



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 34 782 A1** 2004.03.04

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 34 782.8**
(22) Anmeldetag: **30.07.2003**
(43) Offenlegungstag: **04.03.2004**

(51) Int Cl.7: **H05G 1/20**
H05G 1/10, H01J 35/06

(30) Unionspriorität:
10/064624 **31.07.2002** **US**

(74) Vertreter:
Tiedtke, Bühling, Kinne & Partner GbR, 80336 München

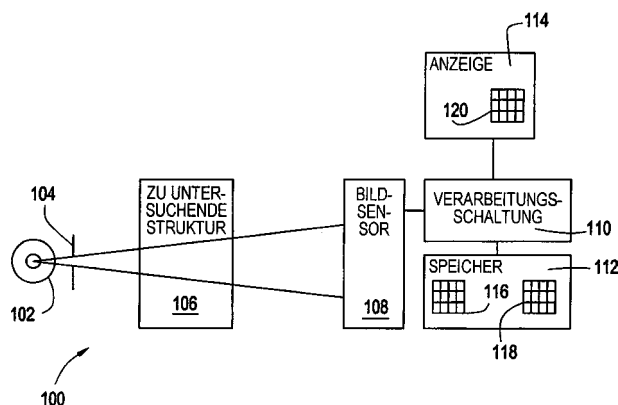
(71) Anmelder:
GE Medical Systems Global Technology Company, LLC, Waukesha, Wis., US

(72) Erfinder:
Price, John Scott, Wauwatosa, Wis., US; Sherwin, Karl Francis, Waukesha, Wis., US; Tekletsadik, Kasegn Dubale, New Berlin, Wis., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Elektronenquelle und Kabel für Röntgenröhren**

(57) Zusammenfassung: System und Verfahren zum Bereitstellen von gepulster Spannungsanlegung für eine Röntgenröhre (200), die eine Röntgenröhre (200) mit einer Anode (206) und einer Kathode (204) und eine Energieversorgungseinrichtung (300) umfasst, die dahingehend ausgestaltet ist, um ein Anoden- zu Kathoden-Lücken-Beschleunigungspotential bereitzustellen, wobei die Lückenspannung und die Photonen (310) gepulst sind und von der Röntgenröhre (200) über ein einziges Kabel von der Energieversorgungseinrichtung (300) empfangen werden, was in einer gepulsten Röntgenstrahlung (220) resultiert.



Beschreibung

[0001] Die Röntgenröhre wurde bei medizinischer Diagnose-Bildgebung, medizinischer Therapie und verschiedensten medizinischen Test- und Materialanalyseindustrien wesentlich. Typische Röntgenröhren sind mit einer sich drehenden Anodenstruktur, die von einem Induktionsmotor mit einem zylindrischen Rotor gedreht werden, der in eine Kantileverachse eingebaut ist, die das scheibenförmige Anodenziel stützt, und mit einer Eisenstatorstruktur mit Kupferwicklungen gebaut, die den verlängerten Stützen der den Rotor enthaltenden Röntgenröhre umgeben. Der Rotor der sich drehenden Anodenanordnung, der von dem Stator angesteuert wird, welcher den Rotor der Anodenanordnung umgibt, befindet sich auf einem anodischen Potential, während der Stator auf Masse bezogen ist. Die Röntgenröhrenkathode stellt einen fokussierten Elektronenstrahl zur Verfügung, der quer über die Anoden-zu-Kathoden-Vakuumlücke beschleunigt wird und nach Auftreffen auf dem Anodenziel Röntgenstrahlen erzeugt. Das Ziel umfasst typischerweise eine aus einem hitzebeständigen Metall, wie beispielsweise Wolfram, Molybdän oder Legierungen davon, angefertigte Scheibe, und die Röntgenstrahlen werden erzeugt, indem der Elektronenstrahl auf diesem Ziel aufprallen gelassen wird, während das Ziel bei hoher Geschwindigkeit gedreht wird. Sich mit hoher Geschwindigkeit drehende Anoden können 9000 bis 11000 Umdrehungen pro Minute (UPM) erreichen.

[0002] Nur ein kleiner Flächenbereich des Ziels wird mit Elektronen bombardiert. Dieser kleine Flächenbereich wird als Brennfleck bezeichnet, und bildet eine Quelle von Röntgenstrahlen. Bei einer erfolgreichen Zielanode ist ein thermisches Management kritisch, da über 99 Prozent der an die Zielanode gelieferten Energie als Wärme abgeführt wird, während signifikant weniger als 1 Prozent der gelieferten Energie in Röntgenstrahlen umgewandelt wird. Aufgrund der relativ großen Energiemengen, die typischerweise in die Zielanode geleitet werden, ist es verständlich, dass die Anode in der Lage sein muss, effizient Wärme abzuführen. Die hohen Pegel von augenblicklicher an das Ziel gelieferter Energie, kombiniert mit der kleinen Größe des Brennflecks, führte Gestalter von Röntgenröhren dazu, zu veranlassen, dass sich die Zielanode dreht, wodurch der thermische Fluss über einen größeren Bereich der Zielanode hinweg verteilt wird.

[0003] Wird das Leistungsverhalten von Röntgenstrahlröhren betrachtet, sind einige der bedeutsamen Probleme bzw. Fragen die Röntgenstrahl-Erzeugungseffizienz, das Patientendosismanagement, hohe Spannungsstabilität, selektiver Spektralinhalt, Detektoransprechzeit und Geschwindigkeit der Bilderstellung.

[0004] Gegenwärtige Röntgenröhrengestaltung weist eine Effizienz von ungefähr 1 Prozent auf, wobei die verbleibende Energieeingeabe als Wärme abgeführt bzw. vergeudet wird. Große Röhrenziele und begleitende Strukturen sind erforderlich, um diese Energie unterzubringen. Gegenwärtig wird die Röntgenröhre durch zwei Quellen mit Energie versorgt, wobei eine zum Heizen des Fadens und die andere zum Zuführen des Hochspannungs-Beschleunigungspotentials quer über die Anoden-zu-Kathoden-Lücke dient. Diese Energiequellen, seien sie Wechselstrom- oder Gleichstromquellen, stellen der Röhre eine konstante Energie zur Verfügung, was in einer konstanten Ausgabe resultiert. Dieses Verfahren hat zur Folge, dass Energie während Zeiten abgeführt wird, wenn keine Röntgenstrahlen erzeugt werden, oder während Zeiten, wenn die erzeugten Röntgenstrahlen nicht gebraucht oder verwendet werden.

[0005] Es wird erkannt, dass das Verwenden einer Hochspannungsquelle bei einem gepulsten oder schwingenden Verfahren die Gesamteffizienz der Röntgenröhre erhöhen wird. Wird die Beschleunigungsspannung unter Verwendung einer gepulsten Hochspannungs-Versorgungseinrichtung erzeugt, ist die dielektrische Festigkeit bzw. Stärke des Isolierungssystems abhängig von der Dauer des Spannungsimpulses, das heißt Isolatoren weisen eine höhere dielektrische Festigkeit für Impulse kurzer Dauer auf. Dieser Effekt ist gut bekannt und wird in entsprechenden Spannungs-Zeit-Kennlinien reflektiert. Diese Kennlinien gelten für die meisten dielektrischen Materialien und geben eine Spannung an, der das Material widerstehen kann, d.h. die Durchbruchspannung V_{BD} , die in Bezug auf die Zeitdauer des Anlegens der Hochspannung nicht konstant ist. Spannungs-Zeit-Kennlinien reflektieren, dass für die selbe Geometrie oder dielektrische Beabstandung eine höhere Spannung über kurze Zeitdauern angelegt werden kann. Alternativ reflektieren die Kurven, dass für einen gegebenen Spannungspegel die Beabstandung oder Dicke des dielektrischen Materials reduziert werden kann. Folglich ermöglicht im Allgemeinen die Verwendung von gepulster Energietechnologie die Verwendung von kleineren hochspannungskritischen Komponenten als im Vergleich zu einem Anlegen einer Gleichhochspannung.

[0006] Aufgrund der langsamen thermischen Ansprechzeit der Fadenstruktur muß die Energiequelle für den Faden eine konstantere Quelle ein. Dies hat ein Anlegen von Energie mit niedriger Effizienz und die begleitende Nutzung von großen Drähten zur Folge, um den Fadenstrom handzuhaben.

[0007] Die Gesamtgröße der Röhre ist im Allgemeinen eine Folge der maximal erforderlichen Energie. In Fällen, in denen kleine Brennflecke wichtiger als Energie sind, kann die Größe der Röhre kleiner gemacht werden, jedoch ist sie durch die Größe der Hochspannungskabel beschränkt. Diese beschränkt die Röhre darauf, in einer fixen Anordnung fest montiert zu werden, was ihre Nützlichkeit beim Erreichen von schwierigen Bereichen der Anatomie beschränkt.

[0008] Folglich wird ein Verfahren und eine Vorrichtung gewünscht, die nicht erforderliche Elektronenerzeu-

gung beseitigt, wenn die Elektronen nicht benötigt werden oder auf der Grundlage der Detektoransprechzeit oder der Geschwindigkeit der Bilderstellung einen minimalen Effekt auf die Bildqualität aufweisen. Außerdem wird es gewünscht, die Energieerfordernisse und folglich die Kabelgröße zu einer Röntgenröhre und darin vorhandene zur Elektronenerzeugung notwendige Hochspannungskomponenten zu reduzieren.

[0009] Die zuvor diskutierten und andere Nachteile und Defizite werden von einem Verfahren zum Reduzieren der Größe eines eine Röntgenröhre versorgenden Energiekabels gelöst oder verringert. Das Verfahren umfasst den Einsatz einer optischen Wellenführung, um optische Energie an eine von Photonenenergie getriggerte Elektronenquelle zu übertragen, um die Auslösung von Elektronen zu initiieren; Konfigurieren eines Beschleunigungspotentialleiters unter Berücksichtigung des Skineffekts, um seine Dicke zu reduzieren, und der ringsum um den Wellenleiter angeordnet ist, und Anordnen eines isolierenden Materials zwischen dem Leiter und dem Wellenleiter, wobei das Isolationsmaterial den Leiter und den Umfang des Wellenleiters umgibt.

[0010] Bei einem als Beispiel dienenden Ausführungsbeispiel wird ein gepulstes Energieanlegesystem für eine Röntgenröhre mit einer Anode und einer Kathode, und eine Energieversorgungseinrichtung zur Verfügung gestellt, die dahingehend ausgestaltet ist, um ein Anoden-zu-Kathoden-Lücken-Beschleunigungspotential und Photonenenergie bereitzustellen, wobei die Lückenspannung und die Photonenenergie gepulst sind, und von der Röntgenröhre über ein einziges Kabel von der Energieversorgungseinrichtung empfangen werden, was in einer gepulsten Röntgenstrahlung resultiert.

[0011] Die vorangehend diskutierten und anderen Merkmale und Vorteile der Erfindung werden von Fachmännern aus der folgenden ausführlichen Beschreibung und der Zeichnung wertgeschätzt und verstanden werden.

[0012] In der Zeichnung bezeichnen ähnliche Elemente in allen Figuren ähnliche Elemente. Es zeigen:

[0013] **Fig. 1** ein Hochpegeldiagramm eines Röntgenstrahl-Bildgebungssystems;

[0014] **Fig. 2** eine schematische Veranschaulichung eines als Beispiel dienenden Ausführungsbeispiels einer gepulsten Energieversorgungseinrichtung, die eine herkömmliche Elektronenquellen-Energieversorgungseinrichtung und eine Netzschaltung umfasst, die in betriebsbarer Kommunikation mit einer Röntgenröhre zum Erzeugen gepulster Röntgenstrahlung steht;

[0015] **Fig. 3** einen Graphen, der eine gegenwärtige Praxis von Gleichspannungs-Röntgenerzeugung veranschaulicht, wobei die Gleichspannung, der Gleichstrom und die Energieeingabe gezeichnet sind;

[0016] **Fig. 4** einen Graphen einer gepulsten Röntgenstrahlerzeugung, wobei die Gleichspannung, der gepulste Strom und die Energieeingabe unter Verwendung der gepulsten Energieversorgungseinrichtung von **Fig. 2** gezeichnet sind;

[0017] **Fig. 5** eine schematische Veranschaulichung eines als Beispiel dienenden Ausführungsbeispiels einer Energieversorgungseinrichtung zum Zuführen von gepulster optischer und elektrischer Energie an eine Röntgenröhre über ein einziges Energiekabel;

[0018] **Fig. 6** eine schematische Veranschaulichung der Röntgenröhre von **Fig. 5**, die eine Photoemissions-Kathodenanordnung veranschaulicht, die auf eine in die Energieversorgungseinrichtung eingebaute Photonenquelle anspricht; und

[0019] **Fig. 7** eine Querschnittsansicht des in **Fig. 5** gezeigten Energiekabels, die einen elektrischen Energieleiter und einen optischen Energieleiter, welche darin eingesetzt sind, veranschaulicht.

[0020] Wird nun **Fig. 1** betrachtet, veranschaulicht die Figur ein Röntgenstrahl-Bildgebungssystem **100**. Das Bildgebungssystem **100** umfasst eine Röntgenquelle **102** und einen Kollimator **104**, welches eine zu untersuchende Struktur **106** Röntgenphotonen unterzieht. Beispielsweise kann die Röntgenquelle **102** eine Röntgenröhre, und die zu untersuchende Struktur **106** ein menschlicher Patient, ein Testphantom oder ein anderes unbelebtes im Test befindliches Objekt sein.

[0021] Das Röntgenstrahl-Bildgebungssystem **100** umfasst auch einen Bildsensor **108**, der an eine Verarbeitungsschaltung **110** angeschlossen ist. Die Verarbeitungsschaltung **110** (beispielsweise eine Mikrosteuereinrichtung, eine Mikroverarbeitungseinrichtung, eine kundenspezifische bzw. anwendungsspezifische integrierte Schaltung oder dergleichen) ist an einen Speicher **112** und eine Anzeige **114** angeschlossen. Der Speicher **112** (beispielsweise eine oder mehrere von einer Festplatte, einer Diskette, einem CD-ROM, einem EPROM und dergleichen) speichert ein Hochenergiepegelbild **116** (beispielsweise ein von dem Bildsensor **108** nach einer 110-140 kVp/5 mAs -Belichtung ausgelesenes Bild) und ein Niedrigenergiepegelbild **118** (beispielsweise ein nach einer 70 kVp/25 mAs - Belichtung ausgelesenes Bild). Der Speicher **112** speichert auch Anweisungen zur Ausführung durch die Verarbeitungsschaltung **110**, um bestimmte Typen von Strukturen in den Bildern **116-118** zu löschen (beispielsweise Knochen- oder Gewebestruktur), Dadurch wird ein strukturbereinigtes Bild **120** zur Anzeige hergestellt.

[0022] Bezugnehmend auf **Fig. 2**, wird eine Röntgenröhre **200** zur Verwendung als Röntgenquelle **102** mit einer Kathode **204**, einer Anode **206** und einem Rahmen **208** gezeigt, der einen im Allgemeinen als **216** bezeichneten dielektrischen Isolator aufweist, welche alle innerhalb der Röntgenröhre **200** angeordnet sind. **Fig. 2** veranschaulicht in einem Beispiel auch Komponenten, die die Röntgenstrahlbelichtung steuern; eine Hauptenergieversorgungseinrichtung (Generator) **210**, die eine Energieversorgungseinrichtung für die Fäden

oder eine Elektronenquelle **212** ist, und eine Netzschaltung **214**. Der Energieversorgungsgenerator **210**, die Elektronenquelle **212**, und die Netzschaltung **214** können individuell oder in Kombination verwendet werden, um eine gepulste Energieeingabe zu einer Röntgenröhre **200** zu erzeugen. Nachfolgend ist ein Verfahren umrissen, das eine Kombination der vorangehenden, als Beispiel dienenden Komponenten verwendet.

[0023] Bei einem als Beispiel dienenden Verfahren wird ein gepulster Röhrenemissionsstrom **218** erzeugt, welcher wiederum gepulste Röntgenstrahlung **220** von einem Anodenziel **222** erzeugt. Die Frequenz, die Impulsbreite, und der Arbeitszyklus des gepulsten Emissionsstroms **218** wird durch die Ansprechzeit des Röntgendetektors, der Bilderstellungszeit und durch erforderliche Bildqualität bestimmt.

[0024] Für einen Stromimpuls der Frequenz (f), der Impuls-Einschaltzeit (T_{EIN}), der Impuls-Ausschaltzeit (T_{AUS}) und der Periode (T), beträgt der Effizienzverbesserungsfaktor:

$$\text{Effizienzverbesserungsfaktor} = \frac{T_{\text{EIN}} + T_{\text{AUS}}}{T_{\text{EIN}}}$$

[0025] **Fig. 3** veranschaulicht das Prinzip der Röntgenstrahlerzeugung, wenn der Arbeitszyklus 100 beträgt ($T_{\text{AUS}} = 0$). Genauer veranschaulicht **Fig. 3** eine Gleichspannung einen Gleichstrom, eine Gleichspannungs-Röntgenstrahlung und eine Energieeingabe, wenn der Emissionsstrom im Vergleich zu **Fig. 4** nicht gepulst ist.

[0026] Kurz beziehend auf **Fig. 4**, wäre für einen Impuls der Emissionsstroms **218** mit einem Arbeitszyklus von 50% ($T_{\text{EIN}} = T_{\text{AUS}}$), der Effizienzverbesserungsfaktor **2**, das heißt, es wäre eine 100%ige Effizienzsteigerung gegenüber dem herkömmliche Verfahren gegeben. Es wird erkannt werden, dass der Effizienzverbesserungsfaktor optional als ein Eingabeenergie-Reduktionsfaktor interpretiert wird.

[0027] Beispielsweise braucht ein Computertomographiescanner $500 \mu\text{s}$ zur Bilderstellung und scannt bei einem $600 \mu\text{s}$ – Intervall. Folglich ist eine Zeitperiode von $100 \mu\text{s}$ innerhalb des $600 \mu\text{s}$ – Intervalls vorhanden, so dass Röntgenphotonen weiter erzeugt jedoch nicht verwendet werden, was bedeutet, dass wenn ein gepulster Emissionsstrom **218** verwendet werden würde, würde die Eingabeenergie um einen Faktor von 16,7 (beispielsweise, $= 100/600$) reduziert werden.

[0028] Die hier offenbaren, als Beispiel dienenden Verfahren nehmen an, dass sich die menschliche Körperdynamik in einem Zeitmaßstab, der im Bereich von unter Millisekunden liegt, nicht signifikant ändern würde. Und als ein Ergebnis einer beliebigen Änderung der menschlichen Körperdynamik, würde ein beliebiger Verlust von Bildern für Mikrosekunden nicht den Diagnosevorgang beeinflussen. Mit dieser grundlegenden Annahme würde ein Herstellen von gepulster Röntgenstrahlung mit einer Impulsfrequenz in der Größenordnung von Zehnern von kHz keinen signifikanten Informationsverlust schaffen. Es wird außerdem angenommen, dass die Ansprechzeit (insbesondere die Fallzeit bzw. die Abklingzeit) von Röntgenstrahldetektoren langsamer ist, als die Ansprechzeit des Emissionsstroms. In diesem Fall fallen bzw. klingen Röntgenstrahlungssignale mit einer viel längeren Zeitkonstante ab und würden ihren Wert ungefähr auf ihrem Spitzenwert halten, bis der nächste Impuls ankommt.

[0029] **Fig. 4** zeigt die erwartete Spannung, den Strom und die Röntgenstrahlungs-Signalformen.

[0030] Weiter beziehend auf **Fig. 2**, wird ein als Beispiel dienendes Verfahren zum Erzeugen einer gepulsten Energieeingabe in eine Röntgenröhre **200** beschrieben. Eine Haupt-Anoden-zu Kathoden-Lückenspannung **226** wird bei einer hohen Frequenz gepulst, indem die Hochspannungs-Energieversorgungseinrichtung **210** gepulst wird. Die Dauer jedes Impulses liegt vorzugsweise unter ungefähr einer Millisekunde. Der Emissionsstrom **218** und die Röntgenstrahlerzeugung **220** wird durch Pulsieren der Auslösespannung **Vac** gesteuert. Moderne gepulste Energieversorgungseinrichtungs-Erzeugungsanlagen werden weniger komplex und weniger kostspielig. Jedoch ist bei höheren Spannungen, von typischerweise ungefähr 150 kV und höheren augenblicklichen Energieerfordernissen, das Erzeugen einer gepulsten Energieversorgung eine Herausforderung. Für eine bipolare Röntgenröhrengestaltung ist das Erzeugen einer gepulsten Spannung für eine Seite, typischerweise 75 kV, relativ weniger kompliziert und sofort verfügbar. Beispielsweise stellt das Verwenden von schnellen Hochvoltschaltern (auf der Grundlage von Festzustands-Schalttechnologie) an einem Energieversorgungsgenerator **230** der Energieversorgungseinrichtung **210**, die mit einem anderen Energieversorgungsgenerator **232** der Energieversorgungseinrichtung **210** in Reihe verbunden ist, jeder Energieversorgungsgenerator **230**, **232** bei 80 kV und 1 kA augenblicklichem Strom eine Emissionsstrom-Anstiegszeit von 200 ns zur Verfügung.

[0031] Außerdem stellt das Verwenden der gepulsten Spannungsversorgungseinrichtung **210** Vorteile zur Verfügung, wo eine variable Spannungsgröße wünschenswert ist, beispielsweise für eine Variation des Spektralinhalt. Der Spektralinhalt der Röntgenstrahlungsemission von einem traditionell dicken massiven Ziel **222** kann mittels zweier einstellbarer Parameter gesteuert werden.: 1. der Elektronenbeschleunigungsspannung und 2. der Zielmaterialzusammensetzung. Die für medizinische Diagnoseanlagen gegenwärtig verwendeten Hochenergie-Röntgenstrahlquellen sind Ziele mit einem dicken Material mit einer hohen Dichte und hohem Z;

von dem Ziel wird Bremsstrahlung zurückgestreut und entweicht einem Röntgenröhreneinsatz über ein Fenster **234** mit niedrigem Z. Das Strahlungsspektrum wird optional verschoben, um eine Strahlung mit höherer Energie zu enthalten, indem eine höhere Beschleunigungsspannung Verwendung findet. Die gepulste Energieanlegung dient selbst zum Steuern der quer über die Röhre **200** zwischen der Kathode **204** und der Anode **206** angelegten Spannung von Impuls zu Impuls. Die Filterung für die Strahlung ist dieselbe, jedoch weist der Impulszug verschiedene Impulse auf, wobei einige Impulse eine höhere Energiestrahlung aufweisen. Detektoren können wiederum gesperrt sein, um die Emission der Strahlung **220** anzupassen. Alternativ werden zwei verschiedene Detektoren optional verwendet, wobei jeder davon zur Verwendung mit Photonen verschiedener Energie optimiert wird. Eine in der einschlägigen Technik bekannte und zum Erhöhen des Effekts von Kontrastmedien verwendete Bildsubtraktion kann mit mehr Steuerung angewendet werden, da der Spektralinhalt der Strahlung bei diesem Ausführungsbeispiel sich unter etwas anspruchsloser Steuerung befindet. Die kurze Zeit zwischen Bildern unterstellt auch reduzierte bewegungsbezogene Subtraktionsartefakte.

[0032] Ähnlich wie bei Mammographie kann eine weitere Variation des Spektralinhalts der Röntgenstrahlung erzielt werden, indem zwei verschiedene Materialien an dem Ziel **222** Verwendung finden. Bei gewissen Mammographiezielgestaltungen werden zwei separate Spuren an dem Ziel **222** für einen Elektronenbeschuss angeordnet. Eine Einstellung oder Optimierung der Röntgenstrahlausgabe wird optional vorgenommen, indem die Energie der das Ziel **222** treffenden Elektronen variiert wird, sowie indem verschiedene an dem Ziel **222** angeordneten Materialien ausgewählt werden. Dann kann der Elektronenstrahlstrom variiert werden, um Unterschiede des Röntgenstrahlertrags zwischen den beiden Materialien zu beseitigen oder zu kompensieren.

[0033] Es wird erkannt werden, dass schnelle Impuls-zu Impuls-Variationen der Elektronenstrahlintensität einen gewissen Niveau der technischen Entwicklung von einer schnellen Ansprechzeit eines Kathodenelektronenemitters annehmen. Traditionell wird eine glühelektrische Elektronenemission von einem Faden **236** verwendet, um die Elektronen zu erzeugen. Eine große Menge der bei der Kathode abgeführten Energie heizt bzw. erwärmt einfach die Kathodenstruktur; Kathoden-Energieversorgungseinrichtungen sind größer als erforderlich, Kathodenteile sind heißer, als sie sein müssen, und die verschwendete Wärme muss durch raffinierte Röntgenröhrengestaltung verwaltet werden. Feld-Emissions-Kathoden stellen einen alternativen Ansatz zum Erzeugen von Elektronen dar, ohne dass die Heizenergie in einer auf einem Faden basierenden Gestaltung benötigt wird. Feld-Emitter-Kathoden sind Elektronenquellen in der Form von Arrays von im Mikrobereich hergestellten scharfen Spitzen. Zum Auslösen der Elektronen, ohne dass die Kathoden geheizt werden, wird Feldemission verwendet. Als eine Vorrichtung mit massiver Beschaffenheit sind die Feld-Emissions-Kathoden für gepulste Röntgenstrahlerzeugung geeignet. Diese Arrays umfassen einen originalen Kathodenarray des Spindt-Typs, bei welchem die Spitzen aus Molybdän angefertigt sind.

[0034] Bei Elektronenquellen, wie beispielsweise Feldemissionsquellen mit schneller Ansprechzeit kann der Emissionsstrom (Temperatur) zwischen zwei Schwellwerten EIN und AUS geschaltet werden, um eine Elektronenerzeugung zu steuern. In dem Fall der Verwendung anderer Elektronenquellen kann eine ähnliche Prozedur Verwendung finden, um den Elektronenfluss EIN / AUS zu schalten. Die Praktikierbarkeit dieses Verfahrens hängt hauptsächlich von der Ansprechzeit der Elektronenquellen ab. Ein als Beispiel dienendes Verfahren, das für diese Aufgabe am besten geeignet ist, ist mit Feldemissionsarrays (FEA) möglich, die mit niedrigen Spannungen gesperrt sind. Ein weiteres als Beispiel dienendes Verfahren, das Idealerweise für diese Aufgabe geeignet ist, setzt eine nachfolgend diskutierte Photoemissions-Kathodenanordnung ein.

[0035] Bei einem alternativen als Beispiel dienenden Ausführungsbeispiel umfasst eine schnelle Variation des Emissionsstroms **218** das Zünden (gridding) unter Verwendung einer Netz- bzw. Zündspannung (grid voltage). Die Kapazität von Kathodenbechern ist ausreichend klein, so dass eine Steuerung des Emissionsstroms **218** in dem Zehner bis Hunderter-Mikrosekunden-Zeitmaßstab möglich ist. Bei einem als Beispiel dienenden Ausführungsbeispiel wird das Zünden verwendet, um den Elektronenemissionsstrom zu steuern. Die Zündkathode **240** schaltet von einem negativen Potential, um den Elektronenfluss abzuschneiden auf das Kathodenpotential, um Elektronen fließen zu lassen. Da die erforderliche Netzspannung **238** in der Größenordnung von wenigen kV liegt, kann ein schnelles Schalten mit weniger Komplikation und niedrigeren Kosten erzielt werden.

[0036] Eine gepulste Energieanlegung einer Hochspannungs-Elektronenemission für eine Bremsstrahlungsemission kann auch auf dünne Ziele angewendet werden, die eine Röntgenstrahlung in der Übertragungsart herstellern. Das bevorzugte Ausführungsbeispiel würde eine dünner Träger mit mehreren Folien aus dünnem Zielmaterial sein, die in der Nähe des Elektronenstrahls herumwirbeln bzw. kreiseln (spin) würden, was zum Erzeugen der Röntgenstrahlung verwendet wird. Eine Auswahl eines Impulszugs liegt einem Treffen des Ziels bei der richtigen Zeit zugrunde, die zu dem Detektorbetrieb synchronisiert ist und für den besonderen Spektralinhalt optimiert ist, indem die Elektronenstrahlenergie variiert wird.

[0037] **Fig. 4** zeigt die Betriebs bzw. Arbeitsprinzipien von einem als Beispiel dienenden vorgeschlagenen Verfahren, welches eine zuvor diskutierte gepulste Netzspannung bzw. Zündspannung verwendet. Verglichen mit der gegenwärtigen Praxis reduziert diese Verfahren die Energieeingabe und schließlich den Temperaturanstieg in Teilen der Röhre. Mit diesem Verfahren kann die thermische Beschränkung durch den Effizienzverbesserungsfaktor gesteigert werden. Es wird erkannt werden, dass **Fig. 4** einen Strom als Beispiel darstellt, der

für eine unter Millisekunden liegende Dauer gepulst ist, jedoch wird es überlegt, dass die Spannung außerdem optional gepulst sein kann. Ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel besteht darin, dass der Strom mittels einer raschen Änderung der Zündspannung mit Hochfrequenz gepulst wird. Es wird auch erkannt werden, dass das Zünden allein oder in Kombination mit den anderen hierin offenbarten Verfahren zum Pulsen des Emissionsstroms verwendet werden kann.

[0038] Bezugnehmend auf **Fig. 5** und **6** sind eine als Beispiel dienende Vorrichtung und ein Ansatz zum Erzeugen von Elektronen, ohne dass bei einer auf einem Faden basierenden Gestaltung Heizenergie benötigt wird, veranschaulicht. Die Röntgenröhre **200** ist mit einer Kathode **204**, die eine von Photonen getriggerte Elektronenquelle aufweist, einer Anode **206** und einem Rahmen **208** gezeigt, der einen im Allgemeinen als **216** bezeichneten dielektrischen Isolator aufweist, welche alle innerhalb der Röntgenröhre **200** angeordnet sind. **Fig. 5** veranschaulicht in einem Beispiel Komponenten, die die Röntgenbelichtung steuern; eine Energieversorgungseinrichtung **300**, die konfiguriert ist, um über elektrische Energie ein Beschleunigungspotential und über optische Energie Photonen zur Verfügung zu stellen. Die Energieversorgungseinrichtung **300** ist an eine Röntgenröhre **200** mit einem Energiekabel zum zur Verfügung Stellen des Beschleunigungspotentials zwischen der Anode und der Kathode und zum zur Verfügung Stellen der optischen Energie an die Photo emittierende Kathode **204** verbunden. Nachfolgend ist ein Verfahren umrissen, das eine Kombination der vorangehenden als Beispiel dienenden Komponenten verwendet.

[0039] Bei einem als Beispiel dienenden Verfahren wird ein gepulster Röhrenemissionsstrom **218** erzeugt, welcher wiederum eine gepulste Röntgenstrahlung **220** von dem Anodenziel **222** erzeugt. Wie zuvor, sind die Frequenz, die Impulsbreite und der Arbeitszyklus des gepulsten Emissionsstroms **218** von der Ansprechzeit des Röntgendetektors, der Bilderstellungsgeschwindigkeit und durch erforderliche Bildqualität bestimmt.

[0040] Noch Bezugnehmend auf **Fig. 5** und **Fig. 6**, ist die Energieversorgungseinrichtung **300** konfiguriert, dass sie eine Photonenquelle **308** umfasst, die jedoch nicht auf einen Laser, eine Licht emittierende Diode (LED) oder eine andere Elektrolumineszenzvorrichtung zum Erzeugen von Photonen **310** beschränkt ist, die auf eine vorbereitete Photo emittierende Fläche **312** der Kathode **204** gerichtet ist. Die vorbereitete Photo emittierende Fläche **312** der Kathode **204** umfasst, ist jedoch nicht darauf beschränkt, zumindest eine von, einschließlich von Kombinationen von zumindest einer von: reinen Metallen, Halbleiterkristallen, überzogenen bzw. beschichteten Metallmaterialien, überzogene Oxidmaterialien und gespaltene Kristallkanten. Photonen **310** mit einer geeigneten Energie oder Wellenlänge, die auf die Kathode **204** gerichtet sind, haben von der Kathode **204** emittierte Elektronen **316** zur Folge, die von der Anode **206** unter dem Einfluss von statischen und dynamischen elektromagnetischen Feldern angezogen werden, die von einer Vorspannungsvorrichtung **318** erzeugt werden, die funktionsfähig zwischen der Kathode **204** und der Anode **206** verbunden ist. Die Vorspannungsvorrichtung **318** ist konfiguriert, um in Bezug auf die Anode **206** eine negative Polarität an der Kathode **204** aufrechtzuerhalten.

[0041] Bezugnehmend auf **Fig. 5** und **Fig. 7** ist die Größenreduktion einer Röntgenröhre nicht auf große herkömmliche Hochspannungsverkabelung beschränkt. Die Röntgenröhre ist optional eine in der Hand gehaltene Vorrichtung, die eine gepulste oder schwingende Energie für sowohl das Beschleunigungspotential als auch die Elektronenquelle verwendet, indem eine einzelne Verkabelung **300** Verwendung findet, welche die Einrichtung zum Übertragen von optischer Energie und einem Beschleunigungspotential auf eine gepulste Weise in einem einzigen Kabel eingebaut hat. Zusätzlich reduziert die Verwendung von gepulster Energie die Isolatorgröße, das Gewicht und Beabstandungsanforderungen zwischen den Beschleunigungspotentialleitern aufgrund des Spannungs-Zeit-Effekts bei dielektrischem Material.

[0042] Bei einem als Beispiel dienenden Ausführungsbeispiel ist in **Fig. 7** ein Querschnitt einer Energieverkabelung **300** veranschaulicht. Die Energieverkabelung **300** umfasst einen Wellenleiter **320** zum Übertragen von von der Photonenquelle **308** erzeugter optischer Energie an eine Photo emittierende Fläche **312** der Kathode **204**. Der Wellenleiter **320** ist vorzugsweise ein optisches Faserbündel **322**. Der Wellenleiter **320** ist in einem Isolationsmaterial **325** mit zwei elektrischen Leitern **326** darin eingeschlossen, um eine elektrische Energie von der Energieversorgungseinrichtung **300** an die Kathode **204** zu übertragen, die das Beschleunigungspotential zwischen der Kathode **204** und der Anode **206** zur Verfügung stellt.

[0043] Bei einem als Beispiel dienenden Ausführungsbeispiel ist jeder elektrische Leiter **326** konfiguriert, dass er eine zum Maximieren des Skineffekts gestaltete Geometrie und die Geometrie eines Kabels aufweist. Die Kabellänge wird entweder mechanisch oder elektrisch auf eine Weise abgestimmt, auf die eine Antenne abgestimmt würde. Es wird erkannt werden, dass eine Optimierung und Verwendung des Übertragungseffekts eines Impulszugs einer Energiequelle sehr wohl im Bereich des allgemeinen Wissens eines Fachmanns der einschlägigen Technik liegt, nämlich derart, dass das Kabel abgestimmt wird, um eine maximale Spannung an der Röntgenröhre zu erlauben. Die Integration dieser einzelnen Elemente resultiert in der Fähigkeit, eine Röntgenröhre mit kleineren Größen bzw. Abmessungen herzustellen, die viel kleiner sind, als die traditionellen Vorrichtungen, da die Verkabelung ein einziges Energiekabel mit einem sehr kleinen Durchmesser sein kann. Dies würde erlauben, dass eine Röntgenröhre eine in der Hand gehaltene oder von Hand bestätigte Vorrichtung ist, so dass eine größere Möglichkeit für die Diagnostik erlaubt ist. Falls erforderlich, könnte ein

Array dieser Röhren verwendet werden, um einen größeren Bereich oder weiter vordringender Energie einzubauen.

[0044] Genauer und noch in Bezug auf **Fig. 7** ist jeder elektrische Leiter **326** konfiguriert, um den Skineneffekt zu maximieren, indem die Tendenz von alternierendem Strom (Wechselstrom) realisiert wird, dass er in der Nähe der Oberfläche eines Leiters fließt, wodurch der Strom auf einen kleinen Teil des gesamten Querschnittsbereichs begrenzt wird und der Widerstand für den Stromfluss erhöht wird. Der Skineneffekt wird durch die Eigeninduktivität des Leiters verursacht, welcher eine Zunahme des induktiven Widerstands bei hohen Frequenzen verursacht, was folglich die Träger, das heißt die Elektronen, in Richtung der Oberfläche des Leiters zwingt. Bei hohen Frequenzen ist der Umfangsbereich das bevorzugtere Kriterium zum Voraussagen eines Widerstands als es der Querschnittsbereich ist. Verglichen mit dem Durchmesser kann die Eindringtiefe des Stroms sehr klein sein. Bei einem als Beispiel dienenden Ausführungsbeispiel ist jeder Leiter **326** als ein im Wesentlichen dünner ebener Leiter **328** konfiguriert, der sich in einer Länge des Kabels **304** erstreckt. Der ebene Leiter **328** ist um einen Abschnitt des Umfangs des optischen Faserbündels **322** gekrümmt, der zwischen dem Bündel **322** und dem Leiter **328** ein Isolationsmaterial aufweist. Der Leiter **328** ist um das Bündel **322** gekrümmt um den Durchmesser **330** des Kabels **304** zu minimieren. Der Leiter **328** ist vorzugsweise aus einem elektrisch leitfähigen Material angefertigt, das zum Optimieren des Skineneffekts ausgewählt ist. Geeignete leitfähige Metalle umfassen, sind jedoch nicht darauf beschränkt, Kupfer, Nickel, Zinn, Gold, einschließlich von Verbindungen von einem oder allen der Vorangehenden.

[0045] Eines der unmittelbarsten Vorteile der Verwendung von gepulster Spannungsanlegung mit Röntgenröhren wird eine Verbesserung der Effizienz von Röntgenröhren sein. Gepulste Energieanlegung wird die Entwicklung von Röntgenröhren vereinfachen, die eine höhere Energie handhaben können. Mit einem erhöhten Effizienzfaktor, zusammen mit der hierin offenbarten einzelnen Verkabelung, können Hochenergieeröhren kompakter sein und ein Patientendosismanagement wird durch Beseitigen einer nicht notwendigen Belichtung verbessert. Außerdem wird, wenn sich die Röntgenröhreneffizienz (Energiehandhabungsfähigkeit) erhöht, die Energieanforderung des Generators reduziert. Dies bedeutet wiederum einen kompakten Generator mit geringeren Kosten.

[0046] Die Hochspannungsstabilität von Röntgenröhren kann verbessert werden, indem Impulse mit kurzer Dauer angelegt werden, und die Temperatur des Ziels reduziert wird. Die dielektrische Festigkeit von Isolatoren wird mit abnehmender Impulsbreite der angelegten Spannungen verbessert. Durch Vermindern der Spur- (Ziel-) Temperaturen, kann die Wahrscheinlichkeit von Spitz-Aktivität (dielektrischer Durchbruch) reduziert werden. Es wird von Fachmännern der einschlägigen Technik erkannt werden, dass die Hochspannungsstabilität bei einem höheren Strom einer der am kritischsten Röntgenröhrengestaltungen und Leistungsverhaltensprobleme ist.

[0047] Außerdem bringt, wenn der anfängliche Impuls unter Verwendung einer gepulsten Hochspannungsversorgung erzeugt wird, die Verwendung von gepulster Hochspannungsversorgung einen zusätzlichen Vorteil mit sich, nämlich eine Verbesserung der Hochspannungsstabilität von Röntgenröhren. Genauer ist die dielektrische Festigkeit des Isolationssystems in den meisten Fällen abhängig von der Dauer der Spannungsanlegung, das heißt, dass Isolatoren für Impulse kurzer Dauer eine höhere dielektrische Festigkeit aufweisen. Dies bedeutet, dass für die selbe Geometrie oder dielektrische Beabstandung eine höhere Spannung angelegt werden kann, oder für den selben Spannungspegel die Beabstandung reduziert werden kann.

[0048] Die hierin offenbarten, als Beispiel dienenden Verfahren veranschaulichen, dass durch Verwendung von gepulster Energietechnologie in Röntgenröhren zur Erzeugung eines Beschleunigungspotentials und von Photonen die Röntgenstrahlerzeugung mit der erforderlichen Röntgenstrahlausgabe für eine Bildaufzeichnung synchronisiert ist. Diese Verfahren umfassen die Verwendung von abgetasteter Röntgenstrahlerfassung gefolgt von Signalwiedergewinnungstechniken. Durch Beseitigen der nicht notwendigen Photonenerzeugung, wenn sie nicht gebraucht werden oder einen minimalen Effekt auf die Bildqualität haben, kann die erzeugte Durchschnittswärme signifikant reduziert werden. Dies bringt wiederum eine Verbesserung der Effizienz oder der Energiehandhabungsfähigkeit der Röhre mit sich.

[0049] Da sich die Geschwindigkeit der Detektoransprechzeit und von Bilderstellungssystemen sehr schnell verbessert, wird die Dauer einer Röntgenstrahlerzeugung kürzer. Dies schafft eine exzellente Gelegenheit, dass gepulste Energietechnologie zum Erzeugen von Röntgenphotonen in der Form von einzelnen Impulsen oder mehreren abgetasteten Impulsen verwendet wird.

[0050] Abhängig von der Ansprechzeit (Anstiegs- und Fallzeit) des Röntgendetektors und der Bilderstellungszeit kann die Impulsfrequenz, die Breite, und der Arbeitszyklus optimiert werden, um eine Röntgenstrahlungsausgabe für eine geforderte Bildqualität herzustellen. Es stehen leistungsfähige digitale Signalverarbeitungseinrichtungen mit schneller Bildmanipulation und Verarbeitungsalgorithmen zur Verfügung, um klare Bilder von abgetasteten Röntgenausgaben mit sehr geringem oder keinem Verlust von kritischer Information herzustellen.

[0051] Eine gepulste Spannung kann auch verwendet werden, um den Spektralinhalt der Röntgenstrahlung durch Variieren der Amplitude der Impulsspannung zu variieren. Dieses Verfahren zum Variieren des Spek-

tralinhalts mit gepulster Spannung kann bei Anwendungen verwendet werden, bei denen eine Röntgenstrahlung mit mehr als einem Spektralinhalt erforderlich ist.

[0052] Zusammengefasst haben das Verfahren und die Vorrichtung, die eine gepulste Spannungsanlegung zum Erzeugen eines gepulsten Emissionsstroms zum Herstellen von auf ähnliche Weise gepulster Röntgenstrahlung verwenden, eine verbesserte Effizienz der Röntgenröhren, ein verbessertes Patientendosismanagement, und eine verbesserte Hochspannungsstabilität zur Folge, und stellen eine Einrichtung zum Variieren des spektralen Inhalts zur Verfügung. Zudem haben das Verfahren und die Vorrichtung, die die einzigartige Verkabelung zum Übertragen von optischer Energie und elektrischer Energie in einem einzigen Energiekabel an eine Röntgenröhre verwenden, eine kompaktere Anordnung bzw. einen kompakteren Aufbau zur Erzeugung von Röntgenstrahlen zur Folge.

[0053] System und Verfahren zum Bereitstellen von gepulster Spannungsanlegung für eine Röntgenröhre **200**, die eine Röntgenröhre **200** mit einer Anode **206** und einer Kathode **204**, und eine Energieversorgungseinrichtung **300** umfasst, die dahingehend ausgestaltet sind, um ein Anoden-zu-Kathoden-Lückenspannungspotential bereitzustellen, wobei die Lückenspannung und die Photonen **310** gepulst sind und von der Röntgenröhre **200** über ein einziges Kabel von der Energieversorgungseinrichtung **300** empfangen werden, was in einer gepulsten Röntgenstrahlung **220** resultiert.

Patentansprüche

1. Gepulstes Energieanlegesystem für eine Röntgenröhre (**200**), mit einer Röntgenröhre (**200**) mit einer Anode (**206**) und einer Kathode (**204**), einer Energieversorgungseinrichtung (**300**), die konfiguriert ist, um optische Energie und eine Anode-zu-Kathoden-Lückenspannung (**226**) über elektrische Energie bereitzustellen, wobei die optische Energie und die Lückenspannung (**226**) gepulst sind, was in einer gepulsten Röntgenstrahlung (**220**) resultiert, und einer Einrichtung zum Übertragen der optischen Energie und der elektrischen Energie von der Energieversorgungseinrichtung (**300**) an die Röntgenröhre. (200).

2. Gepulstes Energieanlegesystem nach Anspruch 1, wobei die optische Energie und die Lückenspannung gepulst sind, indem die Auslösespannung der Energieversorgungseinrichtung (**300**) gepulst ist.

3. Gepulstes Energieanlegesystem nach Anspruch 1, wobei die Röntgenröhre (**200**) bipolar ist und die Anode (**206**) mit einem positiven Anschluß einer ersten Energieversorgungseinrichtung (**300**) verbunden ist und die Kathode (**204**) mit einem negativen Anschluß einer zweiten Energieversorgungseinrichtung (**300**) verbunden ist, wobei verbleibenden Anschlüsse der ersten und zweiten Energieversorgungseinrichtung (**300**) auf Masse bezogen sind.

4. Gepulstes Energieanlegesystem nach Anspruch 1, wobei die Anode (**206**) auf Masse bezogen ist und die Kathode mit einem negativen Anschluß einer zweiten Energieversorgungseinrichtung (**300**) verbunden ist.

5. Gepulstes Energieanlegesystem nach Anspruch 1, wobei die optische Energie von einem der Folgenden erzeugt wird: einem Laser, einer LED und einer Elektrolumineszenzvorrichtung, welches in betrieubarer Kommunikation mit der Energieversorgungseinrichtung (**300**) steht und konfiguriert ist, um gepulste Photonenenergie bei einer geeigneten Wellenlänge zu erzeugen, um die Elektronenemission von einer Elektronenquelle (**212**) zu optimieren.

6. Gepulstes Energieanlegesystem nach Anspruch 1, wobei die Kathode (**204**) eine Fläche umfasst, die als eine Elektronenquelle (**212**) konfiguriert ist, um von auf die Fläche gerichteten Photonen getriggerte Elektronen (**316**) zu erzeugen, wobei die Photonen (**310**) von der optischen Energie erzeugt werden.

7. Gepulstes Energieanlegesystem nach Anspruch 6, wobei die Fläche der Kathode (**204**) eine Photo emittierende Fläche (**312**) ist, die zumindest eines der Folgenden umfasst: ein reines Metall, ein Halbleiterkristall, überzogene Metallmaterialien, überzogene Oxidmaterialien und gespaltene Kristallkanten.

8. Gepulstes Energieanlegesystem nach Anspruch 7, wobei die Elektronenquelle (**212**) ein Feld-Emissions-Array (FEA) umfasst.

9. Gepulstes Energieanlegesystem nach Anspruch 8, wobei das Feldemissionsarray (FEA) ein Feld-Emissions-Array des Spindt-Typs umfasst.

10. Gepulstes Energieanlegesystem nach Anspruch 8, wobei die Einrichtung zur Übertragung der opti-

schen Energie und der elektrischen Energie von der Energieversorgungseinrichtung (300) zu der Röntgenröhre (200) ein einziges Kabel ist, wobei das Kabel umfasst, einen Wellenleiter (320), der zum Übertragen von optischer Energie an die Röntgenröhre (200) konfiguriert ist, einen elektrischen Leiter, der zum Übertragen von elektrischer Energie an die Röntgenröhre (200) konfiguriert ist, wobei der elektrische Leiter zumindest einen Teil des Wellenleiters (320) entlang der Länge des Kabels umgibt, und ein isolierendes Material (324), das zwischen dem Wellenleiter (320) und dem elektrischen Leiter angeordnet ist, wobei das isolierende Material (324) den Wellenleiter (320) und den elektrischen Leiter umgibt.

11. Röntgenröhre (200), die dahingehend ausgestaltet ist, um gepulste Röntgenstrahlung (220) zu erzeugen, mit einem Rahmen (208), einer in dem Rahmen (208) angeordneten Anode (206), einer Kathode (204), die der in dem Rahmen (208) angeordneten Anode (206) zugeordnet ist, einer Energieversorgungseinrichtung (300), die konfiguriert ist, um optische Energie und eine Anoden-zu-Kathoden-Lückenspannung (226) über elektrische Energie bereitzustellen, wobei die optische Energie und die Lückenspannung (226) gepulst sind, was in einer gepulsten Röntgenstrahlung (220) resultiert, und einer Einrichtung zum Übertragen der optischen Energie und der elektrischen Energie von der Energieversorgungseinrichtung (300) an die Röntgenröhre (200).

12. Röntgenröhre (200) nach Anspruch 11, wobei die optische Energie und die Lückenspannung gepulst sind, indem die Entnahmespannung der Energieversorgungseinrichtung (300) gepulst ist.

13. Röntgenröhre (200) nach Anspruch 11, wobei die Energieversorgungseinrichtung (300) einen mit der Anode (206) in elektrischer Kommunikation befindlichen positiven Anschluß und einen mit der Kathode in elektrischer Kommunikation befindlichen negativen Anschluß umfasst, wobei die Energieversorgungseinrichtung (300) einen gepulsten Emissionsstrom (218) erzeugt, der in der gepulsten Röntgenstrahlung (220) von der Anode (206) resultiert.

14. Röntgenröhre (200) nach Anspruch 11, wobei die Röntgenröhre (200) bipolar ist und die Anode (206) mit einem positiven Anschluß einer ersten Energieversorgungseinrichtung (300) verbunden ist und die Kathode (204) mit einem negativen Anschluß einer zweiten Energieversorgungseinrichtung (300) verbunden ist, und wobei verbleibende Anschlüsse der ersten und zweiten Energieversorgungseinrichtung (300) auf Masse bezogen sind.

15. Röntgenröhre (200) nach Anspruch 11, wobei die optische Energie von einem der Folgenden erzeugt wird: einem Laser, einer LED und einer Elektrolumineszenzvorrichtung, welche in betrieubarer Kommunikation mit der Energieversorgungseinrichtung (300) steht und konfiguriert ist, um gepulste Photonenenergie bei einer geeigneten Wellenlänge zu erzeugen, um die Elektronenemission von einer Elektronenquelle (212) zu optimieren.

16. Röntgenröhre (200) nach Anspruch 11, wobei die Kathode (204) eine Fläche umfasst, die als eine Elektronenquelle (212) konfiguriert ist, um von auf die Fläche gerichteten Photonen getriggerte Elektronen (316) zu erzeugen, wobei die Photonen (310) von der optischen Energie erzeugt werden.

17. Röntgenröhre (200) nach Anspruch 16, wobei die Fläche der Kathode (204) eine vorbereitete Photoemittierende Fläche (312) ist, die zumindest eines der Folgenden umfasst: ein reines Metall, einen Halbleiterkristall, überzogene Metallmaterialien, überzogene Oxidmaterialien und gespaltene Kristallkanten.

18. Röntgenröhre (200) nach Anspruch 17, wobei die Elektronenquelle (212) ein Feldemissionsarray (FEA) umfasst.

19. Röntgenröhre (200) nach Anspruch 18, wobei das Feldemissionsarray (FEA) ein Feldemissionsarray des Spindt-Typs umfasst.

20. Röntgenröhre (200) nach Anspruch 11, wobei die Einrichtung zum Übertragen der optischen Energie und der elektrischen Energie von der Energieversorgungseinrichtung (300) zu der Röntgenröhre (200) ein einziges Kabel ist, wobei das einzige Kabel umfasst, einen Wellenleiter (320), der zum Übertragen von optischer Energie an die Röntgenröhre (200) konfiguriert ist, einen elektrischen Leiter, der zum Übertragen von elektrischer Energie an die Röntgenröhre (200) konfiguriert

ist, wobei der elektrische Leiter zumindest einen Teil des Wellenleiters (**320**) entlang einer Länge des Kabels umgibt, und ein isolierendes Material (**324**), das zwischen dem Wellenleiter (**320**) und dem elektrischen Leiter angeordnet ist, wobei das isolierende Material (**324**) den Wellenleiter (**320**) und den elektrischen Leiter umgibt.

21. Verfahren zur Reduktion der Größe zum Verbessern der Effizienz des Betriebs in Röntgenröhren (**200**), mit Konfigurieren einer Energieversorgungseinrichtung (**300**), um eine optische Energie und eine elektrische Energie bereitzustellen, Verbinden der Energieversorgungseinrichtung (**300**) zu der Röntgenröhre (**200**) mit einer Einrichtung zum Übertragen der optischen Energie und der elektrischen Energie von der Energieversorgungseinrichtung (**300**) an die Röntgenröhre (**200**), wobei die Röntgenröhre (**200**) eine Anode (**206**) und eine Kathode (**204**) aufweist, die in der Röntgenröhre angeordnet sind, um eine Lückenspannung zwischen ihnen bereitzustellen, Pulsieren der Lückenspannung, und Erzeugen einer gepulsten Röntgenstrahlung (**220**) von der Anode (**206**).

22. Verfahren nach Anspruch 21, wobei die Einrichtung zum Übertragen der optischen Energie und der elektrischen Energie von der Energieversorgungseinrichtung (**300**) zu der Röntgenröhre (**200**) ein einziges Kabel ist, wobei das einzige Kabel umfasst, einen Wellenleiter (**320**), der zum Übertragen von optischer Energie an die Röntgenröhre (**200**) konfiguriert ist, einen elektrischen Leiter, der zum Übertragen von elektrischer Energie an die Röntgenröhre (**200**) konfiguriert ist, wobei der elektrische Leiter zumindest einen Teil des Wellenleiters (**320**) entlang einer Länge des Kabels umgibt, und ein isolierendes Material (**324**), das zwischen dem Wellenleiter (**320**) und dem elektrischen Leiter angeordnet ist, wobei das isolierende Material (**324**) den Wellenleiter (**320**) und den elektrischen Leiter umgibt.

23. Gepulstes Energieanlegesystem für eine Röntgenröhre (**200**), mit einer Röntgenröhre (**200**) mit einer Anode (**206**) und einer Kathode (**204**), u einer Energieversorgungseinrichtung (**300**), die konfiguriert ist, um Photonen (**310**) erzeugende optische Energie und eine Anode-zu-Kathoden-Lückenspannung (**226**) erzeugende elektrische Energie bereitzustellen, einer Pulsiereinrichtung zum Pulsieren der Photonen (**310**) und der Lückenspannung (**226**), was in einer gepulsten Röntgenstrahlung (**220**) resultiert, und einer Einrichtung zum Übertragen der optischen Energie und der elektrischen Energie von der Energieversorgungseinrichtung (**300**) an die Röntgenröhre (**200**).

24. Gepulstes Energieanlegesystem nach Anspruch 23, wobei die Pulsiereinrichtung zumindest eines des Folgenden, und Kombinationen von zumindest einem des Folgenden umfasst, Pulsieren der Entnahmespannung der Energieversorgungsspannung (**300**), Anlegen einer Netzspannung (**238**), um den Elektronenemissionsstrom (**218**) zu steuern, und Schalten einer von einer schaltbaren Stromquelle (**212**), die in betreibbarer Kommunikation mit der Kathode (**204**) steht.

25. Energieversorgungskabel für eine Röntgenröhre (**200**), mit einem Wellenleiter (**320**), der zum Übertragen von optischer Energie an die Röntgenröhre (**200**) konfiguriert ist, einem elektrischen Leiter, der zum Übertragen von elektrischer Energie an die Röntgenröhre (**200**) konfiguriert ist, wobei der elektrische Leiter zumindest einen Teil des Wellenleiters (**320**) entlang einer Länge des Kabels umgibt, und einem isolierenden Material (**324**), das zwischen dem Wellenleiter (**320**) und dem elektrischen Leiter angeordnet ist, wobei das isolierende Material (**324**) den Wellenleiter (**320**) und den elektrischen Leiter umgibt.

26. Kabel nach Anspruch 25, wobei der elektrische Leiter zwei elektrische Leiter (**326**) umfasst, die den zumindest einen Teil des Wellenleiters (**320**) umfasst, wobei die beiden elektrischen Leiter (**326**) konfiguriert sind, um einen Skineffekt für gepulste Energiestromübertragung durch die beiden elektrischen Leiter (**326**) zu optimieren.

27. Kabel nach Anspruch 26, wobei jeder der beiden elektrischen Leiter (**326**) als ein Teil einer zylindrischen Wand konfiguriert ist, die nahe einem Umfang des Kabels angeordnet ist, um den Skineffekt zu optimieren.

28. Kabel nach Anspruch 25, wobei der elektrische Leiter konfiguriert ist, um einen Übertragungsleitungs-

effekt eines Impulszugs von Energie zu verwenden, um die Spannung an der Röntgenröhre (**200**) zu maximieren.

29. Kabel nach Anspruch 25, wobei der Wellenleiter (**320**) entweder eine optische Faser oder ein Bündel optischer Fasern umfasst.

30. Kabel nach Anspruch 25, wobei der Wellenleiter (**320**) entweder aus einem Plastik oder einem Glass angefertigt ist.

31. Verfahren zum Reduzieren der Größe eines eine Röntgenröhre (**200**) versorgenden Energiekabels (**304**), mit
Einsetzen eines optischen Wellenleiters (**320**), um optische Energie an eine von Photonenenergie getriggerte Elektronenquelle (**212**) zu übertragen, um das Auslösen von Elektronen (**316**) zu initiieren,
Konfigurieren eines Beschleunigungspotential-Leiters, indem der Skineffekt berücksichtigt wird, um seine Dicke zu reduzieren und ringsum um den Wellenleiter (**320**) anzuordnen, und
Anordnen eines isolierenden Materials zwischen dem Leiter und dem Wellenleiter (**320**), wobei das isolierende Material (**324**) den Leiter und einen Umfang des Wellenleiters (**320**) umgibt.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

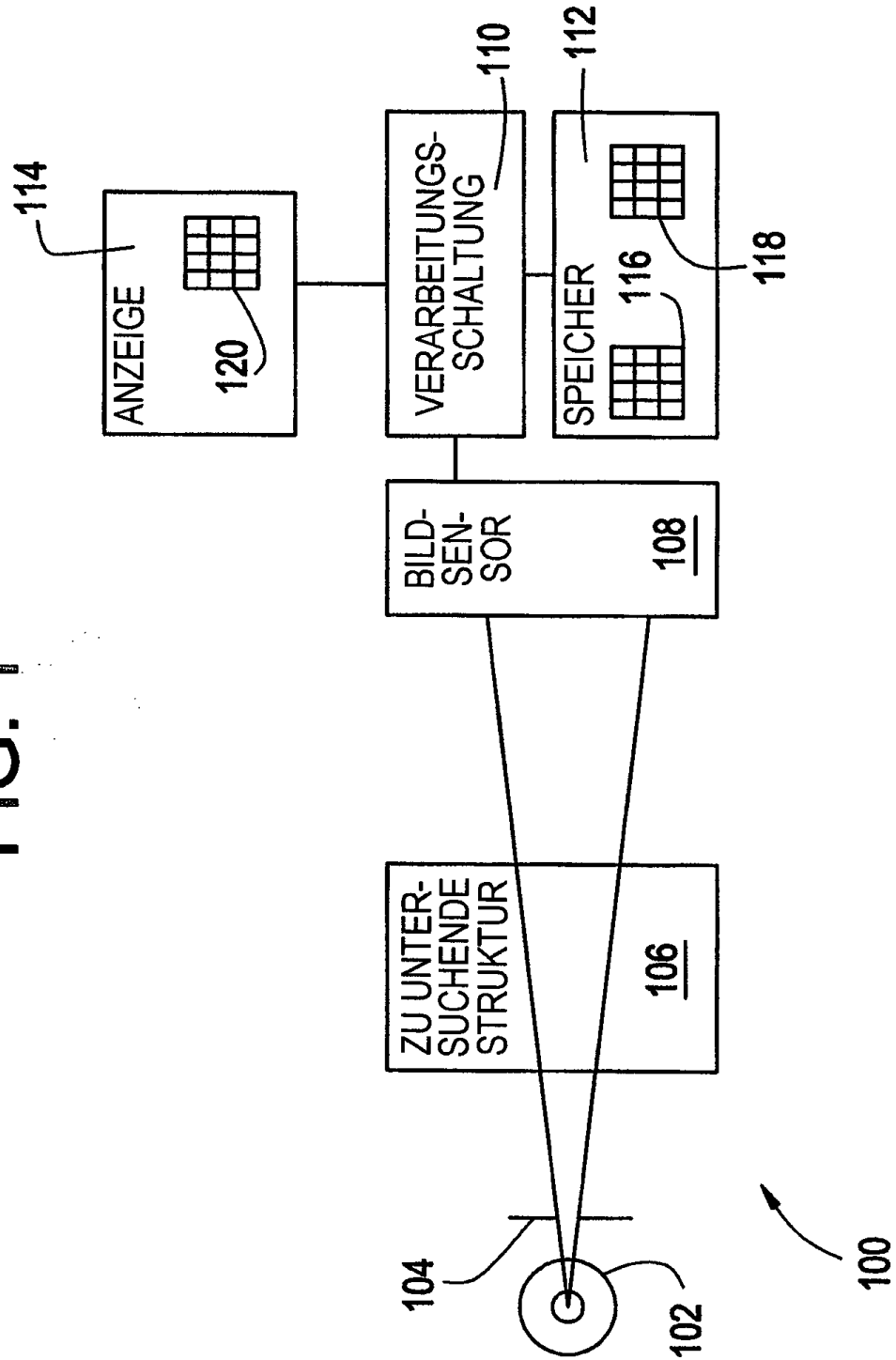


FIG. 2

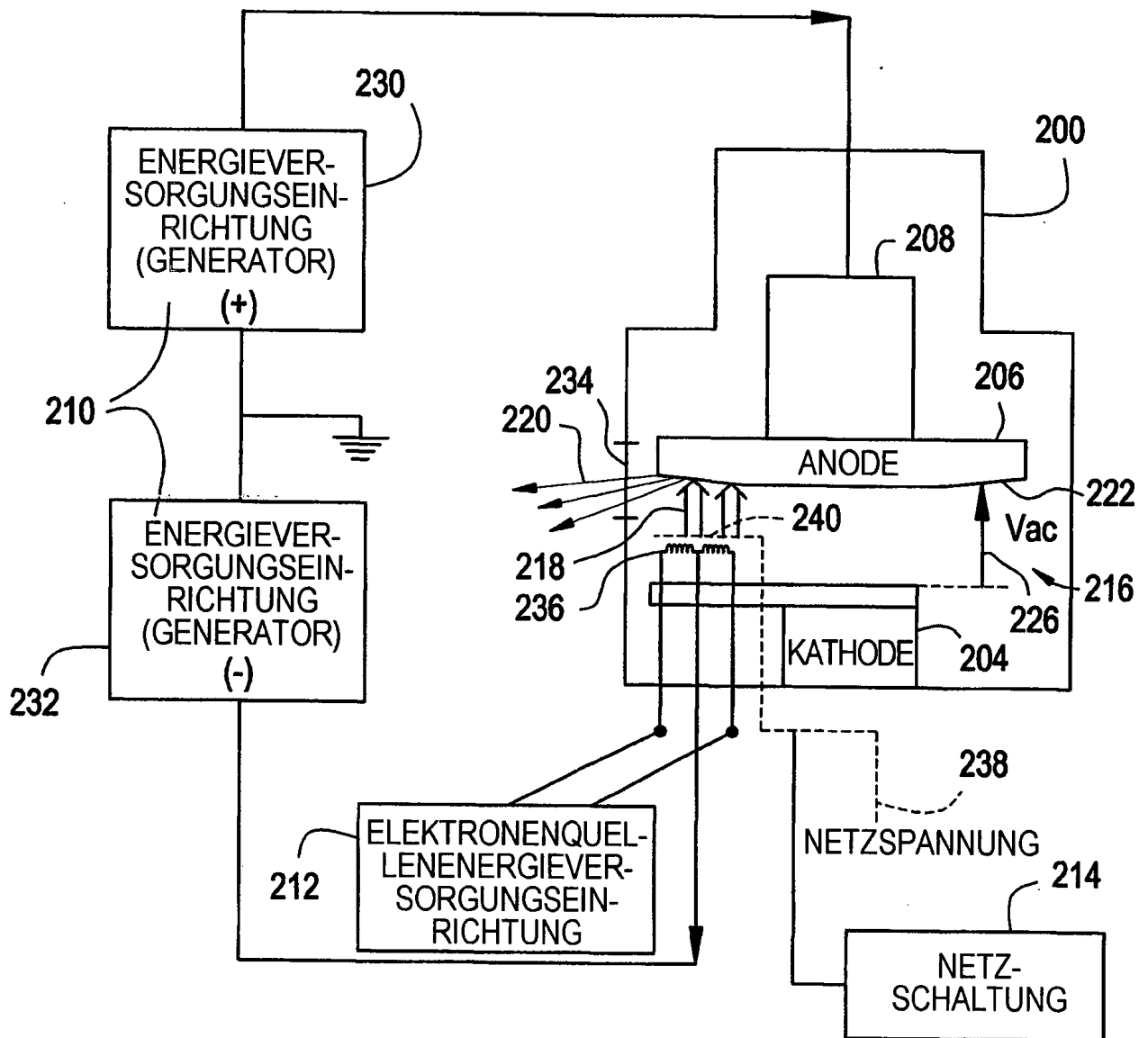


FIG. 3

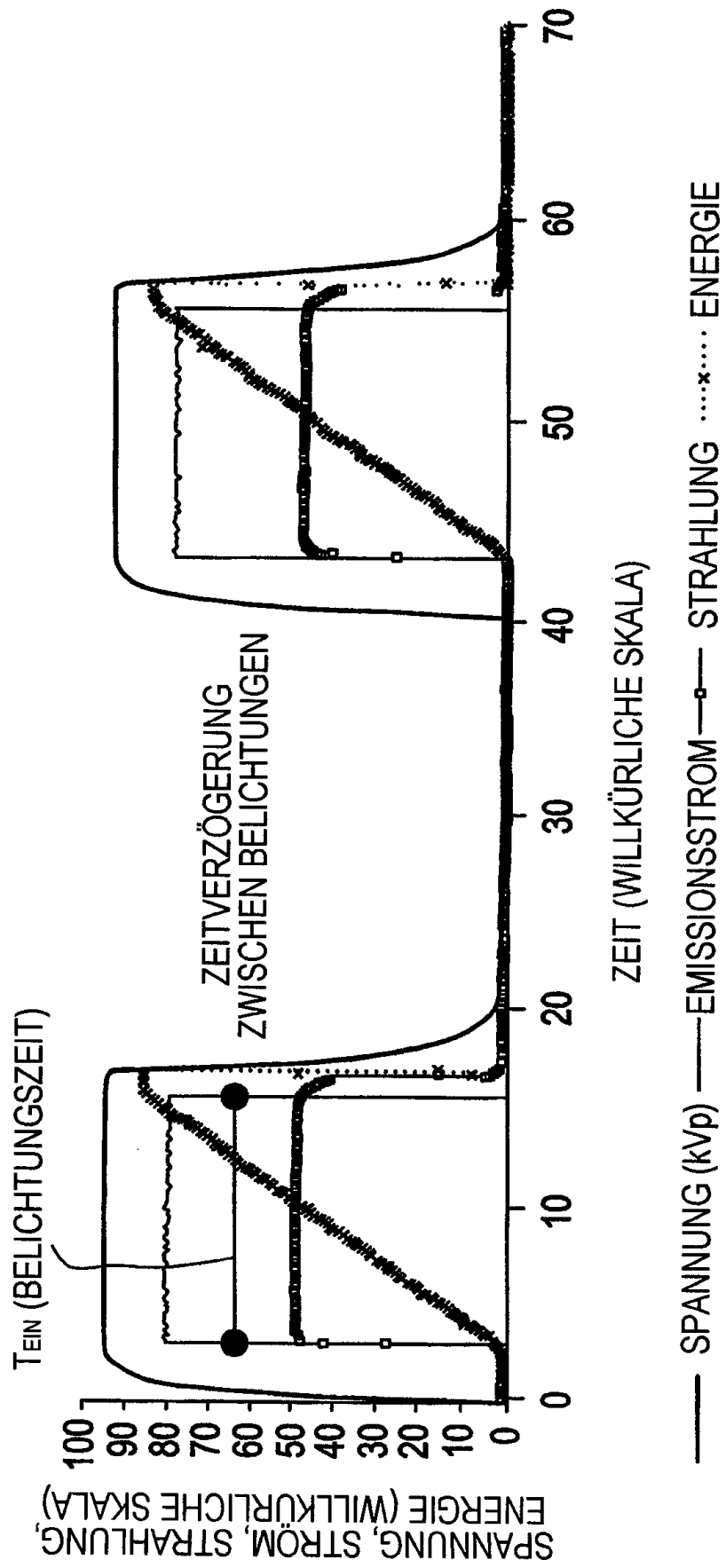


FIG. 4

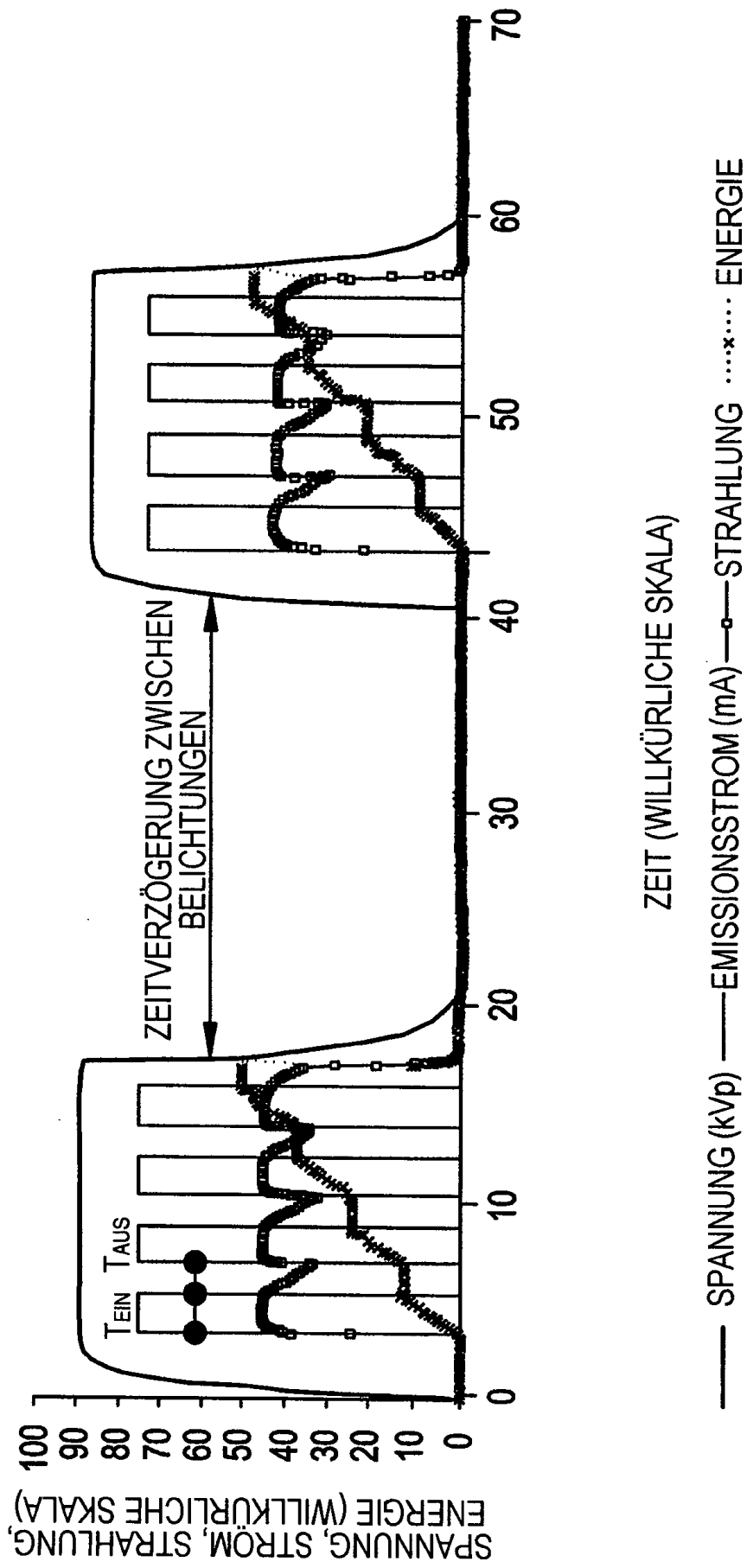


FIG. 5

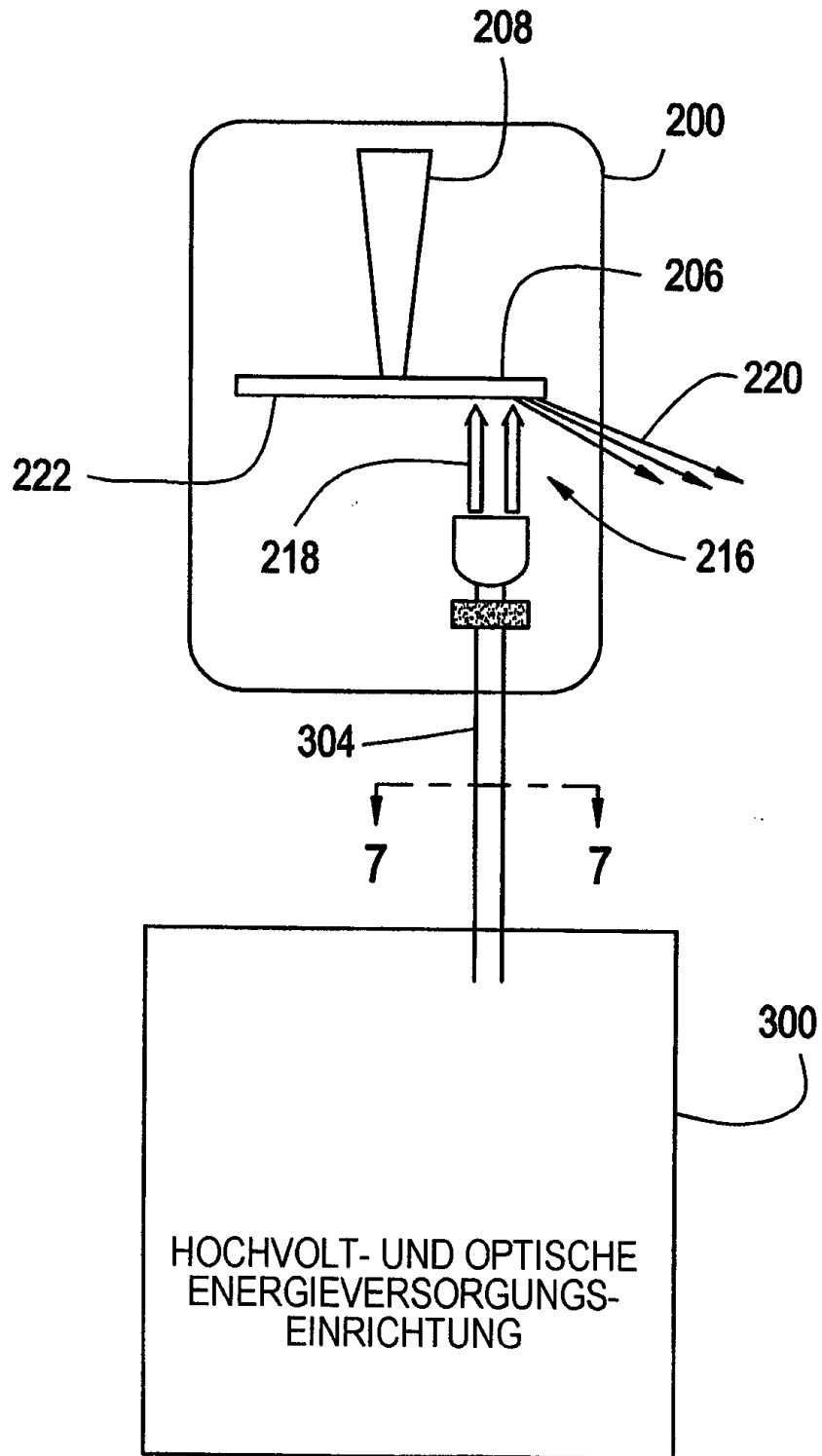


FIG. 6

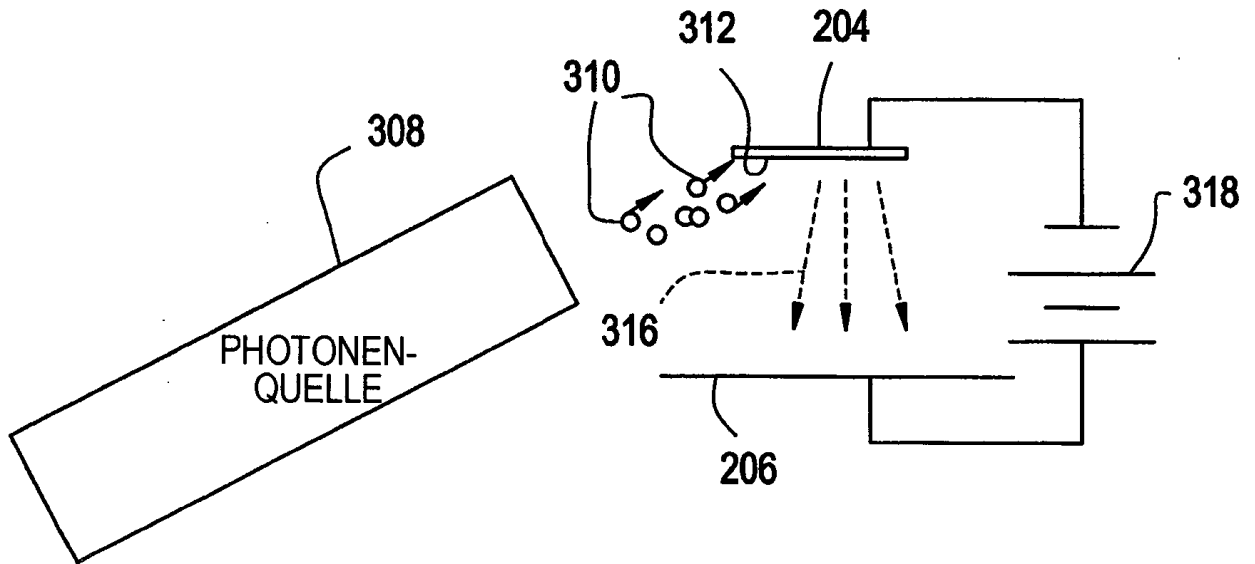


FIG. 7

