открытом состоянии, то есть от скважности управляющего сигнала. Для подавления высокочастотных пульсаций на частоте регулирования в схему включен конденсатор C2, шунтирующий высокочастотные токи в диагонали выпрямительного моста VDL. Управляя средней величиной тока первичной обмотки можно обеспечить стабилизацию амплитуды переменного низкочастотного напряжения, подаваемого на высоковольтный трансформатор, а следовательно, обеспечить стабилизацию амплитуды высокого напряжения на рентгеновской трубке. Для этой цели схема содержит цепь обратной связи и устройство управления электронным ключом (рис. 4, элементы 1..5).

Уровень ограничения амплитуды переменного напряжения, подаваемого на первичную обмотку высоковольтного трансформатора, задается управляющим напряжением  $U_{упр}$ . Это напряжение поступает на сумматор 3, где складывается с противоположным по знаку сигналом обратной связи, который пропорционален напряжению на нагрузке и поступает с первичной обмотки трансформатора через выпрямитель 5. Напряжение рассогласования (разностный сигнал) управляет работой широтно-импульсного модулятора 4, выходной сигнал которого через элементы гальванической развязки 2 поступает на усилитель-формирователь 1, управляющий работой электронного ключа.

Устройством управления обеспечивается включение режима экспозиции в момент времени, когда напряжение питающей сети близко к нулю. В это время амплитуда сигнала обратной связи значительно меньше уровня управляющего напряжения, а сигнал рассогласования имеет максимальное значение и обеспечивает установку на выходе широтно-импульсного модулятора постоянного напряжения, приводящего к открытию электронного ключа на длительное время. В этом режиме ток электронного ключа не прерывается на частоте управления и нарастает до тех пор, пока начинает ограничиваться сопротивлением нагрузки — эквивалентным сопротивлением рентгеновской трубки, пересчитанным к первичной обмотке высоковольтного трансформатора. Падение напряжения на регуляторе при открытом ключе составляет единицы вольт, а напряжение на первичной обмотке трансформатора нарастает с максимальной скоростью, которая определяется изменением напряжения питающей сети (см. рис. 5). Благодаря этому сокращается интервал времени, в течение которого рентгеновская трубка генерирует мягкое рентгеновское излучение, поглощаемое телом пациента и увеличивающее эквивалентную дозу облучения.

Когда напряжение на первичной обмотке трансформатора достигает установленного уровня, сигнал рассогласования уменьшается и переводит регулятор в режим широтно-импульсного управления, описанный выше. После завершения переходного процесса происходит формирование плоской вершины напряжения на первичной обмотке. Регулятор выполняет функции ограничителя амплитуды синусоидального напряжения питающей сети и обеспечивает стабилизацию напряжения на трансформаторе в течение всего времени ограничения. Рентгеновская трубка при этом работает в заданном режиме.

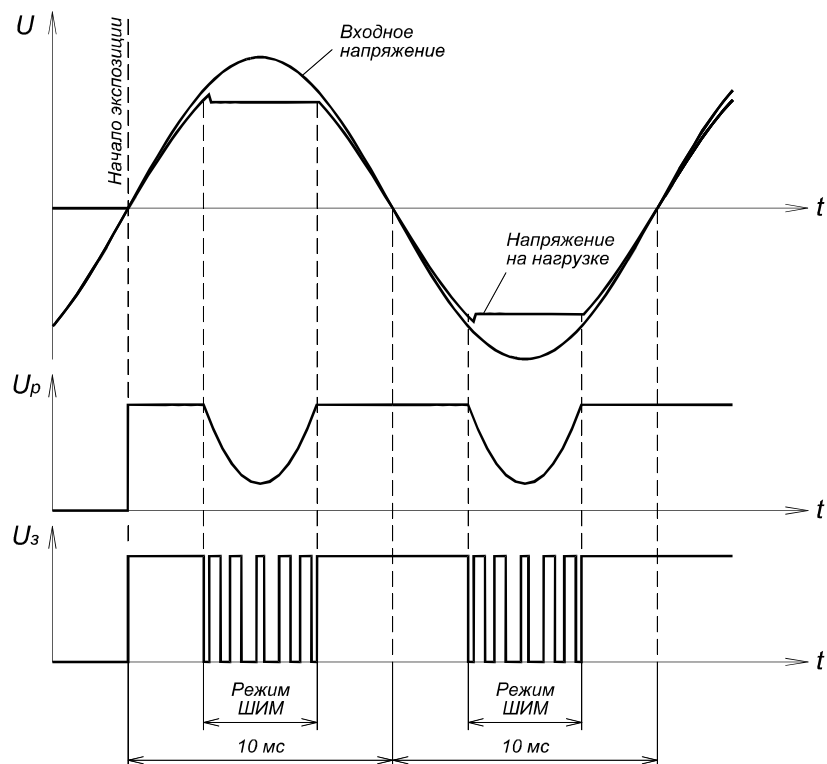


Рис.5. Временные диаграммы напряжений широтно-импульсного регулятора

$U$  — напряжение на входе и выходе регулятора;

$U_p$  — напряжение рассогласования;

$U_з$  — напряжение управления электронным ключем

Достоинством данного метода регулирования также является то, что уровень ограничения напряжения благодаря наличию обратной связи практически не зависит от нагрузки регулятора, то есть анодный ток рентгеновской трубки может изменяться независимо от установленного амплитудного значения высокого напряжения.

Конструктивно широтно-импульсный регулятор выполнен в виде моноблока, внешний вид которого показан на рис. 6.

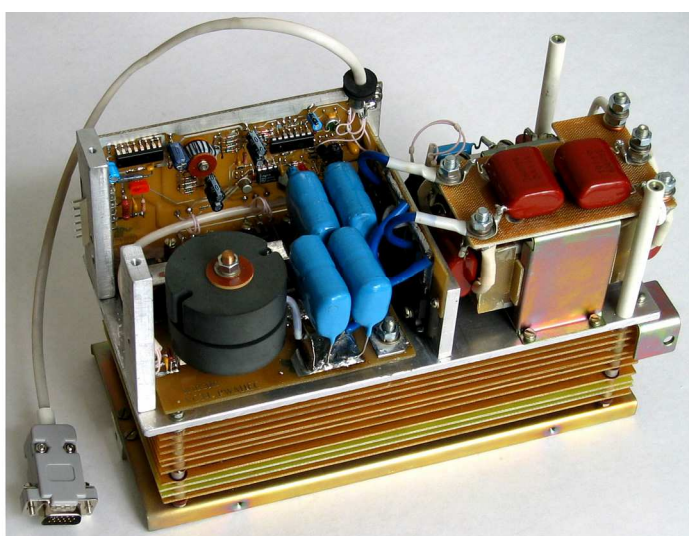
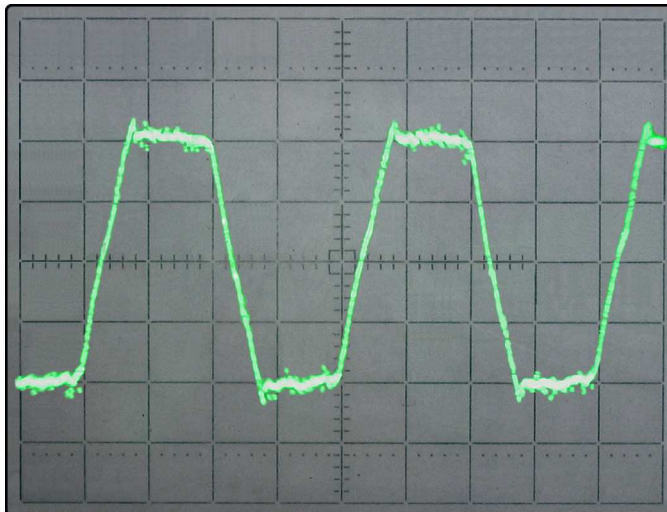


Рис.6. Внешний вид широтно-импульсного регулятора напряжения

При габаритных размерах 230×120×110 мм блок обеспечивает амплитудное ограничение напряжения на первичной обмотке высоковольтного трансформатора в диапазоне от 50 до 250 В при значении тока нагрузки до 100 А. Защита блока настроена на предельный ток регулирования 120 А. Совместно с высоковольтным трансформатором с коэффициентом трансформации около 500 устройство обеспечивает изменение амплитудного значения напряжения на рентгеновской трубке в диапазоне от 25 до 125 кВ при максимальном рабочем токе трубки до 150 мА.



*Рис.7. Форма напряжения на первичной обмотке высоковольтного трансформатора в схеме с широтно-импульсным регулятором напряжения*

Форма напряжения на первичной обмотке высоковольтного трансформатора в источнике питания с широтно-импульсным регулятором показана на рис. 7. Следует отметить, что спектральный состав выходного напряжения регулятора за счет искажения формы сигнала обогащается высокочастотными составляющими, особенно нечетными гармониками. Это приводит к возрастанию потерь в сердечнике высоковольтного трансформатора, который, как правило, изготавливается из пластин трансформаторной стали и не предназначен для работы на повышенной частоте. Но благодаря кратковременно повторяющемуся режиму работы источника питания это не приводит к изменению теплового режима работы трансформатора. В качестве трансформаторно-выпрямительного блока в составе источника питания с широтно-импульсной стабилизацией может успешно использоваться без каких либо конструктивных изменений блок рентгеновского флюорографического аппарата 12Ф7. Становится возможной модернизация существующего парка рентгеновского оборудования, в результате которой с минимальными экономическими затратами могут быть улучшены технические и эксплуатационные характеристики питающих устройств этих аппаратов.