

Из данных табл. 2 очевидно, что изменение размеров полей облучения приводит к существенно-му смещению погрешности определения поглощенной дозы в опорной точки. В связи с тем, что эта величина является опорной при установлении суммарной очаговой дозы (СОД, Гр), соответствующая погрешность может быть внесена в окончательное значение СОД. Соответственно будут меняться дозы облучения вокруг патологического очага, т. е. в здоровых органах и тканях [1], [2].

В результате следует:

- проводить измерения опорной величины дозы не только в открытом пучке поля излучения, но и при всех используемых формирующих устройствах (коллиматоры, мультиколлиматоры и т. п.);
- для реализации поставленной задачи использовать водный или плексигласовый 40×40 см фантом с ионизационной камерой в опорной глубине 50 или 100 мм от поверхности фантома.

#### Список литературы:

1. Ставицкий Р.В., Хетеев М.В., Лебедев Л.А. Влияние формирующих устройств на изменение дозного распределения при дистанционном облучении / В сб.: Аспекты клинической дозиметрии. Под ред. Р.В. Ставицкого. – М.: МНПИ, 2000.
2. Методические указания РД-691-89 Поглощенные дозы фотонного (1-50 МэВ) и электронного (1-5 МэВ) излучения в лучевой терапии. – М.: Издательство стандартов, 1990. 40 с.

Александр Ларионович Лебедев,  
научный сотрудник,  
Олег Николаевич Плаутин,  
инженер,  
дозиметрическая лаборатория,  
ФГУ РНЦПР,  
г. Москва,  
e-mail: lebedevalex2002@ya.ru

М.Л. Таубин, А.А. Ясколко

## ПОВЫШЕНИЕ ЭКСПЛУАТАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

### Аннотация

Представлены экспериментальные результаты по разработке новых материалов для катодов и анодов рентгеновских трубок медицинского назначения. Показано, что применение монокристаллических и, в большей степени, нанокристаллических материалов для этих целей приводит к повышению эксплуатационных характеристик рентгеновских трубок за счет увеличения эмиссионных и прочностных характеристик катодов и меньшей повреждаемости фокусной дорожки анодов.

В наших предыдущих работах [1]-[4] и в работах других авторов [5]-[7] было показано, что применение монокристаллических [1]-[3] и наноструктурированных материалов [4] в качестве катодов электровакуумных приборов и анодов рентгеновских трубок дает положительный эффект по сравнению с применением поликристаллических материалов.

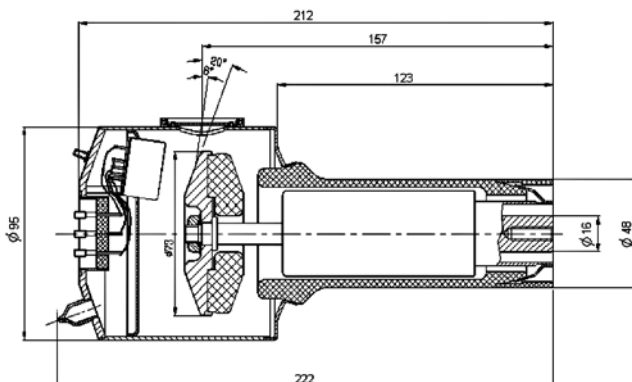


Рис. 1. Металлокерамическая рентгеновская трубка для маммографии

Особенно эти преимущества могут проявляться при использовании данных материалов в металлокерамических рентгеновских трубках (рис. 1).

Металлокерамический корпус рентгеновской трубки (рис. 1), в отличие от стеклянного баллона, позволяет реализовать конструкцию с заземленным корпусом, а следовательно, не требуется масляной или газовой изоляции между корпусом трубки и корпусом излучателя. Это значительно уменьшает массовые и габаритные характеристики излучателей.

При бомбардировке анода потоком электронов часть из них отражается от поверхности анода и образует вторичную электронную эмиссию в рентгеновской трубке. Наиболее эффективным средством исключения данного негативного эффекта является выполнение средней части баллона из металла и заземление этой части.

Поскольку керамика обладает более высокими, чем стекло, рабочими температурами и электрическим сопротивлением, в металлокерамических трубках можно проводить вакуумную тренировку при более высоких температурах и, следовательно, добиваться более высокого вакуума по сравнению со стеклянными трубками.

Другим важным аспектом при создании рентгеновских трубок с повышенными характеристиками на современном этапе развития медицинской техники является необходимость получения больших интенсивностей рентгеновского излучения при обеспечении малых размеров фокусных пятен.

Основной проблемой при этом является *фокусировка электронов*. Применяемые традиционно эмиттеры катодов, выполненные в виде спиралей из поликристаллического вольфрама, работающие при предельных для этого материала рабочих температурах 2300...2400 °С, не могут рассматриваться как перспективные для решения указанной проблемы. Более перспективным на сегодняшний день путем получения малых фокусных пятен является применение *катодов с плоской эмиттирующей поверхностью*. В работе [8] рассмотрены преимущества фокусировки электронов эмиттера с плоской эмиттирующей поверхностью по сравнению со спиралью (рис. 2).

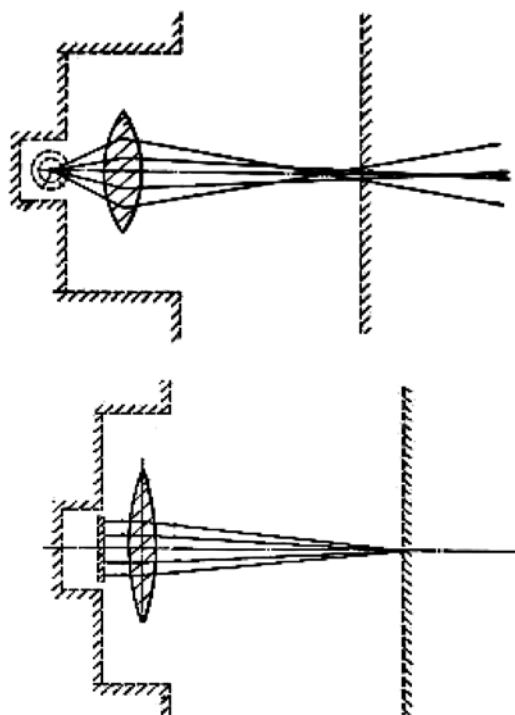


Рис. 2. Схема фокусировки электронов с цилиндрической поверхности спирали и с плоской поверхностью

Эти преимущества обусловлены тем, что такой эмиттер имеет более равномерное распределение электрического поля и, кроме того, большую площадь, что также важно для получения большей интенсивности рентгеновского излучения [9]. Действительно, из соотношения Ричардсона-Дэшмана известно, что увеличение тока эмиссии возможно при увеличении площади эмиттера, рабочей температуры и уменьшении работы выхода электронов:

$$J = AT^2 \cdot S \cdot \exp\left(-\frac{e\phi}{kT}\right),$$

где  $J$  – полный ток термоэлектронной эмиссии, А;  $A$  – константа Ричардсона, А/см<sup>2</sup>·К;  $\phi$  – работа выхода электронов, эВ;  $k$  – константа Больцмана, эВ/К;  $T$  – температура, К;  $S$  – площадь эмиттирующей поверхности, см<sup>2</sup>.

Возможность увеличения тока эмиссии за счет увеличения рабочей температуры в наших работах не рассматривалась в связи с очевидной неперспективностью, поскольку эмиттеры работают при предельных температурах 2200...2400 °С. Увеличению же площади плоского эмиттера путем совершенствования его конструкции посвящен ряд зарубежных и отечественных патентов [10]-[18].

С учетом очевидной тенденции к разработке эмиттеров катодов плоской формы преимуществ монокристаллических катодов проявляются еще больше за счет меньшей испаряемости и контрастности излучения.

Хотя монокристаллы и показали лучшие по сравнению с поликристаллами характеристики как в качестве анодов (рис. 3), так и в качестве катодов (рис. 4), все же более радикальным путем повышения эксплуатационных характеристик рентгеновских трубок с учетом бурно развивающихся в настоящее время нанотехнологий является использование наноматериалов [19]-[22].

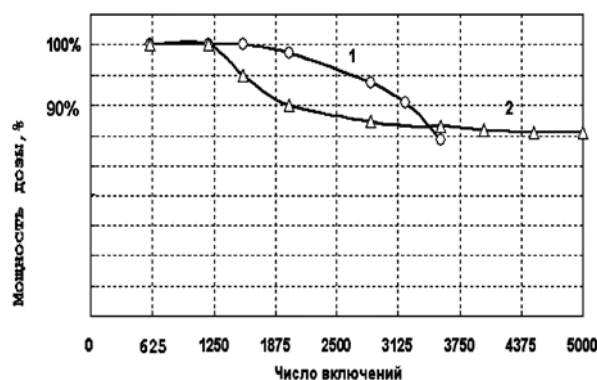


Рис. 3. Зависимость мощности дозы от числа включений рентгеновской трубки: 1 – поликристалл вольфрама, легированный рением; 2 – монокристалл вольфрама

Использование, например, нанопорошков Mo и Nb для изготовления анодов на основе молибдена или сплава молибдена с ниобием (для маммографов) и порошков W и Ta (Re) для других медицинских аппаратов должно за счет снижения пористости, увеличения прочности и пластичности материала повысить допустимые удельные нагрузки на фокусное пятно анода. Предпосылками для таких предположений являются результаты работы [19], в которой при модификации сталей ультрадисперсными порошками тугоплавких соединений достигали увеличения плотности, прочности на 10...30%, а пластичности – в 1,5...2 раза. В другой работе [20] также отмечалось увеличение прочностных характеристик наноструктурированных металлов и в два раза – прочности сцепления покрытий, полученных

методами плазменного напыления ультрадисперсных материалов. Повышение эксплуатационных характеристик наноматериалов отмечалось в работах [21] и [22].

Увеличение прочностных характеристик, а также теплопроводности (за счет меньшего негативного влияния больших количеств легирующих добавок Nb в Mo или Re в W) должно привести к меньшему снижению интенсивности рентгеновского излучения за счет меньшей повреждаемости фокусной дорожки анода.

Для катодов же основной проблемой является повышение прочностных и эмиссионных характеристик. В этом аспекте очень интересны результаты исследований [23], в которых величина работы выхода электронов нанокристаллического вольфрама оказалась ниже работы выхода электронов

традиционного крупнозернистого поликристаллического вольфрама на 0,8 эВ. Это явление объясняется тем, что при формировании наноматериалов в области шириной 10 нм вблизи границ зерен возникают трубки тока с пониженной работой выхода. Такой эффект может существенно повысить интенсивность рентгеновского излучения при тех же температурах катода или снизить температуру катода при той же интенсивности рентгеновского излучения на 400 °С. Следует, однако, учесть, что обнаруженный эффект снижения работы выхода в нанокристаллическом вольфраме исчезал при  $T \geq 1500$  °С. Оценки показывают, что при температуре, при которой эффект повышения эмиссионных характеристик для этого материала еще присутствует ( $T \leq 1500$  °С), можно рассчитывать на получение плотности тока эмиссии, равной 10 мА/см<sup>2</sup>.

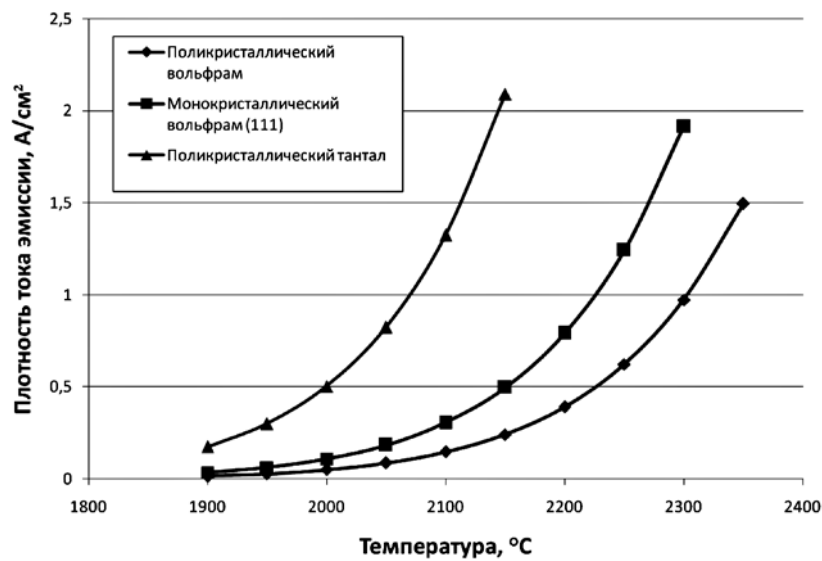


Рис. 4. Зависимость тока эмиссии от температуры для моно- и поликристаллического вольфрама

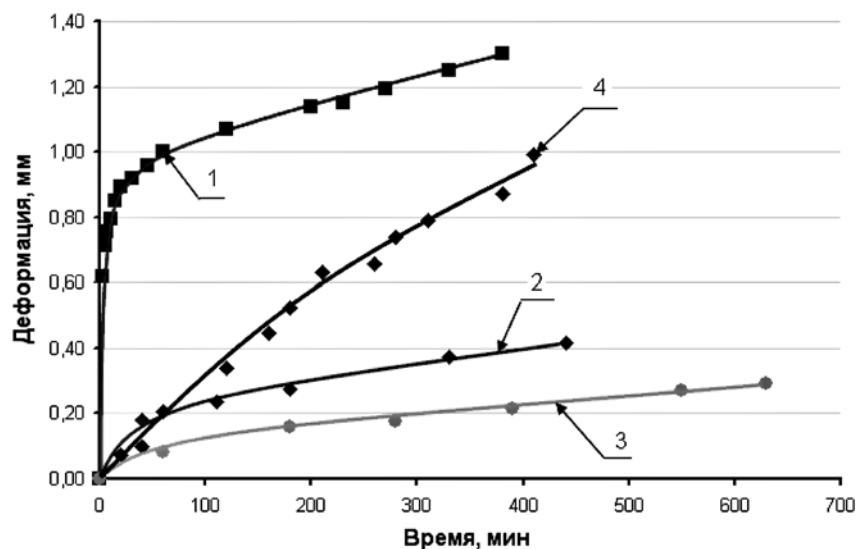


Рис. 5. Зависимость деформации от времени при испытаниях на ползучесть: 1 — поликристаллический вольфрам без термообработки; 2 — поликристаллический вольфрам, предварительно отожженный при температуре 2500 °С в течение 10 ч; 3 — поликристаллический вольфрам, предварительно отожженный при температуре 2500 °С в течение 15 ч; 4 — монокристаллический вольфрам

Другим направлением улучшения характеристик катода может быть применение наноразмерных добавок элементов для модифицирования стандартных порошков металлов. Нами был обнаружен эффект существенного повышения прочностных характеристик (сопротивления ползучести) при высокотемпературных отжигах вольфрама, модифицированного малыми ( $\leq 0,06\%$ ) кремний-алюминиевыми и щелочными присадками (вольфрам марки ВА).

Так, проведенные эксперименты по определению ползучести на образцах в виде фольги толщиной 100 мкм вольфрама марки ВА показали, что высокотемпературный ( $T = 2500\text{ }^\circ\text{C}$ ) отжиг образцов в течение 10...15 ч приводит к резкому увеличению (более чем в 3 раза) сопротивления ползучести материала при температуре испытаний, равной  $2200\text{ }^\circ\text{C}$  (рис. 5) [4].

Следует подчеркнуть, что такое высокое сопротивление ползучести материала катода принципиально для рентгеновских трубок компьютерных томографов, в которых трубки вращаются в гентри, что создает высокие механические нагрузки на катод.

*Список литературы:*

1. Николаев Ю.В., Таубин М.Л., Кочетков М.Д. Металлокерамические рентгеновские трубки с монокристаллическими анодами для медицинской диагностики // Приборы и системы. Управление, контроль, диагностика. 2000. № 3. С. 23-24.
2. Валуев Н.Н., Куликов Н.А., Кочетков М.Д., Таубин М.Л. Металлокерамическая рентгеновская трубка для маммографии // Медицинская техника. 2005. № 5. С. 42-45.
3. Таубин М.Л., Платонов В.Ф., Ясколко А.А. Катоде рентгеновских трубок медицинского назначения // Медицинская техника. 2009. № 1. С. 44.
4. Алексеев С.В., Таубин М.Л., Ясколко А.А. Применение наноструктурированных материалов в рентгенодиагностической технике // Медицинская физика. 2008. № 2 (38). С. 53-56.
5. Савицкий Е.М., Бурханов Г.С. Монокристаллы тугоплавких и редких металлов и сплавов. – М.: Наука, 1972.
6. Klinkov A.E., Nikolaev Yu.V., Vybyvanetz V.I. Work function of low-alloyed single-crystal tungsten alloys / The 2nd Inter.Confer. «Nuclear Power Engineering in Space. Physics of Thermionic Energy Converters». Sukhumi, 28.10-2.11, 1991. P. 37.

7. Протопопов О.Д., Михеева Е.В., Шенберг Б.Н., Шуппе Г.Н. Эмиссионные параметры монокристаллов тантала и молибдена // ФТТ. 1966. № 4. С. 1140.
8. US Patent 4,344,011 1982.
9. Минэ Ким. Металлические материалы для электронных ламп. – М.: Энергия, 1966. 631 с.
10. Riley D.F. US Patent 2,919,373 1959.
11. Davis E.J. US Patent 3,307,974 1967.
12. US Patent 3,777,209 1973.
13. Toshiba Hitachi, Ltd. US Patent 4,730,353 1987.
14. GE. US Patent 6,259,193 2001.
15. US Patent 6,464,551 2002.
16. Hitachi, Ltd. US Patent 4,205,254 1978.
17. GE. US Patent 6,912,268 B2 2005.
18. Платонов В.Ф., Таубин М.Л., Ханс К. Катод прямого накала и способ его изготовления / Патент РФ № 2314592, 2006.
19. Цветков Ю. Термическая плазма в нанотехнологиях / www.den-za-dnem.ru. 27.11.2007. Грант Президента РФ НШ-1895 2003.3.
20. Незнамов В.П., Пискунов В.Н., Жогова К.Б., Савкин Г.Г. Материалы «по замыслу» // Атом-пресс. 2007. № 15.
21. Андриевский Р.А., Рагуля А.В. Наноструктурные материалы. – М.: Академия, 2005. 192 с.
22. Лякишев Н.П., Альмов М.И. Наноматериалы конструкционного назначения // Российские технологии. 2006. Т. 1. № 1-2. С. 71-81.
23. Мулюков Р.Р., Юмагузин Ю.М. Работа выхода электронов из монокристаллического вольфрама // Доклады Академии наук. 2004. Т. 399. № 6. С. 760-761.

Михаил Львович Таубин,  
 д-р техн. наук,  
 профессор,  
 гл. научный сотрудник,  
 Антон Андреевич Ясколко,  
 аспирант Московского  
 инженерно-физического института,  
 начальник группы,  
 ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»,  
 г. Подольск, Московская область,  
 e-mail: yaskolko@mail.ru

\* \* \* \* \*