



(19)  
**Bundesrepublik Deutschland**  
**Deutsches Patent- und Markenamt**

(10) **DE 10 2007 009 019 B3 2008.09.18**

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 009 019.8**  
 (22) Anmeldetag: **23.02.2007**  
 (43) Offenlegungstag: –  
 (45) Veröffentlichungstag  
 der Patenterteilung: **18.09.2008**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 19/00** (2006.01)  
**A61B 6/02** (2006.01)  
**A61B 6/03** (2006.01)  
**A61B 5/0402** (2006.01)  
**G06T 15/00** (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

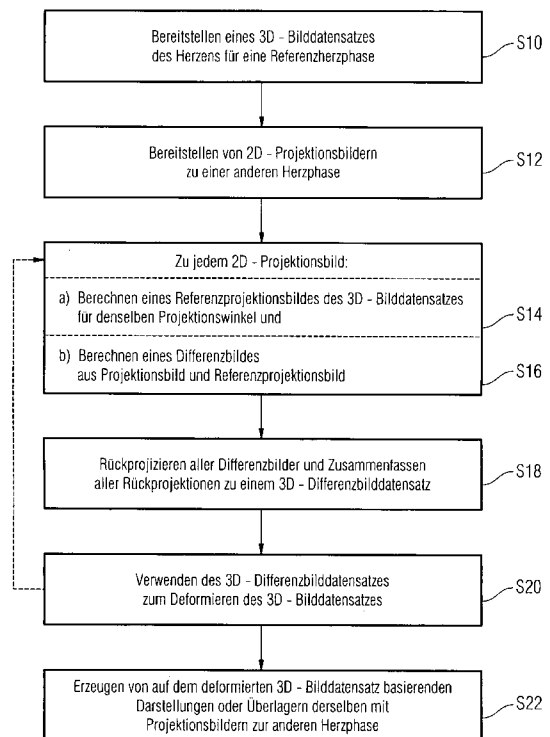
(73) Patentinhaber:  
**Siemens AG, 80339 München, DE;**  
**Friedrich-Alexander-Universität**  
**Erlangen-Nürnberg, 91054 Erlangen, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
 gezogene Druckschriften:  
**US2006/01 33 564 A1**  
**US2004/01 36 490 A1**  
**US 52 87 276 A**

(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**

(54) Bezeichnung: **Verfahren zum Schaffen erweiterter Möglichkeiten bei der bildlichen Darstellung eines Patientenherzens**

(57) Zusammenfassung: Es ist bekannt, vor einer Intervention am Herzen einen 3-D-Bilddatensatz des Herzens für eine Referenzherzphase im Elektrokardiogramm des Herzens bereitzustellen. Bekannt ist auch, 2-D-Projektionsbilder während der Operation aufzunehmen. Bei der Erfindung werden solche 2-D-Projektionsbilder verwendet, die einer bestimmten gemeinsamen Herzphase zugehören. Mit Hilfe des 3-D-Bilddatensatzes kann ein Referenzprojektionsbild zum selben Projektionswinkel für jedes der 2-D-Projektionsbilder erzeugt werden, und aus Referenzprojektionsbild und 2-D-Projektionsbild kann ein Differenzbild abgeleitet werden. Die Differenzbilder werden rückprojiziert und zu einem 3-D-Differenzbilddatensatz zusammengefasst, und durch Verwendung desselben aus dem vorab aufgenommenen 3-D-Bilddatensatz erhält man einen deformierten 3-D-Bilddatensatz. Durch Iterationen ist gewährleistet, dass der deformierte 3-D-Bilddatensatz möglichst abstandsminimiert aus den 2-D-Projektionsbildern zu der bestehenden gemeinsamen Herzphase hervorgeht. Zum Schluss steht für eine andere Herzphase als für die Referenzherzphase ein 3-D-Bilddatensatz zur Verfügung, und die Möglichkeit der bildlichen Darstellung eines Patientenherzens sind erweitert.



**Beschreibung**

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Schaffen erweiterter Möglichkeiten bei der bildlichen Darstellung eines Patientenherzens, insbesondere während eines medizinischen Eingriffs.

**[0002]** Solche medizinischen Eingriffe am Herzen eines Patienten erfolgen häufig mit Hilfe eines Katheters. Damit der Arzt bei der Führung eines Katheters unterstützt wird, findet der Eingriff regelmäßig in der Umgebung eines Röntgenbild-Aufnahmesystems statt, z. B. liegt der Patient auf einer Liege in einem Röntgen-C-Bogen-System. Dadurch können während des Eingriffs 2-D-Röntgenprojektionsbilder aufgenommen werden. Der Arzt wählt hierbei den sogenannten Projektionswinkel, d. h. die Einstellungen des Röntgen-C-Bogens, geeignet, damit er einen Katheter möglichst optimal sieht.

**[0003]** Es ist bekannt, dem Arzt als Hilfestellung auch Bilder des Herzens zur Verfügung zu stellen, welche vor der Intervention aufgenommen wurden. Gerade bei der Abbildung des Herzens hat es sich als Schwierigkeit erwiesen, dass das Herz ständiger Bewegung unterliegt. Diesbezüglich hat es sich als vorteilhaft gezeigt, wenn während der Aufnahme der für die Erzeugung des 3-D-Röntgenbilddatensatzes erzeugten Bilder ein Elektrokardiogramm aufgenommen wird, so dass jedem Bild eine Phase in dem Elektrokardiogramm zugeordnet werden kann. Genauer gesagt wird eine sich zyklisch wiederholende Kurve im Elektrokardiogramm in eine Vielzahl von Intervallen eingeteilt, die jeweils eine Phase definieren. Die Bilddaten werden dann nach den Phasen geordnet, wobei zu jeder Phase ein 3-D-Bilddatensatz erzeugt wird. Näheres hierzu ist der Patentschrift DE 10 2004 048 209 B3 zu entnehmen.

**[0004]** Weiterhin sind Verfahren zur Bewegungskorrektur bei der Abbildung des schlagenden Herzens bekannt. Hierbei wird den für die Erzeugung des 3-D-Röntgenbilddatensatzes aufgenommenen Bildern eine rechnerisch ermittelte Bewegungsinformation zugeordnet, die sich auf eine zuvor ausgewählte Referenzherzschlagphase bezieht. Bei der Rekonstruktion des 3-D-Röntgenbilddatensatzes aus diesen zweidimensionalen Bildern wird nun auf geeignete Weise mathematisch die Bewegung relativ zum gewählten Referenzzustand korrigiert, so dass ein hochqualitatives Abbild des Herzens zur gewählten Referenzphase erhalten wird. Näheres hierzu findet sich in den Offenlegungsschriften US 2004/0136490 A1 und US 2006/0133564 A1. Die Patentschrift US 5,287,267 A offenbart ein vergleichbares Verfahren, das zur Korrektur der mittels eines Sensors ermittelten Atembewegung des Brustkorbes während der Aufnahme der für die Erzeugung eines 3-D-Röntgenbilddatensatzes benötigten Bilder dient.

**[0005]** Bei der Bildaufnahme kann die Herzschlagphase zum Triggern der Aufnahme der Bilder verwendet werden, damit der 3-D-Röntgenbilddatensatz zu einer ausgewählten Referenzphase besonders hochqualitativ ist, während andere Phasen eher vernachlässigt werden.

**[0006]** Somit führen die Verfahren des Standes der Technik dazu, dass ein 3-D-Röntgenbilddatensatz des Herzens bereitgestellt wird, der einer Referenzphase im Elektrokardiogramm des Herzens zugeordnet ist. Während der Intervention kann es jedoch sein, dass die aufgenommenen 2-D-Projektionsbilder nicht dieser Referenzphase zugeordnet sind. Möglicherweise ist Letztgenanntes auch gar nicht vom behandelnden Arzt gewünscht. Es erweist sich dann nicht als sinnvoll, aus dem der Referenzphase zugeordneten 3-D-Röntgenbilddatensatz Darstellungen zu erzeugen, welche z. B. den 2-D-Röntgenprojektionsbildern, die einer anderen Phase im Elektrokardiogramm des Herzens zugeordnet sind, überlagert werden.

**[0007]** Es ist somit Aufgabe der Erfindung, die Möglichkeiten bei der bildlichen Darstellung eines Patientenherzens zu erweitern, damit der behandelnde Arzt möglichst optimal bei der Behandlung durch Bildgebung unterstützt wird.

**[0008]** Die Aufgabe wird durch ein Verfahren mit den verfahrensgegenständlichen Merkmalen gemäß Patentanspruch 1 gelöst.

**[0009]** Das erfindungsgemäße Verfahren beginnt somit mit der oben geschilderten Situation, dass ein 3-D-Röntgenbilddatensatz des Herzens bereitgestellt wird, der einer Referenzphase im Elektrokardiogramm des Herzens zugeordnet ist, und dass eine Mehrzahl von 2-D-Röntgenprojektionsbildern bereitgestellt wird, die alle der gleichen Phase im Elektrokardiogramm des Herzens zugeordnet sind, wobei diese gleiche Phase im Regelfall nicht gleich der Referenzphase ist. Nun wird zu jedem der 2-D-Röntgenprojektionsbilder aus dem 3-D-Röntgenbilddatensatz ein 2-D-Referenzprojektionsbild erzeugt. Da der Projektionswinkel bekannt ist, der durch das Röntgenbildaufnahmesystem definiert ist, kann zu einem 2-D-Projektionsbild für genau diesen Projektionswinkel durch Errechnen einer Vorwärtsprojektion aus dem 3-D-Röntgenbilddatensatz ein solches 2-D-Referenzprojektionsbild errechnet werden. Im nächsten Teilschritt wird dann ein 2-D-Differenzbild zwischen dem 2-D-Röntgenprojektionsbild und dem Referenzprojektionsbild berechnet. Ein Differenzbild ist nichts anderes als ein Bild, in dem zu einem vorgegebenen Bildelement der Grauwert des einen Bildes ermittelt wird, dann der Grauwert des anderen Bildes ermittelt wird, und wobei diese Grauwerte voneinander subtrahiert werden, und diese berechnete Differenz ist dann der Bildeintrag, also der Grauwert, für das vor-

gegebene Bildelement des 2-D-Differenzbilds.

**[0010]** Man erhält somit eine Mehrzahl von 2-D-Differenzbildern, nämlich zu jedem der Mehrzahl von 2-D-Röntgenprojektionsbildern, welche üblicherweise während des medizinischen Eingriffs aufgenommen sind. Nachfolgend werden alle 2-D-Differenzbilder rückprojiziert. Das Rückprojizieren ist eine im Stand der Technik bekannte Maßnahme, bei der 2-D-Projektionsbilder auf Volumenelemente (Voxel) abgebildet werden, wobei den Volumenelementen dann wieder Grauwerte zugeordnet werden. Die Rückprojektionen werden dann alle zu einem 3-D-Differenzbilddatensatz zusammengefasst. Üblicherweise müssen die Grauwerte aus den Voxeln der einzelnen Rückprojektionen dann lediglich aufsummiert werden, und die Summe wird dann anschließend normiert. Dieser 3-D-Differenzbilddatensatz wird nachfolgend zum Deformieren des 3-D-Röntgenbilddatensatzes verwendet. Hierbei können an sich bekannte Verfahren zum Deformieren verwendet werden. Ein Beispiel für ein solches Verfahren ist es, dass aus dem 3-D-Röntgenbilddatensatz ein Gradientenfeld berechnet wird und dieses mit dem 3-D-Differenzbilddatensatz voxelweise multipliziert wird. Man erhält dann sogenannte „Kraftvektoren“, welche angeben, wie Gitterpunkte, zu denen der 3-D-Röntgenbilddatensatz definiert ist, verschoben werden müssen. Ein deformierter Bilddatensatz ist ein Bilddatensatz, bei dem das zugrundeliegende Bildpunktgitter verformt ist. Bevorzugt soll der deformierte Bilddatensatz aus einer Abstandsminimierung bezüglich der 2-D-Projektionsbilder hervorgehen. Hierzu werden die Schritte des Erzeugens der 2-D-Referenzprojektionsbilder, nämlich aus dem deformierten 3-D-Röntgenbilddatensatz, des Berechnens der 2-D-Differenzbilder und des Rückprojizierens der 2-D-Differenzbilder so lange wiederholt, bis ein vorbestimmtes Maß für den 3-D-Differenzbilddatensatz einen vorbestimmten Grenzwert erreicht (bzw. überschreitet/unterschreitet). Das vorbestimmte Maß soll angeben, wie groß der Abstand zwischen den deformierten Bilddaten und den 2-D-Projektionsbilddaten ist.

**[0011]** Nachdem der fertig deformierte 3-D-Bilddatensatz bereitsteht, ist das Problem des Standes der Technik überwunden, dass intra-interventionell nur ein 3-D-Röntgenbilddatensatz bereitsteht, der einer bestimmten Referenzphase im Elektrokardiogramm zugeordnet ist. Vielmehr ist der deformierte 3-D-Bilddatensatz derjenigen Phase im Elektrokardiogramm des Herzens zugeordnet, der die 2-D-Röntgenprojektionsbilder zugeordnet sind. Dadurch sind erweiterte Möglichkeiten geschaffen, was das Ziel des erfindungsgemäßen Verfahrens war. Diese Möglichkeiten werden dann bevorzugt dadurch genutzt, dass der deformierte 3-D-Bilddatensatz für eine bildliche Darstellung des Patientenherzens genutzt wird.

**[0012]** Üblicherweise besteht diese bildliche Darstellung darin, dass ein 2-D-Projektionsbild für einen beliebigen Projektionswinkel, zu dem keine Aufnahme erzeugt wurde, berechnet wird. Dadurch hat der behandelnde Arzt den Vorteil, dass er nicht ständig neue 2-D-Projektionsbilder aufnehmen muss, sondern sich auf Grundlage des deformierten 3-D-Bilddatensatzes beliebige Projektionsbilder berechnen lassen kann. Denkbar ist, dass der behandelnde Arzt den Projektionswinkel über eine Bewegung einer Computermaus festlegt und auf einem Bildschirm dann wechselnde Projektionsbilder, je nach Mausposition, angezeigt bekommt. Besonders vorteilhaft ist es, wenn das berechnete 2-D-Projektionsbild einem anderen 2-D-Bild überlagert wird, z. B. einem aktuell während des Eingriffs aufgenommenen Bild. Das letztgenannte Bild kann dann beispielsweise einen Katheter zeigen, der bei dem Eingriff verwendet wird, während das überlagerte Bild das Herz ohne Katheter darstellt. Das überlagerte Bild kann wesentlich deutlicher die Strukturen des Herzens darstellen, während für das 2-D-Bild, dem das Bild überlagert wird, ausreichend ist, wenn der Katheter deutlich zu sehen ist.

**[0013]** Eine zweite Art der Nutzung der erweiterten Möglichkeiten bei der bildlichen Darstellung besteht darin, dass gleich ein 4D-Bilddatensatz erzeugt wird. Hierzu müssen die 2-D-Röntgenprojektionsbilder für eine Mehrzahl von Phasen im Elektrokardiogramm des Herzens bereitgestellt sein, und zu jeder dieser Phasen muss unter Verwendung von 2-D-Differenzbildern und einem daraus abgeleiteten 3-D-Differenzbilddatensatz ein deformierter 3-D-Bilddatensatz bereitgestellt werden. Man erhält somit eine Mehrzahl von deformierten 3-D-Bilddatensätzen, nämlich zu jeder der Mehrzahl von Phasen im Elektrokardiogramm des Herzens einen. Diese Phasen können dann in eine Reihenfolge gebracht werden, und aus den deformierten 3-D-Bilddatensätzen kann dann in dieser Reihenfolge jeweils eine bildliche Darstellung erzeugt werden. Man erhält dann eine Abfolge von bildlichen Darstellungen entsprechend der Reihenfolge der Phasen im Elektrokardiogramm. Diese Abfolge kann beispielsweise wie ein Film abgespielt werden, so dass der behandelnde Arzt sich das schlagende Herz vor Augen führen kann.

**[0014]** Nachfolgend wird eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung unter Bezug auf die Zeichnung beschrieben, wobei die Figur die Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens zeigt.

**[0015]** Das erfindungsgemäße Verfahren beginnt mit dem Schritt S10, in dem ein 3-D-Bilddatensatz des Herzens für eine Referenzherzphase bereitgestellt wird. In der Figur ist nicht ausdrücklich erwähnt, dass die Bilder Röntgenbilder sind, das Verfahren ist aber insbesondere dann sinnvoll, wenn ausschließlich Röntgenbilder verwendet werden. Im nachfol-

genden Schritt S12 werden 2-D-Projektionsbilder zu einer anderen Herzphase bereitgestellt. Jedem 2-D-Projektionsbild ist ein die Projektion als solche definierender Projektionswinkel zugeordnet, welcher sich aus den Einstellungen des verwendeten Röntgenbildaufnahmesystems ergibt. Häufig kann der Projektionswinkel als Winkel einer Verkippung eines Röntgen-C-Bogens definiert werden. Nun wird zu jedem 2-D-Projektionsbild im Schritt S14 für genau den Projektionswinkel, der dem 2-D-Projektionsbild zugeordnet ist, ein Referenzprojektionsbild des 3-D-Bilddatensatzes berechnet. Man nennt dies auch „Vorwärtsprojizieren“ des 3-D-Bilddatensatzes. Im Schritt S16 wird dann aus dem Projektionsbild und dem Referenzprojektionsbild ein Differenzbild berechnet.

**[0016]** Die Differenzbilder werden samt und sonders in Schritt S18 rückprojiziert, wobei alle Rückprojektionen zu einem 3-D-Differenzbilddatensatz zusammengefasst werden. Hierbei werden die Grauwerte der Differenzbilder volumenelementweise ermittelt, d. h. volumenelementweise aufaddiert und normiert. Im nachfolgenden Schritt S20 wird der 3-D-Differenzbilddatensatz zum Deformieren des 3-D-Bilddatensatzes verwendet. Zum Deformieren wird ein an sich bekanntes Verfahren verwendet. Beispiele für Verfahren zum Deformieren finden sich in dem Buch von J. Modersitzki, „Numerical Methods for Image Registration“, Oxford University Press, 2004, ISBN 10:0198528418. Vorliegend kann beispielsweise ein bekanntes Deformationsverfahren verwendet werden, bei dem zu jedem Voxel ein 3-D-Gradientenvektor für den deformierenden 3-D-Bilddatensatz berechnet wird. Man multipliziert dann voxelweise diese Vektoren mit den jeweiligen Grauwerten aus dem 3-D-Differenzbilddatensatz. Das so erhaltene Vektorfeld stellt dann das „Kraftvektorfeld“ dar, mit Hilfe dessen die einzelnen Gitterpunkte, für die die Voxel definiert sind, verschoben werden. Der Vektor gibt die Richtung der Verschiebung des Gitterpunkts und das Ausmaß der Verschiebung an. Je nachdem, ob ein Maß für den 3-D-Differenzbilddatensatz angibt, dass die Grauwerte ausreichend klein sind oder nicht, werden die Schritte S14 bis S20 wiederholt, oder es wird zum Schritt S22 übergegangen. Die Iteration der Schritte S14 bis S20 hat den Sinn, ein Abstandsmaß zum minimieren, so dass man insgesamt den Effekt einer elastischen Registrierung erhält. Man erhält schließlich nach dem letztenmaligen Abschluss von Schritt 20 mit einem deformierten 3-D-Bilddatensatz erweiterte Möglichkeiten zur bildlichen Darstellung des Patienten, denn dieser deformierte 3-D-Bilddatensatz ist der anderen Herzphase zugeordnet, der die 2-D-Projektionsbilder zugeordnet sind, und nicht der Referenzherzphase. Zu diesen erweiterten Möglichkeiten gehört es, dass auf dem deformierten 3-D-Bilddatensatz basierende Darstellungen erzeugt werden können, z. B. einfache 2-D-Projektionsbilder zu beliebigen Projektionswinkeln. Insbesondere können solche Darstellungen auch mit Projektionsbildern

zur anderen Herzphase (oder zu noch anderen Herzphasen) überlagert werden, wobei herkömmliche Techniken des Überlagerns von Bildern eingesetzt werden können.

**[0017]** Nicht in der Figur dargestellt ist, dass die Schritte S12 bis S20 für eine Vielzahl von Herzphasen wiederholt werden können, welche von der Referenzherzphase verschieden sind. Man erhält dann bei jedem Erreichen von Schritt S20 (in der jeweils letzten Iteration der Schrittwiederholung von S14 bis S20) einen deformierten 3-D-Differenzbilddatensatz. Auf der Grundlage der Mehrzahl von 3-D-Differenzbilddatensätzen kann dann eine zeitliche Abfolge durch Sortieren nach der Herzphase ermittelt werden, und Darstellungen, die auf den 3-D-Differenzbilddatensätzen basieren, können in kurzer zeitlicher Abfolge wie ein Film abgespielt werden.

**[0018]** Vorteilhaft nutzt die vorliegende Erfindung bei spezieller Anwendung auf die Abbildung des Herzens Verfahren der elastischen Ausrichtung, wie sie im Artikel von M. Prümmer, J. Han und J. Hornegger: „2D-3D Non-rigid Registration using Iterative Reconstruction“, G. Greiner, J. Hornegger, H. Niemann, M. Stamminger, editors, Vision, Modeling, and Visualization 2005, Berlin, November 2005, Akademische Verlagsgesellschaft Aka GmbH oder auch im Artikel von M. Prümmer, J. Hornegger, T. Kuwert, „Multimodal 2D-3D Non-rigid Registration“, Proc. SPIE Vol. 6144, February 2006, San Diego, beschrieben sind.

### Patentansprüche

1. Verfahren zum Schaffen erweiterter Möglichkeiten bei der bildlichen Darstellung eines Patientenherzens, mit den Schritten:
  - a) Bereitstellen eines 3-D-Röntgenbilddatensatzes des Herzens, dem eine Referenzphase im Elektrokardiogramm des Herzens zugeordnet ist,
  - b) Bereitstellen einer Mehrzahl von 2-D-Röntgenprojektionsbildern, die alle der gleichen Phase im Elektrokardiogramm des Herzens zugeordnet sind,
  - c) zu jedem der 2-D-Röntgenprojektionsbilder:
    - c1) Berechnen eines 2-D-Referenzprojektionsbilds des 3-D-Röntgenbilddatensatzes für denselben, durch ein verwendetes Röntgenbildaufnahmesystem definierten Projektionswinkel, wie er bei der Aufnahme des 2-D-Röntgenprojektionsbilds vorlag,
    - c2) Berechnen eines 2-D-Differenzbilds zwischen dem 2-D-Röntgenprojektionsbild und dem 2-D-Referenzprojektionsbild,
  - d) Rückprojizieren aller 2-D-Differenzbilder und Zusammenfassen aller Rückprojektionen zu einem 3-D-Differenzbilddatensatz,
  - e) Deformieren des 3-D-Röntgenbilddatensatzes unter Verwendung des 3-D-Differenzbilddatensatzes,
  - f) Wiederholen der Schritte c) bis e), solange ein vorbestimmtes Maß für den 3-D-Differenzbilddatensatz einen vorbestimmten Grenzwert nicht erreicht oder

unterschritten oder nicht erreicht oder überschritten hat, und

g) Verwenden des deformierten 3-D-Röntgenbilddatensatzes für eine bildliche Darstellung des Patientenherzens.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der deformierte 3-D-Bilddatensatz dazu verwendet wird, zumindest ein 2-D-Projektionsbild für einen beliebigen Projektionswinkel zu berechnen.

3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem das berechnete 2-D-Projektionsbild einem anderen 2-D-Bild überlagert dargestellt wird.

4. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Schritte b) bis f) für eine Mehrzahl von Phasen im Elektrokardiogramm des Herzens wiederholt werden, so dass eine Mehrzahl von deformierten 3-D-Bilddatensätzen erhalten wird, wobei in Schritt g) eine Abfolge von bildlichen Darstellungen entsprechend einer Reihenfolge der Phasen im Elektrokardiogramm erzeugt wird.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

## Anhängende Zeichnungen

