

УДК 621.3.076.5 : 621.386.7

С.Н. Рева, Н.Г. Стервиедов

*Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина, Харьков*

## СИСТЕМА ГАРАНТИРОВАННОГО ПИТАНИЯ ИЗЛУЧАТЕЛЯ ФЛЮОРОГРАФИЧЕСКОГО РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА

*Проведен анализ основных причин повышения биологически эквивалентной дозы облучения при проведении медицинской рентгеновской диагностики. Рассматриваются методы снижения дозовой нагрузки на пациента за счет обеспечения гарантированного питания рентгеновского излучателя и улучшения формы питающего напряжения. Приведены сравнительные технические характеристики источника питания, реализующего новые принципы управления напряжением. Описаны результаты внедрения разработанного источника питания рентгеновского излучателя в промышленном рентгеновском оборудовании.*

**Ключевые слова:** рентгеновский излучатель, методы управления напряжением, регулирование тока рентгеновской трубки.

### Введение

По данным экспертов от 40 до 60% суммарной дозы ионизирующего излучения население Земли ежегодно получает во время проведения медицинских диагностических исследований и лечебных процедур, выполняемых с применением источников ионизирующего излучения [1]. Одной из причин такого высокого уровня облучения является использование устаревшего оборудования, которое установлено в отделениях ядерной медицины и радионуклидной диагностики, а также в рентгенодиагностических отделениях.

Для Украины эта проблема является особенно актуальной. По данным комитета по ядерному регулированию Украины на май месяц 2010 года в медицинских учреждениях используется свыше 72% устаревшего терапевтического и диагностического оборудования [2]. Удельный вес рентгенодиагностики в формировании коллективной дозы облучения населения Украины за счет искусственных источников ионизирующей радиации составляет около 75% [3]. Устаревшие рентгеновские аппараты не могут обеспечить проведение медицинских обследований при гарантированных параметрах питания рентгеновской трубки.

В результате имеет место высокий процент получения низкокачественных и малоинформативных рентгеновских снимков, требующих проведения повторных сеансов рентгеновской диагностики. Кроме этого, к повышению суммарной дозы облучения пациентов приводит использование низкочастотных источников питания рентгеновских трубок, поскольку в спектральном составе излучения в этом случае существенно возрастает содержание низкоэнергетического рентгеновского излучения, которое в основном поглощается телом пациента и не дает ценной диагностической информации [4].

При отсутствии необходимого финансирования медицины одним из возможных путей решения данной проблемы является применение методов питания рентгеновских излучателей, гарантирующих высокую стабильность параметров и улучшение формы питающего напряжения. При таком подходе становится возможной модернизация устаревшей части парка рентгеновского оборудования с дальнейшим использованием наиболее дорогостоящей высоковольтной части аппаратов. Приобретенные в результате модернизации новые свойства устройств питания рентгеновских трубок могут заметно повысить качество получаемых рентгеновских снимков, а также существенно снизить эквивалентную дозовую нагрузку на пациентов и медицинский персонал.

### Анализ проблемы и постановка задачи

Весомый вклад в формирование коллективной дозы облучения населения при проведении рентгенодиагностических исследований внося скрининговые ежегодные обследования, которые проводятся с использованием, в основном, пленочных флюорографических аппаратов. Основную часть парка этих аппаратов составляют рентгеновские аппараты типа 12Ф7, производства предприятия «Актюбрентген».

Проведя анализ технических параметров и характеристик данной модели, удалось выделить несколько основных причин, приводящих к необоснованному увеличению биологически эквивалентной дозы, которую пациенты получают при проведении обследований.

Во-первых, в основу работы аппарата положен принцип регулирования высокого напряжения при котором часть напряжения питающей сети падает на балластном резисторе, включенном последовательно с первичной обмоткой высоковольтного трансформатора. Какая либо стабилизация уровня высокого

напряжения при этом отсутствует, а следовательно, высока вероятность несоблюдения экспозиционной дозы из-за нестабильности питающей сети во время выполнения рентгеновского снимка.

Во-вторых, вследствие применения данной схемы регулирования высокого напряжения спектральный состав рентгеновского излучения заметно обогащен низкоэнергетическими составляющими, что существенно увеличивает поглощаемую телом пациента дозу.

В-третьих, флюорографические рентгеновские аппараты 12Ф7 не имеют механизма точной калибровки системы питания накала рентгеновской трубки, в результате чего погрешность установки анодного тока может достигать более 10% , что негативно сказывается на качестве получаемых изображений.

Для обеспечения качества рентгеновских снимков необходимо было разработать систему гарантированного питания рентгеновского излучателя, использующую в качестве высоковольтного генератора трансформаторно-выпрямительный блок флюорографического аппарата 12Ф7. Система питания должна обеспечить:

- стабилизацию амплитуды высокого напряжения, прикладываемого к электродам рентгеновской трубки;

- улучшение формы высокого напряжения с целью снижения процентного содержания низкоэнергетических рентгеновских лучей в спектре излучения рентгеновской трубки;

- возможность точной калибровки системы питания накала катода с целью гарантированного получения требуемой величины анодного тока.

Решения всех перечисленных задач удалось достичь при разработке источника питания рентгеновского излучателя ИЕС-Ф6, который создан на кафедре электроники и управляющих систем Харьковского национального университета имени В.Н. Каразина.

### **Метод стабилизации амплитуды переменного напряжения**

При использовании низкочастотных источников питания рентгеновских трубок стабилизация напряжения питающей сети осуществляется путем применения автотрансформаторных стабилизаторов (например, как в рентгеновском аппарате РУМ-20 производства завода «Мосрентген»). Основным недостатком таких стабилизаторов является их малое быстродействие, обусловленное принципом работы, а как следствие — невозможность компенсации быстрых изменений питающего напряжения. Форма выходного напряжения автотрансформаторных схем повторяет форму входного и близка к синусоидаль-

ной, но включение автотрансформатора в цепь первичного питания повышает эквивалентное сопротивление первичного контура, что также отрицательно сказывается на форме высокого напряжения, подаваемого на электроды рентгеновской трубки, и естественно, не улучшает спектральный состав рентгеновского излучения.

Коэффициент трансформации высоковольтного трансформатора в флюорографическом рентгеновском аппарате 12Ф7 выбран таким образом, что при подаче на первичную обмотку напряжения промышленной сети с действующим значением 220 В, на вторичной обмотке трансформатора появляется синусоидальное напряжение с амплитудой около 150 кВ (кривая 1 на рис. 1).

Если для установки рабочего напряжения рентгеновского снимка используется автотрансформаторная схема регулирования, то при установке рабочего напряжения, например, на уровне 80 кВ (наиболее часто используется при выполнении флюорографических снимков), форма напряжения будет близка к синусоидальной (кривая 2 на рис.1), а длительность интервала времени, в течение которого напряжение на рентгеновской трубке не будет отклоняться более чем на 15% от установленного, составит около 35% от длительности полупериода питающего напряжения.

При использовании схемы регулирования с балластным резистором (например, базовая схема управления напряжением в флюорографическом аппарате 12Ф7) происходит искажение формы напряжения, обусловленное нелинейными свойствами рентгеновской трубки, эквивалентное сопротивление которой зависит от приложенного напряжения и при пересчете к первичной обмотке высоковольтного трансформатора определяет коэффициент деления входного напряжения. При малых мгновенных значениях сетевого напряжения коэффициент передачи схемы меньше, чем при значениях, близких к амплитудному, поэтому форма напряжения на трубке приближается к виду кривой 3 (рис. 1). Как видно из рисунка, длительность интервала времени, в течение которого напряжение на рентгеновской трубке не будет отклоняться более чем на 15% от установленного, при рабочем уровне 80 кВ составит всего лишь 26% от длительности полупериода питающего напряжения. В течение остального времени рентгеновская трубка будет генерировать низкоэнергетическое «мягкое» рентгеновское излучение, которое почти полностью поглощается телом пациента, а следовательно, не участвует в формировании изображения рентгеновского снимка, но приводит к заметному увеличению биологически эквивалентной дозы облучения пациента и обслуживающего персонала.

Авторами разработки источника питания ИЕС-F6 предложен метод регулирования амплитуды высокого напряжения за счет ограничения действующего напряжения питающей сети на уровне, установленном оператором перед началом рентгенографического обследования. С этой целью применяется транзисторный широтно-импульсный регулятор [4], который включается в главную цепь источника питания вместо балластного резистора и управляется сигналом отрицательной обратной связи. Форма напряжения, формирующегося при этом, показана в виде кривой 4 на рис. 1. Экспозиционная эффективность рентгеновского излучения по сравнению с рассмотренными ранее способами регулирования увеличивается в 2..2,5 раза, что дает возможность пропорционально сократить время экспозиции при выполнении флюорографического снимка и заметно снизить биологически эквивалентную дозу облучения пациента.

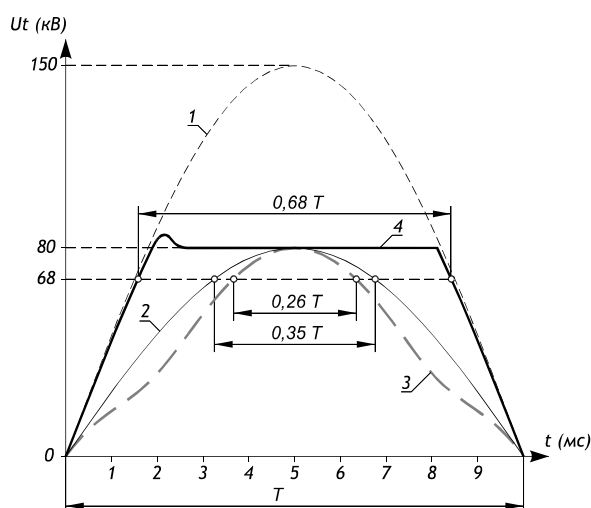


Рис. 1. Форма напряжения на рентгеновской трубке при использовании низкочастотных источников питания с различными способами регулирования напряжения:

1 – синусоидальное напряжение, которое вырабатывается на выходе высоковольтного генератора без применения каких-либо способов регулирования амплитуды; 2 – форма напряжения при регулировании амплитуды с помощью автотрансформатора; 3 – форма напряжения в схеме с балластным резистором; 4 – форма напряжения при ограничении амплитуды с помощью транзисторного широтно-импульсного регулятора

Блок широтно-импульсного регулирования благодаря наличию следящей обратной связи обеспечивает стабилизацию амплитуды высокого напряжения с погрешностью не более 1%, что позволяет получить высокую стабильность и повторяемость экспозиционной дозы и гарантировать качество рентгеновского снимка.

## Метод стабилизации тока рентгеновской трубки

Вторым направлением обеспечения гарантированного качества питания рентгеновского излучателя является стабилизация тока рентгеновской трубки.

В флюорографических аппаратах 12Ф7 питание нити накала катода осуществляется низкочастотным напряжением промышленной сети через разделительный накальный трансформатор. Стабилизация тока накала обеспечивается феррорезонансным стабилизатором, а регулирование — переключением коэффициента передачи автотрансформатора, включенного в цепь питания катода. Схема питания катода не имеет следящей обратной связи, обладает низкой стабильностью и не отслеживает изменение эмиссионных характеристик рентгеновской трубки, происходящих в процессе длительной эксплуатации.

Катод рентгеновской трубки является достаточно инерционным объектом в отношении термодинамических процессов, происходящих в системе накала при подготовке к выполнению рентгеновского снимка. Постоянная времени тепловых процессов составляет десятки миллисекунд, что соизмеримо с длительностью экспозиции при проведении некоторых видов диагностических исследований. Поэтому для получения необходимой экспозиционной дозы источник питания накала должен обеспечивать не только долговременную стабильность и повторяемость теплового режима катода, но и позволять точно установить тепловой режим перед началом экспозиции с целью получения требуемого тока трубки, начиная с первых миллисекунд генерации рентгеновского излучения.

Для достижения этих целей в источнике питания ИЕС-F6 применена высокочастотная система питания накала рентгеновской трубки, обеспечивающая стабилизацию действующего значения тока накала за счет применения отрицательной обратной связи. Структурная схема системы накала показана на рис. 2.

От питающей сети через выпрямительный мост 1 конденсатор 2 заряжается до рабочего напряжения 300..320 В. Этим напряжением питается высокочастотный инвертор 3, который построен на полевых транзисторах по схеме резонансного полумостового преобразователя напряжения с частотным управлением. Нагрузкой инвертора является разделительный накальный трансформатор 4, вторичная обмотка которого подключена непосредственно к катодному нагревателю рентгеновской трубки 5. Для контроля и измерения тока накала в контур первичной обмотки разделительного трансформатора включен токовый трансформатор 6. Сигнал с него

поступает на выпрямительную схему 7, выходное напряжение которой пропорционально действующему значению тока, протекающего в цепи накала рентгеновской трубки, и является сигналом обратной связи системы стабилизации тока накала. Управ-

ление инвертором осуществляется с помощью усилителя рассогласования 8, который усиливает разность между напряжением обратной связи и управляющим напряжением, формируемым цифроаналоговым преобразователем 9.

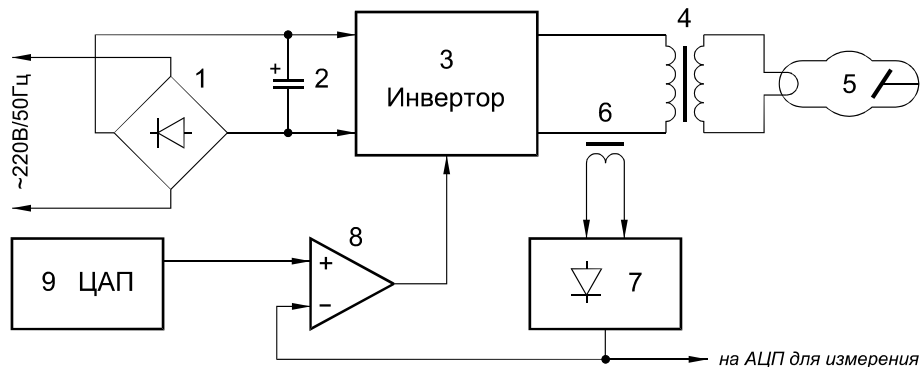


Рис. 2. Структурная схема системы питания накала рентгеновской трубки

- 1 – выпрямительный мост;
- 2 – накопительный конденсатор;
- 3 – высокочастотный инвертор;
- 4 – разделительный трансформатор;
- 5 – рентгеновская трубка; 6 – трансформатор тока;
- 7 – детектор действующего значения напряжения;
- 8 – усилитель сигнала рассогласования;
- 9 – цифроаналоговый преобразователь

Приведенная выше схема обеспечивает стабилизацию тока накала катода с точностью не хуже 0,2% на уровне, который задается управляющим напряжением с цифроаналогового преобразователя. Но это не гарантирует стабильности и точности установки анодного тока рентгеновской трубки, так как существует ряд факторов, влияющих на эмиссионную способность катода в процессе экспозиции, например, эмиссионное остывание катода.

Для компенсации воздействия этих факторов используется цифровая система авторегулирования. Анодный ток трубки измеряется с помощью АЦП, и каждую миллисекунду микроконтроллер осуществляет коррекцию управляющего напряжения системы накала, вычисляя необходимую поправку с учетом программных коэффициентов, хранящихся в памяти микроконтроллера. Таким образом реализована следящая обратная связь, позволяющая обеспечить стабилизацию анодного тока на заданном уровне.

Описанные механизмы авторегулирования гарантируют соответствие анодного тока рентгеновской трубки установленному значению только по прошествии нескольких десятков миллисекунд после включения высокого напряжения. Для получения заданного тока трубки на начальном участке экспозиции используется метод предварительного расчета тока накала катода на основе индивидуальных эмиссионных характеристик рентгеновской трубки.

### Метод калибровки источника питания накала катода

Эмиссионные характеристики рентгеновской трубки представляют собой семейство кривых, каждая из которых задает зависимость тока анода от тока накала для конкретного значения анодного напряжения (рис.3).

В памяти микроконтроллера, управляющего работой источника питания ИЕС-F6, эмиссионные характеристики представлены в виде табличных функций. Вычисление тока накала на участках между узлами таблицы выполняется методом линейной аппроксимации. Это дает возможность при любых установленных в пределах рабочего диапазона параметров снимка уже на первых миллисекундах экспозиции получить требуемое значение тока трубки с погрешностью не более  $\pm 2\%$ , что в несколько раз превосходит требования к точности выполнения экспозиции на медицинских рентгеновских аппаратах [5]. Главным недостатком такого метода является необходимость калибровки источника питания накала катода под индивидуальные эмиссионные характеристики рентгеновской трубки. Суть калибровки сводится к созданию индивидуальных табличных функций, соответствующих используемой трубке, которые записываются в память микроконтроллера и служат основой для проведения предварительных вычислений.

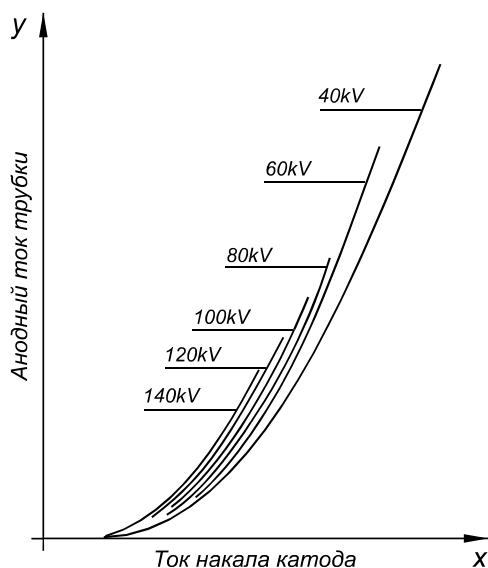


Рис. 3. Эмиссионные характеристики рентгеновской трубки

Авторским коллективом, разработавшим источник питания ИЕС-Ф6, создан программный пакет, предназначенный для обслуживания рентгеновских источников питания этой серии. Он позволяет существенно сократить время проведения пусконаладочных и ремонтных работ, а также быстро и качественно выполнять диагностику технического состояния рентгеновского оборудования.

Пакет состоит из ряда программ, каждая из которых предназначена для отладки одной из функциональных систем рентгеновского аппара-

та. В состав пакета входит приложение, построенное на основе оригинальных алгоритмов, позволяющих с высокой точностью провести калибровку источника питания под эмиссионные характеристики трубки [6].

После проведения калибровки погрешность установки тока на начальном участке экспозиции не превышает 1..1,5 мА, что в пределах рабочего диапазона составляет не более 3% от установленного значения.

### Технические характеристики

Применение описанных в этой статье методов повышения качества питания рентгеновского излучателя позволило заметно улучшить технические характеристики флюорографического рентгеновского аппарата 12Ф7 без замены высоковольтных узлов системы питания рентгеновской трубки.

Улучшенные технические параметры получены только благодаря применению новых принципов управления напряжением и током трубки, реализованных в источнике питания ИЕС-Ф6.

Источник питания работает с базовым трансформаторно-выпрямительным блоком флюорографического аппарата, построенным на основе однофазного высоковольтного трансформатора с двухполупериодной мостовой выпрямительной схемой.

В табл. 1 приведены сравнительные технические характеристики базовой и модернизированной системы питания флюорографического аппарата.

Таблица 1

Технические характеристики систем питания рентгеновского излучателя флюорографического аппарата 12Ф7

№ п/п	Наименование параметра	Базовая система питания аппарата 12Ф7	Модернизированный источник питания ИЕС-Ф6
1	Напряжение питающей сети	220 В ± 10%, 50 Гц	220 В ± 10%, 50 Гц
2	Мощность, потребляемая с сети во время экспозиции	до 15 кВт	до 12 кВт
3	Диапазон регулирования напряжения рентгеновской трубки	60..125 кВ	50..120 кВ
4	Дискретность установки рабочего напряжения	10..15 кВ	1 кВ
5	Максимальное отклонение амплитуды высокого напряжения от установленного значения	± 10%	± 1 кВ
6	Диапазон регулирования тока рентгеновской трубки	Не регулируется, зависит от рабочего напряжения	50..120 мА
7	Дискретность установки тока рентгеновской трубки	—	1 мА
8	Повторяемость экспозиционной дозы, не хуже	± 10%	± 2%

## Заклучение

Источник питания рентгеновского излучателя ИЕС-Ф6, воплощающий в себе описанные выше методы обеспечения гарантированного питания рентгеновской трубки, внедрен в промышленное производство на заводе рентгеновского оборудования «Квант» (Украина, г. Харьков) [7].

Четырехлетний опыт эксплуатации нескольких десятков рентгеновских аппаратов, построенных на основе этих источников, подтвердил высокие эксплуатационные характеристики как новых, так и модернизированных систем питания. Улучшение технических характеристик и применение микропроцессорной системы управления дало возможность сопрячь источник питания с цифровыми системами обработки рентгеновского изображения и обеспечить интеллектуальный контроль и управление периферийным оборудованием рентгеновского аппарата.

Источник питания используется как в составе стационарных, так и возимых флюорографических рентгеновских аппаратов.

За счет увеличения эффективности работы излучателя время экспозиции при выполнении типового диагностического снимка для пациентов средней плотности сокращается до 0,1..0,15 с по сравнению со временем выполнения аналогичного снимка (0,3..0,5 с) на флюорографическом аппарате 12Ф7 с базовой системой питания

Наибольший экономический эффект дает применение разработанных методов обеспечения гарантированного питания при модернизации устаревшего рентгеновского оборудования.

## Список литературы

1. Источники и эффекты ионизирующего излучения: отчет Научного комитета ООН по действию атомной радиации 2000 года Генеральной Ассамблеи ООН с научными приложениями; том 1: Источники (часть 1): пер. с англ. / под ред. Л.А.Ильина и С.П. Ярмоненко. – М.: РАДЭКОН, 2002. – 308 с.
2. Дикань О. Луч света в темном царстве рентгенодиагностики / О. Дикань // Зеркало недели. – 2000. – 22-28 июля. – № 29 (302).
3. Постанова колегії державного комітету ядерного регулювання України «З питань покращення радіаційного захисту персоналу та пацієнтів при застосуванні ДІВ у медицині»: від 27 травня 2010 р., м. Київ.
4. В.Н. Лященко. Широтно-импульсный регулятор анодного напряжения рентгеновской трубки / В.Н. Лященко, С.Н. Рева, В.Н. Сокол, А.А. Турчин // Вісник Харківського національного університету імені В.Н. Каразіна. Сер. Математичне моделювання. Інформаційні технології. Автоматизовані системи управління. – 2005. – Вип. 4. – № 661. – С. 174-181.
5. ГОСТ 26140-84, Аппараты рентгеновские медицинские. Общие технические условия. – М.: Госстандарт СССР, 1984. – 23 с.
6. М.О. Малахова., Метод адаптации эмиссионных характеристик рентгеновской трубки к экспериментальным данным. / М.О. Малахова, А.И. Перминов, С.Н. Рева // Вісник Харківського національного університету імені В.Н. Каразіна. Сер. Математичне моделювання. Інформаційні технології. Автоматизовані системи управління. – 2010. – Вип. 13. – № 890. – С. 165–177.
7. Флюорограф з цифровою обробкою зображення «Індіарс»: свідоцтво про державну реєстрацію № 1105-350 от 11.01.2001., ТУ УЗ-25461966.003-2000.

Поступила в редколлегию 1.09.2010

Рецензент: д-р техн. наук, проф. Л.С. Сорока, Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина, Харьков.

СИСТЕМА ГАРАНТОВАНОГО ЖИВЛЕННЯ ВИПРОМІНЮВАЧА  
ФЛЮОРОГРАФІЧНОГО РЕНТГЕНІВСЬКОГО АПАРАТУ

С.М. Рева, М.Г. Стервоєдов

Проведено аналіз основних причин підвищення біологічно еквівалентної дози опромінення під час проведення медичної рентгенівської діагностики. Розглянуто методи зниження дозового навантаження на пацієнтів за рахунок забезпечення гарантованого живлення рентгенівського випромінювача та покращення форми напруги, що його живить. Наведено порівняльні технічні характеристики пристрою живлення, який побудовано з використанням нових принципів управління напругою. Описані результати впровадження створеного пристрою живлення рентгенівського випромінювача в промислового рентгенівському обладнанні.

**Ключові слова:** рентгенівський випромінювач, методи управління напругою, регулювання струму рентгенівської трубки.

THE GUARANTEED POWER SOURCE SYSTEM  
FOR FLUOROGRAPHICAL ROENTGEN UNIT

S.N. Reva, N.G. Styervoyedov

The analysis of main reasons of biologically active dose growth during medical X-ray diagnostics was made. The methods of dose reduction to the patient by guaranteed X-ray emitter power providing and supplying voltage form improving were considered. Comparative technical characteristics of power source which implements the new principles of voltage control was given. The results of developed X-ray power source introduction to industrial X-ray equipment was described.

**Keywords:** x-ray photography emitter, methods of management tension, adjusting of current of x-ray photography tube.