

13. Мазуров А.И. Зрительная система как конечное звено систем медицинской интроскопии // Медицинская техника. 2006. № 2. С. 15-18.
14. Лелюхин А.С. Развитие метода мультэнергетической радиографии и разработка спектрозонального рентгеновского детектора / Автореферат диссертации на соискание уч. степ. канд. техн. наук: 05.11.10. – М., 2004. 22 с.
15. Мазуров А.И. Обобщенная квантовая эффективность цифровых рентгеновских аппаратов // Медицинская техника. 2008. № 5. С. 1-4.
16. Shelkovenko T.A., Sinars D.B., Pikuz S.A. et al. Point-projection X-ray radiography using an X-pinch as the radiation source // Review of Scientific Instruments. 2001. Vol. 72. № 1. PP. 667-670.
17. Yue G.Z., Qiu Q., Gao Bo, Cheng Y. Generation of continuous and pulsed diagnostic imaging X-ray radiation using a carbon-nanotube-based field-emission cathode // Applied Physics Letters. 2002. Vol. 81. № 2. PP. 355-357.
18. Шик Я.Л. Скиалогия в рентгенотехнике. – М.: Медицина, 1967.

Николай Николаевич Блинов,
д-р техн. наук, профессор,
заведующий лабораторией № 22,
ФГУ «ВНИИИМТ» Росздравнадзора,
Анатолий Иванович Мазуров,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
зам. директора по науке,
ЗАО «НИПК «Электрон»,
г. Москва,
e-mail: otdel-22@mail.ru

Е.Е. Коноплев, В.Н. Столяров, И.Н. Столяров

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НОВЫХ КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ ПРИ ИЗГОТОВЛЕНИИ ВРАЩАЮЩИХСЯ АНОДОВ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК

Аннотация

Статья посвящена применению титановой подложки при изготовлении вращающегося анода диагностической рентгеновской трубки. В статье приведены результаты металлографического анализа композиционного анода, изготовленного из титана, молибдена и вольфрама. Также приведены обоснования выбора титана в качестве материала подложки анода и представлен сравнительный анализ температурных полей при эксплуатации двух анодов, выполненных на основе титана и молибдена.

Аноды рентгеновских трубок (РТ) высокой мощности, используемых в медицинской и других областях техники, как правило, выполняют из подложки и мишени на основе вольфрама. Основной проблемой при изготовлении и эксплуатации таких анодов является образование трещин и отслоений материала на фокусной дорожке из-за существенной неравномерности ее нагрева, а также за счет разницы коэффициентов термического расширения материалов основы анода и его мишени. Это приводит к снижению мощности рентгеновского излучения и уменьшению ресурса анода. Решить данную проблему различные авторы пытаются путем подбора материалов мишени и подложки анода, а также совершенствованием способов их изготовления. По результатам анализа [1]-[9] были выявлены различные способы изготовления анодов, однако все они обладают определенными недостатками, такими как:

- разрушение материалов мишени и подложки (появление трещин) в зоне фокусной дорожки при эксплуатации на больших мощностях [2];

- повышенное содержание газообразующих примесей в аноде, что создает проблему поддержания высокого вакуума в РТ при длительной эксплуатации [3];
- высокая стоимость анода, предопределенная сложностью технологии изготовления и конструкции [3], [4];
- высокая нагрузка на подшипники при вращении анода и, как следствие, пониженный ресурс РТ [5];
- отсутствие возможности эффективного охлаждения зоны фокусной дорожки из-за низкой теплопроводности материала подложки, что при работе РТ на больших мощностях может привести к перегреву области анода, прилегающей к зоне фокусной дорожки [6].

В настоящее время в большинстве случаев аноды РТ изготавливают в основном способом порошковой металлургии, при котором подложку и мишень формируют из порошковых материалов совместно или по отдельности с последующим пресованием и термической обработкой, например

спеканием. Иногда материал мишени наносят на подложку, изготовленную прессованием или литьем, методом химического или физического осаждения из газовой фазы тугоплавких материалов с последующим проплавлением области фокусной дорожки [8]-[10].

Однако при изготовлении анодов РТ указанными способами между покрытием и подложкой получается резкая граница. Наличие пор и различных структурных дефектов на этой границе снижает ее прочность. В результате долговечность анода и соответственно всей РТ при циклическом тепловом нагружении связана с разрушением данной границы. Кроме того, использование токсичных материалов (фторидов вольфрама и рения) при получении покрытий методом химического осаждения из газовой фазы в аварийных ситуациях приводит к нарушению экологии.

Необходимо также отметить, что при изготовлении многослойных анодов часто сталкиваются с проблемой соединения пар металлов (слои подложки, подложка-мишень, слои мишени), которые разными авторами решаются различными способами.

Так, известны методы соединения титана с другими металлами, а также молибдена с вольфрамом диффузионной сваркой. Диффузионная сварка как метод соединения разнородных материалов имеет ряд преимуществ перед методами, указанными выше, и дает при определенных условиях прочные соединения, которые применяют в сложных и ответственных конструкциях. В технической литературе описаны режимы диффузионной сварки титана с некоторыми металлами и сплавами, а также молибдена и вольфрама, молибдена и вольфрам-рениевого сплава [11]. Для повышения прочности сварку этих материалов проводят через различные промежуточные слои материалов (никель, тантал, молибден и т. п.).

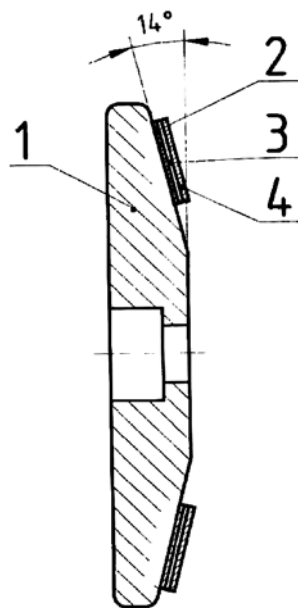


Рис. 1. Общая схема анода

Техническая задача, которая была решена в рамках настоящей работы, заключалась в создании способа изготовления анода на основе титана-молибдена-вольфрама, устраняющего недостатки известных способов, обеспечивающего повышенную надежность и повышенный ресурс конструкции анода. Подробности технического решения задачи освещены в патенте РФ [1].

Отметим лишь, что данный анод [1] (рис. 1) представляет собой подложку 1 в виде конического диска, выполненную из титана или его сплавов. На конической поверхности подложки 1 размещают слоями пластины из молибдена 2 и мишени 3. Между поверхностью подложки 1 и пластиной из молибдена 2 и между пластиной из молибдена 2 и мишенью 3 устанавливают промежуточные слои 4.

Промежуточные слои 4 могут быть изготовлены из меди, никеля, тантала, молибдена, ниобия, хрома или их сплавов. Состав металлов в промежуточных слоях плавно меняется, что позволяет компенсировать разницу в коэффициентах термического расширения между молибденом и вольфрамом при нагреве анода до рабочих температур, которые могут достигать 30 %. А это, в свою очередь, защищает анод от разрушения, вызванного термонапряжениями.

На конической поверхности подложки 1 в месте расположения фокусной дорожки может быть выполнена проточка 5 (рис. 2). В этом случае пластины из молибдена 2, мишень 3 и промежуточные слои 4 размещают внутри проточки 5.

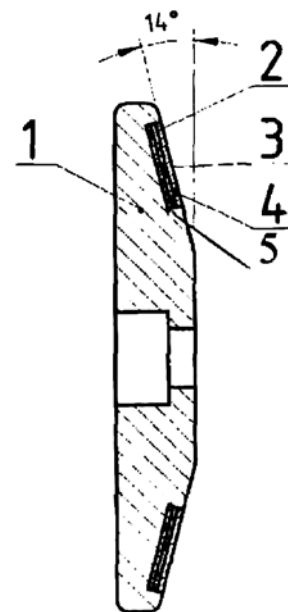
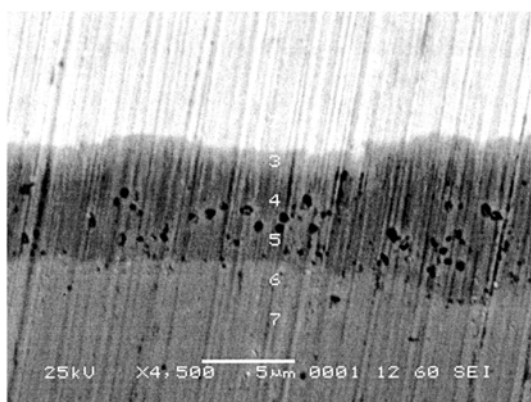


Рис. 2. Схема анода с кольцевой проточкой

Суть способа не меняется при использовании просто подложки или подложки с проточкой.

Изделия диаметром 80 мм на основе титана, молибдена и вольфрама имеют высокое качество. Так, металлографический анализ [12] показал хорошее качество границ (отсутствие трещин, протяженных пор, несплошностей) между подложкой и молибденом, а также между молибденом и мишенью.

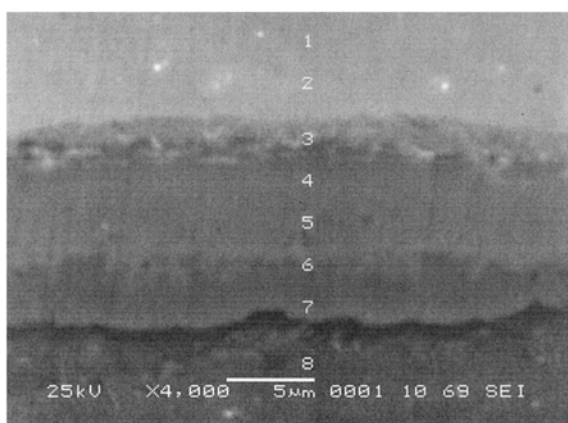
На рис. 3 представлен микрорентгеноспектральный анализ паяного соединения W-Ni-Mo. На представленном изображении W обнаруживается в Mo (точки 6, 7), а Mo – в центре слоя Ni, что является подтверждением хорошей диффузии W в Ni и Mo.



Spectrum	Weight, % Ni	Weight, % Mo	Weight, % W	Weight, % Total
Spectrum 1	0,503		99,497	100
Spectrum 2	1,509		98,491	100
Spectrum 3	43,803		56,197	100
Spectrum 4	89,614	0,016	10,37	100
Spectrum 5	78,042	14,563	7,395	100
Spectrum 6	3,634	95,124	1,242	100
Spectrum 7	0,673	97,532	1,795	100

Рис. 3. Микрорентгеноспектральный анализ паяного соединения W-Ni-Mo

На рис. 4 представлен микрорентгеноспектральный анализ паяного соединения Ti-Ni-Mo. Оба примера являются паяными соединениями удовлетворительного качества. Экспериментальные результаты микрорентгеноспектрального анализа паяного соединения анода удовлетворительно согласуются с параметрами диффузии конструктивных элементов анода W, Ni, Mo, Ti [13].



Spectrum	Weight, % Ti	Weight, % Ni	Weight, % Mo	Weight, % W	Weight, % Total
Spectrum 1		0,404	99,596		100
Spectrum 2	0,287	0,567	99,146		100
Spectrum 3	17,226	38,731	21,883	22,16	100
Spectrum 4	44,331	55,662	0,007		100
Spectrum 5	45,911	53,971	0,118		100
Spectrum 6	62,479	37,438	0,083		100
Spectrum 7	81,649	18,351			100
Spectrum 8	90,437	9,563			100

Рис. 4. Микрорентгеноспектральный анализ паяного соединения Ti-Ni-Mo

Выбор титана в качестве материала подложки анода обусловлен несколькими факторами. Широкое применение титановых сплавов в авиации, кораблестроении в недавнее время способствовало развитию отечественного производства и накоплению достаточных запасов, не полностью востребованных сегодня. Тенденция роста мировых цен, связанная с применением титана в водородной энергетике, не может существенно ограничить его применение, особенно если речь идет о малогабаритных приборах и об альтернативном использовании по отношению к вольфраму, молибдену и ряду других более дорогостоящих материалов.

Малая плотность титановых сплавов способствует уменьшению массогабаритных характеристик приборов, не снижая прочностных свойств ответственных узлов и деталей. В случае с анодом РТ применение в качестве основы для составной мишени титана марки ВТ 1-0 позволило уменьшить массу вращающегося анода на 40 % без уменьшения общей теплоемкости. За счет уменьшения массы анода существенно уменьшилась нагрузка на подшипники опоры вращения, что, в свою очередь, увеличило их ресурс.

Свойство титана интенсивно поглощать ряд газов при нагреве в определенном температурном диапазоне используется для упрощения технологии вакуумирования отпаиваемых приборов, увеличения срока их службы и восстановления вакуума в рабочем объеме после длительного хранения, без вскрытия прибора. Активация титановых деталей, особенно в приборах со стеклянными оболочками, может быть легко осуществлена методом индукционного нагрева. Возможности использования нераспыляемых геттеров достаточно хорошо освещены в технической литературе [14].

Несомненным достоинством титана является высокая пластичность при температурах, близких к температуре рекристаллизации. Это позволяет максимально увеличить физическую площадь контакта между соединяемыми поверхностями при минимальном сжимающем усилии.

Титан обладает большей, чем у молибдена, степенью черноты. С учетом данного свойства титана были произведены расчеты температурных полей при эксплуатации двух анодов, выполненных на основе титана и молибдена, в рентгеновской трубке для маммографии [15], в которых рассматривалась возможность применения титана в качестве подложки анода.

Анализ результатов расчетов показал, что при длительной эксплуатации анода (до квазистационарной температуры при термоциклировании, т. е. когда температура в последующем цикле нагрев – охлаждение не отличалась от температуры в предыдущем цикле) во всех приведенных режимах максимальная температура фокусной дорожки молибденового анода выше соответствующей температуры анода тех же габаритных размеров с титановой подложкой и слоем в 1,5 мм вольфрамовой мишени.

За счет большей, чем у титана, теплопроводности молибдена в молибденовом аноде перепад температур ниже, чем в аноде с титановой подложкой. Кроме того, за счет несколько превосходящей теплоемкости молибдена в первых циклах эксплуатации температура молибденового анода ниже температуры анода с титановой подложкой.

Однако за счет большей степени черноты титана охлаждение анода с титановой подложкой происходит более интенсивно, чем молибденового анода. Поэтому при длительной эксплуатации анодов (более 10 циклов) анод с титановой подложкой имеет меньшую температуру, чем молибденовый анод.

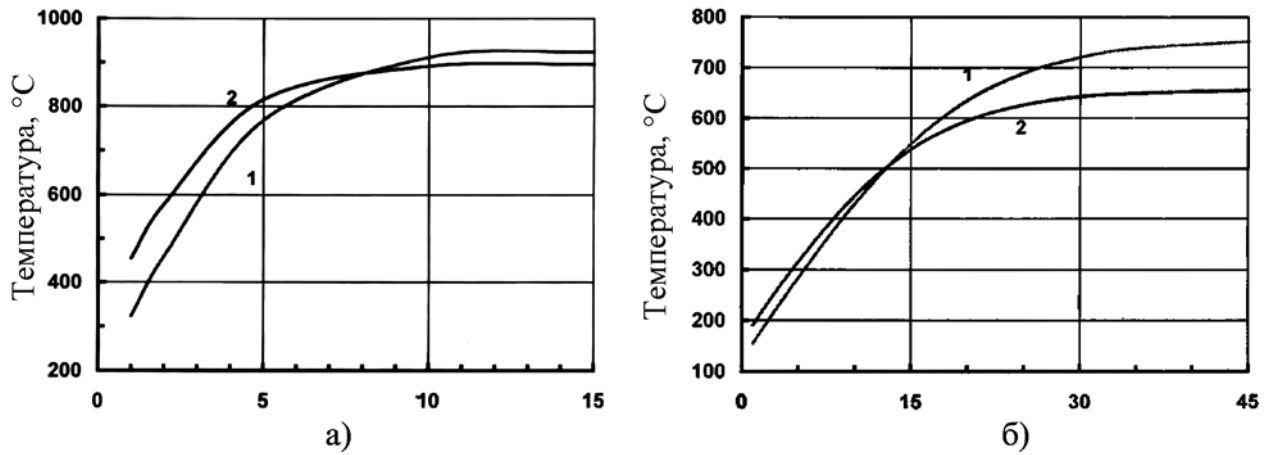


Рис. 5. Максимальная температура фокусной дорожки: большой фокус (а) и малый фокус (б)

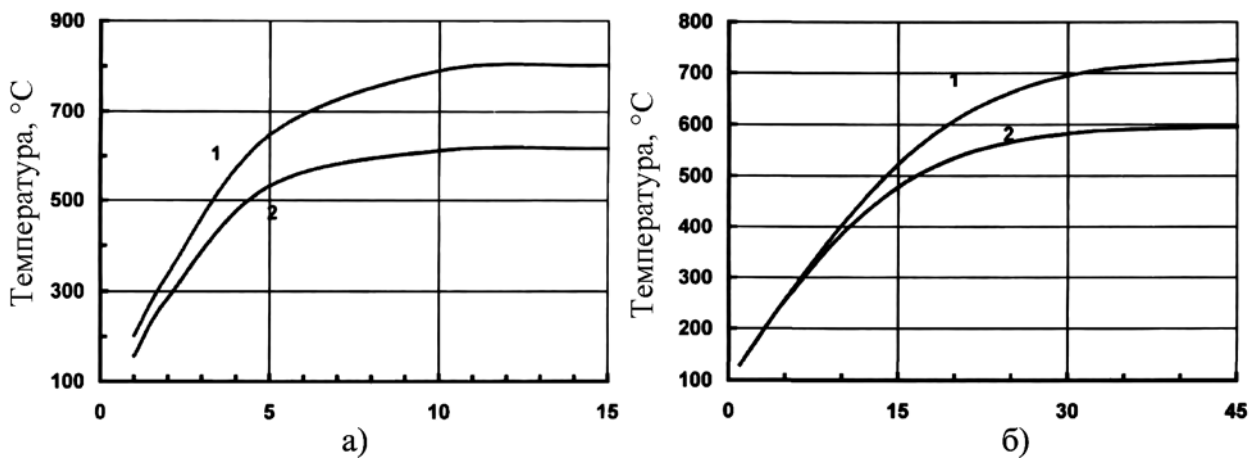


Рис. 6. Максимальная температура анода в месте соединения анодов с осью вращения: большой фокус (а) и малый фокус (б)

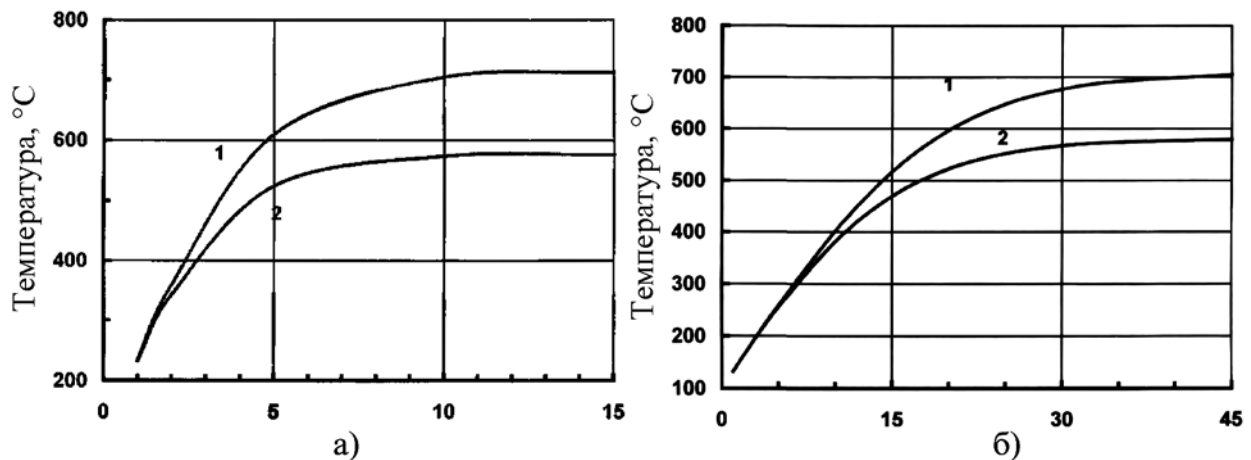


Рис. 7. Максимальная температура анода в конце времени паузы: большой фокус (а) и малый фокус (б)

Наибольшая температура фокусной дорожки анода реализуется при эксплуатации малого и большого фокусов анодов с временем экспозиции 10 с. На рис. 5а, б показаны максимальные температуры фокусной дорожки (большой и малый фокусы) молибденового анода (1) и анода с титановой подложкой (2) в процессе эксплуатации нагрев – охлаждение (экспозиция 10 с – пауза 138 с). По оси абсцисс отложено количество термоциклов.

На рис. 6а, б приведены максимальная температура молибденового анода (1) и анода с титановой подложкой (2) в месте соединения анодов с осью вращения (большой и малый фокусы). Видно, что данная температура для анода с титановой подложкой существенно ниже, следовательно, подшипники оси вращения с этим анодом будут меньше разогреваться, чем в случае молибденового анода.

На рис. 7а, б показаны температуры молибденового анода (1) и анода с титановой подложкой (2) после пауз, в режиме циклической тепловой нагрузки (большой и малый фокусы).

На рис. 8 показано, как меняется максимальная температура молибденового анода (1) и анода с титановой подложкой (2) в течение цикла нагрев – охлаждение при их эксплуатации в квазистационарном режиме (большой фокус, время экспозиции – 10 с, время паузы – 138 с, тепловая мощность – 2,8 кВт).

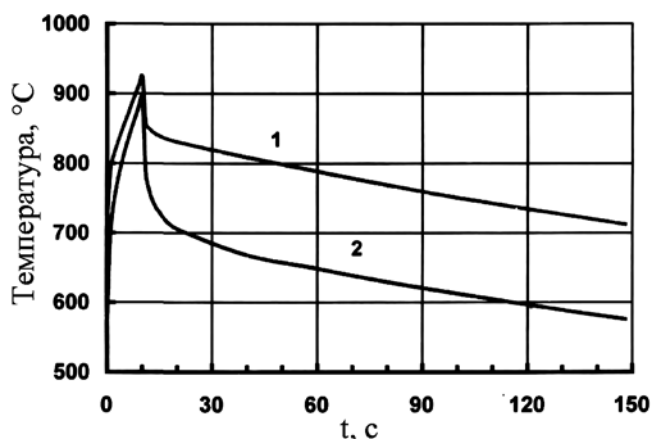


Рис. 8. Максимальная температура анода в цикле нагрев – охлаждение

Проведенный анализ показал, что во всех режимах эксплуатации анодов анод с титановой подложкой может иметь те же габаритные размеры, что и молибденовый анод. Максимальные температуры фокусной дорожки анода, его средние температуры, а также температуры оси вращения анодов в случае анода с титановой подложкой ниже соответствующих температур для молибденового анода.

Опыт использования анодов с титановой подложкой в рентгеновских трубках диагностических аппаратов различного назначения подтверждает надежность их работы во всех диапазонах паспортных характеристик в течение назначенного ресурса. Таким образом, представляется целесообразным и оправданным применение представленных кон-

струкций многослойных анодов с титановой подложкой как в уже выпускаемой традиционной линейке рентгеновских диагностических трубок, так и при разработке новых изделий.

Список литературы:

1. Патент РФ № 2359354, МПК H01J 35/10, заявл. 25.04.97 г.
2. Патент Великобритании, № 1422461, НКИ НID, опубл. 28.01.76 г.
3. Патент США № 4331902, НКИ 313/330, опубл. 25.05.82 г.
4. Заявка PTC/RU 99/0316 от 02 сентября 1999 г., МПК МОП 35/10 г.
5. Патент США № 4641333, НКИ 378-144, заявл. 09.09.85 г.
6. Заявка Франции № 2592987, МПК H01J 35/10, заявл. 10.01.86 г.
7. Патент РФ № 2158453. МПК H01J 35/10, заявл. 25.04.97 г.
8. Патент Австрии № 397005, МПК H01J 35/10, заявл. 07.05.1991 г.
9. Заявка ЕПВ № 0874385, МПК H01J 35/10, заявл. 17.04.1998 г.
10. Таубин М.Л. Материалы изделий медицинской техники. Часть 1. Металлические аноды рентгеновских трубок / 2-е издание. – М.: МИФИ, 2002. 72 с.
11. Казаков Н.Ф. Диффузионная сварка материалов. – М.: Машиностроение, 1976. 312 с.
12. Игнатьев Д.Н., Турчин В.Н., Кофлер Л.Н. Анализ состояния анодов после испытаний / Техническая справка. 2007 г.
13. Свойства элементов. Справочник. В 2-х частях. Часть 1. Физические свойства / Под ред. Г.В. Самсонова. 2-е изд. – М.: Металлургия, 1976. С. 254.
14. Попов В.Ф. Нераспыляемые газопоглотители. – Л.: Энергия, 1975. 104 с.
15. Таубин М.Л., Коноплев Е.Е. Расчет температур анода МБ-90М маммографической рентгеновской трубки / Техническая справка.

Евгений Егорович Коноплев,
ведущий инженер,
ФГУП «НИИ НПО «Луч»,
г. Подольск, Московская обл.,
Василий Николаевич Столяров,
инженер,
ЗАО «Рентгенпром»,
Иван Николаевич Столяров,
инженер,
ЗАО «Рентгенпром»,
г. Москва,
e-mail: npo@sialuch.ru