

2. Бразовский К.С., Пеккер Я.С., Уманский О.С., Фокин А.В. Биполярный источник тока / Патент на полезную модель 71455 РФ, МПК8, G05F1/625. Заявл. 06.08.2007; опубл. 10.03.2008. Бюл. № 7.
3. Nayathe K., Terzopoulos N., Hart B. Designing a very high output resistance current source / Proceedings of the 13th WSEAS International Conference on CIRCUITS, 2009. PP. 182-190.
4. Khan D.M. A current source for electrical impedance tomography / Thesis. – McMaster University, 2010.
5. Hong H., Rahal M., Demosthenous A., Bayford R.H. Comparison of a new integrated current source with the modified Howland circuit for EIT applications // Physiological Measurements. 2009. Vol. 30. № 10. PP. 999-1007.
6. Bertemes-Filho P., Vincence V.C., Marcio M., Santos M.M., Zanatta I.X. Low power current sources for bioimpedance measurements: A comparison between Howland and OTA-based CMOS circuits // Journal of Electrical Bioimpedance. 2012. Vol. 3. PP. 66-73.
7. Bertemes-Filho P., Felipe A., Vincence V.C. High accurate Howland current source: Output constraints analysis // Circuits and Systems. 2013. Vol. 4. PP. 451-458.
8. Introduction to controlled impedance PCBs / Application notes. Polar Instruments. 2012 / <http://www.polarinstruments.com/support/>. Дата обращения 03.05.2015.
9. A comprehensive study of the Howland current pump // Application notes AN1515. Texas Instruments. 2013 / <http://www.ti.com/lit/an/snoa474a/snoa474a.pdf>. Дата обращения 03.05.2015.
10. Ross A.S., Saulnier G.J., Newell J.C., Isaacson D. Current source design for electrical impedance tomography // Physiological Measurement. 2003. Vol. 24. № 2. PP. 509-516.

Константин Станиславович Бразовский,
 канд. мед. наук, доцент кафедры медицинской
 и биологической кибернетики,
 Сибирский государственный
 медицинский университет,
 доцент кафедры промышленной
 и медицинской электроники,
 Национальный исследовательский
 Томский политехнический университет,
 Яков Семенович Пеккер,
 канд. техн. наук, зав. кафедрой медицинской
 и биологической кибернетики,
 Сибирский государственный
 медицинский университет,
 профессор кафедры промышленной
 и медицинской электроники,
 Национальный исследовательский Томский
 политехнический университет,
 Алексей Иванович Солдатов,
 д-р техн. наук, профессор кафедры
 промышленной и медицинской электроники,
 Национальный исследовательский Томский
 политехнический университет,
 г. Томск,
 e-mail: bks@mt-tomsk.ru

К.К. Жамова

Малогабаритные источники рентгеновского излучения для медицинской диагностики

Аннотация

В статье описаны конструкции современных микрофокусных рентгеновских трубок, а также источников излучения на их основе с существенно увеличенными мощностями и напряжениями.

Как показывает клиническая практика, основным и, пожалуй, единственным недостатком технологии микрофокусной рентгенографии при ее использовании в целях медицинской диагностики является низкая интенсивность излучения, генерируемого рентгеновскими трубками с размером фокусного пятна менее 0,1 мм [1].

Таблица 1

Основные характеристики основных микрофокусных трубок

Тип трубки	БС1	БС4	БС5	БС6	БС16
Номинальное анодное напряжение, кВ	45	60	30	100	150
Номинальная мощность в непрерывном режиме работы, Вт	2,3	1,2	0,6	2,5	5
Диаметр фокусного пятна, мкм	40	20	3	20	20
Материал мишени анода	Mo, Ag, Cu, W	Ti, Cu, W	Cu, W	W, Re	W, Re

Основные характеристики некоторых микрофокусных рентгеновских трубок, серийно выпускаемых единственным отечественным производителем – ЗАО «Светлана-Рентген» (г. Санкт-Петербург), приведены в табл. 1 [2], [3].

Как следует из данных табл. 1, мощность современных микрофокусных рентгеновских трубок ограничена единицами ватт. Поэтому методики микрофокусной съемки успешно используются пока в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, травматологии, а также в ветеринарии для диагностики заболеваний мелких и средних животных (весом до 10 кг) [4], [5].

Для расширения областей применения технологии микрофокусной рентгенографии были исследованы возможности повышения мощности микрофокусных источников рентгеновского излучения и соответственно интенсивности генерируемого излучения путем модернизации отечественных рентгеновских трубок с вращающимся анодом серии БД и стационарным анодом серии БП производства ЗАО «Светлана-Рентген».

Как известно [6], интенсивность излучения J , генерируемого рентгеновской трубкой, определяется выражением

$$J = \frac{k \cdot i \cdot z \cdot U^2 \cdot t}{R^2},$$

где k – коэффициент пропорциональности; i – ток трубки; z – порядковый номер мишени; U – напряжение на трубке; t – время экспозиции; R – расстояние до точки измерения интенсивности.

В соответствии с этим выражением мощность трубки при прочих равных условиях может быть повышена как за счет увеличения тока трубки (прямо пропорциональная зависимость), так и за счет увеличения напряжения на трубке (квадратичная зависимость).

Модернизация проводилась путем изменения конструкции типового катодного узла трубок с целью обеспечения возможности регулировки размеров фокусного пятна за счет изменения распределения электрического поля в прикатодной области.

В конструкции трубок указанных серий в общем случае используется катодный узел в составе держателя катода 1, нити накала катода (далее – катод) 2 и цилиндрического фокусирующего электрода 3. Один из выводов катода соединен с фокусирующим электродом, второй – электрически изолирован от него посредством керамической втулки 4 (рис. 1). Размер фокусного пятна определяется размерами и формой центрального отверстия в фокусирующем электроде, а также размерами, формой и глубиной «посадки» самого катода.

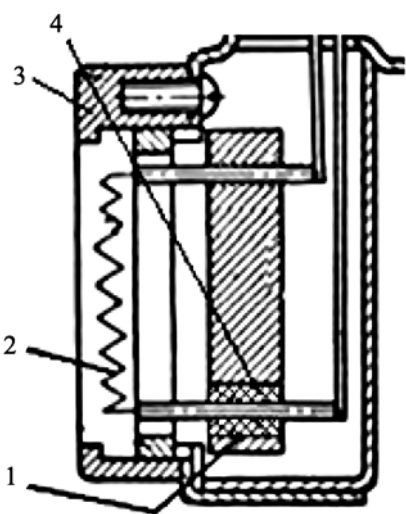


Рис. 1. Типовой катодный узел двухэлектродной рентгеновской трубки: 1 – держатель катода; 2 – нить накала катода; 3 – фокусирующий электрод; 4 – керамический изолятор

На первом этапе модернизации второй вывод катода был также изолирован от фокусирующего электрода, а для подачи на него управляющего напряжения в цоколе трубки был сделан специальный вывод. Таким образом, фокусирующий электрод превратился в управляющий.

В итоге конструкция модернизированной рентгеновской трубки из двухэлектродной стала трехэлектродной: катод, анод и управляющий электрод. При работе на такую трубку необходимо подать, помимо накального и анодного напряжений, напряжение на управляющий электрод отрицательной по отношению к катоду полярности для регулировки (уменьшения) размеров фокусного пятна. Поскольку трубки указанных серий работают по электрической схеме с заземленным анодом, источник управляющего напряжения (так же, как и накального) должен быть электрически и конструктивно «развязан» на максимальное анодное напряжение трубки.

Первой из модернизированных подобным образом трубок стала рентгеновская трубка с вращающимся анодом ЗБД46-150 [7], [8].

На втором этапе модернизации с целью повышения напряжения источник излучения в виде катодного узла с изолированным катодом был использован в рентгеновской трубке серии БПМ на 200 кВ.

Эта трубка имеет расположенный внутри стеклянного баллона анодный узел со скошенной под углом 30° массивной мишенью. Соответственно генерируемое рентгеновское излучение выходит в бок по отношению к оси трубки через стенку баллона, а также высоковольтную изоляцию и корпус моноблока источника излучения (рис. 3). Такая конструкция наряду с повышением мощности обуславливает также и существенное увеличение толщины первичного фильтра и фокусного расстояния по сравнению с микрофокусными трубками серии БС.

Эквивалентная толщина первичного фильтра по алюминию составляет 5 мм, минимальное фокусное расстояние – 60 мм.

С целью минимизации фокусного расстояния, что важно при микрофокусной съемке, а также уменьшения фильтрации излучения и одновременного повышения мощности была разработана трехэлектродная рентгеновская трубка с полым вынесенным анодом и установленной в торце анодной трубы массивной водоохлаждаемой мишенью 0,144БПВ33-120.

Благодаря наличию управляющего электрода, а также постоянного кольцевого магнита, надеваемого на анодную трубу, источник излучения на основе этой трубки (РАП-120М.1) в режиме длительного включения имеет фокусное пятно с характерным диаметром около 0,1 мм при максимальной мощности 100 Вт.

Испытания действующих образцов показали, что во всех модернизированных трубках напряжение на управляющем электроде, при котором ток трубки уменьшается до нуля (напряжение запирающего – $U_{\text{зап}}$) составляет от нескольких десятков до нескольких сотен вольт. Технологически такие значения $U_{\text{зап}}$ вполне допустимы при разработке малогабаритных источников рентгеновского излучения.

Испытания источников рентгеновского излучения на основе модернизированных трубок проводились в лаборатории рентгенотелевизионных систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета им. В.И. Ульянова (Ленина) «ЛЭТИ».

В табл. 2 приведены основные характеристики рентгеновских аппаратов повышенной мощности серии РАП, предназначенных для медицинской диагностики.

Результаты испытаний показали, что указанные источники с успехом могут быть использованы при разработке современных отечественных рентгенодиагностических, в том числе томографических, комплексов высокого разрешения для целого ряда областей медицины [9].

Список литературы:

1. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Возможности и ограничения микрофокусной рентгенографии в медицине // Биотехносфера. 2010. № 4. С. 20-24.
2. Обзоры по электронной технике. Серия 4. Электровакуумные и газоразрядные приборы / С.А. Иванов, Ю.К. Иоффе, С.В. Кириенко, Г.А. Щукин. Малогабаритные источники рентгеновского излучения. – М.: ЦНИИ «Электроника», 1987. 56 с.
3. Рентгеновские трубки для промышленности / Проспект ЗАО «Светлана-Рентген». 2014 г.
4. Васильев А.Ю., Потрахов Н.Н., Бойчак Д.В., Петровская В.В., Горюнов С.В., Грязнов А.Ю., Потрахов Е.Н., Коваленко Ю.Н., Балашов С.В., Миронова Ю.А. Малодозовая цифровая микрофокусная рентгенография: лабораторные и клинические исследования возможностей диагностики повреждения костной ткани // Радиологический вестник. 2011. № 1. С. 13-16.
5. Гребнев Г.А., Потрахов Н.Н., Клестова И.А., Сливкин А.А. Диагностика очагов одонтогенной инфекции у военнослужащих из числа молодого пополнения в условиях стоматологического кабинета войсковой части // Инфекции в хирургии. 2012. Т. 10. № 1. С. 8-10.



Рис. 2. Излучатель ИРД46 на основе рентгеновской трубки ЗБД46-150



Рис. 3. Моноблок источника излучения РАП-200М

Таблица 2

Характеристики рентгеновских аппаратов серии РАП

Тип источника	РАП-70М	РАП-120М	РАП-160М	РАП-200М	РАП-140М
Габариты, мм	80 x 140 x 155	80 x 130 x 260	110 x 150 x 320	120 x 180 x 340	80 x 130 x 260
Вес, кг	1,6	3,5	8	12	6
Тип трубки	0,3БДМ-17	0,2БПМ120	0,3БПМ34-160	0,2БПМ 64-200	0,144БПВ33-140
Максимальное напряжение, кВ	70	120	160	200	140
Максимальный ток, мА	2	0,5	2	1,6	1,0
Минимальный характерный размер фокусного пятна, мм	0,2	0,2	0,2	0,05	0,1
Режим работы	Повторно-кратковременный	Повторно-кратковременный	Повторно-кратковременный	Повторно-кратковременный	Непрерывный
Мощность, Вт (при размере фокусного пятна 0,1 мм)	-	-	-	60	100

6. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н.Н. Блинова. Уч. пособие. – М.: Медицина, 2002.
7. Потрахов Н.Н., Потрахов Е.Н. Рентгеновская трубка с вращающимся анодом / Патент на полезную модель № 107468. Заявл. 10.03.11, зарег. 20.08.11, опубл. 20.08.11. Бюл. № 23.
8. Подымский А.А., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгеновская трубка с вращающимся анодом // Медицинская техника. 2014. № 2. С. 19-21.
9. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Микрофокусная рентгенография в медицине // Медицинская техника. 2011. № 5. С. 30-34.

*Карина Константиновна Жамова,
ассистент,
кафедра электронных приборов и устройств,
Федеральное государственное автономное
образовательное учреждение высшего
образования «Санкт-Петербургский
государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ»
им. В.И. Ульянова (Ленина)»,
г. С.-Петербург,
e-mail: kzhatova@gmail.com*

* * * * *