



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
H01J 35/06 (2006.01)

(21)(22) Заявка: 2016135642, 10.02.2015

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
10.02.2015

Дата регистрации:
25.12.2018

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
10.02.2014 US 61/937,677

(43) Дата публикации заявки: 15.03.2018 Бюл. №
8

(45) Опубликовано: 25.12.2018 Бюл. № 36

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 12.09.2016

(86) Заявка РСТ:
EP 2015/052788 (10.02.2015)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2015/118177 (13.08.2015)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городиский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ХУ Цю-Хун (SE)

(73) Патентообладатель(и):

ЛЮКСБРАЙТ АБ (SE)

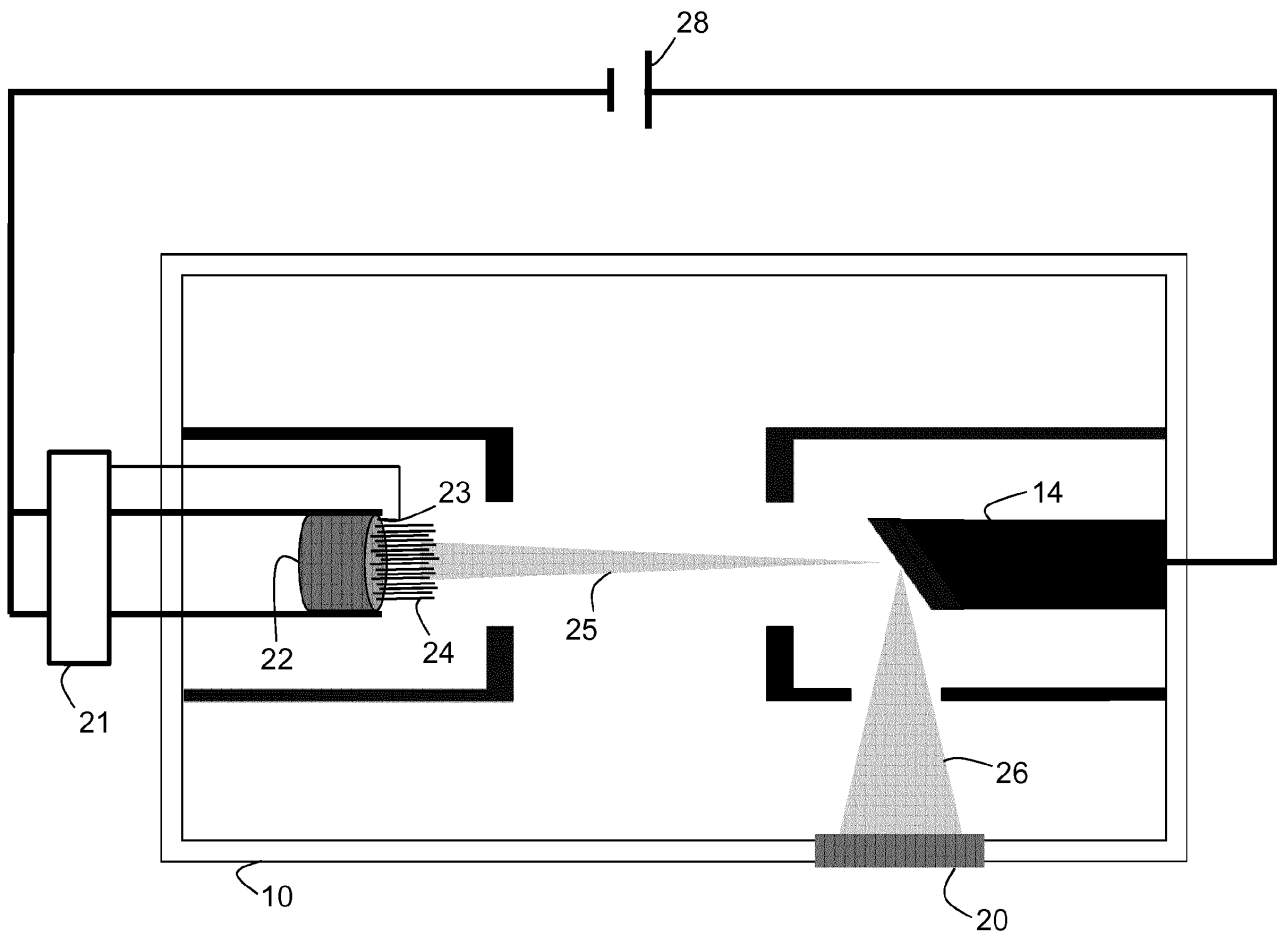
(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 2002094064 A1, 18.07.2002. US
2003036332 A1, 20.02.2003. US 2008251865 A1,
16.10.2008. RU 2011143319 A, 10.05.2013.

(54) РЕНТГЕНОВСКОЕ УСТРОЙСТВО

(57) Реферат:

Изобретение относится к устройству генерирования рентгеновских лучей. Устройство содержит по меньшей мере один эмиттер(ы) (22, 22_1, 22_2, 22_3) электронов, имеющий электропроводящую подложку (23). Эта электропроводящая подложка содержит покрытие из наноструктур (24). Устройство дополнительно содержит нагревательный элемент (21), присоединяемый к каждой электропроводящей подложке, а также принимающий электроны компонент (14),

выполненный с возможностью приема электронов, испущенных упомянутым по меньшей мере одним эмиттером(ами) электронов. Кроме того, устройство содержит вакуумированную оболочку (10), выполненную с возможностью вмещать упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов, нагревательный элемент и принимающий электроны компонент. Техническим результатом является возможность эмиссии Шоттки в устройстве генерирования рентгеновских лучей. 6 н. и 7 з.п. ф-лы, 6 ил.



ФИГ. 2

RU 2675791 C2

RU 2675791 C2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC
H01J 35/06 (2006.01)

(21)(22) Application: **2016135642, 10.02.2015**

(24) Effective date for property rights:
10.02.2015

Registration date:
25.12.2018

Priority:

(30) Convention priority:
10.02.2014 US 61/937,677

(43) Application published: **15.03.2018** Bull. № 8

(45) Date of publication: **25.12.2018** Bull. № 36

(85) Commencement of national phase: **12.09.2016**

(86) PCT application:
EP 2015/052788 (10.02.2015)

(87) PCT publication:
WO 2015/118177 (13.08.2015)

Mail address:
**129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):
KHU Tsyu-Khun (SE)

(73) Proprietor(s):
LYUKSBRAJT AB (SE)

(54) **X-RAY DEVICE**

(57) Abstract:

FIELD: electricity.

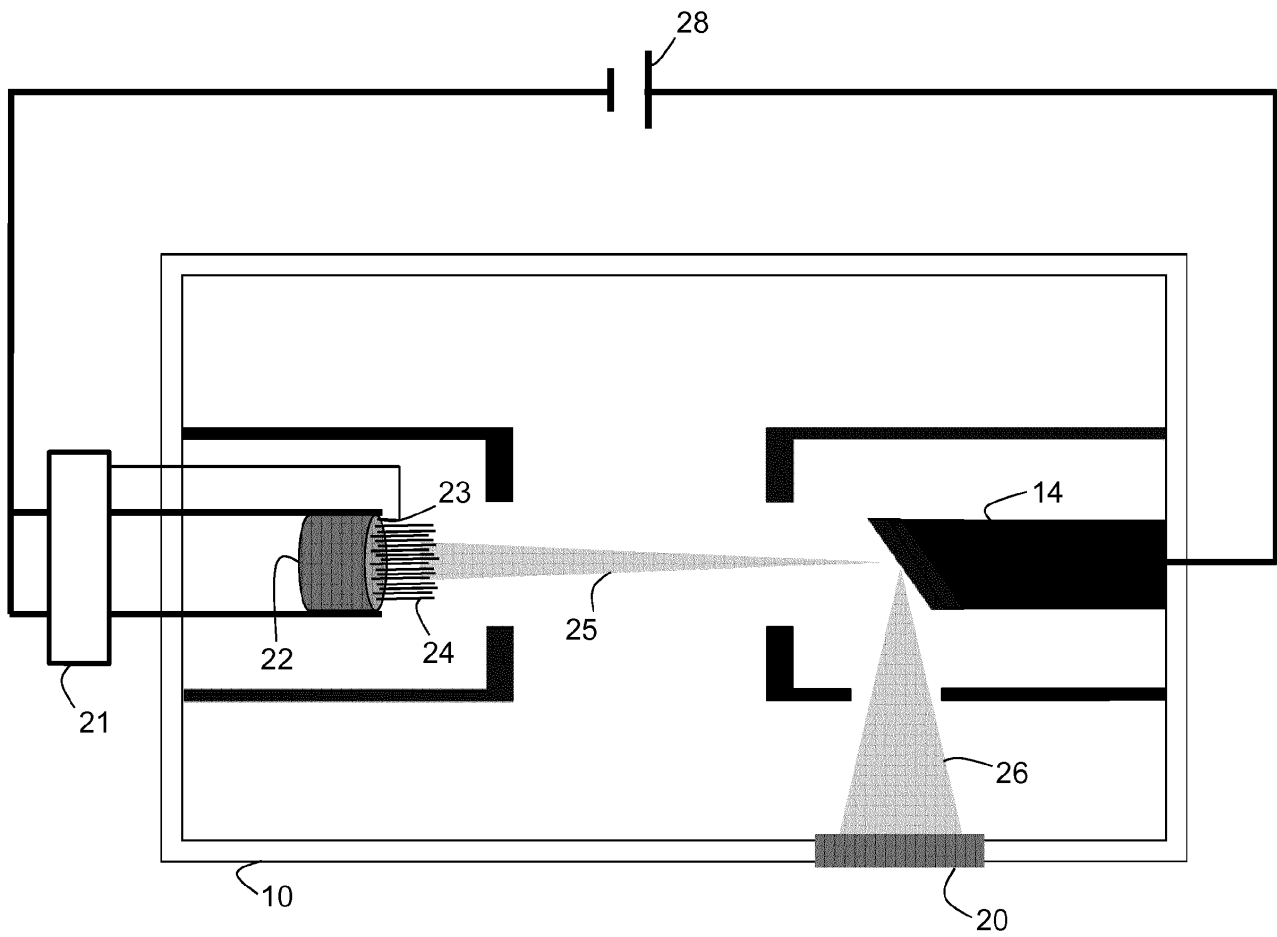
SUBSTANCE: invention relates to an X-ray generation device. Device contains at least one emitter (s) (22, 22_1, 22_2, 22_3) of electrons having electrically conductive substrate (23). This electrically conductive substrate contains coating of nanostructures (24). Device further comprises heating element (21) attached to each electrically conductive substrate, as well as component receiving electrons (14), adapted to

receive electrons emitted by the at least one emitter(s) of electrons. In addition, the device contains evacuated shell (10), configured to accommodate the at least one emitter(s) of electrons, a heating element and a component receiving electrons.

EFFECT: technical result is the possibility of Schottky emission in the device for generating x-rays.
13 cl, 6 dwg

RU 2 675 791 C 2

RU 2 675 791 C 2



ФИГ. 2

RU 2675791 C2

RU 2675791 C2

ОБЛАСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Представленные в настоящем документе варианты осуществления направлены на рентгеновское устройство, выполненное с возможностью работы в режиме эмиссии Шоттки.

5 ПРЕДПОСЫЛКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Рентгеновские лучи генерируются путем бомбардировки металлической поверхности энергетическими электронами. В этой установке источником рентгеновских лучей является устройство, содержащее 1) эмиттер электронов, известный как катод, и 2) приемник электронов, известный как мишень или анод. Анод является эмиттером 10 рентгеновских лучей. Катод и анод размещены в определенной конфигурации и помещены в вакуумированный корпус. Кроме того, рентгеновская система может содержать следующие компоненты: 1) источник рентгеновских лучей, 2) компьютеризованное устройство манипулятора и держателя, 3) детекторы и 4) источник (и) питания. Кроме того, в комбинации с другими технологическими областями 15 рентгеновские лучи находят применения в медицинской визуализации, контроле безопасности и неразрушающем контроле в промышленности. Компьютерная технология революционизировала использование рентгеновских лучей в современном обществе, например, рентгеновский КТ-сканер (компьютерная томография). Прогресс в технологии детекторов позволил получить улучшенное энергетическое разрешение, 20 цифровые изображения и постоянно возрастающие площади сканирования. Однако технология генерирования рентгеновских лучей по существу осталась той же с момента появления трубки Кулиджа около 100 лет назад, когда Вильям Кулидж революционизировал способ генерирования рентгеновских лучей путем замены газонаполненных трубок вакуумной трубкой, вмещающей нагретую вольфрамовую 25 нить для использования термоэлектронной эмиссии.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

По-видимому, все рентгеновские трубки, применяемые для рентгеновской визуализации, используют горячие катоды из вольфрамовой нити, основанные на термоэлектронной эмиссии. В прошедшее десятилетие или около того была предпринята 30 попытка использовать углеродные нанотрубки (УНТ) в качестве холодного катода для генерирования рентгеновских лучей при помощи автоэлектронной эмиссии. Такая электронная эмиссия индуцируется при помощи сильного электрического поля без нагрева. УНТ считаются идеальными эмиттерами электронов. Однако для их использования в источниках рентгеновских лучей производственный процесс и рабочие 35 условия, по-видимому, предъявляют жесткие требования к свойствам материалов. Выходной ток все еще значительно ниже уровня, необходимого для практических применений. Таким образом, по меньшей мере один объект из примеров представленных в настоящем документе вариантов осуществления служит для обеспечения альтернативного эмиттера электронов, который может обеспечить альтернативные 40 средства эмиссии электронов для преодоления недостатков материалов и функциональных недостатков, присущих горячим катодам, а также холодным катодам на основе УНТ; и следовательно приводит к лучшим источникам рентгеновских лучей. Кроме того, примеры представленных в настоящем документе вариантов осуществления могут обеспечить портативное рентгеновское устройство.

45 Таким образом, примеры приведенных в настоящем документе вариантов осуществления направлены на рентгеновское устройство, использующее гибридную эмиссию, т.е. автоэлектронную эмиссию или термически поддерживаемую электронную эмиссию. Еще более значительно то, что примеры представленных в настоящем

документе вариантов осуществления используют эмиссию Шоттки. Использование термически поддерживаемой электронной эмиссии позволяет компенсировать свойства горячего и холодного катодов. Преимущества примеров вариантов осуществления будут ясны при сравнении эмиссии Шоттки, термоэлектронной эмиссии и автоэлектронной эмиссии. Хорошо известно, что холодный катод может быть загрязнен из-за адсорбции электроотрицательных элементов, таких как S, Cl, присутствующих в остаточных газовых компонентах в трубке. Если адсорбция значительна, катод прекращает эмиссию электронов. Для автоэлектронной эмиссии в рентгеновской трубке холодный катод может быть регенерирован путем удаления трубки из корпуса и прокаливания всей трубки в печи, а затем помещения трубки обратно, чтобы понимать, что выполнение прокаливания является трудоемким процессом. С другой стороны, для трубки с эмиссией Шоттки нагрев в результате умеренного роста температуры у катода способствует эмиссии электронов, в то же самое время предотвращая адсорбцию загрязняющих атомов или молекул газа на катоде. В случае возникновения загрязнений регенерация может быть выполнена путем непосредственного нагрева катода без удаления трубки из корпуса трубки. Меньшее потребление мощности приведет к использованию более компактного источника питания, таким образом, позволяя рентгеновскому устройству стать транспортабельнее. Более того, использование такого режима электронной эмиссии устраняет необходимость в системе охлаждения или продолжительных периодов охлаждения и нагрева, обычных для систем на основе горячей нити накаливания.

В соответствии с примерами представленных в настоящем документе вариантов осуществления они направлены на устройство генерирования рентгеновских лучей, содержащее по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов, содержащий электропроводящую подложку. Эта электропроводящая подложка содержит покрытие из наноструктур. Данное рентгеновское устройство дополнительно содержит нагревательный элемент, присоединяемый к каждой электропроводящей подложке упомянутого по меньшей мере одного эмиттера(ов) электронов. Рентгеновское устройство дополнительно содержит принимающий электроны компонент, выполненный с возможностью приема электронов, испущенных из упомянутого по меньшей мере одного эмиттера(ов) электронов. Рентгеновское устройство дополнительно содержит вакуумированную оболочку, выполненную с возможностью вмещать упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов, нагревательный элемент и принимающий электроны компонент. Упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов выполнен с возможностью эмиссии Шоттки при включенном нагревательном элементе, а упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов смещен отрицательно.

Пример преимущества вышеуказанного варианта осуществления состоит в устранении охлаждающей системы или продолжительных периодов охлаждения и нагрева, обычных для систем на основе горячей нити накаливания, использующих термоэлектронную эмиссию. Таким образом, могут быть получены более транспортабельные рентгеновские устройства.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов дополнительно выполнен с возможностью автоэлектронной эмиссии, когда нагревательный элемент находится в выключенном состоянии, а упомянутый по меньшей мере один генерирующий электроны компонент (ы) смещен отрицательно.

Таким образом, в соответствии с такими примерами вариантов осуществления рентгеновское устройство может быть выполнено с возможностью двух режимов

работы, позволяющих осуществлять и автоэлектронную эмиссию, и эмиссию на основе эффекта Шоттки. Такой вариант осуществления имеет пример преимущества в том, что он обеспечивает универсальное устройство, которое может обеспечивать рентгеновские изображения при разных разрешениях и уровнях контрастности.

5 В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления рентгеновское устройство может дополнительно содержать источник электропитания, выполненный с возможностью управления рабочим состоянием нагревательного элемента.

Источник электропитания может, например, управлять эмиссией электронов из упомянутого по меньшей мере одного эмиттера(ов) электронов. Кроме того, в
10 соответствии с примерами вариантов осуществления, в которых упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов содержит множество эмиттеров электронов, источник питания может использоваться для выборочной активации различных эмиттеров электронов. Такой вариант осуществления имеет пример преимущества в обеспечении более универсального устройства, в котором различные компоненты устройства могут
15 управляться индивидуально.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления источник 28 электропитания дополнительно выполнен с возможностью подачи разности потенциалов между упомянутым по меньшей мере одним генерирующим электроны компонентом (ами) и принимающим электроны компонентом диодной трубки в трех режимах
20 смещения: (-,0: катод отрицательный, анод заземлен), (-,+ : катод отрицательный, анод положительный), (0,+ : катод заземлен, анод положительный). Использование таких режимов смещения предусмотрено для возбуждения эмиссии Шоттки или автоэлектронной эмиссии.

Таким образом, пример преимущества такого варианта осуществления состоит в
25 устранении охлаждающей системы или продолжительных периодов охлаждения и нагрева, обычных для систем на основе горячей нити накаливания, использующих термоэлектронную эмиссию. Таким образом, могут быть получены более транспортабельные рентгеновские устройства.

В соответствии с некоторыми вариантами осуществления источник электропитания
30 выполнен с возможностью работы в режиме постоянного тока, т.е. постоянных (-,0), (-,+), (0,+); в импульсном режиме, т.е. прямоугольных импульсов с $V_p > 0$ на аноде и $V_p < 0$ на катоде; или в режиме переменного тока, т.е. синусоидальной волны.

Пример преимущества в обеспечении источника электропитания с различными режимами работы состоит в возможности обеспечить более универсальное устройство.
35 Например, в импульсном режиме и в режиме переменного тока могут быть получены заданные время нарастания, частота, скважность и форма импульсов сигнала.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления электропроводящая подложка сделана из нержавеющей стали, никеля, сплавов на основе никеля, железа или сплавов на основе железа.

40 В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления наноструктуры легированы или совместно легированы примесным элементом, содержащимся в столбцах IA, IIA, IIB, IIIA, VIA или VIIA Периодической таблицы элементов.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления, наноструктуры сделаны из ZnO.

45 Примером преимущества таких вариантов осуществления является способность обеспечения альтернативы эмиттерам электронов, основанных на УНТ. Использование такой альтернативы обеспечивает пример преимущества обеспечения эмиттера электронов, более совместимого с эмиссией на основе эффекта Шоттки. Эмиттеры

электронов на основе углерода подвержены повреждению при температурах и в реактивной газовой среде, типичной для процесса изготовления трубок. Тогда как ZnO и родственные материалы имеют высокую температуру плавления и химически более стабильны при столь же привлекательной эффективности автоэлектронной эмиссии,
5 как и у углеродных нанотрубок.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления принимающий электроны компонент сделан из металла, металлического сплава, металлического соединения или металлокерамического композита.

Некоторые из примеров вариантов осуществления направлены на использование
10 описанного выше устройства генерирования рентгеновских лучей в сканирующем рентгеновском аппарате для служб безопасности.

Некоторые из примеров вариантов осуществления направлены на использование описанного выше устройства генерирования рентгеновских лучей в сканирующем аппарате компьютерной томографии.

Некоторые из примеров вариантов осуществления направлены на использование описанного выше устройства генерирования рентгеновских лучей в сканирующем аппарате с рамой С-типа.

Некоторые из примеров вариантов осуществления направлены на использование описанного выше устройства генерирования рентгеновских лучей в аппарате для
20 геологической съемки.

Некоторые из примеров вариантов осуществления направлены на использование описанного выше устройства генерирования рентгеновских лучей в рентгеновской флуоресцентной спектрометрии.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Вышесказанное будет ясным из последующего более подробного описания примеров вариантов осуществления, как показано в сопроводительных чертежах, на которых в качестве ссылки символы относятся к одним и тем же компонентам на различных видах. Чертежи необязательно предназначены для масштабирования, вместо этого акцент
25 сделан на иллюстрировании примеров вариантов осуществления.

Фиг. 1 является схемой рентгеновского устройства на основе термоэлектронной эмиссии;

Фиг. 2 является схемой рентгеновского устройства в соответствии с описанным в настоящем документе примером варианта осуществления,

Фиг. 3 является иллюстративным примером эмиттера электронов с сеткой, в
35 соответствии с некоторыми описанными в настоящем документе примерами вариантов осуществления,

Фиг. 4 является иллюстративным примером различных форм, которые может иметь эмиттер электронов, в соответствии с некоторыми описанными в настоящем документе примерами вариантов осуществления,

Фиг. 5 является схемой рентгеновского устройства, содержащего множество
40 эмиттеров электронов, в соответствии с некоторыми описанными в настоящем документе примерами вариантов осуществления, и

Фиг. 6А и 6В являются графиками, иллюстрирующими вольтамперные характеристики эмиттеров электронов с Фиг. 5, в соответствии с некоторыми описанными в настоящем
45 документе примерами вариантов осуществления.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ

В последующем описании для целей разъяснения, но не ограничения, изложены специфичные детали, такие как конкретные компоненты, элементы, технологии и т.д.

для обеспечения полного понимания примеров вариантов осуществления. Однако специалисту в данной области должно быть понятно, что примеры вариантов осуществления могут быть использованы другими способами, которые отходят от приведенных в настоящем документе конкретных деталей. В других случаях детальные описания хорошо известных методов и элементов опущены, чтобы не мешать описанию примеров вариантов осуществления. Используемая в настоящем документе терминология предназначена для цели описания примеров вариантов осуществления и не предназначена для ограничения представленных в настоящем документе вариантов осуществления.

Представленные в настоящем документе примеры вариантов осуществления направлены на рентгеновское устройство, которое использует эмиссию электронов на основе эффекта Шоттки. Для лучшего описания примеров вариантов осуществления сначала будет определена и обсуждена проблема. Фиг. 1 показывает традиционную рентгеновскую трубку. Рентгеновская трубка с Фиг. 1 характеризуется вакуумированной стеклянной трубкой 10, содержащей горячую нить накаливания катода 12 и анод 14, сделанный из тугоплавкого металла/сплава. Поверхность анода 14 обращена к катоду 12 под заданным углом наклона. Электрический ток, обеспечиваемый источником 13 питания, течет через нить накаливания катода 12, вызывая повышение температуры нити 12 накаливания до уровня, при котором происходит испускание электронного пучка 16 с этой нити накаливания. Электроны электронного пучка 16 затем ускоряются по направлению к аноду 14 в электрическом поле. Это приводит к появлению рентгеновского пучка 18, который направлен из устройства через окно 20. Разность напряжений между катодом и анодом определяет энергию рентгеновского пучка.

Пожалуй, все рентгеновские трубки, применяемые для рентгеновской визуализации, используют горячие катоды из вольфрамовой нити на основе термоэлектронной эмиссии. В прошедшее десятилетие или около того, была предпринята попытка использовать углеродные нанотрубки (УНТ) в качестве холодного катода для генерирования рентгеновских лучей при помощи автоэлектронной эмиссии. Такая электронная эмиссия индуцируется при помощи сильного электрического поля без нагрева. УНТ считаются идеальными эмиттерами электронов. Однако для их использования в источниках рентгеновских лучей производственный процесс и рабочие условия, по-видимому, предъявляют жесткие требования к свойствам материалов. Выходной ток все еще значительно ниже уровня, необходимого для практических применений. Таким образом, по меньшей мере один объект из примеров представленных в настоящем документе вариантов осуществления служит для обеспечения транспортабельных рентгеновских источников с улучшенными характеристиками благодаря альтернативному эмиттеру электронов, который может обеспечить альтернативные средства эмиссии электронов для преодоления недостатков материалов и функциональных недостатков, присущих горячим катодам, а также холодным катодам на основе углеродных УНТ. Таким образом, примеры приведенных в настоящем документе вариантов осуществления направлены на рентгеновское устройство, использующее гибридную эмиссию, автоэлектронную эмиссию или термически поддерживаемую эмиссию - эмиссию Шоттки. В частности, например, представленные в настоящем документе варианты осуществления используют эмиссию электронов на основе эффекта Шоттки. Меньшее потребление мощности, возникающее в результате гибридной эмиссии, позволяет использовать более компактный источник питания, таким образом, позволяя рентгеновскому устройству стать транспортабельнее. Более того, использование такого режима электронной эмиссии устраняет необходимость в системе охлаждения или

продолжительных периодов охлаждения и нагрева, обычных для систем на основе горячей нити накаливания.

Фиг. 2 показывает рентгеновское устройство в соответствии с примерами вариантов осуществления. Рентгеновское устройство с Фиг. 2 содержит вакуумированную
5 стеклянную трубку 10, содержащую эмиттер электронов или катод 22 и принимающий электроны компонент 14. Поверхность принимающего электроны компонента 14 обращена к эмиттеру 22 электронов под заданным углом наклона. Электрический ток, обеспечиваемый источником 28 питания, течет через нагревательный элемент 21,
10 вызывая возрастание температуры эмиттера 22 электронов. Такая эмиссия известна как эмиссия Шоттки. В противоположность эмиссии электронов на Фиг. 1, которая индуцируется использованием электростатического поля, эмиссия на Фиг. 2 индуцируется тепловым нагревом.

Электроны электронного пучка 25 затем ускоряются к принимающему электроны компоненту 14 с помощью электрического поля. Это приводит к появлению
15 рентгеновского пучка 26, который направлен из устройства через окно 20. Разность напряжений между эмиттером электронов и принимающим электроны компонентом определяет энергию рентгеновского пучка.

Эмиттер 22 электронов содержит электропроводящую подложку 23, содержащую покрытие из наноструктур 24. Нагревательный элемент 21 является присоединяемым
20 к электропроводящей подложке 23 через два электрических питающих канала на катодном конце трубки. Покрытие 24 из наноструктур может быть выращено на электропроводящей подложке 23. Покрытие из наноструктур может быть в форме наночастиц, нанопроводов, наностержней, нанотетраподов или нанотрубок. Материалом подложки может быть нержавеющей сталь, никель, сплавы на основе
25 никеля, железо или сплавы на основе железа. В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления подложка предварительно сформирована в различных формах.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления сетка 30 расположена между поверхностью 23, содержащей наноструктуры 24 эмиттера
30 электронов, и принимающим электроны компонентом 14, который действует как вытягивающий электрод, как показано на Фиг. 3. В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления разделитель 31 расположен между эмиттером электронов и сеткой 30. Сетка может быть расположена в интервале на расстоянии от 100 мкм до 1000 мкм до эмиттера электронов, который зафиксирован посредством
35 этого разделителя. Круглая крышка 32 расположена поверх сетки, действуя как сеточный электрод, обеспечивая напряжение на сетке. В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления разделитель может быть керамической прокладкой.

Сетка сделана из электропроводящих проводов одинакового диаметра. Более того, эти провода сделаны из тугоплавких слабоиспаряющихся электропроводящих
40 материалов, таких как W, Mo, Ta, Ni, нержавеющей сталь или сплавы на основе никеля. Диаметр этих проводов варьирует между 30 мкм и 150 мкм. Коэффициент живого сечения сетки варьирует между 50% и 80%. Более того, поверхность проводов в сетке покрыта тонким слоем или многими слоями материала(ов) со свойствами выраженной вторичной эмиссии, такими как MgO или родственными материалами. В качестве
45 альтернативы, покрытие является УФ-излучающим материалом, GaN или родственными материалами.

Таким образом, покрытие увеличивает выходную интенсивность электронов из эмиттера электронов. Таким образом, общими преимуществами этого вида эмиттера

электронов, как продемонстрировано в триодной рентгеновской трубке, показанной на Фиг. 5, являются независимость электронного пучка на аноде и увеличенный выходной ток. Более того, поле, созданное между эмиттером электронов и сеткой, определяет интенсивность электронного пучка. К тому же разность напряжений между эмиттером электронов и принимающим электроны компонентом 24 определяет энергию рентгеновского пучка.

Фиг. 4 иллюстрирует примеры форм, которые может иметь эмиттер электронов. Эмиттер 22а электронов сделан в форме закругленной пирамиды, содержащей электропроводящую подложку 23а и покрытие из наноструктур 24а. Дополнительный пример эмиттера 22b электронов представлен в форме сплошного цилиндра, содержащего также электропроводящую подложку 23b и покрытие из наноструктур 24b. Фиг. 4 представляет другой пример эмиттера электронов в форме пустотелого цилиндра 22с, характеризующегося электропроводящей подложкой 23с и покрытием из наноструктур 24с. Дополнительный пример эмиттера электронов представлен в форме пустотелой звезды 22d, содержащей электропроводящую подложку 23d и покрытие из наноструктур 24d. Следует отметить, что такие формы могут быть адаптированы для различных применений рентгеновских лучей, поскольку формы могут влиять на направление испускаемых электронов. Дополнительно следует отметить, что другие формы также могут применяться в рентгеновских устройствах в соответствии с примерами вариантов осуществления.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления покрытие из наноструктур может быть выращено методом твердой-жидкой-газообразной фазы, химического осаждения из газовой фазы (CVD) или методом химического раствора. В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления покрытие из наноструктур выполнено с возможностью его изменения с учетом морфологии для дальнейшего облегчения эмиссии электронов химическими, электрохимическими и оптическими средствами в течение или после процесса выращивания.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления покрытие из наноструктур может быть сделано из оксидов, нитридов, силицидов, селенидов или теллуридов. В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления покрытие из наноструктур может быть сделано из оксидов полупроводников, например, ZnO. ZnO является полупроводником n-типа с большой шириной запрещенной зоны. Электропроводность связана с вакансиями кислорода, образующимися в процессе роста.

Улучшение проводимости достигается путем легирования химическими элементами из столбцов IA, IIA, IB, IIIA, VIA, VIIA Периодической таблицы элементов. Термическая обработка после выращивания применяется для гомогенизации примесей или для частичного их выделения у поверхности. Морфология наноструктуры может быть изменена химическими или электрохимическими способами для достижения локального усиления поля. УФ-обработка может также применяться для улучшения свойств поверхности. Поверхностное покрытие может быть нанесено на наноструктуры для дальнейшего увеличения процесса эмиссии электронов за счет уменьшения работы выхода с поверхности эмиттера.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления диэлектрический слой, например, SiO₂, может быть добавлен на электропроводящую подложку в областях, на которых отсутствует покрытие из наноструктур. Такое диэлектрическое покрытие может быть полезным для направления эмиссии электронов.

Когда приложен умеренный нагрев через нагревательный элемент 21, в то время как

эмиттер электронов смещен отрицательно, электроны испускаются благодаря эмиссии Шоттки. Когда нагрев выключен, а эмиттер электронов смещен отрицательно, электроны испускаются благодаря автоэлектронной эмиссии. Добавленная функция нагрева, которая отсутствует в рентгеновских источниках на токе автоэлектронной эмиссии, также может применяться для регенерации поверхности эмиттера электронов путем удаления нежелательных адсорбированных химических соединений с поверхности эмиттеров в случае загрязнения катода.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления в рентгеновском устройстве могут быть использованы несколько эмиттеров электронов. Фиг. 5 показывает рентгеновскую трубку с несколькими эмиттерами электронов. В этом варианте осуществления три эмиттера электронов 22_1, 22_2 и 22_3 установлены в закрытой трубке 10 с эмиттерами, обращенными к принимающему электроны компоненту 14. Количество эмиттеров электронов и расстояние между ними может варьироваться.

Следует отметить, что в соответствии с примерами вариантов осуществления в рентгеновском устройстве может использоваться любое количество эмиттеров электронов. Дополнительно следует отметить, что эмиттеры электронов с Фиг. 5 могут быть эмиттером электронов, охарактеризованным на любом из чертежей Фиг. 2 - Фиг. 4, или эмиттером любой другой формы. Также следует отметить, что эмиттеры электронов не обязательно должны быть одинаковыми и могут содержать различные формы и(или) характеристики по отношению один к другому.

Схемой расположения эмиттеров электронов может быть, но не ограничиваясь этим, линейная, прямоугольная, квадратная, круглая или шестиугольная. Применительно по отношению к принимающему электроны компоненту 14 эмиттеры электронов 22_1, 22_2 и 22_3 могут быть расположены так, чтобы все они излучают электроны 25a-25c, направленные в одно фокальное пятно принимающего электроны компонента 14, либо так, что они проецируют увеличенное или уменьшенное изображение эмиссионной структуры на принимающий электроны компонент 14.

Предполагается, что все эти вариации удовлетворяют требованиям к размеру и форме рентгеновского пучка 26. Эмиттеры электронов 22_1, 22_2 и 22_3 могут быть активированы коллективно или индивидуально, одновременно или последовательно. Такой гибкий режим активации делает возможным высокочастотный, импульсный режим генерации рентгеновских лучей путем задания выходной частоты источника питания, и широкий диапазон выбора доз путем выбора числа активируемых эмиттеров электронов 22_1, 22_2 и 22_3. Активация эмиттеров электронов 22_1, 22_2 и 22_3 может контролироваться источником 28 питания.

Представленные в настоящем документе примеры вариантов осуществления позволяют производить индивидуальную активацию эмиттеров электронов 22_1, 22_2 и 22_3, таким образом, обеспечивая механизм стабилизации тока эмиссии, что невозможно в существующих рентгеновских системах. Следует отметить, что неоднородность эмиссии является серьезной проблемой для катодов большой площади или мультикатодов. Эта проблема происходит из-за геометрической и физической неоднородности эмиттеров.

Другими словами, проблема эмиттеров, описанная выше, происходит из-за аспектов материалов и обработки. Поэтому некоторые из примеров вариантов осуществления направлены на улучшение роста материала эмиттера на подложке. В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления существование неоднородности между эмиттерами решается на уровне компонентов. Такой пример варианта

осуществления описан путем рассмотрения трехкатодной конфигурации в качестве примера с Фиг. 5.

Фиг. 6А и 6В иллюстрируют характеристики по току и напряжению для конструкции эмиттера электронов с Фиг. 5. На каждом графике напечатанные точки, представленные 5 треугольниками, квадратами и кругами, соответствуют эмиттеру электронов 22_1, 22_2 и 22_3, соответственно, с на Фиг. 5.

Фиг. 6А иллюстрирует приложение напряжения V при сохранении одинакового расстояния между тем же электроном и принимающим электроны компонентом. Каждый эмиттер электронов 22_1, 22_2 и 22_3 будет испускать ток i_1 , i_2 и i_3 соответственно. 10 Как показано на графике Фиг. 6А, величина тока, поставляемая электронной эмиссией каждого эмиттера электронов, различается. Хотя эта неоднородность может быть количественно описана путем формального определения среднеквадратической ошибки или среднеквадратического отклонения значений измеренного тока всех рассматриваемых эмиттеров, показанное на Фиг. 6А графическое различие достаточно 15 для иллюстрации этого вопроса.

Если все три эмиттера электронов должны испускать одинаковый ток, тогда к эмиттерам электронов необходимо приложить разные напряжения v_1 , v_2 , и v_3 , соответственно, как показано на Фиг. 6В. Выгодное следствие проявляет себя, когда эмиттеры электронов направлены на различные фокальные пятна для создания 20 определенной формы рентгеновского луча. Этот механизм обеспечивает пространственную однородность рентгеновского луча путем обеспечения постоянного тока во всех фокальных пятнах. Дополнительное преимущество заключается в том, что когда эмиттеры электронов направлены на одно фокальное пятно и на них последовательно подается смещение, эти эмиттеры обеспечивают эмиссию электронов, 25 однородную во времени с постоянным током от времени. Дополнительно, чтобы гарантировать стабильность и однородность рентгеновской эмиссии, цепь контроля обратной связи может быть использована для контроля процесса эмиссии электронов.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления источник 28 электропитания дополнительно выполнен с возможностью подачи разности потенциалов 30 между упомянутым по меньшей мере одним генерирующим электроны компонентом (ами) и принимающим электроны компонентом для диодной трубки в трех режимах смещения: (-,0: катод отрицательный, анод заземлен), (-,+ : катод отрицательный, анод положительный), (0,+ : катод заземлен, анод положительный). Использование таких режимов смещения предусмотрено для возбуждения эмиссии Шоттки. Таким образом, 35 пример преимущества такого варианта осуществления состоит в устранении охлаждающей системы или продолжительных периодов охлаждения и нагрева, обычных для систем на основе горячей нити накаливания, использующих термоэлектронную эмиссию. Таким образом, могут быть получены более транспортабельные рентгеновские устройства.

В соответствии с некоторыми примерами вариантов осуществления источник электропитания выполнен с возможностью работы в режиме постоянного тока, т.е. постоянных (-,0), (-,+), (0,+); в импульсном режиме, т.е. прямоугольных импульсов с заземленным анодом или с заземленным катодом; или в режиме переменного тока, т.е. синусоидальной волны. Пример преимущества в обеспечении источника электропитания 40 с тремя режимами работы состоит в способности обеспечить более универсальное устройство. Например, в импульсном режиме и в режиме переменного тока могут быть получены заданные время нарастания, частота, скважность и форма импульсов сигнала.

Следует отметить, что описанное в настоящем документе рентгеновское устройство

может быть использовано во множестве областей. Например, рентгеновское устройство может применяться в сканирующем рентгеновском аппарате для служб безопасности, например, как можно найти в службе безопасности аэропорта. Поскольку использование нагревательного элемента и эмиссии Шоттки позволяет делать более транспортабельное устройство, это рентгеновское устройство может быть легко применено в такой системе безопасности.

Дополнительным примером применения обсуждаемого в настоящем документе рентгеновского устройства являются медицинские сканирующие устройства, такие как сканирующий аппарат компьютерной томографии (КТ) или сканирующий аппарат с рамой С-типа, который может включать в себя мини аппарат с рамой С-типа. Дополнительным примером применения обсуждаемого в настоящем документе рентгеновского устройства является геологический съемочный аппарат.

Следует отметить, что описанное в настоящем документе рентгеновское устройство может быть использовано в любом аппарате неразрушающего контроля. Несколькими примерами применения этого рентгеновского устройства могут быть маммография, визуализация в ветеринарии, рентгеновская флуоресцентная спектрометрия и т.д.

Описание примеров вариантов осуществления, приведенное в настоящем документе, представлено для целей иллюстрации. Это описание не предназначено быть исчерпывающим или ограничивающим примеры вариантов осуществления точными формами, которые были раскрыты, и модификации и вариации возможны в свете вышеизложенного или могут потребоваться из практики применения представленных различных вариантов осуществления. Обсуждаемые в настоящем документе примеры были выбраны и описаны для пояснения принципов и природы различных примеров вариантов осуществления и их практического применения, чтобы позволить специалистам в данной области использовать эти примеры вариантов осуществления разными способами и в разных модификациях, подходящих для конкретного предполагаемого применения. Детали описанных в настоящем документе вариантов осуществления могут быть скомбинированы во всех возможных комбинациях методов, аппаратов, модулей, систем и компьютерных программных продуктов. Следует отметить, что представленные в настоящем документе примеры вариантов осуществления могут на практике использоваться в любой комбинации между собой.

Следует отметить, что слово «содержащий» не обязательно исключает присутствие других элементов или этапов, кроме перечисленных, а единственное число не исключает присутствия множества таких элементов. Следует отметить, что любые ссылочные позиции не ограничивают область формулы изобретения, что примеры вариантов осуществления могут быть реализованы по меньшей мере частично при помощи и аппаратного, и программного обеспечения, и что несколько способов, блоков или устройств могут быть представлены одним и тем же элементом аппаратуры.

На рисунках и в описании изобретения были раскрыты примерные варианты осуществления. Однако по отношению к этим вариантам осуществления могут быть сделаны многие вариации и модификации. Соответственно, хотя использовались специальные термины, они использованы только в общем и описательном смысле, а не с целью ограничения, при этом объем охраны вариантов осуществления задается следующей формулой изобретения.

(57) Формула изобретения

1. Устройство генерирования рентгеновских лучей, содержащее:
по меньшей мере один эмиттер(ы) (22, 22_1, 22_2, 22_3) электронов, содержащий

электропроводящую подложку (23), причем электропроводящая подложка содержит покрытие из наноструктур (24);

нагревательный элемент (21), присоединяемый к каждой электропроводящей подложке упомянутого по меньшей мере одного эмиттера(ов) электронов;

5 принимающий электроны компонент (14), выполненный с возможностью приема электронов, испущенных из упомянутого по меньшей мере одного эмиттера(ов) электронов; и

10 вакуумированную оболочку (10), выполненную с возможностью вмещать упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов, нагревательный элемент и принимающий электроны компонент,

причем упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов выполнен с возможностью эмиссии Шоттки, когда нагревательный элемент находится во включенном состоянии, а упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов смещен отрицательно,

15 причем устройство генерирования рентгеновских лучей дополнительно содержит источник (28) электропитания, выполненный с возможностью управления рабочим состоянием нагревательного элемента (21), причем источник (28) электропитания дополнительно выполнен с возможностью подачи разности потенциалов между упомянутым по меньшей мере одним генерирующим электроны компонентом(ами) 20 (22, 22_1, 22_2, 22_3) и принимающим электроны компонентом (14) в трех режимах смещения (-,0), (-,+), и (0,+).

2. Устройство генерирования рентгеновских лучей по п. 1, причем упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) электронов (22, 22_1, 22_2, 22_3) дополнительно выполнен с возможностью автоэлектронной эмиссии, когда нагревательный элемент 25 (21) находится в выключенном состоянии, а упомянутый по меньшей мере один эмиттер (ы) электронов смещен отрицательно.

3. Устройство генерирования рентгеновских лучей по п. 1, причем источник (28) электропитания выполнен с возможностью работы в режиме постоянного тока, импульсном режиме или режиме переменного тока.

30 4. Устройство генерирования рентгеновских лучей по п. 1, причем электропроводящая подложка (23) сделана из нержавеющей стали, никеля, сплавов на основе никеля, железа или сплавов на основе железа.

5. Устройство генерирования рентгеновских лучей по п. 1, причем наноструктуры (24) легированы или совместно легированы примесным элементом, содержащимся в 35 столбцах IA, IIA, IIB, IIIA, VIA или VIIA Периодической таблицы элементов.

6. Устройство генерирования рентгеновских лучей по п. 1, причем наноструктуры (24) сделаны из ZnO.

7. Устройство генерирования рентгеновских лучей по п. 1, причем принимающий электроны компонент (14) сделан из металла, металлического сплава, металлического 40 соединения или металлокерамического композита.

8. Устройство генерирования рентгеновских лучей по любому из пп. 1-7, причем упомянутый по меньшей мере один эмиттер(ы) (22, 22_1, 22_2, 22_3) электронов дополнительно содержит сетку (30), расположенную на фиксированном расстоянии от 100 до 1000 мкм через разделитель (31).

45 9. Применение устройства генерирования рентгеновских лучей по любому из пп. 1-8 в сканирующем рентгеновском аппарате служб безопасности.

10. Применение устройства генерирования рентгеновских лучей по любому из пп. 1-8 в сканирующем аппарате компьютерной томографии.

11. Применение устройства генерирования рентгеновских лучей по любому из пп. 1-8 в сканирующем аппарате с рамой С-типа.

12. Применение устройства генерирования рентгеновских лучей по любому из пп. 1-8 в аппарате для геологической съемки.

5 13. Применение устройства генерирования рентгеновских лучей по любому из пп. 1-8 в рентгеновской флуоресцентной спектроскопии.

10

15

20

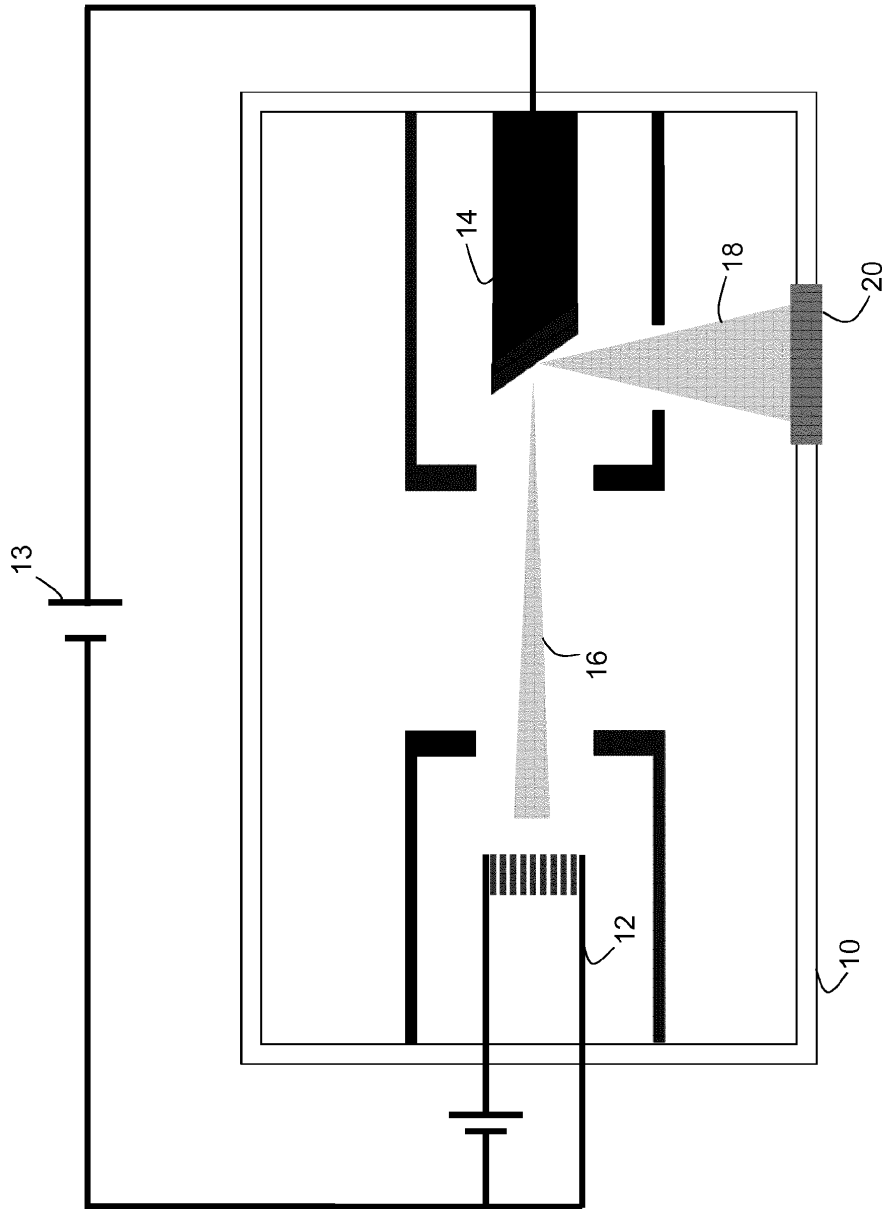
25

30

35

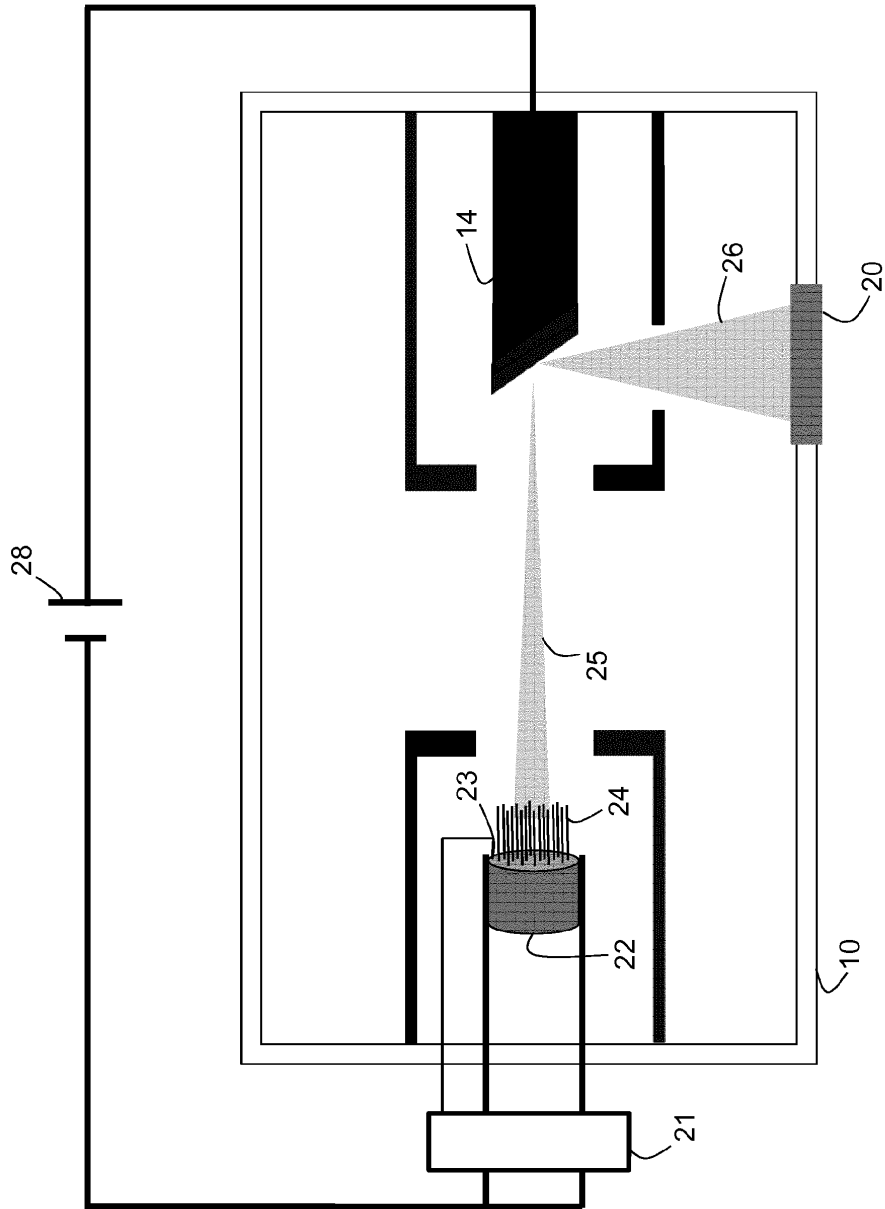
40

45



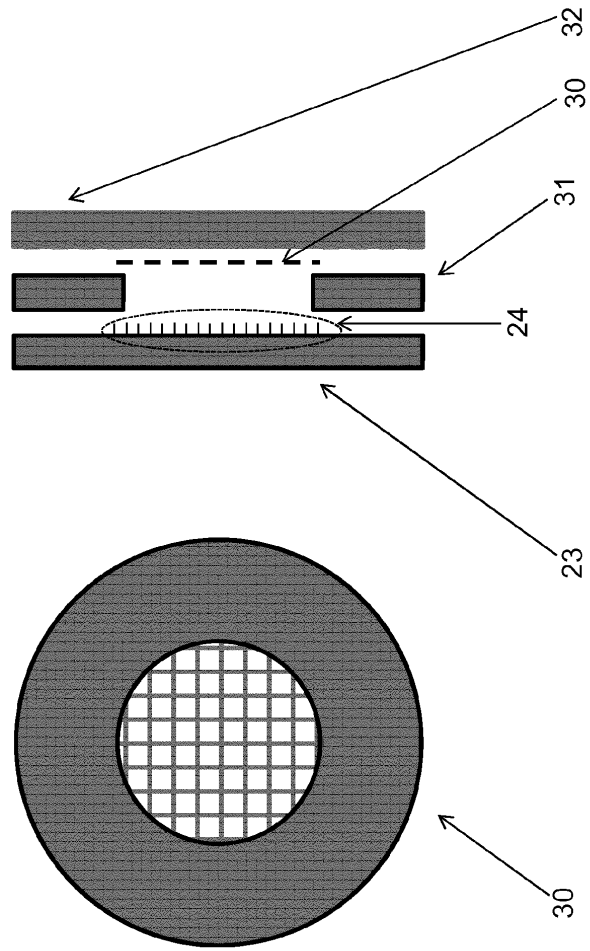
ФИГ. 1

2/6



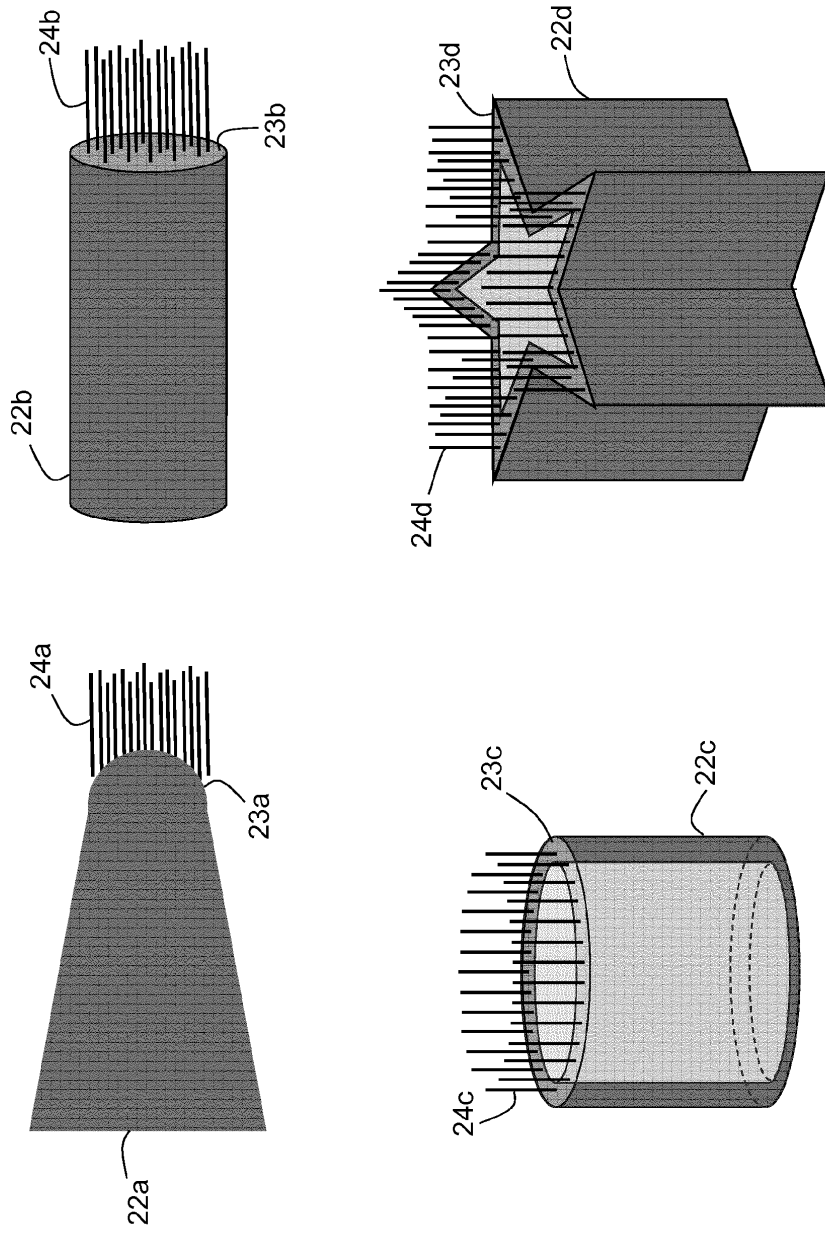
ФИГ. 2

3/6

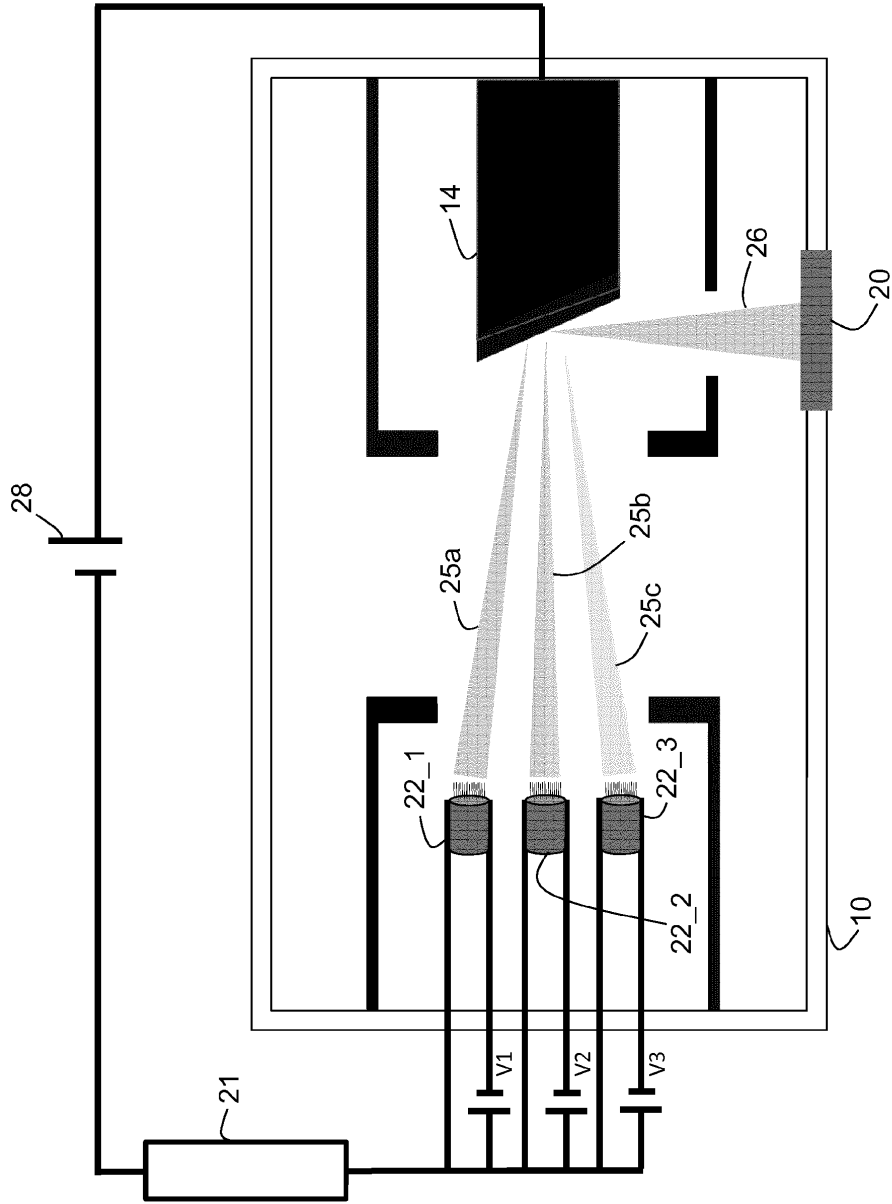


ФИГ. 3

4/6

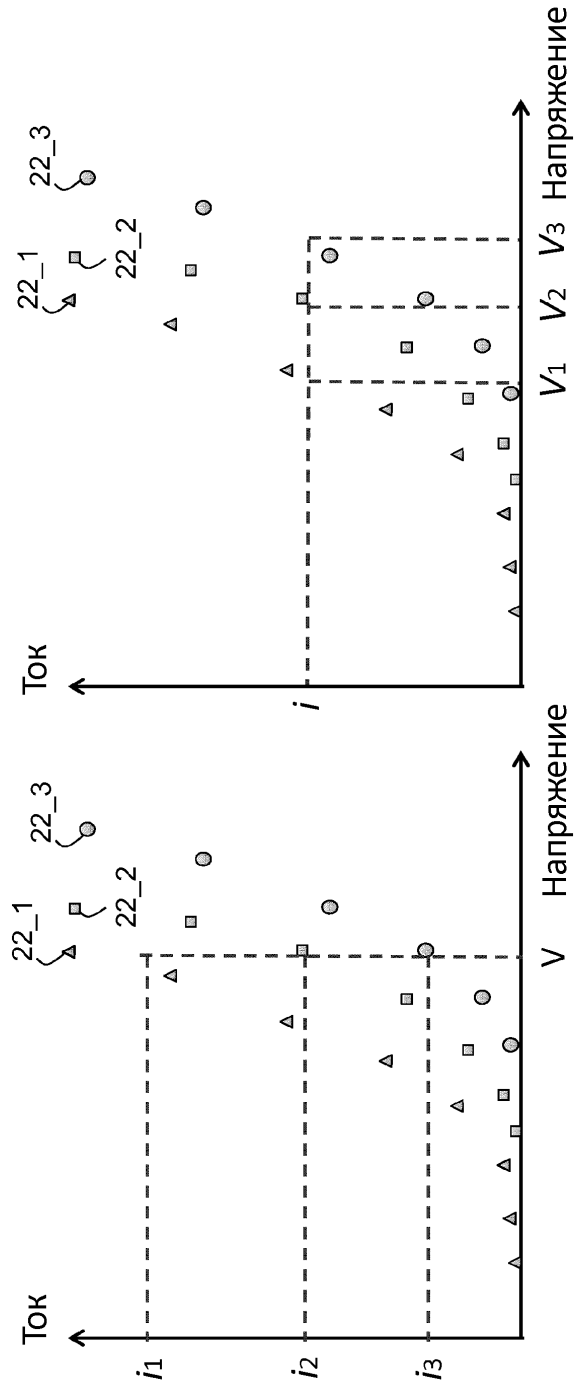


ФИГ. 4



ФИГ. 5

6/6



ФИГ. 6В

ФИГ. 6А