

Микрофокусная рентгеновская трубка с вращающимся анодом

Аннотация

Рассмотрена конструкция первой отечественной микрофокусной рентгеновской трубки с вращающимся анодом. Приведены результаты испытаний опытного образца трубки.

Введение

Как известно, процесс формирования рентгеновского изображения биологических объектов источниками рентгеновского излучения с фокусным пятном менее 0,1 мм имеет ряд особенностей, благодаря чему рентгенография с помощью таких источников (микрофокусная рентгенография) обладает принципиальными преимуществами по сравнению с широко используемой в настоящее время для целей медицинской диагностики классической (стандартной) рентгенографией, выполняемой источниками излучения с фокусным пятном около 1 мм [1]-[3]. Наиболее существенными из этих преимуществ являются снижение экспозиционной дозы рентгеновского излучения при проведении рентгенодиагностических исследований, а также повышение качества и информативности получаемых рентгеновских изображений [4].

Однако важным недостатком микрофокусных источников рентгеновского излучения является низкая интенсивность генерируемого излучения. В практических конструкциях источников излучения это обусловлено физическими ограничениями мощности, подводимой к мишени рентгеновской трубки электронным пучком малого диаметра. В настоящее время малая мощность микрофокусных рентгеновских трубок существенно сужает область применения микрофокусной рентгенографии в медицинской диагностике.

Цель и задачи исследования

Целью выполненных исследований было повышение электрической мощности и соответственно интенсивности генерируемого излучения микрофокусных рентгеновских трубок, задачами – поиск технологических решений, разработка конструкции, изготовление и испытание рентгеновской трубки повышенной мощности с фокусным пятном менее 0,1 мм.

Материалы и методы

В ходе НИР исследовалась и модернизировалась конструкция классической рентгеновской трубки с вращающимся анодом типа 15-40БД46-150 производства ЗАО «Светлана-Рентген». Эскиз трубки представлен на рис. 1.

Ее конструкция включает в себя стеклянный баллон 1, катодный узел 2 с двумя прямонакальными вольфрамовыми катодами и анодный узел 3 с дисковой вольфрам-молибденовой мишенью 4. Угол наклона к оси мишени составляет 14°. Максимальный ток трубки в режиме кратковременного включения при рабочем напряжении 150 кВ и скорости вращения анода около 3 000 об/мин (частота вращения 45...50 с⁻¹) для малого фокусного пятна 0,6×0,6 мм составляет 100 мА, для большого фокусного пятна 1,2×1,2 мм – 600 мА.

В результате модернизации трубки были внесены изменения в конструкции катодного узла, а также узла вращения анода. В катодном узле установлен один катод, для обеспечения возможности регулировки размеров фокусного пятна оба его вывода электрически изолированы от фокусирующего электрода [5]. В состав узла входят: держатель катода 1, прямонакальный катод 2 и фокусирующий электрод 3. Катод 2 выполнен в виде винтовой спирали, выводы которой крепятся в держателе, причем на оба вывода напрессованы керамические изоляторы 4. На держателе катода 1 закреплен фокусирующий электрод 3.

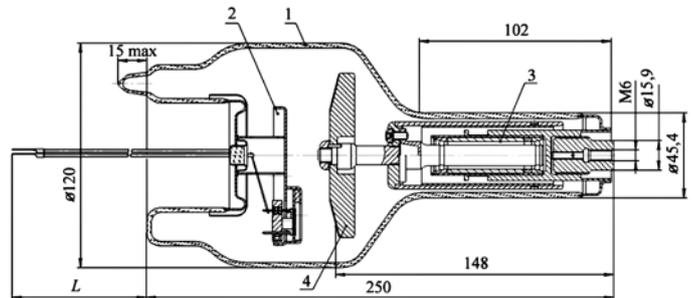


Рис. 1. Эскиз рентгеновской трубки с вращающимся анодом 15-40БД46-150: 1 – стеклянный баллон; 2 – катодный узел; 3 – анодный узел; 4 – дисковая вольфрам-молибденовая мишень

Для регулировки размеров фокусного пятна подается управляющее напряжение $U_{упр}$ отрицательной полярности между катодом и фокусирующим электродом. В зависимости от величины этого напряжения размеры фокусного пятна $\varnothing_{фп}$ будут изменяться от максимального значения ($\varnothing_{фп} = \varnothing_{фп\ max}$) при управляющем напряжении, равном нулю, до минимального значения при некотором управляющем напряжении $U_{упр0}$.

В узле вращения анода для уменьшения радиального «боя» была использована шарикоподшипниковая опора с термокомпенсированным зазором типа ZYS99 (рис. 2).

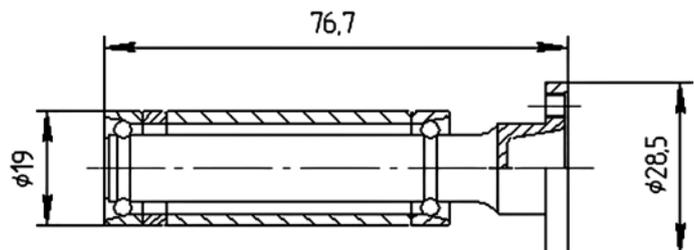


Рис. 2. Эскиз шарикоподшипниковой опоры типа ZYS99

Уменьшение «боя» в узле вращения позволяет обеспечить более стабильное положение фокусного пятна относительно объекта диагностики и тем самым умень-

Вольтамперная характеристика рентгеновской трубки при различных токах накала I_f , $U_{упр} = 0$ В

$I_f = 4,0-2$		$I_f = 4,1-2$		$I_f = 4,2-2$		$I_f = 4,3-2$		$I_f = 4,4-2$		$I_f = 4,5-2$	
U_a , кВ	I_a , mA										
19,5	3	18,8	4,8	18,8	5,2	19,8	7	18,8	8	18,2	8
29,2	4	35,2	5	36	7	35,5	10	34,3	12	35,2	14
36,6	4	51,3	5,2	51,9	8	51	11	51,5	15	49,7	18
46,5	4	58,9	5,2	57,8	8,2	57,4	11	62,9	17	62,9	21
52,6	4	65,7	5,5	63,5	10	62,9	12	69,9	18	70,1	22
59,4	5	–	–	69	10	69	12	–	–	–	–

Таблица 2

Вольтамперная характеристика рентгеновской трубки при различных токах накала I_f , $U_{упр} = -55$ В

$I_f = 4,0$ А		$I_f = 4,1$ А		$I_f = 4,2$ А		$I_f = 4,3$ А		$I_f = 4,4$ А		$I_f = 4,5$ А	
U_a , кВ	I_a , mA										
21,1	1	19,5	1,6	19	2	19,5	2,5	19	2,5	19	2,7
38,3	2	37,2	3	34,3	4	36	5	32,6	7	36,6	10
53,2	2,5	53,7	3,5	53	5	50,6	8	52,1	11	51,5	14
–	–	62,4	4	64	5	67,9	10	69	12	69,9	18

шить его эффективные размеры. Величина радиального «боя» в трубке 15-40БД46-150 составляет 45...47 мкм и соизмерима с размерами требуемого пятна. Конструкция опоры позволяет уменьшить радиальный зазор в рабочем режиме вращения анода модернизированной трубки почти в два раза – до 25 мкм.

Конструкция опоры позволяет также уменьшить акустические шумы трубки при работе, требования к величине которых непрерывно ужесточаются [6], и увеличить скорость вращения анода. Следует отметить, что увеличение скорости вращения анода при кратковременном включении трубки позволяет повысить ее мощность при тех же размерах фокусного пятна в K раз [7]:

$$K = \sqrt{\frac{n_2}{n_1}},$$

где n_1 – скорость вращения анода в рентгеновской трубке 15-40БД46-150; n_2 – скорость вращения анода в модернизированной рентгеновской трубке.

Результаты и обсуждение

Испытания действующего макета модернизированной трубки проводились в два этапа.

На первом этапе в ходе статических испытаний (при неподвижном аноде) были определены максимальное рабочее напряжение, а также рентгенооптические и эмиссионные характеристики трубки. При проведении испытаний трубка была помещена непосредственно в масляную ванну.

Максимальное рабочее напряжение трубки составило 150 кВ.

В дальнейших статических испытаниях для исключения перегрева и подплавления мишени анодное напряжение было ограничено 80 кВ.

Оценка размеров фокусного пятна проводилась с помощью лох-камеры, путем его прямой съемки через свинцовую диафрагму с диаметром отверстия 0,03 мм. Минимальные размеры фокусного пятна – 0,1×0,15 мм – были получены при управляющем напряжении $U_{упр0} = -55$ В (рис. 3).

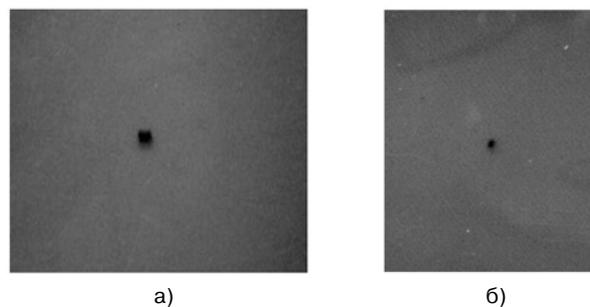


Рис. 3. Рентгеновский снимок фокусного пятна модернизированной рентгеновской трубки: а) $U_{упр} = 0$ В; б) $U_{упр} = -55$ В

Результаты измерений эмиссионных характеристик (вольтамперных характеристик) трубки при нулевом управляющем напряжении и при напряжении смещения, соответствующем минимальным размерам фокусного пятна, приведены в табл. 1 и 2.

На втором этапе испытаний был определен ток трубки в динамическом режиме. С этой целью трубка была установлена в излучателе ИРД-46 стационарного рентгенодиагностического аппарата семейства «МЕДИКС» производства ЗАО «Амико» (рис. 4). Максимальная величина тока при напряжении анода 150 кВ, управляю-



Рис. 4. Внешний вид излучателя ИРД-46

шем напряжении $U_{\text{упр0}} = -55$ В и скорости вращения анода 3000 об/мин составила 14 мА.

Таким образом, на разработанном макете модернизированной трубки была получена мощность в режиме кратковременного включения около 2 кВт, что в 100 раз больше мощности серийных отечественных микрофокусных рентгеновских трубок с прострельной мишенью семейства БС-1 [8].

Выводы

Результаты НИР показывают, что разработанная конструкция макета трубки может быть взята за основу при проведении ОКР по созданию рентгеновской трубки с вращающимся анодом и размером эффективного фокусного пятна менее $0,1 \times 0,1$ мм.

Список литературы:

1. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю. Микрофокусная рентгенография в медицинской диагностике. – СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012. 121 с.
2. Смирнова Л.М., Юлдашев З.М. Измерительно-информационные системы для протезно-ортопедической отрасли // Биотехносфера. 2012. № 2. С. 17-23.
3. Юлдашев З.М. Обработка медицинских малоконтрастных изображений // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 1. С. 39-41.

4. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография в медицине // Медицинская техника. 2011. № 5. С. 30-34.
5. Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н. Рентгеновская трубка с вращающимся анодом / Патент на полезную модель РФ № 107468 от 20.08.2011 г.
6. СН 3057-84 Санитарные нормы допустимого шума, создаваемого изделиями медицинской техники в помещениях лечебно-профилактических учреждений. 30 июля 1984 г.
7. Хараджа Ф.Н. Общий курс рентгенотехники. – М. – Л.: Энергия, 1966. 568 с.
8. Боровский А.И., Шукин Г.А. Рентгеновские трубки и малогабаритные микрофокусные рентгеновские излучатели для медицины, промышленности и научных исследований // Электронная промышленность. 1991. № 5. С. 86-94.

*Алексей Артурович Подымский,
начальник производства,
ЗАО «Светлана-Рентген»,
Николай Николаевич Потрахов,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой электронных приборов и устройств,
СПбГЭТУ «ЛЭТИ»,
г. С.-Петербург,
e-mail: tech@svetlana-x-ray.ru*

А.С. Веденина, И.В. Ткачук, Л.М. Смирнова, В.Б. Мартынов, Н.С. Петрова

Скрининг функциональных нарушений стоп с помощью компьютерной плантографии и подометрии

Аннотация

Рассмотрены комплекс биомеханических тестов с дозированным нагружением стоп, рычажный тест и тест Штритера для оценки статодинамической функции стопы. Обоснована целесообразность применения данных тестов при обследовании пациентов для повышения эффективности использования существующих комплексов для плантоподографии.

Введение

В настоящее время существует большое число методов, позволяющих оценивать анатомические и функциональные характеристики стопы человека. К ним относятся: динамобароплантография, видеоанализ, гониометрия, рентгенография, плантография, ихнография и др.

Использование современной вычислительной техники дает возможность существенно упростить процесс диагностики, повысить его доказательность и достоверность результатов. Однако основными проблемами таких методов являются: сложность реализации аппаратной части используемых комплексов и, как следствие, относительная дороговизна методов; большая продолжительность обследования, утомляющая пациента; для некоторых методов – небезопасность их для пациента (например, это касается рентгенографии) [1].

Одним из путей решения данной проблемы является разработка методов, которые не требуют наличия аппаратуры со сложными и дорогими в изготовлении и обслуживании регистрирующими устройствами. Примерами таких методов являются плантография и подометрия.

Ранее плантоподография использовалась только для оценки формы и анатомических размеров стопы. Однако с развитием техники и появлением новых технологий

возможности компьютерной плантоподографии расширились. Используя программно-аппаратные комплексы, можно получать электронные копии изображений стоп, проводить автоматизированный расчет диагностических критериев и анализировать их динамику.

Благодаря использованию современных комплексов для плантоподографии появилась возможность 3-координатного сканирования стоп – получения их изображений в сагиттальной, фронтальной и горизонтальной плоскостях. Однако методы, применяемые при использовании таких комплексов, по своей сути являются статическими и не дают результатов, характеризующих функциональное состояние стоп.

В связи с этим нами была поставлена цель – разработать на основе компьютерной плантографии и подометрии методы оценки именно функционального состояния стоп, повышающие эффективность уже применяемых в ортопедии комплексов.

Для этого прежде всего должна быть решена задача по теоретическому обоснованию легко и быстро выполняемых пациентом функциональных биомеханических проб, позволяющих получить биомедицинскую информацию для оценки статодинамической функции стопы, а также задача разработки алгоритма инструментального плантоподографического обследования пациентов с