



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 55 094 A1** 2004.06.17

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 55 094.1**

(22) Anmeldetag: **24.11.2003**

(43) Offenlegungstag: **17.06.2004**

(51) Int Cl.⁷: **A61B 6/03**

(30) Unionspriorität:

10/306467 27.11.2002 US

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(71) Anmelder:

**GE Medical Systems Global Technology Company
LLC, Waukesha, Wisconsin, US**

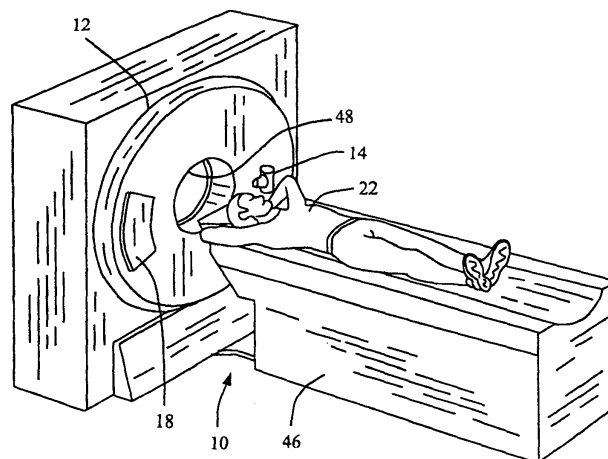
(72) Erfinder:

**Karau, Kelly Lynn, New Berlin, Wis., US; Sabol,
John Michael, Sussex, Wis., US**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur Feststellung von Struktur-Perfusions- und Funktionsabnormalitäten**

(57) Zusammenfassung: Ein Verfahren zum Ermitteln von Daten umfasst das Scannen einer Lunge (22) eines Patienten mit einem Multiple-Energie-Computertomographie(MECT)-System (10), um Daten bezüglich mehrerer Kontrastmittel zu akquirieren.



Beschreibung**Hintergrund der Erfindung**

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf die computertomographische (CT) Bilddarstellung und insbesondere auf Methoden und Vorrichtungen für die Feststellung und Diagnose von Lungenabnormalitäten.

[0002] Trotz jüngerer Fortschritte in der Computertomographietechnik (CT), wie höhere Scanngeschwindigkeiten, größere Überdeckung mit mehrfachen Detektorreihen und dünneren Schichten, fehlt es immer noch an der Energieauflösung. Ein breites Röntgenphotonenenergiespektrum der Röntgenstrahlquelle und das Fehlen einer Energieauflösung von CT-Detektionssystemen schließen nämlich eine Energiediskriminations-CT aus.

[0003] Die Röntgenstrahlschwächung durch ein gegebenes Objekt ist keine Konstante. Die Röntgenstrahlschwächung ist vielmehr stark von der Röntgenstrahlphotonenenergie abhängig. Dieses physikalische Phänomen kommt in dem Bild als Strahlaufhärtungs-Artefakte, wie etwa Ungleichmäßigkeit, Abschattung und Streifen zum Ausdruck. Einige Strahlaufhärtungs-Artefakte können leicht korrigiert werden, andere Strahlaufhärtungs-Artefakte sind aber schwieriger zu korrigieren. Bekannte Verfahren zum Korrigieren von Strahlaufhärtungs-Artefakten beinhalten eine Wasserkalibrierung, bei der jedes CT-Gerät so kalibriert wird, dass eine Strahlaufhärtung von Materialien ähnlich Wasser beseitigt wird und eine iterative Knochenkorrektur, bei der Knochen in dem Bild des ersten Durchgangs separiert und dann aus den Knochen des zweiten Durchgangs eine Korrektur der Strahlaufhärtung vorgenommen wird. Eine Strahlaufhärtung, die von anderen Materialien wie Wasser und Knochen, wie etwa von Metallen und Kontrastmitteln herrührt, kann jedoch schwierig zu korrigieren sein. Darüberhinaus liefert die gebräuchliche CT selbst mit den oben beschriebenen Korrekturverfahren keine quantitativen Bildwerte. Vielmehr zeigen die gleichen Materialien an verschiedenen Orten oft unterschiedliche CT-Werte.

[0004] Ein anderer Nachteil der gebräuchlichen CT ist das Fehlen einer Materialcharakterisierung. So kann z.B. ein stark abschwächendes Material niedriger Dichte zu dem gleichen CT-Wert in dem Bild führen wie ein weniger abschwächendes Material hoher Dichte. Lediglich auf dem CT-Wert basierend gibt es somit wenig oder keine Information über die Materialzusammensetzung eines gescannten Objekts. Wenigstens einige bekannte, gegenwärtig zur Verfügung stehende CT-Scanner sind darauf beschränkt, eine anatomische Information zu liefern. Beim Lungenscannen zeigen die mit solchen Scannern erzeugten Bilder ein beträchtliches Maß Bild-Artefakte und CT-Wert-ungenauigkeit. Diese Beschränkungen vereiteln den Einsatz des CT-Gerätes für eine anspruchsvollere Diagnose. Demgemäß wenden sich die hier beschriebenen Verfahren und Vorrichtungen

der Detektion und der Diagnose von Lungenanomalitäten zu.

Kurze Beschreibung der Erfindung

[0005] Unter einem Gesichtspunkt wird ein Datenermittlungsverfahren geschaffen. Das Verfahren beinhaltet das Scannen einer Lunge eines Patienten mit einem Multi-Energie-Computertomographie (MECT)-System, um Daten bezüglich mehrerer Kontrastmittel zu erhalten. Unter einem anderen Gesichtspunkt wird ein Multi-Energie-Computertomographie (MECT)-System geschaffen. Das MECT enthält eine Strahlungsquelle, einen Strahlungsdetektor und einen Computer, der mit der Strahlungsquelle und dem Strahlungsdetektor betriebsmäßig verbunden ist. Der Computer ist so ausgelegt, dass er Daten bezüglich eines ersten Energiespektrums eines Scans einer Lunge eines Patienten empfängt, Daten bezüglich eines zweiten Energiespektrums des Scans der Lunge empfängt, unter Verwendung von ein erstes Kontrastmittel betreffenden Daten ein erstes funktionelles Bild erzeugt und unter Verwendung von ein zweites Kontrastmittel betreffenden Daten ein zweites funktionelles Bild erzeugt.

[0006] Unter einem weiteren Gesichtspunkt wird ein Multi-Energie-Computertomographie (MECT)-System geschaffen. Das MECT enthält eine Strahlungsquelle, einen Strahlungsdetektor und einen mit der Strahlungsquelle und dem Strahlungsdetektor betriebsmäßig verbundenen Computer. Der Computer ist so ausgelegt, dass er Daten bezüglich eines ersten Energiespektrums eines Scans einer Lunge eines Patienten empfängt, dass er Daten bezüglich eines zweiten Energiespektrums des Scans empfängt und dass er die empfangenen Daten dekomponiert, um daraus mehrere Kontrastmittel betreffende Daten zu erzeugen.

[0007] Unter einem anderen Gesichtspunkt wird ein computerlesbares Medium mit einem Programm kodiert. Das Programm ist so aufgebaut, dass es einen Computer anweist Daten zu empfangen, die ein erstes Energiespektrum eines Scans einer Lunge eines Patienten betreffen, ein zweites Energiespektrum des Scans betreffen und die empfangenen Daten zu dekomponieren und daraus Daten bezüglich mehrerer Kontrastmittel zu erzeugen.

[0008] Unter einem anderen Gesichtspunkt wird ein computerlesbares Medium mit einem Programm kodiert. Das Programm ist so aufgebaut, dass es einen Computer anweist, eine Lunge eines Patienten mit einem Multi-Energie-Computertomographie (MECT)-System zu scannen, um Daten bezüglich eines ersten Kontrastmittels in einem gasförmigen Medium und eines zweiten Kontrastmittels in einem flüssigen Medium zu akquirieren, unter Verwendung von Daten bezüglich des ersten Kontrastmittels ein erstes funktionelles Bild zu erzeugen und unter Verwendung von auf das zweite Kontrastmittel bezüglichen Daten ein zweites funktionelles Bild zu erzeugen.

[0009] Unter einem weiteren Gesichtspunkt wird ein Verfahren zum Erlangen von Daten geschaffen. Das Verfahren beinhaltet die Verabreichung eines gasförmigen Kontrastmittels an einen Patienten, die Verabreichung eines flüssigen Kontrastmittels an den Patienten und das Abbilden des Patienten, um Daten bezüglich des gasförmigen Kontrastmittels und des flüssigen Kontrastmittels zu erhalten.

Kurze Beschreibung der Zeichnung

[0010] **Fig. 1** ist eine bildliche Veranschaulichung eines MECT-bildgebenden Systems,
 [0011] **Fig. 2** ist eine schematische Blockdarstellung des in **Fig. 1** dargestellten Systems,
 [0012] **Fig. 3** ist ein Flussdiagramm zur Veranschaulichung einer Vorrekonstruktionsanalyse,
 [0013] **Fig. 4** ist ein Flussdiagramm zur Veranschaulichung einer Nachrekonstruktionsanalyse,
 [0014] **Fig. 5** ist eine schematische Ansicht von Lungenventilations- und Perfusionssystemen,
 [0015] **Fig. 6** veranschaulicht Beispiele von Ventilations-Perfusionsdarstellungen,
 [0016] **Fig. 7** veranschaulicht ein Beispiel bei dem eine V/Q-Darstellung leichte Graubereiche aufweist, die anzeigen, dass die Ventilation kleiner als die Perfusion ist,
 [0017] **Fig. 8** veranschaulicht ein Beispiel, bei dem Bereiche sehr dunkler Farben anzeigen, dass die Perfusion kleiner als die Ventilation ist.

Detaillierte Beschreibung der Erfindung

[0018] Die hier beschriebenen Verfahren und Vorrichtungen betreffen die Detektion und Diagnose von Abnormalitäten in den Lungenbereichen eines Patienten unter Benutzung neuer Ansätze, die von grundlegenden Eigenschaften der Röntgenstrahlen-Material-Wechselwirkung Gebrauch machen. Auf jedem Strahlenweg werden mehrere Messwerte betreffend unterschiedliche mittlere Röntgenstrahlenergien gewonnen. Wie im Einzelnen im Nachfolgenden erläutert, wird bei einer Basis-Material-Dekomposition (BMD) und einer Compton- sowie einer photoelektrischen Dekomposition dieser Messwerte eine zusätzliche Information erhalten, die eine verbesserte Genauigkeit und Charakterisierung ermöglicht.
 [0019] Bei einigen bekannten bildgebenden CT-Systemkonfigurationen sendet eine Röntgenstrahlquelle einen fächerförmigen Strahl aus, der so kollimiert wird, dass er in einer X-Y-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems liegt, die allgemein als eine „Bildebene“ bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl durchläuft ein abzubildendes Objekt, etwa einen Patienten. Der Strahl trifft, nachdem er durch das Objekt geschwächt wurde auf eine Anordnung (array) von Strahlungsdetektoren. Die Intensität des bei der Detektoranordnung empfangenen geschwächten Strahls hängt von der Abschwächung eines Röntgenstrahls durch das Objekt ab. Jedes Detektorelement

der Anordnung erzeugt ein gesondertes, elektrisches Signal, das einen Messwert für die Strahlintensität am Detektorort abgibt. Die Intensitätsmesswerte aller Detektoren werden getrennt aufgenommen, um ein Transmissionsprofil zu erzeugen.

[0020] Bei CT-Systemen der dritten Generation werden die Röntgenstrahlquelle und die Detektoranordnung mit der Gantry in der Bildebene und so um das abzubildende Objekt herum gedreht, dass der Winkel unter dem der Röntgenstrahl das Objekt durchschneidet, sich dauernd ändert. Eine Gruppe von Röntgenstrahlschwächungsmesswerten, d.h. Projektionsdaten von der Detektoranordnung bei einem bestimmten Gantry-Winkel wird als eine „Ansicht“ bezeichnet. Ein „Scan“ des Objektes umfasst einen Satz Ansichten, die unter verschiedenen Gantry-Winkeln oder Blickwinkeln während eines Umlaufs der Röntgenstrahlquelle und des Detektors gemacht werden.

[0021] Bei einem axialen Scan werden die Projektionsdaten so verarbeitet, dass ein Bild erzeugt wird, das einem zweidimensionalen Schichtbild durch das Objekt entspricht. Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes aus einem Satz Projektionsdaten wird auf dem Fachgebiet als gefilterte Rückprojektionstechnik bezeichnet. Dieses Verfahren wandelt die Schwächungsmesswerte eines Scans in „CT-Werten“ oder „Hounsfield-Einheiten“ (HE) genannte ganze Zahlen um, die dazu verwendet werden den Helligkeitswert eines entsprechenden Pixels auf einer Kathodenstrahlbildröhre zu steuern.

[0022] Um die gesamte Scannzeit zu verringern, kann ein „Spiralscan (helical scan)“ vorgenommen werden. Um einen „spiralförmigen“ Scann durchzuführen, wird der Patient bewegt, während die Daten für die vorgeschriebene Zahl von Schichtaufnahmen gewonnen werden. Ein solches System erzeugt aus einem spiralförmigen Scannvorgang mit Fächerstrahl eine einzige Helix. Die von dem Fächerstrahl jeweils abgebildete Helix liefert Projektionsdaten, aus denen Abbildungen für jede vorgeschriebene Schichtaufnahme rekonstruiert werden können.

[0023] Rekonstruktionsalgorithmen für das Spiralscannen verwenden typischerweise Spiralgewichtungsalgorithmen, die die gesammelten Daten als Funktion des Betrachtungs-(Blick)-Winkels und des Detektorkanalindex gewichten. Im Einzelnen werden die Daten vor einem gefilterten Rückprojektionsverfahren entsprechend einem Spiralgewichtungsfaktor gewichtet, der eine Funktion sowohl des Gantry-Winkels als auch des Detektorwinkels ist. Die gewichteten Daten werden dann so verarbeitet, dass CT-Werte erzeugt und ein Bild aufgebaut werden, das einer zwei-dimensionalen Schichtaufnahme durch das Objekt entspricht.

[0024] Um die Gesamtakquisitionszeit weiter zu verringern, wurde die Mehrschicht-CT eingeführt. Bei der Mehrschicht-CT werden zu jedem Zeitpunkt mehrere Reihen Projektionsdaten gleichzeitig erfasst. Kombiniert mit dem Spiralscannenverfahren erzeugt das

System eine einzige Helix von Kegelstrahlprojektionsdaten. Ähnlich der Einschicht-Spiralgewichtungsvorgangsweise kann ein Verfahren abgeleitet werden, um die Gewichtung der Projektionsdaten vor dem gefilterten Rückprojektionsalgorithmus zu erhöhen.

[0025] Ein Element oder ein Schritt, das bzw. der im Singular angeführt ist und dem das Wort „ein“ oder „eine“ vorausgeht, ist, wie es hier verwendet wird, so zu verstehen, dass es den Plural dieser Elemente oder Schritte nicht ausschließt, es sei denn, dieser Ausschluss wäre ausdrücklich erwähnt. Darüberhinaus kann die Bezugnahme auf „eine Ausführungsform“ der vorliegenden Erfindung nicht so verstanden werden, dass sie das Vorhandensein weiterer Ausführungsformen ausschließt, die ebenfalls die angeführten Merkmale aufweisen.

[0026] Der Ausdruck „Rekonstruktion eines Bildes“, wie er hier verwendet wird, soll außerdem keine Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung ausschließen, bei denen zwar ein Bild wiedergebende Daten, aber kein betrachtbares Bild erzeugt werden. Viele Ausführungsformen erzeugen aber wenigstens ein betrachtbares Bild (oder sind dazu eingerichtet ein solches zu erzeugen).

[0027] Es werden hier Verfahren und Vorrichtungen zum Feststellen struktureller perfusionsbedingter und funktioneller Anomalitäten im Lungengewebe unter Verwendung von einem Energiediskriminations-(auch bekannt als Multi-Energie)-Computertomographie-System (MECT) beschrieben. Zunächst werden das MECT-System **10** und daran anschließend Lunganwendungen unter Verwendung des MECT-Systems **10** beschrieben.

[0028] Energiediskriminations-(Multi-Energie)-CT-System **10**.

[0029] Bezugnehmend auf die **Fig. 1, 2** ist dort ein Multi-Energie-Scanning bildgebender bspw. ein Multi-Energie-Mehrschicht Computerthermographie bildgebendes System **10** (MECT) dargestellt, das eine Gantry **12** aufweist, die für ein CT bildgebendes System „der dritten Generation“ repräsentativ ist. So wie es hier verwendet wird, kann ein Multi-Energie-Computertomographie-System auch als ein Energiediskriminations-CT (EDCT-System) bezeichnet werden. Die Gantry **12** weist eine Röntgenstrahlquelle **14** auf, die einen Röntgenstrahl **16** auf eine Detektoranordnung **18** auf der gegenüberliegenden Seite der Gantry **12** wirft. Die Detektoranordnung **18** besteht aus einer Anzahl (nicht dargestellter) Detektorreihen, die jeweils eine Anzahl Detektorelemente **20** enthalten, welche zusammen die ausgesendeten Röntgenstrahlen erfassen, welche durch ein Objekt, wie einen medizinischen Patienten **22**, durchgehen. Jedes Detektorelement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahls wiedergibt und deshalb dazu verwendet werden kann die Schwächung des Strahls bei dessen Durchgang durch das Objekt oder den Patienten **22** abzuschätzen. Während eines Scans zur Aufnahme von Rönt-

genstrahlprojektionsdaten werden die Gantry **12** und die in dieser angeordneten Komponenten um einen Rotationsmittelpunkt **24** gedreht. **Fig. 2** zeigt lediglich eine einzige Reihe Detektorelemente **20** (d.h. eine Detektorreihe).

[0030] Mehrschichtdetektoranordnungen **18** können jedoch eine Anzahl paralleler Detektorreihen aus Detektorelementen **20** aufweisen, derart, dass während eines Scans gleichzeitig Projektionsdaten gewonnen werden können, die einer Anzahl quasi paralleler oder paralleler Schichtaufnahmen entsprechen.

[0031] Die Drehbewegung der Komponenten der Gantry **12** und der Betrieb der Röntgenstrahlquelle **15** werden durch einen Steuermechanismus **26** des MECT-Systems **10** kontrolliert. Der Steuermechanismus **26** weist eine Röntgenstrahlsteuereinrichtung **28** auf, die Leistungs- und Taktsignale an die Röntgenstrahlquelle **14** und einen Gantry-Motorregler **30** gibt, der die Drehgeschwindigkeit und die jeweilige Stellung der Komponenten der Gantry **12** steuert. Ein Datenakquisitionssystem (DAS) **32** in dem Steuermechanismus **26** akquiriert Analogdaten von den Detektorelementen **20** und konvertiert diese Daten für die nachfolgende Verarbeitung in Digitalsignale. Eine Bildrekonstruktionsvorrichtung **34** empfängt akquirierte und digitalisierte Röntgenstrahlstrahlen von dem DAS **32** und führt eine Hochgeschwindigkeitsbildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als Eingangsgröße einem Computer **36** zugeführt, der das Bild in einer Speichereinrichtung **38** abspeichert. Die Bildrekonstruktionsvorrichtung **34** kann aus einer spezialisierten Hardware oder aus Computerprogrammen bestehen, die auf dem Computer **36** ausgeführt werden.

[0032] Der Computer **36** erhält außerdem über eine Konsole **40** mit einem Tastenfeld (Keyboard) Befehle und Scannparameter von einer Bedienungsperson. Eine zugeordnete Katodenstrahl-Bildröhre **42** erlaubt es der Bedienungsperson das rekonstruierte Bild und andere Daten aus dem Computer **36** zu betrachten. Die von dem Bediener zugeführten Befehle und Parameter werden von dem Computer **36** dazu benutzt Steuersignale und Information an das DAS **32**, die Röntgenstrahlsteuereinrichtung **28** und an den Gantry-Motorregler **30** zu geben. Darüberhinaus betätigt der Computer **36** einen Tischmotorregler **44**, der einen motorbetriebenen Tisch **46** steuert, um den Patienten **22** in der Gantry **12** lagerichtig zu lagern. Insbesondere bewegt der Tisch **46** Teile des Patienten **22** durch die Gantry-Öffnung **48**.

[0033] Bei einer Ausführungsform weist der Computer **36** eine Vorrichtung **50**, bspw. ein Floppydisk-Laufwerk, ein CD-Rom-Laufwerk, ein DVD-Laufwerk, eine magnetische Bildscheibenvorrichtung (MOD) oder eine andere digitale Vorrichtung, einschließlich einer Netzwerksanschlusseinrichtung, wie etwa einer Ethernet-Einrichtung auf, um von einem computerlesbaren Medium **52**, wie einer Floppydisk, einer CD-Rom, einer DVD, eine MOD oder einer

anderen digitalen Quelle, wie einem Netzwerk oder dem Internet oder auch von noch zu entwickelnden digitalen Mitteln, Instruktionen und/oder Daten abzu-lesen. Der Computer **36** ist so programmiert, dass er die hier beschriebenen und verwendeten Funktionen ausführt, wobei der Ausdruck Computer nicht nur auf solche integrierte Schaltungen beschränkt ist, die in der Fachwelt als Computer bezeichnet werden, sondern sich in aller Breite auf Computer, Rechner, Mikrocontroller, Mikrocomputer, programmierbare logische Regel- und Steuereinrichtungen, applikations-spezifische integrierte Schaltungen und andere programmierbare Schaltungen bezieht, wobei diese Ausdrücke hier untereinander austauschbar sind. Das CT bildgebende System **10** ist ein Energiediskriminations-(auch als Multi-Energie bekanntes) Computertomographiesystem (MECT), weil das System **10** so ausgelegt ist, dass es auf unterschiedliche Röntgenstrahlspektren anspricht. Dies kann bei einem gebräuchlichen CT-System der dritten Generation dadurch erreicht werden, dass es aufeinanderfolgend Projektionen mit verschiedenen Röntgenstrahlröhrenpotentialen erfasst. So werden z.B. zwei Scans entweder back-to-back oder interleaved erfasst, bei denen die Röhre z.B. auf einem Potential von 80 kVp und 160 kVp arbeitet. Alternativ sind spezielle Filter zwischen der Röntgenstrahlquelle und dem Detektor angeordnet, so dass die einzelnen Detektorreihen Projektionen unterschiedlicher Röntgenstrahlenenergiespektren aufnehmen. Alternativ können die speziellen Filter, die das Röntgenstrahlspektrum formen, für zwei Scans verwendet werden, die entweder back-to-back oder interleaved erfasst werden. Eine andere Ausführungsform besteht darin, energieempfindliche Detektoren so einzusetzen, dass jedes den jeweiligen Detektor erreichende Röntgenstrahlphoton mit seiner Photonenenergie erfasst wird. Obwohl die oben erwähnte spezielle Ausführungsform auf ein CT-System der dritten Generation Bezug nimmt, gelten die hier beschriebenen Verfahren doch auch in gleicher Weise für CT-Systeme der vierten Generation (feststehender Detektor eine Umlaufbewegung ausführende Röntgenstrahlquelle) und der fünften Generation (feststehender Detektor und feststehende Röntgenstrahlquelle).

[0034] Es gibt verschiedene Verfahren, um Mehrfach-Energie-Messwerte zu erhalten:

- (1) Scannen mit zwei voneinander verschiedenen Energiespektren,
- (2) die Photonenenergie entsprechend der Energieeinbringung in den Detektor zu erfassen und
- (3) Photonen zählen.

[0035] Das Photonen zählen ergibt eine klare Spektrumtrennung und einen nachjustierbaren Energietrennpunkt zum Abgleichen von Photonenstatistiken.

[0036] MECT erleichtert oder verhindert mehrere Probleme, die mit gebräuchlicher CT verbunden sind, wie etwa, aber nicht beschränkt auf fehlende Energiediskrimination und Materialcharakterisierung. Zu-

folge des Fehlens der Objektstreuung benötigt man lediglich das System **10**, um zwei Bereiche des Photonenenergiespektrums getrennt zu erfassen: den Niederenergiebereich und den Hochenergiebereich des auftretenden Röntgenstrahlspektrums. Das Verhalten bei irgendeiner anderen Energie kann auf der Grundlage des Signals von den beiden Energiebereichen abgeleitet werden. Dieses Phänomen rührt von dem grundsätzlichen Umstand her, dass in dem Energiebereich, an dem die medizinische CT interessiert ist, zwei physikalische Prozesse die Röntgenstrahlungsschwächung beherrschen: (1) die Comptonstreuung und (2) der photoelektrische Effekt. Auf diese Weise ergeben erfasste Signale aus den beiden Energiebereichen genügend Information, um die Energieabhängigkeit des gerade abgebildeten Materials aufzulösen. Darüberhinaus liefern die aus den beiden Energiebereichen erfassten Signale ausreichende Information, um die relative Zusammensetzung eines aus zwei Materialien bestehenden Objektes zu bestimmen. Bei einer beispielhaften Ausführungsform verwendet die MECT einen Dekompositionsalgorithmus, wie etwa einen, aber nicht beschränkt auf einen CT-Wertdifferenz-Algorithmus, einen Compton- und photoelektrischen Dekompositionsalgorithmus, einen Basismaterialdekompositionsalgorithmus (BMD) und einen logarithmischen Subtraktions-Dekompositionsalgorithmus (LSD).

[0037] Der CT-Wertdifferenz-Algorithmus umfasst den Schritt der Berechnung eines Differenzwertes in einem CT- oder Hounsfield-Wert zwischen zwei bei verschiedenen Röhrenpotentialen erhaltenen Bildern. Bei einer Ausführungsform werden die Differenzwerte auf einer pixelweisen (pixel-bypixel) Basis berechnet. Bei einer anderen Ausführungsform werden durchschnittliche CT-Wertdifferenzen über einen interessierenden Bereich berechnet. Der Compton- und photoelektrische Dekompositionsalgorithmus umfasst den Schritt der Akquisition eines Bildpaares unter Verwendung von MECT **10** und der getrennten Darstellung der Schwächungen aus den Compton- und photoelektrischen Prozessen. Der BMD Algorithmus umfasst den Schritt des Akquirieren zweier CT-Bilder, wobei jedes Bild die äquivalente Dichte eines der Basismaterialien wiedergibt. Da die Materialdichte unabhängig von der Röntgenstrahlphotonenergie ist, sind diese Bilder im Wesentlichen frei von Strahlauhfärbungs-Artefakten. Darüberhinaus kann eine Bedienungsperson das Basismaterial so wählen, dass ein bestimmtes interessiertes Material angesprochen wird, um so den Abbildungs-contrast zu erhöhen. Im Einsatz beruht der BMD-Algorithmus auf dem Konzept, dass die Röntgenstrahlungsschwächung (in dem Energiebereich für medizinische CT) eines beliebigen gegebenen Materials durch einen richtigen Dichtemix zweier anderer, zweckentsprechend vorgegebener Materialien dargestellt werden kann, wobei diese beiden Materialien die Basismaterialien genannt werden. Bei einer Ausführungsform werden die Bilder unter Verwendung des LSD-Algorithmus

mit quasi monoenergetischen Röntgenstrahlspektren akquiriert, wobei das abgebildete Objekt für jedes der beiden Materialien durch einen tatsächlichen Schwächungskoeffizienten charakterisiert werden kann, aus welchem Grund der LSD-Algorithmus keine Strahlauhfähtungskorrekturen enthält. Darüberhinaus ist der LSD-Algorithmus nicht kalibriert, sondern verwendet eine Bestimmung der Gewebeunterdrückungsparameter, die jeweils das Verhältnis des wirksamen Schwächungskoeffizienten eines gegebenen Materials bei der durchschnittlichen Energie jeder Belichtung darstellen. Bei einer beispielhaften Ausführungsform ist der Gewebeunterdrückungsparameter in erster Linie von den Spektren, die zum Akquirieren der Bilder verwendet werden und von irgendwelchen zusätzlichen Faktoren abhängig, die die gemessene Signalintensität gegenüber dem verändern, was bei einem Paar idealer monoenergetischer Belichtungen zu erwarten wäre.

[0038] Zu beachten ist, dass um ein Multi-Energie-CT-System zu optimieren, die Abbildungsqualität um so besser ist je größer die Spektrentrennung ist. Auch sollte die Photonenstatistik in diesen beiden Energiebereichen gleich sein, weil sonst der ärmere statistische Bereich das Bildrauschen dominieren wird.

[0039] Lungenanwendung der Energiediskriminierung und der Verwendung des Multi-Energie-CT-Systems **10**.

[0040] Die vorliegende Erfindung wendet das oben erläuterte Prinzip auf Lungenuntersuchungen an. Speziell wird das MECT-System **10** dazu verwendet in der beschriebenen Weise CT-Abbildungen zu erzeugen. Eine Vorrekonstruktionsanalyse, eine Nachrekonstruktionsanalyse und eine Vorprüfungsbildanalyse sind drei technische Verfahrensweisen, die bei dem MECT-System **10** zur Gewebecharakterisierung verwendet werden können.

[0041] **Fig. 3** ist ein Flussdiagramm, das eine Vorrekonstruktionsanalyse **54** wiedergibt, bei der vor einer Rekonstruktion **58** eine Dekomposition **56** vorgenommen wird. Der Computer **36** sammelt die akquirierten, von der Detektoranordnung **18** (dargestellt in **Fig. 1**) unter diskreten Winkelstellungen der umlaufenden Gantry **12** (dargestellt in **Fig. 1**) erfassten Projektionsdaten und liefert die Signale an eine Vorverarbeitungseinrichtung **60**. Die Vorverarbeitungseinrichtung **60** sortiert die von dem Computer **36** erhaltenen Projektionsdaten um, um die Datenfolge für die nachfolgende mathematische Verarbeitung zu optimieren. Die Vorverarbeitungseinheit **60** korrigiert auch die Projektionsdaten von dem Computer **36** hinsichtlich Detektortemperatur, Intensität des Primärstrahls, Verstärkung und Offset und anderer deterministischer Fehlerfaktoren. Die Vorverarbeitungseinrichtung **60** extrahiert dann einer Hochenergieansicht **62** entsprechende Daten und leitet diese auf einen Hochenergiekanalweg **64**, während sie einer Niedrigenergieansicht **66** entsprechende Daten auf einen Niedrigenergiekanalweg **68** leitet. Unter Verwendung der

Hochenergieansichten **62** entsprechenden Daten auf einen Hochenergiekanalweg **64**, während er die Niedrigenergieansichten **66** entsprechenden Daten auf einen Niedrigenergiekanalweg **68** leitet. Ein den Hochenergieprojektionsfolgen **62** entsprechendes erste CT-Bild **70** und ein den Niedrigenergieprojektionsfolgen **66** entsprechendes zweites CT-Bild **72** werden bei **58** rekonstruiert. Sodann wird unter Verwendung eines Dekompositionsalgorithmus eine zweifache Energiedekomposition **56** vorgenommen, um zwei individuelle Bilder zu erhalten, die sich auf zwei verschiedene Materialien beziehen. Bei einer Scoutimage-Analyse kann der Signalfuss ähnlich wie bei **Fig. 3** oder **Fig. 4** sein. Hier wird jedoch der Tisch bezüglich der Gantry bewegt, um die Daten zu erfassen.

[0042] **Fig. 4** ist ein Flussdiagramm, das eine Nachrekonstruktionsanalyse wiedergibt, bei der die Dekomposition **56** nach der Rekonstruktion **58** durchgeführt wird. Der Computer **36** sammelt die von der Detektoranordnung **18** (dargestellt in **Fig. 1**) in diskreten Winkelstellungen der sich drehenden Gantry **12** (dargestellt in **Fig. 1**) erfassten Projektionsdaten und leitet die Hochenergieansichten **62** entsprechenden Daten auf einen Hochenergiekanalweg **64**, während er die Niedrigenergieansichten **66** entsprechenden Daten auf einen Niedrigenergiekanalweg **68** leitet. Ein den Hochenergieprojektionsfolgen **62** entsprechendes erste CT-Bild **70** und ein den Niedrigenergieprojektionsfolgen **66** entsprechendes zweites CT-Bild **72** werden bei **58** rekonstruiert. Sodann wird unter Verwendung eines Dekompositionsalgorithmus eine zweifache Energiedekomposition **56** vorgenommen, um zwei individuelle Bilder zu erhalten, die sich auf zwei verschiedene Materialien beziehen. Bei einer Scoutimage-Analyse kann der Signalfuss ähnlich wie bei **Fig. 3** oder **Fig. 4** sein. Hier wird jedoch der Tisch bezüglich der Gantry bewegt, um die Daten zu erfassen.

[0043] Ein üblicher Grund für eine Ventilations-Perfusionsfehlableitung ist das Auftreten einer Lungenembolie. Es kann jedoch jede Ursache für einen Lungenarterienverschluss (bronchogenetische Karzinome, Lymphome, metastatische Krankheitserscheinungen, Sarkome, Aneurismen, Sarkome und Pilzoder granulomatöse Infektionen) zu den gleichen Erkenntnissen führen. Bei einigen bekannten klinischen Vorgangsweisen werden Ventilation-Perfusions-Scans mit begrenzter räumlicher Auflösung unter Verwendung von Positronen-Emissions-Tomographie (PET), die die Injektion radioaktiver Isotopen notwendig macht, aufgenommen. In ähnlicher Weise sind duale Scans notwendig, die die Schwierigkeit einer genau ausgerichteten Anatomie zwischen zwei Scans, insbesondere in dem Fall mit sich bringen, dass die Scannzeiten oder das Scann-Intervall so groß sind, dass sie bewegungsbedingte Artefakte erzeugen.

Multi-Energie-Computertomographie (MECT) Ventilations-Perfusions-Abbildungen (maps) werden dadurch erzeugt, dass gleichzeitig ein IV-Kontrastmittel, etwa ein ionisches oder nichtionisches Mittel auf Jodbasis (I), wie Iopamidol, Chelate von Gadolin wie Gd-DTPA oder nichtionische Chelate, wie Gadodiamid (Gadolin-diethylen-triamin-penta-saures Bimethylamid, $C_{16}H_{28}GdN_5O_9 \cdot xH_2O$) einem Patienten eingespritzt wird, während er/sie ein stabiles, nicht radioaktives Gas einatmet, das normalerweise eine hohe Atomzahl oder Dichte aufweist, wie etwa Xe^{131} , d.h. Xenon. Ein einziger Scann wird aufgenommen und das Verhältnis der Hounsfield-Ein-

heiten in den bei jeder der mehreren Energien rekonstruierten CT-Pixeldaten ergibt eine dreidimensionale Ventilation-Perfusionsabbildung (map). Die sich ergebende Abbildung weist einen beträchtlichen klinischen Wert auf. Zwei Hauptanwendungsgebiete sind die Erfassung von Lungenembolien und die Abschätzung der regionalen Lungenfunktion. Wenn ein Blutpfropf eine Lungenarterie verschließt, hört der Blutstrom zu dem normalerweise von diesem Gefäß versorgten Lungenbereich auf und es ergibt sich ein entsprechender „Perfusionsdefekt“. Ein solcher Defekt zeigt sich als ein „Hoch“-Signal in einer Ventilations/Perfusionsabbildung wie sie nachfolgend beschrieben wird (V/Q-Abbildung), die einen Bereich anzeigt, in dem der Sauerstoffaustausch unzureichend ist.

[0044] Bei der Anwendung und entsprechend einer Ausführungsform atmet ein Patient einen vollen Atemzug Xe^{131} ein, während im Wesentlichen gleichzeitig (zeitlich abgestimmt) eine Bolusinjektion eines Kontrastmittels (I) verabreicht wird. Multiple-Energie-CT-Scanndaten werden dann mit dem System 10 bei voller Lungenkapazität (total lung capacity TLC) gesammelt. Die gesammelten Daten werden unter Verwendung eines der im Vorstehenden beschriebenen Dekompositionsverfahren (CT-Wertdifferenz, Compton- und photoelektrische Dekomposition, Basismaterial-Dekomposition oder logarithmische Subtraktions-Dekomposition) dekomponiert, MECT-Abbildungen werden mit Röntgenstrahlspektren oder Energiediskrimination aufgenommen, um die Unterschiede zwischen den relevanten Atomen der verabreichten Kontrastmittel (Xe^{131} und I) hervorzuheben. Der Dekompositionsschritt liefert zwei Abbildungsdatensätze, von denen einer (die Ventilationsfunktionsabbildung, das „V“-Bild) die Dichte von Xe^{131} hervorhebt, während der andere (die Perfusionsfunktionsabbildung, das „Q“-Bild) die Dichte von I veranschaulicht.

[0045] Nach der Erzeugung der beiden Funktionsbilder wird aus den Bildern ein V/Q-Signal berechnet. Bei einer Ausführungsform werden die beiden Funktionsbilder miteinander zur Deckung gebracht, und es wird das V/Q-Signal auf einer pixelweisen (pixel-by-pixel) Basis berechnet, wobei das Verhältnis der CT-Werte in dem V-Bild zu den CT-Werten des Q-Bilds das V/Q-Signal für jeden Ort in den beiden Bildern darstellt. Die V/Q-Abbildung kann so wiedergegeben werden, dass die dreidimensionale Lungenanatomie mit einem herkömmlichen Graustufenbild dargestellt wird, über das die V/Q-Verhältnisse unter Verwendung eines Farbplans überlagert sind. Das herkömmliche Graustufenbild ist ein anatomisches Bild und kein Funktionsbild. Dies ergibt eine anatomische Abbildung der Sauerstoffaustauschwirksamkeit. Unter Verwendung irgendeiner Kombination der aufgenommenen Bilder, V-, Q- und/oder V/Q-Abbildungsdaten kann ein Betrachter oder ein Computeralgorithmus Bereiche verdächtiger V/Q hervorheben. Ein computergestützter Erfas-

sungs- oder Diagnosealgorithmus kann die Daten dazu verwenden, eine Diagnose pathologischer Erscheinungen, wie einer chronischen, obstruktiven Lungenkrankheit (COPD) und von Emphysemen vornehmen oder pathologische Bereiche schlechter Lungenfunktion ermitteln, quantifizieren und klassifizieren.

[0046] Fig. 5 ist eine schematische Ansicht von Lungenventilations- und Perfusionssystemen, die auf der linken Seite von Fig. 5 ein arterielles/venöses Netzwerk und auf der rechten Seite von Fig. 5 ein Luftweg/bronchial-Netzwerk veranschaulicht. Anomalitäten in einem dieser Netzwerke ergeben eine V/Q-Fehlanpassung, wobei die Verhältnisse mit der Gesamt V/Q-Aktivität der ganzen Lungenanatomie nicht mehr zusammenstimmen.

[0047] Fig. 6 veranschaulicht Beispiele von Ventilations/Perfusions-Abbildungen, einschließlich eines Perfusionsbilds, das auf der linken Seite ein vaskuläres Netzwerk, in der Mitte ein Ventilationsbild mit einem bronchialen und alveolaren Netzwerk und auf der rechten Seite der Fig. 6 ein Verhältnis des mittleren zum linken Bild (V/Q-Abbildung) veranschaulicht. Ein mittlerer Graubereich zeigt an, dass Ventilation und Perfusion aufeinander abgestimmt sind. Fig. 7 veranschaulicht ein Beispiel, bei dem die V/Q-Abbildung leicht graue Gebiete aufweist, die anzeigen, dass die Ventilation geringer ist als die Perfusion und ein möglicher respiratorischer Verschluss vorliegen kann. In ähnlicher Weise veranschaulicht Fig. 8 ein Beispiel, bei dem Bereiche sehr dunkler Farbe anzeigen, dass die Perfusion kleiner ist als die Ventilation und die Möglichkeit eines arteriellen Verschlusses oder einer Lungenembolie vorliegen kann.

[0048] Die hier beschriebenen Verfahren und Geräte erleichtern die Charakterisierung von Lungengewebe, was wiederum die Diagnose von Anomalitäten in wirksamer und kostensparender Weise begünstigt.

[0049] Wenngleich die Erfindung in Form verschiedener spezieller Ausführungsformen beschrieben worden ist, so weiß der Fachmann doch, dass die Erfindung mit Abwandlungen innerhalb des Schutzbereiches der Patentansprüche ausgeführt werden kann.

Bezugszeichenliste

10	Mehrschicht-Multi-Energie-Computertomographie (MECT) System
12	Gantry
14	Röntgenstrahlquelle
16	Röntgenstrahlen
18	Detektoranordnung (Array)
20	Detektorelemente
22	Objekt/Lunge
24	Drehbewegungszentrum
26	Steuermechanismus
28	Röntgenstrahlsteuereinrichtung
30	Gantrymotorregler
32	Datenakquisitionssystem (DAS)
34	Beildrekonstruktionseinrichtung
36	Computer
38	Speichervorrichtung
40	Konsole
42	Display
44	Tischmotorregler
46	Tisch
48	Gantryöffnung
50	Vorrichtung
52	Computerlesbares Medium
54	Vorrekonstruktionsanalyse
56	Dekomposition
58	Rekonstruktion
60	Vorverarbeitungseinrichtung
62	Hochenergie-Ansicht
64	Hochenergie-Weg
66	Niederenergie-Ansicht
68	Niederenergie-Weg
70	erstes CT-Bild
72	zweites CT-Bild

Patentansprüche

1. Multi-Energie-Computertomographie (MECT)-System (**10**), das aufweist:

- eine Strahlungsquelle (**14**);
- einen Strahlungsdetektor (**18**); und
- einen Computer (**36**), der mit der Strahlungsquelle und dem Strahlungsdetektor betriebsmäßig verbunden ist, wobei der Computer so ausgelegt ist, dass er:
 - Daten bezüglich eines ersten Energiespektrums eines Scans einer Lunge (**22**) eines Patienten empfängt;
 - Daten bezüglich eines zweiten Energiespektrums des Scans der Lunge empfängt;
 - ein erstes Lungenfunktionsbild unter Verwendung der auf ein erstes Kontrastmittel bezüglichen Daten erzeugt; und
 - ein zweites Funktionsbild unter Verwendung von auf ein zweites Kontrastmittel bezüglichen Daten erzeugt.

2. MECT-System (**10**) nach Anspruch 1, bei dem Computer (**36**) außerdem so ausgelegt ist, dass er

eine Compton- und photoelektrische Dekomposition der empfangenen Daten durchführt.

3. MECT-System (**10**) nach Anspruch 1, bei dem der Computer (**36**) außerdem so ausgelegt ist, dass er eine Basismaterial-Dekomposition (BMD) der empfangenen Daten ausführt.

4. MECT-System (**10**) nach Anspruch 1, bei dem der Computer (**36**) außerdem so ausgelegt ist, dass er eine computertomographische (CT) Differenz Dekomposition der empfangenen Daten durchführt.

5. MECT-System (**10**) nach Anspruch 1, bei dem der Computer (**36**) außerdem so ausgelegt ist, dass er eine logarithmische Subtraktionsdekomposition der empfangenen Daten durchführt.

6. MECT-System (**10**) nach Anspruch 1, bei dem der Computer (**36**) außerdem so ausgelegt ist, dass er auf pixel-by-pixel-Basis eine Abbildung (map) des jeweiligen Verhältnisses zwischen dem ersten und dem mit diesem zur Deckung gebrachten zweiten Bild erzeugt.

7. MECT-System (**10**) gemäß Anspruch 6, bei dem der Computer außerdem so ausgelegt ist, dass er die Verhältnis-Abbildung farbig als Auflage auf ein anatomisches Graustufenbild der Lunge wiedergibt.

8. Multi-Energie-Computertomographie (MECT)-System (**10**), das aufweist:

- eine Strahlungsquelle (**14**);
- einen Strahlungsdetektor (**18**); und
- einen Computer (**36**), der betriebsmäßig mit der Strahlungsquelle und dem Strahlungsdetektor verbunden ist, wobei der Computer so ausgelegt ist, dass er:
 - Daten bezüglich eines ersten Energiespektrums eines Scans einer Lunge (**22**) eines Patienten empfängt;
 - Daten bezüglich eines zweiten Energiespektrums des Scans empfängt; und
 - die empfangenen Daten dekomponiert, um Daten bezüglich mehrerer Kontrastmittel zu erzeugen.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

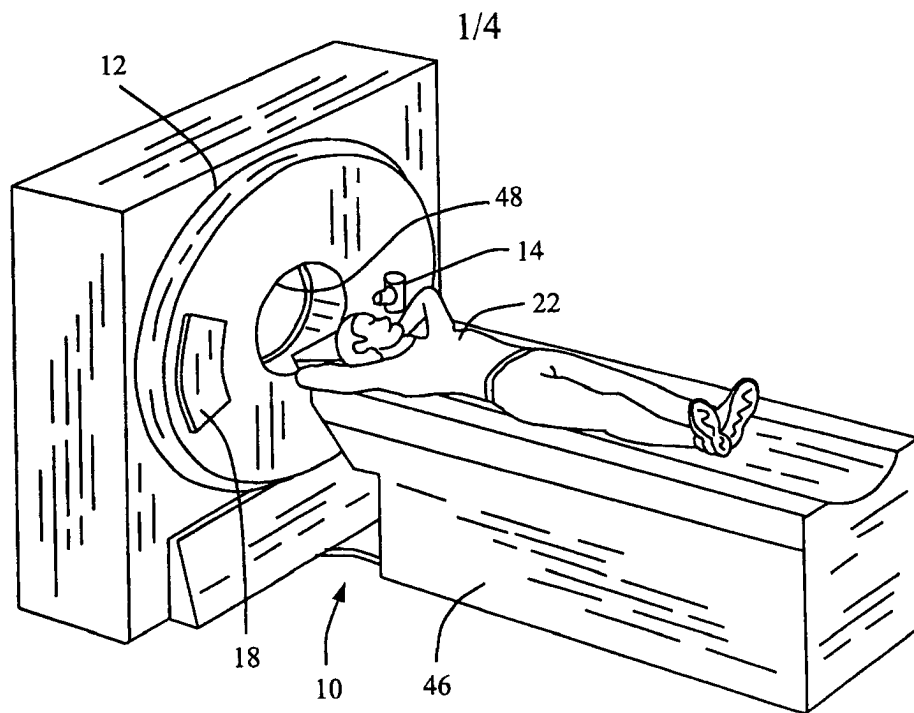


FIG. 1

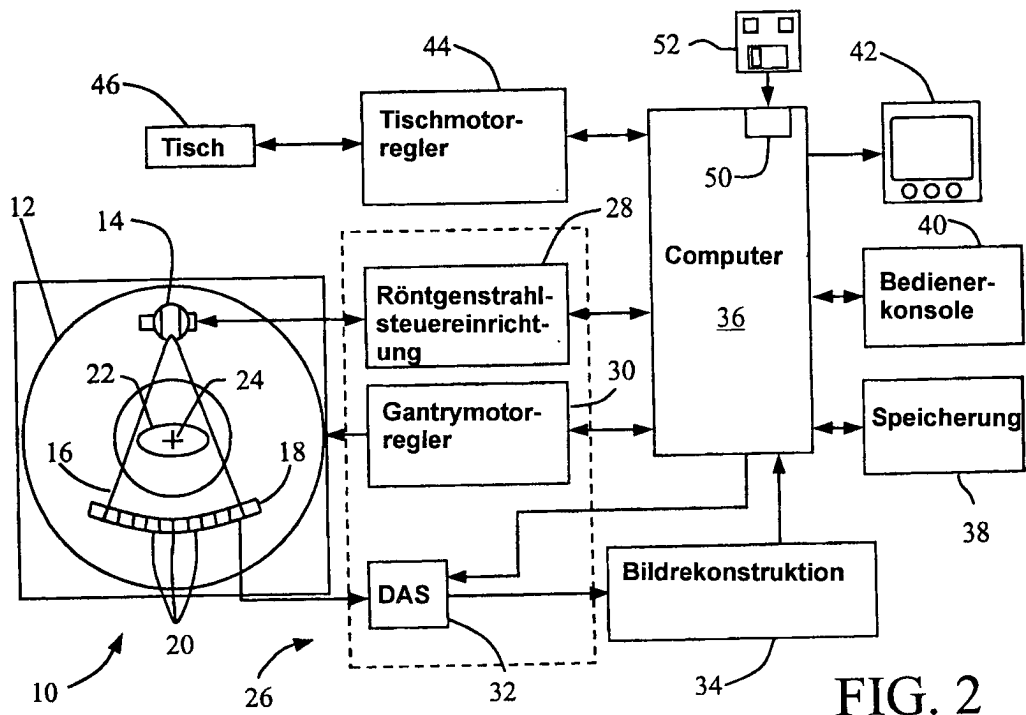


FIG. 2

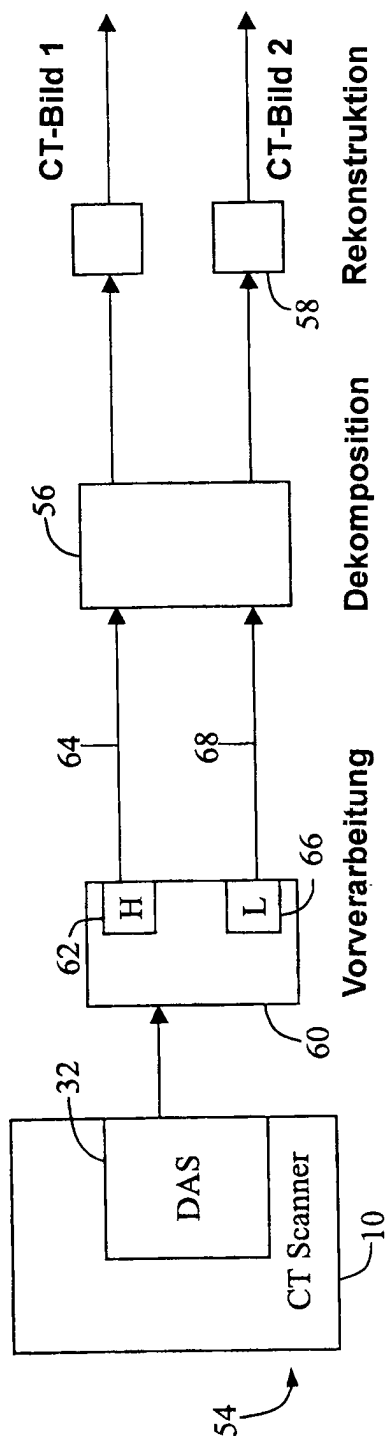


FIG. 3 Vorrekonstruktionsanalyse

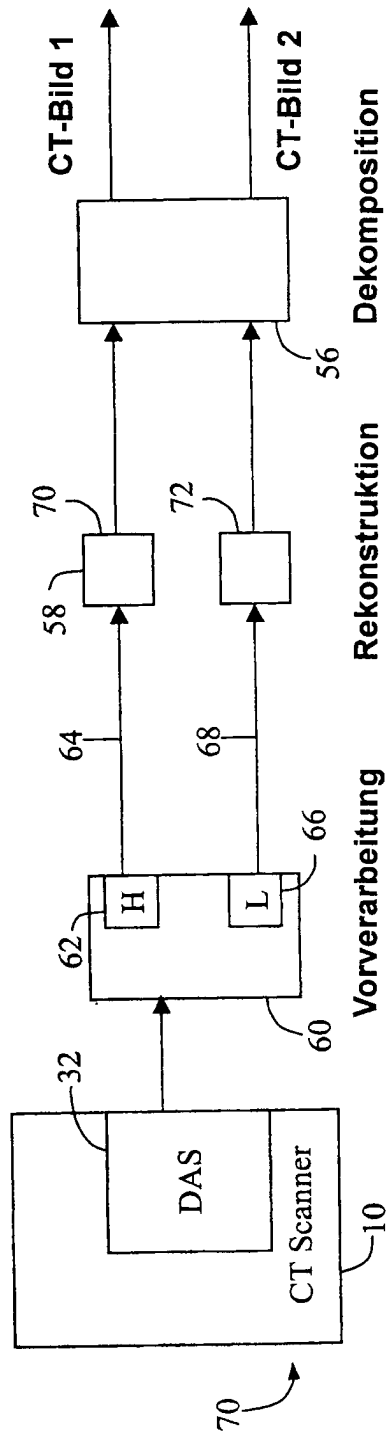


FIG. 4 Nachrekonstruktionsanalyse

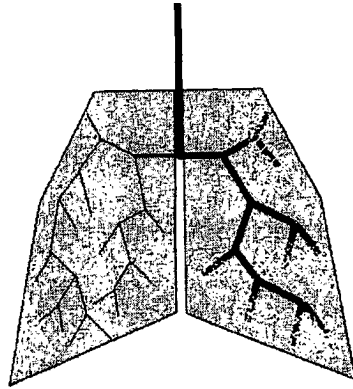


FIG. 5

Blutströmungsbild

Ventilationsbild

V/Q Abbildung

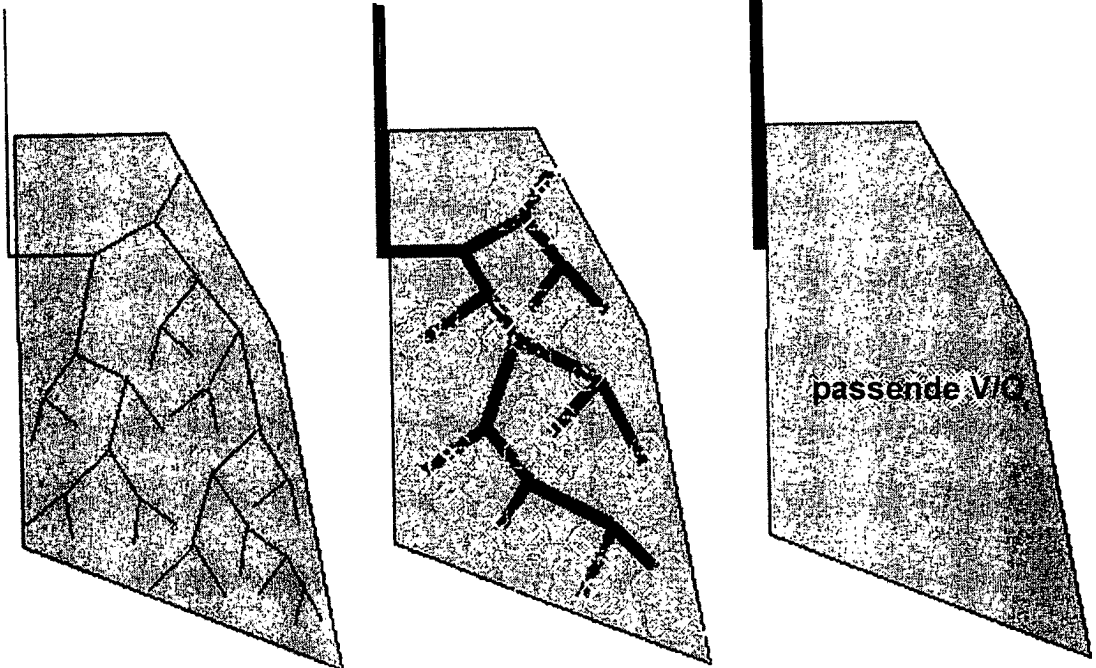


FIG. 6 **Passende V/Q**

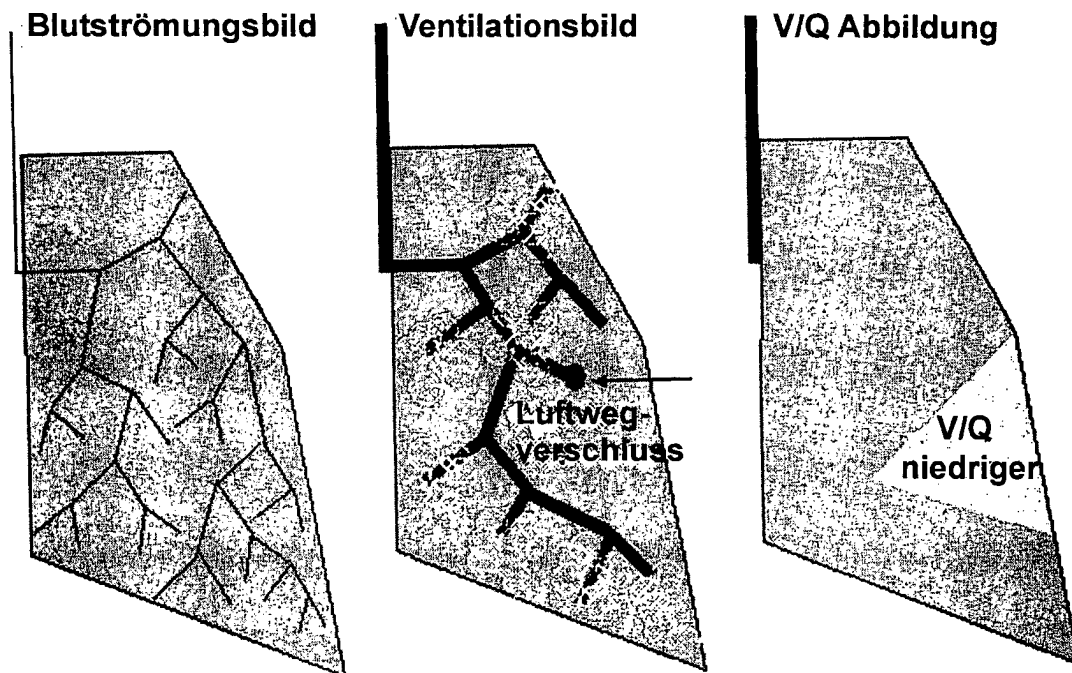


FIG. 7 Luftwegverschluss

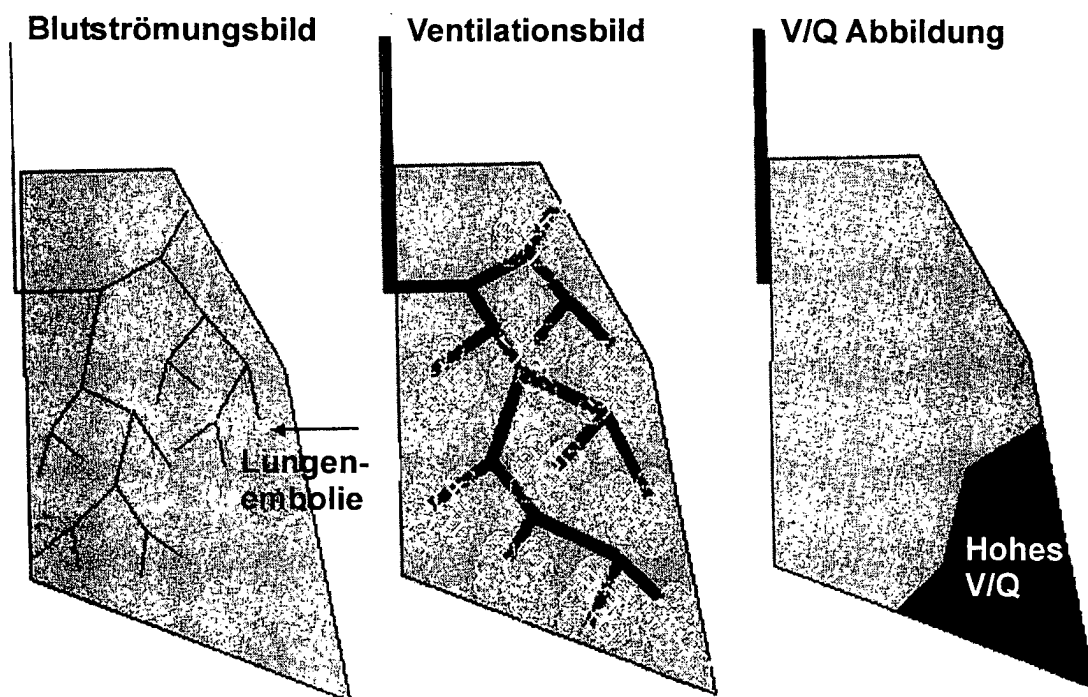


FIG. 8 Lungenembolie