

Пути совершенствования питающих устройств и излучателей рентгенодиагностических аппаратов

В.Л. Ярославский

Прогресс в рентгеноаппаратостроении обычно связывают с новыми приемниками и преобразователями рентгеновского изображения, в частности с применением электронных, в особенности цифровых средств регистрации и обработки. Однако за последние годы были радикально усовершенствованы и другие части рентгеновских аппаратов — рентгеновские питающие устройства (РПУ) и излучатели. В настоящей статье рассматриваются основные направления, по которым происходило улучшение их технических характеристик за последние десятилетия.

Основным направлением усовершенствования рентгеновских питающих устройств было улучшение формы анодного напряжения, которое подводится от РПУ к рентгеновской трубке.

Первый шаг в этом направлении был сделан в 50–60-х годах XX века, когда на смену однофазным (одно- и двухполупериодным) схемам стали приходиться трехфазные (шести- и двенадцатиимпульсные) схемы выпрямления [1]. Схемы выпрямления, форма анодного напряжения и интенсивности излучения показаны на рис. 1, 2. Благодаря снижению величины пульсаций анодного напряжения трехфазные схемы по сравнению с однофазными обеспечивают увеличение интенсивности рентгеновского излучения в 2 раза при равных значениях анодного напряжения и тока, существенное увеличение допустимой мощности рентгеновской трубки с вращающимся анодом, в результате чего длительность экспозиции уменьшается в 2–2,5 раза, а допустимая частота включений значительно возрастает. Эти преимущества особенно существенны при исследовании желудка и пищевода [2], когда необходимо выполнять серию прицельных снимков с предварительным просвечиванием, и при других серийных исследованиях. Достигается также снижение дозы облучения на

15–20%. Еще одним немаловажным преимуществом трехфазных схем является снижение примерно в 1,7 раза требований к сопротивлению питающей сети за счет равномерного распределения потребляемой из сети энергии по трем фазам.

Эти преимущества обусловили широкое распространение трехфазных схем питания в РПУ, несмотря на их относительную сложность и трудоемкость исполнения. К концу XX века однофазные схемы применялись только в РПУ моноблочного типа (дентальные, переносные, разборные аппараты), где решающую роль играют вопросы габаритов и массы, в тех случаях, когда они по соображениям стоимости или простоты устройства не могут быть заменены схемами со среднечастотным преобразованием, которые рассматриваются ниже.

Следует отметить, что действительная форма напряжения в трехфазных схемах выпрямления существенно отличается от приведенной на рисунках в результате неидеального перехода вентилей из проводящего состояния в непроводящее. Период одновременной работы двух вентилей сложным образом зависит от активного и индуктивного сопротивления цепи. Этот процесс приводит к увеличению пульсаций трехфазных схем выпрямления, однако не меняет общего вывода о преимуществе трехфазных схем.

Однако эти схемы имеют существенный недостаток, свойственный для всех схем с питанием от сети промышленной частоты 50 Гц. Управление напряжением в таких схемах, то есть задание величины анодного напряжения, его включение и выключение осуществляются на первичной стороне высоковольтного трансформатора. (Исключение составляют чрезвычайно дорогие схемы с управлением на вторичной стороне, применяемые в настоящее время в компьютерной томографии, где

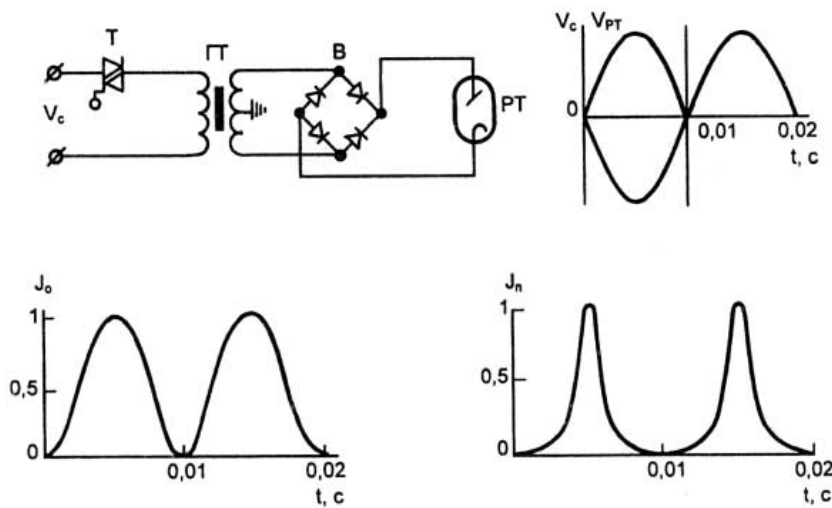


Рис. 1. Двухполупериодная (однофазная мостовая) схема выпрямления: U_c – напряжение сети; U_{PT} – напряжение на трубке; Т – тиристорный контактор; В – выпрямитель; ГТ – главный трансформатор; РТ – рентгеновская трубка; J_o – интенсивность излучения, выходящего из излучателя; J_n – интенсивность излучения, прошедшего через объект исследования.

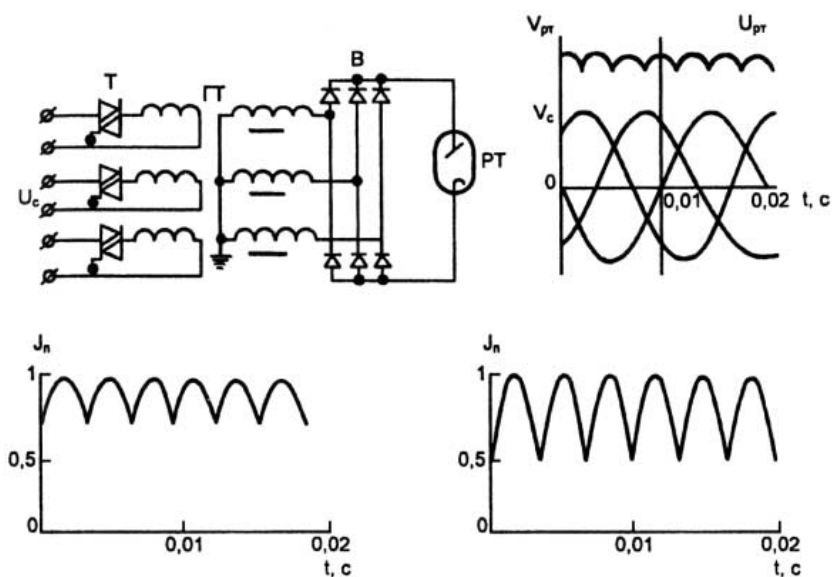


Рис. 2. Трехфазная мостовая (шестипульсовая) схема выпрямления. (Обозначения те же, что на рис. 1.).

требования к форме напряжения и точности его поддержания чрезвычайно высоки.) Для регулирования напряжения применяются мощные автотрансформаторы с угольными щетками или с отпайками и (или) мощные резисторы, переключаемые силовыми контакторами. Эти устройства громоздки, часто выходят из строя и позволяют осуществлять задание напряжения лишь с невысокой точностью. Включение и выключение напряжения осуществляются мощными тиристорами, работа которых должна быть синхронизирована с частотой питающей сети. Задача особенно усложнилась в связи с широким применением автоматических реле экспозиции, так как в этом случае переключение отпайек автотрансформатора и резисторов должно происходить в процессе экспозиции, а необходимость синхронизации работы тиристоров с сетью может

приводить к большой погрешности в работе реле экспозиции (переоблучение фотоматериала).

Этих недостатков лишены РПУ со средне-частотным преобразованием энергии [3], схема которого показана на рис. 3.

Напряжение сети U_c выпрямляется силовым выпрямителем ВС, выпрямленное напряжение сглаживается конденсаторной батареей БК для уменьшения пульсаций выпрямленного напряжения и подается на вход силового инвертора ИС, управляемого блоком управления инвертора (БУИ). Схема инвертора представляет собой мост, обычно состоящий из четырех силовых тиристоров, в диагональ которого включены последовательно коммутирующий конденсатор (С) и первичная обмотка главного трансформатора (ГТ), расположенного в генераторном устройстве. После вы-

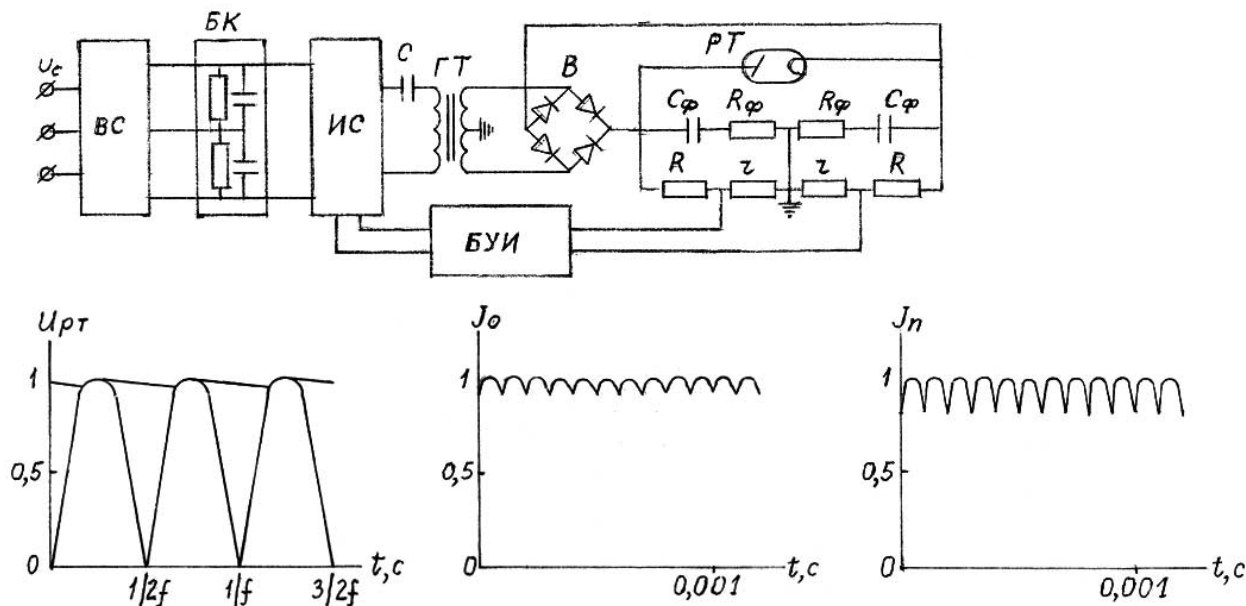


Рис. 3. Схема среднечастотного преобразования энергии. (Пояснения в тексте.)

прямым в высоковольтном выпрямителе (В) и сглаживания в фильтре, состоящем из конденсатора (C_ϕ) и балластного сопротивления (R_ϕ), напряжение подается на рентгеновскую трубку (РТ).

Таким образом, инвертор преобразует входное постоянное напряжение в переменное напряжение повышенной частоты f (от нескольких килогерц до нескольких десятков килогерц). Так как величина необходимой сглаживающей емкости C_ϕ при заданной величине пульсаций анодного напряжения обратно пропорциональна частоте пульсирующего напряжения, наличие сглаживающей емкости не приводит ни к существенному увеличению массы и габаритов высоковольтного генератора, ни к переоблучению приемника после отключения напряжения за счет энергии, накопленной в конденсаторе. (Эти факторы ограничивают применение емкостных фильтров в РПУ, работающих на частоте 50 Гц.) Схемы с преобразованием частоты обеспечивают форму напряжения на рентгеновской трубке, близкую к идеальной, то есть к постоянному напряжению (пульсации порядка 4%).

Регулирование анодного напряжения легко осуществляется изменением частоты преобразования напряжения, в том числе в процессе экспозиции с использованием обратной связи, осуществляемой с помощью высоковольтного делителя R -г через БУИ. Таким образом достигается высокая точность и быстроедействие системы регулирования напряжения и отпадает

необходимость в громоздких и ненадежных средствах регулирования, о которых говорилось выше. Это особенно актуально в связи с постоянным ужесточением требований к точности систем регулирования. Так, последняя редакция стандарта МЭК 60601-2-7 устанавливает требование воспроизводимости дозы на приемнике не более 5 против 10% в предыдущей редакции, а разность смежных уставок анодного напряжения должна находиться в пределах от 50 до 150% номинального значения. (Предыдущая редакция не нормировала погрешность этой величины.) Столь жесткие требования практически могут быть выполнены только в РПУ с преобразованием частоты.

Указанные преимущества и другие важные достоинства схем с преобразованием частоты (резкое уменьшение габаритов и материалоемкости высоковольтных трансформаторов, возможность использования накопительных конденсаторов на первичной стороне для снижения требований к питающей сети) и прогресс в области производства тиристорных и высоковольтных выпрямителей, пригодных для работы на указанных частотах, привели к тому, что такие схемы находят все большее применение в современных РПУ в широком диапазоне мощностей. В настоящее время все РПУ ведущих фирм выпускаются со среднечастотным преобразованием энергии. Исключение составляют упомянутые выше немногочисленные случаи, когда соображения простоты и отчасти стоимости аппаратуры преобладают.

Все вышесказанное касалось усовершенствования силовой цепи питания рентгеновской трубки, так называемой главной цепи рентгеновского аппарата. Вторым направлением было усовершенствование цепей управления.

К цепям управления относятся: цепи защиты рентгеновской трубки от перегрузки, цепи управления штативно-механическими устройствами, цепи выбора рабочих мест аппарата и режимов работы, а также многочисленные и иногда довольно сложные цепи блокировок, защиты и сигнализации. К таким цепям относятся: устройства защиты от обрыва или короткого замыкания в цепях накала трубок, защита от обрыва фазы напряжения питающей сети, сигнализация о готовности аппарата к снимку, сигнализация о включении высокого напряжения и т. д.

Большое количество цепей блокировок, защиты и сигнализации, взаимно связанных друг с другом, приводит к тому, что схемы управления, выполненные на электромеханических реле, становятся чрезвычайно громоздкими. Ввиду наличия в схемах большого количества элементов и большого количества связей между ними резко снижается надежность работы схем, а также их обслуживание (поиск отказавшего элемента и устранение неисправностей). По этим причинам в современных рентгенодиагностических аппаратах в схемах управления все шире используется специальный микропроцессор. В микропроцессорных схемах управления связи между элементами значительно упрощаются. Использование более надежных электронных элементов по сравнению с электромеханическими способствует резкому возрастанию надежности работы схемы и упрощению ее эксплуатации. При включении аппарата происходит опрос готовности блоков схемы к работе, неисправные элементы выявляются автоматически и индицируются на пульте управления, что дает возможность персоналу быстро заменить вышедший из строя блок.

Помимо этого, микропроцессорное управление создает ряд дополнительных удобств при управлении аппаратом. При защите рентгеновской трубки от перегрузки появляется возможность учета фактического теплового режима трубки после предшествующих включений с помощью тепловой модели трубки. При смене рентгеновской трубки в процессе эксплуатации персонал может быть избавлен от трудоемкой работы по корректировке цепей накала благодаря введению специальной сер-

висной программы, осуществляющей эту операцию автоматически. Существенно расширяются возможности при выборе параметров снимка в режиме автоматики по органам благодаря большому объему памяти и простоте ее перепрограммирования.

Что касается рентгеновских излучателей, то здесь достигнуто существенное улучшение параметров рентгенодиагностических трубок с вращающимся анодом. Усовершенствование трубок шло по двум направлениям: повышение допустимой мощности при заданном размере фокусного пятна (или уменьшение размера фокусного пятна при заданной мощности) и повышение теплоемкости анода.

Увеличение мощности или уменьшение размера фокусного пятна может быть достигнуто при увеличении скорости вращения, диаметра фокусной дорожки, а следовательно, и диаметра анода. Так, увеличение скорости вращения с 3000 до 9000 об/мин позволяет уменьшить размер фокусного пятна с 2×2 до $1,2 \times 1,2$ мм без уменьшения допустимой мощности трубки. В современных трубках скорость вращения анода достигает до 16 000 об/мин.

В ряде исследований очень важно иметь возможность выполнить большое количество снимков, быстроследующих друг за другом. Для этого необходимо повысить теплоемкость анода, что достигается увеличением его массы с ~400–600 до ~900–1100 г. Такое увеличение массы предъявляет очень высокие требования к подшипникам анодного узла. Для облегчения работы подшипников применяют сплавные аноды, в которых вольфрамовый диск толщиной ~1 мм сплавлен с молибденовым диском толщиной 5–7 мм или графитовые аноды с напыленной вольфрамовой дорожкой. Это позволяет почти в 2 раза повысить теплоемкость анода без существенного увеличения его массы.

Для облегчения работы подшипников в трубках с очень большой теплоемкостью анода применяется закрепление анода в двух подшипниках в отличие от консольного закрепления в обычных трубках. С этой целью баллон трубки изготавливается из металла, а высоковольтные изоляторы — из керамики (рис. 4). Такая конструкция позволяет применять аноды диаметром до 120–150 мм и скоростью вращения до 16 000 об/мин, что приводит к увеличению теплоемкости анода до величин порядка 10^6 Дж при одновременном увеличении допустимой мощности [4].

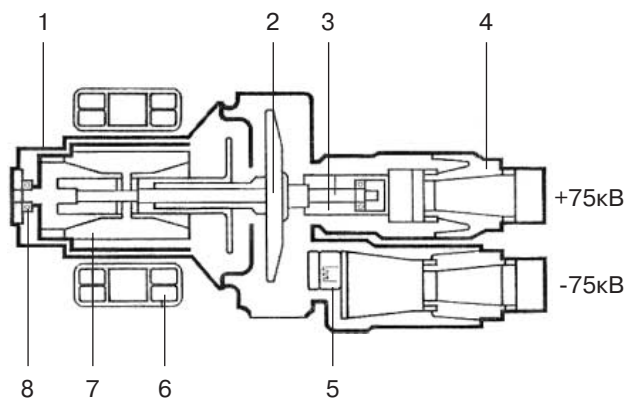


Рис. 4. Внешний вид и схематический разрез рентгеновской трубки с двухопорным закреплением анода: 1 – металлический баллон; 2 – анодный диск; 3 – ось анода с двухсторонним закреплением; 4 – керамический изолятор для высоковольтного ввода; 5 – катод; 6 – статор; 7 – вращающийся керамический изолятор; 8 – подшипник.

Использование металлического баллона вместо обычного стеклянного дает ряд дополнительных преимуществ. Существенно уменьшается афокальное излучение, так как большая часть вторичных электронов не возвращается на анод, а поглощается заземленным баллоном. За счет уменьшения толщины слоя масла за выходным окном излучателя, которое является высоковольтной изоляцией при применении трубок со стеклянным баллоном, уменьшается рассеянное излучение. По этой же причине антидиффузные шторки диафрагмы можно разместить ближе к фокусному пятну трубки, что также приводит к уменьшению афокального и рассеянного излучения.

Охлаждение поверхности фокусного кольца происходит путем теплопередачи в тело анода. Охлаждение анодного диска осуществляется частично излучением тепловой энергии с поверхности анода в масло защитного кожуха через баллон трубки, частично – теплопередачей через ножку анодного диска в анодный узел вращения трубки и далее – в масло защитного кожуха. Для увеличения теплоотдачи с поверхности анода путем излучения применяются анодные диски сложной композиции, один из слоев в которой выполнен из графита (C + Mo + W + Re), а для увеличения теплопередачи через узел вращения анода применяют подшипники скольжения вместо обычных шариковых подшипников [5]. В последнем случае в качестве смазки применяют легкоплавкий жидкий металл, а диаметр анода в таких трубках достигает 200 мм.

В заключение можно сказать следующее.

Как указывалось выше, в РПУ со средне-частотным преобразованием уже к настоя-

щему времени достигнута величина пульсаций менее 4%. Такая форма напряжения близка к идеальной (постоянному напряжению). Едва ли следует ожидать существенного дальнейшего уменьшения пульсаций, так как оно потребует относительно высоких затрат, связанных с необходимостью разработки высоковольтных выпрямителей на значительно более высокую рабочую частоту (свыше 100 кГц). Пока такие выпрямители выпускаются только для РПУ малой мощности (4–5 кВт).

Уменьшение массы и габаритов РПУ, также связанное с увеличением частоты, помимо экономического значения часто играет принципиальную роль. Так, этот фактор позволил создать моноблок приемлемых габаритов и массы для винтовых компьютерных томографов, что позволило устранить проблему подвода энергии к моноблоку, которую не удавалось решить другими методами. Дальнейшее уменьшение массогабаритных показателей будет, по-видимому, невозможно без существенного прогресса высоковольтных изоляционных материалов и конструкций.

Улучшение параметров рентгеновских трубок также оказывает существенное влияние на подходы к проектированию рентгеновского аппарата в целом. Так, достигнутое увеличение удельной нагрузки и рентгеновской отдачи в сочетании с увеличением чувствительности приемников позволяет отказаться от большого фокуса в аппарате (2 × 2 мм). Следует ожидать, что дальнейшее улучшение параметров рентгеновских трубок и излучателей будет происходить по указанным выше направлениям.

