



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 30 692 T2** 2007.01.18

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 973 046 B1**

(51) Int Cl.⁸: **G01T 1/164** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 30 692.2**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 302 283.9**

(96) Europäischer Anmeldetag: **25.03.1999**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **19.01.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **05.04.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **18.01.2007**

(30) Unionspriorität:

53938 02.04.1998 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, IT

(73) Patentinhaber:

**Koninklijke Philips Electronics N.V., Eindhoven,
NL**

(72) Erfinder:

**Lutheran, Bruce E., Mentor, Ohio 44060, US;
Difilippo, Frank P., University Heights, Ohio 44118,
US; Gagnon, Daniel, Twinsburg, Ohio 44087, US**

(74) Vertreter:

Volmer, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 52066 Aachen

(54) Bezeichnung: **Gammakamera**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf Gammakameras, speziell zur diagnostischen Bildgebung. Sie findet insbesondere Anwendung in Verbindung mit der Einzelphotonen-Emissions-Computertomographie (SPECT) und wird unter besonderer Bezugnahme darauf beschrieben. Es ist jedoch zu beachten, dass die Erfindung auch in anderen diagnostischen Nuklearmedizin- und Transmissionsstrahlungsbildgebungsanwendungen Anwendung finden wird.

[0002] In der Nuklearmedizin wird üblicherweise ein Radiopharmakum in den Blutstrom eines Subjekts injiziert, um das Kreislaufsystem oder bestimmte Organe abzubilden, die das injizierte Radiopharmakum absorbieren. Je nach Art des injizierten Radiopharmakums wird üblicherweise entweder die SPECT- oder PET-Bildgebung verwendet, um ein abschließendes Bild zu erlangen.

[0003] Bei der Einzelphoton-Emissions-Computertomographie wird ein einzelnes Photon emittierendes Radiopharmakum wie ^{201}Tl in ein Subjekt oder Objekt injiziert. Dicht neben einer Oberfläche des Subjekts wird ein Detektor angeordnet, um Strahlungsmerkmale des Zerfalls des Radiopharmakums zu überwachen. Der Detektor beinhaltet einen Kollimator, der es nur Photonen, die entlang eines relativ begrenzten Einfallswinkels wandern, gestattet, den Detektor zu erreichen. Mit Hilfe der von den detektierten Photonen erlangten Informationen wird eine Abbildung des Subjekts rekonstruiert. Obwohl die SPECT-Bildgebung unter Verwendung einer Gammakamera mit nur einem Detektor bewerkstelligt werden kann, können auch Gammakameras mit zwei oder mehr Detektoren verwendet werden.

[0004] Die Positronen-Emissions-Tomographie ist ein Zweig der Nuklearmedizin, bei dem ein Positronen emittierendes Radiopharmakum wie ^{18}F -Fluorodeoxyglukose (FDG) in den Körper eines Patienten eingeführt wird. Jedes emittierte Positron reagiert mit einem Elektron in einem als Annihilation bezeichneten Ereignis, wodurch ein Paar von 511-keV-Gammastrahlen erzeugt werden. Die Gammastrahlen werden in ungefähr um 180° voneinander abgesetzten Richtungen, d.h. in entgegengesetzten Richtungen, emittiert. Ein Paar von Detektoren registriert die Position und Energie der jeweiligen Gammastrahlen und liefert dadurch Informationen hinsichtlich der Position des Annihilationsereignisses und damit der Positronenquelle. Mit Hilfe einer Koinzidenzschaltung wird ermittelt, ob ein Paar von Gammastrahlen im Wesentlichen gleichzeitig detektiert wird, z.B. in Koinzidenz. Da die Gammastrahlen in entgegengesetzten Richtungen wandern, wird von der Annihilation angenommen, dass sie entlang einer die detektierten Gammastrahlen verbindenden Koinzidenzlinie aufgetreten ist. Eine Reihe derartiger Ereignisse wird ge-

sammelt und zur Rekonstruktion des Bildes verwendet. Obwohl für die PET-Bildgebung ein Bildgebungsgerät mit mindestens zwei Detektoren erforderlich ist, können auch zusätzliche Detektoren verwendet werden.

[0005] Ein Nachteil der SPECT besteht darin, dass das abzubildende Subjekt oder Objekt im Hinblick auf eine Strahlungsabschwächung oder -streuung eventuell nicht voll-ständig homogen ist. Ein menschlicher Patient beispielsweise hat viele verschiedene Gewebe- und Knochenarten, die Strahlung vom Radiopharmakum in unterschiedlichem Maße absorbieren oder streuen. Deshalb können SPECT-Bilder präziser angefertigt werden, wenn sie hinsichtlich des Strahlungsverlusts durch Streuung oder Abschwächung entlang jedes Pfads durch den Menschen korrigiert werden.

[0006] Dementsprechend ist es bekannt, die tatsächlichen Abschwächungskoeffizienten von Körpergewebe zu messen, indem man auf einer Seite des Körpers eine Transmissionsquelle für Gammastrahlung, wie beispielsweise eine Linienquelle, platziert und die Transmission der Gammastrahlung durch den Körper misst. Genauer gesagt wird Gammastrahlung, die von der Linienquelle ausgeht und den Körper durchquert hat, von einem der Gammakameradetektoren detektiert und verwendet, um eine Abschwächung und eine mögliche Streuung in einem anhand der detektierten Gammastrahlen des Radiopharmakums rekonstruierten Bild zu korrigieren. Leider weisen bestehende Linienquellen, und bestehende Gammakamerasysteme, die sie benutzen, bestimmte Nachteile auf.

[0007] Wie in der US-amerikanischen Patentschrift 5.479.021 beschrieben, die Picker International, Inc. erteilt wurde, ist beispielsweise an einer sich drehenden Gantry zwischen zwei Detektoren und gegenüber einem dritten eine Fächerstrahlenbündel-Linienquelle angebracht. Ein Nachteil dieser Befestigungsanordnung besteht darin, dass sie nicht auf gegenüberliegende Systeme mit zwei Detektorköpfen anzuwenden ist. Ferner wäre eine derartige Befestigungsanordnung nicht besonders gut für Systeme geeignet, bei denen sich Detektoren relativ zueinander bewegen, weil ein momentan der Linienquelle gegenüberliegender Detektor sich von dieser Position weg bewegen könnte.

[0008] Ein Verfahren zur Verwendung von Linienquellen in einem System mit gegenüberliegenden Detektoren besteht darin, die Linienquelle auf der Seite von einem der sich gegenüberliegenden Detektoren anzubringen. Die Linienquelle kann dann ein Fächerstrahlenbündel der Strahlung auf den gegenüberliegenden Detektor leiten. Eine derartige Konfiguration wird in einer Ausführungsform der US-amerikanischen Patentschrift 5.210.421 gezeigt, die Picker

International, Inc. erteilt wurde. Ein Nachteil dieses Ansatzes besteht darin, dass der Kollimator des gegenüberliegenden Detektors modifiziert werden muss, um eine Detektierung der von der Linienquelle ausgesendeten Strahlung zu ermöglichen. Genauer gesagt müsste der Kollimator des gegenüberliegenden Detektors so konfiguriert werden, dass er das Fächerstrahlenbündel der Strahlung empfangen kann. Bei der SPECT-Bildgebung hat eine derartige Kollimatorkonfiguration normalerweise eine nachteilige Auswirkung auf das effektive Messfeld des Detektors und führt zu Artefakten durch Datenabbruch. Darüber hinaus eignet sich eine derartige Befestigungskonfiguration nicht gut für Systeme, bei denen Detektoren relativ zueinander bewegt werden.

[0009] In der US-amerikanischen Patentschrift 5.552.606, der ADAC Laboratories, Inc. erteilt, wird ein noch anderes Verfahren für die Verwendung einer Linienquelle zur Abschwächungskorrektur beschrieben. In der Patentschrift 5.552.606 wird eine Linienquelle gezeigt, die auf einer einem Detektor gegenüberliegenden Schiene beweglich angebracht ist, um es der Linienquelle dadurch zu ermöglichen, ein paralleles Strahlenbündel über der Stirnfläche des gegenüberliegenden Detektors abzutasten. Obwohl es die Linienquellenkonfiguration der Patentschrift 5.552.606 nicht erfordert, dass der gegenüberliegende Detektor einen Kollimator haben muss, der ein Fächerstrahlenbündel empfangen kann, macht die Linienquellenanordnung nicht den Einsatz einer komplexen mechanischen Anordnung erforderlich, um die Linienquelle beweglich aufzunehmen und ihre lineare Position zu verfolgen. Ferner erlaubt es die Anordnung der Linienquelle in der Patentschrift 5.552.606 nicht, die Detektorköpfe einander gegenüberliegend anzuordnen, und sie eignet sich nicht für den Einsatz in Systemen, bei denen Detektoren relativ zueinander bewegt werden.

[0010] Ein weiteres anderes Verfahren für die Verwendung einer Linienquelle in einem System mit gegenüberliegenden Detektoren wird in der angemeldeten US-amerikanischen Patentschrift 5.834.780, angemeldet am 29. Mai 1996 und der Picker International, Inc. erteilt, beschrieben. In dieser Patentanmeldung wird eine abtastende Linienquelle beschrieben, die an einer Detektorstirnfläche beweglich befestigt ist. Indem man die Linienquelle über die Detektorstirnfläche bewegt, kann ein paralleles Strahlenbündel auf den gegenüberliegenden Detektor in einer zu seiner Stirnfläche im Wesentlichen orthogonalen Ebene gerichtet werden. Somit können die Detektorköpfe einander gegenüberliegend positioniert werden, während man weiterhin Parallelstrahlenbündelkollimatoren (im Gegensatz zu weniger wünschenswerten Fächerstrahlenbündelkollimatoren) verwenden kann. Obwohl die US-amerikanische Patentschrift 5.834.780 klare Vorteile gegenüber anderen bestehenden Technologien schafft, erfordert sie

die Verwendung mechanischer Montagebaugruppen, um die Linienquelle am Detektor zu befestigen. Außerdem eignet sich eine derartige Konfiguration nicht gut für die Verwendung in Systemen mit Detektoren, die sich relativ zueinander bewegen.

[0011] „A Rotating Parallel Hole Collimator for High Resolution Imaging of Medium Energy Radionuclides“ von Mark F. Smith und Ronald J. Jaszczak, 1997 IEEE Nuclear Science Symposium, Conference Record, Bd. 2, 9.-15. November 1997, Seiten 1018–1022, beschreibt einen Experimentalkollimator für die Verwendung bei der Bildgebung mit Radionuklidverteilungen mittlerer Energie, in diesem Fall dem von I-131. An sich ist der Kollimator speziell zum Kollimieren der Strahlung von Radioisotopen mittlerer Energie konzipiert und damit zum Abschirmen des Detektors von Strahlung mittlerer Energie, die nicht auf die Kollimatortrennwände ausgerichtet sind. Eine Transmissionsquelle wird nicht verwendet.

[0012] Die US-amerikanische Patentschrift 5.552.606 beschreibt eine variable Filteranordnung, um Filter verschiedener Größen und Formen bei einer in der Nuklearmedizin verwendeten Transmissionsquelle einzusetzen. Sie ist in einer sich bewegenden Transmissionsquellenanordnung enthalten, die so angebracht ist, dass sie sich relativ zur Stirnfläche des gegenüberliegenden Detektors verschiebt. Die Transmissionsstrahlungsquelle ist so angeordnet, dass die Transmissionsstrahlung in einem im Wesentlichen senkrechten Einfallswinkel in den Kristall des gegenüberliegenden Detektors eintritt.

[0013] Während Linienquellen sowohl bei der SPECT- als auch in der PET-Bildgebung verwendet werden, ist zu beachten, dass die bei einem dieser Verfahren verwendeten Linienquellen nicht für die Verwendung bei dem anderen Verfahren passend sind. Genauer gesagt beinhalten die bei der SPECT verwendeten Linienquellen üblicherweise ein energiearmes Isotop, wie beispielsweise Gd-153 (100 keV), Tc-99m (140 keV) oder Am-241 (60 keV). Im Vergleich enthalten bei der PET verwendete Linienquellen üblicherweise ein energiereiches Isotop, wie beispielsweise Ge-68 (511 keV – Koinzidenz) oder Cs-137 (622 keV – Einzelne). Wenn man die bei der SPECT verwendeten energiearmen Isotope durch die bei der PET verwendeten energiereichen Isotope ersetzt, würden verschiedene Schwierigkeiten auftreten. Weil das bei der SPECT in ein Subjekt injizierte Radiopharmakum üblicherweise energiearm ist, würde es die Einführung energiereicher Strahlung aus einer Linienquelle in einem derartigen System zum einen erfordern, dass ein Detektor in der Lage ist, Strahlung sowohl in energiearmen als auch energiereichen Bereichen zuverlässig zu detektieren. Gleichmaßen müsste der Detektor in der Lage sein, einen großen Energiebereich zu bewältigen, wenn man energiearme Isotope aus einem

SPECT-System in eine Linienquelle eines PET-Systems platzierte, das normalerweise nur ein energiereiches Radiopharmakum verwendet. Leider sind viele Detektoren nicht in der Lage, Bilder über einen großen dynamischen Energiebereich zuverlässig zu detektieren und zu rekonstruieren, wie es für die Erzeugung hochwertiger Abschwächungskarten erforderlich ist. Ferner würde die Einführung eines energiereichen Isotops in ein ansonsten energiearmes SPECT-System zu einem signifikanten Anstieg der Kontaminierung im Energiefenster des energiearmen Radiopharmakums führen. Genauer gesagt wird die Bildqualität beeinträchtigt, weil eine signifikante Menge Streustrahlung der energiereichen Isotope in den Energiebereich des energiearmen Radiopharmakums fällt und es dem Detektor dadurch schwer macht, zwischen vom Subjekt empfangener Strahlung und von der Linienquelle empfangener Strahlung zu unterscheiden. Gleichermaßen würde, wenn man ein energiearmes Isotop in ein PET-System mit einem energiereichen Radiopharmakum einführt, die Streuung des energiereichen Radiopharmakums die Fähigkeit, Strahlung vom energiearmen Isotop zu detektieren, signifikant verringern. Daher werden Linienquellen individuell für die Verwendung entweder in einem SPECT- oder einem PET-System konfiguriert.

[0014] Ein weiterer Nachteil der vielen Linienquellenverfahren nach dem Stand der Technik besteht darin, dass Strahlung, die von der Linienquelle zwar emittiert, vom Subjekt aber nicht abgeschwächt wird, den Detektor ohne wesentliche Abschwächung erreicht. Diese „Shine by“-Strahlung hat irrelevante Detektorzählungen zur Folge und kann eine Sättigung des Detektors verursachen, die zu Ungenauigkeiten bei den Bilddaten führt.

[0015] Die vorliegende Erfindung betrachtet eine neue und verbesserte Abtastlinienquelle.

[0016] Eine Anordnung einer Transmissionsstrahlungsquelle beinhaltet eine Linienquellenanordnung mit einer Transmissionsquelle mittlerer Energie. Die Linienquellenanordnung enthält einen primären Kollimator, der drehbar um die Transmissionsquelle mittlerer Energie angeordnet ist. Der primäre Kollimator enthält einen oder mehrere strahlenbündelbegrenzende Schlitze, um die Breite eines von der Linienquelle emittierten Transmissionsstrahlenbündels zu formen. Ein Ein/Aus-Kollimator ist drehbar um den primären Kollimator angeordnet und dient dazu, den Ein/Aus-Zustand der Linienquelle zu steuern. Genauer gesagt beinhaltet der Ein/Aus-Kollimator einen Strahlenbündelaustrittsschlitz, der, wenn er auf einen der strahlenbündelbegrenzenden Schlitze ausgerichtet ist, es dem Transmissionsstrahlenbündel ermöglicht, die Linienquelle zu verlassen. Damit das Transmissionsstrahlenbündel über einen gegenüberliegenden Detektorkopf streichen kann, werden der pri-

märe Kollimator und der Ein/Aus-Kollimator synchron um eine Rotationsachse der Linienquelle gedreht, wobei sich der Ein/Aus-Kollimator in der Position „Ein“ befindet. Um die Linienquelle auszuschalten, wird der Strahlenbündelaustrittsschlitz des Ein/Aus-Kollimators so gedreht, dass er nicht auf den strahlenbündelbegrenzenden Schlitz des primären Kollimators ausgerichtet ist. Um die Zählstatistik der Transmissionsdaten über einen gegenüberliegenden Detektorkopf zu verbessern, werden der primäre Kollimator und der Ein/Aus-Kollimator mit einer solchen Geschwindigkeit gedreht, dass das Transmissionsstrahlenbündel in Regionen des Untersuchungsbereichs mit einer hohen Abschwächungscharakteristik (d.h. in Regionen, die eine geringere Zählrate liefern) länger und in Regionen mit einer geringen Abschwächungscharakteristik (d.h. in Regionen, die eine höhere Zählrate liefern) kürzer verweilt.

[0017] Da die Linienquelle ein Transmissionsstrahlenbündel mittlerer Energie liefert, hat die Art des bei der SPECT-Bildgebung verwendeten Kollimators keinen Einfluss auf die Fähigkeit des zugehörigen Detektorkopfs, das Transmissionsstrahlenbündel zu empfangen. Genauer gesagt kann das Transmissionsstrahlenbündel mittlerer Energie die Kollimatoren im Wesentlichen ohne übermäßige Abschwächungsverluste durchqueren, weil bei der SPECT-Bildgebung verwendete Kollimatoren üblicherweise so konfiguriert sind, dass sie energiearme Gammastrahlen abschwächen. Deshalb können ungeachtet der Positionierung und Bewegung der Linienquelle Parallelstrahlenbündelkollimatoren gewählt werden, die das größte effektive Messfeld bei der SPECT-Bildgebung liefern. Ferner kann auch bei der PET-Bildgebung die Linienquelle mit einem Isotop mittlerer Energie verwendet werden, indem man die Kontamination des Transmissionsstrahlenbündels reduziert, die aufgrund einer Streuung der hochenergetischen PET-Gammastrahlen auftritt. Die Kontamination wird reduziert, indem man ein schmales Transmissionsstrahlenbündel über den gegenüberliegenden Detektor schwenkt, um schmales Erfassungsfenster mit einer geringeren Gesamtkontamination zu erhalten.

[0018] Die Erfindung bezieht sich auf ein Gammakamerasystem. Das Gammakamerasystem beinhaltet eine Gantry, die um einen Untersuchungsbereich herum angeordnet ist, mindestens einen Detektorkopf, der an der Gantry befestigt ist, wobei der Detektorkopf eine strahlungsempfindliche Stirnseite hat, die dem Untersuchungsbereich zugewandt ist, und Mittel, um Transmissionsstrahlung in einem Energiebereich von 250 keV bis 400 keV in einer Richtung zu emittieren, die mindestens einen Teil des Untersuchungsbereichs durchquert und die von der strahlungsempfindlichen Stirnfläche detektiert werden kann, wobei der mindestens eine Detektorkopf weiterhin einen Kollimator beinhaltet, der dafür konfiguriert ist, einen wesentlichen Teil der Transmissions-

strahlung mittlerer Energie durch den Kollimator zu lassen, indem das Mittel zum Emittieren der Transmissionsstrahlung so angeordnet ist, dass die Strahlung mittlerer Energie die Trennwände des Kollimators durchquert.

[0019] Gemäß einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung beinhaltet ein Verfahren zur diagnostischen Bildgebung die Schritte des Detektierens von Strahlung, die von einem Objekt in einen Untersuchungsbereich einer Nuklearkamera emittiert wird, wobei die Nuklearkamera mindestens einen Detektorkopf mit einem Kollimator hat, des Aussendens eines Strahlenbündels durch mindestens einen Teil des Untersuchungsbereichs unter Verwendung einer Transmissionsstrahlungsquelle, des Detektierens des Strahlenbündels, und des Rekonstruierens einer Bilddarstellung anhand der vom Objekt emittierten Strahlung sowie des Korrigierens der Bilddarstellung entsprechend dem ausgesandten Strahlenbündel, wobei die Transmissionsstrahlungsquelle ein Isotop hat, das Strahlung mit einer Energie im Bereich von 250 keV bis 400 keV emittiert, und der Kollimator so konfiguriert ist, dass er einen wesentlichen Teil der Transmissionsstrahlung mittlerer Energie die Trennwände des Kollimators durchqueren lässt.

[0020] Wege zur Ausführung der Erfindung werden im Folgenden anhand von Beispielen sowie unter Bezugnahme auf die begleitenden Zeichnungen näher beschrieben. Es zeigen:

[0021] **Fig. 1** eine perspektivische Ansicht eines Gammakamerasystems gemäß vorliegender Erfindung;

[0022] **Fig. 2** eine perspektivische Ansicht einer Ausführungsform einer Transmissionsstrahlungsquellenanordnung der vorliegenden Erfindung;

[0023] **Fig. 3** eine seitliche Querschnittsansicht einer Linienquelle der vorliegenden Erfindung;

[0024] **Fig. 4** eine perspektivische Ansicht eines Stützträgers für die Linienquelle der vorliegenden Erfindung;

[0025] **Fig. 5** eine perspektivische Ansicht einer Quellenhaltevorrichtung der Linienquelle der vorliegenden Erfindung;

[0026] **Fig. 6** eine perspektivische Ansicht eines primären Kollimators der Linienquelle der vorliegenden Erfindung;

[0027] **Fig. 7** eine perspektivische Ansicht der Linienquelle der vorliegenden Erfindung;

[0028] **Fig. 8** eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, bei der Transmissionsstrahlungsquel-

lenanordnungen mit gegenüberliegenden Detektorköpfen gekoppelt sind;

[0029] **Fig. 9** eine andere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, bei der die Detektorköpfe mit den Transmissionsstrahlungsquellenanordnungen aus **Fig. 8** relativ zueinander um den Untersuchungsbereich herum gedreht werden; und

[0030] **Fig. 10** eine andere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, bei der die Transmissionsquelle eine Abtastpunktquelle ist.

[0031] Die vorliegende Erfindung wird nun unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beschrieben, wobei durchweg gleiche Bezugszeichen zur Bezeichnung gleicher Elemente verwendet werden.

[0032] Sich nun **Fig. 1** zuwendend wird ein Gammakamerasystem **10** mit einer Vielzahl von Strahlungsdetektorköpfen **15a**, **15b**, **15c** (gemeinsam als Detektorkopf **15** bezeichnet) gezeigt, die um einen Untersuchungs- und Bereich **17** herum angeordnet sind. Die Köpfe **15** sind so konfiguriert, dass sie gemäß dem Fachmann bekannter Verfahren relativ zueinander bewegen, so dass beispielsweise Detektorkopf **15a** gegenüber Detektorkopf **15b** oder in einem Winkel von 90–180 Grad in Bezug auf Detektorkopf **15b** angeordnet sein kann. Eine Patientenliege oder andere Subjektauflage **21** nimmt wahlweise eine interessierende Region eines im Untersuchungsbereich **17** zu untersuchenden Subjekts oder Objekts auf.

[0033] Die Detektorköpfe **15** sind an einem drehbaren Gantry-Teil **22** angebracht, das mit einem geeigneten Motor und einer Lagerbaugruppe (nicht gezeigt) verbunden ist, die von einem stationären Gantry-Teil **23** aufgenommen werden. Der drehbare Gantry-Teil **22** funktioniert als ein Mittel zum Drehen oder Indexieren jedes Detektorkopfs **15** um den Untersuchungsbereich. Ebenfalls am drehbaren Gantry-Teil **22** angebracht ist eine Vielzahl mechanischer Antriebe (nicht gezeigt), um jeden der Detektorköpfe **15** unabhängig radial auf den Untersuchungsbereich **17** zu und davon weg sowie tangential zur Linken und Rechten des Untersuchungsbereichs **17** zu bewegen. Für eine gleichmäßigere, einfachere Bewegung sind die Detektorköpfe **15** vorzugsweise auf Rollenwagen oder Gleitschienen montiert.

[0034] Jeder Detektorkopf **15** hat einen Kollimator **16a**, **16b**, **16c** (gemeinsam als Kollimatoren **16** bezeichnet), die sich vor einem Szintillationskristall befinden. Die Kollimatoren **16** erlauben es nur, dass Strahlung, die in bestimmten Richtungen auf die Kollimatoren **16** auftrifft, zur weiteren Verarbeitung an den Szintillationskristall geleitet wird. Die Kollimatoren **16** sind beweglich am Detektorkopf **15** angebracht und dienen ferner dazu, die Gesamtbildauflösung und -empfindlichkeit jedes Detektorkopfs **15** zu

definieren. Der Szintillationskristall reagiert auf den Kollimator **16** passierende Einfallstrahlung, indem er einen Lichtblitz erzeugt. Eine Anordnung von Sekundärelektronenvervielfachern, die den Lichtblitz empfangen, erzeugt in Reaktion auf jeden Lichtblitz elektrische Signale. Die jeweilige Reaktion des nächsten Sekundärelektronenvervielfachers ist Hinweis auf eine räumliche Lage x,y eines Szintillationsereignisses, das von einem auf den Szintillationskristall auftreffenden Gammastrahl erzeugt wird. Der Szintillationskristall, die Sekundärelektronenvervielfacher und eine zugehörige Schaltung befinden sich innerhalb eines Bleigehäuses **18** jedes Detektorkopfs **15**. Es ist zu beachten, dass jede Art von Gammastrahldetektorkopf ebenfalls verwendet werden kann.

[0035] Wie in den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) dargestellt, befindet sich eine Transmissionsstrahlungsquellenanordnung **24** vorzugsweise seitlich an der Stirnfläche der Detektorköpfe **15a** und **15b**. In der vorliegenden Ausführungsform beinhaltet die Transmissionsstrahlungsquellenanordnung **24** eine Basis **28**, die mittels eines Haftmittels, Befestigungsschrauben und/oder anderer herkömmlicher Verfahren am Gehäuse **18** des jeweiligen Detektorkopfs **15** befestigt ist. Ein einziehbarer Arm **30** ist über eine Drehstange **29** drehbar an der Basis **28** befestigt. Über einen Antriebskasten **36** am entgegengesetzten Ende des einziehbaren Arms **30** ist eine Transmissionsstrahlenbündelanordnung, wie beispielsweise eine Linienquellenanordnung **35**, befestigt. Der Antriebskasten **36** versorgt die Linienquellenanordnung **35** mit Betriebsenergie und Steuersignalen. Eine Aufnahmeaussparung **40** in der Basis **28** ist so bemessen und geformt, dass sie den einziehbaren Arm **30**, den Antriebskasten **36** und die Linienquellenanordnung **35** aufnimmt. Eine in der Basis **28** angeordnete Antriebssteuerung **45** ist elektrisch mit dem einziehbaren Arm **30** gekoppelt und dient dazu, den einziehbaren Arm **30** mit Energie und Steuersignalen zu versorgen, um den einziehbaren Arm **30** um die Drehstange **29** zu drehen. Wie nachfolgend ausführlicher beschrieben, erhalten der Antriebskasten **36** und die Antriebssteuerung **45** Energie vom stationären Gantry-Teil **23** und Steuersignale von einem Gantry-Processor und Erfassungsprozessor.

[0036] Wie in [Fig. 3](#) gezeigt, beinhaltet die Linienquellenanordnung **35** eine zylindrische Quellenhaltervorrichtung **55**, einen primären Kollimator **56** und einen Ein/Aus-Kollimator **57**. Die Quellenhaltervorrichtung **55** besteht aus Blei oder einem anderen geeigneten, strahlungsabschirmenden Material. Die Quellenhaltervorrichtung **55** enthält eine V-förmige, quer zu ihrer Längsachse **59** definierte Nut **58**. Wie nachfolgend ausführlicher erläutert, ist in einem bogenförmigen Radiusteil **66** der V-förmigen Nut **58** eine Linienquelle **65** mit einem Strahlungsisotop angeordnet. In der vorliegenden Erfindung schafft die V-förmige Nut **58** einen maximalen Fächerwinkel von 40° für

Strahlung, die von der Linienquelle **65** emittiert wird. Es ist jedoch zu beachten, dass basierend auf dem maximalen gewünschten Abdeckungsbereich von der Linienquellenanordnung **35** andere geeignete Fächerwinkel gewählt werden können.

[0037] Sich nun den [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) zuwendend, enthält die Quellenhaltervorrichtung **55** ferner vier Gewindeöffnungen **68**. Die Gewindeöffnungen **68** sind so angeordnet, dass sie auf entsprechende, in einem Stützträger **38** definierte Sicherungsdurchgänge **71** ausgerichtet sind. Jede Gewindeöffnung **68** und jeder Sicherungsdurchgang **71** ist so bemessen, dass er eine entsprechende Sicherungsschraube **74** ([Fig. 3](#)) aus dem Antriebskasten **36** aufnimmt, um die Quellenhalterung **55** starr daran zu fixieren. Obwohl die vorliegende Ausführungsform vier Sicherungsschrauben **74** zeigt, die zum Sichern der Linienquellenanordnung **35** benutzt werden, ist zu beachten, dass auch andere geeignete Anzahlen von Sicherungsschrauben **74** verwendet werden könnten. Ferner könnten auch andere herkömmliche Befestigungs- und Sicherungsverfahren verwendet werden.

[0038] Wie in [Fig. 5](#) am besten zu sehen, wird an entgegengesetzten Enden der Quellenhaltervorrichtung **55** ein Paar Lagerstützzapfen **76** definiert. Ein Lagerelement **85**, das eine Vielzahl von Kugellagern (nicht gezeigt) enthält, ist mit einem der Stützzapfen **76** gekoppelt und sorgt für eine Drehbewegung und Lagerung des primären Kollimators **56** um die Achse **59**. Genauer gesagt ist ein Innendurchmesser **87** des Lagerelements **85** mittels reibschlüssiger Presspassung am Stützzapfen **76** angebracht, während ein Außendurchmesser **89** des Lagerelements **85** für eine Presspassung innerhalb des Innendurchmessers **91** des primären Kollimators **56** bemessen ist. Die Vielzahl der im Lagerelement **85** angeordneten Kugellager erlauben es, dass sich der Außendurchmesser **89** des Lagerelements **85** relativ zum Innendurchmesser **91** drehen kann, wodurch eine Drehbewegung des primären Kollimators **56** in Bezug auf die Quellenhaltervorrichtung **55** zugelassen wird. Eine Primärkollimator-Getriebebaugruppe (nicht gezeigt) ist mit dem Außendurchmesser **89** gekoppelt und dreht den primären Kollimator **56** mechanisch entsprechend der von dem Antriebskasten **36** empfangenen Steuersignale.

[0039] Wie in den [Fig. 3](#) und [Fig. 6](#) gezeigt, enthält der primäre Kollimator **56** einen Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95**. In der vorliegenden Ausführungsform hat der Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** eine Länge L und einen Schlitzwinkel SA von 3° in Bezug auf die Achse **59**, durch die Strahlung von der Linienquelle **65** passieren kann. Die Größe des Schlitzwinkels SA definiert die Breite eines Erfassungsfensters auf der Stirnfläche des gegenüberliegenden Detektorkopfs **15**, wie nachfolgend unter Bezugnahme auf [Fig. 8](#) ausführlicher erläutert. Der

Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** enthält auch einen darin angeordneten eindimensionalen Kollimator **96**. Der eindimensionale Kollimator **96** umfasst eine Vielzahl innerhalb des Strahlenbündelbegrenzungsschlitzes **95** angeordneter dünner Trennwände. Die Trennwände sind aus einem Material mit einem guten Strahlungsaufhaltevermögen gebildet. Vorzugsweise sind die Trennwände aus Wolfram gebildet. Der eindimensionale Kollimator **96** stellt sicher, dass von der Linienquelle emittierte Strahlung in einer zur Achse **59** im Wesentlichen senkrechten Richtung wandert, und ermöglicht es dadurch einem Detektorkopf, präzise einen Ausgangspunkt der von der Linienquelle **55** empfangenen Strahlung zu ermitteln. Ferner kann über den Trennwänden ein dünner Filter platziert sein, um die Emission schwacher Energie zu reduzieren und/oder das Intensitätsprofil des Transmissionsstrahlenbündels zu formen, wie dies in der Technik bekannt ist. Obwohl die vorliegende Ausführungsform den eindimensionalen Kollimator **96** im Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** angeordnet zeigt, ist zu beachten, dass zusätzlich oder alternativ ein eindimensionaler Kollimator in der V-förmigen Nut **58** platziert werden kann.

[0040] Das Ausmaß, in dem der primäre Kollimator **56** um die Achse **59** gedreht werden kann, ist auf die Größe einer Öffnung **98** ([Fig. 3](#)) im primären Kollimator **56** begrenzt. Die Öffnung **98** schafft eine Aussparung, durch die der Stützträger **38** direkt an der Quellenhaltevorrichtung **55** befestigt werden kann. Genauer gesagt wird, wenn der primäre Kollimator **56** so im Uhrzeigersinn oder gegen den Uhrzeigersinn gedreht wird, dass eine der Oberflächen **99** der Öffnung **98** in Kontakt mit einer Seitenwand **101** des Stützträgers **38** kommt, der primäre Kollimator **56** an einer weiteren Drehung in dieser Richtung gehindert.

[0041] In der vorliegenden Ausführungsform differenziert das Material, aus dem der primäre Kollimator **56** besteht, zwischen zwei Bereichen mit einer Grenze bei **102**. Der Bereich **108** ist als der Bereich des primären Kollimators **56** definiert, der Strahlung von der Linienquelle **65** ausgesetzt werden kann und deshalb aus Blei oder einem anderen Strahlung blockierendem Material besteht. Der Bereich **111**, andererseits, ist der Bereich des primären Kollimators **56**, der angesichts des begrenzten Drehbewegungsbereichs des primären Kollimators **56** keiner Strahlung ausgesetzt wird. Um das Gesamtgewicht des primären Kollimators zu verringern, besteht der Bereich **111** daher aus Aluminium. Obwohl der primäre Kollimator **56** der vorliegenden Ausführungsform als aus einer Kombination aus Blei und Aluminium bestehend gezeigt wird, ist zu beachten, dass auch andere geeignete Materialien verwendet werden können. Ferner ist zu beachten, dass verschiedene Strahlenbündelschlitzgrößen gewählt werden können, obwohl die vorliegende Ausführungsform den Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** mit einem Schlitzwinkel von 3° zeigt.

Alternativ kann der Schlitz **95** so groß sein, dass er mit dem von der V-förmigen Nut **58** ausgehenden Fächerstrahlenbündel übereinstimmt, falls ein Fächerstrahlenbündel im Gegensatz zu einem Schwenkstrahlenbündel gewünscht wird. Zusätzlich kann man verschiedene Schlitze jeweils unterschiedlicher Größe und jeweils so voneinander abgesetzt in den primären Kollimator **56** einfügen, dass sie sich nicht gegenseitig beeinträchtigen.

[0042] Bezug nehmend auf [Fig. 6](#) enthält der primäre Kollimator **56** ein Paar äußerer Lageraufnahmezapfen **116**, um ein Paar äußerer Lagerelemente **113** aufzunehmen. Ähnlich wie beim oben beschriebenen Lagerelement **85** umfasst das äußere Lagerelement **113** einen Innendurchmesser **114** und einen Außendurchmesser **115**. Der Innendurchmesser **114** ist so bemessen, dass er mittels reibschlüssiger Presspassung mit einem Außendurchmesser **117** der Lageraufnahmezapfen **116** verbunden ist. Der Außendurchmesser **115** ist so bemessen, dass er mittels reibschlüssiger Presspassung in eine innere Oberfläche **118** des Ein/Aus-Kollimators **57** (siehe [Fig. 7](#)) eingefügt ist. Das äußere Lagerelement **113** sorgt dadurch für eine unabhängige Stützung und Drehung des Ein/Aus-Kollimators **57** um die Achse **59** in Bezug auf den primären Kollimator **56**. Mit dem Außendurchmesser **115** ist eine Ein/Aus-Kollimator-Getriebegruppe (nicht gezeigt) gekoppelt, die den Ein/Aus-Kollimator **57** mechanisch entsprechend den von dem Antriebskasten **36** empfangenen Steuersignalen dreht.

[0043] Bezug nehmend auf die [Fig. 3](#) und [Fig. 7](#) enthält der Ein/Aus-Kollimator **57** einen Strahlenbündelaustrittsschlitz **120**. Der Strahlenbündelaustrittsschlitz **120** der vorliegenden Ausführungsform ist so bemessen, dass er eine Schlitzwinkelöffnung von 6° hat. Natürlich kann der Strahlenbündelaustrittsschlitz **120** hinsichtlich der Größe geändert werden und wird unter typischen Umständen etwas breiter als der breiteste Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** im primären Kollimator **56** sein. Ähnlich wie beim primären Kollimator **56** wird der Drehbereich des Ein/Aus-Kollimators durch die Öffnung **126** begrenzt, durch die der Stützträger **38** geht. Genauer gesagt wird, wenn der Ein/Aus-Kollimator **57** so im Uhrzeigersinn oder gegen den Uhrzeigersinn gedreht wird, dass eine Oberfläche **127** der Öffnung **126** in Kontakt mit einer unteren Seitenwand **129** des Stützträgers **38** kommt, der Ein/Aus-Kollimator **57** an einer weiteren Drehung in dieser Richtung gehindert. Das Material des Ein/Aus-Kollimators **57** ist aus ähnlichen Gründen, wie oben unter Bezugnahme auf das Material des primären Kollimators **56** beschrieben, Blei im Bereich **133**, und Aluminium im Bereich **137**, der durch eine Grenze **138** vom Bereich **133** getrennt ist.

[0044] Gemäß der vorliegenden Erfindung besteht die in der Linienquellenanordnung **35** angeordnete

Linienquelle **65** (Fig. 3) aus einem Isotop mittlerer Energie. Wie nachfolgend ausführlicher erläutert, erlaubt ein Isotop mittlerer Energie die Verwendung einer Linienquellenanordnung **35** sowohl bei der PET als auch bei der SPECT-Bildgebung. In der bevorzugten Ausführungsform ist die Strahlungsquelle das Isotop Ba-133, das eine Halbwertszeit von ungefähr 10,5 Jahren und eine Hauptemission bei 356 keV hat. Alternativ können andere Isotope mittlerer Energie mit Energiepegeln verwendet werden, die ungefähr zwischen 250 keV und 400 keV liegen, wie beispielsweise I-131 (364 keV). Ferner gestattet es die vorliegende Erfindung auch, energiearme und energiereiche Isotope wie Tc-99m (140 keV), TI-201 (70 keV), Cs-137 (662 keV) in der Linienquellenanordnung **35** zu verwenden. In derartigen Fällen werden normalerweise jedoch einige Vorteile abgeschwächt, einschließlich des Vorteils, dasselbe Isotop und dieselbe Linienquellenanordnung **35** sowohl bei der PET als auch bei der SPECT zu verwenden.

[0045] Wieder Bezug nehmend auf Fig. 1 wird ein Rekonstruktionsverfahren für eine Gammakamera mit sowohl Emissions- als auch Transmissionsdaten geschaffen. Natürlich ändert sich das Rekonstruktionsverfahren entsprechend der erfassten Strahlungsarten und verwendeten Kollimatortypen (d.h. Fächer-, Kegel-, Parallelstrahlenbündel). Vorzugsweise sind die Detektorkopfkollimatoren der vorliegenden Ausführungsform jedoch alle vom Parallelstrahlenbündeltyp.

[0046] Anfangs wird die Transmissionsstrahlung von der Linienquellenanordnung **35** üblicherweise durch eine Leerabtastung vor der Bildgebung normalisiert, um jegliche Ungleichmäßigkeiten bei der Detektierung derartiger Strahlung über den Detektorkopf auszugleichen. Als nächstes wird Emissionsstrahlung von dem in das Subjekt eingeführten Radiopharmakum durch die Detektorköpfe **15** empfangen und es werden Emissionsprojektionsdaten erzeugt. Die Emissionsdaten enthalten normalerweise Ungenauigkeiten, die durch variierende Absorptionseigenschaften der Anatomie des Subjekts verursacht werden. Wenn das in das Subjekt eingeführte Radiopharmakum eines ist, das Positronen für die PET-Bildgebung emittiert, wird eine Koinzidenz-Logikschaltung **160** verwendet, um festzustellen, ob Gammastrahlen von einem Positronenereignis im Wesentlichen simultan, d.h. in Koinzidenz, detektiert werden. Ferner bestimmt ein Ereignisprozessor **161** eine x,y-Position sowie die Energie z eines Positronenereignisses. Dadurch werden die Koinzidenz-Logikschaltung **160** und der Ereignisprozessor **161** im Phantom gezeigt, um eine PET-Bildgebung mittels Gammakamera darzustellen. In der bevorzugten Ausführungsform wird die Transmissionsstrahlung von der Linienquellenanordnung **35** während derselben Zeitperiode ausgesendet, in der die Emissionsstrahlung von den Detektorköpfen **15** detektiert wird.

Auf diese Weise sortiert eine Sortierer **164** die Emissionsdaten und Transmissionsdaten auf der Basis der relativen Energien und/oder der detektierten Positionen, sobald die x,y-Koordinate und die Energie z durch die Koinzidenz-Logikschaltung **160** bei der PET-Bildgebung oder durch Detektion der Lage der einfallenden Gammastrahlen bei der SPECT-Bildgebung festgelegt sind. Die Daten werden in einem zugehörigen Emissionsdatenspeicher **166e** und Transmissionsdatenspeicher **166t** gespeichert. Auf die Emissionsdaten wird eine Kontaminierungskorrektur **167e** angewandt, um der Transmissionsstrahlung zurechenbare Emissionszählwerte zu korrigieren, die beispielsweise durch Streuung oder eine variierende Zusammensetzung der Transmissions-Radionuklidquelle verursacht werden. Ähnlich wird auf die Transmissionsdaten eine Kontaminierungskorrektur **167t** angewandt, um der Emissionsstrahlung zurechenbare Transmissionszählwerte zu korrigieren, die beispielsweise durch Streuung oder eine variierende Zusammensetzung der Emissions-Radionuklidquelle verursacht werden. Ein Rekonstruktionsprozessor **168t** rekonstruiert die Transmissionsdaten zu einem Transmissionsbild, das ein Volumen von Abschwächungsfaktoren darstellt, die in einem Speicher **170t** gespeichert sind. Jeder im Speicher **170t** gespeicherte Voxelwert weist auf eine Gewebeabschwächung an einer entsprechenden Stelle im Patienten hin. Ein Rekonstruktionsalgorithmus **168e** rekonstruiert die Emissionsdaten und korrigiert auch das rekonstruierte Bild basierend auf den im Abschwächungskorrekturfaktorspeicher **170t** enthaltenen Abschwächungsfaktoren. Die rekonstruierte Bilddarstellung wird in einem Volumenbildspeicher **174** gespeichert. Ein Videoprozessor **176** entnimmt dem Bildspeicher **174** ausgewählte Teile der Daten, um auf einem Videomonitor **178** entsprechende, visuell lesbare Anzeigen zu erzeugen. Üblicherweise enthalten Anzeigen Reprojektionen, ausgewählte Schichten oder Ebenen, Oberflächenwiedergaben und dergleichen.

[0047] Eine Bedienerschnittstelle **177** umfasst den Videomonitor **178** und eine Tastatur **179**. Die Bedienerschnittstelle **177** ist über einen Erfassungsprozessor **180**, der die Transmissionsquellenanordnung **24** steuert, und einen Gantry-Prozessor **182**, der die Positionierung des Detektorkopfs **15** und die Drehgeschwindigkeit steuert, mit dem Gammakamerasystem **10** gekoppelt. Mit Hilfe der Tastatur **179** kann der Bediener den Bildrekonstruktionsprozess, die Auswahl der angezeigten Daten, die Auswahl der zuvor gewählten Abtastverfahren, die radiale Bewegung der Detektorköpfe **15** zum Untersuchungsbereich **17** hin und von diesem weg sowie peripher in Bezug aufeinander, die Positionierung des Patienten **21**, die Position der Linienquellenanordnung **35**, die Schwenkgeschwindigkeit des von der Linienquellenanordnung **35** emittierten Strahlenbündels sowie andere individuelle Vorgänge steuern, wie nachfolgend

ausführlicher erläutert wird.

[0048] Bezug nehmend nun auf die [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) wird die vorliegende Erfindung ausführlicher erläutert. Zu Veranschaulichungszwecken werden in den [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) nur zwei Detektorköpfe **15** gezeigt, wobei jedoch zu beachten ist, dass ein Gammakamerasystem mit nur einem Detektorkopf oder drei oder mehr Detektorköpfen in den Rahmen der vorliegenden Erfindung fällt. Wie in [Fig. 8](#) gezeigt, sind zwei Detektorköpfe **15a**, **15b** des Gammakamerasystems **10** sich gegenüberliegend angeordnet, um ein Subjekt **181** abzubilden. Jeder Detektorkopf **15a**, **15b** wird mit einer zugehörigen, darauf angebrachten Transmissionsquellenanordnung **24a**, **24b** gezeigt. Ein effektives Messfeld einer zur Transmissionsquellenanordnung **24a** gehörenden Linienquellenanordnung **35a** wird mit einer äußeren Begrenzung **190a** gezeigt. Ähnlich wird ein effektives Messfeld einer zur Transmissionsquellenanordnung **24b** gehörenden Linienquellenanordnung **35b** mit einer äußeren Begrenzung **190b** gezeigt. Das effektive Messfeld der Linienquellen **35a**, **35b** wird durch den Winkel ihrer entsprechenden, V-förmigen Nuten **58** definiert, wie zuvor erläutert. Um Abschwächungskorrekturinformationen zu erhalten, wird in der bevorzugten Ausführungsform zwischen den äußeren Begrenzungen **190a**, **190b** mit einer speziellen Geschwindigkeit ein schmales Strahlenbündel von Transmissionsstrahlung **200a**, **200b** abgetastet, dessen Breite durch den Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** definiert wird.

[0049] Genauer gesagt weist ein Bediener, nachdem dem Subjekt **181** ein Radiopharmakum injiziert und ein Bildgebungsverfahren eingeleitet wurde, den Erfassungsprozessor **180** über die Bedienerschnittstelle **177** an, ein Transmissionsstrahlenbündel **200a**, **200b** von jeder Linienquellenanordnung **35a**, **35b** über die Stirnfläche des gegenüberliegenden Detektorkopfes **15a**, **15b** zu führen. Bei der vorliegenden Ausführungsform ist jede Linienquellenanordnung **35a**, **35b** dafür eingerichtet, während derselben Periode Transmissionsstrahlung auszusenden, in der Emissionsstrahlung vom Subjekt emittiert wird. Als solches ist jeder Detektorkopf **15a**, **15b** so konfiguriert, dass er gleichzeitig Emissionsstrahlung vom Subjekt und die Transmissionsstrahlung der Transmissionsstrahlenbündel **200a**, **200b** empfängt. Es ist jedoch zu beachten, dass die Detektorköpfe **15a**, **15b** so konfiguriert sein können, dass sie die Transmissionsstrahlenbündel **200a**, **200b** und Emissionsstrahlung in einem sequentiellen Zeitintervall, in verschachtelten Zeitintervallen oder anderweitig empfangen. Wenn ein Gammakamerasystem beispielsweise (von einem Subjekt emittierte) Koinzidenzereignisse und (von der Linienquelle ausgesandte) Einzelereignisse nicht gleichzeitig verarbeiten kann, wäre es möglich, die Gammakamera so einzurichten, dass sie Koinzidenzereignisse zum Zeitpunkt T1 und Einzelereignisse zum Zeitpunkt T2 verarbeitet, wobei

T1 und T2 zeitlich nacheinander auftreten.

[0050] Während die Transmissionsstrahlenbündel **200a**, **200b** über die Stirnfläche der jeweiligen Detektorköpfe **15a**, **15b** streichen, zeigt der Erfassungsprozessor **180** der Sortierschaltung **164** (über die Gantry **23**) Informationen über die Lage des jeweiligen Erfassungsfensters **201a**, **201b** jedes der Detektorköpfe **15a**, **15b** an. Die Erfassungsfenster **201a**, **201b** entsprechen dem Ort auf der Stirnfläche jedes Detektorkopfs **151**, **15b**, der gegenwärtig mit Strahlung von der Linienquellenanordnung **35a**, **35b** bestrahlt wird. Der Erfassungsprozessor **180** ([Fig. 1](#)) berechnet die Lage des Erfassungsfensters auf der Stirnfläche eines bestimmten Detektorkopfs basierend auf folgenden Faktoren: 1) einer bekannten geometrischen Beziehung zwischen der Lage der Linienquelle und des gegenüberliegenden Detektorkopfs, 2) dem Strahlenbündelbegrenzungsschlitzwinkel **95** der Linienquelle, und 3) der Strahlenbündelschwenkgeschwindigkeit der Linienquelle. Alternativ kann die Lage des Erfassungsfensters für eine Reihe bekannter Detektorkopfpositionierungs- und Linienquelleneinstellungen im Voraus im Erfassungsprozessor **180** gespeichert werden. Wie nun erläutert werden wird, ist das sich bewegende Erfassungsfenster nützlich, damit bei der SPECT-Bildgebung eine Linienquelle **65** mit einem Isotop mittlerer Energie verwendet werden kann.

[0051] Bei der SPECT-Bildgebung hat die Emissionsstrahlung des Radiopharmakums eine geringe Energie und, gemäß der vorliegenden Ausführungsform, die Transmissionsstrahlung der Linienquellenanordnung **35** eine mittlere Energie. Als solches kann Streuung von der Transmissionsstrahlung mittlerer Energie, die in den Bereich geringer Energie fällt, detektiert werden, wodurch die Emissionsdaten geringer Energie kontaminiert werden und die Bildqualität herabgesetzt wird. Indem man jedoch das Erfassungsfenster jeder Linienquellenanordnung **35** verfolgt, wird die Sortierschaltung **164** angewiesen, beim Erzeugen eines endgültigen Bildes des Subjekts nur Emissionsdaten zu berücksichtigen, die zu einem beliebigen Zeitpunkt außerhalb des sich bewegenden Erfassungsfensters empfangen wurden. Da die außerhalb des Erfassungsfensters empfangenen Daten wenig bis keine Streustrahlung von der Linienquellenanordnung **35** enthalten, stellen derartige Daten das abgebildete Subjekt präzise dar. Bezüglich innerhalb des Erfassungsfensters empfangener Strahlung unterscheidet die Sortierschaltung **164** basierend auf der Energie der detektierten Gammastrahlen zwischen Transmissionsdaten und Emissionsdaten. Einen vollständigen Satz von Emissions- und Transmissionsdaten erhält man daher, indem man Emissionsdaten außerhalb des Erfassungsfensters und Transmissionsdaten innerhalb des Erfassungsfensters kumuliert, wenn ein Transmissionsstrahlenbündel von der Linienquelle über die Stirnflä-

che des Detektorkopfs streicht.

[0052] Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) dreht die vorliegende Erfindung den primären Kollimator **56** und den Ein/Aus-Kollimator **57** der Linienquellenanordnung **35** selektiv um die Achse **59**, um einen Transmissionsstrahl über einen Detektorkopf zu schwenken. Die Positionierung des primären Kollimators **56** und des Ein/Aus-Kollimators **57** wird durch den Erfassungsprozessor **180** ([Fig. 1](#)) über den Antriebskasten **36** ([Fig. 2](#)) gesteuert. Genauer gesagt wird vor einer Aktivierung der Linienquellenanordnung **35** der Ein/Aus-Kollimator **57** so positioniert, dass der Bereich **133** des Ein/Aus-Kollimators **57** den Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** vollständig abdeckt. Ferner wird der primäre Kollimator **56** so positioniert, dass der Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** nicht auf irgendeinen Teil der V-förmigen Nut **58** ausgerichtet ist. Nach Aktivierung der Linienquellenanordnung **35** wird der Ein/Aus-Kollimator **57** so positioniert, dass sich der Strahlenbündelaustrittsschlitz **120** mit dem Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** des primären Kollimators **56** deckt (d.h. auf ihn ausgerichtet ist). Nach dem Ausrichten werden sowohl der Ein/Aus-Kollimator **57** als auch der primäre Kollimator **56** gleichzeitig und synchron mit einer bestimmten Geschwindigkeit um die Achse **59** gedreht, um die Ausrichtung während der Drehung aufrechtzuerhalten. Wenn der Strahlenbündelaustrittsschlitz **120** und der Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** über die V-förmige Nut **95** hinwegziehen, wird ein Transmissionsstrahlenbündel **200a**, **200b** ([Fig. 8](#)) wirksam über einen gegenüberliegenden Detektorkopf geschwenkt. Sobald der Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** peripher über die V-förmige Nut **95** hinweggedreht ist, wird die Drehung des primären Kollimators **56** angehalten, während die Drehung der Ein/Aus-Kollimators **57** solange fortgesetzt wird, bis der Strahlenbündelaustrittsschlitz **120** nicht mehr auf den Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** ausgerichtet ist. Es ist zu beachten, dass der Ein/Aus-Kollimator **57** sofort solange in eine Richtung entgegengesetzt der Drehrichtung des primären Kollimators **56** gedreht wird, bis der Strahlenbündelaustrittsschlitz **120** nicht mehr auf den Strahlenbündelbegrenzungsschlitz **95** ausgerichtet ist, falls zu irgendeinem Zeitpunkt während dieses Vorgangs ein Signal an die Linienquellenanordnung **35** gesendet wird, die Emission des Transmissionsstrahlenbündels von der Linienquellenanordnung **35** zu unterbrechen.

[0053] Die Schwenkgeschwindigkeit des Transmissionsstrahlenbündels von der Linienquellenanordnung **35** ist so eingestellt, dass ein voller Schwenk über den Detektorkopf **15** im Wesentlichen genauso lange dauert wie das Gammakamerasystem **10** braucht, um einen vollständigen Satz Emissionsdaten vom Subjekt zu empfangen. Wenn beispielsweise die Bildgebungszeit für einen bestimmten Erfas-

sungsschritt **30** Sekunden beträgt, ist die Schwenkgeschwindigkeit jeder Linienquellenanordnung **35** so eingestellt, dass ein voller Schwenk **30** Sekunden dauert. Obwohl der volle Schwenk **30** Sekunden dauert, ist zu beachten, dass die vorliegende Erfindung dafür sorgt, dass sich die Schwenkgeschwindigkeit zu jedem Zeitpunkt zu einer gewünschten Geschwindigkeit ändern lässt. Es kann wünschenswert sein, die Schwenkgeschwindigkeit zu ändern, um Bereiche mit variierenden Abschwächungseigenschaften, die das Transmissionsstrahlenbündel durchquert, zu berücksichtigen. Genauer gesagt kann das Transmissionsstrahlenbündel **200a** je nach Positionierung und Größe des Subjekts **181** jederzeit von der Linienquellenanordnung **35a** unabgeschwächt zum Detektorkopf **15b** gelangen, wie in [Fig. 8](#) gezeigt. Um die Zählstatistik in den Transmissionsdaten auszugleichen, wird das Transmissionsstrahlenbündel **200a** vorzugsweise mit einer höheren Geschwindigkeit über Bereiche mit geringer oder gar keiner Abschwächung geschwenkt. Indem das Transmissionsstrahlenbündel **200a** mit einer höheren Geschwindigkeit über Bereiche mit geringer Abschwächung geschwenkt wird, kann die Linienquellenanordnung **35** Transmissionsstrahlung länger durch das Subjekt leiten, wodurch man präzisere Transmissionsdaten erhält. Wenn somit ein abgebildetes Subjekt einen gesamten Bereich abdeckt, durch den ein Transmissionsstrahlenbündel von einer Liniequelle wandert, wird die Schwenkgeschwindigkeit vorzugsweise so eingestellt, dass sie sich gleichmäßig über den gesamten Bereich bewegt. Bei einer Linienquellenanordnung **35** mit einer V-förmigen Nut **58** von 40° beispielsweise sorgt eine gleichmäßige Schwenkgeschwindigkeit dafür, dass sich das Transmissionsstrahlenbündel mit einer Geschwindigkeit von 1,3 Grad/Sekunde bewegt. Wenn das Subjekt jedoch nur mittlere 50% des gesamten Bereichs abdeckt, durch den das Transmissionsstrahlenbündel von der Liniequelle wandert, wird die Liniequelle vorzugsweise so eingestellt, dass sie mit einer Schwenkgeschwindigkeit von 0,8 Grad/Sekunde über Bereiche ohne Abschwächung und mit einer Geschwindigkeit von 4 Grad/Sekunde über den das Subjekt enthaltenden Bereich streicht. Alternativ könnte der Ein/Aus-Kollimator der Linienquellenanordnung **35a** so eingestellt sein, dass er die Linienquellenanordnung **35a** während der Zeit in einem Aus-Zustand hält, in der das Transmissionsstrahlenbündel andernfalls den Detektorkopf **15b** im Wesentlichen unabgeschwächt vom Subjekt erreichen würde. Es ist zu beachten werden, dass alternative Schwenkgeschwindigkeiten gewählt werden können und die vorliegende Erfindung nicht auf die oben erläuterten Schwenkgeschwindigkeiten und Schwenkzeiten begrenzt ist.

[0054] Bezug nehmend auf [Fig. 9](#) wird gezeigt, wie die Transmissionsstrahlungsquellenanordnungen **24a**, **24b** der vorliegenden Erfindung in einem Gammakamerasystem mit Detektorköpfen benutzt wer-

den können, die sich relativ zueinander bewegen. Genauer gesagt werden, nachdem die Detektorköpfe **15a**, **15b** von der in **Fig. 8** gezeigten Position zu der in **Fig. 9** gezeigten Position bewegt wurden, die Linienquellen **35a**, **35b** so angepasst, dass die äußeren Begrenzungen **190a**, **190b** der Transmissionsstrahlung auf die Stirnfläche des zu bestrahlenden Detektorkopfs fallen. Eine Anpassung der Position der Linienquellenanordnung **35** erfolgt durch den Erfassungsprozessor **180**, der die gewünschte Linienquellenpositionierung basierend auf bekannten geometrischen Beziehungen zwischen der Linienquelle und dem gegenüberliegenden Detektorkopf berechnet. Der Erfassungsprozessor **180** sendet dann ein Signal an die Antriebssteuerung **45** des einziehbaren Arms **30** (**Fig. 2**), um die Linienquellenanordnung **35** entsprechend neu zu positionieren. Dadurch ist, wie in **Fig. 9** gezeigt, der einziehbare Arm **30** der Linienquellenanordnung **35a**, **35b** so neu positioniert worden, dass die äußeren Begrenzungen **190a**, **190b** der Transmissionsstrahlung direkt auf die Stirnfläche des jeweils gegenüberliegenden Detektorkopfs **15b**, **15a** fallen. Es ist ferner zu beachten, dass die Linienquellenanordnung **35a**, **35b** jedes Detektorkopfs vollständig in die Aufnahmeausparung **40** in der Basis **28** der Transmissionsstrahlungsquellenanordnung eingezogen werden kann. Ein derartiges vollständiges Einziehen der Linienquellenanordnung **35a**, **35b** kann beispielsweise wünschenswert sein, wenn die Geometrie der beiden benachbarten Detektorköpfe derart ist, dass eine sich an einer Seite des Detektorkopfs befindende Linienquellenanordnung **35** die Möglichkeit zur korrekten Positionierung der Detektorköpfe behindern würde.

[0055] Es ist zu beachten, dass sich die Linienquellenanordnung **35** der vorliegenden Erfindung für eine Verwendung bei der SPECT-Bildgebung eignet. Genauer gesagt wird bei der SPECT-Bildgebung auf jedem Detektorkopf ein Hochenergie- oder Niedrigenergie-SPECT-Kollimator platziert, der dafür konfiguriert ist, vom Subjekt emittierte energiearme Strahlung zu kollimieren. Gemäß der bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird von der Linienquelle **65** ein Isotop mittlerer Energie verwendet. Somit kann ein wesentlicher Teil der Transmissionsstrahlung mittlerer Energie von der Linienquelle **65** die SPECT-Kollimatoren durchqueren und den Detektorkopf erreichen. Genauer gesagt soll ein wesentlicher Teil der den SPECT-Kollimator durchquerenden Transmissionsstrahlung zum Zwecke der vorliegenden Erfindung bedeuten, dass mindestens zwanzig (20) Prozent der auf einen SPECT-Kollimator auftreffenden Transmissionsstrahlung den SPECT-Kollimator durchqueren und vom Detektorkopf **15** detektiert werden kann. Im Vergleich dazu durchquert üblicherweise nur etwa ein (1) Prozent der Transmissionsstrahlung von der Linienquelle den SPECT-Kollimator, wenn ein energiearmes Isotop verwendet würde. Indem ein Isotop mittlerer Energie

verwendet wird, ermöglicht es die vorliegende Erfindung vorteilhafterweise, verschiedene Kollimatorgeometrien bei der SPECT-Bildgebung zu verwenden (z.B. Parallelstrahlenbündelkollimatoren, Fächerstrahlenbündelkollimatoren, Kegelstrahlenbündelkollimatoren usw.). Da energiearme Parallelstrahlenbündelkollimatoren üblicherweise das größte effektive Messfeld bei der SPECT-Bildgebung schaffen, um energiearme Emissionsdaten vom Subjekt zu empfangen, wird ein derartiger Kollimator daher unabhängig von der Platzierung und Bewegung der Linienquellenanordnung **35** gewählt. Somit macht es die vorliegende Ausführungsform nicht erforderlich, dass komplexe Abtastlinienquellenanordnung bei der SPECT-Bildgebung verwendet werden müssen, die eine Parallelstrahlenbündeltransmissionsstrahlung bereitstellen, um einen Parallelstrahlenbündelkollimator benutzen zu können. Ferner wird, wie oben erläutert, vorzugsweise ein sich bewegendes Erfassungsfenster verwendet, um die Auswirkungen der aus Streuung von der Transmissionsstrahlung mittlerer Energie resultierenden Kontamination energiearmer Emissionsstrahlung zu reduzieren.

[0056] Ein Vorteil der oben beschriebenen Gammakamera besteht darin, dass sowohl bei der SPECT- als auch der PET-Bildgebung eine einzelne Linienquelle verwendet werden kann. Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass ein von einer Linienquelle ausgesandtes Strahlenbündel über einen Detektorkopf geführt werden kann, ohne die Linienquelle zu bewegen. Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass bei der SPECT-Bildgebung ein Parallelstrahlenbündel-Detektorkopf-Kollimator mit einer stationären Linienquellenanordnung verwendet werden kann. Noch ein weiterer Vorteil besteht darin, dass sich die Linienquelle an Gammakamerasysteme mit Detektorköpfen anpassen lässt, die sich relativ zueinander bewegen. Noch ein weiterer Vorteil besteht darin, dass die Linienquelle neu positioniert werden kann, so dass sie eine Bewegung der Detektorköpfe nicht stört. Noch ein weiterer Vorteil besteht darin, dass die „Shine by“-Strahlung reduziert wird, indem die Schwenkgeschwindigkeit eines Transmissionsstrahlenbündels von der Linienquellen so variiert wird, dass das Transmissionsstrahlenbündel durch Bereiche im Untersuchungsbereich mit einer hohen Abschwächung (und einer niedrigeren Zählrate) länger und durch Bereiche im Untersuchungsbereich mit einer geringen Abschwächung (und einer niedrigeren Zählrate) kürzer geleitet wird.

[0057] Die Erfindung wurde unter Bezugnahme auf die bevorzugten Ausführungsformen beschrieben. Es ist nahe liegend, dass dem Fachmann nach der Lektüre und dem Verstehen der vorhergehenden detaillierten Beschreibung Abwandlungen und Abänderungen einfallen werden. Obwohl die bevorzugte Ausführungsform die Linienquelle **35** der vorliegenden Erfindung als mit einer Seite eines Detektorkopfs

15 gekoppelt beschreibt, kann die Linienquelle **35** alternativ beispielsweise in verschiedenen anderen bekannten Konfigurationen verwendet werden, wie zum Beispiel mit einer Abtastlinienquellenanordnung wie der in der US-amerikanischen Patentschrift 5.479.021, erteilt an Picker International, Inc., beschrieben, die durch Nennung als hierin aufgenommen betrachtet wird.

[0058] Ferner ist zu beachten, dass alternativ andere Transmissionsstrahlenbündelanordnungen verwendet werden können, obwohl die bevorzugte Ausführungsform die Benutzung einer Transmissionsstrahlenbündelanordnung mit einer Linienquelle **65** erläutert. Wie in [Fig. 10](#) gezeigt, wird die Transmissionsstrahlenbündelanordnung beispielsweise so gezeigt, dass sie eine an einer Punktquellenanordnung **212** angeordnete Punktquelle **210** enthält. Die Punktquelle **210** erzeugt ein Fächerstrahlenbündel von Strahlung **214**, das über einen Detektorkopf **15** geleitet wird, während die Punktquelle **210** mechanisch entlang einer Länge der Punktquellenanordnung **212** abgetastet wird. Ähnlich dem in der Linienquelle **65** verwendeten Isotop ist das Isotop der Punktquelle **210** vorzugsweise ein Isotop mittlerer Energie, wodurch ein Fächerstrahlenbündel von Strahlung mittlerer Energie **214** geschaffen wird. Ferner ist zu beachten, dass bei der vorliegenden Erfindung auch noch andere Konfigurationen der Transmissionsquellen verwendet werden können, wie beispielsweise eine rechteckige Stabquelle, um einige oder alle der oben beschriebenen und sonstige Vorteile zu erzielen. Die Erfindung ist so zu deuten, dass sie alle derartigen Abwandlungen und Veränderungen einschließt, sofern sie im Rahmen der angefügten Ansprüche liegen.

Bezugszeichenliste

[Fig. 1](#)

182	Gantry-Prozessor
180	Erfassungsprozessor
160	Koinzidenz-Logikschaltung
161	Ereignisprozessor
164	Sortierung
166e	Emissionsspeicher
167e	Kontaminationskorrektur
168e	schrittweise Rekonstruktion
166t	Transmissionsspeicher
174	Bildspeicher
167t	Kontaminationskorrektur
170t	Abschwächungsfaktorspeicher
167	Videoprozessor
168t	Rekonstruktion

Patentansprüche

1. Gammakamerasystem, das Folgendes umfasst: eine Gantry (**22**, **23**), die um einen Untersu-

chungsbereich (**17**) herum angeordnet ist; mindestens einen Detektorkopf (**15**) der an der Gantry befestigt ist, wobei der Detektorkopf eine strahlungsempfindliche Stirnseite hat, die dem Untersuchungsbe- reich zugewandt ist; und Mittel (**35**), um Transmissionsstrahlung zu emittieren, gekennzeichnet dadurch, dass

das Mittel (**35**) zum Emittieren der Transmissionsstrahlung Strahlung mittlerer Energie in einem Energiebereich von 250 keV bis 400 keV in einer Richtung emittiert, die mindestens einen Teil des Untersuchungsbe- reichs durchquert und die von der strahlungsempfindlichen Stirnfläche detektiert werden kann,

wobei der mindestens eine Detektorkopf (**15**) weiterhin einen Kollimator (**16**) beinhaltet, der dafür konfiguriert ist, einen wesentlichen Teil der Transmissionsstrahlung mittlerer Energie durch den Kollimator zu lassen, indem das Mittel (**35**) zum Emittieren der Übertragungsstrahlung so angeordnet ist, dass die Strahlung mittlerer Energie die Trennwände des Kollimators (**16**) durchquert.

2. System nach Anspruch 1, wobei das Mittel (**35**) zum Emittieren der Transmissionsstrahlung in einem Energiebereich von 250 keV bis 400 keV ein Strahlenbündel über den mindestens einen Detektorkopf (**15**) schwenkt.

3. System nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, wobei das Mittel (**35**) zum Emittieren der Transmissionsstrahlung in einem Energiebereich von 250 keV bis 400 keV stationär ist.

4. System nach Anspruch 3, wobei das Mittel (**35**) zum Emittieren der Transmissionsstrahlung in einem Energiebereich von 250 keV bis 400 keV eine Quellenanordnung ist, die Folgendes enthält: eine Quelle, die Strahlung von einer Vielzahl von Positionen entlang einer Länge der Anordnung emittieren kann und (**65**) eine Isotop emittierende Strahlung von einer Energie im genannten Bereich hat; und einen drehbar um die Quelle herum angeordneten primären Kollimator (**56**), wobei der primäre Kollimator (**56**) mindestens einen Strahlenbündelbegrenzungsschlitz (**95**) hat, um eine Strahlenbündelbreite der Transmissionsstrahlung zu definieren.

5. System nach Anspruch 4, wobei das Mittel (**35**) zum Emittieren der Transmissionsstrahlung in einem Energiebereich von 250 keV bis 400 keV ferner einen drehbar um den primären Kollimator (**56**) angeordneten Ein/Aus-Kollimator (**57**) umfasst, wobei der Ein/Aus-Kollimator (**57**) mindestens einen Strahlbündelaustrittsschlitz (**120**) hat, der ein Fenster schafft, durch das die Transmissionsstrahlung zur strahlungsempfindlichen Stirnfläche gelangen kann.

6. System nach Anspruch 4 oder Anspruch 5, wobei das Mittel (**35**) zum Emittieren der Transmissions-

strahlung in einem Energiebereich von 250 keV bis 400 keV ferner Folgendes enthält: Mittel, um eine Drehgeschwindigkeit des primären Kollimators (**56**) um die Linienquelle regulierbar zu steuern.

7. System nach einem der Ansprüche 4 bis 6, wobei das Isotop mittlerer Energie entweder Ba-133 oder I-131 ist.

8. System nach einem der Ansprüche 4 bis 7, wobei der Strahlenbündelbegrenzungsschlitz (**95**) einen Schlitzwinkel hat, der im Wesentlichen zwischen 2 und 5 Grad liegt.

9. System nach Anspruch 1, wobei der Kollimator ein Parallelstrahlenbündel-SPECT-Kollimator ist.

10. System nach Anspruch 2 oder Anspruch 3, wobei das Mittel (**35**) zum Emittieren der Transmissionsstrahlung in einem Energiebereich von 250 keV bis 400 keV eine Punktquelle (**210**) enthält.

11. Verfahren zur diagnostischen Bildgebung, das folgende Schritte umfasst: Detektieren von Strahlung, die von einem Objekt in einen Untersuchungsbereich einer Nuklearkamera emittiert wird, wobei die Nuklearkamera mindestens einen Detektorkopf hat und der Detektorkopf einen Kollimator umfasst; Aussenden eines Strahlenbündels durch mindestens einen Teil des Untersuchungsbereichs unter Verwendung einer Transmissionsstrahlungsquelle (**35**); Detektieren des Strahlenbündels; und Rekonstruieren einer Bilddarstellung anhand der vom Objekt emittierten Strahlung sowie Korrigieren der Bilddarstellung entsprechend dem ausgesandten Strahlenbündel, gekennzeichnet dadurch, dass die Transmissionsstrahlungsquelle ein Isotop hat, das Strahlung mit einer Energie im Bereich von 150 keV bis 400 keV emittiert, und der Kollimator so konfiguriert ist, dass er einen wesentlichen Teil der Transmissionsstrahlung mittlerer Energie die Trennwände des Kollimators durchqueren lässt.

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei der Schritt des Aussendens eines Strahlenbündels den Schritt des Schwenkens des Strahlenbündels über den Teil des Untersuchungsbereichs enthält.

13. Verfahren nach Anspruch 11 oder Anspruch 12, wobei der Schritt des Schwenkens das Drehen des Strahlenbündels durch den Schwenk einer stationären Quelle (**65**) enthält.

14. Verfahren nach Anspruch 12 oder Anspruch 13, wobei die Geschwindigkeit, mit der das Strahlenbündel über den Teil des Untersuchungsbereichs geschwenkt wird, im Wesentlichen konstant ist.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 14, wobei das Isotop mittlerer Energie entweder

Ba-133 oder I-131 ist.

16. Verfahren nach Ansprüche 14, wobei die vom Subjekt emittierte Strahlung entweder aus Tc oder Tl resultiert.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

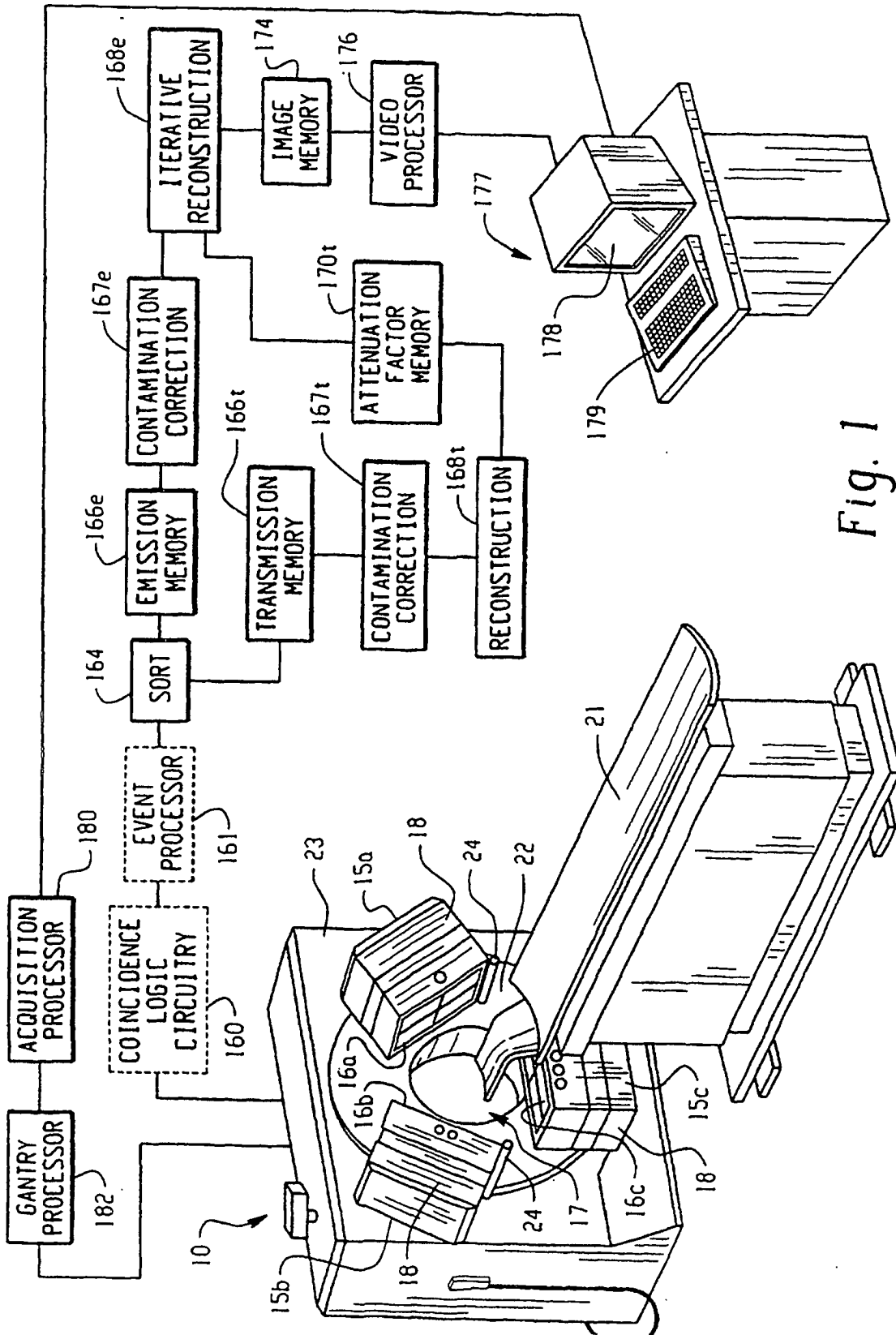


Fig. 1

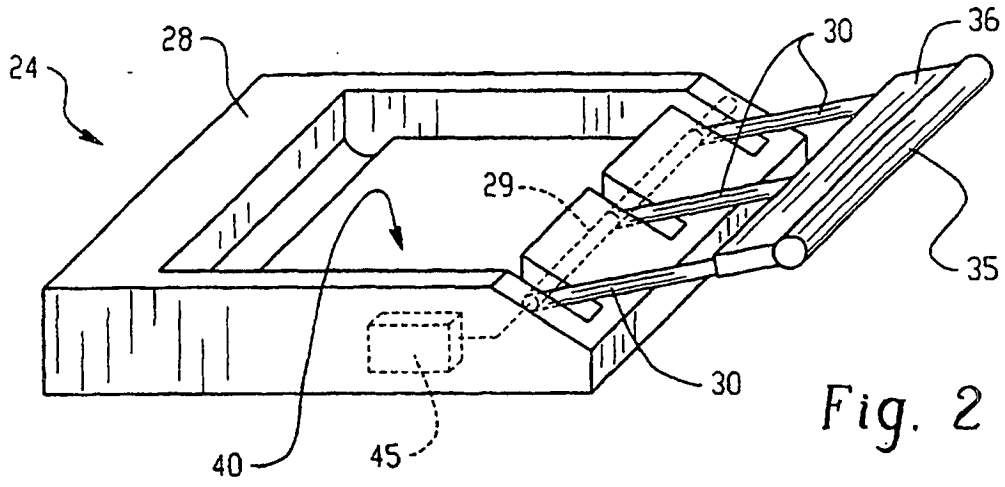


Fig. 2

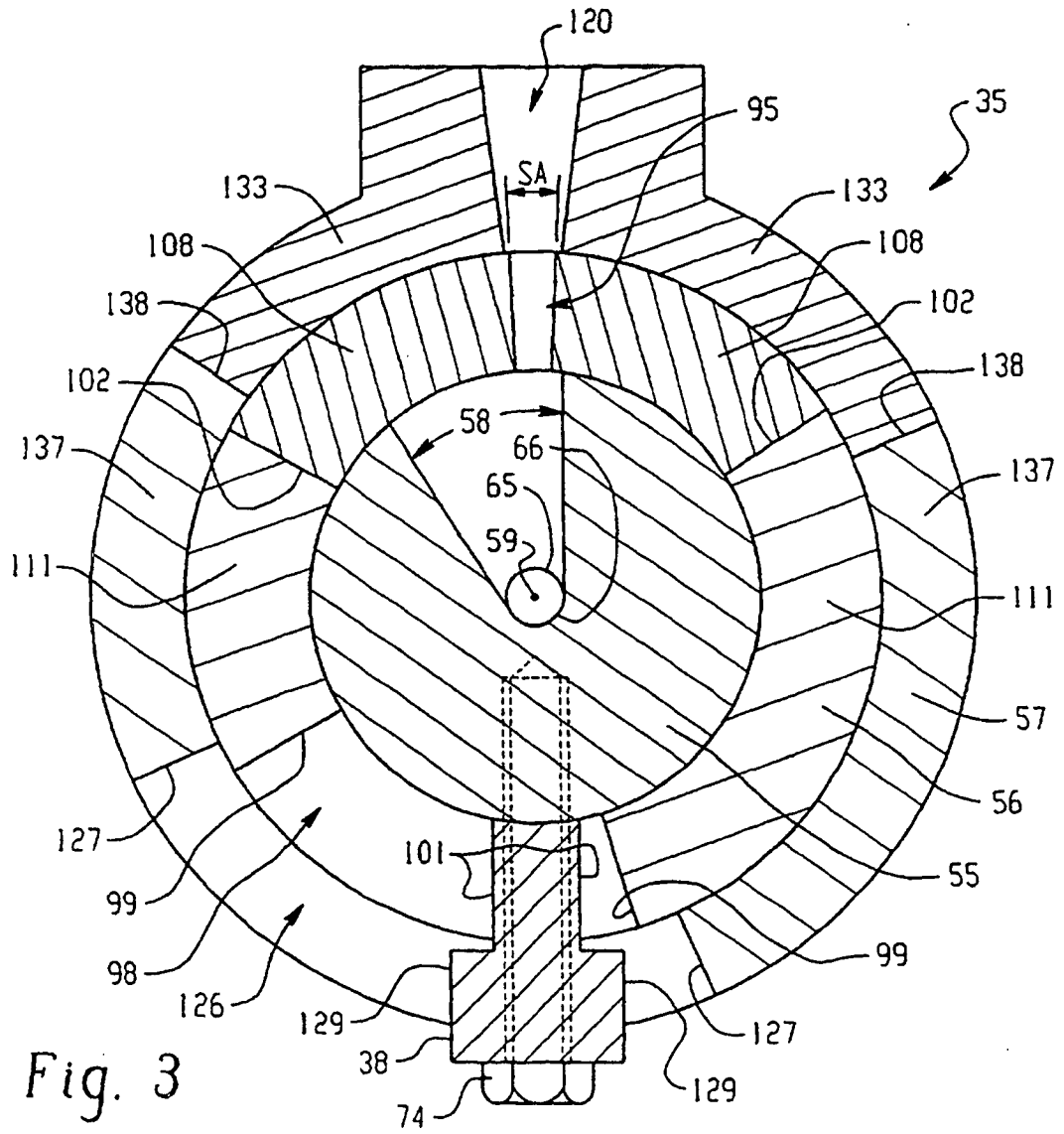


Fig. 3

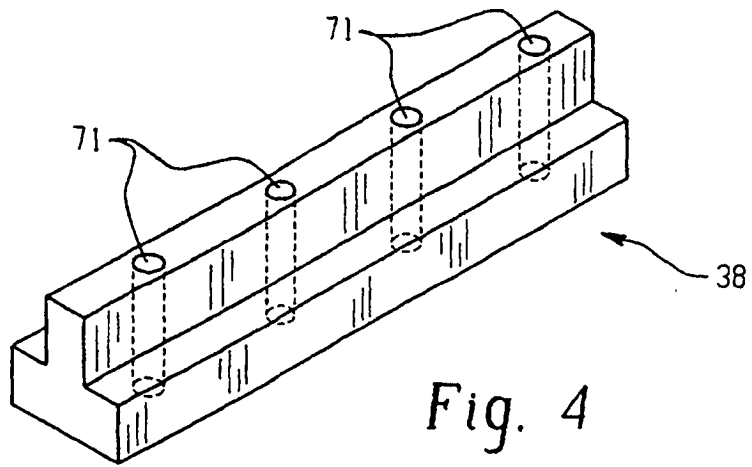


Fig. 4

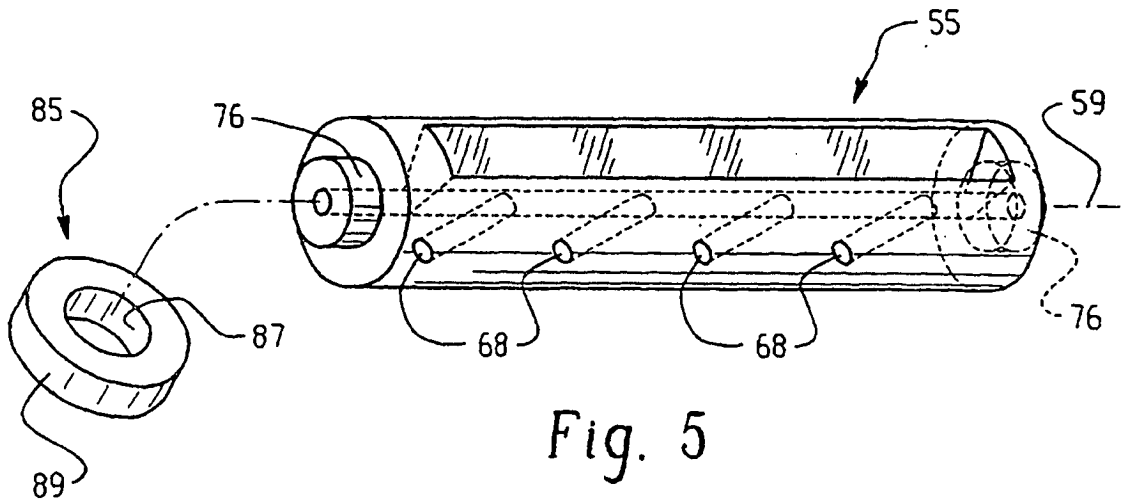


Fig. 5

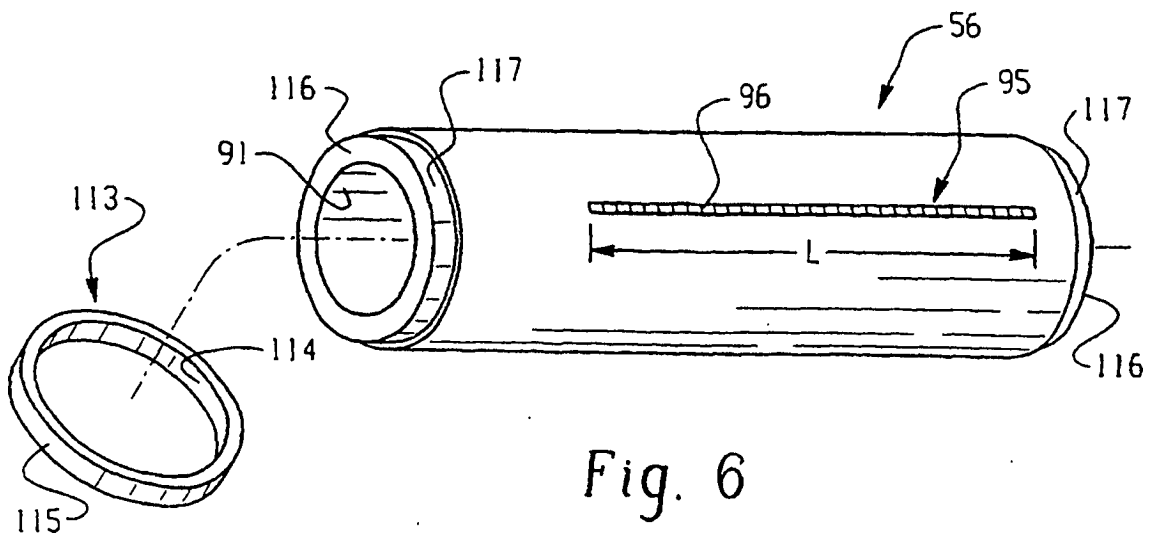


Fig. 6

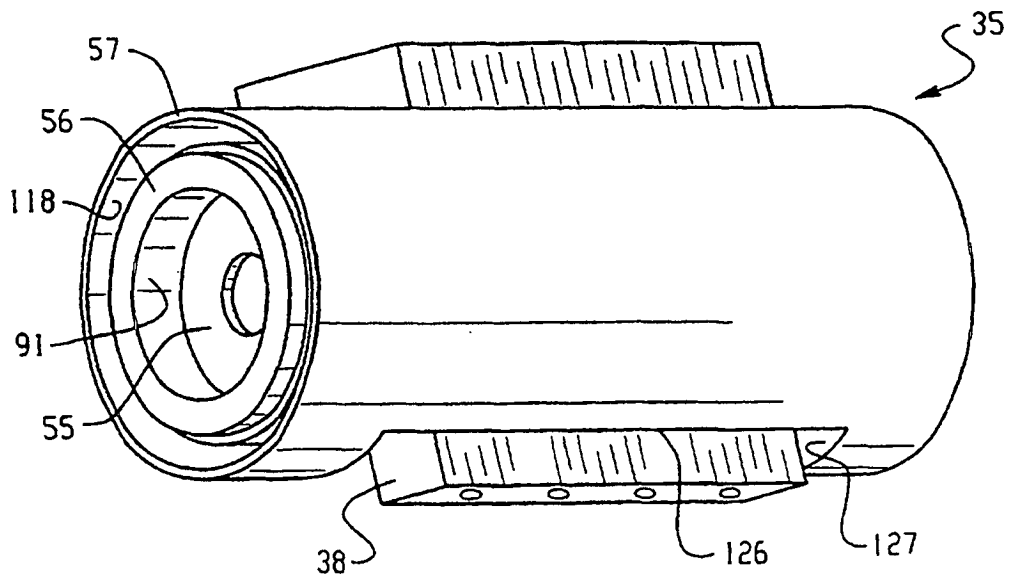


Fig. 7

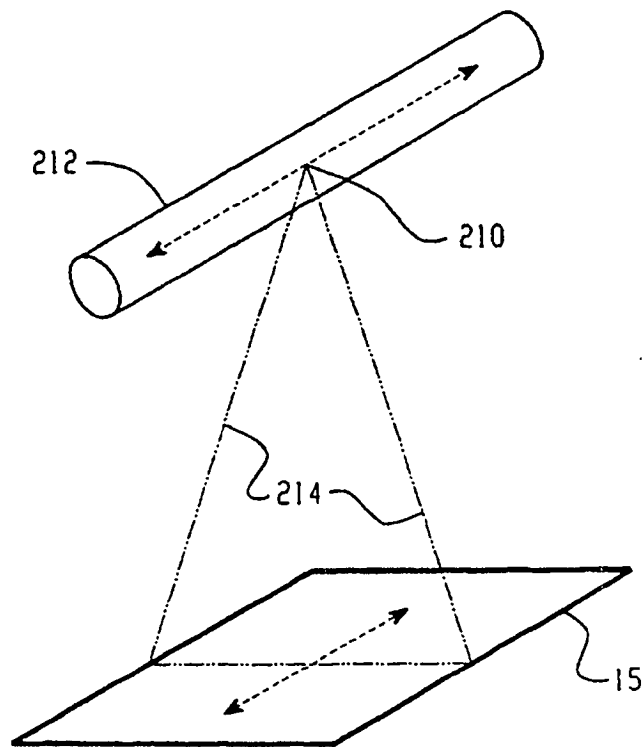


Fig. 10

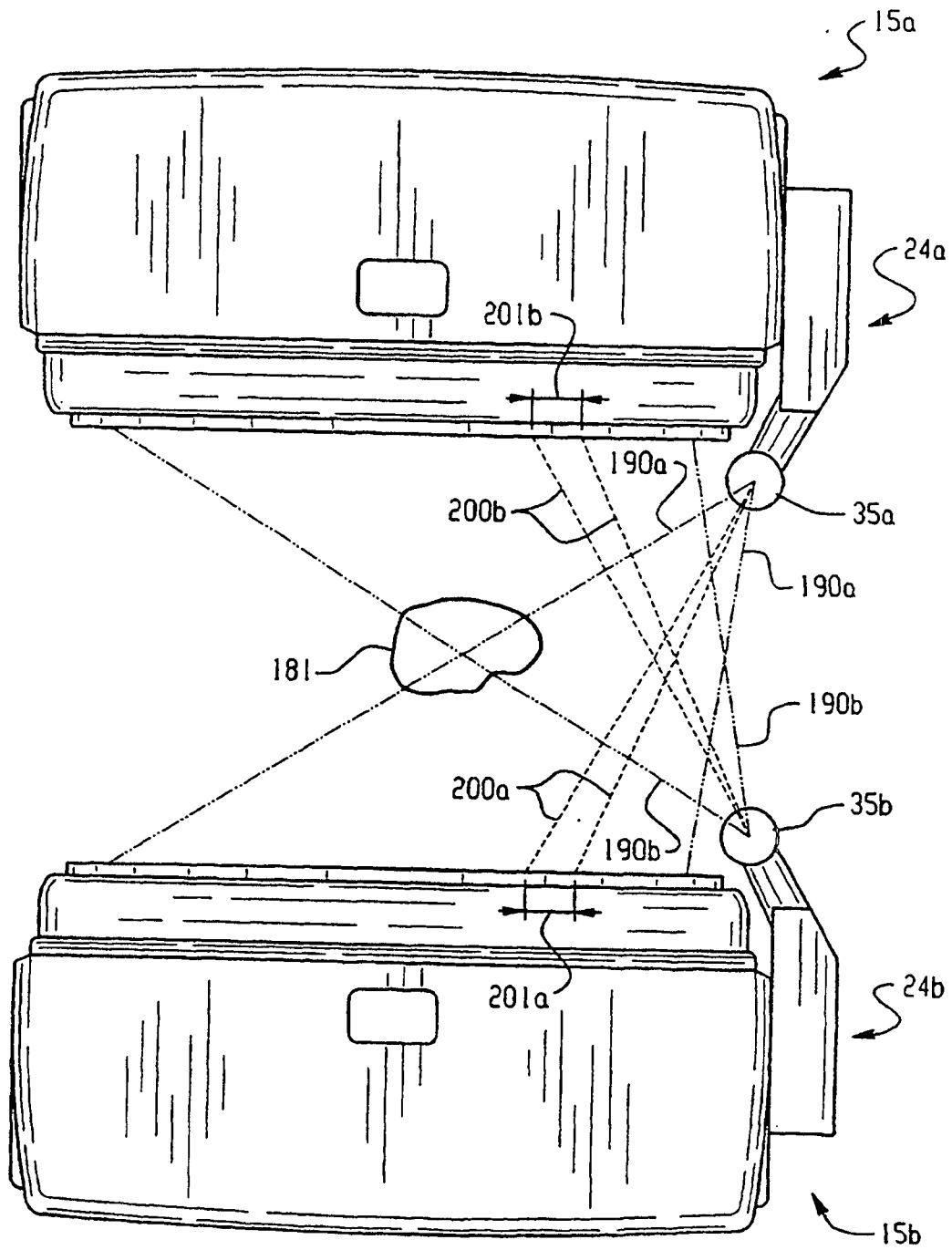


Fig. 8

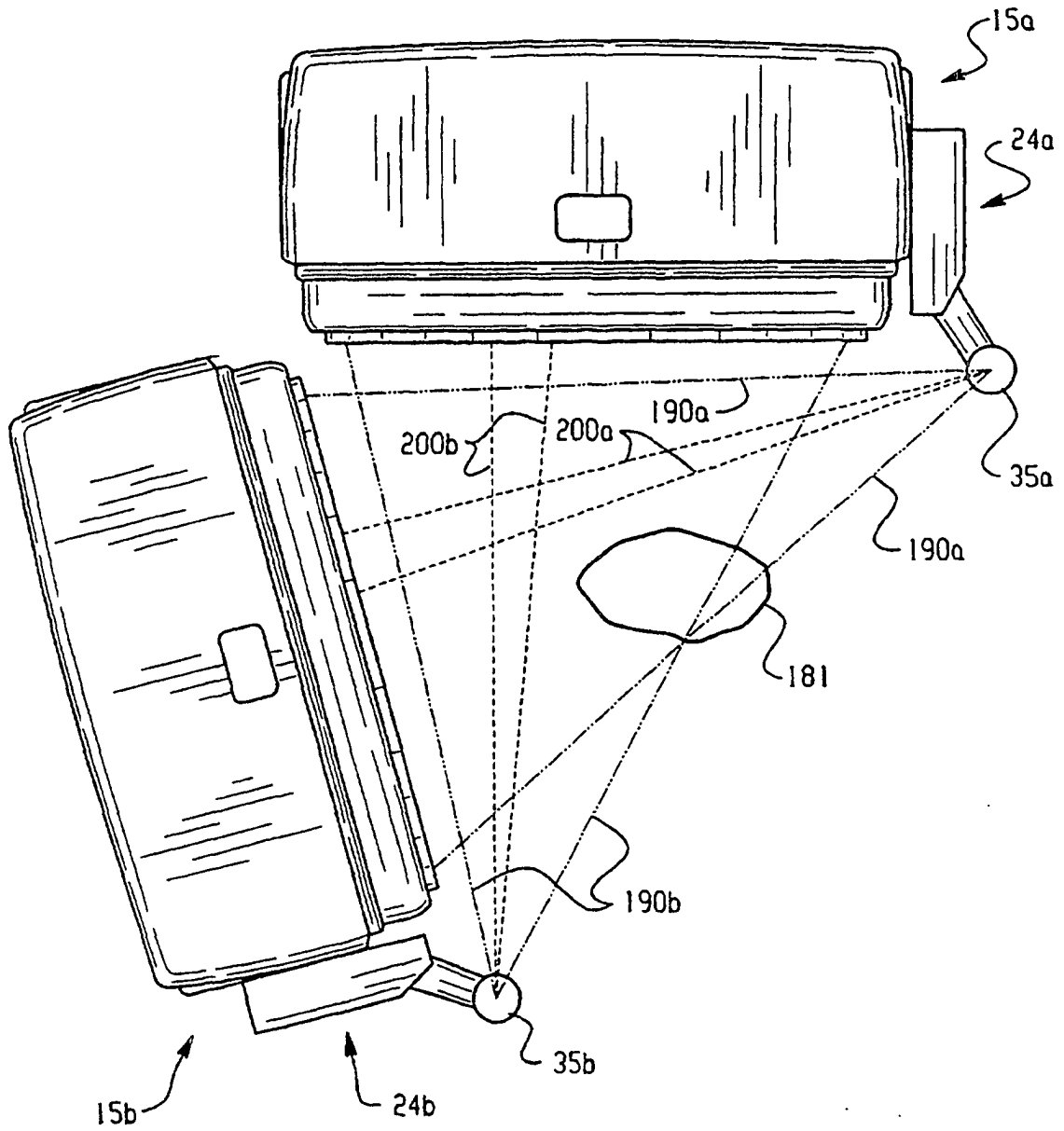


Fig. 9