



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 198 82 431 B4 2007.12.27**

(12)

Patentschrift

(21) Deutsches Aktenzeichen: **198 82 431.9**
 (86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US98/04937**
 (87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1998/054597**
 (86) PCT-Anmeldetag: **12.03.1998**
 (87) PCT-Veröffentlichungstag: **03.12.1998**
 (43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
 in deutscher Übersetzung: **31.05.2000**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **27.12.2007**

(51) Int Cl.⁸: **G01T 1/166 (2006.01)**

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 2 Patentkostengesetz).

(30) Unionspriorität:
08/865,916 30.05.1997 US

(73) Patentinhaber:
Koninklijke Philips Electronics N.V., Eindhoven, NL

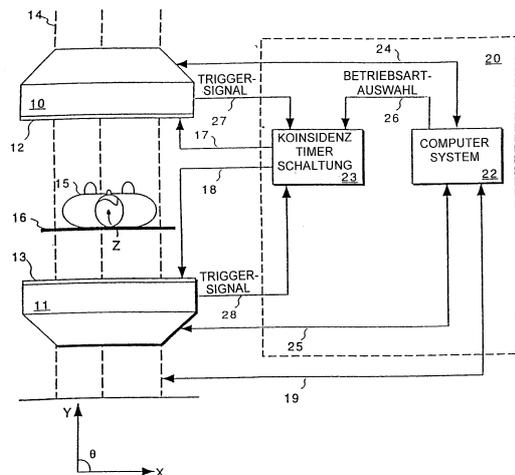
(74) Vertreter:
Patent- und Rechtsanwälte Böck - Tappe - v.d. Steinen - Weigand, 80538 München

(72) Erfinder:
Nellemann, Peter, Milpitas, Calif., US; Bertelsen, Hugo, Milpitas, Calif., US; Shao, Lingxiong, Milpitas, Calif., US; Hines, Horace H., Milpitas, Calif., US

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:
US 56 08 221
US 55 85 637
US 54 44 252
S.K. Yu et al.: "Single Photon Transmission Measurements in Positron Emission Tomography Using 137 CS", Phys. Med. Biol., Vol. 40, 1995;

(54) Bezeichnung: **Zweifachbetrieb-Kamerasystem**

(57) Hauptanspruch: Nuklearkamerasystem umfassend:
 eine Vielzahl von Detektoren zum Detektieren von Strahlung, die von einem Objekt emittiert wird, eine Ein-Photon-Strahlungsquelle zum Übertragen von Strahlung durch das Objekt zu einem der Detektoren;
 eine Konsole, die die Detektoren und die Strahlungsquelle trägt, um die Detektoren und die Strahlungsquelle um eine Drehachse zu drehen, wobei die Winkelposition der Ein-Photon-Strahlungsquelle um die Drehachse im Bezug auf die Winkelposition des einen Detektors fixiert ist;
 eine Wahleinheit, die mit den Detektoren gekoppelt ist, um eine Auswahl zwischen einem Ein-Photon-Betrieb und einem Koinzidenzbetrieb zu ermöglichen und um die Detektoren zur Aufnahme von Daten entsprechend der Auswahl zu konfigurieren;
 ein Verarbeitungssystem, das angekoppelt ist, um die Detektoren und die Strahlungsquelle zu steuern, wobei das Verarbeitungssystem die Detektoren steuert, um die Koinzidenz-Emissionsdaten von dem Objekt aufzunehmen, und wobei das Verarbeitungssystem die Ein-Photon-Strahlungsquelle steuert, um die Transmissionsdaten von dem Objekt während einer Transmissionsscannung aufzunehmen und wobei das Verarbeitungssystem...



Beschreibung

Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft das Gebiet der medizinischen Bilderzeugung. Insbesondere betrifft die vorliegende Erfindung eine Dämpfungskorrektur in nuklearen medizinischen Bilderzeugungssystemen.

Hintergrund der Erfindung

[0002] Die beiden wohlbekanntesten medizinischen Bilderzeugungstechniken in der Nuklearmedizin sind die Ein-Photon-Emissions-Computer-Tomographie (single photon emission computed tomography SPECT) und die Positron-Emissions-Tomographie (PET). Beide Techniken machen im allgemeinen Gebrauch von Gammakameras, die Gammastrahlen detektieren, die von innerhalb des Körpers von Patienten emittiert werden, nachdem der Patient eine radiopharmazeutische Substanz injiziert bekommen hat, und von einem Computersystem, welches die erfassten Daten verarbeitet, um Bilder der internen Struktur oder Funktion des Körpers zu erzeugen. Die SPECT-Bilderzeugung basiert jedoch auf der Detektion von individuellen Gammastrahlen, die von der Körper emittiert werden, während die PET-Bilderzeugung auf der Detektion von Gammastrahlenpaaren basiert, die in Koinzidenz in entgegengesetzten Richtungen aufgrund einer Elektron-Positron-Zerstrahlung (Annihilation) emittiert werden. Die PET-Bilderzeugung wird daher oft als „Koinzidenz“-Bilderzeugung bezeichnet. Obwohl frühere Gammakamerasystem im allgemeinen entweder dedizierte PET-Systeme oder dedizierte SPECT-Systeme wahren, ist es erwünscht, ein System zu haben, das sowohl SPECT- als auch PET-Bilderzeugung durchführen kann. Viele dedizierte PET-Systeme bestehen aus einem festen Feld von Detektoren, die den Patienten teilweise oder vollständig umgeben. Solche Systeme neigen jedoch dazu, teuer und weniger flexibel zu sein als Systeme, die mehrfach Detektorköpfe verwenden, die um den Patienten herum gedreht werden können. Daher ist es weiterhin erwünscht, ein duales SPECT/PET-Gamma-Kamera-Bilderzeugungssystem zu haben, welches drehbare Mehrfachdetektorköpfe hat, statt einem festen Feld von Detektoren.

[0003] Ein Faktor, der eine signifikante Auswirkung auf die Bildqualität in der Nuklearmedizin hat, ist die nicht gleichförmige Dämpfung. Nicht gleichförmige Dämpfung bezieht sich auf die Dämpfung der Strahlung, die von einem interessierenden Organ emittiert wird, bevor die Strahlung detektiert werden kann, was zu einer Verschlechterung der Bildqualität Anlass geben kann. Eine Technik, die verwendet worden ist, um die nicht gleichförmige Dämpfung zu korrigieren, ist die Transmissionserkennung, bei der

Gammastrahlen von einer bekannten Quelle durch den Patienten zu einem entsprechenden Szintillationsdetektor übertragen und dazu benutzt wird, ein Transmissionsbild zu bilden. Die Transmissionsbilder liefern eine Indikation für die Größe der Dämpfung, die durch verschiedene Strukturen des Körpers verursacht wird, und sie können daher benutzt werden, um die Dämpfung in den Emissionsbildern zu korrigieren. Zum Zwecke der Durchführung der Dämpfungskorrektur bei PET-Bildern wurden diese Transmissionsscannungen gewöhnlich dadurch in die Tat umgesetzt, dass Koinzidenz-Transmissions-Quellen verwendet werden. Es kann jedoch aus verschiedenen Gründen erwünscht sein, eine Transmissionscannung für PET unter Verwendung einer Ein-Photon („Singles“-)Quelle durchzuführen. Siehe beispielsweise S. K. Yu et al., „Single Photon Transmission Measurements in Positron Emission Tomography Using 137 CS,“ Phys. Med. Biol., vol. 40, 1995, und R. A. deKemp, „Attenuation Correction in Positron Emission Tomography Using Single Photon Transmission Measurement,“ McMaster University, Hamilton, Ontario, Canada, September 1992. Koinzidenzereignisse stellen im allgemeinen nur einen kleinen Bruchteil der gesamten detektierten Ereignisse während einer Bilderzeugungssitzung dar. Folglich kann eine Singles-Transmissions-Quelle wegen ihrer höheren, zugeordneten Zählerrate im Vergleich zu einer Koinzidenzquelle bevorzugt sein. Die höhere Zählerrate kann ein höheres Signal/Rausch-Verhältnis liefern als eine niedrigere Zählerrate. Bei höheren Quellenstärken kann eine Singlesquelle zu einer höheren Zählereffizienz führen, wegen der höheren Totzeitverluste, die oft mit einer Koinzidenzquelle einhergehen (das heißt, von einer zu großen Aktivität an dem Detektor, der am nächsten zu der Quelle liegt).

[0004] Es ist daher erwünscht, ein duales SPECT/PET-Gamma-Kamera-Bilderzeugungssystem bereitzustellen, welches drehbare Mehrfachdetektoren hat und welches eine Dämpfungskorrektur für auf PET basierende Transmissionsscannung mit einer Singles-Transmissions-Quelle liefert.

Zusammenfassung der Erfindung

[0005] Die vorliegende Erfindung umfasst ein nukleares Kamerasystem, das eine Anzahl von Detektoren zum Detektieren von Strahlung, die von einem Objekt emittiert wird, eine Ein-Photon-Strahlungsquelle zum Übertragen der Strahlung durch das Objekt zu einem speziellen Detektor und eine Konsole aufweist, die Detektoren und die Strahlungsquelle trägt. Das Gerät stellt für die Drehung der Detektoren und der Strahlungsquelle um eine Drehachse, so dass die Winkelposition der Strahlungsquelle um die Drehachse im Bezug auf die Winkelposition des speziellen Detektors festgelegt ist, zu dem die Transmission stattfindet. Das Gammasystem umfasst ferner eine Auswahleinheit, die mit den Detektoren gekoppelt ist

und die entweder einen Ein-Photon-Betrieb oder einen Koinzidenzbetrieb wahlweise gestattet und die die Detektoren zur Aufnahme von Daten entsprechend der getroffenen Auswahl konfiguriert. Das Kamerasystem umfasst ferner ein Verarbeitungssystem, das angekoppelt ist, um die Detektoren und die Strahlungsquelle zu steuern. Das Verarbeitungssystem steuert die Detektoren, so dass sie Koinzidenz-Emissionsdaten von dem Objekt erfassen. Das Verarbeitungssystem kontrolliert ferner die Strahlungsquelle, so dass sie Transmissionsdaten von dem Objekt erfasst und die Koinzidenz-Emissionsdaten unter Verwendung der Transmissionsdaten korrigiert. Andere Merkmale der vorliegenden Erfindung werden aus den beigefügten Zeichnungen und aus der detaillierten Beschreibung ersichtlich, die folgt.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0006] Die vorliegende Erfindung ist als Beispiel und nicht als Beschränkung in den Figuren der beigefügten Zeichnungen dargestellt, in denen gleiche Bezugszeichen gleiche Elemente bezeichnen und in denen:

[0007] [Fig. 1](#) ein Blockdiagramm eines dualen PET/SPECT-Gamma-Kamerasystems ist;

[0008] [Fig. 2](#) eine perspektivische Darstellung des Gerätegestells und der Detektoren des Gamma-Kamerasystems von [Fig. 1](#) ist;

[0009] [Fig. 3](#) ein Blockdiagramm des Computersystems des Gamma-Kamerasystems von [Fig. 1](#) ist;

[0010] [Fig. 4](#) eine Koinzidenz-Timerschaltung zum Umschalten zwischen PET und SPECT-Betrieb zeigt;

[0011] [Fig. 5A](#) zwei Strahlungs-Punktquellen zeigt, die zwei entsprechende Detektorabbildungsoberfläche beleuchten, wobei Fächerstrahlen-Beleuchtungsprofile verwendet werden;

[0012] [Fig. 5B](#) zwei axial versetzte Strahlungs-Punktquellen zeigt, die zwei entsprechende Detektorabbildungsflächen beleuchten, wobei Fächerstrahlungs-Beleuchtungsprofile verwendet werden;

[0013] [Fig. 6](#) ein Beispiel eines Sinogramms zeigt, welches unter Benutzung der Anordnung von [Fig. 5A](#) erhalten werden kann, wobei nur ein Detektor arbeitet;

[0014] [Fig. 7](#) eine axiale Darstellung der Strahlungs-Punktquellen zeigt und Detektoren im Bezug auf die Blickfelder der Detektoren;

[0015] [Fig. 8A](#) eine Strahlungs-Punktquellen-An-

ordnung zeigt;

[0016] [Fig. 8B](#) eine Strahlungs-Punktquellen-Anordnung nach einem Ausführungsbeispiel unter Verwendung einer sich drehenden Blende zeigt;

[0017] [Fig. 9A](#) und [Fig. 9B](#) Flussdiagramme sind, die die Gesamtroutinen zur Erzeugung von im Bezug auf die Dämpfung korrigierten PET-Bildern nach zwei unterschiedlichen Ausführungsbeispielen zeigen;

[0018] [Fig. 10](#) ein Flussdiagramm, das eine Routine zur Durchführung einer Transmissionskennung eines Objektes zeigt;

[0019] [Fig. 11A](#) eine Zählerrate als Funktion der Position entlang der Detektorbilderzeugungsfäche und der räumlichen Fensterabtastung auf Transmissions-(T + E) und Kontaminations-(E)Ereignisse zeigt;

[0020] [Fig. 11B](#) eine Beziehung zwischen Emissions- und Transmissions-Photopeaks für ein Ausführungsbeispiel zeigt;

[0021] [Fig. 12A](#) ein Blockdiagramm zeigt, das eine Technik zur Korrektur für Emissionskontamination in einem Transmissionsbild darstellt;

[0022] [Fig. 12B](#) ein Flussdiagramm ist, das eine Routine zur Durchführung einer Sofort-Totzeitkorrektur und Emissionskontamination und Totzeitkorrektur während einer Transmissionssscannung zeigt;

[0023] [Fig. 13](#) eine graphische Darstellung ist, die die Effekte von Totzeitverlusten zeigt;

[0024] [Fig. 14A](#) ein Blockdiagramm ist, das einen Technik zur Durchführung einer Sofort-Korrektur der Emissionskontamination und Totzeit während einer Transmissionssscannung zeigt;

[0025] [Fig. 14B](#) ein Blockdiagramm ist, das eine Routine zur Durchführung einer Sofort-Korrektur der Emissionskontamination und Totzeit während einer Transmissionssscannung darstellt;

[0026] [Fig. 14C](#) ein Blockdiagramm ist, welches eine alternative Technik zur Durchführung einer Sofort-Korrektur der Emissionskontamination und der Totzeit während einer Transmissionssscannung;

[0027] [Fig. 15](#) eine Technik zeigt, um Singles-Ereignisse in ein Zufallskoinzidenz-Sinogramm zu rebin-

[0028] [Fig. 16](#) ein Flussdiagramm ist, welches eine Routine zur Korrektur der Zufallskoinzidenz während einer Koinzidenz-Bilderzeugung zeigt.

Detaillierte Beschreibung

[0029] Ein Zweifachbetrieb-Gamma-Kamerasystem wird beschrieben, welches Ein-Photon-Transmissionscannung verwendet, um eine Dämpfungskorrektur von PET-Daten zu liefern. In der folgenden Beschreibung werden zum Zwecke der Erläuterung eine Vielzahl spezifischer Details beschrieben, um ein gründliches Verständnis der vorliegenden Erfindung zu schaffen. Es ist jedoch für einen Durchschnittsfachmann ersichtlich, dass die vorliegende Erfindung ohne diese speziellen Details in die Praxis umgesetzt werden kann. In anderen Fällen werden wohlbekanntere Strukturen und Einrichtungen in Blockdiagrammform gezeigt, um die Beschreibung der vorliegenden Erfindung zu erleichtern.

[0030] Gewisse Aspekte der vorliegenden Erfindung beziehen sich auf die Dämpfungskorrektur von PET-Bildern in einem Zweifachbetrieb-Detektor-Gamma-Kamerasystem, das sowohl SPECT- als auch PET-Bilderfassung durchführen kann. Ein Beispiel für solch ein System ist in [Fig. 1](#) in Blockdiagramm dargestellt. Das Gamma-Kamerasystem mit der Zweifachbetrieb-SPECT/PET-Fähigkeit ist im einzelnen in der im US-Patent 5,585,637 und dem US-Patent Nr. 5,608,221 beschrieben, die beide für Bertelsen et al. erteilt sind. Gewisse Aspekte dieser Fähigkeit sind unten als Hintergrundinformation beschrieben. Zusätzlich ist, obwohl die folgende Beschreibung sich auf ein Ausführungsbeispiel der Erfindung mit zwei Gamma-Kamera-Detektoren bezieht, die vorliegende Erfindung nicht auf ein Zwei-Detektor-System begrenzt.

[0031] Das Zweifach-Kamerasystem **1** von [Fig. 1](#) umfasst ein Verarbeitungssystem **20**, das mit einem Paar von Szintillationsdetektoren **10** und **11** gekoppelt ist. Die Detektoren **10** und **11** haben Abbildungsoberflächen **12** bzw. **13**. Die Detektoren **10** und **11** sind auf einer Konsole **14** montiert, die die Detektoren **10** und **11** entweder einzeln oder gemeinsam um eine Drehachse *z* (die „*z*-Achse“) drehen kann, die senkrecht auf der *x-y*-Ebene steht. Ein Patient **15**, der abgebildet werden soll, ruht auf einem Tisch **16** zwischen den Detektoren **10** und **11**. Die Detektoren sind in einer Konfigurierung in einer 180°-Orientierung gezeigt (das heißt gegeneinander um 180° um die Drehachse versetzt), um die Koinzidenz (PET)-Bilderzeugung zu erleichtern. Im allgemeinen steuert das Verarbeitungssystem **20** das Gerätegestell **14**, um die Bewegung der Detektoren **10** und **11** zu liefern, steuert die Betriebsart (PET gegen SPECT) der Detektoren **10** und **11**, empfängt Daten, die von dem Detektoren **10** und **11** aufgenommen wurden, und erzeugt Bilder von diesen Daten. Jeder der Detektoren **10** und **11** umfasst einen Szintillationskristall, ein Feld von Photomultiplirröhren (PMT), die in einer herkömmlichen zweidimensionalen Matrix angeordnet sind, und verschiedene Verarbeitungsschaltungen.

Gamma-Kamera-Detektoren wie die Detektoren **10** und **11** sind in dem Stand der Technik wohlbekannt; folglich ist eine detaillierte Beschreibung der internen Komponenten der Detektoren **10** und **11** und ihrer Arbeitsweise für das Verständnis der vorliegenden Erfindung nicht notwendig und wird daher nicht geliefert. Die Szintillationskristalle können aus Natriumjod (NaI) bestehen und können zwischen einem Kollimator (nicht gezeigt) und einem PMT-Feld angeordnet sein.

[0032] Die Verarbeitungseinheit **20** umfasst eine programmierbare Koinzidenz-Timer-Schaltung (CTC) **23**, die mit den Detektoren **10** und **11** und mit einem Computersystem **22** gekoppelt ist. Es ist zu beachten, dass in anderen Ausführungsbeispielen eine CTC **23** in einem oder in beiden der Detektoren **10** und **11** eingebaut sein kann. Das Computersystem **22** kann eine herkömmliche Mehrzweck-Arbeitsstation, ein Einplatinencomputer oder ein Personalcomputer (PC) sein. Ein Signal **26** von dem Computersystem **22** zeigt der CTC **23** die gegenwärtige Betriebsweise (das heißt SPECT oder PET) an. Bei Detektion eines Szintillationsereignisses in entweder dem Detektor **10** oder **11**, führen Leitungen **27** beziehungsweise **28** Triggerimpulse zu der CTC **23**. Die CTC-Einheit **23** erzeugt dann einem gültigen Ereignis entsprechende Triggersignale über die Leitungen **17** und **18** für die Detektoren **10** beziehungsweise **11** entsprechend der ausgewählten Betriebsweise (SPECT oder PET). Die einem gültigen Ereignis entsprechenden Triggersignale **17** und **18** werden von den Detektoren **10** und **11** benutzt, um ihre Speicher (Integratoren) zu starten (oder zurückzusetzen), die die Energie von detektierten Szintillationsereignissen akkumulieren (integrieren) und wobei diese daher als „gültigen Ereignissen entsprechende“ Signale bezeichnet werden. In dem PET-Betrieb wird die Integration nicht gestartet, bis eine Koinzidenz zwischen den Detektoren **10** und **11** detektiert worden ist. In dem SPECT-Betrieb wird eine Integration für jeden Detektor bei einem Triggerereignis unabhängig von einer Koinzidenz gestartet. Nach Integration und Schwerpunkts-Verarbeitung geben die Detektoren **10** und **11** über Leitungen **24** beziehungsweise **25** X- und Y-Positionswerte und Z-Energiewerte ab.

[0033] [Fig. 2](#) zeigt eine perspektivische Darstellung des Gerätegestells **14** und der Detektoren **10** und **11** nach einem Ausführungsbeispiel. [Fig. 2](#) zeigt auch zwei Transmissionsquelleneinrichtungen **30** und **31** zur Durchführung von Transmissionscannungen. Wie weiter unten beschrieben wird, umfasst jede der Transmissionsquelleneinrichtungen **30** und **31** eine Ein-Photon („Singles“-)Betrieb-Strahlungsquelle, die verwendet wird, um Transmissionscannungen für die Korrektur von PET-Bildern im Bezug auf die Effekte der Dämpfung durchzuführen. In einem Ausführungsbeispiel umfasst jede der Quelleneinrichtungen **30** und **31** eine Cs¹³⁷-Punktquelle. Wie weiter unten

beschrieben wird, umfasst jede der Quelleneinrichtungen **30** und **31** eine geeignete Abschirmung und eine Kollimationseinrichtung, die so ausgelegt ist, dass ein spezielles Beleuchtungsprofil geliefert wird. Die Quelleneinrichtung **30** ist auf einer Spureinrichtung **32** neben dem Detektor **10** und außerhalb des Blickfeldes (FOV) des Detektors **10** angeordnet. Die Quelleneinrichtung **30** hat eine Blende und ist so montiert, dass die Blende dem Detektor **11** gegenüberliegt, um es zu ermöglichen, dass die Strahlung von der Quelleneinrichtung **30** den Detektor **11** beleuchtet. Auf ähnliche Weise ist die Quelleneinrichtung **31** auf einer Spureinrichtung **33** neben dem Detektor **11** und außerhalb des Blickfeldes des Detektors **11** montiert. Die Quelleneinrichtung **31** hat ferner eine Blende und ist so montiert, dass die Blende dem Detektor **10** gegenüberliegt, um es zu ermöglichen, dass die Strahlung von der Quelleneinrichtung **31** den Detektor **10** bestrahlt. Die Spuranordnungen **32** und **33** stellen einen Mechanismus bereit, um die Quelleneinrichtungen entlang der Z-Achse in einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung zu verfahren. Die Spureinrichtungen **31** und **33** sind um die Z-Achse gemeinsam mit dem Detektoren **10** und **11** drehbar; folglich verbleiben die Punktquellen **30** und **31** jederzeit im Bezug auf die Detektoren **10** und **11** im Bezug auf ihre Winkelpositionen um die Z-Achse fixiert.

[0034] **Fig. 3** zeigt ein Blockdiagramm des Computersystems **22**. Das Computersystem **22** umfasst eine oder mehrere zentrale Verarbeitungseinheiten (CPU) **41**, einen Lesespeicher (ROM) **42** und einen Zugriffsspeicher (RAM) **43**, die jeweils an eine Bus **52** gekoppelt sind, der zum Weitergeben von Informationen innerhalb des Systems **22** bestimmt ist. Es ist zu beachten, dass der Bus **52** aus mehreren physikalischen Busleitungen aufgebaut sein kann, die miteinander über verschiedene Brücken, Controller und/oder Adapter gekoppelt sind. Mit dem Bus **52** sind gekoppelt eine Massenspeichereinrichtung **47**, beispielsweise eine Magnetplatte oder optische Platte und ein Plattenantrieb, eine Anzeigeeinrichtung **45**, beispielsweise eine Kathodenstrahlröhre (CRT) oder ein Flüssigkristalldisplay (LCD), eine alphanumerische Tastatur **44**, eine Zeigereinrichtung **49**, beispielsweise ein Maus, ein Trackball oder ein Touchpad, und eine Kommunikationseinrichtung **46**. Die Kommunikationseinrichtung **46** umfasst einen Hochgeschwindigkeits-Kommunikationsport zur Kommunikation mit dem Gerätegestell **14** und den Detektoren **10** und **11** über Signale **19**, **24** und **25**.

[0035] Das Computersystem **22** führt Softwareinstruktionen aus, um die Prozeduren nach der vorliegenden Erfindung und verschiedene andere Funktionen umzusetzen. Insbesondere kann die CPU **41** so konfiguriert sein, dass sie bestimmte Schritte in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung durch Softwareinstruktionen ausführt, die in dem RAM **43**,

dem ROM **42**, der Massenspeichereinrichtung **47** oder einer Kombination dieser Einrichtungen gespeichert sind.

[0036] Wie oben festgestellt wurde, wird die CTC **23** (siehe **Fig. 1**) dazu verwendet, die Betriebsart (SPECT oder PET) des Gamma-Kamerasystems **1** zu kontrollieren. **Fig. 4** zeigt ein Beispiel für die CTC **23** in größerem Detail. **Fig. 4** zeigt vier Signale **51**, **52**, **55** und **56**. Die Signale **51** und **55** sind Triggersignale, die von dem Detektor **10** in Antwort auf Szintillationsereignisse erzeugt und an die CTC **23** über die Leitung **27** geliefert werden. Das Signal **55** wird von der SPECT-Detektorelektronik in dem Detektor **10**, und das Signal **51** wird von der PET-Detektorelektronik in dem Detektor **10** erzeugt. Die Signale **52** und **56** sind Triggersignale, die von dem Detektor **11** in Antwort auf Szintillationsereignisse erzeugt und an die CTC **23** über die Leitung **28** geliefert werden. Das Signal wird von der SPECT-Detektorelektronik in dem Detektor **11** erzeugt, während das Signal **52** von der PET-Detektorelektronik in dem Detektor **11** erzeugt wird. Die Signale **51** und **52** von den PET-Detektorelektronikschaltungen der Detektoren **10** beziehungsweise **11** werden als Eingänge an ein UND-Gatter **53** geliefert. Das UND-Gatter **53** gibt ein Signal **54** aus, das ansteht, wenn die Signale **51** und **52** in Koinzidenz sind, das heißt beide werden in einem vorgegebenen Zeitfenster festgestellt. Die CTC **23** umfasst auch zwei Doppeleingangs-Multiplexer **57** und **58**. Der Multiplexer **57** empfängt als Eingangssignal das Signal **55** von der SPECT-Detektorelektronik des Detektors **10** und das Signal **54** von dem UND-Gatter **53**. Der Multiplexer **58** empfängt als Eingang das Signal **56** von der SPECT-Detektorelektronik des Detektors **11** und das Signal **54** von dem UND-Gatter **53**.

[0037] Das Betriebsart-Auswahl-Steuersignal **26** wird an die Wähleingänge der Multiplexer **57** und **58** angekoppelt. Das Steuersignal **26** wird dazu verwendet, zwischen der PET- und der SPECT-Betriebsweise umzuschalten. Das Steuersignal **26** kann sich aus einem Befehl ergeben, der von einem Benutzer über das Benutzerinterface eingegeben wird, welches in dem Computersystem **22** vorgesehen ist. Wenn das Steuersignal **26** einen Wert hat, der anzeigt, dass die PET-Betriebsweise erwünscht ist, wird ein Bestätigungssignal auf der Leitung **54** sowohl über die Leitung **17** an den Detektor **10** als auch über die Leitung **18** an den Detektor **11** als einem gültigen Ereignis entsprechende Triggersignale weitergegeben. Wenn das Steuersignal **26** einen Wert hat, der anzeigt, dass die SPECT-Betriebsweise erwünscht ist, wird das Signal auf der Leitung **55** über die Leitung **17** an den Detektor **10** und das Signal auf der Leitung **56** über die Leitung **18** an den Detektor **11** als einem gültigen Ereignis entsprechende Triggersignale weitergegeben. Signale auf der Leitung **17** werden verwendet, um Ereignisintegratoren in der Detektorschaltung

des Detektors **10** zu triggern, und die Signale auf der Leitung **18** werden verwendet, um Ereignisintegratoren in der Detektorschaltung des Detektors **11** zu triggern.

Singles-Betrieb-Fächerstrahl-Transmissions-Scannung

[0038] Die Erfindung umfasst die Verwendung von zwei Singles-Betrieb-Strahlungs-Punktquellen, um eine Transmissionsscannung zum Zwecke der Durchführung einer Dämpfungskorrektur in den Koinzidenz(PET)-Daten durchzuführen. In einem Ausführungsbeispiel ist jede der Punktquellen eine Cs^{137} -Quelle mit einem Energiepeak bei 662 keV. Bei dem Ausführungsbeispiel von [Fig. 2](#) sind die Quelleneinrichtungen **30** und **31** auf derselben Seite der Detektoren **10** und **11** in Richtung quer zur Achse in der (x)-Richtung montiert. Die [Fig. 5A](#) und [Fig. 5B](#) zeigen ein alternatives Ausführungsbeispiel, bei dem die Quelleneinrichtungen **30** und **31** auf gegenüberliegenden Seiten der Detektoren **10** und **11** in der Richtung quer zur Achse angeordnet sind. Bezugnehmend auf [Fig. 5A](#) enthalten die Quelleneinrichtungen **30** und **31** (nicht gezeigt) Cs^{137} Punktquellen **30A** beziehungsweise **31A**. Die Punktquelle **30A** ist neben der Abbildungsoberfläche des Detektors **10** montiert, während die Punktquelle **31A** neben der Abbildungsoberfläche **13** des Detektors **11** montiert ist. Wie oben angedeutet wurde, bleiben die Punktquellen **30A** und **31A** im Bezug auf die Detektoren **10** und **11** im Bezug auf ihre Winkelpositionen um die Z-Achse fixiert.

[0039] Transmissions-Detektions(räumliche)-Fenster **60** und **61** sind auf den Abbildungsflächen **12** und **13** der Detektoren **10** beziehungsweise **11** definiert, um eine Transmissionsstrahlung, die von den Quellen **31A** beziehungsweise **30A** abgestrahlt werden, zu detektieren. Die Transmissionsdetektionsfenster **60** und **61** werden elektronisch durch die Detektoren und/oder das Computersystem **22** in einer Weise definiert, die im Stand der Technik wohl bekannt ist. Die Transmissionsdetektionsfenster **60** und **61** werden zur Detektion von Funktionen in einem Energiebereich definiert, der seine Mitte bei 662 keV hat. Das Transmissionsdetektionsfenster **60** ist mit der Quelle **31A** bezüglich der Z-Achse („axial“) ausgerichtet, und das Transmissionsdetektionsfenster **61** ist so definiert, dass es axial mit der Quelle **30A** ausgerichtet ist. In dem Ausführungsbeispiel von [Fig. 5A](#) sind die Punktquellen **30A** und **31A** axial, um einen solchen Betrag versetzt, der klein im Bezug auf das axiale Blickfeld (FOV) der Detektoren **10** und **11** ist, wobei diese Transmissionsdetektionsfenster **60** und **61** in der Z-Richtung im wesentlichen nebeneinander liegen. Dieser Versatz reduziert die Transmissions-selbstkontamination (das heißt die unerwünschte Detektion von Transmissionsstrahlung durch den Detektor, der am nächsten bei der Abstrahlungsquel-

le liegt), was weiter unten beschrieben wird.

[0040] Auf den Abbildungsflächen **12** und **13** sind auch Emissions-Kontaminations-Detektionsfenster **62** beziehungsweise **63** definiert. Die Emissions-Kontaminations-Detektionsfenster **62** und **63** werden benutzt, um die Emissions-Kontamination der Transmissionsscannung zu korrigieren, wie unten beschrieben wird.

[0041] Während der Transmissionsscannung werden die Punktquellen **30A** und **31A** synchron über die Blickfelder der Detektoren **10** und **11** entlang der Z-Achse gescannt. Ferner werden die Transmissionsdetektionsfenster **50** und **51** synchron mit ihren entsprechenden Punktquellen **31A** und **32A** gescannt. Nur die Strahlung, die innerhalb der Transmissionsdetektionsfenster **60** und **61** detektiert wird, wird zum Zwecke der Aufnahme eines Transmissionsdatensatzes (das heißt einer Projektion) anerkannt. Zusätzlich umfasst jede der Quelleneinrichtungen **30** und **31** (siehe [Fig. 2](#)) eine Kollimation, die so ausgelegt ist, dass ein Fächerstrahl-Beleuchtungsprofil erzeugt wird, wie es in [Fig. 5A](#) gezeigt ist, um die Transmissionsstrahlung im wesentlichen auf die Transmissionsdetektionsfenster **60** beziehungsweise **61** zu begrenzen.

[0042] Es kann erwünscht sein, einen größeren axialen Versatz zwischen den Punktquellen **30A** und **31A** vorzusehen als der, der in [Fig. 5A](#) gezeigt ist. Folglich zeigt [Fig. 5B](#) ein alternatives Ausführungsbeispiel mit einem größeren Versatz. Ein größerer axialer Versatz zwischen den Punktquellen **30A** und **31A** kann die Transmissions-Selbstkontamination und auch die Querstreuung von Transmissionsstrahlung in das falsche Detektionsfenster weiter reduzieren.

[0043] Während einer PET-Bilderzeugungssitzung werden die Detektoren **10** und **11** in einer 180°-Orientierung angeordnet und dazu verwendet, Emissionsstrahlung von einer Anzahl von winkelmäßigen Positionen um die Z-Achse zu detektieren. Folglich wird bei jeder dieser winkelmäßigen Positionen um die Z-Achse eine Transmissionsscannung dadurch durchgeführt, dass die Transmissionsstrahlungsfächer strahlen und die entsprechende Transmissionsdetektionsfenster **60** und **61** axial über die Blickfelder der Detektoren **10** und **11** gescannt. Das Scannen der Fächerstrahlen kann dadurch erreicht werden, dass die Quelleneinrichtungen **30** und **31** axial verschoben werden.

[0044] In einem alternativen Ausführungsbeispiel kann das Scannen dadurch durchgeführt werden, dass die Punktquellen in einer Festposition entlang der Z-Achse gehalten werden und dass eine sich drehende Blende verwendet wird, um den Fächerstrahl über das Blickfeld des gegenüberliegenden Detek-

tors zu scannen. In solch einem Ausführungsbeispiel ändert sich die Zählerdichte des entsprechenden Detektors in Abhängigkeit von dem Neigungswinkel des Fächerstrahles. So wird sich beispielsweise die Zählerdichte vermindern, wenn der Abstand zwischen der Quelle und dem bestrahlten Abschnitt des Detektors größer wird und folglich die beleuchtete Fläche des Detektors größer wird. Unter der Annahme, dass das Kamerasystem unter Verwendung einer Blindtransmissionsscannung (das heißt es befindet sich kein Objekt in dem Blickfeld) durchgeführt wird, wie es bei der Nuklearbilderzeugung herkömmlicher Weise Praxis ist, werden jedoch diese Effekte ausgeglichen, wenn die tatsächlichen Bilder erzeugt werden.

[0045] In einem weiteren Ausführungsbeispiel kann die Transmissionsscannung durchgeführt werden, in dem feste, axiale (Z) Positionen der Quellen **30A** und **31A** beibehalten werden, während jede der Quellen **30A** und **31A** die gesamte Bilderzeugungsoberfläche des entsprechenden Detektors bestrahlt, statt dass ein Bestrahlungs-Lichtstrahl über die Bilderzeugungsoberfläche gescannt wird. In diesem Ausführungsbeispiel kann ein einstufiger Rebinning-Algorithmus geeignet sein, wenn das effektive axiale Blickfeld genügend klein ist, so dass der Einfallswinkel, unter dem die Transmissionsstrahlung auf die Detektoroberfläche auftrifft, nahe bei 90° liegt. Wenn jedoch das axiale Blickfeld, welches zu scannen ist, verhältnismäßig groß ist, so dass der Einfallswinkel größer als ein spitzer Winkel wird, kann es erwünscht sein, einen dreidimensionalen Rebinningalgorithmus zu verwenden. Ein Beispiel für einen dreidimensionalen Rebinningalgorithmus, der in der Fourier-Rebinning-Technologie verwendet werden kann, wurde von M. Defrise et al., „Exact and Approximate Rebinning Algorithms for 3-D PET Data,“ IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 16, No. 2, April 1997.

[0046] Die in **Fig. 5A** gezeigte Geometrie resultiert in einem Basismuster-Sinogramm ähnlich zu dem, das in **Fig. 6** (für einen Detektor) bei 32 Winkelstops über 360° der Drehung der Detektoren und der Punktquellen gezeigt ist. In **Fig. 6** bezeichnen Bereiche mit diagonalen Linien solche Bereiche des Sinogrammraumes, in dem Daten aufgenommen werden, während die Lücken zwischen den Linien Bereiche darstellen, in denen keine Erfassung stattfindet. Dieser Effekt tritt auf, wenn das Sinogramm erzeugt wird, indem alle möglichen 1024 unterschiedlichen transversalen Positionen, die ein Detektor einnehmen kann, genommen werden und indem dann die entsprechenden r- und q-Werte berechnet werden. Solche Lücken in dem Sinogramm können kürzliche Beiträge in den rekonstruierten Bildern erzeugen. Daher kann es erwünscht sein, dass die Rebinning-Software diesen Effekt umgeht. Eine Lösung besteht darin, die rohen Detektorkoordinaten zu speichern und während einer Nachverarbeitung das Sinogramm dadurch aufzufüllen, dass mögliche Rohbild(Projekti-

ons)-Stellen gesucht und zwischen diesen interpoliert wird, die zu einem bestimmten Punkt in dem Sinogramm beigetragen haben könnten.

[0047] **Fig. 7** zeigt die Geometrie bei der Transmissionsscannung der folgenden Erfindung im Hinblick auf die Blickfelder der Detektoren **10** und **11** bei einem Ausführungsbeispiel. **Fig. 7** zeigt speziell eine Darstellung in einer Quer(x-y)-Ebene nach einem Ausführungsbeispiel, bei dem die Quellen **30A** und **31A** auf derselben Seite der Detektoren **10** und **11** in der Achsquerrichtung (x)-Richtung liegen. In **Fig. 7** sind Rahmen **74** und **75** auf den Bilderzeugungsoberfläche **12** und **13** der Detektoren **10** beziehungsweise **11** angeordnet. Punktquellen **30A** und **31A** sind außerhalb der Blickfelder der Detektoren **10** und **11** angeordnet. Solch eine Anordnung verhindert die Blockierung der Detektoren und reduziert die Transmissionselbstkontamination. Wie oben erwähnt wurde, wird ein Transmissionsscannung über die gesamte axiale Breite der Detektoren **10** und **11** bei jedem Winkelstop entlang der z-Achse durchgeführt. Der aufsummierte Effekt dieser Transmissionsscannungen mit der gezeigten Anordnung der Punktquellen ist ein Transmissionsblickfeld in jeder transversalen Scheibe (welches durch den Kreis **70** angedeutet ist). Das Emissionsblickfeld (in jeder transversalen Scheibe) ist durch den Kreis **72** angedeutet.

[0048] Einem Ausführungsbeispiel sind die Punktquellen **30A** und **31A** außerhalb der Blickfelder der Detektoren **10** und **11** angeordnet, so dass die Detektoren selbst die zulässige Strahlbreite (in der transversalen Ebene) der Fächerstrahlen begrenzt, die von den Quellen **30A** und **31A** erzeugt werden. In solch einem Ausführungsbeispiel wird das Transmissionsblickfeld **70** durch zwei Grenzen, nämlich eine äußere Grenze und eine innere Grenze, definiert. Die äußere Grenze ist durch die Außenkante der Transmissionsfächerstrahlen **68** und **69** bei jedem der winkelmäßigen Stopps um die z-Achse definiert, während die innere Grenze durch den Umfang des Kreises **76** definiert ist. Folglich stellt der Kreis **76** eine Lücke oder einen blinden Punkt in dem Transmissionsblickfeld **70** dar. Um zu verhindern, dass diese Lücke eine unvollständige Datenfassung zur Folge hat, bewirkt das Computersystem **22**, dass der Tisch **16** (**Fig. 1**) sich vertikal und horizontal im Bezug auf die z-Achse in Abhängigkeit von den Winkelpositionen der Detektoren **10** und **11** um die z-Achse bewegt, um eine volle Erfassung des interessierenden Objektes zu liefern. Diese Bewegung des Tisches vergrößert im Effekt das Transmissionsblickfeld **70**. In einem Ausführungsbeispiel wird die Bewegung des Tisches durch das Gerätegestell **14** gesteuert, die einen dedizierten Mikroprozessor (nicht gezeigt) umfasst. Eine Technik, um die Bewegung des Tisches in einem medizinischen Bilderzeugungssystem zu liefern, ist in dem US-Patent Nr. 5,444,252 von Hug et al. beschrieben, welches dem Übertragungnehmer

der vorliegenden Erfindung übertragen wurde.

[0049] **Fig. 8A** zeigt die Punktquelleneinrichtung **30** nach einem Ausführungsbeispiel. Es ist zu beachten, dass die Punktquelleneinrichtung **31** im wesentlichen identisch wie die Punktquelleneinrichtung **30** ausgeführt ist, es sei denn, dass speziell etwas anderes gesagt wurde. Die Einrichtung **30** umfasst eine Anzahl von Bleiabschirmungsstrukturen **81**, die jeweils die Punktquelle **30A** teilweise umschließen. Die Bleistrukturen **81** sind in Aluminium- oder Stahlhalterungen eingefasst. Die Halterung **83** bildet ein Mittel, um die Quelleneinrichtung **30** an der Schieneneinrichtung **32** (siehe **Fig. 2**) zu montieren, um eine axiale Verschiebung der Quelleneinrichtung **30** zu gestatten.

[0050] **Fig. 8B** zeigt ein alternatives Ausführungsbeispiel einer Punktquelleneinrichtung zur Verwendung in einem Ausführungsbeispiel, in dem die Punktquellen nicht entlang der z-Achse bewegt werden, um das Scannen des Fächerstrahls zu verwirklichen. Die Quelleneinrichtung **30A1** ist axial fixiert, umfasst jedoch eine Öffnung **82**, die um eine Achse **84** gedreht wird, um die Sannung des Fächerstrahls zu verwirklichen. Die Quelleneinrichtung **30A1** ist in geeigneter Weise an dem Gerätegestell **14** montiert, wobei die Achse **84** parallel zu der x-Achse liegt. Die Punktquelle in diesem Ausführungsbeispiel (nicht gezeigt) ist in einer geeigneten Abschirmung **81** eingefasst, die der der Einrichtung **30A** in **Fig. 8A** ähnlich ist. Die Einfassung **81** und die Öffnung **82** werden um eine Welle **83** gedreht, das heißt, um die Achse **84**.

[0051] **Fig. 9A** zeigt eine Gesamtroutine entsprechend einem Ausführungsbeispiel, um sowohl Koinzidenz(Emissions)-Daten für eine PET Studie als auf Singles-Transmissionsdaten zur Dämpfungskorrektur der Koinzidenzdaten zu erfassen. In dem Schritt **901** werden die anfänglichen Parameter der Studie in dem Computersystem **22** eingestellt. Diese Parameter umfassen bspw. die Gesamtzahl der winkelmäßigen Stops um die z-Achse und die gesamte Aufnahmezeitdauer bei jedem Stopp sowohl für die Emissionsscannung als auch die Transmissionsscannung. Als nächstes werden in dem Schritt **902** die Detektoren **10** und **11** in einer 180°-Orientierung um die z-Achse konfiguriert, um die Koinzidenzdetektion zu ermöglichen. In dem Schritt **903** werden die Detektoren **10** und **11** (zusammen mit den Quelleneinrichtungen **30** und **31**) in einen ersten (oder nächsten) winkelmäßigen Stop um die z-Achse gedreht. In dem Schritt **904** werden die Detektoren zur Detektion der Emissions-Daten in dem Koinzidenzbetrieb konfiguriert. Nach der Erfassung der Koinzidenzdaten während einer vorgegebenen Zeitdauer in dem Schritt **905** werden die Detektoren dann zur Detektion der Singles-Betriebsweise in dem Schritt **906** konfiguriert. Als nächstes wird in dem Schritt **907** eine Transmissionsscannung in der oben beschriebenen Weise

durchgeführt, (d.h. durch Scannen der Transmissionsstrahlungs-Fächerstrahlen über die Detektorabflächungsflächen), und die Transmissionsdaten werden als Singles-Daten aufgenommen. Wenn zusätzliche Winkelstops vorgesehen sind, an denen Daten erfasst werden sollen (Schritt **908**), wiederholt sich die Routine von dem Schritt **903** an. Ansonsten wird in dem Schritt **909** das Emissionsbild rekonstruiert und in Bezug auf die Dämpfung unter Verwendung der Transmissionsbilddaten korrigiert.

[0052] **Fig. 9B** zeigt eine andere Gesamtroutine zur Aufnahme von sowohl Koinzidenz(Emissions)-Daten für eine PET Studie als auch von Transmissionsdaten für die Dämpfungskorrektur nach einem zweiten Ausführungsbeispiel. In dem Ausführungsbeispiel von **Fig. 9B** werden die Emissions-Daten als erstes aufgenommen gefolgt von der Aufnahme der Transmissionsdaten. Insbesondere werden die Parameter der Studie in dem Schritt **921** eingestellt, und die Detektoren werden in eine 180° Orientierung in dem Schritt **922** konfiguriert. Als nächstes werden nach der Konfigurierung der Detektoren für die Koinzidenzbetrieb-Aufnahme in dem Schritt **923** die Emissions-Daten von dem vollständigen Bereich der Projektionswinkel aufgenommen, wobei die Detektoren zwischen Winkelstops um die z-Achse je nach Bedarf gedreht werden (Schritte **924**, **924** und **926**). Nachdem die Emissionsdaten aufgenommen worden sind, werden die Detektoren für die Singles-Betrieb-Aufnahme in dem Schritt **927** erneut konfiguriert, und die Transmissionsdaten werden für den kompletten Bereich der Projektionswinkel aufgenommen, wobei die Detektoren zwischen den Winkelstops um die z-Achse nach Bedarf gedreht werden (Schritte **928**, **929** und **930**). Ein Emissionsbild wird dann rekonstruiert und im Bezug auf die Dämpfung unter Verwendung der Transmissionsbilddaten im Schritt **931** korrigiert.

Korrektur der Emissions-Kontamination in der Transmissionsscannung

[0053] Wenn die Transmissionsscannung durchgeführt wird, nachdem das Radionuklid in den Patienten injiziert worden ist, ist eine Emissionsaktivität während der Transmissionsscannung vorhanden. Folglich kann ein Teil der Emissionsaktivität (in unerwünschter Weise) in den Transmissions-Detektionsfenstern **60** und **61** (siehe **Fig. 5A** und **Fig. 5B**) detektiert werden. Der Effekt der Emissions-Kontamination in der Transmissionsdetektionsscannung ist in **Fig. 11A** gezeigt, wo die Zählrate als eine Funktion der axialen (z) Position entlang der Abbildungsfläche **12** eines Detektors aufgetragen ist. Eine Basislinien-Zählrate **88** von Emissionsaktivität existiert über der gesamten Abbildungsfläche **12** des Detektors. Zusätzlich gibt es in dem Transmissions-Detektionsfenster **60** eine zusätzlich Zählrate, die der Transmissionsstrahlung von der entsprechenden Transmissionsquelle **31A** (in **Fig. 11A** nicht ge-

zeigt) zugeschrieben wird. Eine Energiediskrimination als ein Mittel für die Unterscheidung zwischen der Emissionsaktivität und der Transmissionsaktivität wird verhältnismäßig uneffektiv, wenn die Emissionsquelle und die Transmissionsquelle Photopeaks haben, die nahe beieinander liegen (beispielsweise Cs¹³⁷ Singles-Transmissionsquelle mit einem Photopeak bei 662 keV und Flouro-Deoxy-Glukose oder FDG-Koinzidenzemissionsquelle mit einem Photopeak bei 511 keV). Der Grund, warum die Energiediskriminierung relativ uneffektiv wird, besteht darin, dass, wie in [Fig. 11B](#) gezeigt ist, ein Teil der Emissionsenergieverteilung **87** in den Transmissions-Energie-Akzeptanzbereich **89** fällt. Es ist zu beachten, dass der Energie-Akzeptanzbereich nicht mit den Transmissions-Detektionsfenstern **60** und **61** verwechselt werden soll, die räumliche Fenster sind. Als Resultat wird ein Teil der Emissionsaktivität, die auf die Transmissions-Detektionsfenster **60** und **61** auftrifft, in fehlerhafter Weise als Transmissionsaktivität detektiert, so dass eine Ungenauigkeit in das Transmissionsbild eingeführt wird.

[0054] Folglich umfasst die vorliegende Erfindung eine Technik zur Reduzierung der Emissionskontamination in der Transmissionsscannung. Speziell werden die Emissions-Kontaminations-Detektionsfenster **62** und **63** auf den Bilderzeugungsoberflächen **12** und **13** der Detektoren **10** bzw. **11** definiert, um Photonen in einem Energieakzeptanzbereich zu detektieren, der bei dem Photopeak der Transmissionsquelle (d.h. 662 keV, wenn eine Cs¹³⁷ Transmissionsquelle verwendet wird), seine Mitte hat. Das heisst, dass sowohl die Transmissions-Detektionsfenster **60** und **61** als auch die Emissions-Kontaminations-Detektionsfenster **62** und **63** Energieakzeptanzbereiche haben, die bei dem Transmissions-Photopeak ihre Mitte haben, wie in [Fig. 11B](#) gezeigt ist.

[0055] Weil die Transmissions-Detektionsfenster **60** und **61** einen Teil der Emissionsaktivität empfangen, werden diese Fenster im folgenden in der Beschreibung als „T + E“(Transmission + Emission)-Fenster **60** und **61** bezeichnet, um die Beschreibung zu vereinfachen. In ähnlicher Weise werden die Emissions-Kontaminations-Detektionsfenster **62** und **63** (siehe [Fig. 5A](#), [Fig. 5B](#) und **11**) im folgenden als E-Fenster bezeichnet. Es ist zu beachten, dass die Emissions-Singles-Rate, die in das Transmissionsenergieakzeptanzfenster fällt, sich während der kurzen Aufnahmezeitdauer nicht ändert unabhängig davon, ob der Transmissionsstrahl über dem T + E-Fenster **60** ist. Daher kann der Emissionszählerstand, der in dem E-Fenster **62** detektiert wird, dazu verwendet werden, die Emissions-Kontamination in dem T + E-Fenster **60** herauszuzubtrahieren. [Fig. 10](#) zeigt im größeren Detail den Schritt **907** ([Fig. 9A](#)) oder **929** ([Fig. 9B](#)), durch den die Transmissionsdaten entsprechend der oben erwähnten Technik erfasst werden.

[0056] Bei jedem winkelmäßigen Stop ist die Transmissionsscannung durch 3 gleichzeitige Schritte gekennzeichnet, nämlich **1001A**, **1001B** und **1001C**. In dem Schritt **1001A** werden die Transmissionsquellen und die T + E-Detektionsfenster **60** und **61** axial über den Blickfeldern der Detektoren **10** bzw. **11** abgescannt. Während die T + E-Fenster **60** und **61** abgescannt werden, werden Transmissionsdaten in dem Schritt **1001B** auf der Basis der Strahlung, die in den T + E-Fenstern **60** und **61** detektiert wurde, erfasst und in Sinogramme durch Rebinning umgesetzt, wobei ein axialer Rebinning Algorithmus im Schritt **1001C** angewendet wird. Dieses Verfahren wird wiederholt, bis die gesamten axialen Blickfelder der Detektoren **10** und **11** abgescannt worden sind (Schritt **1002**), wobei an diesem Zeitpunkt die Quelleneinrichtungen **30** und **31** in ihrer ursprünglichen axialen Position im Schritt **1003** zurückgeführt werden. Alternativ können nach dem Schritt **1002** die Quelleneinrichtungen **30** und **31** an ihren endgültigen axialen Positionen belassen und dann in entgegengesetzter Richtung axial für die nächste Winkelposition der Detektoren **10** und **11** gescannt werden.

[0057] Die vorliegende Erfindung liefert eine Korrektur der Emissions-Kontamination in der Transmissionsscannung durch Messung der Emissionszählrate bei verschiedenen Positionen und Punkten in der Zeit und durch Sofort-Korrektur (On-the-fly-Korrektur) der Emissions-Kontamination (auf einer Basis von Ereignis zu Ereignis), während die Transmissionsscannung durchgeführt wird, wie in größerem Detail unten beschrieben wird. Die Technik umfasst die Definition der E-Fenster **62** und **63** auf den Abbildungsoberflächen **12** und **13** der Detektoren **10** bzw. **11**. Die E-Fenster **62** und **63** werden synchron mit den Transmissions-T + E-Fenstern **60** und **61** jedoch axial versetzt dazu gescannt. Für eine vorgegebene axiale Position der E-Fenster **62** und **63** liefert die Zahl der Zähler, die in den E-Fenstern **62** und **63** detektiert werden, eine gute Annäherung der Emissionsaktivität, die auf die T + E-Fenster **60** und **61** auftrifft, wenn die T + E-Fenster **60** und **61** in derselben Position angeordnet sind. Folglich wird nach einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung zu jedem Zeitpunkt, an dem ein Zähler in einem E-Fenster eines Detektors detektiert wird, ein Zähler von der entsprechenden Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer entfernt, der die Daten repräsentiert, die in dem T + E-Fenstern **60** und **61** aufgenommen wurden. Das Resultat besteht darin, dass effektiv praktisch alle Emissions-Kontaminationen von dem Transmissionsbild entfernt wird.

[0058] Es ist zu beachten, dass die Fächerstrahl-Kollimation der Punktquellen **30A** und **31A** es ermöglicht, dass diese Technik zusammen mit einer Singles-Transmissionsquelle durchgeführt wird. Speziell ermöglicht es die Fächerstrahl-Kollimation, sowohl die Emissionsdaten als auch die Singles-Trans-

missionsdaten mit dem gleichen Detektor simultan aufzunehmen und eine Sofort-Korrektur durchzuführen. Diese Technik unterscheidet sich grundlegend von den früheren Techniken, bei denen unkollimierte Koinzidenzquellen benutzt werden und/oder eine Sofort-Korrektur der Emissions-Kontamination nicht durchgeführt wird. Siehe bspw. R. J. Smith et al., „Simultaneous Post Injection Transmission and Emission Contamination Scans in a Volume Imaging PET scanner“ 1995 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record, Vol. 3, Seiten 1781–85, 1995 und R. J. Smith et al., „Post Injection Transmission Scanning in a Volume Imaging PET Camera,“ IEEE Transactions on Nuclear Science, vol. 41, No. 4, August 1994.

[0059] [Fig. 12A](#) zeigt ferner die oben beschriebene Technik für die Korrektur der Emissions-Kontamination in der Transmissionsscanning. Transmissions- und Emissionsstrahlung wird von den Detektoren **10** und **11** unter Verwendung der Abtastung der T + E- und E-Detektionsfenster detektiert, wie oben beschrieben wurde. Die Information über die detektierten Ereignisse (d.h. X- und Y-Position und Energieniveau Z) wird einem axialen Rebinningalgorithmus **98** zugeführt, der als Eingang die axialen (z) Positionen der Quellen **30A** und **31A** und die Winkelpositionen der Detektoren und Quellen um die z-Achse empfängt. Für jeden Zähler, der in einem der T + E-Fenster oder E-Fenster eines Detektors **10** und **11** detektiert wird, wird, wenn der Zähler in einem T + E-Fenster detektiert wurde (Block **99**) ein Zähler zu der entsprechenden Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer **100** hinzugefügt, und, wenn der Zähler in einem E-Fenster detektiert wurde, dann wird ein Zähler von der entsprechenden Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer **100** subtrahiert. Die Zähler, die von dem Transmissionsprojektionspuffer **100** subtrahiert werden, sind im wesentlichen gleich den Emissions-Kontaminationszählern, die unerwünschter Weise zu den entsprechenden Stellen in dem Projektionspuffer **100** hinzugefügt wurden. Es ist zu beachten, dass das Eingeben der Quellenpositionen in den axialen Rebinningalgorithmus **98** es ermöglicht, dass Zähler von den richtigen Stellen des Transmissionsprojektionspuffers **100** subtrahiert oder dazu addiert werden, so dass eine Korrektur der Emissions-Kontamination auf der Basis Ereignis-zu-Ereignis und in einer räumlich abhängigen Weise durchgeführt werden kann. [Fig. 12B](#) zeigt den Schritt **907** (oder **929**) der Durchführung der Transmissionsscanning nach einem Ausführungsbeispiel, bei dem eine Korrektur der Emissions-Kontamination entsprechend [Fig. 12A](#) verwendet wird. Die Routine ist durch drei gleichzeitige Verarbeitungspfade charakterisiert. In dem ersten Pfad wird in dem Schritt **1201A** festgestellt, ob ein Ereignis in einem T + E-Fenster detektiert worden ist. Wenn ja, wird die entsprechende Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer **100** in dem Schritt **1202A** um einen Zähler erhöht; wenn

nicht, wird der Verarbeitungspfad von dem Anfang an wiederholt. In dem zweiten Verarbeitungspfad werden die Transmissionsquellen, T + E-Fenster und E-Fenster axial über die Blickfelder der entsprechenden Detektoren gescannt, um Daten in dem Schritt **1201B** zu erfassen. In dem dritten Verarbeitungspfad wird in dem Schritt **1201C** festgestellt, ob ein Ereignis in einem E-Fenster detektiert worden ist. Wenn ja, wird die entsprechende Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer **100** in dem Schritt **1202B** um einen Zähler heruntersgesetzt; wenn nein, wird der Verarbeitungspfad von dem Anfang an wiederholt. Nach Durchführung von einem der Schritte **1202A**, **1201B** oder **1202B** wird, wenn das gesamte axiale Blickfeld nicht abgescannt worden ist, die Routine vom Anfang an wiederholt; anderenfalls wird die Routine beendet.

[0060] Es ist zu beachten, dass die Breite der T + E-Fenster und E-Fenster auf der Basis der axialen Position variiert werden kann, um den bestmöglichen Fenstereffekt zu erreichen, bspw. wenn ein Fenster den Rand der Abbildungsoberfläche erreicht. Für eine beliebige axiale Position bleibt jedoch die Breite der T + E- und E-Fenster jedoch konstant, um eine genaue Korrektur sicherzustellen.

Totzeitkorrektur

[0061] Ein Problem, das mit herkömmlichen Kameras verbunden ist, ist der Totzeitverlust. Totzeit bezieht sich darauf, dass ein Szintillationsdetektor nicht in der Lage ist, zwischen zwei diskreten Szintillationsereignissen zu unterscheiden, die zeitlich sehr dicht beieinander auftreten. Der Totzeitverlust kann als Differenz zwischen der wahren Zählerrate und der beobachteten Zählerrate definiert werden, die sich aus der Detektortotzeit ergibt. [Fig. 13](#) zeigt den Effekt der Totzeitverluste in Form einer Kurve, bei der die beobachtete Zählerrate gegen die wahre Zählerrate aufgetragen ist. Die Linie **91** zeigt den idealen (jedoch unrealistischen) Fall, bei dem es keinen Totzeitverlust gibt; in diesem Fall ist die beobachtete Zählerrate OC gleich der wahren Zählerrate C1. Im Gegensatz dazu zeigt die Linie **90** das Ansprechverhalten eines Gamma-Kamerasystems, bei dem ein Totzeitverlust auftritt; in diesem Fall ist die beobachtete Zählerrate OC niedriger als die wahre Zählerrate C2. Es ist zu beachten, dass der Totzeitverlust von der Singles-Rate abhängt; d.h. wenn die Singles-Rate (wahre Zählerrate) ansteigt, steigt der Totzeitverlust (Differenz zwischen der wahren Zählerrate und der beobachteten Zählerrate) ebenfalls an.

[0062] Eine bekannte Technik zur Korrektur des Totzeitverlustes besteht darin, einen einzigen globalen Korrekturfaktor anzuwenden, der nicht angewendet wird bis zu dem Zeitpunkt, nach dem die Daten erfasst worden sind. Siehe bspw. R. J. Smith et al., „Simultaneous Post Injection Transmission and Emission Contamination Scans in a Volume Imaging PET

scannen" 1995 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record, vol. 3, Seiten 1781 und 85, 1995. Die Verwendung eines globalen Korrekturfaktors berücksichtigt jedoch nicht die räumliche Abhängigkeit der Totzeitverluste. Insbesondere hängt der Totzeitverlust von der Singles-Rate ab, die sowohl von der axialen Position als auch von dem Projektionswinkel abhängt. Daher kann die Verwendung eines globalen Totzeitkorrekturfaktors Ungenauigkeiten in das Transmissionsbild einführen.

[0063] Die vorliegende Erfindung umfasst eine Technik zur Korrektur der Totzeitverluste, bei der die räumliche Abhängigkeit der Totzeitverluste berücksichtigt wird. Insbesondere umfasst die vorliegende Erfindung eine Technik zur Sofort-Korrektur der Totzeitverluste auf der Basis von Ereignis-zu-Ereignis (On-the-fly). Weil die Totzeit von der Singles-Rate abhängt, kann eine Eichkurve „Singles-Rate gegen Totzeit“ von einem gegebenen Gamma-Kamerasystem abgeleitet werden. Folglich wird nach der vorliegenden Erfindung eine Eichkurve „Totzeit gegen Singles-Rate“ empirisch von dem Gamma-Kamerasystem **1** abgeleitet und dann dazu verwendet, eine Nachschlagetabelle für die Totzeitkorrekturfaktoren für unterschiedliche Singles-Raten zu erzeugen. In einem Ausführungsbeispiel ist jeder Korrekturfaktor in der Nachschlagetabelle ein Faktor, um den ein beobachteter Zählerstand während einer Bilderzeugungssitzung multipliziert wird, bevor er zu der Transmissionsprojektion hinzu addiert wird, um Totzeitverluste zu kompensieren. Hohe Singles-Raten entsprechen höheren Totzeitverlusten und daher höheren Korrekturfaktoren von der Nachschlagetabelle. Die Nachschlagetabelle kann ein Feld gerader Zahlen sein, das so erzeugt werden kann, dass eine Anzahl von Eingaben ausgewählt werden können, um die Geschwindigkeit des Rebinningvorgangs nicht zu gefährden.

[0064] Als ein Beispiel dieser Technik kann, wenn die gegenwärtige Singles-Rate keinen signifikanten Totzeitverlust entspricht, die entsprechende Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer um 50 Zähler statt nur um einen Zähler für jeden detektierten Zähler erhöht werden. Andererseits kann, wenn eine Singles-Rate vorhanden ist, die einem Totzeitverlust von 2% entspricht, die entsprechende Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer in dem Transmissionsprojektionspuffer um 51 Zähler statt um 1 Zähler erhöht werden. Es ist zu beachten, dass das Anheben der Zählerstände in dieser Weise einen künstlichen Vergrößerungsfaktor in die Transmissionsprojektion einführt. Das oben gegebene Beispiel würde einen Vergrößerungsfaktor von 50 in die Transmissionsprojektion einführen. Diese Vergrößerung kann jedoch während der Rekonstruktion wieder entfernt werden, indem der Maßstab des Bildes zu diesem Zeitpunkt entsprechend verkleinert wird. Es ist jedoch zu beachten, dass die Genauigkeit der Totzeit-

korrektur von dem ausgewählten Vergrößerungsfaktor, der Genauigkeit der anfänglichen Eichung und der Annahme abhängt, dass eine geringfügige oder keine Schwankung der Totzeit innerhalb des Transmissionsstrahles auftritt.

[0065] [Fig. 14A](#) zeigt eine Technik zur Umsetzung der Sofort-Totzeitkorrektur, wie sie oben beschrieben wurde. In einem Ausführungsbeispiel wird diese Technik im Zusammenhang mit der oben beschriebenen Emissions-Kontaminations-Korrekturtechnik umgesetzt. Insbesondere ist der Verfahrensablauf von [Fig. 14A](#) im wesentlichen der gleiche wie der von [Fig. 12A](#) mit der Ausnahme, dass die Singles-Rate-Totzeit-Nachschlagetabellen (LUTs) **101** hinzugefügt sind. Wenn ein Zähler in einem T + E-Fenster (Block **99**) detektiert wird, dann werden statt einer Hinzufügung von einem Zähler an der entsprechenden Stelle des Transmissionsprojektionspuffers **100** wie in dem Fall von [Fig. 12A](#) X-Zähler zu dieser Stelle in den Puffer hinzugefügt, wobei X aus der Singles-Rate-Totzeit-Nachschlagetabelle **101** auf der Basis der gegenwärtigen Singles-Rate bestimmt wird. Wenn ein Ereignis in dem E-Fenster detektiert wird, dann wird auf ähnliche Weise statt der Subtraktion eines einzigen Zählers von der entsprechenden Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer X-Zähler von dieser Stelle subtrahiert, wobei X von der Singles-Raten-Totzeit-Nachschlagetabelle **101** auf der Basis der gegenwärtigen Singles-Rate bestimmt wird. Es ist zu beachten, dass in einem Ausführungsbeispiel die Singles-Rate, die zu diesem Zweck verwendet wird, die globale Singles-Rate (d.h. die Singles-Rate, die über einem gesamten Detektor beobachtet) statt der Singles-Rate in entweder einem T + E-Fenster oder einem E-Fenster ist.

[0066] Wie die Korrektur für die Emissions-Kontamination wird auch die Korrektur für den Zeitverlust auf der Basis von Ereignis-von-Ereignis durchgeführt. Folglich wird die Quellenposition (winkelmäßige Position um die z-Achse und axiale Position) in den axialen Rebinningalgorithmus **98** eingegeben, um es zu ermöglichen, dass jedes Ereignis der entsprechenden Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer **100** zugeordnet wird. Diese Technik steht im Gegensatz zu der oben erwähnten Technik, in der ein einziger, globaler Korrekturfaktor angewendet wird, der die räumliche Abhängigkeit der Totzeitverluste nicht in Betracht zieht.

[0067] [Fig. 14B](#) zeigt den Schritt **907** (oder **929**) der Durchführung einer Transmissionscanning nach einem Ausführungsbeispiel, bei dem die Sofort-Korrektur sowohl des Totzeitverlustes als auch der Emissions-Kontamination, wie oben beschrieben wurde, angewendet wird. Die Routine ist durch 4 gleichzeitige Verarbeitungspfade charakterisiert. In dem ersten Verarbeitungspfad wird in Schritt **1401A** festgestellt, ob ein Ereignis in einem T + E-Fenster detektiert wor-

den ist; wenn nein, werde der Verarbeitungspfad von Anfang an wiederholt. Wenn ein Ereignis in dem T + E-Fenster detektiert worden ist, wird in dem Schritt **1402A** die entsprechende Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer **100** um X-Zähler erhöht, wobei X in einem anderen gleichzeitigen Verarbeitungspfad bestimmt wird, wie unten beschrieben wird. Ein zweiter Verarbeitungspfad besteht aus dem Schritt **1401B**, in dem die Transmissionsquellen **30A** und **31A**, die T + E-Fenster **60**, **61** und die E-Fenster **62** und **63** axial gescannt werden, um Daten zu erfassen. Ein dritter Verarbeitungspfad beginnt mit dem Schritt **401D**, in dem festgestellt wird, ob ein Ereignis in einem E-Fenster detektiert worden ist; wenn nein, wird der Prozesspfad von Anfang an wiederholt. Wenn ein Ereignis in dem E-Fenster detektiert worden ist, dann wird im Schritt **1402D** die entsprechende Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer **100** um X-Zähler herabgesetzt, wobei X in dem vierten gleichzeitigen Verarbeitungspfad wie folgt festgestellt wird. In dem vierten gleichzeitigen Verarbeitungspfad wird in dem Schritt **1401C** die gegenwärtige Singles-Rate berechnet. Wie oben erwähnt wurde, ist die Singles-Rate in diesem Ausführungsbeispiel die globale Singles-Rate für die Detektoren **10** und **11** für einen speziellen Detektorwinkel. Auf der Basis der gegenwärtigen Singles-Rate wird der gegenwärtige Zählerfaktor X von der Nachschlagetabelle im Schritt **1402C** bestimmt. Nach Abschluß von einem beliebigen der vier gleichzeitigen Verarbeitungspfade wird die Routine von Anfang an wiederholt, wenn das gesamte axiale Blickfeld noch nicht gescannt worden ist (Schritt **1403**). Ansonsten endet die Routine.

[0068] [Fig. 14C](#) zeigt ein alternatives Ausführungsbeispiel zur Umsetzung der Sofort-Totzeitkorrektur und Emissions-Kontaminations-Korrektur. Es ist zu beachten, dass das Ausführungsbeispiel von [Fig. 14C](#) wie auf die anderen Aspekte der vorliegenden Erfindung in Software, Hardware oder einer Kombination davon implementiert werden kann. Wie bei den oben beschriebenen Ausführungsbeispielen werden sowohl die Emissions-Kontaminations-Korrektur als auch die Totzeitkorrektur auf der Basis von Ereignis-zu-Ereignis durchgeführt. Im Gegensatz zu dem Ausführungsbeispiel der [Fig. 14A](#) und [Fig. 14B](#) wird jedoch jeder beobachtete Zähler in dem Ausführungsbeispiel von [Fig. 14C](#) nicht mit einem Faktor multipliziert. Stattdessen wird jeder Zähler im allgemeinen als ein Zähler in dem Transmissionsprojektionspuffer **100** dargestellt. Zusätzliche Zähler können jedoch an den richtigen Stellen des Transmissionsprojektionspuffers **100** hinzugefügt oder subtrahiert werden und zu einer Abhängigkeit von der beobachteten Singles-Rate zu einem vorgegebenen Zeitpunkt in dem räumlichen Fenster (T + E oder E), in dem ein vorgegebener Zähler detektiert wird. Die Technik von [Fig. 14C](#) umfaßt eine Nachschlagetabelle **105**, die einen Wert A abgibt, der auf der gegenwärtigen Singles-Rate basiert. Die Technik umfaßt

ferner Zähler **106** und **107**, von denen jeder in Antwort auf seinen Taktsignaleingang auf einen maximalen Wert MAXCOUNT aufwärts zählt und dann automatisch auf Null zurückgesetzt wird. Der Zähler **106** wird durch das Signal $E_{x,y}$, welches jedesmal dann auftritt, wenn ein Ereignis in dem E-Fenster detektiert wird. Der Zähler **106** gibt ein Signal B1 aus. Auf ähnliche Weise empfängt der Zähler **107** ein Signal T + $E_{x,y}$ an seinem Takteingang, das jedesmal dann auftritt, wenn ein Ereignis in dem T + E-Fenster detektiert wird, und er gibt ein Signal B2 aus.

[0069] Die Technik von [Fig. 14C](#) umfaßt auch zwei Komparatoren **109** und **110**. Der Komparator **109** empfängt als Eingang Signale A und B1 und gibt ein Ausgangssignal ab, wenn B1 größer als A ist (d.h., wenn der Ausgang des Zählers **106** den Ausgang der Nachschlagetabelle **105** übersteigt). Der Komparator **110** empfängt als Eingangssignale A und B2 und gibt ein Ausgangssignal ab, wenn B2 größer als A ist (d.h., wenn der Ausgang des Zählers **107** den Ausgang der Nachschlagetabelle **105** übersteigt).

[0070] Die Nachschlagetabelle **105** wird in ähnlicher Weise erzeugt, wie es oben im Zusammenhang mit den [Fig. 14A](#) und [Fig. 14B](#) beschrieben wurde. Das heißt, dass die Nachschlagetabelle **105** auf der Basis von empirischen Daten erzeugt wird und ein Ausgangssignal A liefert, das einen Wert hat, der auf der globalen, eingegebenen Singles-Zählerrate basiert. Insbesondere basiert der Wert A, der von der Nachschlagetabelle **105** abgegeben wird, auf der folgenden Gleichung:

$$A = \text{MAXCOUNT} * (\text{COUNTRATE}_{\text{beobachtet}} + (\text{COUNTRATE}_{\text{wahr}} - \text{COUNTRATE}_{\text{beobachtet}}) / 2)$$

wobei:

$\text{COUNTRATE}_{\text{wahr}}$ die wahre Zählerrate ist, wenn die Totzeit gleich Null ist,
 $\text{COUNTRATE}_{\text{beobachtet}}$ die tatsächliche Zählerrate, und
 MAXCOUNT die der maximale Wert der freilaufenden Zähler **106** und **107** ist.

[0071] Jedesmal, wenn ein Ereignis in dem T + E-Fenster (d.h. jedesmal, wenn T + $E_{x,y}$ auftritt), bewirkt der Block **112A** das ein Ereignis zu der richtigen x, y-Stelle des Transmissionsprojektionspuffers **100** hinzu addiert wird. Wenn B2 größer als A ist, bewirkt der Block **112B** zusätzlich, dass ein zusätzliches Ereignis an der richtigen x, y-Stelle des Transmissionsprojektionspuffers **100** in Antwort auf das Auftreten des Signales T + $E_{x,y}$ hinzu addiert wird. Das Hinzudaddieren dieser zusätzlichen Ereignisse kompensiert die Totzeitverluste. Es müssen jedoch auch Ereignisse von dem Transmissionsprojektionspuffer **100** entfernt werden, um eine Korrektur bezüglich der Emissionsereignisse durchzuführen, die in dem T + E-Fenster detektiert werden. Jedesmal, wenn ein Ereignis in dem E-Fenster detektiert wird (d.h. jedes-

mal, wenn $E_{x,y}$ auftritt) bewirkt entsprechend der Block **111B**, das ein Ereignis von der entsprechenden Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer **100** subtrahiert wird. Wenn B_1 größer als A ist, bewirkt der Block **111A** zusätzlich, dass ein zusätzliches Ereignis von der entsprechenden x , y -Stelle in dem Transmissionsprojektionspuffer **100** in Antwort auf das Auftreten des Signales $E_{x,y}$ subtrahiert wird. Folglich liefert die in der [Fig. 14C](#) gezeigte Technik eine Korrektur auf der Basis von Ereignis-zu-Ereignis von sowohl Totzeitverlusten als auch Emissions-Kontamination in der Transmissionscannung.

[0072] Es ist zu beachten, dass die vorgegebenen Inhalte der Nachschlagetabelle **105** und auch der Wert MAXCOUNT das tatsächliche Ansprechverhalten des gezeigten Ausführungsbeispiels bestimmen (d.h. wie häufig zusätzliche Ereignisse zu der Transmissionsprojektion bei einer vorgegebenen Singles-Rate hinzugefügt oder von dieser subtrahiert werden). Wie in den oben diskutierten Ausführungsbeispielen ist diese Technik im Vergleich zu früheren Techniken vorteilhaft, die die räumlichen Schwankungen in Totzeit und Emissions-Kontamination nicht korrigieren.

Transmissions-Selbst-Kontamination

[0073] Ein anderer Faktor, der eine Verschlechterung der Bildqualität verursachen kann, ist die Selbstkontamination der Transmissionscannung. Die Transmissions-Selbst-Kontamination bezieht sich auf die Detektion von Transmissionsstrahlung durch einen Detektor, der nicht das beabsichtigte Ziel der Quelle ist, von der die Strahlung kommt. Bezugnehmend auf [Fig. 7](#) umfasst die Transmissions-Selbst-Kontamination insbesondere die Strahlung, die von der Quelle **30A** abgestrahlt wird und die unbeabsichtigt von dem Detektor **10** detektiert wird, sowie die Strahlung, die von der Quelle **31A** abgestrahlt wird und unbeabsichtigt von dem Detektor **11** detektiert wird. Die vorliegende Erfindung stellt gewisse Merkmale zur Verfügung, um diese Kontamination zu reduzieren.

[0074] Die Montage der Quellen **30A** und **31A** außerhalb der Blickfelder der Detektoren **10** und **11** dient dazu, die Wahrscheinlichkeit für Transmissions-Selbst-Kontamination zu reduzieren, wie es auch eine geeignete Abschirmung in den Quelleneinrichtungen **30** und **31** tut, in der die Quellen **30A** und **31A** eingeschlossen sind. Eine dritte Technik zur Reduktion der Transmissions-Selbst-Kontamination besteht darin, die Selbst-Kontamination quantitativ festzustellen und sie aus dem Transmissionsbild herauszuzubtrahieren. Diese Form einer Eichung kann durchgeführt werden, indem eine Transmissionscannung durchgeführt wird, bei der nur die Quelle, die am nächsten zu dem zu kalibrierenden Detektor liegt, Strahlung zum Zwecke der Transmission abgibt. Diese Quelle und auch die T + E- und E-Fenster

auf dem zu kalibrierenden Detektor werden über die Blickfelder der Detektoren gescannt. Auf der Basis dieser Eichscannung werden zwei Bilder für jeden Detektor erzeugt, nämlich ein Bild für die Transmissions-Selbst-Kontamination in dem T + E-Fenster und eines für die Transmissions-Selbst-Kontamination in dem E-Fenster. Es ist zu beachten, dass, wenn die Translationsbewegung der Transmissionsquelle innerhalb des Blickfeldes nicht gleichförmig ist, es auch notwendig sein kann, Differenzen in den Zählerdichten zu korrigieren, die sich aus diesem Effekt ergeben. Nachdem die beiden Bilder aufgenommen sind, werden sie eine Tiefpassfilterung unterzogen und in einem Puffer gespeichert, so dass sie für den Rebinningalgorithmus zugänglich sind.

[0075] Die Korrektur der Transmissions-Selbst-Kontamination kann durchgeführt werden, indem der Unterschied zwischen den Selbst-Kontaminations-Eichprojektionen (d.h. T + E-Projektionen minus E-Projektionen) von den Transmissions-Projektionen subtrahiert wird, und indem dann die Transmissionsprojektionen rekonstruiert werden.

Zufallskoinzidenz-Korrektur

[0076] Ein anderes Problem, welches bei einem PET-Bilderzeugungssystem auftritt, ist das der Zufallskoinzidenz („Randoms“). PET-Bilderzeugungssysteme erzeugen Bilder auf der Basis der Detektion von Koinzidenz-Ereignissen. Koinzidenz-Ereignisse werden normalerweise als zwei Ereignisse identifiziert, die von gegenüberliegenden Detektoren beobachtet werden und die innerhalb eines engen Zeitfensters auftreten. Einige Ereignispaare, die innerhalb dieses Zeitfensters detektiert werden, sind jedoch nicht das Resultat echter Koinzidenzen (d.h. basierend auf einer einzigen Positron-Elektron-Zerstrahlung), sondern sie basieren auf separaten Zerstrahlungsvorgängen oder auf Compton-Ereignissen. Die Fehlinterpretation solcher Zufallskoinzidenzen als wahre Koinzidenzen trägt zu Genauigkeiten bei dem Bilderzeugungsverfahren bei und verschlechtert daher die Bildqualität.

[0077] Eine bekannte Technik zur Durchführung einer Korrektur bezüglich Zufallskoinzidenzen ist eine Technik mit direkter Messung, bei der eine parallele Timerschaltung für die Koinzidenzdetektionsschaltung mit einer Zeitverzögerung auf dem Signal von einem Detektor vorgesehen ist. Die Zeitverzögerung wird groß genug gemacht, so dass keine wahren Koinzidenzereignisse in der parallelen Timerschaltung registriert werden. Als Resultat können Ereignisse, die in der parallelen Timerschaltung detektiert werden, nur von Zufallskoinzidenzen stammen, die dann von dem Zählerstand der wahren Koinzidenz subtrahiert werden können. Ein Problem dieser Technik besteht jedoch darin, dass hierzu eine verhältnismäßig komplexe Hardwarelösung erforderlich wird, die zu

den Kosten und dem Bauumfang des Gamma-Kamerasystems hinzu kommt. Da diese Lösung auf einer direkten Messung von Zufalls-Koinzidenzen beruht, und da Koinzidenzen nur einen kleinen Bruchteil der gesamten Zählerrate repräsentieren, besteht zusätzlich die Neigung, dass die resultierenden Zufalls-Koinzidenzdaten, die aufgenommen werden, wie Rauschsignale sind. Ein anderer Ansatz besteht darin, die Zufalls-Koinzidenzen auf der Basis eines mathematischen Modells abzuschätzen; weil dieser Ansatz jedoch auf einer Abschätzung beruht, ist er von Hause aus Ungenauigkeiten unterworfen. Beispielsweise kann eine solche Abschätzung möglicherweise die räumlichen Schwankungen der Zufalls-Koinzidenzen nicht in Betracht ziehen. Folglich liefert die vorliegende Erfindung eine Technik zur Korrektur der Zufalls-Koinzidenzen, die diese Nachteile überwindet.

[0078] Im allgemeinen können Zufalls-Koinzidenzen R nach der Gleichung $R = S1 * S2 * W$ berechnet werden, wobei $S1$ die Singlesrate von einem Detektor, $S2$ die Singlesrate von dem anderen Detektor und W (welches als $2t$ bekannt ist) die Dauer des Koinzidenz-Zeitfensters bedeutet. Entsprechend der vorliegenden Erfindung wird jeder der Detektoren **10** und **11** als eine Ansammlung von mehreren Unterdetektoren behandelt, wobei jeder eine Singlesrate hat, die eine Untermenge der Gesamtsinglesrate ($S1$ oder $S2$) ist. Bezugnehmend auf [Fig. 15](#) kann beispielsweise die Gesamtsinglesrate $S1$ des Detektors **10** ausgedrückt werden als:

$$S1 = S11 + S12 + S13 + \dots + S1n.$$

[0079] Auf ähnliche Weise kann die Gesamtsinglesrate $S2$ des Detektors **11** ausgedrückt werden als:

$$S2 = S21 + S22 + S23 + \dots + S2n.$$

[0080] Daher können die Gesamtzufalls-Koinzidenzen R ausgedrückt werden als:

$$\begin{aligned} R &= (S11 + S12 + \dots + S1n) * (S21 + S22 + \dots + S2n) * W \\ &= (S11 * S21 * S11 * S22 + \dots + S1n * S2n) * W \\ &= R1 * R2 + \dots + R(n * n) \end{aligned}$$

wobei Ri ($i = 1, 2, \dots, (n * N)$) die Zufalls-Koinzidenzen sind, die von einer beliebigen Unterkombination eines Unterdetektors von dem Detektor **10** und eines Unterdetektors von dem Detektor **11** verursacht werden. Die obige Gleichung stellt daher das Konzept dar, dass die Gesamt-Zufalls-Koinzidenzen einfach die Summe aller Zufalls-Koinzidenzen sind, die von jedem Unterdetektor-Elementpaar beigetragen werden.

[0081] Gemäß der vorliegenden Erfindung kann durch Anwendung des Konzeptes der oben angegebenen Gleichung ein Zufalls-Koinzidenz-Sinogramm erhalten werden, welches dazu verwendet werden

kann, die Zufalls-Koinzidenzen von den Emissionsdaten heraus zu subtrahieren. [Fig. 16](#) zeigt eine Routine zur Durchführung einer Zufalls-Koinzidenz-Korrektur unter Verwendung dieser Technik. In dem Schritt **1601** werden die Parameter der Studie (d. h. Zahl der Winkelstopps und Aufnahmezeit bei jedem Stopp, in der oben beschriebenen Weise eingestellt. In dem Schritt **1602** werden die Detektoren **10** und **11** in einer 180° -Orientierung um die z-Achse konfiguriert und in dem Schritt **1603** werden die Detektoren zur Aufnahme in dem Singles-Betrieb konfiguriert. Als nächstes werden die Detektoren in dem Schritt **1604A** bis zu dem ersten (oder nächsten) winkelmäßigen Stopp gedreht. Gleichzeitig mit der Drehung der Detektoren zu dem nächsten winkelmäßigen Stopp werden Emissionsdaten in dem Singlesbetrieb aufgenommen und in dem Schritt **1604B** in Zufalls-Koinzidenz-Sinogramme durch Rebinning umgesetzt. In einem Ausführungsbeispiel werden die Daten in dem Schritt **1604B** in Form einer Anzahl von „Schnappschüssen“ aufgenommen, die an verschiedenen winkelmäßigen Positionen zwischen zwei winkelmäßigen Stopps aufgenommen werden. Nachdem die Detektoren in den nächsten Winkelstopp gedreht worden sind und die Singlesdaten aufgenommen sind, werden die Detektoren in dem Schritt **1605** zur Aufnahme von Daten im Koinzidenzbetrieb konfiguriert. Als nächstes werden die Koinzidenzdaten aufgenommen und in dem Schritt **1606** in Koinzidenz-Sinogramme für ein vorgeschriebenes Zeitintervall durch Rebinning umgesetzt. Wenn Emissionsdaten bei allen winkelmäßigen Stopps (Schritt **1607**) aufgenommen worden sind, gilt die Routine zu dem Schritt **1608** weiter, in dem die Zufalls-Koinzidenz-Sinogramme von den entsprechenden Koinzidenz-Sinogrammen subtrahiert werden. Wenn zusätzliche winkelmäßige Stopps vorgesehen sind, wird die Routine vom Schritt **1603** an wiederholt, indem die Detektoren temporär für den Singlesbetrieb erneut konfiguriert werden. Nachdem die Zufalls-Koinzidenzen heraus-subtrahiert worden sind, wird das Emissionsbild in dem Schritt **1609** rekonstruiert.

[0082] [Fig. 15](#) zeigt wie die Singles-Ratendaten in ein Zufalls-Koinzidenz-Sinogramm durch Rebinning umgesetzt werden. Der Detektor **10** wird in n -virtuelle unter Detektoren $S11, S12, \dots, S1n$ unterteilt, und Detektor **11** wird in n -virtuelle unter Detektoren $S21, S22, \dots, S2n$ unterteilt. Zähler, die von den Detektoren **10** und **11** detektiert werden, werden in das Zufalls-Koinzidenz-Sinogramm **92** durch Rebinning umgesetzt. Für jeden Detektorwinkel um die z-Achse erscheinen die durch Rebinning gewonnenen Daten als ein Rhombus in dem Zufalls-Koinzidenz-Sinogramm. Das endgültige Zufalls-Koinzidenz-Sinogramm ist eine Summe aller individuellen Sinogramme für jede axiale Position. In einem Ausführungsbeispiel wird die Technik des Einscheiben-Rebinnings in der axialen Richtung verwendet.

Patentansprüche

[0083] Es ist zu beachten, dass die Singlerate viel höher als die Koinzidenzrate ist. Folglich ist eine vergleichsweise kleine Zeitperiode erforderlich, um die Singlesdaten zum Zwecke der Zufallskoinzidenz-Korrektur aufzunehmen als erforderlich ist, um die Gesamtemissionsdaten aufzunehmen. Bei einem Koinzidenzbruchteil gleich 5% der Singlerate würde beispielsweise die Aufnahme der Singles nur 1/20 der gesamten Emissionsaufnahmezeit fordern. Bei einer gesamten Emissionsscannzeit von 20 Minuten würde daher beispielsweise nur eine Minute der Gesamtzeit, in der der Detektor gedreht wird, erforderlich sein, um die Singlesdaten für die Zufallskoinzidenz-Korrektur aufzunehmen.

[0084] Es ist zu erkennen, dass die Technik zur Korrektur der Zufallskoinzidenz gemäß der vorliegenden Erfindung die räumlichen Schwankungen in den Zufallskoinzidenzen durch Detektion der räumlichen Schwankungen in den Singles in Betracht zieht. Es ist zu beachten, dass, weil Zufallskoinzidenzen im allgemeinen keine hochfrequenten Daten im Vergleich zu wahren Koinzidenzen liefern, die Zufallskoinzidenzdaten in einer Matrix gespeichert werden, die kleiner ist als die normale Emissionsprojektionsmatrix. Beispielsweise kann eine 32×32×48-Matrix für die Zufallskoinzidenzdaten verwendet werden im Vergleich zu einer 128×128×96-Matrix für die normale Emissionsprojektion. Die Zufallskoinzidenzmatrix kann dann während der Korrektur expandiert werden.

[0085] Es ist auch zu beachten, dass in der Praxis die Berechnung der Zufallskoinzidenzen R als $S1 \cdot S2 \cdot W$ nicht richtig sein könnte. Daher kann es erwünscht sein, diese Gleichung unter Verwendung eines Eichfaktors zu modifizieren, d. h. $R = Cal(S1, S2) \cdot S1 \cdot S2 \cdot W$, wobei $Cal(S1, S2)$ ein Eichfaktor ist, der von $S1$ und $S2$ abhängen kann oder auch nicht. Dieser Eichfaktor kann als empirische Funktion verwirklicht werden, die unter Verwendung von Messungen mit einfachen Phantomereignissen abgeleitet worden ist.

[0086] Somit wurde ein Zweifachbetrieb-Gamma-Kamerasystem beschrieben, welches Ein-Photon-Transmissionsscannung benutzt, um eine Dämpfungskorrektur von PET-Daten durchzuführen. Obwohl die vorliegende Erfindung unter Bezugnahme auf spezielle Ausführungsbeispiele beschrieben wurde, ist ersichtlich, dass verschiedene Modifikationen und Änderungen an diesen Ausführungsbeispielen vorgenommen werden können, ohne von dem weiteren Sinn und Umfang der Erfindung abzuweichen, wie er in den Ansprüchen dargelegt ist. Folglich sind die Beschreibung und Zeichnungen in einem beschreibenden statt einem einschränkenden Sinne zu betrachten.

1. Nuklearkamerasystem umfassend:
eine Vielzahl von Detektoren zum Detektieren von Strahlung, die von einem Objekt emittiert wird, eine Ein-Photon-Strahlungsquelle zum Übertragen von Strahlung durch das Objekt zu einem der Detektoren; eine Konsole, die die Detektoren und die Strahlungsquelle trägt, um die Detektoren und die Strahlungsquelle um eine Drehachse zu drehen, wobei die Winkelposition der Ein-Photon-Strahlungsquelle um die Drehachse im Bezug auf die Winkelposition des einen Detektors fixiert ist;
eine Wahleinheit, die mit den Detektoren gekoppelt ist, um eine Auswahl zwischen einem Ein-Photon-Betrieb und einem Koinzidenzbetrieb zu ermöglichen und um die Detektoren zur Aufnahme von Daten entsprechend der Auswahl zu konfigurieren;
ein Verarbeitungssystem, das angekoppelt ist, um die Detektoren und die Strahlungsquelle zu steuern, wobei das Verarbeitungssystem die Detektoren steuert, um die Koinzidenz-Emissionsdaten von dem Objekt aufzunehmen, und wobei das Verarbeitungssystem die Ein-Photon-Strahlungsquelle steuert, um die Transmissionsdaten von dem Objekt während einer Transmissionsscannung aufzunehmen und wobei das Verarbeitungssystem die Koinzidenz-Emissionsdaten unter Verwendung der Transmissionsdaten korrigiert.

2. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 1, worin die Ein-Photon-Strahlungsquelle eine Punktquelle ist.

3. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 1, worin das Verarbeitungssystem ein Transmissionsdetektionsfenster in einem Teil des Blickfeldes von einem der Detektoren definiert, und worin die Strahlung von der Strahlungsquelle über das Blickfeld des einen Detektors in einer Richtung im wesentlichen parallel zu der Drehachse in einem Fächerstrahl-Beleuchtungsprofil synchron mit dem ersten Transmissionsdetektionsfenster gescannt wird, um die Transmissionsdaten aufzunehmen.

4. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 2, worin die Strahlung von der Strahlungsquelle entlang dem Blickfeld des einen Detektors durch eine Translationsbewegung der Strahlungsquelle entlang dem Blickfeld des einen Detektors gescannt wird.

5. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 3, worin die Strahlungsquelle eine Strahlungsabschirmung mit einer Öffnung aufweist und worin die Strahlung von der Strahlungsquelle entlang dem Blickfeld des einen Detektors durch Drehung der Öffnung gescannt wird.

6. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 1, worin die Strahlungsquelle eine fixierte Position bezüglich

einem entsprechenden der Detektoren während der Aufnahme der Transmissionsdaten hat.

7. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 1, worin das Verarbeitungssystem angekoppelt ist, um eine Position eines Tisches zum Unterstützen des Objektes zu kontrollieren, wobei das Verarbeitungssystem bewirkt, dass der Tisch während der Transmissions-scannung im Bezug auf die Drehachse auf der Basis der Positionen der ersten und zweiten Detektoren um die Drehachse herum bewegt wird.

8. Nuklearkamerasystem umfassend:
eine Vielzahl von Detektoren zum Detektieren von Szintillationsereignissen;
eine Vielzahl von Ein-Photon-Punktquellen zur Abstrahlung von Ein-Photon-Strahlung durch ein Objekt, welches abgebildet werden soll;
eine Konsole, die die Detektoren und die Punktquellen trägt, so dass die Detektoren und die Punktquellen um eine Drehachse drehbar sind, wobei die Punktquellen fixierte winkelmäßige Positionen um die Drehachse im Bezug auf die Detektoren haben; und

ein Nuklearkamerasystem nach Anspruch 1, worin ist, um die Positionen der Detektoren und der Punktquellen zu steuern, wobei das Verarbeitungssystem konfiguriert ist, um die Detektoren selektiv zur Aufnahme von Emissionsbilddaten in entweder einem Ein-Photon-Betrieb oder einem Koinzidenz-Betrieb zu steuern, wobei das Verarbeitungssystem Detektoren steuert, um Emissionsdaten von dem Objekt in dem Koinzidenzbetrieb zu erfassen, wobei das Verarbeitungssystem die Punktquellen steuert, um Transmissionsdaten von dem Objekt während einer Transmissionsscannung zu erfassen und wobei das Verarbeitungssystem die Emissionsdaten unter Verwendung der Transmissionsdaten korrigiert.

9. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 8, worin das Verarbeitungssystem angekoppelt ist, um einen Tisch zur Unterstützung des Objektes zu kontrollieren, wobei das Verarbeitungssystem bewirkt, dass der Tisch während der Transmissionsscannung relativ zu der Drehachse auf der Basis der Positionen des ersten und zweiten Detektors um die Drehachse und ein Blickfeld der Transmissionsscannung verschoben wird.

10. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 8, worin das Verarbeitungssystem ein erstes Transmissionsdetektionsfenster in einem Blickfeld eines ersten Detektors definiert, und worin das Verarbeitungssystem bewirkt, dass Strahlung von einer ersten Punktquelle über das Blickfeld des ersten Detektors in einem Fächerstrahlprofil synchron mit dem ersten Transmissionsdetektionsfenster gescannt wird

11. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 10, worin das Verarbeitungssystem ferner ein zweites

Transmissionsdetektionsfenster in einem Blickfeld eines zweiten Detektors definiert, wobei das erste und das zweite Transmissionsdetektionsfenster Positionen aufweisen, die entlang der Drehachse definiert sind; und worin während der Aufnahme der Transmissionsdaten das Verarbeitungssystem bewirkt, dass Strahlung von einer zweiten Punktquelle über das Blickfeld des zweiten Detektors in einem Fächerstrahlprofil synchron mit dem zweiten Transmissionsdetektionsfenster gescannt wird, so dass die Positionen der ersten und zweiten Transmissionsdetektionsfenster im wesentlichen nahe bei der Drehachse gehalten werden.

12. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 11, worin die Strahlung von der ersten und der zweiten Punktquelle entlang der Blickfelder des ersten und des zweiten Detektors unter Verwendung einer translatorischen Bewegung der ersten und zweiten Punktquellen gescannt werden.

13. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 11, worin die erste und die zweite Punktquelle als eine Öffnung aufweisen, und worin die Strahlung von jeder der Punktquellen entlang einem Blickfeld des ersten Detektors gescannt werden, indem die Öffnungen bewegt werden.

14. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 8, worin während der Aufnahme der Transmissionsdaten: die Punktquellen entlang der Drehachse relativ zu den Detektoren fixiert sind; und jede der Punktquellen einen entsprechenden Abschnitt eines entsprechenden Detektors bestrahlen, so dass der Abschnitt eine feste Größe und Position entlang der Drehachse hat, während die entsprechende Quelle Strahlung abgibt.

15. Nuklearkamerasystem umfassend:
ein Paar von Detektoren zum Detektieren von Szintillationsereignissen;
ein Paar von Ein-Photon-Strahlungspunktquellen zum Transmittieren von Strahlung durch ein Objekt jeweils zu einem entsprechenden der Detektoren;
eine Einrichtung zum Tragen der Detektoren, um die Detektion der Strahlung aus einer Vielzahl von Winkelpositionen um die Drehachse zu gestatten;
eine Einrichtung zum Tragen der Strahlungspunktquellen, um eine Transmission von Strahlung von einer Vielzahl von winkelmäßigen Positionen um die Drehachse zu gestatten, so dass jede der Strahlungspunktquellen bezüglich dem entsprechenden Detektor um die Drehachse herum fixiert ist; und
eine Einrichtung zum umschaltbaren Steuern der Detektoren zur Aufnahme von Emissionsbilddaten in entweder einem Ein-Photon-Betrieb oder einem Koinzidenz-Betrieb;
eine Einrichtung zur Steuerung der Strahlungsquellen, um eine Transmissionsscannung durchzuführen, um Transmissionsbilddaten von dem Objekt aufzu-

nehmen und eine Einrichtung zur Korrektur der Koinzidenz-Emissionsdaten auf Dämpfung unter Verwendung der Transmissionsbilddaten.

16. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 15, worin das Paar der Detektoren einen ersten Detektor und einen zweiten Detektor umfasst, wobei das Paar der Strahlungspunktquellen eine erste Punktquelle und eine zweite Punktquelle umfasst, und wobei das Nuklearkamerasystem ferner umfasst:

eine Einrichtung zur Definition eines ersten Transmissionsdetektionsfensters in einem Abschnitt des Blickfeldes des zweiten Detektors;

eine Einrichtung zum Definieren eines zweiten Transmissionsdetektionsfensters in einem Abschnitt des Blickfeldes des ersten Detektors;

eine Einrichtung zum Scannen der Strahlung von einer ersten Punktquelle über das Blickfeld des zweiten Detektors in einem Fächerstrahlprofil synchron mit dem ersten Transmissionsdetektionsfenster in einer Richtung im wesentlichen parallel zu der Drehachse und eine Einrichtung zum Scannen der Strahlung von der zweiten Punktquelle über das Blickfeld des ersten Detektors in einem Fächerstrahlprofil synchron mit dem zweiten Transmissionsdetektionsfenster in einer Richtung im wesentlichen parallel zu der Drehachse.

17. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 15, worin während der Transmissionsscannung:

die Punktquellen entlang der Drehachse relativ zu den Detektoren fixiert bleiben, während die Punktquellen Strahlung abgeben; und

jede der Punktquellen einen entsprechenden der Detektoren bestrahlt, so dass ein bestrahlter Abschnitt des entsprechenden Detektors eine fixierte Position entlang der Drehachse hat, während die entsprechende Quelle Strahlung abgibt.

18. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 15, ferner umfassend eine Einrichtung zur Steuerung eines Tisches zur Unterstützung des Objektes, eine Steuereinrichtung, um zu bewirken, dass der Tisch während der Transmissionsscannung relativ zu der Drehachse bewegt wird, basierend auf den Positionen des Paares der Detektoren um die Drehachse, um das effektive Blickfeld bei der Transmissionsscannung zu erhöhen.

19. Nuklearkamerasystem umfassend:

einen ersten Detektor und einen zweiten Detektor zur Detektion von Szintillationsereignissen, wobei der erste und zweite Detektor jeweils eine Bilderzeugungsoberfläche haben;

eine erste Strahlungspunktquelle und eine zweite Strahlungspunktquelle zur Transmission von Strahlung;

eine Konsole, die den ersten und den zweiten Detektor und die erste und die zweite Strahlungspunktquelle trägt, so dass der erste und der zweite Detektor und die erste und die zweite Strahlungspunktquelle

um eine Drehachse drehbar sind; und ein Verarbeitungssystem, das angekoppelt ist, um selektiv die Detektoren und die Strahlungspunktquellen zur Aufnahme von Emissionsbilddaten in entweder einem Ein-Photon-Betrieb oder einem Koinzidenz-Betrieb zu steuern, wobei das Verarbeitungssystem die Detektoren zur Aufnahme von Koinzidenz-Emissionsdaten des Objektes steuert, wobei das Verarbeitungssystem ferner die Strahlungspunktquellen zur Aufnahme von Transmissionsdaten des Objektes während einer Transmissionsscannung steuert einschließlich der Definition eines ersten Transmissionsdetektionsfensters in einem Abschnitt des Blickfeldes des zweiten Detektors und der Definition eines zweiten Transmissionsdetektionsfensters in einem Abschnitt des Blickfeldes des ersten Detektors und Scannen der Strahlung von der ersten Strahlungspunktquelle über das Blickfeld des zweiten Detektor in einem Fächerstrahlprofil synchron mit dem ersten Transmissionsdetektionsfenster und Scannen der Strahlung von der zweiten Strahlungspunktquelle über das Blickfeld des ersten Detektors in einem Fächerstrahlprofil synchron mit dem zweiten Transmissionsdetektionsfenster, wobei das Verarbeitungssystem die Koinzidenz-Emissionsdaten auf Dämpfung unter Verwendung der Transmissionsdaten korrigiert.

20. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 19, worin die Strahlung von der ersten und der zweiten Strahlungspunktquelle unter Verwendung einer Translationsbewegung der ersten und zweiten Strahlungspunktquellen gescannt wird.

21. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 19, worin die erste und die zweite Strahlungspunktquelle jeweils eine Strahlungsabschirmung mit einer sich drehenden Öffnung aufweisen, und worin die Strahlung von der ersten und der zweiten Strahlungspunktquelle unter Verwendung der Bewegung der sich drehenden Öffnung gescannt wird.

22. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 19, worin während der Transmissionsscannung: die erste und zweite Punktquelle entlang der Drehachse relativ zu den Detektoren fixiert bleiben, während die Punktquellen Strahlung abgeben; und jede der Punktquellen einen entsprechenden der Detektoren bestrahlt, so dass ein bestrahlter Abschnitt des entsprechenden Detektors eine fixierte Festposition entlang der Drehachse aufweist, während die entsprechende Quelle Strahlung abgibt.

23. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 19, worin die Winkelposition der ersten Strahlungspunktquelle um die Drehachse relativ zu der Winkelposition des zweiten Detektors um die Drehachse fixiert ist, und worin die Winkelposition der zweiten Strahlungspunktquelle um die Drehachse relativ zu der Winkelposition des ersten Detektors um die Drehachse fixiert ist.

24. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 19, worin die erste Strahlungspunktquelle und die zweite Strahlungspunktquelle auf derselben Seite einer Achse positioniert sind, die senkrecht sowohl auf der Drehachse als auch auf der Abbildungsoberfläche steht.

25. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 19, worin die erste Strahlungspunktquelle und die zweite Strahlungspunktquelle auf gegenüberliegenden Seiten einer Achse positioniert sind, die sowohl auf der Drehachse als auch auf der Abbildungsoberfläche senkrecht steht.

26. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 19, worin das Verarbeitungssystem konfiguriert ist, um einen Tisch zur Unterstützung des Objektes zu kontrollieren, wobei das Verarbeitungssystem konfiguriert ist, um zu bewirken, dass der Tisch während einer Transmissionscannung relativ zu der Drehachse verschoben wird, basierend auf den Positionen des ersten und zweiten Detektors um die Drehachse.

27. Nuklearkamerasystem umfassend:
 einen ersten Detektor und einen zweiten Detektor zur Detektion von Szintillationsereignissen, wobei der erste Detektor und der zweite Detektor jeweils Abbildungsflächen haben;
 eine erste Ein-Photon-Strahlungspunktquelle, die außerhalb des Blickfeldes des ersten Detektors angeordnet und zur Transmissions von Strahlung durch ein Objekt auf den zweiten Detektor vorgesehen ist;
 eine zweite Ein-Photon-Strahlungspunktquelle, die außerhalb des Blickfeldes des zweiten Detektors montiert und zur Transmissions von Strahlung durch das Objekt zu dem ersten Detektor bestimmt ist;
 eine Einrichtung zum Tragen des ersten und zweiten Detektors, so dass der erste und der zweite Detektor um eine Drehachse drehbar sind, so dass die Detektoren so positioniert sind, dass ihre Abbildungsflächen im wesentlichen parallel zueinander liegen, und so dass die Detektoren in einer Orientierung konfigurierbar sind, in der ihre Abbildungsflächen im wesentlichen senkrecht zueinander stehen;
 eine Einrichtung zum Tragen der ersten und zweiten Strahlungspunktquelle, so dass die erste und die zweite Strahlungspunktquelle um die Drehachse drehbar sind, so dass die Winkelposition der ersten Strahlungspunktquelle um die Drehachse drehbar sind, so dass die Winkelposition der ersten Strahlungspunktquelle um die Drehachse relativ zu der Winkelposition des zweiten Detektors um die Drehachse fixiert ist, und die Winkelposition der zweiten Strahlungspunktquelle um die Drehachse relativ zu der Winkelposition des ersten Detektors um die Drehachse fixiert ist; und
 eine Einrichtung zum wahlweisen Konfigurieren der Detektoren zur Aufnahme von Emissionsdaten eines Objektes in entweder einem Ein-Photon-Betrieb oder einem Koinzidenz-Betrieb;

eine Einrichtung zur Durchführung einer Koinzidenz-emissionsscannung des Objektes, um Koinzidenz-emissionsdaten zu erfassen; und
 eine Einrichtung zum Steuern der Strahlungspunktquellen und der Detektoren, um Transmissionsdaten des Objektes aufzunehmen, wobei die Steuereinrichtung umfasst:

eine Einrichtung zur Definition eines ersten Transmissionsdetektionsfensters in einem Abschnitt des Blickfeldes des zweiten Detektors und zur Definition eines zweiten Transmissionsdetektionsfensters in einem Abschnitt des Blickfeldes des ersten Detektors;
 eine Einrichtung zur Scannung der Strahlung einer ersten Strahlungspunktquelle über das Blickfeld des zweiten Detektors synchron mit dem ersten Transmissionsfenster unter Verwendung eines Fächerstrahl-Bestrahlungsprofils;
 eine Einrichtung zur Abtastung der Strahlung von der zweiten Strahlungspunktquelle über das Blickfeld des ersten Detektors synchron mit dem zweiten Transmissionsdetektionsfenster unter Verwendung eines Fächerstrahl-Bestrahlungsprofils; und
 eine Einrichtung zur Korrektur der Koinzidenz-Emissionsdaten unter Verwendung von Transmissionsdaten.

28. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 27, worin die Steuereinrichtung ferner eine Einrichtung zum Scannen der ersten Strahlungsquelle synchron mit der zweiten Strahlungspunktquelle umfasst.

29. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 27, worin die Steuereinrichtung ferner eine Einrichtung zur Translationsbewegung der ersten und der zweiten Strahlungspunktquelle entlang dem Blickfeld des zweiten Detektors beziehungsweise des ersten Detektors in einer Richtung im wesentlichen parallel zu der Drehachse umfasst.

30. Nuklearkamerasystem nach Anspruch 27, worin die erste und die zweite Strahlungspunktquelle jeweils eine Strahlungsabschirmung mit einer variablen Öffnung aufweisen, und worin die Einrichtung zum Scannen der Strahlung von der ersten und der zweiten Strahlungspunktquelle eine Einrichtung zum Scannen der Strahlung durch Steuerung der variablen Öffnung aufweist.

31. In einem Nuklearkamerasystem mit einer Vielzahl von Szintillationsdetektoren, einer Vielzahl von Ein-Photon-Punktquellen und einer Schaltung, die konfigurierbar ist, um Szintillationsereignisse in entweder einem Koinzidenz-Betrieb oder einem Ein-Photon-Betrieb zu detektieren und aufzuzeichnen, ein Verfahren zur Erzeugung eines Bildes von einem Objekt, wobei das Verfahren die Schritte aufweist:

Aufnehmen von Koinzidenz-Emissionsdaten, die zu einem Objekt gehören, aus einer Vielzahl von winkelmäßigen Positionen um eine Achse, indem die De-

tektoren um eine Vielzahl von Winkeln um die Achse gedreht und die Detektoren konfiguriert werden, um eine Bilderzeugung in dem Koinzidenz-Betrieb vor der Aufnahme der Koinzidenzdaten durchzuführen; Aufnehmen von Transmissionsdaten an jeder von einer Vielzahl von Winkelpositionen unter Verwendung von wenigstens einem der Detektoren und einer der Ein-Photon-Punktquellen, in dem die Detektoren konfiguriert werden, um eine Bilderzeugung in einem Ein-Photon-Betrieb vor der Aufnahme der Transmissionsdaten durchzuführen und eine fixierte Position von jeder der Ein-Photon-Punktquellen um die Achse relativ zu der Vielzahl von Detektoren beizubehalten; Korrigieren der Koinzidenz-Emissionsdaten auf Dämpfung unter Verwendung der Transmissionsdaten; und Rekonstruieren eines Emissionsbildes unter Verwendung der auf Dämpfung korrigierten Koinzidenz-Emissionsdaten.

32. Verfahren nach Anspruch 31, worin das Objekt auf einem Tisch angeordnet wird, und worin der Schritt der Aufnahme von Transmissionsdaten des Objektes den Schritt umfasst, dass eine Position des Tisches wiederholt und automatisch entsprechend der gegenwärtigen Winkelposition der Detektoren um die Achse nachgestellt wird, um das effektive Blickfeld bei der Transmissionsscannung zu kompensieren beziehungsweise zu erhöhen.

33. Verfahren nach Anspruch 31, ferner umfassend den Schritt, dass die Punktquellen in einer fixierten Position relativ zu den Detektoren gehalten werden, während die Transmissionsdaten an jeder der Winkelpositionen aufgenommen werden.

34. Verfahren nach Anspruch 31, worin die Vielzahl der Detektoren einen ersten und einen zweiten Detektor umfasst, wobei die Vielzahl der Punktquellen eine erste und eine zweite Punktquelle umfasst, und wobei der Schritt der Aufnahme von Transmissionsdaten die Schritte umfasst:

Definieren eines ersten Transmissionsdetektionsfenster in einem Abschnitt des Blickfeldes des zweiten Detektors und Definieren eines zweiten Transmissionsdetektionsfensters in einem Abschnitt des Blickfeldes des ersten Detektors;

Scannen der Strahlung von der ersten Punktquelle über das Blickfeld des zweiten Detektors in einer Richtung im wesentlichen parallel zu der Achse synchron mit dem ersten Transmissionsdetektionsfenster unter Verwendung eines Fächerstrahl-Bestrahlungsprofils; und

Scannen der Strahlung von der zweiten Strahlungspunktquelle über das Blickfeld des ersten Detektors in einer Richtung im wesentlichen parallel zu der Achse synchron mit dem zweiten Transmissionsdetektionsfenster unter Verwendung eines Fächerstrahl-Bestrahlungsprofils.

Es folgen 22 Blatt Zeichnungen

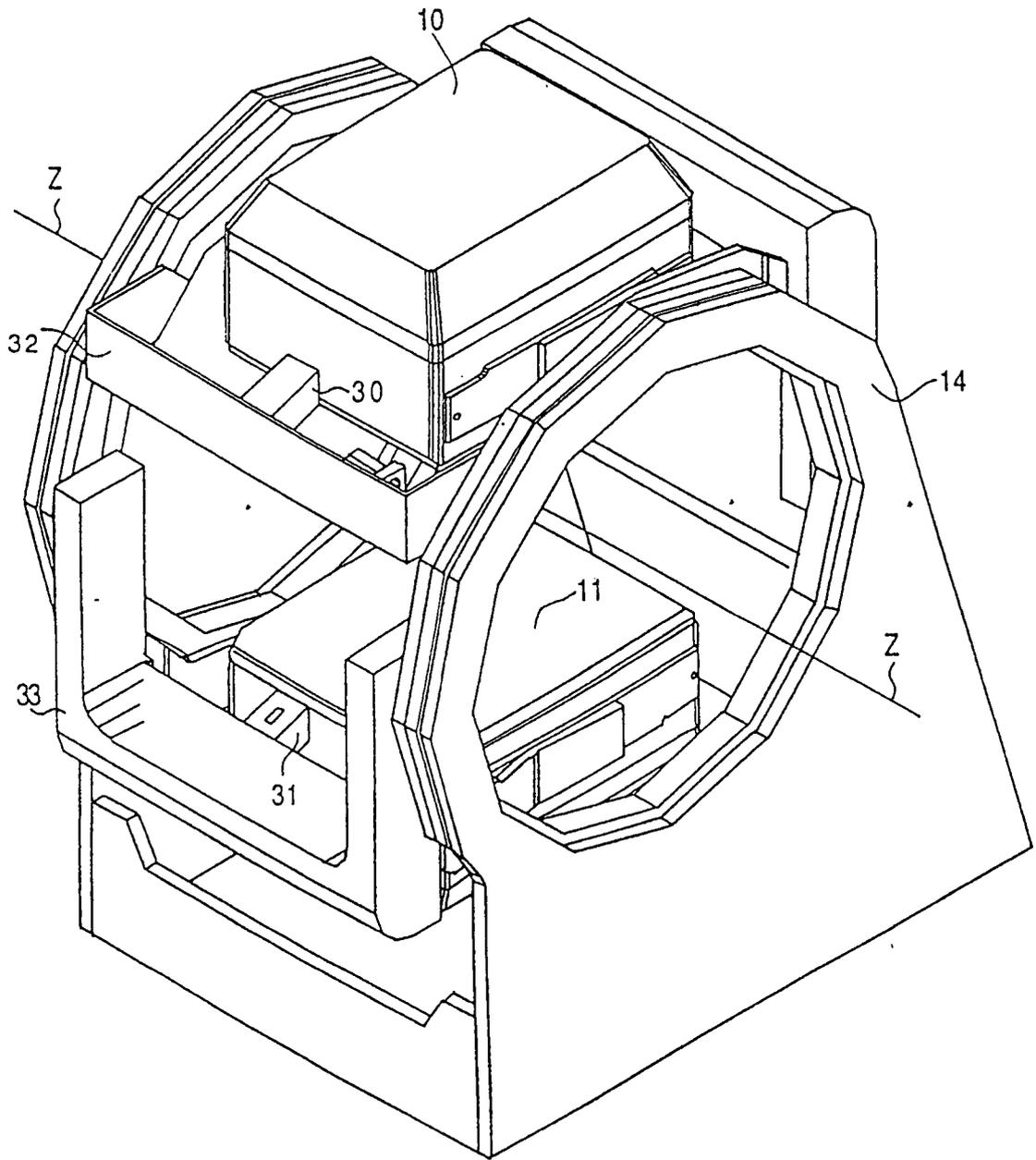


FIG. 2

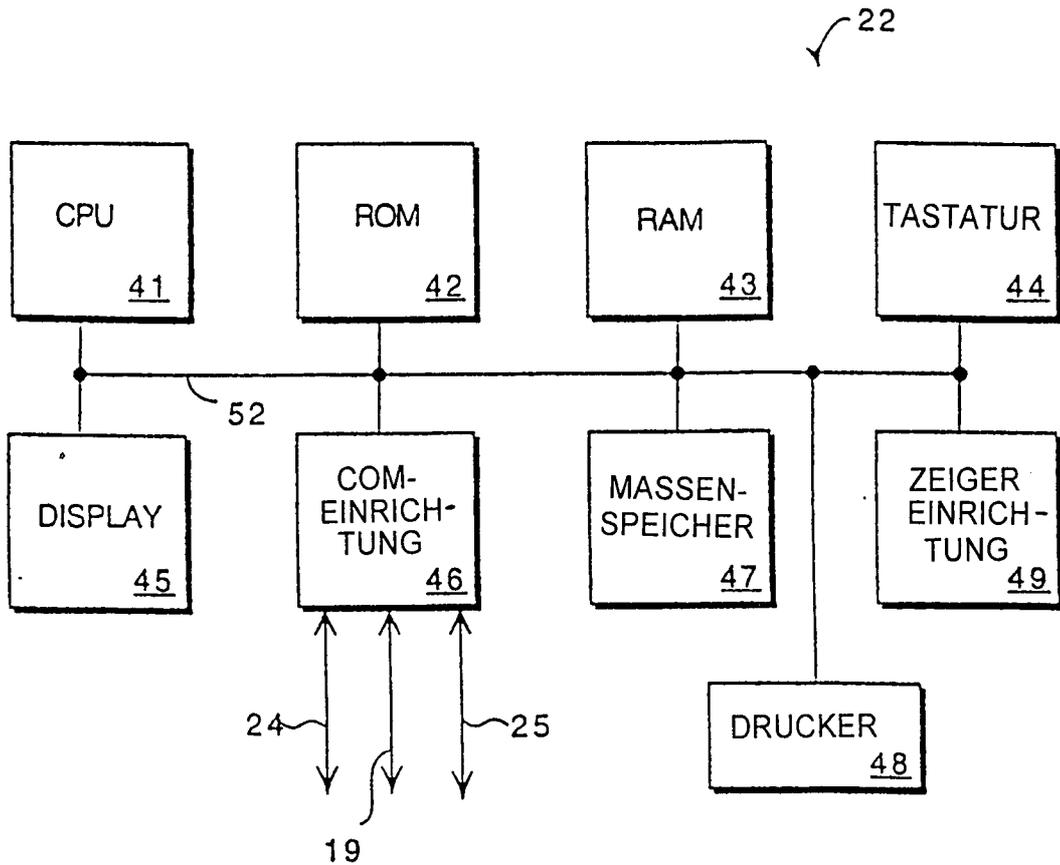


FIG. 3

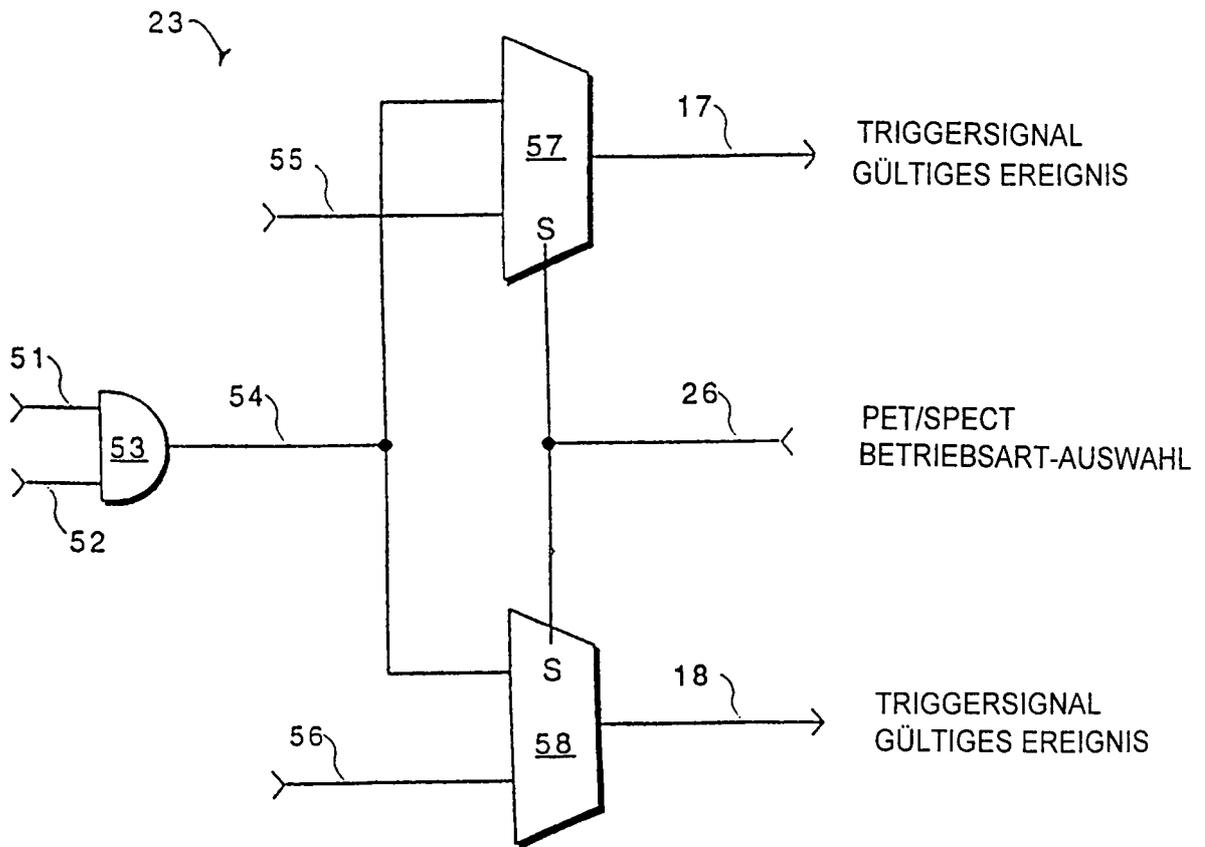


FIG. 4

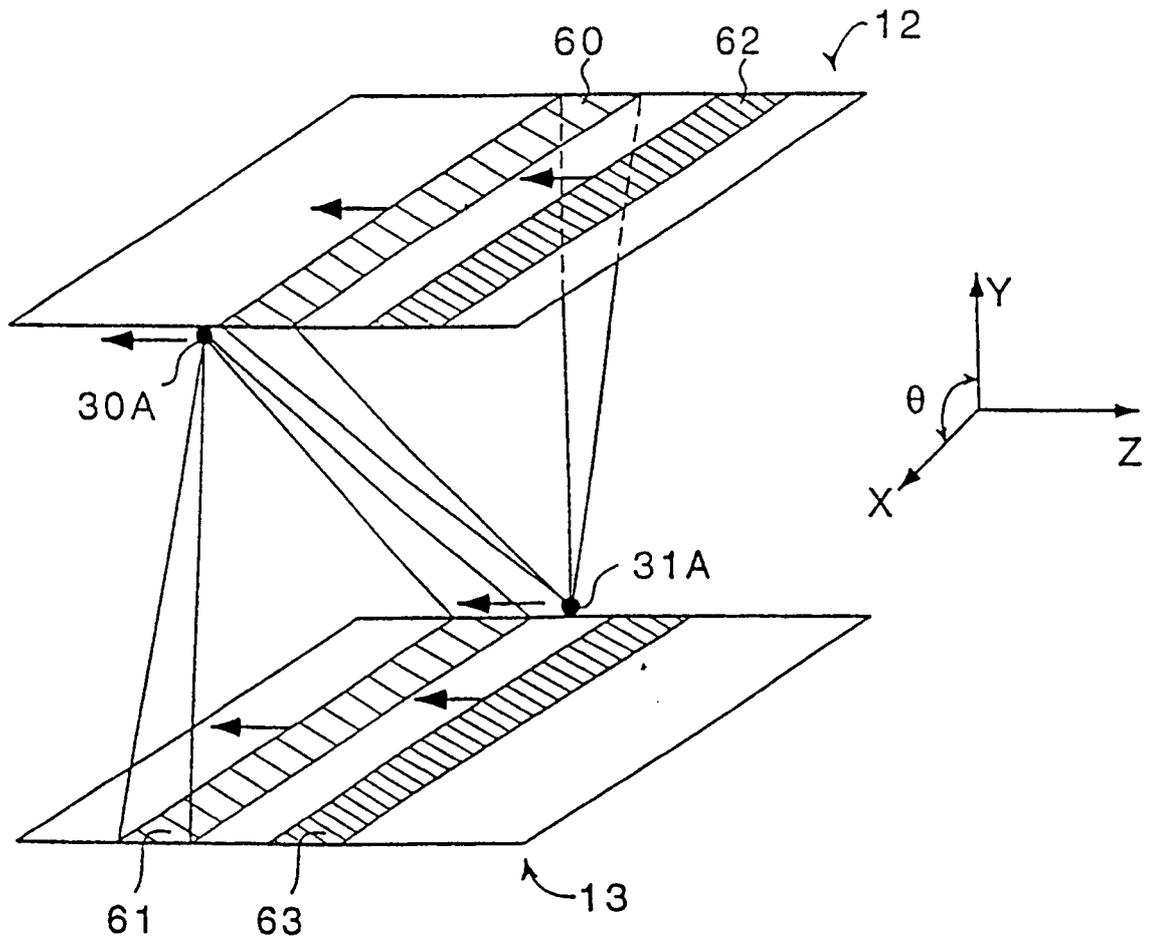


FIG. 5A

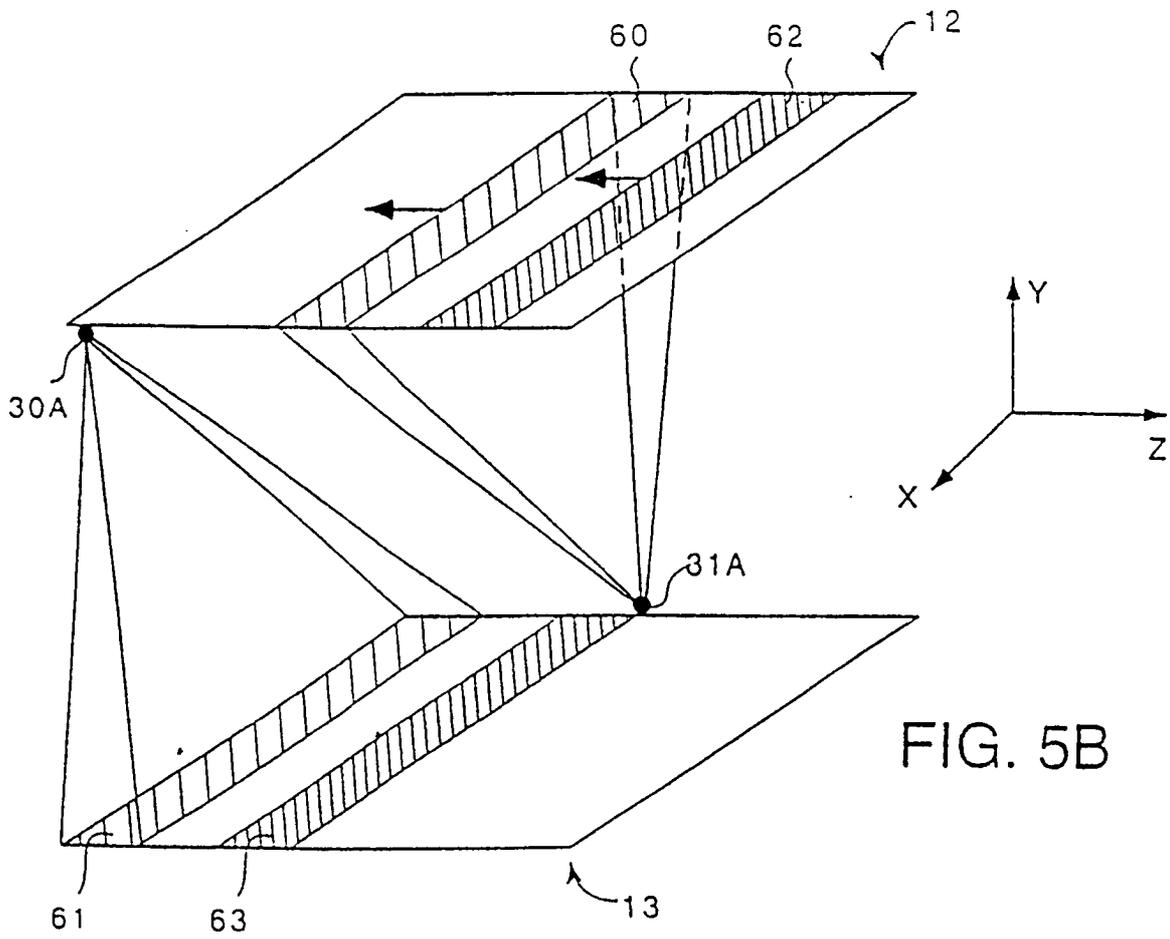


FIG. 5B

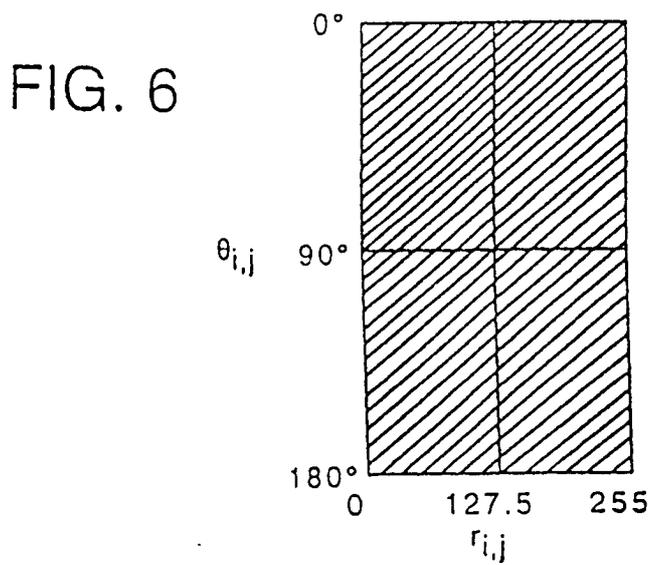
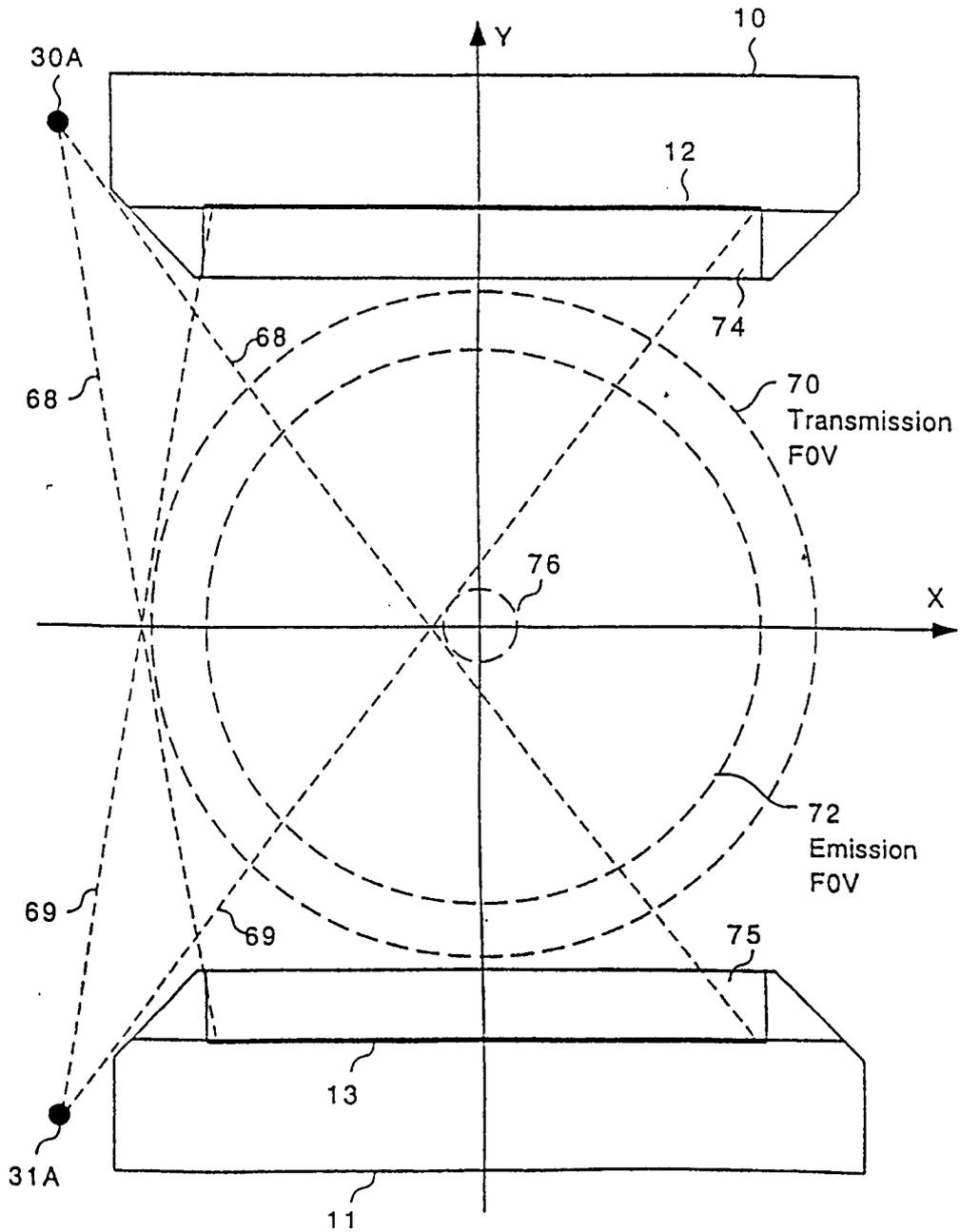


FIG. 6

FIG. 7



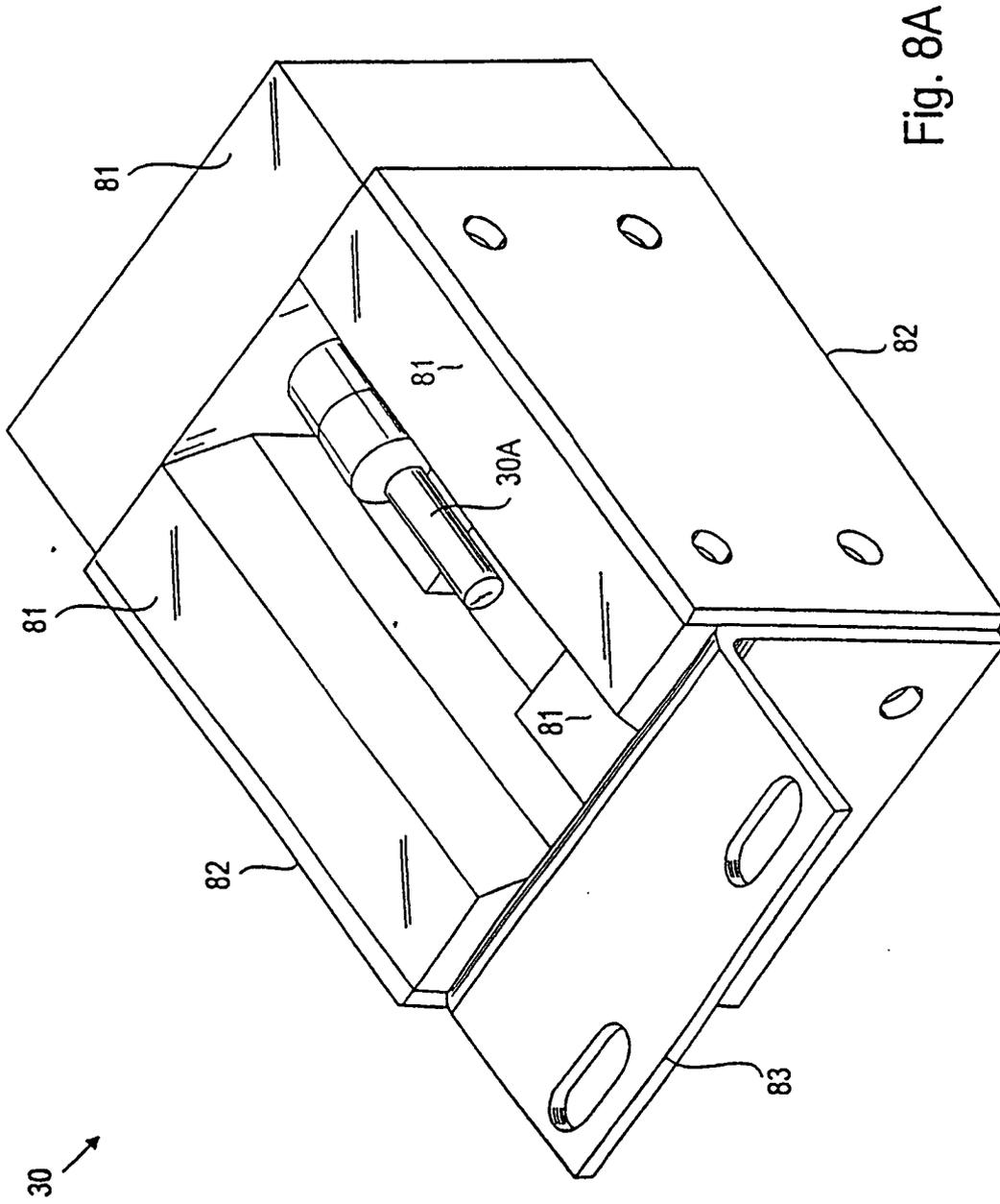
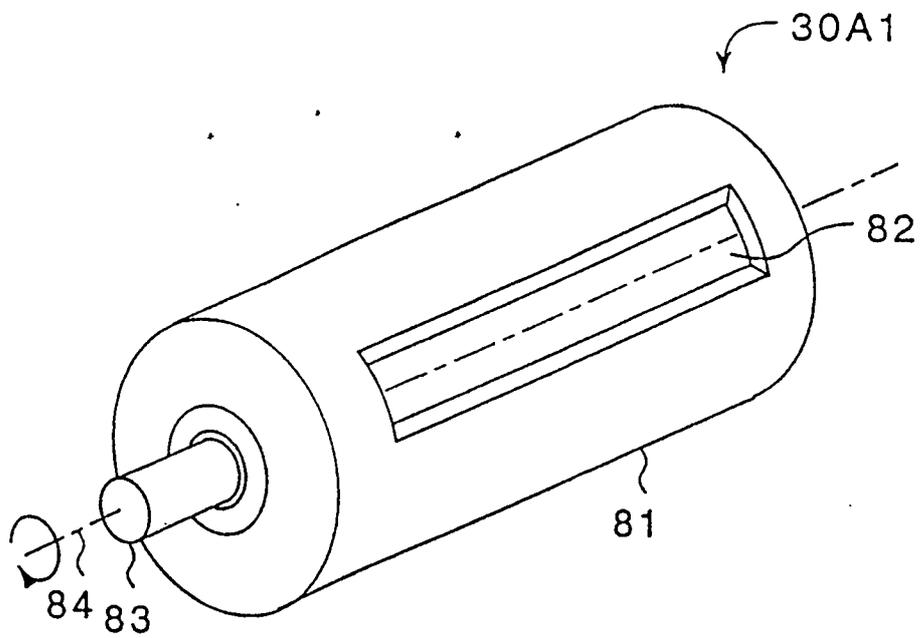


Fig. 8A

FIG. 8B



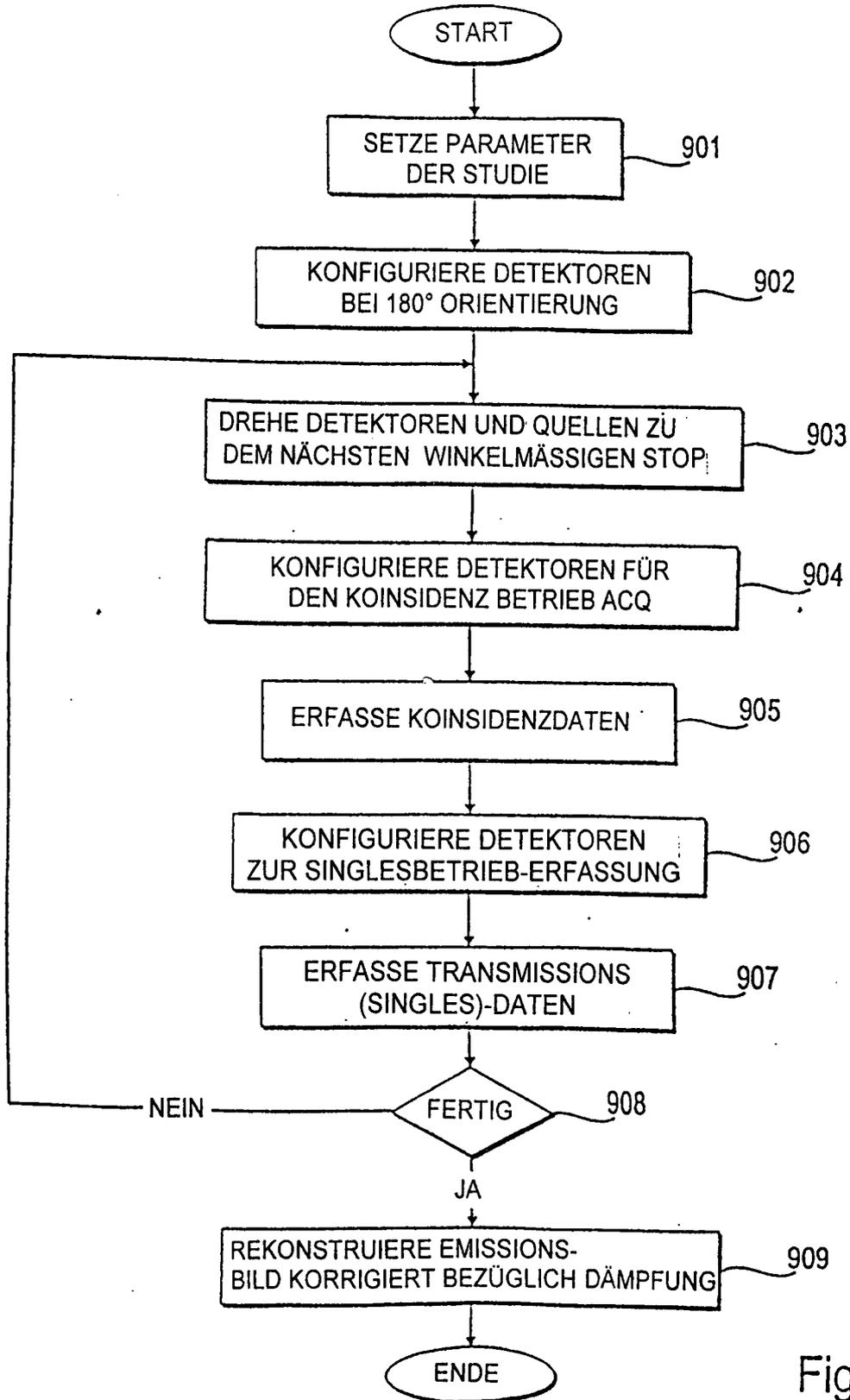


Fig. 9A

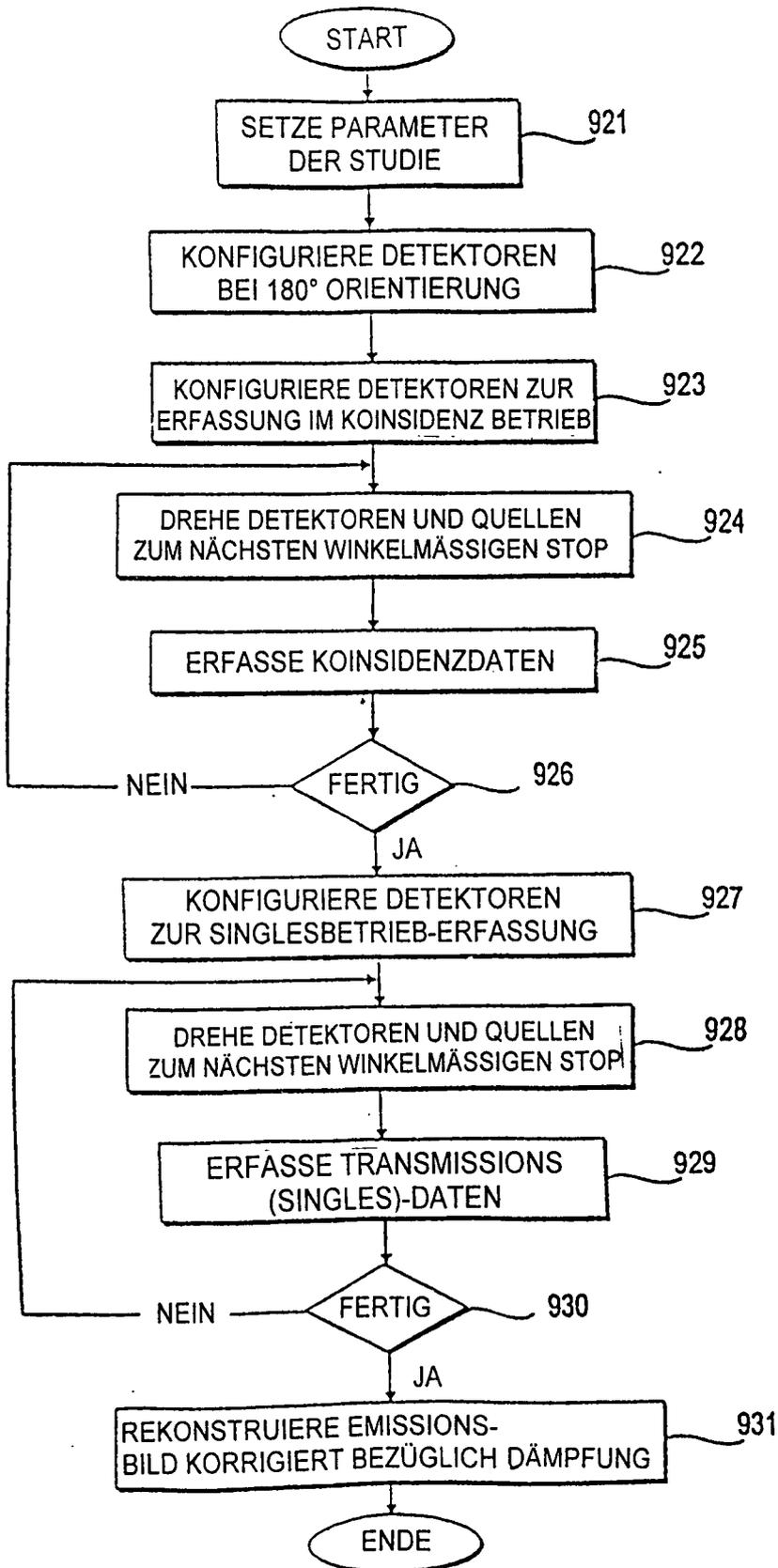
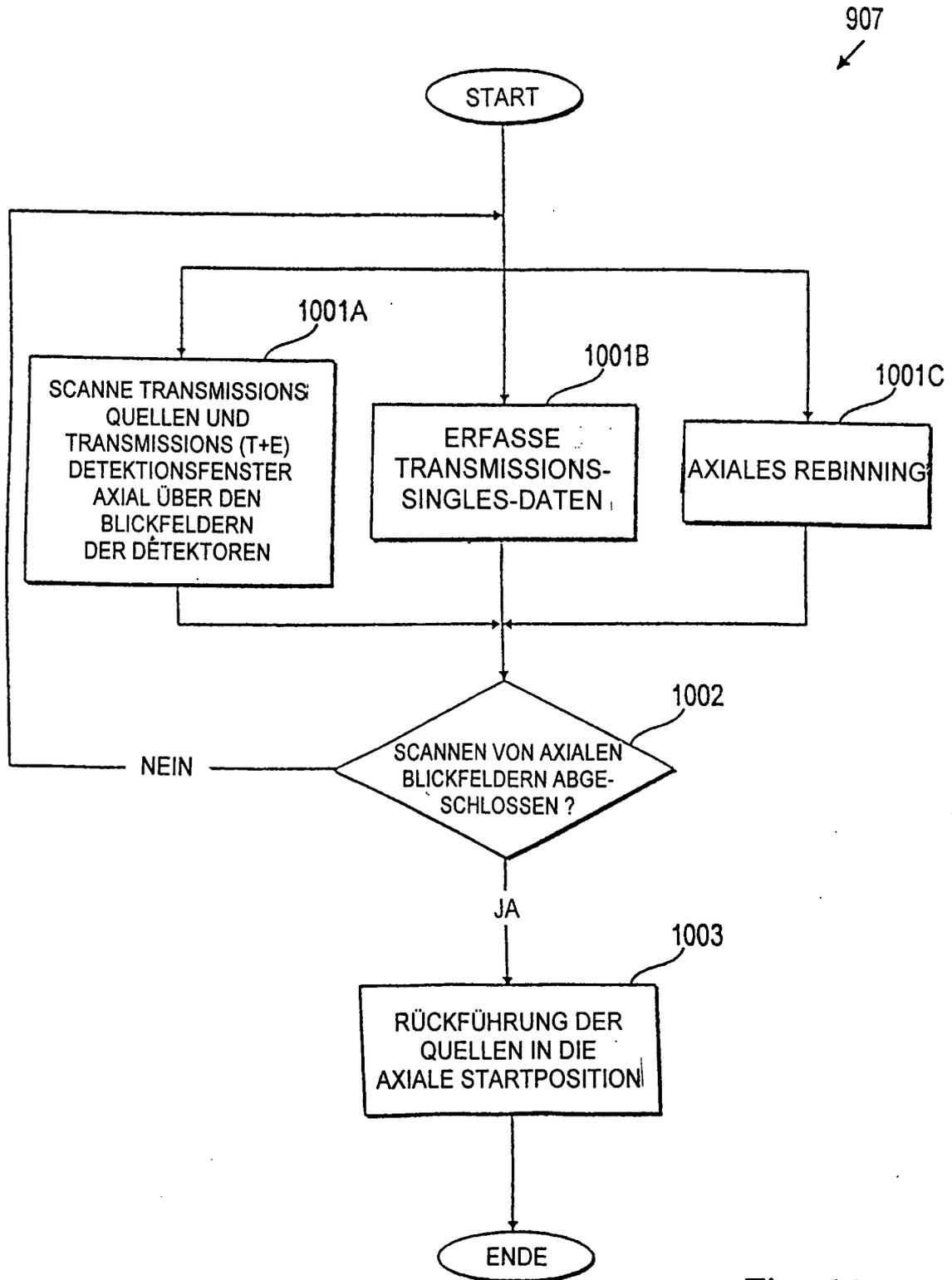


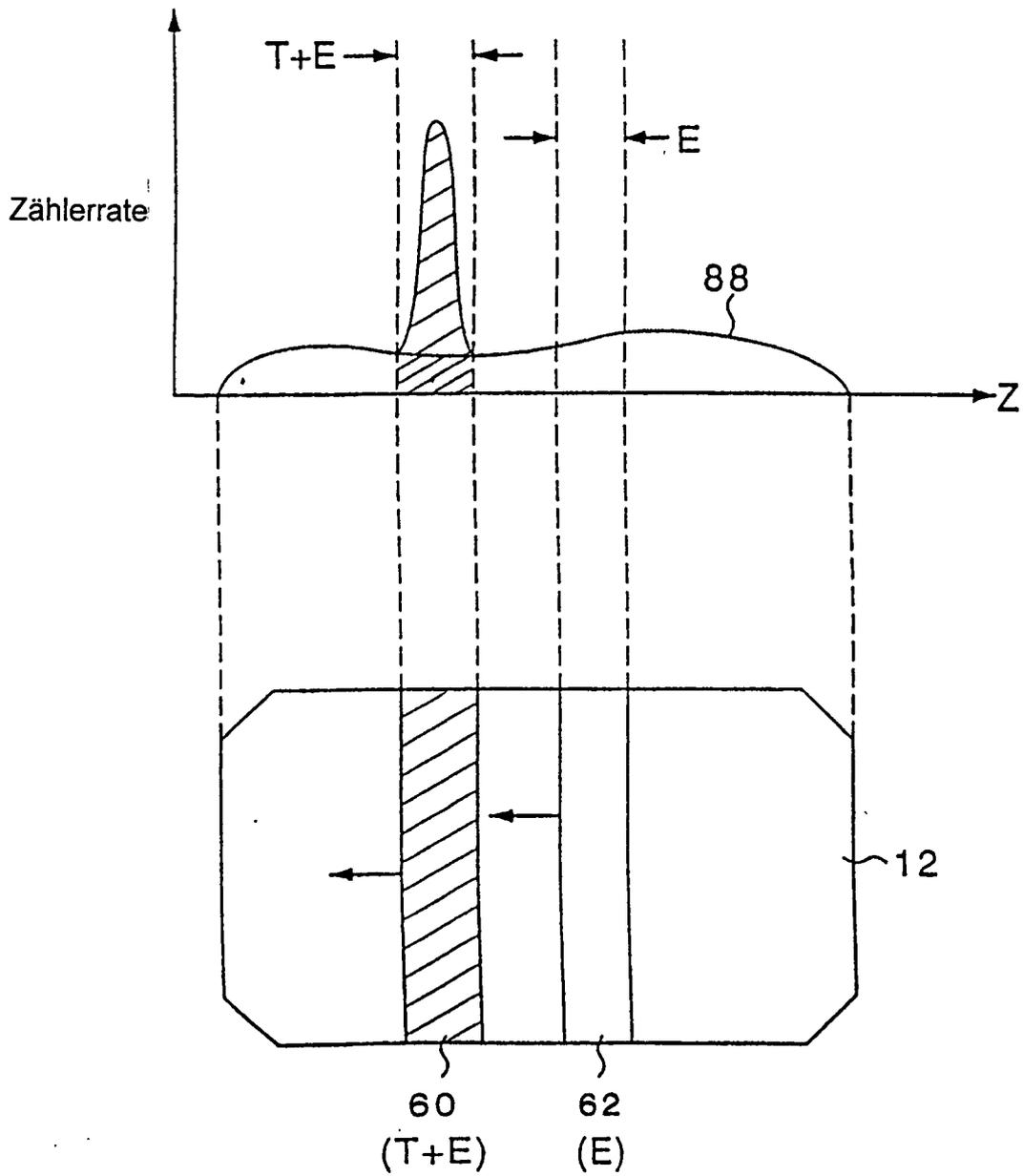
Fig. 9B



907

Fig. 10

FIG. 11A



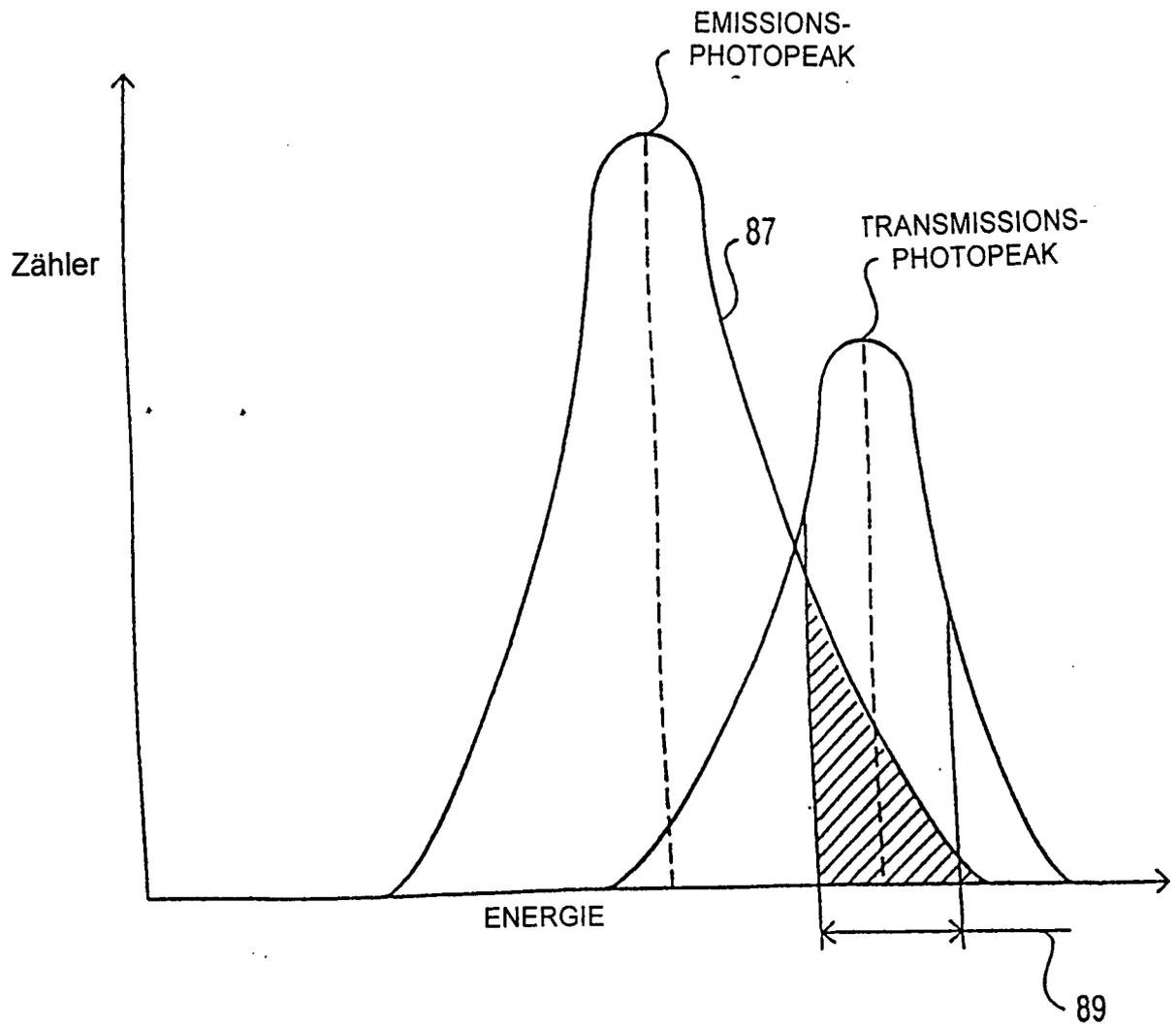
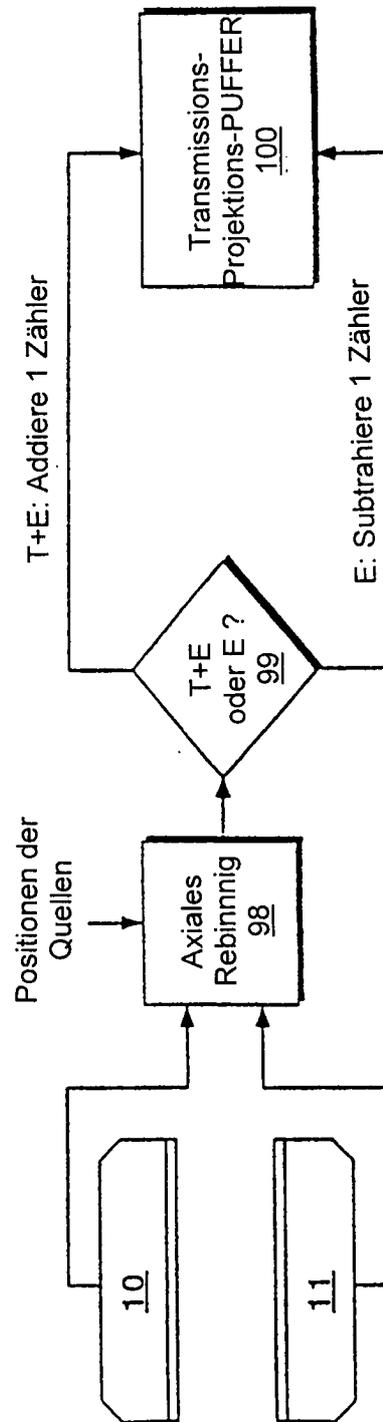


Fig. 11B

FIG. 12A



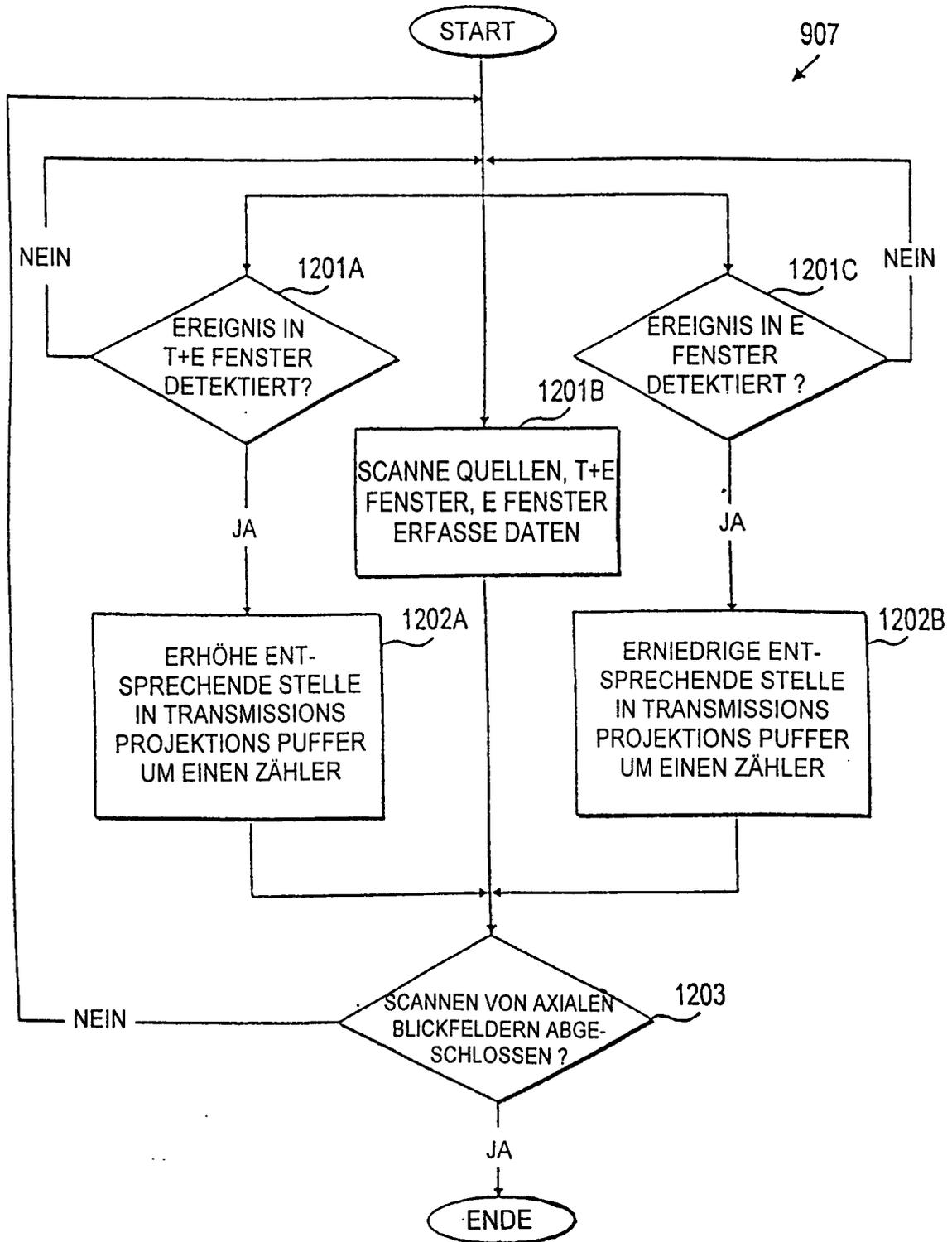


Fig. 12B

FIG. 13

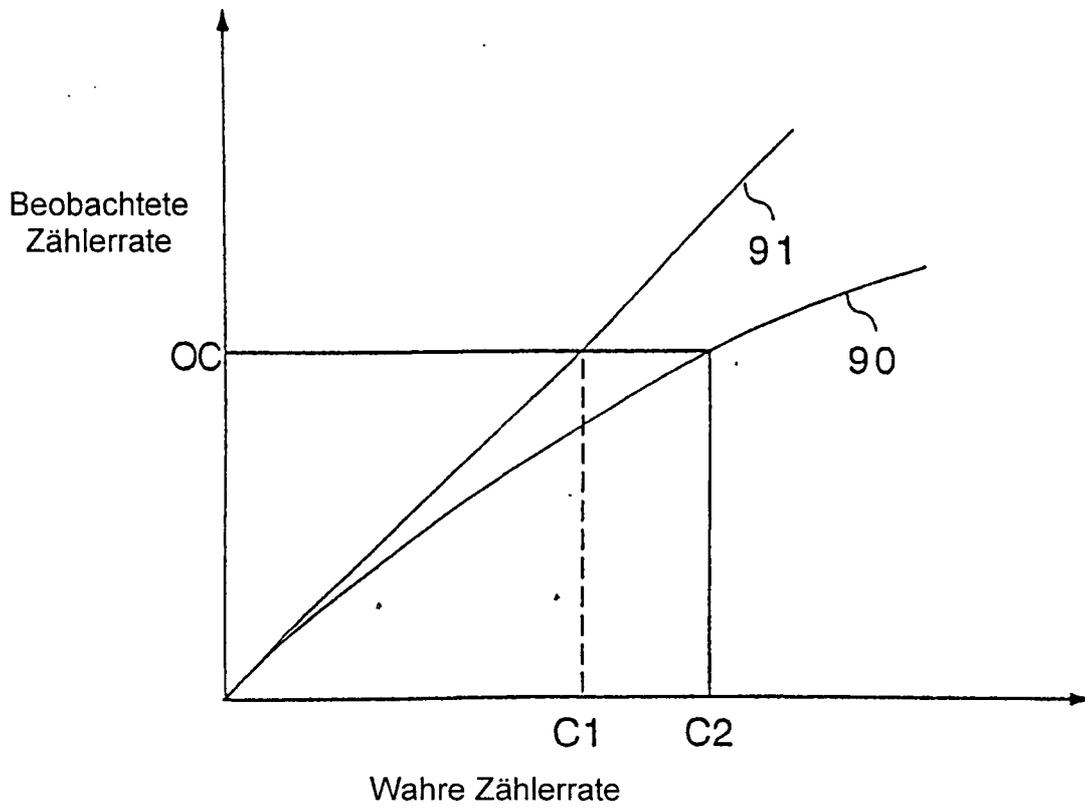
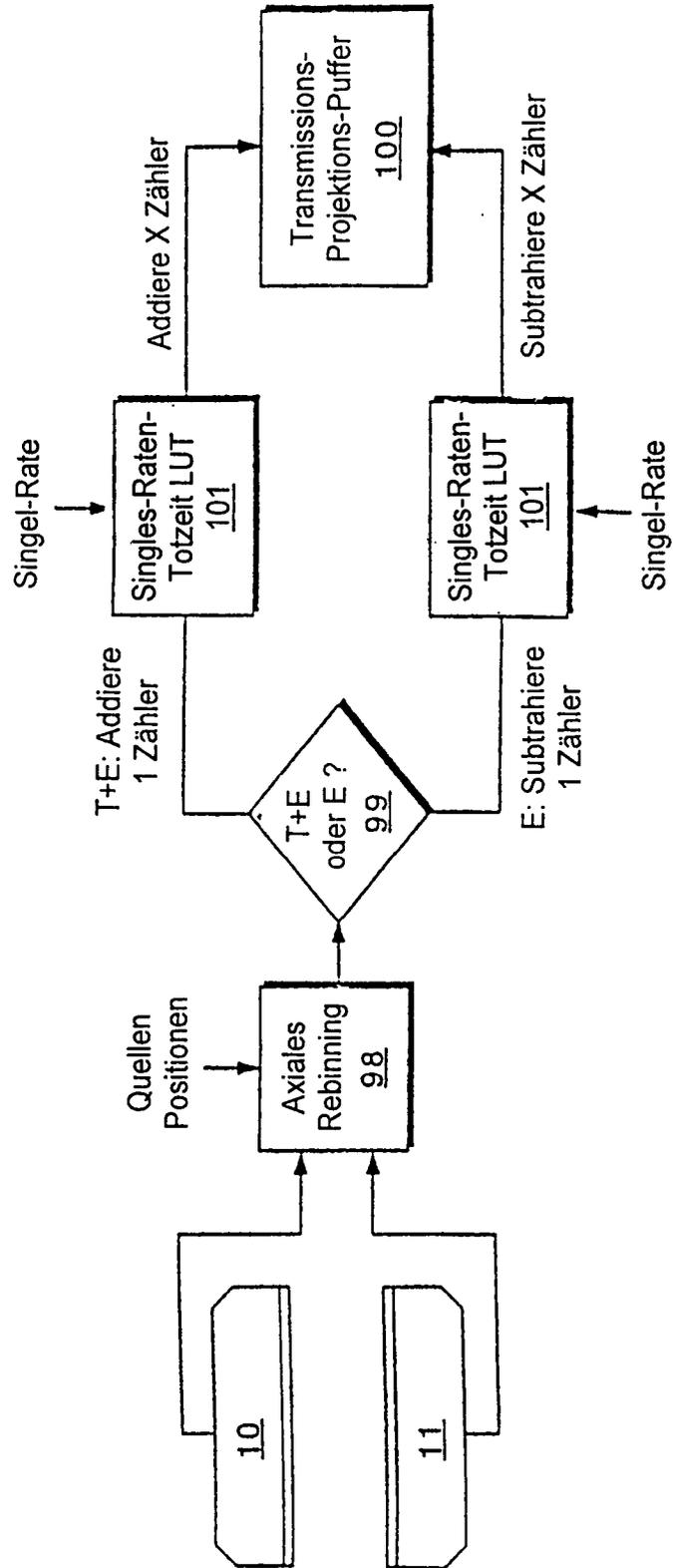


FIG. 14A



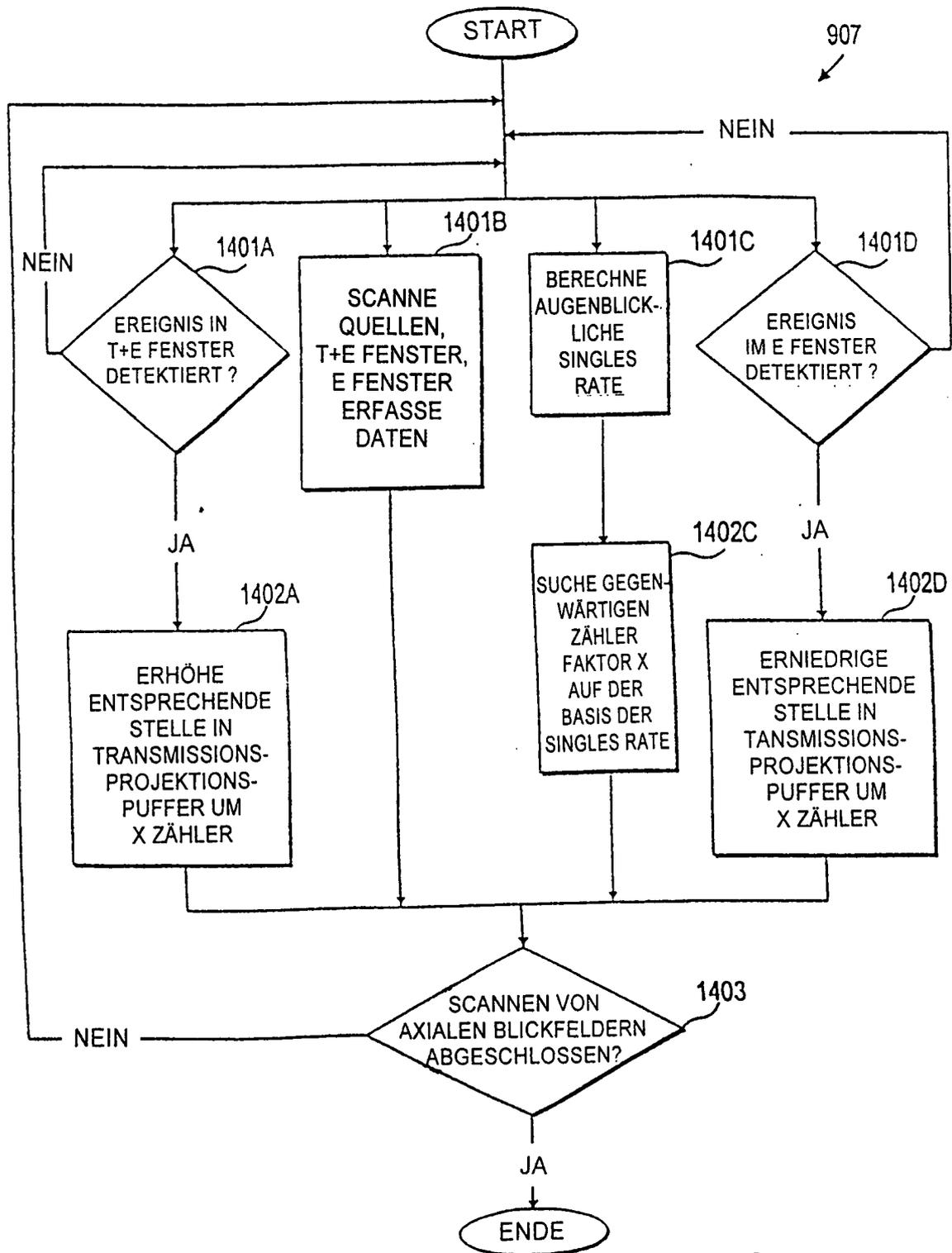


Fig. 14B

FIG. 14C

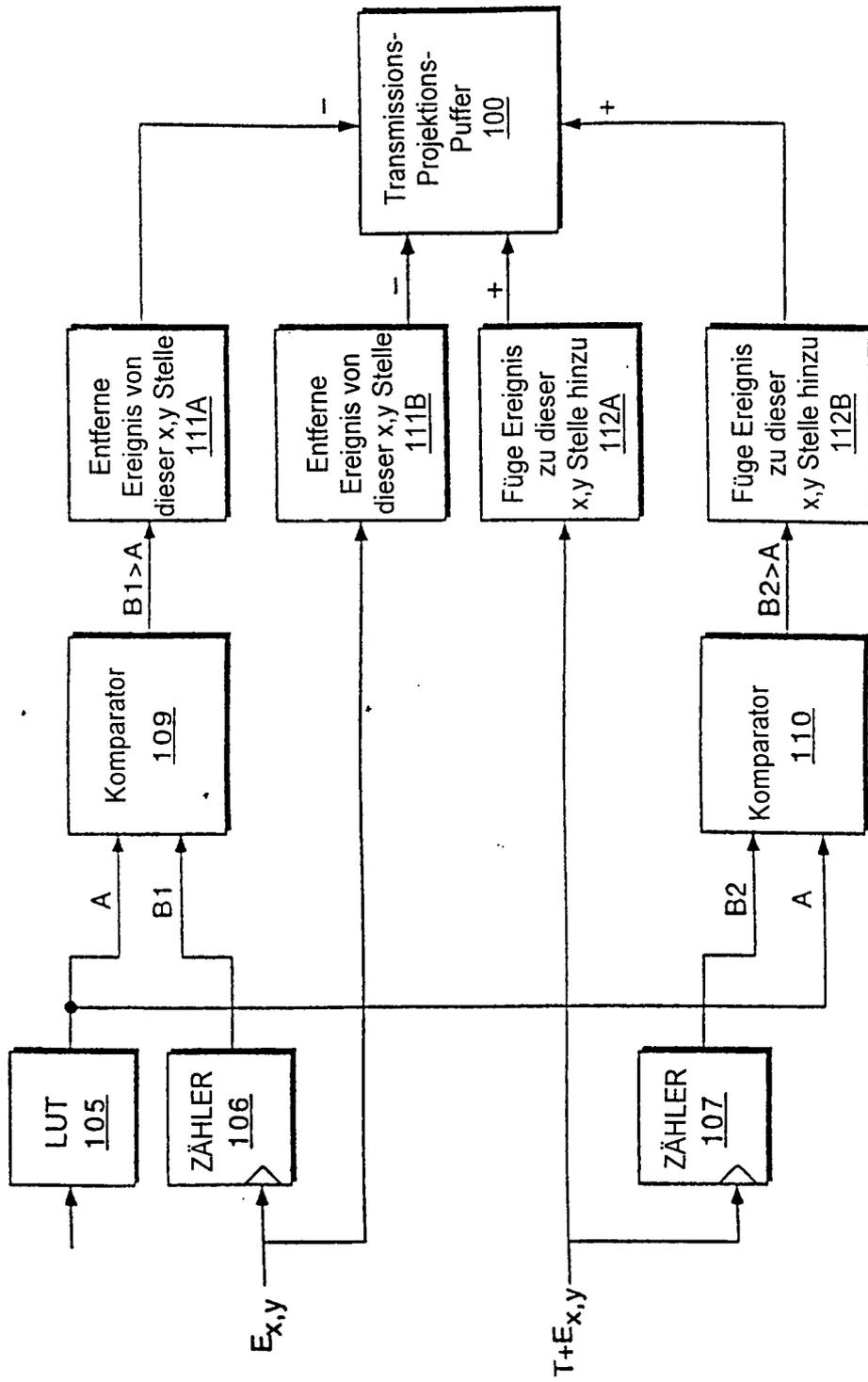
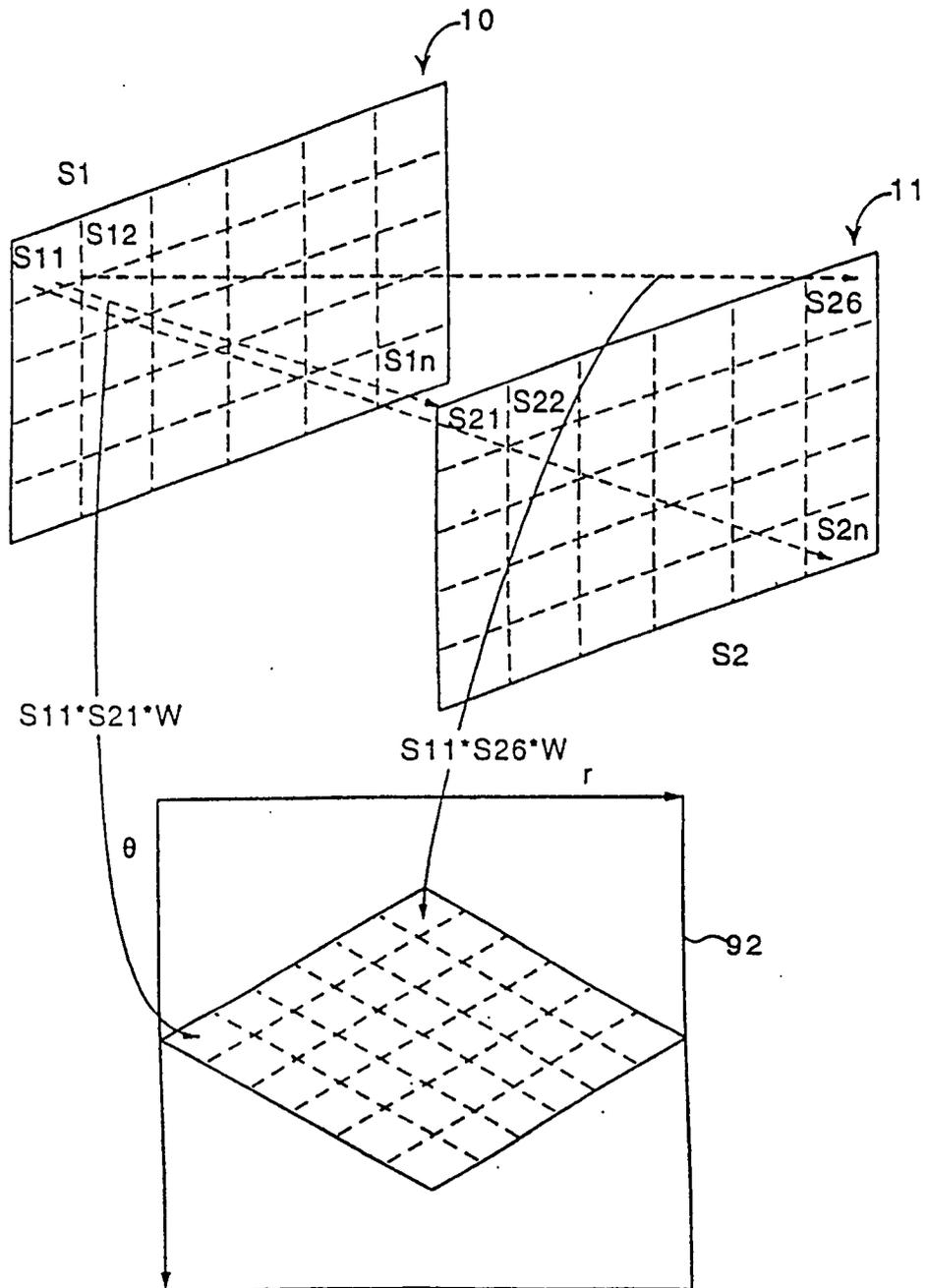


FIG. 15



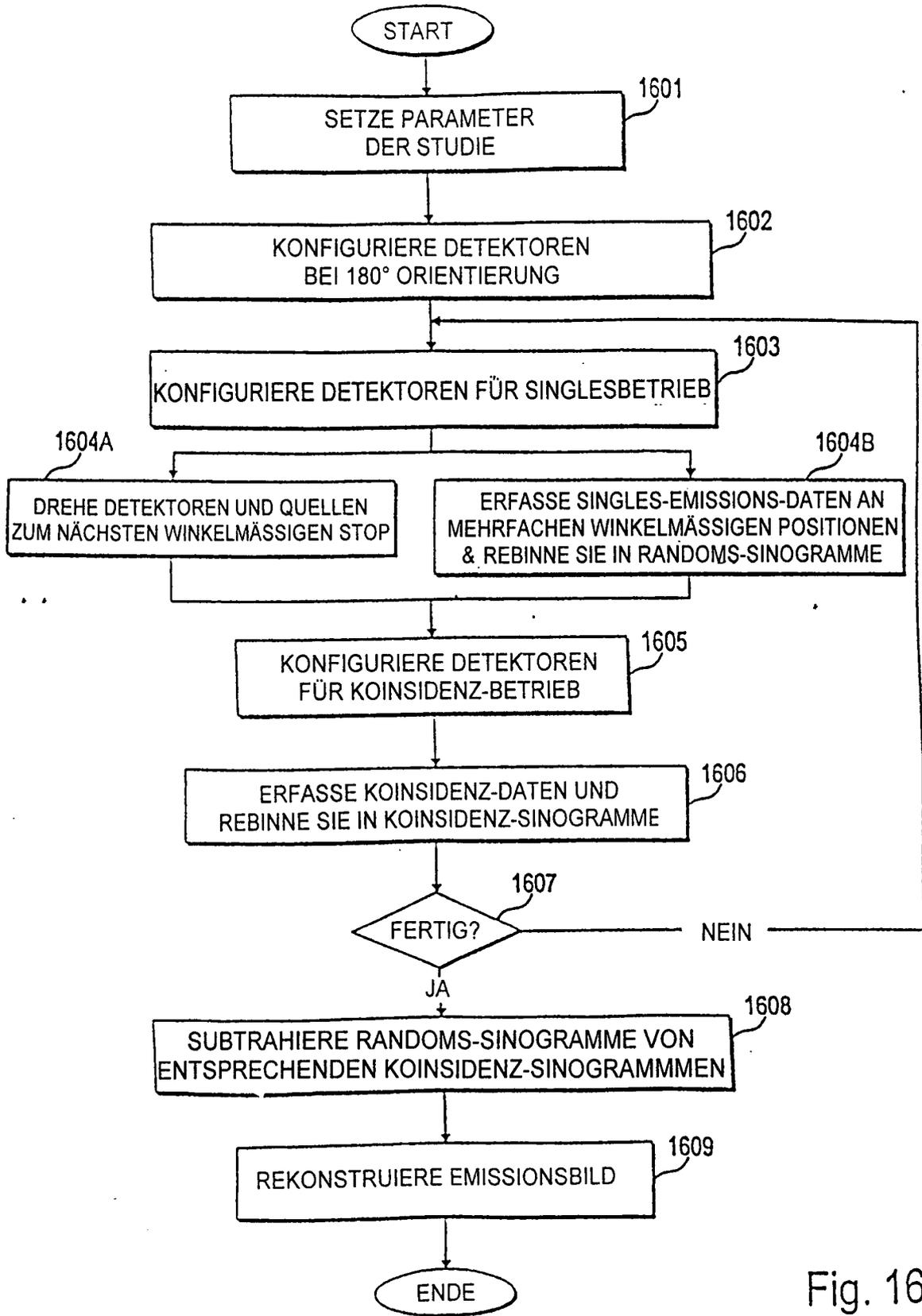


Fig. 16