



(19)
 Bundesrepublik Deutschland
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2008 016 892 A1** 2009.10.15

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2008 016 892.0**

(22) Anmeldetag: **02.04.2008**

(43) Offenlegungstag: **15.10.2009**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 6/03** (2006.01)

A61B 5/0402 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)

(71) Anmelder:

Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München, DE

(72) Erfinder:

Boese, Jan, Dr., 90542 Eckental, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:

DE 10 2004 048209 B3

WO 2006/1 19 623 A1

US 2006/01 33 564 A1

DE 10 2006 030811 A1

US 2007/00 92 055 A1

DE 10 2005 016472 A1

**GIBSON, C.M. u.a.: Coronary and Myocardial
 Angiography: Angiographic Assessment of
 Both Epicardial and Myocardial Perfusion. In:
 Circulation. 2004, 109, S. 3096-3105**

**MONTES, P. u.a.: analysis of Time Resolution in
 Dynamic Computed Tomography for Perfusion
 Studies. In: IEEE Nuclear Science Symposium
 Conference Record. 2004, Vol. 7, S. 4195-4199**

**LAURITSCH, G. u.a.: Towards Cardiac C-Arm
 Computed Tomography. In: IEEE Transactions
 on Medical Imaging. 2006, Vol. 25, No. 7, S.
 922-934**

**BLONDEL, C. u.a.: Reconstruction of Coronary
 Arteries From a Single Rotational X-Ray
 Projection Sequence. In: IEEE Transactions on
 Medical Imaging. 2006, Vol. 25, No. 5, S. 653-663**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Betriebsverfahren für eine Bildgebungsanlage zur zeitaufgelösten Abbildung eines sich iterativ bewegenden Untersuchungsobjekts**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Bildgebungsanlage (1) zur zeitaufgelösten Abbildung eines sich iterativ mit verschiedenen Phasen bewegenden Untersuchungsobjekts, sowie ein folgende Schritte umfassendes Betriebsverfahren hierfür:

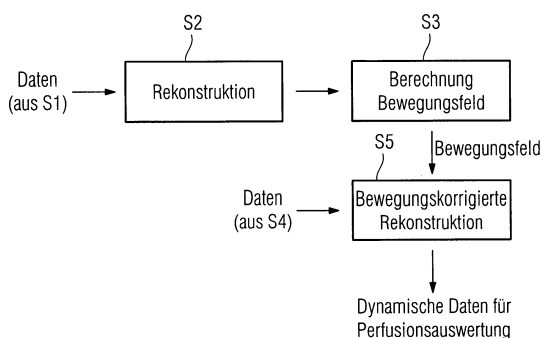
S1 Erzeugen von ersten Projektionsaufnahmen (21) des Untersuchungsobjekts durch die Bildgebungsanlage in verschiedenen Winkeln unter gleichzeitiger Aufzeichnung eines Phasensignals (EKG), das die aktuelle Phase der iterativen Bewegung des Untersuchungsobjekts zum Zeitpunkt der ersten Projektionsaufnahmen (21) angibt,

S2 Rekonstruktion mehrerer, zumindest näherungsweise statischer, einer Folge bestimmter Phasen entsprechender 3-D-Bilddatensätze aus den ersten Projektionsaufnahmen (21),

S3 Berechnung von dreidimensionalen Bewegungsfeldern aus der Folge der 3-D-Bilddatensätze, mittels denen jeweils zwei solcher 3-D-Bilddatensätze aufeinander abbildbar sind,

S4 Erzeugen zweiter Projektionsaufnahmen (22) des Untersuchungsobjekts durch die Bildgebungsanlage in verschiedenen Winkeln unter gleichzeitiger Aufzeichnung eines Phasensignals (EKG), das die aktuelle Phase der iterativen Bewegung des Untersuchungsobjekts zum Zeitpunkt der ersten Projektionsaufnahmen (21) angibt, und
 S5 Rekonstruktion von 3-D-Bilddatensätzen aus den zweiten Projektionsaufnahmen (22) in einer vorher festgeleg-

ten Referenzphase des Phasensignals (EKG) unter Verwendung der Bewegungsfelder, wodurch eine Folge von bewegungskompensierten 3-D-Bilddatensätzen erzeugt wird.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Betriebsverfahren für eine Bildgebungsanlage zur zeit aufgelösten Abbildung eines sich iterativ bewegenden Untersuchungsobjekts, insbesondere ein Verfahren zur simultanen zeit aufgelösten Herzbildgebung und Perfusions-Bildgebung mittels einer Angiographie-Vorrichtung, wofür hier beispielhaft eine C-Bogen-Vorrichtung stehen soll, sowie ein entsprechendes Computerprogramm und einen Datenträger, auf dem dieses gespeichert ist. Ferner betrifft die Erfindung eine Bildgebungsanlage.

[0002] Angiographie-Vorrichtungen oder -systeme werden für Eingriffe bzw. Interventionen am Herzen verwendet, um mittels Röntgenbildgebung diese Eingriffe zu überwachen. Typischerweise weisen derartige Angiographie-Vorrichtungen einen C-förmigen Bogen auf, an dessen einem Ende eine Röntgenquelle und an dessen anderem Ende ein zugehöriger Röntgendetektor angebracht ist. Der C-Bogen ist frei um eine Patientenliege verschwenkbar und erlaubt dadurch die Aufnahme von zweidimensionalen Echtzeit-Röntgenbildern (Fluoroskopie-Aufnahmen) des Patienten aus verschiedensten Blickrichtungen.

[0003] Traditionell erzeugen Angiographiesysteme einfache Röntgen-Projektionsbilder, auf denen Strukturen wie Herzschatten, Führungsdrähte, Katheter und kontrastmittelgefüllte Katheter erkennbar sind. Seit einigen Jahren können Angiographiesysteme durch Rotation des C-Bogens um den Patienten auch CT-ähnliche 3-D-Bilder erzeugen, auf denen Weichgewebe drei-dimensional sichtbar ist. Die Darstellungsmöglichkeiten beschränken sich allerdings auf die Morphologie, d. h. die Struktur, der untersuchten Regionen.

[0004] Diese Erfindung behandelt das Problem, mittels Angiographiesystemen Informationen über die Durchblutung des Herzmuskels zu ermitteln. Dieses Problem ist von besonderem Interesse, weil ein geeignetes Verfahren im Gegensatz zu den etablierten Verfahren zur Perfusions-Messung (MR, SPECT, PET) während einer Intervention angewendet werden kann.

[0005] Die Gewebedurchblutung bzw. Perfusion kann mit einer Vielzahl radiologischer Verfahren wie z. B. Magnetresonanztomographie (MR), Computertomographie (CT), Ultraschall oder Positronen-Emissions-Tomographie (PET) bestimmt werden. Die meisten Verfahren basieren darauf, dass ein Kontrastmittel-Bolus injiziert und die Konzentration des Kontrastmittels als Funktion der Zeit untersucht wird.

[0006] Voraussetzung dafür ist eine schnelle Bildaufnahme, um den Durchlauf des Bolus verfolgen zu können. Typischerweise ist dafür die Aufnahme von

Bildern im Abstand von ca. 1 bis 2 Sekunden nötig. Angiographiesysteme können problemlos Projektionsaufnahmen mit solchen Geschwindigkeiten erzeugen, und auf diese Weise wurden bereits Versuche zur Perfusions-Messung im Herzen vorgeschlagen, wie in C. Michael Gibson und Albert Schömig: *Coronary and Myocardial Angiography: Angiographic Assessment of Both Epicardial and Myocardial Perfusion*. *Circulation* 109; Seiten 3096 bis 3105, 2004, dargelegt ist. Die Projektions-Verfahren haben allerdings viele Nachteile, insbesondere ist eine genaue Zuordnung eines Bereichs im Projektionsbild zu dem entsprechenden Areal der dreidimensionalen Anatomie nicht möglich.

[0007] Es gibt auch Ideen zur Messung von Perfusion mittels dreidimensionaler Bildaufnahme bei Angiographiesystemen (siehe DE 10 2006 030 811 A1, US 2007/0092055 A1 und Montes, P.; Lauritsch, G., "Analysis of time resolution in dynamic computed tomography for Perfusion studies", *Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2004 IEEE, vo1. 7, no., Seiten 4195 bis 4199, Vol. 7, 16–22 Oct. 2004). Für die 3-D-Aufnahme muss der C-Bogen des Angiographiesystems um den Patienten über einen Winkelbereich von mehr als 180° rotieren, was die Zeitauflösung auf typischerweise 4 bis 5 Sekunden beschränkt. Es geht daher bei diesen Arbeiten um das Problem, trotz der relativ schlechten Zeitauflösung bei der 3-D-Aufnahme mittels Angiographiesystemen sinnvolle Perfusions-Messwerte zu erhalten.

[0008] Allerdings beschränken sich die bekannten Verfahren auf statische oder jedenfalls fast statische Organe. Bei bewegten Organen wie dem Herzen kommt es aufgrund der Herzbewegung zu als Artefakten bezeichneten Störungen in den 3-D-Bildern und daher auch in den Perfusions-Bildern.

[0009] Außerdem existieren Verfahren zur Abbildung des Herzens in 3-D mittels Angiographiesystemen (siehe DE 10 2004 048 209 B3, DE 10 2005 016 472 A1 und G. Lauritsch, J. Boese, L. Wigström, H. Kemeth, und R. Fahrig, "Towards Cardiac C-Arm Computed Tomography", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 25, Seiten 922 bis 934, 2006.); diese erfordern allerdings bereits für das eingesetzte EKG-Gating zur Unterdrückung der Herzbewegung mehrfache 3-D-Aufnahmen. Dies verschlechtert die Zeitauflösung so stark, dass Perfusions-Messungen nicht möglich sind. EKG-Gating bedeutet in diesem Zusammenhang den Einsatz eines bestimmten Verfahrens, mit dem bei der 3-D-Rekonstruktion durch Verwendung des EKG-Signals als Resultat eine Serie von 3-D-Bildern einer bestimmten Phase zugeordnet werden kann.

[0010] Das Grundproblem von Herz-Perfusions-Messungen ist, dass bisher mit Mehrfach-Rotationsläufen des C-Bogens nur entweder die Herzpha-

sen mittels EKG-Gating berücksichtigt werden können oder der zeitliche Verlauf eines Kontrastmittelbolus ohne EKG-Gating untersucht werden kann. Beides gleichzeitig ist bisher nicht möglich.

[0011] Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Betriebsverfahren für eine Bildgebungsanlage zur zeitaufgelösten Abbildung eines sich iterativ bewegenden Untersuchungsobjekts sowie ein entsprechendes, ggf. auf einem Datenträger gespeichertes, Computerprogramm bereitzustellen, womit die aus dem Stand der Technik bekannten Nachteile behoben und verbesserte Messergebnisse, insbesondere Herz-Perfusions-Messungen, möglich sind.

[0012] Diese Aufgabe wird mit einem Betriebsverfahren gemäß Anspruch 1, einem Computerprogramm bzw. Computerprogrammprodukt gemäß Anspruch 12, einem Datenträger gemäß Anspruch 13, auf dem letzteres gespeichert ist, sowie einer Bildgebungsanlage gemäß Anspruch 14 gelöst.

[0013] Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

[0014] Die Grundidee dieser Erfindung ist es somit, zunächst einen Datensatz unter Kenntnis der Phasenlage des Untersuchungsobjekts aufzunehmen. Daraus wird dann das Bewegungsfeld extrahiert. Mit dieser Information kann dann eine zweite Aufnahme mit Mehrfach-Rotationsläufen bewegungskorrigiert werden. Dadurch kann die Bewegung des Untersuchungsobjekts herausgerechnet bzw. herauskorrigiert werden. Hierbei bezeichnet der Begriff „Phase“ einen bestimmten Zeitpunkt innerhalb des Bewegungszyklus des sich iterativ bewegenden Objekts. Ein Bewegungsfeld ist eine dreidimensionale Abbildungsmatrix, mit deren Hilfe jeweils ein zu einem bestimmten Zeitpunkt aufgenommener dreidimensionaler Bilddatensatz in einen anderen Bilddatensatz für einen anderen Zeitpunkt umgerechnet werden kann.

[0015] Die Erfindung stellt somit ein neues Datenakquisitions- und Rekonstruktionsverfahren bereit, mit denen insbesondere bei der bevorzugten Anwendung der Herzbildgebung sowohl Herzphasen als auch Kontrastmittel-Dynamik gleichzeitig erfasst werden können. Dadurch ist es erstmals möglich, mittels Angiographiesystemen Kontrastmitteldynamik darzustellen, ohne eine „Verschmierung“ des Bildes über alle Herzphasen in Kauf nehmen zu müssen. Dies macht den sinnvollen Einsatz von C-Bogenbasierter Perfusions-Messung in der Kardiologie erst sinnvoll möglich.

[0016] Im Gegensatz zu anderen Perfusions-Messverfahren hat die Erfindung den Vorteil, dass sie direkt während Eingriffen am Herzen eingesetzt werden kann. Ein Transport des Patienten zu einem an-

deren System (wie z. B. MR, SPECT) ist nicht notwendig, was den Workflow vereinfacht und die Berücksichtigung der Informationen zur Perfusion direkt während des Behandlungsprozesses ermöglicht.

[0017] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform werden im Schritt zur Rekonstruktion der dreidimensionalen Bilddatensätze mehrfache, mit dem Phasensignal zeitlich korrelierte, über einen Winkelbereich von mehr als 180° verlaufende Rotationsläufe der Bildgebungsanlage verwendet. Details sind in der DE 10 2005 016 472 A1 angegeben. Hierdurch kann bereits mit zwei Rotationsläufen eine gute Genauigkeit des Bewegungsfelds erzielt werden. Das Verfahren ist sehr schnell und effizient, wenn nicht mehr als vier Rotationsläufe verwendet werden. Dabei bedeutet der Begriff „Rotationslauf“, dass ein C-Bogen über einen Winkelbereich von (mindestens) $180^\circ + \text{Fächerwinkel}$ verschwenkt wird, wobei in der Regel 50 bis 500 Bilder aufgenommen werden. Der „Fächerwinkel“ entspricht dem Winkel, unter dem die Röntgenquelle die Röntgenstrahlung aussendet, und beträgt in der Regel etwa 20° .

[0018] Es ist jedoch auch möglich, die Bewegungsfelder mit einem anderen Verfahren zu bestimmen. Z. B. sind Verfahren der symbolischen Rekonstruktion bekannt, die aus einem einzigen Rotationslauf das Bewegungsfeld bestimmen können. Ein Beispiel hierfür, bei dem das Bewegungsfeld allerdings nur geschätzt werden kann, ist dargestellt in: C. Blondel, G. Malandain, R. Vaillant, und N. Ayache: Rekonstruktion of Coronary Arteries From a Single Rotational X-Ray Projection Sequence, IEEE TMI, Vol 25, no. 5, 2006. Ein Problem hierbei kann darin bestehen, dass dieses Verfahren nicht allgemein anwendbar ist, sondern nur unter bestimmten Voraussetzungen wie Hochkontrastobjekten eingesetzt werden kann.

[0019] Als praktisches und gut durchzuführendes Verfahren für die Rekonstruktion der dreidimensionalen Bilddatensätze hat sich das Verfahren der gefilterten Rückprojektion bewährt.

[0020] Es ist bevorzugt, für die Berechnung der Bewegungsfelder eine elastische Bild-Registrierung zweier aufeinanderfolgender dreidimensionaler Bilddatensätze zu verwenden. Im Gegensatz zur starren Bild-Registrierung, bei der zwei dreidimensionale Volumina nur mittels Rotation und Translation aufeinander abgebildet werden, kann bei der elastischen Bild-Registrierung zusätzlich noch eine Verzerrung wie beispielsweise Zoomen eingesetzt werden.

[0021] Bevorzugt wird das erfindungsgemäße Verfahren bei der Herz-Darstellung mit EKG-Gating mit Kontrastmittelgabe angewendet. Weiter ist es bevorzugt, als Bildgebungsanlage ein C-Bogen-Angiographiesystem als medizinisches Röntgensystem zu verwenden. In einer Variante können dann die beiden

Projektionsaufnahme-Schritte auch kombiniert werden und (zumindest teilweise) gleichzeitig während einer einzigen Kontrastmittel-Injektion ablaufen. Da eine perfekt homogene Kontrastierung nicht nötig ist, kann nach der Aufnahme mittels einiger Rotationsläufe ohne EKG-Gating im vierten Schritt nahtlos auf Rotationsläufe mit EKG-Gating im ersten Schritt übergegangen werden, und bei Bedarf können am Ende noch weitere Rotationsläufe ohne EKG-Gating angeschlossen werden.

[0022] Die Kontrastmittelgabe lässt sich dadurch automatisieren und standardisieren, dass synchronisiert mit dem Beginn des ersten Schrittes ein Kontrastmittel sowie synchronisiert mit dem Beginn des vierten Schrittes ein Kontrastmittel-Bolus durch einen automatischen Injektor injiziert wird. Typischerweise wird dabei das Kontrastmittel so injiziert, dass eine vollständige, homogene Kontrastierung während des ersten Schrittes vorliegt und während des vierten Schrittes nur ein kurzer Kontrastmittel-Bolus verabreicht wird, der dann zum Zweck von Perfusions-Messungen zeitlich verfolgt werden kann.

[0023] Aus den bewegungskompensierten Bilddatensätzen kann dann in einfacher Weise die zeitliche Dynamik der Kontrastmittel-Injektion berechnet werden, und aus der zeitlichen Dynamik der Kontrastmittel-Injektion wird die Gewebe-Perfusion berechnet.

[0024] Die erfindungsgemäße Bildgebungsanlage zur zeitaufgelösten Abbildung eines sich iterativ bewegenden Untersuchungsobjekts umfasst einen Strahler und einen Detektor, die in Gegenüberstellung bezüglich ihrer Schwenkachse und des Untersuchungsobjekts angeordnet sind, zum Erzeugen von ersten und zweiten Projektionsaufnahmen des Untersuchungsobjekts in verschiedenen Winkeln. Die Bildgebungsanlage weist des Weiteren eine Phasenerfassungseinheit zur Aufnahme eines Phasensignals, das die aktuelle Phase der iterativen Bewegung des Untersuchungsobjekts zum Zeitpunkt der ersten und zweiten Projektionsaufnahmen angibt, und ein Steuer- und Auswertesystem zur Steuerung der Bildgebungsanlage auf. Das Steuer- und Auswertesystem ist so ausgestaltet, dass es zum einen den Strahler und den Detektor für die Bildaufnahme geeignet ansteuert und zum anderen die aufgenommenen Bilder entsprechend einem der vorstehend beschriebenen Verfahren auswertet.

[0025] Im Folgenden wird die Erfindung anhand eines bevorzugten Ausführungsbeispiels unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher erläutert.

[0026] Es zeigen schematisch:

[0027] **Fig. 1** ein Flussdiagramm, das den Ablauf eines erfindungsgemäßen Betriebsverfahrens zur zeitaufgelösten Herzperfusionsmessung darstellt,

[0028] **Fig. 2** eine Darstellung der beiden Schritte des Erzeugens von Projektionsaufnahmen mit und dann ohne EKG-Gating, aber unter Aufzeichnung eines EKG-Phasensignals, und

[0029] **Fig. 3** eine erfindungsgemäß ausgestaltete C-Bogen-Anlage, auf der das erfindungsgemäße Betriebsverfahren ausgeführt werden kann.

[0030] Nachstehend wird die Erfindung anhand einer bevorzugten Ausführungsform eines Verfahrens und einer entsprechenden Vorrichtung zur simultanen zeitaufgelösten Herzbildgebung und Perfusions-Bildgebung mittels C-Bogen-CT beschrieben. Da sich das Herz in der Regel nur annähernd und nicht vollständig periodisch bewegt, wird hier der Ausdruck "iterativ" verwendet.

[0031] In **Fig. 3** ist schematisch eine Vorrichtung **1** zur Erzeugung eines dreidimensionalen Bilddatensatzes eines Objekts dargestellt. Bei der Vorrichtung **1** handelt es sich um einen Röntgentomographen, insbesondere eine 3-D-Rotationsangiographieanlage. Bei dem zu untersuchenden Objekt handelt es sich um den Brustbereich, insbesondere das Herz, eines Patienten **2**.

[0032] Die Vorrichtung **1** umfasst eine Aufnahmeeinheit **3** mit einem Röntgenstrahler **4** und einem Röntgendetektor **5**. Röntgenstrahler **4** und Röntgendetektor **5** sind in Gegenüberstellung an den Enden eines sogenannten C-Bogens **6** angebracht. Der C-Bogen **6** ist wiederum etwa mittig an einem Stativ **7** um eine isozentrische Achse **8** drehbar gelagert. Der Röntgenstrahler **4** und der Röntgendetektor **5** sind dabei durch Verschwenkung des C-Bogens **6** gegenüber dem Stativ **7** derart verdrehbar, dass ein Zentralstrahl **9** der von dem Röntgenstrahler **4** in Richtung des Röntgendetektors **5** emittierten Röntgenstrahlung innerhalb einer zu der isozentrischen Achse **8** senkrechten Aufnahmeebene gegenüber dem umgebenden Raum in einen beliebigen Projektionswinkel von mindestens 180° verschwenkbar ist, wobei der Zentralstrahl **9** stets auf die isozentrische Achse **8** ausgerichtet ist.

[0033] Die Vorrichtung **1** umfasst weiterhin einen Patiententisch **10** mit einer Tischplatte **11**, auf welcher der Patient **2** während einer Untersuchung derart gelagert wird, dass seine Körperlängsachse etwa mit der isozentrischen Achse **8** der Aufnahmeeinheit **3** fluchtet. Die Tischplatte **11** ist für die Untersuchung derart in die Öffnung des C-Bogens **6** einschiebbar, dass der zu untersuchende Körperbereich des Patienten **2** zwischen Röntgenstrahler **4** und Röntgendetektor **5** zu liegen kommt.

[0034] Die Vorrichtung **1** umfasst weiterhin eine EKG-Einheit **12** mit einer Anzahl von EKG-Sensoren **13**, die zur Aufnahme eines Elektrokardiogramms

(EKG), d. h. eines die Herzaktivität des Patienten **2** wiedergebenden elektrischen Signals, in bekannter Weise an dem Körper des Patienten **2** befestigt werden.

[0035] Die Vorrichtung **1** umfasst weiterhin ein Steuer- und Auswertesystem **14**. Das Steuer- und Auswertesystem **14** umfasst eine Datenverarbeitungsanlage **15**, in welcher zusätzlich zu (nicht näher dargestellten) Bedien- und Steuerfunktionen eine Leseeinrichtung für ein auf einem Datenträger **18** wie z. B. einer CD oder einem USB-Stick gespeichertes Computerprogramm **19** sowie eine Auswerteeinheit **16** zur Erzeugung eines dreidimensionalen(3-D-)Bilddatensatzes des untersuchten Körperbereichs des Patienten **2** implementiert ist. Das Steuer- und Auswertesystem **14** umfasst weiterhin Ein-/Ausgabemittel **17**, wie z. B. Bildschirm, Tastatur, Maus oder dgl. zur Eingabe von Steueranweisungen sowie zur Anzeige von Zustandsgrößen, Untersuchungsergebnissen, etc.

[0036] Im Zuge des von der Vorrichtung **1** durchgeführten Verfahrens werden der Auswerteeinheit **16** durch die Aufnahmeeinheit **3** digitale Bilddaten zugeführt. Weiterhin wird der Auswerteeinheit **16** seitens der EKG-Einheit **12** ein EKG-Signal EKG des Patienten **2** zugeführt.

[0037] In einem ersten Schritt S1 werden gemäß [Fig. 2](#) in zwei Durchläufen bzw. Rotationsläufen erste Projektionsaufnahmen **21** des Herzens durch die C-Bogen-Anlage in verschiedenen Winkeln erzeugt und gespeichert. Für eine 3-D-Rekonstruktion ist es nötig, dass ein C-Bogen einen Rotationslauf über einen Winkelbereich von (mindestens) 180° + Fächerwinkel ausführt, wobei in der Regel 50 bis 500 Bilder aufgenommen werden. Gleichzeitig wird das EKG-Signal aufgezeichnet, das die aktuelle Phase der iterativen (im Idealfall periodischen) Bewegung des Herzens zum Zeitpunkt der ersten Projektionsaufnahmen **21** angibt. Ein Beispiel für die Ausführung dieses Schrittes sowie der für die Durchführung aller Projektionsaufnahmen geeigneten C-Boden-Anlage ist in der DE 10 2005 016 472 A1 angegeben und braucht daher nicht weiter erörtert zu werden, wobei die Erfindung nicht hierauf beschränkt ist. Synchron mit dem Schritt **1** wird zur Verbesserung der Bildqualität, beispielsweise zur Erhöhung der Hell-/Dunkel-Gegensätze, ein Kontrastmittel verabreicht.

[0038] Dann werden gemäß [Fig. 1](#) in einem zweiten Schritt S2 mehrere, zumindest näherungsweise statische, einer Folge bestimmter Phasen entsprechende dreidimensionale Bilddatensätze aus den ersten Projektionsaufnahmen **21** rekonstruiert und gespeichert. "Näherungsweise statisch" wird hier deshalb verwendet, weil es nie eine perfekte statische Darstellung gibt, sondern nur eine Näherung mit einem bestimmten Zeitfenster. Eine statische Darstellung ist dann gegeben, wenn jeweils Bilder aus verschiedenen Ro-

tationsläufen in genau der gleichen Phase für die 3-D-Bildrekonstruktion verwendet werden. Daher werden für die näherungsweise Darstellung jeweils die Bilder in derjenigen Phase verwendet, die der bestimmten Phase am nächsten kommen. Aus dieser Folge dreidimensionaler Bilddatensätze werden in einem dritten Schritt S3 dreidimensionale Bewegungsfelder berechnet, mittels denen jeweils zwei solcher dreidimensionaler Bilddatensätze aufeinander abgebildet werden können. Ein solches Bewegungsfeld stellt eine dreidimensionale Abbildungsmatrix dar, mit deren Hilfe jeweils ein zu einem bestimmten Zeitpunkt aufgenommener dreidimensionaler Bilddatensatz in einen anderen Bilddatensatz für einen anderen Zeitpunkt umgerechnet bzw. bewegungskorrigiert werden kann. Die entsprechenden dreidimensionalen Bewegungsfelder können aber auch zu einem einzigen vierdimensionalen Bewegungsfeld kombiniert werden.

[0039] Anschließend werden in einem vierten Schritt S4 in einer gewünschten Anzahl von in der Regel zwei bis vier, gewünschtenfalls auch mehr, Rotationsläufen der C-Bogen-Anlage zweite Projektionsaufnahmen **22** des Herzens in verschiedenen Winkellagen erzeugt und gespeichert. Gleichzeitig wird das EKG-Signal aufgezeichnet, das die aktuelle Phase der Bewegung des Herzens zum Zeitpunkt der zweiten Projektionsaufnahmen **22** angibt. Diese Projektionsaufnahmen **22** werden dann in einem fünften Schritt S5 rekonstruiert und gleichzeitig unter Verwendung der Bewegungsfelder bewegungskorrigiert, und zwar in einer Referenzphase des EKG-Signals, wofür meist die Diastole des Herzens herangezogen wird. Dadurch kann eine Folge von bewegungskompensierten dreidimensionalen Bilddatensätzen erzeugt werden.

[0040] Synchron mit dem Schritt **4** wird ein Kontrastmittel-Bolus verabreicht. Dessen Verfolgung über die Zeit ermöglicht die Perfusions-Messung der Blutgefäße des Herzens.

[0041] Diese Erfindung beinhaltet somit in anderen Worten einen neuen Ablauf der Datenakquisition, die aus mehreren Umläufen des C-Bogens um den Patienten besteht, und ein neues Daten-Rekonstruktionsverfahren.

[0042] Bei der 3-D-Aufnahme des Herzens mit EKG-Gating in Schritt S1 wird mindestens ein, bzw. werden vorzugsweise aufeinanderfolgende, Rotationsläufe durchgeführt, wobei ggf. von der aktuellen Herzphase abhängige Wartezeiten eingehalten werden, um bei gleichem Projektionswinkel möglichst unterschiedlichen Phasen und damit eine optimale Abdeckung aller Projektionswinkel für eine bestimmte Herzphase zu erreichen.

[0043] Das bei der Erfindung eingesetzte Akquisiti-

onsverfahren funktioniert wie folgt (vgl. [Fig. 2](#)):

- In einem ersten Schritt S1 werden vorzugsweise zwei oder mehr Rotationsläufe mit EKG-Gating ausgeführt.
- In einem vierten Schritt S4 wird eine Anzahl von Rotationsläufen unter Aufzeichnung des EKG-Phasensignals ausgeführt.

men vorhanden sein können, außer wenn es anders angegeben ist oder sich aus technischen Gründen von selbst verbietet.

[0044] Mit diesem Ablauf gekoppelt findet die Injektion eines Kontrastmittel-Bolus statt. Dieses kann per Hand oder vorzugsweise durch einen automatischen Injektor verabreicht werden. Typischerweise wird das Kontrastmittel so injiziert, dass eine vollständige, homogene Kontrastierung während Schritt S1 vorliegt, und während Schritt S4 nur ein kurzer Kontrastmittel-Bolus verabreicht wird, der dann zum Zweck von Perfusions-Messungen zeitlich verfolgt werden kann.

[0045] Das bei der Erfindung eingesetzte Rekonstruktionsverfahren funktioniert wie folgt (vgl. [Fig. 1](#)):

- Zunächst werden in einem zweiten Schritt S2 die Daten bzw. Aufnahmen des ersten Akquisitionsschritts S1 für eine Anzahl verschiedener Herzphasen einer 3-D-Rekonstruktion zugeführt, so dass ein 4D-Datensatz entsteht.
- Aus diesem Datensatz werden in einem dritten Schritt S3 Bewegungsfelder berechnet. Bewegungsfelder stellen vorzugsweise dreidimensionale Abbildungsmatrizen dar, wobei jede Matrix die zeitliche, während des Herzschlags auftretende Bewegung jedes Voxels angibt.
- Mit den nun gegebenen Bewegungsfeldern können in einem fünften Schritt S5 die Aufnahmen des zweiten Akquisitionsschritts S4 bewegungskorrigiert (d. h. bezogen auf eine bestimmte Referenz-Herzphase wie vorzugsweise die Diastole) rekonstruiert werden.
- Es ergibt sich ein der Referenz-Herzphase entsprechender Datensatz, aus dem Perfusions-Parameter wie z. B. die Fläche unter der Boluskurve oder die Zeit bis zum Maximum der Boluskurve abgeleitet werden können. Dieser Datensatz ist insofern „dynamisch“, als es sich um eine Folge von dreidimensionalen Datensätzen handelt, auf denen das Einströmen des Bolus verfolgt werden kann, auch wenn alle Datensätze das Herz im Bewegungszustand der Referenz-Herzphase zeigen. Durch die bewegungskorrigierte Rekonstruktion im fünften Schritt können in auch Projektionsaufnahmen aus Phasen, die nicht der Referenz-Herzphase entsprechen, für die Berechnung von Datensätzen verwendet werden, die das Herz in der Referenz-Herzphase darstellen.

[0046] Es ist festzuhalten, dass die unter Bezug auf die dargestellte Ausführungsform beschriebenen Merkmale der Erfindung, wie beispielsweise die genaue Ausgestaltung der Bewegungsfelder oder die Anzahl der ausgeführten Rotationsläufe in den einzelnen Schritten, auch bei anderen Ausführungsfor-

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- DE 102006030811 A1 [\[0007\]](#)
- US 2007/0092055 A1 [\[0007\]](#)
- DE 102004048209 B3 [\[0009\]](#)
- DE 102005016472 A1 [\[0009, 0017, 0037\]](#)

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- C. Michael Gibson und Albert Schömig: Coronary and Myocardial Angiography: Angiographic Assessment of Both Epicardial and Myocardial Perfusion. Circulation 109; Seiten 3096 bis 3105, 2004 [\[0006\]](#)
- Montes, P.; Lauritsch, G., "Analysis of time resolution in dynamic computed tomography for Perfusion studies", Nuclear Science Symposium Conference Record, 2004 IEEE, vo1. 7, no., Seiten 4195 bis 4199, Vol. 7, 16–22 Oct. 2004 [\[0007\]](#)
- G. Lauritsch, J. Boese, L. Wigström, H. Kemeth, und R. Fahrig, "Towards Cardiac C-Arm Computed Tomography", IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 25, Seiten 922 bis 934, 2006 [\[0009\]](#)
- C. Blondel, G. Malandain, R. Vaillant, und N. Ayache: Rekonstruktion of Coronary Arteries From a Single Rotational X-Ray Projection Sequence, IEEE TMI, Vol 25, no. 5, 2006 [\[0018\]](#)

Patentansprüche

1. Betriebsverfahren für eine Bildgebungsanlage (1) zur zeitaufgelösten Abbildung eines sich iterativ mit verschiedenen Phasen bewegenden Untersuchungsobjekts, umfassend folgende Schritte, die nicht notwendigerweise in der angegebenen Reihenfolge auszuführen sind:

- in einem ersten Schritt (S1) Erzeugen von ersten Projektionsaufnahmen (21) des Untersuchungsobjekts durch die Bildgebungsanlage in verschiedenen Winkeln unter gleichzeitiger Aufzeichnung eines Phasensignals (EKG), das die aktuelle Phase der iterativen Bewegung des Untersuchungsobjekts zum Zeitpunkt der ersten Projektionsaufnahmen (21) angibt,
- in einem zweiten Schritt (S2) Rekonstruktion mehrerer, zumindest näherungsweise statischer, einer Folge bestimmter Phasen entsprechender dreidimensionaler Bilddatensätze aus den ersten Projektionsaufnahmen (21),
- in einem dritten Schritt (S3) Berechnung von dreidimensionalen Bewegungsfeldern aus der Folge der dreidimensionalen Bilddatensätze, mittels denen jeweils zwei solcher dreidimensionaler Bilddatensätze aufeinander abbildbar sind,
- in einem vierten Schritt (S4) Erzeugen zweiter Projektionsaufnahmen (22) des Untersuchungsobjekts durch die Bildgebungsanlage in verschiedenen Winkeln unter gleichzeitiger Aufzeichnung eines Phasensignals (EKG), das die aktuelle Phase der iterativen Bewegung des Untersuchungsobjekts zum Zeitpunkt der ersten Projektionsaufnahmen (21) angibt, und
- in einem fünften Schritt (S5) Rekonstruktion von dreidimensionalen Bilddatensätzen aus den zweiten Projektionsaufnahmen (22) in einer vorher festgelegten Referenzphase des Phasensignals (EKG) unter Verwendung der Bewegungsfelder,
- wodurch eine Folge von bewegungskompensierten dreidimensionalen Bilddatensätzen erzeugt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass im zweiten Schritt (S2) zur Rekonstruktion der dreidimensionalen Bilddatensätze mehrfache, insbesondere zwei bis vier, mit dem Phasensignal (EKG) zeitlich korrelierte, über einen Winkelbereich von mehr als 180° verlaufende Rotationsläufe der Bildgebungsanlage verwendet werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass für die Rekonstruktion der dreidimensionalen Bilddatensätze im zweiten Schritt (S2) und/oder im fünften Schritt (S5) das Verfahren der gefilterten Rückprojektion eingesetzt wird.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass für die Berechnung der Bewegungsfelder eine elastische Bild-Registrierung zweier aufeinanderfolgender dreidimensionaler Bilddatensätze verwendet wird.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der erste Schritt (S1) und der vierte Schritt (S4) zumindest teilweise gleichzeitig ausgeführt werden.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass als Bildgebungsanlage ein, vorzugsweise medizinisches, Röntgensystem, insbesondere ein C-Bogen-Angiographiesystem, verwendet wird.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass es sich bei dem Untersuchungsobjekt um das Herz, bei der Phase um die Herzphase und beim Phasensignal (EKG) um das EKG-Signal handelt.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass synchronisiert mit dem Beginn des ersten Schrittes (S1) ein Kontrastmittel, vorzugsweise automatisch, injiziert wird.

9. Verfahren nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, dass synchronisiert mit dem Beginn des vierten Schrittes (S1) ein Kontrastmittel-Bolus, vorzugsweise automatisch, injiziert wird.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass aus den bewegungskompensierten Bilddatensätzen die zeitliche Dynamik einer Kontrastmittel-Injektion berechnet wird.

11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass aus der zeitlichen Dynamik der Kontrastmittel-Injektion die Gewebe-Perfusion berechnet wird.

12. Computerprogrammprodukt (19) für ein Steuer- und Auswertesystem (14) einer Bildgebungsanlage (1) zum Durchführen eines Verfahrens gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche.

13. Datenträger (18) mit einem darauf gespeicherten Computerprogrammprodukt (19) gemäß Anspruch 12.

14. Bildgebungsanlage (1) zur zeitaufgelösten Abbildung eines sich iterativ bewegenden Untersuchungsobjekts, umfassend:

- einen Strahler (4) und einen Detektor (5), die in Gegenüberstellung bezüglich ihrer Schwenkachse und des Untersuchungsobjekts angeordnet sind, zum Erzeugen von ersten und zweiten Projektionsaufnahmen (21, 22) des Untersuchungsobjekts in verschiedenen Winkeln,
- eine Phasenerfassungs-Einheit (12) zur Aufnahme eines Phasensignals (EKG), das die aktuelle Phase der iterativen Bewegung des Untersuchungsobjekts zum Zeitpunkt der ersten und zweiten Projektionsaufnahmen (21, 22) angibt, und

– ein Steuer- und Auswertesystem (14) zur Steuerung der Bildgebungsanlage (1) gemäß einem Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

FIG 1

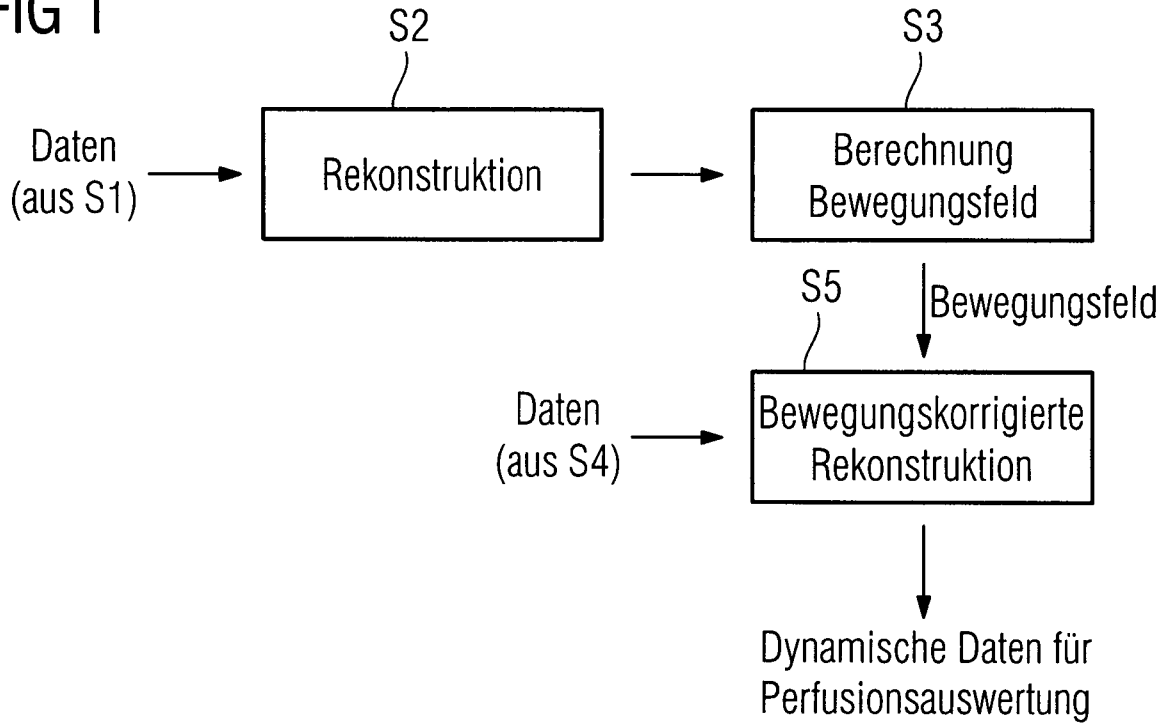


FIG 2

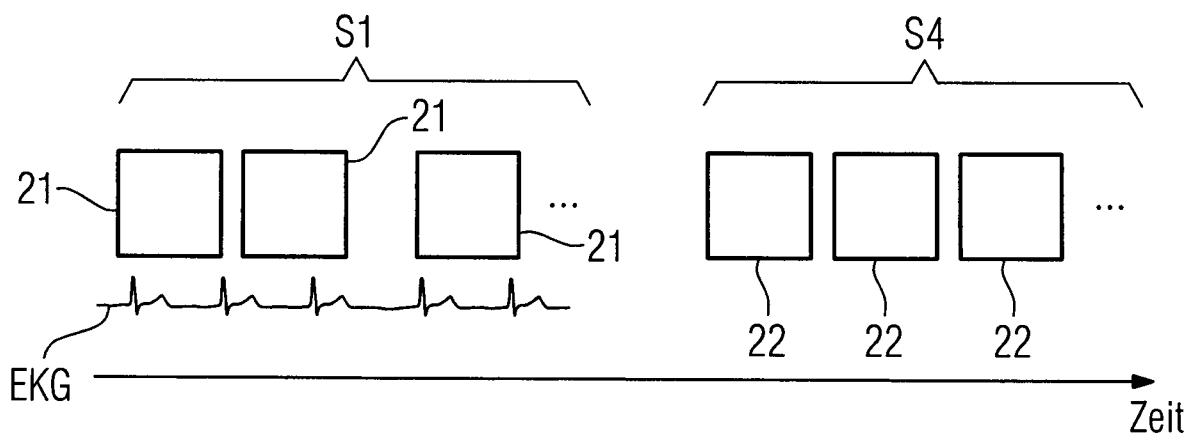


FIG 3

