



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 10 2006 051 919 A1 2008.05.15

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2006 051 919.1

(22) Anmeldetag: 31.10.2006

(43) Offenlegungstag: 15.05.2008

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

A61B 19/00 (2006.01)

G06T 7/20 (2006.01)

G06T 17/00 (2006.01)

(71) Anmelder:

Siemens AG, 80333 München, DE;
Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg, 91054 Erlangen, DE

(72) Erfinder:

Boese, Jan, Dr., 90542 Eckental, DE; Hornegger,
Joachim, Prof. Dr., 91090 Effeltrich, DE; Lauritsch,
Günter, Dr., 91058 Erlangen, DE; Prümmer,
Marcus, 91054 Buckenhof, DE

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

DE10 2004 048209 B3

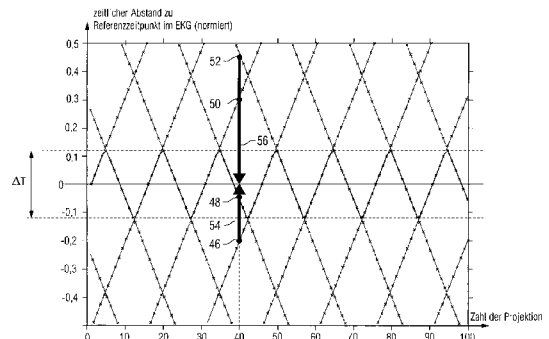
**LAURITSCH, G. u.a.: Towards Cardiac C-Arm Com-
puted Tomography. In: IEEE Transactions on Medi-
cal Imaging. Juli 2006, Vol. 25, No. 7, S. 922-
934;**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Verfahren zum Bereitstellen eines 3D-Röntgenbilddatensatzes des Herzens eines Patienten**

(57) Zusammenfassung: Es werden Röntgenbilder des Herzens eines Patienten aufgenommen und hierbei die Herzschlagphasen registriert. Die Herzschlagphasen werden groß in Intervalle eingeteilt, und sämtliche Röntgenbilder, denen eine Herzschlagphase aus dem Intervall zugeordnet ist, werden zur Rekonstruktion eines 3-D-Bilddatensatzes verwendet. Zu einem dieser 3-D-Bilddatensätze werden dann die Bewegungsfelder der anderen 3-D-Bilddatensätze berechnet. Bewegungsfelder sind Vektorfelder, die die Verschiebungen gleichartiger Strukturen von einem Ortsbereich zum anderen angeben. Nachfolgend wird von der groben Intervalleinteilung abgegangen, und zu jeder Herzschlagphase einzeln oder zumindest zu kleineren Intervallen wird aus den vorab ermittelten Bewegungsfeldern ein Bewegungsfeld interpoliert, das zum Erzeugen eines deformierten 3-D-Bilddatensatzes verwendet wird, der auf eine Referenzherzschlagphase abgebildet ist. Die deformierten 3-D-Bilddatensätze werden dann addiert.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Bereitstellen eines 3D-Röntgenbilddatensatzes des Herzens eines Patienten.

[0002] Als 3D-Bilddatensatz wird ein dreidimensionales Feld von Bildpunkten (Voxeln) bezeichnet, denen jeweils ein Grauwert oder ein Farbwert zugeordnet ist.

[0003] Um einen 3D-Bilddatensatz zu erzeugen, wird üblicherweise eine Folge von 2D-Einzelbildern aufgenommen. Mithilfe eines so genannten Rekonstruktionsverfahrens, zum Beispiel mithilfe der gefilterten Rückprojektion, wird aus den 2D-Einzelbildern der 3D-Bilddatensatz erzeugt.

[0004] Eine Besonderheit bei der Abbildung des Herzens besteht darin, dass sich das Herz ständig bewegt. Die übliche Zeitdauer zum Aufnehmen einer Folge von Röntgenbildern ist größer als die Herzschlagperiode. Somit lassen sich die 2D-Röntgenbilder aus einer aufgenommenen Folge nicht ohne Weiteres sinnvoll zu einem 3D-Röntgenbilddatensatz rekonstruieren.

[0005] Man ist aus diesem Grund dazu übergegangen, eine Elektrokardiogramm-Messung (EKG-Messung) am Patienten während der Bildaufnahme durchzuführen und zu jeder Aufnahme dann die Herzschlagphase zu messen. Als Herzschlagphase wird die Zeit gemessen, die zwischen dem Auftreten einer Referenzstruktur im Elektrokardiogramm (üblicherweise eines so genannten R-Peaks) und dem Zeitpunkt der Bildaufnahme (bzw. umgekehrt) verstreicht.

[0006] Das Wissen über die Herzschlagphase kann auf zwei verschiedenen Weisen genutzt werden: Es kann mithilfe eines Röntgen-C-Bogens zunächst eine erste Folge von Röntgenbildern aufgenommen werden, zu denen jeweils die Herzschlagphase gemessen wird. Die Folge von Röntgenbildern entspricht unterschiedlichen Verfahrenswinkeln des Röntgen-C-Bogens. Üblicherweise wird ein Bereich von 180 Grad zuzüglich des so genannten Fächerwinkels der Röntgenstrahlungsquelle durchlaufen. Die Gesamtzeit zum Aufnehmen der Röntgenbildfolgen ist stets gleich. Während bei der ersten Folge von Röntgenbildern die Herzschlagphase noch zufällig gewählt sein soll, kann das Wissen über die Herzschlagphase dann dazu genutzt werden, das Aufnehmen weiterer Folgen von Röntgenbildern definiert einzuleiten. Mit anderen Worten wird jeweils ein nachfolgender Durchlauf getriggert. Dies lässt sich so gestalten, dass nach einer vorbestimmten Anzahl von Durchläufen ein Intervall von Herzschlagphasen definierbar ist derart, dass zu jeder Winkelstellung des Röntgen-C-Bogens genau ein (oder in Steige-

rung hiervon zumindest ein) Röntgenbild existiert, dem eine Herzschlagphase aus dem Intervall zugeordnet ist. Je größer die Zahl der Durchläufe ist, desto kleiner kann das Intervall sein. Bei N Durchläufen erstreckt sich das Intervall üblicherweise über ein N-tel des gesamten Bereichs von Herzschlagphasen (zwischen Referenzpeak und Referenzpeak). Da es einen kompletten Satz von Röntgenbildern zu jeder Winkelstellung gibt, bei denen die Herzschlagphase in das Intervall fällt, lässt sich ausschließlich auf Grundlage dieser Röntgenbilder ein 3D-Röntgenbilddatensatz rekonstruieren. Ist das Intervall ausreichend klein, so sind die Strukturen ausreichend scharf. Wählt man beispielsweise vier Durchläufe des Röntgen-C-Bogens, erreicht man eine Zeitauflösung von einem Viertel der Schlaglänge des Herzens, was dazu ausreicht, um in den Rekonstruktionsbildern die Ventrikel und die großen Äste der Koronarien zu sehen. Je größer die Zahl der Durchläufe, desto kleiner das Intervall, und desto mehr ist in den Rekonstruktionsbildern zu sehen. Das soeben beschriebene Verfahren ist in weiteren Details in dem Aufsatz von G. Lauritsch, J. Boese, L. Wigström, H. Kemeth, and R. Fahrig, "Towards Cardiac C-Arm Computed Tomography" beschrieben, der in IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 25, auf den Seiten 922 bis 934 im Jahr 2006 erschienen.

[0007] Ein zweiter Ansatz, die gemessene Herzschlagphase sinnvoll zu nutzen, ist in der DE 10 2004 048 209 B3 beschrieben.

[0008] In diesem Verfahren werden Röntgenbilder, zu denen jeweils die Herzschlagphase (zyklische Relativzeit) gemessen wurde, in Abhängigkeit von der gemessenen Herzschlagphase zu Gruppen zusammengefasst. Aus jeder Gruppe wird ein vorläufiger 3D-Bilddatensatz erzeugt. Einer der 3D-Bilddatensätze wird als Referenzbilddatensatz ausgewählt. Dann wird eine Bewegungsmatrix von jedem der anderen 3D-Bilddatensätze zu dem Referenzbilddatensatz berechnet. Als Bewegungsmatrix (im Folgenden auch Bewegungsfeld) wird ein dreidimensionales Vektorfeld bezeichnet, durch welches Voxel oder Voxelgruppen des einen 3D-Bilddatensatzes mit Voxelgruppen des anderen 3D-Bilddatensatzes verknüpft werden. Die Bewegungsmatrix kennzeichnet hierbei eine "Bewegung", d. h. räumliche Veränderung, einander entsprechender Bildstrukturen zwischen dem als Ausgangspunkt herangezogenen ersten 3D-Bilddatensatz und dem zweiten 3D-Bilddatensatz. Bei der Berechnung der Bewegungsmatrix aus den beiden 3D-Bilddatensätzen wird bevorzugt eine Korrelationsmethode verwendet, zum Beispiel das so genannte, an sich bekannte Block-Matching, oder auch eine auf optischem Fluss basierende Methode.

[0009] Die Bewegungsmatrix wird in dem in der DE 10 2004 048 209 B3 beschriebenen Verfahren in der Folge dazu verwendet, die vorläufigen 3D-Bilddaten-

sätze zu deformieren. Mit anderen Worten werden die vorläufigen 3D-Bilddatensätze, welche beliebigen Herzschlagphasen zugeordnet sind, auf die Situation des Referenzbilddatensatzes abgebildet. Mithilfe des Bewegungsfeldes wird gewissermaßen von dem 3D-Bilddatensatz zurückgerechnet, so dass sich die Situation abbildet, die in der Herzschlagphase herrscht, zu der der Referenzbilddatensatz definiert wurde. Die definierten vorläufigen 3D-Bilddatensätze werden dann aufaddiert, und man erhält einen endgültigen 3D-Bilddatensatz.

[0010] Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, die Ansätze aus dem Stand der Technik weiter zu entwickeln, damit eine möglichst gute Abbildungsqualität erzielt wird, nämlich eine gute Bildschärfe und gleichzeitig eine möglichst weitreichende Rauschfreiheit, und dies bei möglichst guter zeitlicher Auflösung.

[0011] Die Aufgabe wird durch ein Verfahren mit den Merkmalen gemäß Patentanspruch 1 gelöst.

[0012] Das erfindungsgemäße Verfahren umfasst somit die Schritte:

- a) Aufnehmen einer Folge von 2D-Röntgenbildern des Herzens, zu denen jeweils die Herzschlagphase zum Zeitpunkt der Bildaufnahme gemessen wird, so dass jedem so erhaltenen 2D-Röntgenbild eine Herzschlagphase zugeordnet ist,
- b) Einteilen des Bereichs der möglichen Herzschlagphasen in Intervalle,
- c) Erzeugen eines 3D-Bilddatensatzes zu jedem Intervall durch Rekonstruktion aus denjenigen 2D-Röntgenbildern, welche jeweils einer Herzschlagphase aus dem Intervall zugeordnet sind, und Zuordnen jedes 3D-Bilddatensatzes zu einer Herzschlagphase aus dem jeweiligen Intervall,
- d) Auswählen eines der erzeugten 3D-Bilddatensätze als Referenzbilddatensatz,
- e) Berechnen des Bewegungsfeldes von jedem der anderen 3D-Bilddatensätze zwischen dem Referenzbilddatensatz,
- f) zumindest zweifaches Durchlaufen folgender Schritte:
 - f1) Auswählen einer Herzschlagphase,
 - f2) Auswählen zumindest eines 2D-Röntgenbildes, das der in Schritt f1) ausgewählten Herzschlagphase zugeordnet ist oder einer Herzschlagphase zugeordnet ist, die in einem Intervall um die in Schritt f1) ausgewählte Herzschlagphase liegt, das kleiner als die in Schritt b) definierten Intervalle ist,
 - f3) Erzeugen eines 3D-Bilddatensatzes durch Rekonstruktion aus allen in Schritt f2) ausgewählten 2D-Röntgenbildern,
 - f4) Ermitteln der relativen Lage der Herzschlagphase zu den Herzschlagphasen, die in Schritt c) dem 3D-Bilddatensatz zugeordnet wurden, und Ermitteln oder Berechnen eines interpolierten Be-

wegungsfeldes zu dem in Schritt f3) erzeugten 3D-Bilddatensatz relativ zu dem Referenzbilddatensatz auf Grundlage der in Schritt e) berechneten Bewegungsfelder anhand dieser ermittelten relativen Lage,

f5) Verwenden des in Schritt f4) ermittelten oder berechneten interpolierten Bewegungsfeldes zum Deformieren des in Schritt f3) erzeugten 3D-Bilddatensatzes, und

g) Aufsummieren der jeweils beim Durchlaufen von Schritt f5) erzeugten deformierten 3D-Bilddatensätze, um so den bereitzustellenden 3D-Röntgenbilddatensatz zu erhalten.

[0013] Der Kern der Erfindung besteht darin, dass nicht mehr wie in der DE 10 2004 048 209 B3 dieselben 3D-Bilddatensätze (dort als vorläufige 3D-Bilddatensätze bezeichnet) zur Berechnung der einzelnen Bewegungsfelder einerseits und zur Erzeugung der deformierten 3D-Bilddatensätze andererseits herangezogen werden. Vielmehr trennt die Erfindung diese beiden Aspekte auf. Die Erfindung macht sich hierbei die Erkenntnis zu Nutze, dass zur Berechnung der Bewegungsfelder zunächst ein relativ großer Datenumfang zur Verfügung stehen muss, so dass die Intervalle in Schritt b) relativ grob gewählt sein müssen, dass aber, sind die Bewegungsfelder einmal errechnet, die Daten wesentlich feiner ausgewählt bzw. zielgenauer aufbereitet werden können, welche für den bereitzustellenden 3D-Röntgenbilddatensatz schließlich verwendet werden. Schritt f2) erlaubt sogar das Auswählen nur eines 2D-Röntgenbildes, aus dem ebenfalls gemäß gefilterter Rückprojektion ein 3D-Bilddatensatz in Schritt f3) erzeugbar ist. Damit diese Verbesserung gegenüber dem Stand der Technik ermöglicht wird, wird nicht mehr ausschließlich mit den berechneten Bewegungsfeldern direkt gearbeitet. Vielmehr wird zielgenau zu einer bestimmten Herzschlagphase ein jeweiliges Bewegungsfeld durch Interpolation berechnet.

[0014] Gibt es beispielsweise ein erstes Bewegungsfeld zu einer ersten Herzschlagphase und ein zweites Bewegungsfeld zu einer zweiten Herzschlagphase, und soll zu einer genau zwischen diesen beiden Herzschlagphasen liegenden Herzschlagphase das Bewegungsfeld berechnet werden, so kann genau ein Mittelwert der Vektoren des Bewegungsfeldes verwendet werden. Zeigt ein Vektor im ersten Bewegungsfeld von einem ersten Voxel zu einem zweiten Voxel und ist dem zweiten Voxel im zweiten Bewegungsfeld kein Vektor (ein Nullvektor) zugeordnet, dann zeigt im interpolierten Bewegungsfeld der Vektor von dem ersten Voxel zu einem Voxel, das genau zwischen dem ersten Voxel und dem zweiten Voxel liegt. Durch die Interpolation der Bewegungsfelder lassen sich die 3D-Bilddatensätze, welche aus einem oder jedenfalls wenigen Röntgenbildern erzeugt sind, wesentlich präziser in Schritt f5) deformieren. Dadurch werden Strukturen des Herzens genauer abge-

bildet in dem aufsummierten 3D-Röntgenbilddatensatz. Zudem zeichnet sich das erfindungsgemäße Verfahren dadurch aus, dass der bereitgestellte 3D-Röntgenbilddatensatz ein besonders großes Signal-zu-Rausch-Verhältnis aufweist.

[0015] Bevorzugt wird eine lineare Interpolation verwendet, es ist aber auch eine Interpolation mit so genannten kubischen Splines möglich.

[0016] Es kann der Fall auftreten, dass auch einmal eine Herzschlagphase ausgewählt wird, der in Schritt c) ein 3D-Bilddatensatz zugeordnet wurde, so dass genau für diese Herzschlagphase bereits ein Bewegungsfeld aus Schritt e) existiert. In diesem Fall schließt die Interpolation eventuell mit ein, dass genau das unveränderte Bewegungsfeld übernommen wird. Bevorzugt wird natürlich bei zumindest einem Durchlauf der Schrittfolge f) in Schritt f1) eine Herzschlagphase ausgewählt, der in Schritt c) kein 3D-Bilddatensatz zugeordnet wurde.

[0017] Bevorzugt werden die Herzschlagphasen möglichst systematisch durchlaufen, damit die Röntgenbilder möglichst vollständig verwendet werden, welche aufgenommen wurden. So kann in der Schrittfolge f) der Bereich der möglichen Herzschlagphasen in eine Anzahl von Intervallen geteilt werden, die größer als die Anzahl der Intervalle aus Schritt b) ist, und dann werden die Schritte f1) bis f5) für jedes so ermittelte Intervall durchlaufen. Bei jedem Durchlauf wird in Schritt f1) eine Herzschlagphase aus einem der Intervalle ausgewählt, und zwar jedes Mal aus einem anderen der Intervalle. Die ausgewählte Herzschlagphase ist bevorzugt eine mittlere Herzschlagphase im jeweiligen Intervall.

[0018] Die Erfindung kann in besonders vorteilhafter Weise von dem eingangs erläuterten Verfahren Gebrauch machen, bei dem nach einem Durchlauf weitere Durchläufe aufgrund der Herzschlagphase getriggert werden (vergleiche den oben erwähnten Artikel von G. Lauritsch et al.). Mit anderen Worten wird die Folge von 2D-Röntgenbildern mithilfe eines Röntgen-C-Bogens aufgenommen, der mehrmals eine vorbestimmte Anzahl von festen Winkelstellungen in einer bestimmten Zeit durchläuft, wobei nach dem ersten Durchlauf die weiteren Durchläufe jeweils in Abhängigkeit von der Herzschlagphase ausgelöst werden derart, dass bei Vorgabe eines vorbestimmten Intervalls von Herzschlagphasen mindestens ein Röntgenbild zu jeder Winkelstellung aufgenommen wird, dem eine Herzschlagphase aus dem Intervall zugeordnet ist. Hierdurch wird die Zuordnung von Röntgenbildern zu Herzschlagphasen optimiert, wodurch die Qualität des resultierenden 3D-Röntgenbilddatensatzes besonders hoch wird, insbesondere auch, was die Zeitauflösung betrifft.

[0019] Wie bereits oben erwähnt, bedeutet die Tat-

sache, dass der Röntgen-C-Bogen N Durchläufe macht, dass das vorbestimmte Intervall genau einen N-ten Teil des gesamten Bereichs von Herzschlagphasen einnimmt.

[0020] Im bisher beschriebenen Verfahren werden die 3D-Bilddatensätze aus Schritt f3) in Schritt f5) jeweils so deformiert, dass sie auf den Referenzbilddatensatz abgebildet werden, bezüglich dem die Bewegungsfelder definiert sind. Möchte man sich nicht von dieser einmaligen Festlegung des Referenzbilddatensatzes einschränken lassen, lässt sich auch eine beliebige Zielherzschlagphase auswählen, die von der dem Referenzbilddatensatz zugeordneten Herzschlagphase verschieden ist. Mithilfe der in Schritt e) ermittelten Bewegungsfelder, welche lediglich in ihrer Vektorrichtung umgekehrt werden müssen, lässt sich dann ausgehend von dem in Schritt g) erhaltenen 3D-Röntgenbilddatensatz ein 3D-Röntgenbilddatensatz berechnen, der genau der Zielherzschlagphase zugeordnet ist, und zwar abermals durch Interpolation, diesmal der umgekehrten Bewegungsfelder.

[0021] Die Zielherzschlagphase kann eine beliebige Herzschlagphase sein. Es ist dann möglich, die Bewegung des Herzens in beliebigen Herzschlagphasen darzustellen.

[0022] Die Zielherzschlagphase kann auch eine Herzschlagphase sein, die einem anderen 2D-Bild oder 3D-Bilddatensatz als den im bisherigen Verfahren verwendeten Bildern oder Bilddatensätzen zugeordnet ist. Bei dem anderen 2D-Bild oder 3D-Bilddatensatz muss es sich nicht um Röntgenbilder handeln, vielmehr können auch zum Beispiel Kernspindbilder verwendet werden. Nachfolgend kann dann, ist einmal der 3D-Röntgenbilddatensatz aus Schritt g) deformiert, selbiger mit dem 2D-Bild registriert werden (3D-2D-Registrierung) oder mit dem 3D-Bilddatensatz registriert werden (3D-3D-Registrierung). Bei einer Registrierung werden bekanntlich zwei verschiedene Arten von Bilddaten lage- und dimensionsrichtig aufeinander abgebildet. Hierbei wird mit Bilderkennung gearbeitet, herausgehobene Strukturen in den Bildern werden jeweils erkannt, und es wird eine Abbildungsvorschrift von dem einen Datensatz auf den anderen Datensatz ermittelt. Solche Registrierungsverfahren sind für die weitere Nutzung von verschiedenen Datensätzen zusammen sinnvoll einsetzbar, zum Beispiel, wenn Abbildungsstrukturen aus verschiedenen Datensätzen überlagert dargestellt werden sollen.

[0023] Die Bewegungsfelder müssen nicht notwendigerweise erst im Teilschritt f4) berechnet werden, sondern können bereits vor der Schrittfolge f) zur Verfügung gestellt werden. Dies ist insbesondere dann sinnvoll, wenn im Rahmen der Schrittfolge f) eine große Anzahl von Herzschlagphasen einbezogen wird, zum Beispiel wenn alle (oder wenigstens die meis-

ten) Röntgenbilder verwendet werden. Es kann dann vor Schrittfolge f) ein 4D-Datensatz von Bewegungsfeldern in Abhängigkeit von der Herzschlagphase durch Interpolation aus den in Schritt e) ermittelten Bewegungsfeldern berechnet werden, und im Teilschritt f4) muss dann nur das jeweils interpolierte Bewegungsfeld aus diesem 4D-Datensatz ermittelt werden, um es in Schritt f5) verwenden zu können.

[0024] Das Vorabbereitstellen des 4D-Datensatzes von Bewegungsfeldern hat den Vorteil, dass die Bewegungsfelder vorab aufbereitet werden können. Beispielsweise können sie durch Anwendung von an sich bekannten Filtern einer Glättung unterzogen werden. Artefakte werden dadurch unterdrückt.

[0025] Nachfolgend wird eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung unter Bezug auf die Zeichnung beschrieben, wobei

[0026] Fig. 1 eine idealisierte Darstellung der Herzschlagphasen in Abhängigkeit vom Projektionswinkel eines zum Aufnehmen von 2D-Röntgenbildern verwendeten Röntgen-C-Bogens zeigt,

[0027] Fig. 2 zur Erläuterung einer eingeschränkten Version des erfindungsgemäßen Verfahrens anhand der Darstellung von Fig. 1 dient und

[0028] Fig. 3 zur Erläuterung einer erweiterten Version des erfindungsgemäßen Verfahrens anhand der Darstellung gemäß Fig. 1 dient.

[0029] Ein Patient befinde sich in an sich bekannter Weise in einem Röntgen-C-Bogen-System. An dem Röntgen-C-Bogen sind eine Röntgenstrahlungsquelle und ein Röntgendetektor an gegenüberliegenden Punkten angebracht. Der Röntgen-C-Bogen ist in wohl definierte Winkelstellungen verfahrbar. Ein Bild einer bestimmten Winkelstellung wird als "Projektion" bezeichnet. In Fig. 1 werden die Projektionen längs der x-Achse durchgezählt. An dem Patienten wird ein Elektrokardiogramm abgenommen. Bekanntlich führt der regelmäßige Herzschlag zu regelmäßigen Strukturen im Elektrokardiogramm. Es lässt sich in jeder Periode eine Referenzstruktur ermitteln und bezüglich dieser Referenzstruktur eine Herzphase definieren. Die Herzphase ist der zeitliche Abstand zu dem jeweiligen Referenzzeitpunkt, den die Referenzstruktur hat. Dieser ist in Fig. 1 auf der y-Achse aufgetragen. Der zeitliche Abstand zwischen zwei solchen Referenzzeitpunkten ist hier auf "1" normiert. Wird der zeitliche Abstand jeweils zu dem nächstliegenden Referenzzeitpunkt gemessen, ergibt sich ein Messbereich von $-0,5$ bis $+0,5$, wie in Fig. 1 dargestellt.

[0030] Es werde nun genau zum Referenzzeitpunkt ein Durchlauf des Röntgen-C-Bogens begonnen. Man erhält so ein erstes Röntgenbild **10**, das in Fig. 1

die Koordinaten: Projektion 1, zeitlicher Abstand 0 hat. Bei gleichmäßigem Verfahren des Röntgen-C-Bogens ergibt sich eine lineare Beziehung entsprechend der Geraden **12**. Entsprechend dem Wechsel des Referenzzeitpunkts findet ein Sprung von $+0,5$ auf $-0,5$ zwischen den Punkten **14** und **14'** statt, dann zwischen den Punkten **16** und **16'**, und später zwischen den Punkten **18** und **18'**. Dazwischen bleibt der Verlauf jeweils gerade, siehe die Bezeichnung **12**. Man möchte nun das Verhalten des Herzens anhand der Röntgenbilder in einer bestimmten Herzschlagphase beobachten, die vorliegend genau dem Referenzzeitpunkt entspricht. Genau bei dieser Phase hat man neben dem Bild **10** noch die Bilder, deren Koordinaten mit **10'**, **10''**, **10'''** bezeichnet sind. Vier Bilder stellen eine geringe Ausbeute in Anbetracht der 100 aufgenommenen Projektionen dar. Man wird somit dazu übergehen, ein Intervall ΔT zu wählen, um den Referenzzeitpunkt herum, bei dem man davon ausgeht, dass die Röntgenbilder Strukturen zeigen, die nicht allzu stark von den gewünschten abweichen. Man kann somit die jeweils Abschnitte **20**, **20'**, **20''**, **20'''** der Gerade **12** nutzen, welche genau in dem Intervall ΔT liegen. Gegenüber dem Auswählen der einzelnen Röntgenbilder mit den Koordinaten **10**, **10'**, **10''**, **10'''** stellt dies bereits einen Fortschritt dar. Wünschenswert ist es jedoch, auch die Lücken zwischen den Abschnitten **20**, **20'**, **20''**, **20'''** zu schließen. Dies wird durch vier unterschiedliche Durchläufe ermöglicht: Ausgehend von der Endstellung bei der Projektion 100 wird zunächst ein gegenläufiger Durchlauf des Röntgen-C-Bogens begonnen. Dieser wird nun genau so getriggert, dass ein Geradenabschnitt **22** am selben Punkt **24** endet wie der Abschnitt **20'''**. Um dieses Triggern zu ermöglichen, muss lediglich die das Elektrokardiogramm aufnehmende Apparatur mit dem Röntgen-C-Bogen-Steuersystem gekoppelt werden. Der Abschnitt **22** setzt sich jenseits des Punkts **24** in einer Geraden **26** fort. Es findet ein Sprung zwischen den Punkten **28** und **28'** statt, dann setzt sich die Gerade **26** weiter fort und durchläuft mit einem Abschnitt **22'** nochmals das Intervall ΔT . In ihrem weiteren Verlauf durchläuft die Gerade **26** dann auch mit einem Abschnitt **22''** und **22'''** das Intervall ΔT . Nun gibt es zur Hälfte der Projektionen (der Winkelstellungen) Röntgenbilder mit zugehöriger Herzschlagphase in dem Intervall ΔT . Es werden zwei weitere Durchläufe durchgeführt, die ebenfalls anhand der Herzschlagphase getriggert werden. So, wie der Abschnitt **22** genau am Punkt **24** endete, wird nun vorgesehen, dass der Röntgen-C-Bogen so verfahren wird, dass eine Gerade **30** genau den Punkt **32** durchläuft, so dass sich ein Abschnitt **34** an den Abschnitt **22'''** anschließt. Wird der Röntgen-C-Bogen zurückgefahren, findet dann ebenfalls ein Triggern statt: Eine Gerade **36** wird so durchlaufen, dass sie genau am Punkt **38** an den Abschnitt **22'''** anschließt und ein Abschnitt **40** genau die Lücke schließt. Gleiches gilt für die Abschnitte **40'** und **40''**, die die Gerade **36** jeweils durchläuft, wenn

sie durch das Intervall ΔT läuft. Nach vier vollständigen Durchläufen des Röntgen-C-Bogens (Geraden **12**, **26**, **30** und **36**) erhält man somit die mit verstärktem Strich gezeichnete Folge von Abschnitten **20**, **22"**, **34**, **40"**, **20'** etc. Es wird deutlich, dass zu Herzschlagphasen im Intervall ΔT genau jede Projektion, also jede Winkelstellung, einmal durchlaufen wurde. Da insgesamt vier Durchläufe des Röntgen-C-Bogens erfolgten, erstreckt sich das Intervall ΔT auch genau über ein Viertel des Gesamtbereichs, nämlich von $-0,125$ bis $+0,125$. Es lassen sich im Übrigen genau vier solcher Intervalle definieren, in denen eine gleichartige Zickzackfolge einzeichnenbar ist, nämlich von $+0,125$ bis $+0,375$, von $-0,375$ bis $-0,125$, und auch von $+0,375$ über $0,5/-0,5$ zu $-0,375$.

[0031] Zu jedem dieser Intervalle gibt es also jeweils zu jeder Winkelstellung ein Röntgenbild. Damit können diese Intervalle in bevorzugter Art und Weise zur Erzeugung von 3D-Rekonstruktionen der 2D-Röntgenbilder (also der Projektionen) dienen. Jedes einzelne 2D-Röntgenbild wird hierbei einem Verfahren der gefilterten Rückprojektion unterzogen, und die hierbei erzeugten gefilterten Rückprojektionen werden zu jedem Intervall aufaddiert. Man erhält dann vier 3D-Bilddatensätze, zu jedem Intervall einen. Diese vier 3D-Bilddatensätze sind jeweils einer Herzschlagphase zuordenbar. Bevorzugt ordnet man eine mittlere Herzphase zu, im Falle des in [Fig. 1](#) gezeigten Intervalls also die Herzschlagphase 0. Bei den anderen, oben genannten Intervallen sind die mittleren Herzschlagphasen $+0,25$, $+0,5 = -0,5$, und $-0,25$. Man versucht nun, für nachfolgende Verwertungen von Röntgenbildern zu Herzschlagphasen jenseits des in [Fig. 1](#) gezeigten Intervalls, eine Abbildungsvorschrift der vier 3D-Bilddatensätze zueinander zu finden. Als Referenzbilddatensatz werde der Bilddatensatz zu dem in [Fig. 1](#) gezeigten Intervall ΔT um die Herzschlagphase 0 herum ausgewählt. Durch Korrelationsverfahren, zum Beispiel mittels elastischer Registrierung, ist eine solche Abbildungsvorschrift ermittelbar. Als Datensatz erhält man ein so genanntes Bewegungsfeld, zu jedem der 3D-Bilddatensätze für die der nicht in [Fig. 1](#) gezeigten Herzschlagphasenintervalle. Es lässt sich zur Herzschlagphase 0 pro forma ein Bewegungsfeld mit den Einträgen 0 definieren.

[0032] Diese Bewegungsfelder können nachfolgend wie folgt genutzt werden: [Fig. 2](#) zeigt nochmals das Schaubild aus [Fig. 1](#), wobei dieses Mal der in [Fig. 1](#) mit fettem Strich hervorgehobene Kurvenzug diskretisiert gezeigt ist: Einzelne Kreuze entsprechen einzelnen Röntgenbildern. Die einzelnen Röntgenbilder, für die ein Kreuz in [Fig. 2](#) angegeben ist, denen also eine Herzschlagphase im Intervall ΔT um die Herzschlagphase 0 herum zugeordnet ist, sollen sämtlich verwendet werden. Während oben beschrieben wurde, dass sämtliche Röntgenbilder, denen eine Herzschlagphase aus einem Intervall zugeordnet ist, für

die jeweilige Rekonstruktion eines 3D-Bilddatensatzes verwendet wurden, soll nun eine Verfeinerung dahingehend stattfinden, dass zwischen verschiedenen Herzschlagphasen in dem Intervall ΔT unterschieden wird. Es sei ein Röntgenbild herausgenommen, das durch den Punkt in [Fig. 2](#), der mit **42** bezeichnet ist, gekennzeichnet ist. Dem mit **42** gekennzeichneten Röntgenbild ist eine Herzschlagphase zugeordnet, die von 0 verschieden ist. Will man einen 3D-Bilddatensatz erhalten, der genau der Herzschlagphase 0 zugeordnet ist, so ist es vorteilhaft, wenn eine Anpassung stattfindet. Hierzu wird das Röntgenbild zunächst einem Verfahren der gefilterten Rückprojektion unterzogen, so dass man einen 3D-Bilddatensatz erhält. Dieser 3D-Bilddatensatz wird nachfolgend deformiert, wobei durch die Deformation von der negativen Herzschlagphase, die zum Röntgenbild **42** gehört, zur Herzschlagphase 0 hin gerechnet wird (also zurückgerechnet wird bzw. vorliegend eher vorausgerechnet wird). Dies ist durch den mit **44** bezeichneten Pfeil in [Fig. 2](#) verdeutlicht. Die so genannte Deformation des 3D-Bilddatensatzes verwendet die Bewegungsfelder, die gemäß der obigen Beschreibung berechnet wurden. Vorliegend liegt die Herzschlagphase, die zum Röntgenbild **42** gehört, zwischen der Herzschlagphase 0 und der Herzschlagphase $-0,25$. Es lassen sich dann die Bewegungsfelder zu den Intervallen, die um die Herzschlagphase 0 bzw. die Herzschlagphase $-0,25$ zentriert sind, verwenden. Da die Herzschlagphase, die zum Röntgenbild **42** gehört, näher an der Herzschlagphase 0 liegt, wird man das zur Herzschlagphase 0 gehörende Bewegungsfeld (welches ja die Einträge 0 hat) stärker gewichten als das zum um die Herzschlagphase $-0,25$ zentrierten Intervall gehörende Bewegungsfeld. Dieser Gewichtung lässt sich durch ein einfaches Interpolationsverfahren Rechnung tragen. Interpoliert werden die Vektoreinträge des Bewegungsfeldes über den zeitlichen Abstand zum Referenzzeitpunkt im EKG.

[0033] Während somit zuvor bei der Ermittlung der 3D-Bilddatensätze die Röntgenbilder kopiert wurden und sämtliche Röntgenbilder der Gruppe gleichbehandelt wurden, werden nun die Röntgenbilder individuell behandelt, so dass die Herzschlagphase präzise bei der Deformation einbezogen werden kann.

[0034] In einem ersten Verfahren werden anschließend die in [Fig. 2](#) mit Kreuzen gekennzeichneten Röntgenbilder verwendet. Anhand von jedem Röntgenbild erhält man eine deformierte 3D-Rückprojektion, und die deformierten 3D-Rückprojektionen können aufaddiert werden, so dass man abermals einen 3D-Bilddatensatz erhält. Der 3D-Bilddatensatz ist dadurch ausgezeichnet, dass zu jeder Winkelstellung genau ein Röntgenbild verwendet wurde.

[0035] Die Bildqualität, insbesondere die Schärfe im

so erhaltenen 3D-Röntgenbilddatensatz, ist besonders gut.

[0036] Zur Steigerung der anhand von **Fig. 2** erläuterten Ausführungsform können sämtliche aufgenommenen Röntgenbilder verwendet werden. Dies wird anhand von **Fig. 3** erläutert. Diese gibt abermals die Darstellung aus **Fig. 1** wieder, wobei nunmehr sämtliche aufgenommenen Röntgenbilder durch ein Kreuz gekennzeichnet sind.

[0037] Abermals soll ein 3D-Bilddatensatz erzeugt werden, der die Situation bei der Herzschlagphase 0 wiedergibt. Abermals wird aus Projektionen, also 2D-Röntgenbildern, durch gefilterte Rückprojektion ein 3D-Bilddatensatz gewonnen, der einem Deformationsschritt unterzogen wird, um so eine Abbildung auf die Herzschlagphase 0 zu erzielen. Abermals werden hierbei die Bewegungsfelder verwendet, wobei in der Regel eine Interpolation eingesetzt wird. Im Unterschied zu der anhand von **Fig. 2** erörterten Ausführungsform werden nun nicht mehr die Röntgenbilder ausschließlich verwendet, deren zugeordnete Herzschlagphase in dem Intervall ΔT liegt. Vielmehr werden zu einer vorbestimmten Winkelstellung vier Röntgenbilder verwendet, die durch die Punkte **46**, **48**, **50** und **52** gekennzeichnet sind. Die Pfeile **54** und **56** veranschaulichen, dass diese Röntgenbilder nach dem Durchführen der gefilterten Rückprojektion auf die Herzschlagphase 0 abgebildet werden. Im Unterschied zur anhand von **Fig. 2** erörterten Ausführungsform werden somit viermal so viele Röntgenbilder verwendet. Dadurch wird das Signal-zu-Rausch-Verhältnis weiter erhöht. Werden sämtliche Röntgenbilder zu sämtlichen Winkelstellungen verwendet, heißt dies, dass kein Röntgenbild unverwendet bleibt. Damit wird das Verfahren äußerst effektiv.

[0038] Die Bewegungsfelder lassen sich im Übrigen auch im Weiteren verwenden: Will man einen 3D-Röntgenbilddatensatz zu einer von 0 verschiedenen Herzschlagphase, so lässt sich genau zu dieser Herzschlagphase aufgrund der vier Bewegungsfelder genau zu der gewünschten Herzschlagphase ein Bewegungsfeld interpolieren. Dann lässt sich der auf sämtlichen Röntgenbildern basierende 3D-Röntgenbilddatensatz mithilfe dieses Bewegungsfeldes transformieren, nämlich abermals deformieren. Anhand der Bewegungsfelder ist es somit möglich, zu beliebigen Herzschlagphasen den 3D-Bilddatensatz zu berechnen, so dass sich ein vierdimensionaler Datensatz (3D-Bilddatensatz mit der Herzschlagphase als vierter Dimension) gewinnen lässt.

[0039] Die Bildqualität bei dem erfindungsgemäßen Verfahren ist gegenüber den Verfahren des Standes der Technik deutlich gesteigert. Dadurch kann der Gesamtaufwand gegebenenfalls auch verringert werden: Durch die rechnerischen Maßnahmen im Rah-

men der vorliegenden Erfindung ist es möglich, anhand von vier Röntgen-C-Bogen-Durchläufen eine Bildqualität zu erhalten, wie sie im Stand der Technik vielleicht erst nach acht oder zwölf Röntgen-C-Bogen-Durchläufen erzielt wurde. Teilweise können Strukturen aufgelöst werden, die im Stand der Technik gar nicht auflösbar waren.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Bereitstellen eines 3D-Röntgenbilddatensatzes des Herzens eines Patienten, mit den Schritten:

- a) Aufnehmen einer Folge von 2D-Röntgenbildern des Herzens, zu denen jeweils die Herzschlagphase zum Zeitpunkt der Bildaufnahme gemessen wird, so dass jedem so erhaltenen 2D-Röntgenbild eine Herzschlagphase zugeordnet ist,
- b) Einteilen des Bereichs der möglichen Herzschlagphasen in Intervalle,
- c) Erzeugen eines 3D-Bilddatensatzes zu jedem Intervall durch Rekonstruktion aus denjenigen 2D-Röntgenbildern, welche jeweils einer Herzschlagphase aus dem Intervall zugeordnet sind, und Zuordnen jedes 3D-Bilddatensatzes zu einer Herzschlagphase aus dem Intervall,
- d) Auswählen eines der erzeugten 3D-Bilddatensätze als Referenzbilddatensatz,
- e) Berechnen des Bewegungsfeldes von jedem der anderen 3D-Bilddatensätze zu dem Referenzbilddatensatz,
- f) zumindest zweimal Durchlaufen folgender Schritte:
 - f1) Auswählen einer Herzschlagphase,
 - f2) Auswählen zumindest eines Röntgenbildes, das der in Schritt f1) ausgewählten Herzschlagphase zugeordnet ist oder einer Herzschlagphase zugeordnet ist, die in einem Intervall um die in Schritt f1) ausgewählte Herzschlagphase liegt, das kleiner als die in Schritt b) definierten Intervalle ist,
 - f3) Erzeugen eines 3D-Bilddatensatzes durch Rekonstruktion aus allen in Schritt f2) ausgewählten 2D-Röntgenbildern,
 - f4) Ermitteln der relativen Lage der in Schritt f1) ausgewählten Herzschlagphase zu den Herzschlagphasen, die in Schritt c) den 3D-Bilddatensätzen zugeordnet wurden, und Ermitteln oder Berechnen eines interpolierten Bewegungsfeldes zu dem in Schritt f3) erzeugten 3D-Bilddatensatz relativ zu dem Referenzbilddatensatz auf Grundlage der in Schritt e) berechneten Bewegungsfelder anhand dieser ermittelten relativen Lage,
 - f5) Verwenden des in Schritt f4) ermittelten oder berechneten interpolierten Bewegungsfeldes zum Deformieren des in Schritt f3) erzeugten 3D-Bilddatensatzes, und
- g) Aufsummieren der jeweils beim Durchlaufen von Schritt f5) erzeugten deformierten 3D-Bilddatensätze, um so den bereitzustellenden 3D-Röntgenbilddatensatz zu erhalten.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass bei zumindest einem Durchlauf in Schritt f1) eine Herzschlagphase ausgewählt wird, der in Schritt c) kein 3D-Bilddatensatz zugeordnet wurde.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass in der Schrittfolge f) der Bereich der möglichen Herzschlagphasen in eine Anzahl von Intervallen geteilt wird, die größer als die Anzahl der Intervalle aus Schritt b) ist, dass die Schritte f1) bis f5) für jedes zu ermittelte Intervall durchlaufen werden, wobei bei jedem Durchlauf in Schritt f1) eine Herzschlagphase aus einem jeweils anderen der Intervalle ausgewählt wird.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Folge von 2D-Röntgenbildern mithilfe eines Röntgen-C-Bogens aufgenommen wird, der mehrmals eine vorbestimmte Anzahl von festen Winkelstellungen in einer bestimmten Zeit durchläuft, wobei nach dem ersten Durchlauf die weiteren Durchläufe jeweils in Abhängigkeit von der Herzschlagphase ausgelöst werden derart, dass bei Vorgabe eines vorbestimmten Intervalls von Herzschlagphasen mindestens ein Röntgenbild zu jeder Winkelstellung aufgenommen wird, dem eine Herzschlagphase aus dem Intervall zugeordnet ist.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Röntgen-C-Bogen N Durchläufe macht und das vorbestimmte Intervall genau einen N-ten Teil des gesamten Bereichs von Herzschlagphasen einnimmt.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Ziel-Herzschlagphase ausgewählt wird, die von der dem Referenzbilddatensatz zugeordneten Herzschlagphase verschieden ist, dass die in e) ermittelten Bewegungsfelder umgekehrt werden, und dass aufgrund der umgekehrten Bewegungsfelder ein interpoliertes Bewegungsfeld zu der Ziel-Herzschlagphase errechnet wird und zum Deformieren des in Schritt g) erhaltenen aufsummierten 3D-Röntgenbilddatensatzes verwendet wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Ziel-Herzschlagphase eine beliebige Herzschlagphase ist.

8. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Ziel-Herzschlagphase eine Herzschlagphase ist, die einem anderen 2D-Bild oder 3D-Bilddatensatz als dem im bisherigen Verfahren verwendeten zugeordnet ist, und dass der deformierte 3D-Röntgenbilddatensatz mit dem 2D-Bild oder dem 3D-Bilddatensatz registriert wird.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass vor der Schrittfolge f) ein 4D-Datensatz von Bewegungsfeldern in Abhängigkeit von der Herzschlagphase durch Interpolation aus den in Schritt e) ermittelten Bewegungsfeldern berechnet wird.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass vor der Schrittfolge f) der 4D-Datensatz einer Glättung durch Filteranwendung unterzogen wird.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

