

ПРИБОРЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Маломощные рентгеновские трубки (современное состояние)

А.С. Бугаев, П.А. Ерошкин, В.А. Романько, Е.П. Шешин

Изложены принципы работы рентгеновских трубок, рассмотрены их конструкции. Представлено состояние современной рентгеновской техники. Обозначены основные моменты истории развития рентгеновской техники и перспективы её дальнейшего совершенствования. Приведено сравнение свойств рентгеновских трубок с термокатодами и автоэмиссионными катодами.

PACS numbers: 07.85.Fv, **41.50.+h**, **79.70.+q**

DOI: 10.3367/UFNr.0183.201307c.0727

Содержание

1. Введение. Открытие рентгеновского излучения (727).
2. Принцип работы рентгеновской трубки (728).
3. Источники рентгеновского излучения (729).
4. Области применения источников рентгеновского излучения (730).
5. Развитие рентгеновской техники (732).
6. Применение углеродных материалов в качестве катода (734).
7. Рентгеновские трубки с автоэмиссионными катодами (736).
8. Заключение (739).

Список литературы (739).

1. Введение.

Открытие рентгеновского излучения

Первой статьёй о рентгеновских лучах стала опубликованная Вильгельмом Конрадом Рентгеном 28 декабря 1895 г. в журнале Вюрцбургского физико-медицинского общества статья под названием "О новом типе лучей" (см. также [1]). Сам Рентген возражал против того, чтобы называть открытое излучение его именем. Поэтому во многих языках прижилось название X-лучи, данное

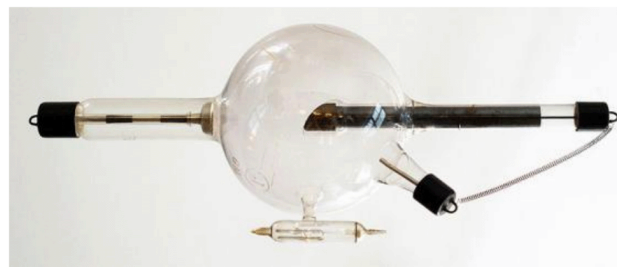


Рис. 1. Трубка Крукса.

Рентгеном. Катодно-лучевая трубка, которую Рентген использовал в своих экспериментах, была разработана Й. Хитторфом и В. Круксом (рис. 1). При работе этой трубки возникают рентгеновские лучи. Это было показано в экспериментах Крукса и с 1892 г. в экспериментах Генриха Герца и его ученика Филиппа Ленарда. Однако никто из них не осознал значения сделанного ими открытия и не опубликовал своих результатов.

По этой причине Рентген не знал о сделанных до него открытиях и открыл лучи независимо — при наблюдении флуоресценции, возникающей при работе катодно-лучевой трубки. При пропускании разряда через такую трубку Рентген наблюдал явление, которое он описал следующим образом: "Кусок бумаги, покрытый платиноносинеродистым барием, при приближении к трубке, закрытой достаточно плотно прилегающим к ней чехлом из чёрного картона, при каждом разряде через трубку вспыхивает ярким светом — начинает фосфоресцировать. По поводу этого явления проще всего предположить, что чёрный картон, непрозрачный ни для видимых и ультрафиолетовых лучей Солнца, ни для лучей электрической дуги, пронизывается каким-то агентом, вызывающим интенсивную фосфоресценцию...". Рентген в ряде опытов установил, что этот "агент", который он назвал X-лучами, проходит и через другие тела, непрозрачные для обычного света: бумагу, дерево, збонит, человеческое тело, слои металла. Рентген выяснил также, что материалы малой плотности, состоящие из лёгких атомов, более прозрачны, чем материалы большей плотности. Так, пластинка свинца задерживает

А.С. Бугаев. Московский физико-технический институт (государственный университет),
Институтский пер. 9, 141700 Долгопрудный, Московская обл.,
Российская Федерация;

Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН,
ул. Моховая 11, корп. 7, 125009 Москва, Российская Федерация
Тел. (495) 408-81-09

E-mail: bugaev@cplire.ru

П.А. Ерошкин, Е.П. Шешин. Московский физико-технический институт (государственный университет),
Институтский пер. 9, 141700 Долгопрудный, Московская обл.,
Российская Федерация

Тел. (495) 408-59-44. Факс (495) 409-95-43

E-mail: eroshkin.pavel@gmail.com, sheshin@mail.mipt.ru

В.А. Романько. Научно-исследовательский институт вакуумной
техники им. С.А. Векшинского,
Нагорный проезд 7, 117105 Москва, Российская Федерация
Тел. (499) 789-97-14. Факс (499) 123-74-26

E-mail: v.romanko@hotmail.com

Статья поступила 22 марта 2012 г.

Х-лучи гораздо сильнее, чем пластинка алюминия той же толщины.

Рентген занимался Х-лучами немногим более года (с 8 ноября 1895 г. по март 1897 г.) и опубликовал о них три статьи, в которых было дано исчерпывающее описание новых лучей. Впоследствии сотни работ его последователей, опубликованных на протяжении 12 лет, не могли ни прибавить, ни изменить ничего существенного. Рентген, потерявший интерес к Х-лучам, говорил своим коллегам: "Я уже всё написал, не тратьте зря время". За открытие рентгеновских лучей Рентгену в 1901 г. была присуждена первая Нобелевская премия по физике, причём Нобелевский комитет подчёркивал практическую важность его открытия.

За прошедшие годы сформировались и заняли прочное место в науке рентгеновские методы исследования, основанные на уникальных свойствах рентгеновского излучения и многообразии актов его взаимодействия с веществом.

В настоящее время рентгеновскими методами исследуют химический состав веществ, структуру кристаллических материалов и влияние на их свойства факторов внешней среды, динамику быстропротекающих процессов в непрозрачных средах [2, 3], измеряют малые высоты и расстояния, толщину покрытий и листового проката в процессе производства, плотность материалов [4–6], осуществляют неразрушающий контроль качества промышленных изделий, диагностику качества семян [7–9] и многое другое. Рентгеновское излучение используется для изменения свойств полимерных материалов [10], а в микроэлектронике методы рентгенолитографии позволяют изготавливать структуры с субмикронными размерами [11].

Важное место рентгеновские методы заняли в медицине: общая диагностика, изучение отдельных органов, травматология, стоматология, терапия и др. [6, 12]. Несмотря на появление новых нерadiационных методов диагностики, основанных, в частности, на использовании ультразвука и ядерного магнитного резонанса, объём продаж рентгеновского оборудования не только не снижается, но даже возрастает.

2. Принцип работы рентгеновской трубки

В связи с широким использованием и совершенствованием рентгеновских методов требуется непрерывное улучшение соответствующей рентгеновской аппаратуры, в частности её основного элемента — рентгеновских трубок [13].

Рентгеновские лучи возникают при сильном ускорении заряженных частиц (тормозное излучение) либо при высокоэнергетических переходах в электронных оболочках атомов (характеристическое излучение). Оба эффекта используются в рентгеновских трубках. Основными конструктивными элементами таких трубок являются металлические катод и анод (ранее называвшийся также антикатодом). В рентгеновских трубках электроны, испущенные катодом, ускоряются под действием разности электрических потенциалов между анодом и катодом (при этом рентгеновские лучи не испускаются, так как ускорение слишком мало) и ударяются об анод, где происходит их резкое торможение (рис. 2). За генерацию излучения рентгеновского диапазона ответственные два механизма, один из которых связан с эффектом тормозного излучения, а другой обусловлен выбиванием электронов из внутренних электронных оболочек атомов анода. Пустые места в оболочках занимают другими

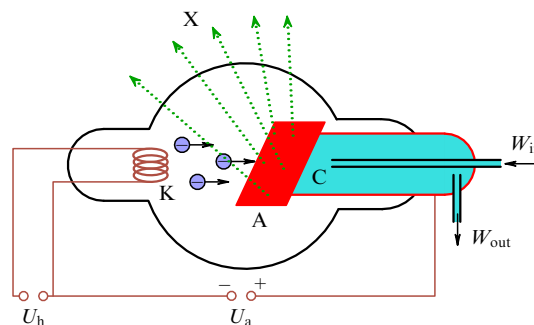


Рис. 2. Схематическое изображение рентгеновской трубки. Х — рентгеновские лучи, К — катод, А — анод (иногда называемый антикатодом), С — теплоотвод, U_h — напряжение накала катода, U_a — ускоряющее напряжение, W_{in} — впуск водяного охлаждения, W_{out} — выпуск водяного охлаждения.

электронами атома. При этом испускается рентгеновское излучение с характерным для материала анода энергетическим спектром.

В качестве источников электронов в современных рентгеновских трубках применяются термоэмиссионные (накаливаемые) и автоэмиссионные (холодные) катоды.

Термоэмиссионный катод рентгеновской трубки обычно представляет собой спираль или прямую вольфрамовую нить, накаливаемую электрическим током. Регулируя ток в цепи накала рентгеновской трубки с таким катодом, а следовательно, и его температуру, можно изменять количество испускаемых катодом электронов. При низком напряжении не все испускаемые катодом электроны участвуют в создании анодного тока, и у катода образуется так называемое электронное облако. При повышении напряжения электронное облако рассеивается, и начиная с определённого напряжения (напряжения насыщения) все электроны достигают анода. Через трубку при этом течёт максимальный ток (ток насыщения).

К термokatодам трубок, наряду с общими требованиями к катодам электровакуумных приборов (обеспечивать необходимый и устойчивый ток эмиссии в процессе всего срока службы, хорошо обезгаживаться и не ухудшать вакуум в приборе в рабочих режимах, иметь достаточный срок службы и т.д.), предъявляется и ряд специальных требований, таких как стабильность работы при большой напряжённости поля на поверхности катода и возможность регулировки температуры катода (тока эмиссии) в широких пределах. Учитывая, что мощность рентгеновских трубок в основном ограничена тепловым режимом анода, а не плотностью тока с катода, обычно в качестве источников электронов используют термокотоды из чистого или карбидированного торированного вольфрама.

Рабочие температуры вольфрамового катода лежат в пределах 2300–2650 К, при этом плотность тока эмиссии может составлять 0,3–0,7 А см⁻² при эффективности 2–10 мА Вт⁻¹.

В ряде рентгеновских трубок (например, в трубках для структурного анализа, где важно исключить попадание материала катода на мишень в результате термоиспарения) необходимо использовать катоды с более низкой рабочей температурой. В этом случае применяются карбидированные торированные вольфрамовые катоды. Рабочая температура таких катодов составляет 1900–2000 К, плотность тока 1–3 А см⁻², эффективность 50–70 мА Вт⁻¹ [14].

В рентгеновских трубках с холодным катодом генерация свободных электронов происходит под действием очень сильного электрического поля у поверхности катода (автоэлектронная эмиссия). Электроны, испущенные катодом, ускоряются под действием разности электрических потенциалов между анодом и катодом и удаляются от анода, где происходит их резкое торможение.

От формы и размеров катода в значительной степени зависят важнейшие параметры рентгеновской трубки — размеры и форма действительного фокусного пятна, под которым понимается участок поверхности мишени, бомбардируемый электронным пучком.

Анодом рентгеновской трубки называется электрод, выполняющий функции мишени или несущий мишень трубки. В ходе исследований влияния материала анода на излучение непрерывного спектра оказалось, что полная энергия излучения трубки при одних и тех же напряжениях и силе тока через трубку прямо пропорциональна атомному весу элемента материала анода. Дальнейшие исследования показали, что энергия полного излучения пропорциональна атомному номеру, а не атомному весу. Это было установлено при измерениях энергии полного излучения анодов. Часть рентгеновского излучения, возникающего при торможении электронов на мишени, предназначенная для полезного использования и заключённая в телесном угле, вершина которого лежит в центре действительного фокусного пятна, называется рабочим пучком излучения трубки. Геометрические характеристики рабочего пучка излучения (его направление и телесный угол) зависят от конструкции рентгеновской трубки и её анода.

Конструктивно аноды могут быть выполнены массивными или прострельными (рис. 3). С помощью массивного анода (рис. 3а) рабочий пучок трубки может быть сформирован в пределах $0^\circ - 87^\circ$. Такой анод состоит, как правило, из тела анода (4) и мишени (3) (составной анод). Материал тела анода должен обладать высокой теплопроводностью, так как через тело анода отводится теплота к охлаждающему устройству. Чаще всего тело анода изготавливается из меди, обладающей достаточно высокой температурой плавления (1360 К), хорошими вакуумными свойствами, высокой теплоёмкостью и теплопроводностью.

К мишени предъявляются требования высокой температуры плавления и низкой упругости паров при высокой температуре. В трубках, предназначенных для получения тормозного излучения, мишени изготавливают из вольфрама (температура плавления 3650 К). Для получения характеристического излучения определённой жёсткости в качестве мишени используются различные материалы (хром, железо, медь, молибден, серебро и

др.). В ряде случаев мишень как конструктивный элемент в трубке отсутствует, а её функции выполняет поверхность тела анода (однородный анод).

Прострельный анод применяется в рентгеновских трубках, как правило, в тех случаях, когда необходимо иметь рабочий пучок, ось и направление которого совпадают с осью и направлением пучка электронов (рис. 3б).

3. Источники рентгеновского излучения

В отечественной рентгентехнике микрофокусные источники излучения появились в 1950-х годах [15]. Основными требованиями, предъявляемыми к их конструкции, были малое фокусное пятно и малое фокусное расстояние. Выполнение этих условий позволяло в соответствии со схемой съёмки с прямым увеличением поместить объект контроля вблизи фокусного пятна для получения резких изображений объекта с большим коэффициентом увеличения.

Однако практические образцы таких источников излучения имели большие габариты и массу, были сложны в эксплуатации. Более удобными в обращении и простыми по конструкции являются источники излучения на базе отпаянных микрофокусных рентгеновских трубок с вынесенным анодом [16]. Первым отечественным электровакуумным прибором такого типа стала рентгеновская трубка БС-1 (рис. 4) на напряжение 50 кВ производства ОКБ РП ЛОЭП "Светлана" (Ленинград). Конструкцию этой трубки, на десятилетия определившей основное направление развития микрофокусных источников рентгеновского излучения в нашей стране, можно считать классической.

Трубка включает анодную трубу диаметром 8 мм и длиной 35 мм, в торце которой размещается мишень прострельного типа. На анодной трубе расположен постоянный кольцевой магнит для фокусировки электронного пучка, предварительно сформированного трёхэлектродной пушкой. Мощность 2,5 Вт при диаметре фокусного пятна около 40 мкм обеспечивает интенсивность рентгеновского излучения, достаточную для целого ряда как технологических, так и медицинских исследований [17]. Отмеченные особенности конструкции трубки БС-1 характерны для всех приборов серии БС, разработанных в последующие годы, например БС-6 на напряжение 100 кВ и БС-15 на 150 кВ.

На базе указанных трубок создана серия малогабаритных микрофокусных источников рентгеновского излучения серии РИ на максимальное напряжение 50–150 кВ. Источники излучения серии РИ построены по моноблочной схеме, в отличие от источников излучения на трубках с постоянной откачкой, которые, как известно, строятся по кабельной схеме [18]. В кабельной схеме высокое напряжение подаётся к рентгеновской трубке от генераторного устройства по высоковольтному кабелю. Соответственно источник излучения кабельного типа содержит три функционально отдельных

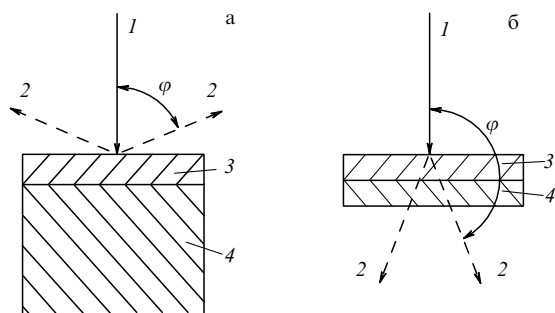


Рис. 3. Конструкции анодов: (а) массивный, (б) прострельный. 1 — электронный пучок, 2 — рентгеновское излучение, 3 — мишень, 4 — тело анода (подложка).

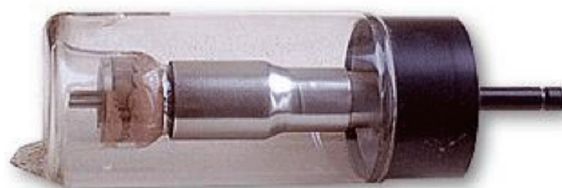


Рис. 4. Рентгеновская трубка БС-1.



Рис. 5. Рентгеновские трубки фирмы Oxford Instruments.

высоковольтных узлов. Каждый из этих узлов — генераторное устройство, кабель и излучатель с трубкой — включает в себя специальные конструктивные элементы и разъёмы, обеспечивающие высоковольтную изоляцию межблочных соединений.

Компания Siemens (Германия) производит рентгеновские трубки STRATON для медицинских томографов, отличающиеся сочетанием высокой скорости и хорошего качества изображения. В них используется прямое масляное охлаждение анода. Компактный дизайн позволяет разместить две трубки в одной системе. Эти особенности позволяют устранить артефакты движения. Помимо этого, отсутствует задержка при перегреве даже при длительных сканированиях.

Компании Comet (Швейцария) и Philips (Нидерланды) производят рентгеновские трубки с термокатодами для медицинской техники с ускоряющими напряжениями от 9 до 100 кВ. Эти трубки широко применяются для рентгенокопии и в аппаратах рентгеновской томографии.

Рентгеновские трубки компании Oxford Instruments (Великобритания) подходят для промышленного или научного оборудования и отличаются высокой стабильностью, надёжностью и низкой стоимостью (рис. 5). В качестве мишеней используются различные материалы, анодное напряжение варьируется в диапазоне от 4 до 80 кВ, а размер фокусного пятна составляет 10 мкм.

Помимо этого, компания Oxford Instruments занимается разработкой новых конструкций рентгеновских трубок, в том числе содержащих автоэмиссионные катоды (рис. 6). В статье [19] предлагается использовать в качестве материала катода углеродные нанотрубки (УНТ), что позволяет достичь уменьшения размеров и веса трубки, а также повышения её эффективности.

Toshiba стала первой японской компанией, занявшейся выпуском рентгеновских трубок в 1915 г. С тех пор их трубки отличаются высоким качеством и надёжностью. Линейка продуктов фирмы Toshiba охватывает весь спектр применений рентгеновской аппаратуры в медицине, стоматологии и промышленности.



Рис. 6. Рентгеновская трубка с автоэмиссионным катодом компании Oxford Instruments.

Компания Varian Medical Systems, Inc. (США) разрабатывает и производит рентгеновские трубки для ряда промышленных областей, включая продукцию для обеспечения безопасности, сканирование с использованием компьютерной томографии, рентгенографию и другие научные приложения. Рентгеновские трубки могут быть выполнены как в стеклянной, так и в керамической оболочке. Varian Medical Systems, Inc. предлагает также двухфокусные рентгеновские трубки.

4. Области применения источников рентгеновского излучения

Рентгеновское излучение находит широкое применение в самых различных областях науки, техники и медицины. Высокая проникающая способность рентгеновского излучения позволяет получать информацию о внутреннем строении и состоянии вещества и живых организмов. Последнее особенно широко используется для целей медицинской диагностики и лечения.

При рентгенографических исследованиях через вещество пропускаются рентгеновские кванты и регистрируется излучение, прошедшее через объект. В таких условиях возможны различные механизмы взаимодействия квантов с веществом. При достаточно низкой энергии рентгеновских квантов основной процесс, определяющий взаимодействие, — это фотоэлектрическое поглощение. В результате происходит поглощение падающего кванта электроном атомной оболочки и образование свободного электрона с энергией, сравнимой с энергией поглощённого кванта [20].

Кроме того, при прохождении рентгеновского излучения через вещество могут наблюдаться процессы, когда выброшенный из атома электрон получает лишь часть энергии падающего кванта. Такой электрон называется электроном отдачи. Остальная энергия излучается в виде кванта с меньшей энергией, чем у падающего кванта (комптоновское рассеяние). Направление излучения возникшего рентгеновского кванта произвольное.

Поскольку комптоновское рассеяние имеет место на электронах атомов лёгких элементов, из которых в основном состоит человек, то при рентгенографических исследованиях оно составляет значительную часть излучения, прошедшего через тело пациента, и приводит к размыванию изображения исследуемого объекта. Для



Рис. 7. Цифровая флюорограмма со слабоконтрастной тенью.

уменьшения этого эффекта в медицинских исследованиях используют отсеивающий растр [21]. Однако при этом в несколько раз теряется интенсивность прошедшего излучения, и приходится увеличивать дозу облучения пациента.

Значительное уменьшение влияния комптоновского рассеяния достигается при использовании сканирующих методов рентгенографии. В этом случае объект облучается узким пучком рентгеновского излучения, ширина которого во много раз меньше исследуемых особенностей объекта [22, 23]. В результате влияние комптоновского рассеяния от соседних областей на исследуемую область объекта становится несущественным, поскольку эти области не облучаются в момент регистрации.

Сканирующий метод регистрации позволяет получать высокое качество изображения с помощью рентгеновского излучения при малых дозах. Так, например, во флюорографах КАРС [24] при дозе за один снимок порядка 0,05 мЗв на фоне качественного изображения рисунка тканей лёгких наблюдается чёткая структура позвоночного столба (рис. 7).

Современные рентгеновские томографы позволяют производить все виды томографических исследований, известных в мире. Они могут применяться для исследований головного мозга, грудной клетки, брюшной полости и др. Например, в аппарате Toshiba Aquilion Multi 4 имеется протокол исследования сердца с ретроспективной кардиосинхронизацией. Это позволяет проводить исследования сосудов сердца, послеоперационную шунтографию, выявлять наличие микрокальция в коронарных сосудах.

Компания Siemens производит широкий спектр оборудования для компьютерной томографии, как многофункционального стационарного, так и мобильного.

Компьютерный томограф CereTom 300 производства компании NeuroLogica (США) предназначен для исследования тканей в области головы и шеи. Он может быть использован в реанимационных отделениях, отделениях неотложной помощи, нейрохирургических центрах, центрах рентгенохирургических исследований, операционных, отделениях интенсивной нейротерапии, палатах пациентов, неврологических кабинетах, отделениях реанимации новорождённых, челюстно-лицевых хирургических центрах, машинах скорой помощи и стоматологических кабинетах.



Рис. 8. Кроулер BNDT.

Компания ТехАстор (Россия) производит рентгеновский высокостабилизированный аппарат "Экстравольт" для промышленной дефектоскопии. Он представляет собой аппарат кабельного типа с металлокерамической трубкой, предназначенный для промышленной радиогрaфии и радиоскопии при больших глубинах просвечивания (до 102 мм стали при стандартных условиях), в промышленных и научных лабораториях, а также в цеховых условиях.

Компания Balteau NDT (Бельгия) разработала кроулер — автономный самодвижущийся рентгеновский комплекс, предназначенный для контроля качества сварных соединений строящихся трубопроводов (рис. 8). Аппарат перемещается внутри трубы, устанавливается под контролируемым стыком и производит экспозицию. Управляет кроулером оператор, находящийся снаружи трубы, с помощью электромагнитной системы управления.

Лёгкие и мобильные микрофокусные аппараты постоянного потенциала серии РАП-М с микропроцессорным управлением предназначены для проведения неразрушающего контроля изделий из металлических и неметаллических материалов. Благодаря наличию аппаратов с панорамным и боковым выходом рентгеновского излучения можно контролировать изделия сложной конфигурации.

Малогабаритные импульсные бетатроны типа МИБ используются для радиографического контроля качества материалов и изделий в нестационарных условиях: на строительных площадках, на стапелях, при контроле сварных соединений и в запорной арматуре нефте- и газопроводов, ремонте энергетических и котельных установок, контроле опор мостов и других ответственных строительных конструкций, а также контроле литья и сварных соединений больших толщин.

Рентгеновская техника активно применяется в системах безопасности. Например, стационарный рентгеновский интроскоп "Калан-2М" предназначен для рентгеновского обследования отдельных предметов (посылок, бандеролей и т.п.) с целью обнаружения в них взрывных устройств, холодного и огнестрельного оружия, а также других запрещённых к провозу предметов. Полная радиационная безопасность установки позволяет эксплуатировать её в качестве средства входного контроля и размещать в служебных помещениях (на предприятиях, в офисах). Благодаря использованию микрофокусного рентгеновского излучателя и наличию в камере контроля передвижного предметного столика появляется возможность получения геометрически увеличенного изображения отдельных частей контролируемого объекта.

Портативная рентгенотелевизионная установка "Норка" предназначена для проверки почтовой корреспонденции, багажа, мебели, различных бытовых предметов в целях выявления взрывных устройств, а также контейнеров с опасными вложениями. Обеспечивает высокую производительность при слабом радиационном воздействии на окружающих и обслуживающий персонал.

Помимо этого, источники рентгеновского излучения применяются для научных исследований. Например, приставка iMOXF для растровых электронных микроскопов (РЭМ) — это комбинация рентгеновского источника и рентгеновской оптики, благодаря которой существенно расширяются возможности РЭМ в части микроанализа. iMOXF позволяет проводить рентгенофлуоресцентный микроанализ, а специальное программное обеспечение даёт возможность осуществлять комбинированную обработку данных, полученных при рентгеноспектральном и рентгенофлуоресцентном анализе.

Помимо лабораторных исполнений, существуют и портативные рентгенофлуоресцентные анализаторы, предназначенные для прикладных задач. Например, X-MET — портативный рентгенофлуоресцентный анализатор химического состава металлов и сплавов — применяется для контроля сталей и сплавов цветных металлов, сортировки металлического лома, металлов на складе, для проведения экспресс-анализа и определения марок металлов на каждом этапе производства, для ремонта и диагностики оборудования, экспресс-анализа руды и почвы, экомониторинга, диагностики и контроля промышленной безопасности.

5. Развитие рентгеновской техники

В настоящее время разработка рентгеновских трубок идёт по двум основным направлениям: создание приборов широкого назначения и создание специализированных конструкций трубок, предназначенных для решения определённых задач. Например, для растровой рентгеновской топографии кристаллов [25, 26] и для исследования кристаллов методом широко расходящегося пучка [27, 28] необходимы рентгеновские трубки с конструкцией, принципиально отличной от конструкции трубок широкого назначения [29].

Большинство рентгеновских трубок, имеющих массовое применение, в процессе своего развития достигло известного конструктивного единообразия. Почти все они состоят из двух электродов — анода и катода, впаянных в стеклянный баллон и расположенных по оси трубки друг против друга. Рентгеновское излучение в большинстве случаев выходит из середины трубки перпендикулярно её оси.

Имеется, однако, ряд специализированных трубок, конструкции которых сильно отличаются от "нормальной" конструкции трубок широкого применения. К ним относятся:

- 1) трубки с выносным полым анодом, применяющиеся для полостной терапии и просвечивания полых изделий;
- 2) трубки с вращающимся анодом, позволяющие получать большие кратковременные мощности при малом фокусе, применяющиеся в некоторых видах рентгенодиагностики;
- 3) трубки мягколучевые большой мощности излучения, которые могут применяться при исследовании и использовании бактерицидных и фотохимических свойств рентгеновского излучения;
- 4) трубки импульсные, используемые для микросекундной рентгенографии быстропротекающих процессов;
- 5) трубки миниатюрные для лёгких переносных аппаратов;
- 6) трубки высоковольтные для глубокой терапии и просвечивания ответственных толстых промышленных изделий;

7) острофокусная трубка — рентгеновский теневой микроскоп.

В 1972 г. в Англии было предложено использовать вычислительный томограф для исследования поперечных срезов головного мозга [30]. Как известно, при обычной рентгенографии получается двумерное изображение, и детали, существующие в трёх измерениях, накладываются друг на друга и искажают картину, что затрудняет получение требуемой информации. В вычислительном томографе используется оригинальный принцип получения изображений, позволяющий преодолеть эти трудности: объект подвергается поперечному сканированию коллимированным рентгеновским пучком. За объектом излучение регистрируется системой детекторов, а результаты измерения используются для синтеза с помощью ЭВМ полутонового изображения слоя. Полученное изображение не имеет теней и помех от других слоёв исследуемого объекта (рис. 9). Объём информации, содержащийся в томограмме, при прочих равных условиях примерно в 100 раз больше, чем в обычной рентгенограмме [31, 32].

Очередным этапом развития вычислительной томографии стало создание вычислительных микрофотографов для исследования технических и некоторых биологических объектов. Для них необходимы портативные рентгеновские аппараты с рентгеновскими трубками, имеющими принципиально отличные характеристики и конструкцию [33] по сравнению с рентгеновскими трубками, используемыми в медицинских вычислительных томографах [13, 30, 34]. Нужны были микрофокусные рентгеновские трубки с относительно высоким номинальным напряжением (100–150 кВ), высокой интенсивностью рабочего пучка и, как правило, торцевым выходом пучка.

Подобным требованиям также должны были отвечать рентгеновские трубки для микродефектоскопии небольших изделий, в том числе имеющих полости. В последнем случае у трубки должен быть вынесенный анод с длинной пролётной трубой.

Таким образом, возникла необходимость в создании рентгеновских трубок для технических вычислительных микрофотографов, специальных рентгеноструктурных исследований, микродефектоскопии, дентальных исследований и др.

Одна из важных практических проблем, возникающих при использовании рентгеновского излучения, состоит в поиске метода управления пучками. Энергия и направление распространения пучков заряженных частиц могут быть легко изменены путём воздействия на них электрических и магнитных полей. Пучками света можно управлять, используя ячейки Керра и Фарадея, а



Рис. 9. Сравнение информативности рентгенограммы (а) и томограммы (б) коленного сустава.

также с помощью гибких оптических световодов. В то же время возможности управления пучками рентгеновских лучей сильно ограничены. Известны два фундаментальных явления, позволяющих влиять на распространение рентгеновских лучей: брэгговское отражение и полное внешнее отражение излучения [35]. Важным дополнением к ним является эффект Бормана [36].

На основе этих явлений создан некоторый арсенал преобразования пучков рентгеновского излучения: брэгг-френелевские зонные пластинки [37], рентгеновские поликапиллярные устройства [38], кристаллические [39] и многослойные монохроматоры [40], рентгеновские преломляющие линзы [41]. В самое последнее время появились рентгеновские волноводы-резонаторы [42]. Все эти устройства характеризуются наличием прямого воздействия внешних условий на рентгеновские пучки. Однако вследствие малости длины волны рентгеновского излучения такое воздействие оказывается незначительным. Поэтому весьма привлекательной кажется попытка использовать не прямые методы модификации рентгеновских пучков, например, через воздействие на интерференционное поле стоячей рентгеновской волны, индуцированной этими пучками. В работе [43] такой подход к влиянию на пучок рентгеновского излучения предложено реализовать с помощью волновода-резонатора [44].

Для исследований в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии необходимы специализированные микрофокусные рентгеновские трубки, обеспечивающие получение панорамных снимков.

Для использования в медицине при внутрисполостных облучениях опухолевых тканей и в технике для рентгенографии сложных механизмов и устройств при внутреннем размещении источника излучения известны рентгеновские трубки [45, 46], работающие в статическом режиме. Недостатком этих трубок является наличие в конструкции термокатода и необходимость системы охлаждения. Часто такие трубки содержат сложные конструктивные элементы для фокусировки электронных пучков, что увеличивает габариты трубок.

Миниатюризация источника рентгеновского излучения и расширение области его применения возможны при использовании импульсных рентгеновских трубок с холодным катодом. Известна отпаянная импульсная рентгеновская трубка [47], содержащая вакуумированный корпус из стекла, многоострый автоэмиссионный катод и расположенный напротив него по оси трубки анод из тяжёлого металла, имеющий форму конуса. Трубка работает при амплитуде импульса напряжения более 100 кВ и длительности импульса порядка 10 нс. К недостаткам, ограничивающим применение такой трубки, относятся сравнительно большие размеры (диаметр 25 мм, длина 140 мм), сложность сборки катода, состоящего из большого количества тонких острий, небольшой срок службы.

В 2000 г. Всероссийским научно-исследовательским институтом экспериментальной физики (г. Саров) был получен патент на миниатюрную импульсную рентгеновскую трубку, позволяющую получать короткие импульсы (длительностью порядка $1,5 \times 10^{-10}$ с) мягкого рентгеновского излучения с энергией квантов в диапазоне от 30 до 90 кэВ [48]. Технический результат достигается за счёт того, что в импульсной рентгеновской трубке, содержащей металлический корпус с прострельной мишенью и окном для вывода рентгеновского излучения, катод и внутренний изолирующий элемент, мишень отделена от окна. Мишень крепится во внутренней полости трубки с помощью двух цилин-

дрических колец, имеющих зуб и паз, так, что отношение величины зазора между мишенью и катодом к наружному диаметру катода составляет от 1:20 до 1:5. Изолирующий элемент может быть выполнен в виде кольца.

В последнее время для задач рефлектометрии, спектроскопии, нанолитографии широко используется излучение мягкого рентгеновского и экстремального ультрафиолетового (УФ) диапазона. Более распространены лабораторные источники экстремального УФ-диапазона, такие как лазерная плазма и газовый разряд. Однако они обладают рядом недостатков, существенных для прецизионных рефлектометрических измерений. Среди них загрязнение оптики (продуктами эрозии мишени в лазерно-плазменном источнике и элементами конструкции в газоразрядных источниках), сложный спектральный состав излучения (из-за наличия близких интенсивных линий появляется значительный фон, что существенно влияет на точность измерения), сложность перестройки источника на другой спектральный диапазон (переход от 100 к 1000–2000 эВ потребует существенного изменения энергетики источника) [49].

Перечисленных недостатков лишены рентгеновские трубки. Однако трубки мягкого рентгеновского диапазона имеют ряд конструктивных особенностей, среди которых необходимость работы на нескольких спектральных линиях (что требует регулярной смены материала анода) при отсутствии частого контакта катодного и анодного узлов с атмосферой в ряде устройств. Для существенного уменьшения этих недостатков в Институте физики микроструктур (ИФМ) РАН [50] была предложена конструкция рентгеновской трубки, представленная на рис. 10, в которой в качестве материала термокатода используется торированный вольфрам, а также имеется ионный источник для очистки мишени методом ионно-пучкового травления. В процессе работы смена мишени производится поворотом держателя мишени на 90° без вскрытия трубки на атмосферу. Согласно тепловым расчётам [51], максимальная мощность рентгеновской трубки должна составлять 500 Вт.

В 2008 г. в Японии была разработана рентгеновская трубка с несколькими источниками возбуждения (Cr, W и Rh) [52]. Путём перемещения анода можно выбрать источник возбуждения, сохраняя при этом вакуум. Размер фокусного пятна рентгеновской трубки составлял 10 мкм при напряжении 50 кВ и токе 0,5 мА. Удобство применения данной рентгеновской трубки для рентгенофлуоресцентного анализа (возбуждение различных элементов в зависимости от материала мишени) было подтверждено на трёх стандартных образцах порошковых материалов: TiO_2 , Co и Zr.

В настоящее время ряд фирм выпускают нанофокусные рентгеновские источники, используемые в различных дефектоскопических установках, которые имеют фокусное пятно диаметром 0,5–1 мкм на вольфрамовом термокатоде при 20 кВ. Такие фокусные пятна позволяют разрешать детали в несколько сотен нанометров с низким контрастом и с увеличением размеров.

Для получения фокусных пятен диаметром 10–100 нм надо снижать ускоряющее напряжение до 3–5 кВ, чтобы уменьшить эффективную длину пробега электронов в мишени, из-за которой размер фокусного пятна (источника рентгена) больше размера электронного пучка. При этом существенно уменьшится мощность и плотность мощности рентгеновского источника. Такое уменьшение при формировании изображений объектов с наноразмерами частично компенсируется повышением поглощения

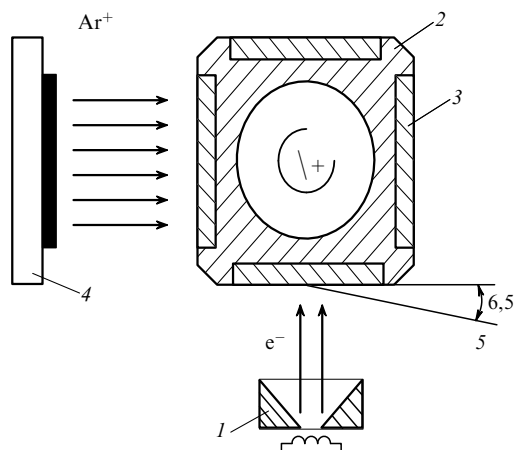


Рис. 10. Схема рентгеновской трубки со сменным катодом: 1 — электронная пушка, 2 — водоохлаждаемый держатель, 3 — припаянная мишень, 4 — ионный источник, 5 — рентгеновский пучок.

мягкого рентгеновского излучения в наноразмерных деталях.

Для решения этой задачи был разработан нанофокусный рентгеновский источник на разборной рентгеновской трубке для ускоряющих напряжений 3–40 кВ. С целью фокусировки электронного пучка применяется оптимизированная для низких ускоряющих напряжений система из трёх магнитных линз и электронной пушки на вольфрамовом термокатоде. Она позволяет получать минимальный размер электронного пучка, равный 10 нм. Система линз размещена в одном каркасе (170 × 350 × 300 мм, вес ~ 30 кг) с магнитоэлектрическим насосом и ручными затворами (рис. 11).

При испытаниях первого варианта экспериментального образца просвечивающего рентгеновского микроскопа на разборной трубке по растровому изображению тестовой мишени в прошедшем рентгеновском излучении на 10 кВ получено разрешение 0,1–0,2 мкм [53]. В проекционном режиме на рентгеновском детекторе при 25 кВ достигнуто разрешение 0,3 мкм.

Благодаря последним исследованиям рентгеновской оптики появилась возможность уменьшить интенсивность источников рентгеновского излучения, используемых в медицине и промышленности, по меньшей мере на два порядка, получая те же результаты. В связи с этим необходимо новое поколение компактных малошумящих микрофокусных рентгеновских трубок. Путём замены термокатада автоэмиссионным катодом возможно как раз добиться уменьшения размеров рентгеновского источника, а также потребляемой им мощности [54]. Поэтому в последнее время активно ведутся исследования углеродных волокон и углеродных нанотрубок как вероятных источников электронов в миниатюрных рентгеновских трубках.

6. Применение углеродных материалов в качестве катода

Классификация основных современных методов изготовления автокатодов из двух больших классов углеродных материалов (рис. 12) рассмотрена в статье [54]. Первый — это материал промышленного производства, а второй — непосредственно сформированные автокатодные структуры. В статье также кратко изложены особенности конкретных методов изготовления автокатодов.



Рис. 11. Разборная рентгеновская трубка.

В работе [55] рассматривается влияние параметров источника электронов на характеристики рентгеновской трубки в зависимости от различных типов автоэмиссионных катодов; проводится также сравнение с термокатадами.

Авторы [55] предлагают использовать вместо термокатада один или несколько острых автоэмиссионных катодов. Однако следует учитывать, что при появлении искрового разряда внутри рентгеновской трубки будет происходить необратимое разрушение острого эмиттера. Поэтому в качестве вероятных материалов для автокатодов было решено использовать углеродные волокна [56] и углеродные нанотрубки [57] как наиболее стабильные и способные к самовосстановлению.

Сотрудниками Московского физико-технического института (МФТИ) был предложен способ изготовления высокоэффективных автоэмиссионных катодов из углерод-азотных нановолокон [58]. Для таких автокатодов пороговая напряжённость электрического поля существенно меньше, чем у автокатодов из многослойных углеродных нанотрубок и известных углерод-азотных наноматериалов. Метод основан на выращивании азотсодержащих углеродных нановолокон путём резистивного нагрева графита в атмосфере азота или азот-аргоновой газовой смеси высокого давления и их осаждения в рабочем объёме на специально подготовленную графитовую подложку.

Разработанный способ изготовления автоэмиссионных катодов позволяет синтезировать углерод-азотные нановолокна в аппарате высокого давления непосредственно на рабочей подложке, без использования промежуточных операций. Данное обстоятельство позволяет упростить технологический цикл и понизить стоимость изготовления автокатада. При этом предварительная подготовка подложки обеспечивает повышенную адгезию углерод-азотного материала и его стойкость в процессе эксплуатации автоэмиссионного катада. В результате использование разработанного способа вместо стандартной технологии трафаретной печати позволяет достичь более высоких плотностей эмиссионного тока, а также повысить стабильность работы и время жизни автокатада.

В работе [59] приведены результаты исследований автоэмиссионных свойств катодов, изготовленных из графитовой фольги. Эмиссионные центры на её поверхности были сформированы с помощью лазерного маркера. Проведённые эксперименты показали возможность изготовления автокатодов с однородной структурой поверхности. Были изготовлены автокатоды с различной топографией: кратеры диаметром ~ 60 мкм с расстоя-



Рис. 12. Классификация основных методов изготовления автокатодов из углеродных материалов. ПАН — полиакрилонитрильное (волокно).

нием между центрами, равным диаметру; сетка с шириной ячейки 50 мкм.

Исследования эмиссионных свойств показали, что наилучшими характеристиками обладают катоды с топографией в виде кратеров. Результаты исследования стабильности катодов выявили, что эмиссионные параметры катода с топографией поверхности в виде кратеров стабилизируются при тренировке методом увеличения токовой нагрузки, после которой при плотности тока, отбираемого с катода, порядка 1 mA cm^{-2} исследуемые автоэмиссионные катоды практически не подвержены деградации.

Углеродные нанотрубки были открыты около 20 лет назад [60]. Благодаря особенностям химических связей и идеальной геометрии они характеризуются многими уникальными свойствами [61], среди которых самостоятельное поддержание достаточно острых концов и большая величина соотношения сторон. Из-за этого УНТ имеют значительный коэффициент усиления поля и, следовательно, при их использовании необходимы меньшие пороговые напряжения для получения автоэмиссии [62]. В таких катодах разброс по энергиям составляет 5 эВ, а разброс эмитированных электронов по углу относительно направления поля — менее 5° .

В работе [63] предложено выращивание нанотрубок из паров этанола методом низкотемпературного газозофазного осаждения. Процесс газозофазного осаждения является одним из наиболее эффективных методов изготовления плоских автоэмиссионных катодов и позволяет получать различные углеродные структуры на катодной подложке. В зависимости от условий нанесения получаемое углеродное покрытие может представлять собой алмазоподобные плёнки [64], аморфный графит [65], различные углеродные образования, в том числе и УНТ [66]. Проведённые эксперименты показали возможность синтеза УНТ методом низкотемпературного (температура подложки 500°C) газозофазного осаждения из паров этанола. Результаты исследования стабильности полученных образцов катодов показали, что при плотности тока, отбираемого с катода, не превышающей 80 mA cm^{-2} , исследуемые автоэмиссионные катоды подвержены незначительным изменениям автоэмиссионных свойств.

Одной из основных характеристик автоэмиссионных катодов является срок их службы. В работе [67] рассмотрены процессы деградации автокатодов, изготовленных

из углеродных нанотрубок, предлагаются методика анализа зависимости тока и напряжения от времени и критерий сравнения автокатодов с существенно различными рабочими напряжениями. В статье показано, что способ изготовления автокатада (печать или электрофорез) из УНТ не влияет на срок его службы, а скорость деградации определяется в основном током катода. Было установлено, что в выключенном состоянии изменяются эмиссионные свойства автокатада. Это обусловлено процессами адсорбции и десорбции молекул остаточных газов в приборе, уменьшающими работу выхода и приводящими к появлению участков с большей скоростью деградации сразу после включения прибора. При длительной работе автокатада (более 100 ч) основной причиной деградации является уменьшение площади эмитирующей поверхности, а формфактор практически не меняется.

Углеродные нанотрубки могут быть источниками больших токов. С одиночной однослойной УНТ был получен стабильный ток эмиссии более 1 mA [68], а с макроскопических катодов из УНТ были получены токи с плотностью выше 1 A cm^{-2} [69]. Благодаря таким свойствам углеродные нанотрубки перспективны для многих технических задач. Была показана возможность их использования в качестве автоэмиссионных катодов в плоских автоэмиссионных дисплеях (FED) [70], источниках света [71] и разрядных трубках, предназначенных для защиты от повышения напряжения [72].

Однако хорошо известно [73], что в автоэмиссионных приборах под действием бомбардировки ионами остаточных газов происходит разрушение или самовосстановление рабочей поверхности катода. В катодах, изготовленных из графитовых материалов, под действием ионной бомбардировки происходит самовосстановление рабочей поверхности благодаря образованию статистически равновесной микроструктуры эмиссионных центров. Поэтому ионная бомбардировка для катодов на основе графита является доминирующим механизмом как формирования, так и разрушения рабочей поверхности.

В работе [74] показано, что повышенная стабильность графитовых катодов обусловлена большим числом эмиссионных центров. Однако при создании эмиссионных центров редко удаётся получить микроструктуры с одинаковыми геометрическими размерами [75]. По этой причине при первом включении эмиссия элект-

ронов происходит неравномерно по поверхности катода. Однако после длительной наработки катода при плотности тока $0,5 \text{ мА см}^{-2}$ в течение 10–40 ч число функционирующих эмиссионных центров увеличивается, так как происходит формирование устойчивого рельефа рабочей поверхности и статистическое выравнивание геометрических параметров эмиссионных центров за счёт разрушения центров с высоким коэффициентом усиления поля [75, 76]. Более того, в процессе наработки удаляются слабосвязанные составляющие и выделяются наиболее динамически устойчивые конфигурации микрорельефа поверхности. При этом происходит удаление с поверхности всех обломков как в результате ионной бомбардировки, так и под действием пондеромоторных нагрузок. Например, в работе [75] исследовались эмиссионные свойства углеродных автокатодов, изготовленных из пучков углеродных волокон и высокопрочных графитов МПГ-6/МПГ-8. Было показано, что значительное изменение токоотбора происходит в первые 10–50 ч работы, а далее эмиссионный ток остаётся практически стабильным. РЭМ-исследования поверхности автокатодов, проработавших разное время, доказали, что в процессе работы катодов происходит перестройка эмитирующей поверхности под действием ионной бомбардировки. Такой переходный процесс называется формовкой катода или его тренировкой. Таким образом, для того чтобы катоды, изготовленные из графитовых материалов, удовлетворяли требованиям по стабильности эмиссионного тока, эффективности и равномерности распределения эмиссионных центров необходима специальная методика их тренировки. Причём временные и технологические затраты на процесс тренировки катодов должны быть минимальными, чтобы существенно снизить их себестоимость при массовом производстве.

В работе [77] предлагается с помощью плазменного травления поверхности катода имитировать режим его токовой тренировки [75] и испытывать катод на срок службы. Показано, что, подвергая поверхность катода интенсивному ионному травлению, за очень короткий срок можно симитировать изменение рабочей поверхности катода, проработавшего в течение длительного периода. Экспериментальные результаты показали, что после ионного травления катодов число эмиссионных центров при первом включении катода увеличивается примерно в 3,5 раза по сравнению с нетравленным катодом. РЭМ-изображение поверхности катода, проработавшего 720 ч, визуально совпадает с изображением поверхности катода после травления в режиме имитации 720 ч работы.

7. Рентгеновские трубки с автоэмиссионными катодами

В 2003 г. в США был зарегистрирован патент на источник рентгеновского излучения с использованием автоэмиссионного катода [78]. Катод такого рентгеновского источника должен быть сформирован хотя бы частично из наноструктурированных материалов, при этом плотность эмиссионного тока достигает 4 А см^{-2} . Таким образом, может быть получена значительно большая по сравнению с термоэмиссионными катодами плотность эмиссионного тока. Высокая энергетическая эффективность такого источника реализуется за счёт резкого снижения разогрева анода.

В 2003 г. сотрудниками МФТИ был подан патент на миниатюрную рентгеновскую трубку с автоэмиссионным катодом, изготовленным из пучка углеродных

полиакрилонитрильных волокон [79]. Данная трубка выполнена по триодной схеме и включает в себя, помимо катода и анода, ещё и управляющий электрод (рис. 13). Проведённые испытания подтвердили высокую эффективность её конструктивных решений. Трубка с напряжением 50 кВ и током 100 мкА проработала без отказа более 10000 ч, что свидетельствует о её высокой надёжности. При этом нестабильность характеристик трубки составила менее 1 %.

Данное изобретение относится к рентгеновским трубкам, содержащим автокатод, выполненный на основе углеродных материалов, и может быть использовано в качестве источника рентгеновского излучения в приборах дефектоскопии, досмотровой аппаратуре, медицинских рентгеновских аппаратах, диагностических установках рентгеновской спектроскопии.

Рентгеновская трубка (см. рис. 13) содержит размещённые в вакуумной оболочке (1) автоэлектронную пушку (2), анод (3), окно для вывода рентгеновского излучения (4). Что касается автоэлектронной пушки, то она содержит автокатод (5), колпачок (6) с электрическим выводом (7), диэлектрическую шайбу (8), контактный узел автокатада (9).

Пучок углеродных волокон (10) заключён в оболочку (11) для обеспечения ориентации углеродных волокон, их механического крепления и вибростойкости. Оболочка выполнена из проводящего или полупроводящего материала, например из проводника, полупроводящего стекла или металлизированного по поверхности диэлектрика, что исключает случайное изменение потенциала оболочки относительно пучка углеродных волокон при

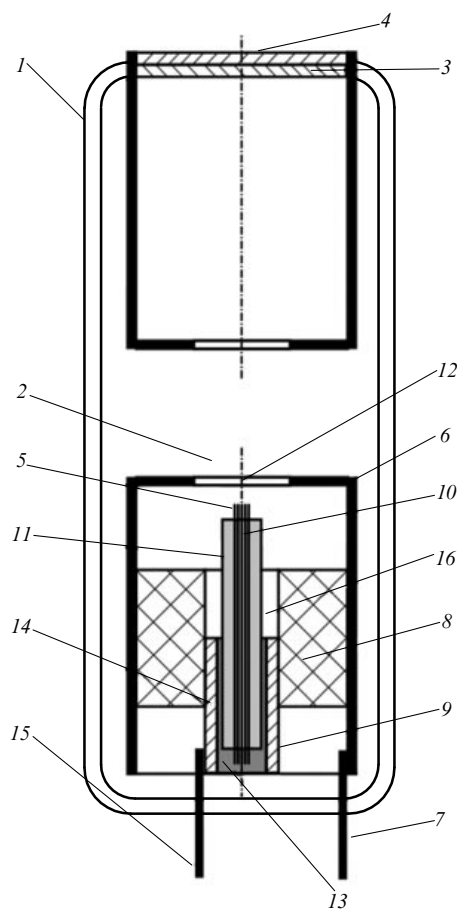


Рис. 13. Конструкция рентгеновской трубки с автоэмиссионным катодом из пучка углеродных волокон.

работе рентгеновской трубки. Пучок углеродных волокон со стороны эмиттера выступает из оболочки. В торцевой стенке колпачка, выполняющего функцию управляющего электрода трубки, имеется диафрагма в виде отверстия (12).

Контактный узел автокатода (13) выполнен из электропроводящего материала, например из электропроводящей пасты (на основе пудры Ag, Al и других проводников) или аквадага (суспензии мелкодисперсного графита), нанесённого на противоположный от эмиттера конец пучка углеродных волокон и часть оболочки, обжаты металлической обечайкой (14), которая может быть выполнена в виде целого цилиндра или цилиндра, разрезанного по плоскости, проходящей через его ось. Обечайка имеет электрический (катодный) вывод (15) из вакуумированной колбы и жёстко соединена с диэлектрической шайбой, например стеклотекстурой, клеем или затвердевшей смолой, так чтобы центральные оси обечайки, пучка углеродных волокон, заключённых в оболочку, и отверстие диэлектрической шайбы были расположены соосно по отношению к электронно-оптической системе рентгеновской трубки. Сборку трубки выполняют таким образом, что между внутренними стенками отверстия в шайбе, оболочкой и верхним торцом контактного узла образуется полость (16). Эта полость служит для предотвращения поверхностной электропроводимости из-за образования диспергированных и сплошных полупроводящих и проводящих плёнок и дорожек на поверхностях оболочки катода, диэлектрической шайбы и управляющего электрода при термовакuumной обработке рентгеновской трубки и распылении материала катода, подвергающегося ионной бомбардировке. Кроме того, необходимо предотвратить пробой между электродами рентгеновской трубки, возникающие при тренировке и работе рентгеновской трубки.

Работает рентгеновская трубка при подаче на анод высокого положительного потенциала относительно катода и напряжения между катодом и управляющим электродом, вызывающего автоэлектронную эмиссию с торцов углеродных волокон, выступающих из оболочки. На поверхность торцов углеродных волокон выходят многочисленные фибриллы — вытянутые вдоль оси волокон тетрагональные кристаллические образования углерода длиной 250–1000 Å и диаметром 20–50 Å. Они являются центрами автоэлектронной эмиссии углеродных волокон. Автоэлектроны с катода вылетают через отверстие в торцевой стенке колпачка, выполняющего функцию управляющего электрода, и попадают в сильное ускоряющее электрическое поле между анодом и колпачком. Диафрагмирующее отверстие в колпачке позволяет автоэлектронам лететь только на анод, предотвращая попадание автоэлектронов с катода на диэлектрическую часть оболочки рентгеновской трубки. В результате увеличивается электропрочность трубки, так как исключается вероятность зарядки и пробоев диэлектрической оболочки трубки.

Ускоренные высокоэнергетичные электроны, попадая на анод, вызывают рентгеновское излучение.

При изменении потенциала управляющего электрода меняется величина напряжённости электрического поля у торцевой поверхности эмитирующих углеродных волокон и, таким образом, осуществляется регулировка тока рентгеновской трубки и интенсивности рентгеновского излучения при неизменной разности потенциалов между катодом и анодом.

Позднее в МФТИ были предложены другие конструкции электронной пушки для различных вакуумных при-

боров, которые обладают лучшими характеристиками по управляемости, простоте сборки и другим параметрам [80–82]. Для достижения более стабильной работы автоэмиссионного катода было предложено применять метод плазмохимического травления эмиттера в коронном разряде [83, 84].

Миниатюрные рентгеновские источники перспективны для применения в терапии, поскольку излучение может быть включено в требуемый момент времени (когда источник направлен на исследуемый объект) и выключено после достижения желаемой дозы, в отличие от рентгеновских источников, которые излучают непрерывно и представляют угрозу для пациентов и медицинского персонала, работающего с этими устройствами. Для этого при лечении, например, артерий на поверхности сердца необходимо иметь катетер диаметром не более 1 мм. Для других целей, таких как лечение рака пищевода или толстой кишки, приемлема величина диаметра до 5 мм. Для этих задач в литературе предлагается несколько конструкций, в которых используются рентгеновские трубки с автоэмиссионными катодами в качестве источников электронов [85–87]. Материалом катода служит, например, наномалмаз-углерод [85] или углеродные нанотрубки [86, 87].

В работе [88] предложены прототипы таких трубок диаметром от 1 до 5 мм, корпус которых выполнен из кварцевого и боросиликатного стекла. Так как эти миниатюрные рентгеновские трубки работают при напряжениях 15–40 кВ, то необходимо, чтобы при их эксплуатации отсутствовали пробой, в том числе и поверхностные. Поэтому, помимо использования автоэмиссионного катода, особое внимание при разработке этих трубок было уделено их изоляции и помещению в катетер.

В 2004 г. в Технологическом институте г. Нагоя (Япония) была разработана новая конструкция сверхминиатюрной рентгеновской трубки, катод которой выполнен из углеродных нановолокон [89]. Конструкция состоит из стеклянной трубки диаметром 2 мм и длиной 5 мм, в которую впаяна трубка из нержавеющей стали с внутренним диаметром 0,5 мм. Внутри стальной трубки вставлен катод из молибденовой проволоки диаметром 0,5 мм, на которой методом химического осаждения выращен слой вертикально ориентированных нановолокон (рис. 14). В качестве мишени использовали медную плёнку толщиной ~ 3 мкм, осаждённую на алюминиевую пластинку толщиной 0,1 мм. Потенциал, приложенный к катоду, варьировали в диапазоне 10–15 кВ, что обеспечивало ток электронной эмиссии величиной 50 мкА. При более высоких токах мишень повреждалась. Измеренные эмиссионные вольт-амперные характеристики эмиттера находятся в хорошем соответствии с классической зависимостью Фаулера–Нордгейма, что подтверждает механизм полевой электронной эмиссии. Спектр рентгеновского излучения состоял из двух линий (K_{α} и K_{β}) с максимумами вблизи 8 и 9 кэВ соответственно, наложенными на сплошной спектр, обусловленный механизмом тормозного излучения электронов. При испытаниях рентгеновской трубки получены качественные изображения биологических объектов (в частности, древесных листьев) с высоким уровнем разрешения, недостижимым при использовании традиционных коммерческих рентгеновских аппаратов.

В работе [90] представлена миниатюрная рентгеновская трубка триодной конструкции с использованием автокатода на основе УНТ. В ней удалось добиться величины управляющего напряжения менее 1000 В, а размер фокусного пятна составил 1 мм, что делает такую

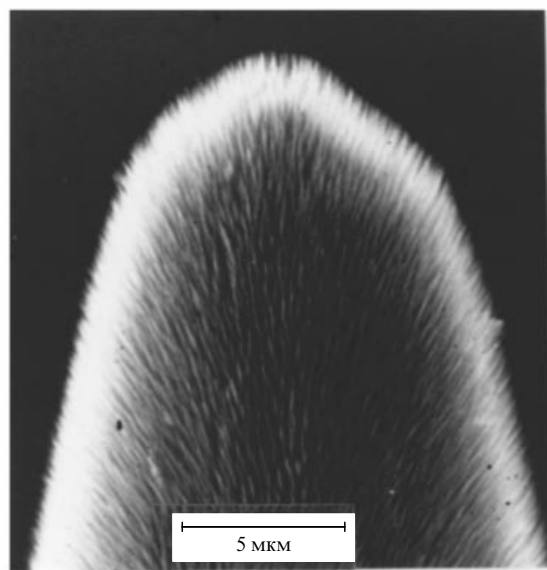


Рис. 14. Катод из молибденовой проволоки с выращенными на ней углеродными нановолокнами.

рентгеновскую трубку применимой для рентгенофлуоресцентного анализа.

Недавно сотрудниками Корейского института науки и технологий был разработан рентгеновский источник с разрешением лучше 5 мкм [91]. Такой результат достигнут благодаря использованию специальной конфигурации катода, в которой нанотрубки, эмитирующие электроны, нанесены на поверхность острого вольфрамового наконечника с радиусом кривизны ~ 5 мкм. Конструкция рентгеновской трубки схематически представлена на рис. 15.

Наконечник из вольфрамовой проволоки толщиной 250 мкм с заостренным концом был изготовлен методом электрохимического травления. Углеродные нанотрубки на поверхности наконечника выращивали методом плазмохимического осаждения паров (PECVD) с никелем в качестве катализатора. Для улучшения адгезии нанотрубок на протравленную поверхность наконечника напыляли буферный слой нитрида титана. Степень однородности покрытия наконечника нанотрубками показана на рис. 15в.

С целью снижения эффекта сферической аберрации использовали электромагнитную линзу в виде соленоида, а также диафрагму диаметром от 4 до 10 мм,

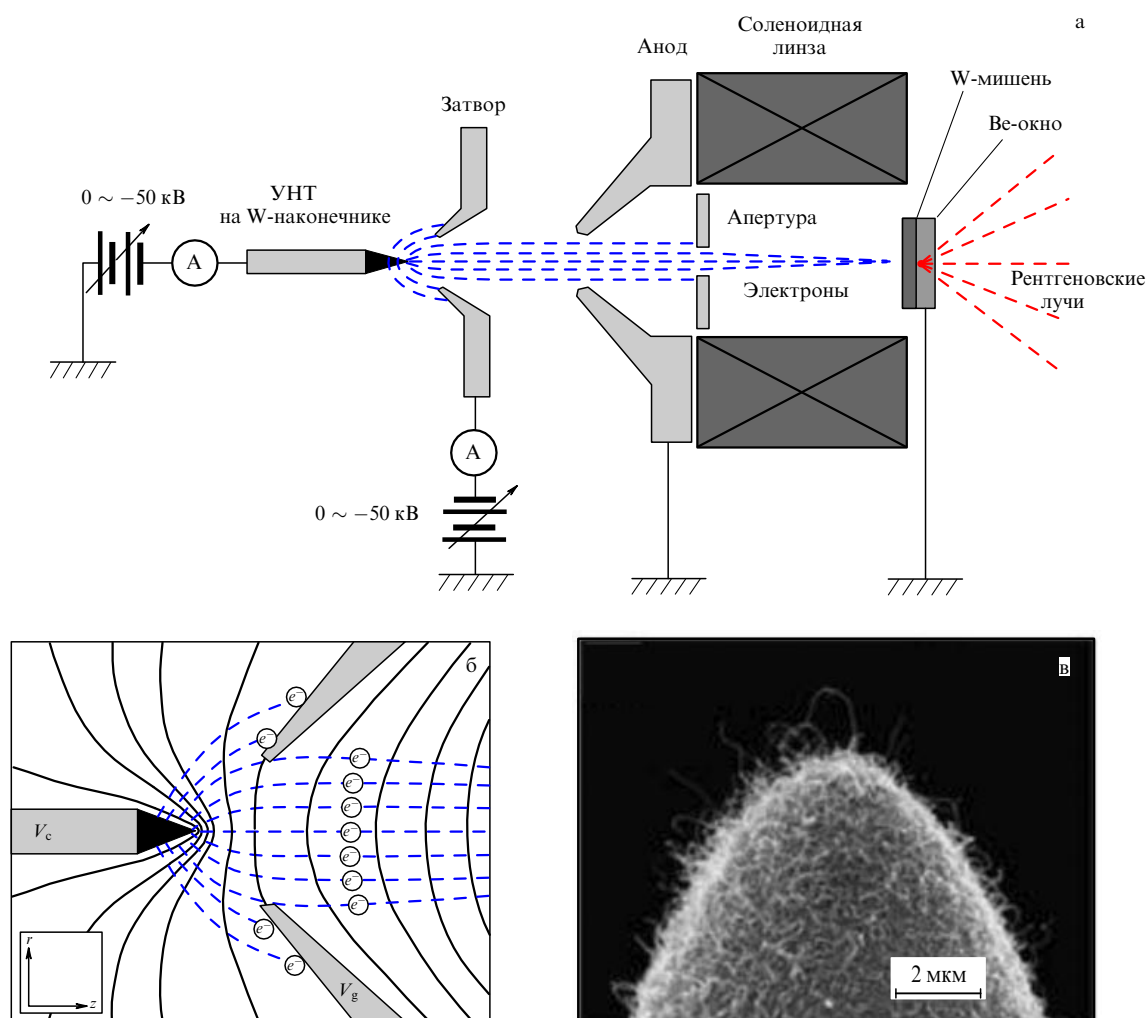


Рис. 15. (а) Схема устройства источника рентгеновского излучения, включающая в себя электронную пушку, линзу в виде соленоида и мишень просвечивающего типа; (б) вычисленная траектория электронов; (в) микроизображение катода, поверхность которого однородно покрыта многослойными УНТ диаметром около 50 нм и длиной около 1 мкм.

помещаемую перед входом пучка электронов в линзу. Для того чтобы соударения электронов с атомами внутри материала мишени не вызывали дополнительной расходимости пучка рентгеновского излучения, в работе использовали мишень просвечивающего типа, толщина которой много меньше характерной длины пробега электронов в материале. Мишень представляла собой бериллиевую плёнку толщиной 500 нм и диаметром 20 мм с напылённым слоем вольфрама. Результаты измерений эмиссионных характеристик катода на основе УНТ и транспортных характеристик электронной пушки показаны на рис. 16.

Измерения проводили при напряжении на катоде –40 кВ и варьируемом напряжении на сетке, помещённой на расстоянии 0,25 мм от катода. Напряжённость электрического поля составляла $1,6 \text{ В мкм}^{-1}$, что позволило обеспечить плотность тока эмиссии 10 мА см^{-2} . Полученная на основании результатов обработки зависимости Фаулера – Нордгейма величина коэффициента усиления электрического поля составила 2700. Столь высокое усиление достигается в результате использования специальной конфигурации катода, когда эмиттеры из УНТ помещены не на плоской поверхности, а на заострённом вольфрамовом наконечнике. Площадь эмитирующей поверхности оценивается величиной $1,6 \times 10^{-6} \text{ см}^2$, что примерно соответствует площади полусферического наконечника с радиусом кривизны 5 мкм.

Тестовые испытания описанной выше рентгеновской трубки были выполнены с использованием в качестве эталона решётки, содержащей полоски золота шириной 6 мкм, нанесённые на подложку с интервалом 25 мкм. Результаты испытаний позволяют считать, что данный прибор имеет разрешающую способность ниже 5 мкм.

8. Заключение

В настоящее время микрофокусные рентгеновские трубки и портативная аппаратура на их основе являются эффективным средством исследования строения различных объектов на микроуровне. Они используются для микродефектоскопии, микротомографии, кристаллографических исследований, диагностики качества промышленных изделий, медицинской диагностики и других

целей. В развитии микрофокусных рентгеновских трубок просматривается тенденция к созданию специализированных конструкций, в наибольшей степени отвечающих требованиям конкретных исследований.

Основной тип современных микрофокусных рентгеновских трубок — приборы с прострельным анодом, не имеющим специальных охладителей. Основные тенденции развития приборов с прострельным анодом — дальнейшее увеличение напряжения и мощности при сокращении размеров фокусного пятна, увеличение эффективности трубки и уменьшение её размеров. Это может быть достигнуто благодаря замене термокатодов на автоэмиссионные катоды на основе углеродных наноматериалов.

Список литературы

1. Röntgen W C *Nature* **53** 274 (1896)
2. Комяк Н Н "Рентгеновская аналитическая аппаратура и перспективы ее развития" *Изв. ЛЭТИ им. В.И. Ульянова (Ленина)* (246) 5 (1979)
3. Месяц Г А и др. *Мощные наносекундные импульсы рентгеновского излучения* (М.: Энергоатомиздат, 1983)
4. Герчиков Ф Л *Управляемое импульсное рентгеновское излучение в приборостроении* (М.: Энергоатомиздат, 1987)
5. Грумбков А П и др. *Аппаратура и методы рентгеновского анализа* (30) 123 (1983)
6. Клюев В В (Ред.) *Рентгенотехника* (М.: Машиностроение, 1980)
7. Соснин Ф Р *Дефектоскопия* (4) 37 (1985)
8. Румянцев С В *Радиационная дефектоскопия* (М.: Атомиздат, 1974)
9. Андрющенко А Г и др. *Электронная промышленность* (11) 31 (1983)
10. Чепель Л В *Применение ускорителей электронов в радиационной химии* (М.: Атомиздат, 1975)
11. Sze S M *VLSI Technology* (New York: McGraw-Hill, 1983) [Зи С (Ред.) *Технология СБИС* (М.: Мир, 1986)]
12. Блинов Н Н и др. *Рентгено-диагностические аппараты* (Под ред. Н Н Блинова) (М.: Медицина, 1976)
13. Зеленев Ю Н *Обзоры по электронной технике* (4) (1991)
14. Иванов С А, Щукин Г А *Рентгеновские трубки технического назначения* (Л.: Энергоатомиздат, 1989)
15. Иванов С А и др. *Обзоры по электронной технике* (4) (1987)
16. Иоффе Ю К *Электронная техника. Электровакуумные и газоразрядные приборы* (2) (1987)
17. Боровский А И, Щукин Г А *Электронная промышленность* (5) (1991)
18. Потрахов Н Н *Вакуумная техника и технология* **16** (2) 169 (2006)
19. Sarrazin P et al. *Adv. X-Ray Analysis* **47** 232 (2004)
20. Блохин М А *Физика рентгеновских лучей* (М.: ГИТТЛ, 1953)
21. Webb S (Ed.) *The Physics of Medical Imaging* (Bristol: IOP Publ., 1992)
22. Бехтерев А В и др. "Радиографическое сканирующее устройство", Полезная модель РФ 31946 (29.08.2000)
23. Бехтерев А В и др. "Диагностический рентгеновский сканирующий цифровой аппарат", Полезная модель РФ 56157 (10.05.2006)
24. Бехтерев А В и др., ТОО "МЕДТЕХ" "Устройство для регистрации и формирования рентгеновского изображения", Патент РФ 2130623 (21.02.1997)
25. Беляев Б Ф *Электронная техника* (1) 38 (1981)
26. Иванов С А, Комяк Н И, Мазуров А И *Рентгенотелевизионные методы исследования микроструктур* (Л.: Машиностроение, 1983)
27. Аристов В В, Шехтман В Ш, Шмытько И М *Кристаллография* **21** 50 (1976) [Aristov V V, Shekhtman V Sh, Shmyt'ko I M *Sov. Phys. Crystallogr.* **21** 25 (1976)]; Аристов В В, Шехтман В Ш, Шмытько И М "Особенности оптической схемы расходящегося пучка", Препринт (Черноголовка: Ин-т физики твердого тела АН СССР, 1975)
28. Уманский Я С и др. *Кристаллография, рентгенография и электронная микроскопия* (М.: Металлургия, 1982)
29. Быстров Ю А, Иванов С А *Ускорительная техника и рентгеновские приборы* (М.: Высшая школа, 1983)
30. Терновой К С и др. *Введение в современную томографию* (Под общ. ред. К С Терновой, М В Синькова) (Киев: Наукова думка, 1983)

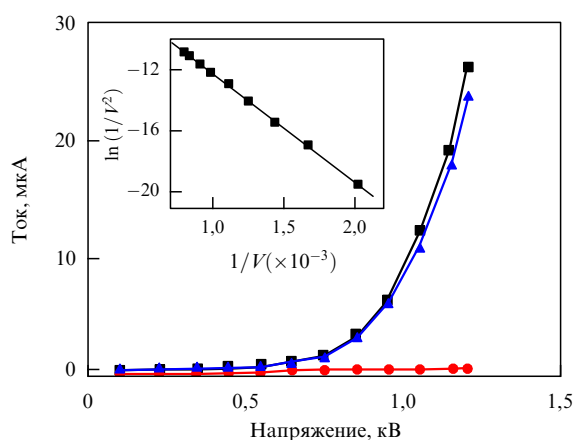


Рис. 16. (В цвете онлайн.) Эмиссионные характеристики катода на основе УНТ и транспортные характеристики электронной пушки: (чёрный) квадрат — ток эмиссии, (красный) круг — ток, теряемый на управляющем электроде, (синий) треугольник — ток, попадающий на мишень. На вставке показана вольт-амперная характеристика в координатах Фаулера – Нордгейма.

31. Boyd D P, Lipton M J *Proc. IEEE* **71** 298 (1983) [Бойд Д П, Липтон М Дж *ТИИЭР* **71** (3) 14 (1983)]
32. Блинов Н Н и др. *Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений* (М.: Энергоиздат, 1982)
33. Промышленный рентгеновский вычислительный микротомограф ВТ-50 (М.: НПО "Спектр")
34. Блинов Н Н и др. *Технические средства медицинской интроскопии* (Под ред. Б И Леонова) (М.: Медицина, 1989)
35. Блохин М А *Физика рентгеновских лучей* (М.: ГИТТЛ, 1957)
36. Иверонова В И, Ревкевич Г П *Теория рассеяния рентгеновских лучей* (М.: Изд-во МГУ, 1978)
37. Michette A G *Optical Systems for Soft X Rays* (New York: Plenum Press, 1986) [Мишкетт А Г *Оптика мягкого рентгеновского излучения* (М.: Мир, 1989)]
38. Kumakhov M A (Ed.) *Kumakhov Optics and Applications: Selected Research Papers on Kumakhov Optics and Application 1998–2000* (Proc. SPIE, Vol. 4155) (Bellingham, Wash.: SPIE, 2000)
39. Berreman D W *Phys. Rev. B* **14** 4313 (1976)
40. Виноградов А В и др. *Зеркальная рентгеновская оптика* (Под общ. ред. А В Виноградова) (Л.: Машиностроение, 1989)
41. Snigirev A et al. *Nature* **384** 49 (1996)
42. Egorov V K, Egorov E V *Thin Solid Films* **398**–**399** 405 (2001)
43. Егоров Е В, Егоров В К *Поверхность. Рентгеновские, синхротронные и нейтронные исследования* (2) 64 (2005)
44. Егоров В К, Егоров Е В *Поверхность. Рентгеновские, синхротронные и нейтронные исследования* (2) 5 (2005)
45. Dinsmore M et al. *Med. Phys.* **23** (1) 45 (1996)
46. Parker W J, Parker E R "X-ray micro-tube and method of use in radiation oncology", US Patent 5090043, Feb. 18, 1992, Int. Cl. H01J 35/32
47. Елинсон М И и др. *Ненакаливаемые катоды* (Под ред. М И Елинсона) (М.: Советское радио, 1974)
48. Лойко Т В и др. "Импульсная рентгеновская трубка", Патент РФ 2160480, 10.12.2000, МПК H01J35/00, H01J35/02, H05G1/02
49. Забродин И Г и др., в сб. *Рентгеновская оптика — 2008. Материалы совещания, г. Черноголовка, 6–9 октября 2008 г.* (Черноголовка: Институт проблем технологии микроэлектроники и особо чистых материалов РАН, 2008) с. 44
50. Бибишкин М С и др. *Поверхность. Рентгеновские, синхротронные и нейтронные исследования* (2) 43 (2003)
51. Панкратов Е Л, Чхало Н И *ТВТ* **44** 770 (2006) [Pankratov E L, Chkhalo N I *High Temp.* **44** 766 (2006)]
52. Maeo S, Krämer M, Taniguchi K *Rev. Sci. Instrum.* **80** 033108 (2009)
53. Гелевер В *Наноиндустрия* (3) 20 (2008)
54. Купряшкин А С, Шешин Е П, Шука А А *Нано- и микросистемная техника* (3) 26 (2005)
55. Knapp W et al. *Vacuum Electron Sources Conf. Proc.* 309 (2004)
56. Knapp W, Schleussner D J. *Vac. Sci. Technol. B* **21** 557 (2003)
57. Knapp W et al. *Vacuum* **69** 339 (2002)
58. Бормашов В С и др. *Нано- и микросистемная техника* (1) 10 (2007)
59. Гордеев С К и др. *Нано- и микросистемная техника* (12) 33 (2005)
60. Iijima S *Nature* **354** 56 (1991)
61. Dresselhaus M S, Dresselhaus G, Avouris P (Eds) *Carbon Nanotubes. Synthesis, Structure, Properties, and Applications* (Topics in Applied Physics, Vol. 80) (Berlin: Springer-Verlag, 2001)
62. Ajayan P M, Zhou O Z, in *Carbon Nanotubes. Synthesis, Structure, Properties, and Applications* (Topics in Applied Physics, Vol. 80, Eds M S Dresselhaus, G Dresselhaus, P Avouris) (Berlin: Springer-Verlag, 2001) p. 391
63. Ламанов А М и др. *Нано- и микросистемная техника* (9) 34 (2005)
64. Li J J et al., in *Proc. 5th Intern. Vacuum Electron Sources Conf., IVEC 2004* (2004) p. 253
65. Zhang X et al., in *Proc. 5th Intern. Vacuum Electron Sources Conf., IVEC 2004* (2004) p. 293
66. Choi G S, Son K H, Kim D J *Microelectron. Eng.* **66** 206 (2003)
67. Чесов Р Г и др. *Нано- и микросистемная техника* (5) 26 (2003)
68. Dean K A, Chalamala B R *Appl. Phys. Lett.* **76** 375 (2000)
69. Zhu W et al. *Appl. Phys. Lett.* **75** 873 (1999)
70. Choi W B et al. *Appl. Phys. Lett.* **75** 3129 (1999)
71. Saito Y, Uemura S, Hamaguchi K *Jpn. J. Appl. Phys.* **37** L346 (1998)
72. Rosen R et al. *Appl. Phys. Lett.* **76** 1668 (2000)
73. Шешин Е П *Структура поверхности и автоэмиссионные свойства углеродных материалов* (М.: Изд-во МФТИ. Физматкнига, 2001)
74. Бондаренко Б В, Макуха В И, Шешин Е П *Электронная техника. Электроника СВЧ* (10) (1984)
75. Бондаренко Б В и др. *Радиотехника и электроника* **30** 2234 (1985)
76. Baturin A S, Sheshin E P, in *Abstr. of the 45th Intern. Field Emission Symp., Irbid, Jordan, 1998, Abstracts*
77. Шерстнев П В, Шешин Е П, Ламанов М М *Нано- и микросистемная техника* (12) 70 (2007)
78. Zhou O Z, Lu J "X-ray generating mechanism using electron field emission cathode", Patent US 2003/0142,790, Jul. 31, 2003, Int. Cl. H05H 001/00
79. Шешин Е П и др. "Рентгеновская трубка с автокатодом", Патент РФ 2248643, 20.03.2005, МПК H01J35/02
80. Ерошкин П А, Шешин Е П, в сб. *Углерод: фундаментальные проблемы науки, материаловедение, технология. Конструкционные и функциональные материалы (в том числе наноматериалы) и технологии их производства. Материалы 7-й междунар. конф., Владимир, 17–19 ноября 2010 года* (Отв. ред. В Д Бланк) (Владимир: Изд-во Владимирского гос. ун-та, 2010) с. 128
81. Ерошкин П А, Шешин Е П, в сб. *10-й Всеросс. семинар "Проблемы теоретической и прикладной электронной и ионной оптики"*, Москва 24–26 мая 2011 года
82. Ерошкин П А, в сб. *Труды 54-й научной конф. МФТИ Т. 5* (М.: МФТИ, 2011) с. 12
83. Ерошкин П А и др., в сб. *Труды 51-й научной конф. МФТИ Т. 5* (М.: МФТИ, 2008)
84. Eroshkin P A et al., in *ICHMS'2009. Hydrogen Materials Science and Chemistry of Carbon Nanomaterials. XI Intern. Conf., Yalta, Crimea, Ukraine, August 25–31, 2009* (Eds D V Schur et al.) (2009) p. 678
85. Busta H H et al. *J. Vac. Sci. Technol. B* **21** 344 (2003)
86. Rangsten P et al. *Sensors Actuators A* **82** 24 (2000)
87. Sugie H et al. *Appl. Phys. Lett.* **78** 2578 (2001)
88. Busta H H et al., in *18th Intern. Vacuum Nanoelectronics Conf., IVNC 2005. Technical Digest* (2005) p. 78
89. Senda S et al. *Appl. Phys. Lett.* **85** 5679 (2004)
90. Reyes-Mena A et al. *Adv. X-Ray Analysis* **48** 204 (2005)
91. Sung H H, Aamir I, Sung O C *Appl. Phys. Lett.* **90** 183109 (2007)

Low-power X-ray tubes: the current status

A.S. Bugaev. Moscow Institute of Physics and Technology (State University), Institutskii per. 9, 141700 Dolgoprudnyi, Moscow region, Russian Federation; Kotel'nikov Institute of Radio Engineering and Electronics, Russian Academy of Sciences, ul. Mokhovaya 11, korp. 7, 125009 Moscow, Russian Federation. Tel. +7 (495) 408 81 09. E-mail: bugaev@cplire.ru

P.A. Eroshkin, E.P. Sheshin. Moscow Institute of Physics and Technology (State University), Institutskii per. 9, 141700 Dolgoprudnyi, Moscow region, Russian Federation. Tel. +7 (495) 408 59 44. Fax +7 (495) 409 95 43. E-mail: eroshkin.pavel@gmail.com, sheshin@mail.mipt.ru

V.A. Romanko. Vekshinsky State Research Institute of Vacuum Technology, Nagornyi proezd 7, 117105 Moscow, Russian Federation. Tel. +7 (499) 789 97 14. Fax +7 (499) 123 74 26. E-mail: v.romanko@hotmail.com

The principles and designs of X-ray tubes are discussed. Historical highlights and the current status of X-ray technology are reviewed and prospects for its improvement are outlined. A comparison of the properties of X-ray tubes with those of hot cathodes and field-emission cathodes is given.

PACS numbers: 07.85.Fv, **41.50.+h**, **79.70.+q**

Bibliography — 91 references

Uspekhi Fizicheskikh Nauk **183** (7) 727–740 (2013)

DOI: 10.3367/UFNr.0183.201307c.0727

Received 22 March 2012

Physics–Uspekhi **56** (7) (2013)