



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 603 18 737 T2** 2009.01.15

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 565 891 B1**

(51) Int Cl.⁸: **G06T 17/00** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **603 18 737.4**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/IB03/05130**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **03 769 816.4**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2004/047029**

(86) PCT-Anmeldetag: **13.11.2003**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **03.06.2004**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **24.08.2005**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **16.01.2008**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **15.01.2009**

(30) Unionspriorität:
10254323 **21.11.2002** **DE**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB,
GR, HU, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK,
TR**

(73) Patentinhaber:
**Philips Intellectual Property & Standards GmbH,
20099 Hamburg, DE**

(72) Erfinder:
**WEESE, Jürgen, 52066 Aachen, DE; HEMPEL,
Daniel, 52066 Aachen, DE; PEKAR, Vladimir,
52066 Aachen, DE**

(74) Vertreter:
Volmer, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 52066 Aachen

(54) Bezeichnung: **VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR VISUALISIERUNG EINER SEQUENZ VON VOLUMENBIL-
DERN**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren sowie ein Gerät zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern eines bewegten Objekts. Solche Verfahren und Geräte kommen dort zum Einsatz, wo eine Folge von Volumenbildern beispielsweise für einen Betrachter dargestellt werden soll.

[0002] Aus der Medizin sind Verfahren und Geräte bekannt, mit denen Folgen von Volumenbildern von Organen eines Patienten akquiriert und einem Betrachter präsentiert werden können. Ein Volumenbild ist eine dreidimensionale Abbildung eines Objekts und besteht aus Volumenelementen (auch Voxel genannt), die jeweils durch einen entsprechenden Volumenwert (Voxelwert) die an dem Ort des Volumenelements vorhandene Bildinformation des Objekts repräsentieren. Die akquirierten Volumenbilder werden visualisiert, indem aus jeweils einem Volumenbild ein zweidimensionales Bild erzeugt wird, das mit geeigneten Mitteln wie einem Monitor dargestellt werden kann. Bekannte Verfahren zur Visualisierung begrenzen bei heutigen Systemen jedoch die Bildwiederholrate der dargestellten Bilder, da die Visualisierung eines Volumenbildes je nach dessen Größe sehr aufwendig ist. Dies ist insbesondere unbefriedigend, wenn die Akquisitionseinheit eines solchen Systems in der Lage ist, die Volumenbilder mit einer höheren Bildwiederholrate zu akquirieren, als der Rate, mit der die Visualisierungseinheit daraus Bilder erzeugen kann.

[0003] Ein Beispiel für ein derartiges Verfahren nach dem Stand der Technik wird bei Shen H. -W., Johnson C. R., Differential Volume Rendering: A Fast Volume Visualization Technique for Flow Animation, Proceedings of the IEEE Conference On Visualization, Visualization, 94, Washington DC, USA, 17.–21. Okt. 1994, 180–187, offenbart.

[0004] Es ist daher Aufgabe der Erfindung, ein Verfahren und ein Gerät zur schnelleren Visualisierung von Volumenbildern zu entwickeln.

[0005] Gelöst wird diese Aufgabe mit einem Verfahren zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst:

- a) Ermitteln der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines ersten Volumenbildes aus den Volumenwerten des genannten Volumenbildes,
- b) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
- c) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,
- d) Ermitteln der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten Volumenbildes,
- e) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,

f) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,

g) Wiederholen der Schritte d) bis f) für etwaige weitere Volumenbilder dadurch gekennzeichnet, dass die zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten Volumenbildes aus denjenigen seiner Volumenwerte, die gespeicherten Volumenelementen oder zu diesen gespeicherten Volumenelementen benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind, ermittelt werden.

[0006] Bei diesem Verfahren liegt zunächst ein erstes Volumenbild aus einer Folge von Volumenbildern vor. Um ein solches Volumenbild einem Betrachter zugänglich zu machen, muss es visualisiert werden, wobei dazu in der Regel eine zweidimensionale Bildfläche festgelegt wird, auf die das Volumenbild abgebildet wird und einem Betrachter dann das auf der Fläche so entstandene Bild, beispielsweise auf einem Bildschirm, präsentiert wird. Für den Betrachter kann das Bild des Objekts so dargestellt werden, als würde er es aus der Richtung, aus der das Volumenbild auf die Bildfläche abgebildet wird, betrachten.

[0007] Es hat sich gezeigt, dass zur Visualisierung eines Volumenbildes nur ein Teil aller Volumenelemente relevant ist, welcher Teil vom verwendeten Visualisierungsverfahren abhängig ist.

[0008] Ein Volumenelement wird im Folgenden als relevant bezeichnet, wenn sein Volumenwert bei der Herleitung des zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild beiträgt bzw. relevant ist, also zur Bildung der zweidimensionalen Bildinformationen beiträgt. So sind beispielsweise die Volumenelemente, deren Volumenwerte Volumenbildinhalte von in der Abbildungsrichtung nicht sichtbaren Objekteilen repräsentieren, zur Visualisierung nicht relevant.

[0009] Die Durchführung eines Visualisierungsverfahrens kann daher beschleunigt werden, wenn ein möglichst großer Teil der nichtrelevanten Volumenelemente während der Herleitung des zweidimensionalen Bildes nicht verwendet wird. Das dabei entstehende Bild entspricht dann in etwa einem Bild, welches das Ergebnis der gleichen Visualisierung unter Verwendung aller Volumenelemente ist.

[0010] Dazu werden zunächst von einem ersten Volumenbild diejenigen Volumenwerte ermittelt, die zu dessen Visualisierung relevant sind, und werden diejenigen Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind, gespeichert. Somit sind alle zu einer Visualisierung des ersten Volumenbildes relevanten Volumenelemente gespeichert und in einem weiteren Schritt kann daraus ein zweidimensionales Bild abgeleitet werden. Angenommen, es soll eine Folge von Volumenbildern visualisiert werden, die ein unbewegtes Objekt darstellt. Dann wäre zu erwarten, dass das Objekt bei einem zweiten Volumenbild ge-

nauso dargestellt ist wie bei dem ersten Volumenbild und folglich bei der Visualisierung dieses zweiten Volumenbildes genau diejenigen Volumenelemente relevant sind, die bei der Visualisierung des ersten Volumenbildes relevant waren. Da sich das in der Folge der Volumenbilder dargestellte Objekt insgesamt oder teilweise bewegt, sind aber einige zur Visualisierung relevanten Volumenbildelemente des zweiten Volumenbildes bezüglich des ersten Volumenbildes als Folge der Objektbewegung verschoben, wodurch jetzt einige andere Volumenelemente mit ihren Volumenwerten zur Visualisierung relevant sind. Diese anderen relevanten Volumenelemente sind entsprechend der Objektbewegung in einem bestimmten Abstand zu den gespeicherten Volumenelementen lokalisiert und somit zu den gespeicherten Volumenelementen (nämlich den relevanten Volumenelementen des ersten Volumenbildes) benachbart. Der Begriff „benachbart“ bedeutet hier nicht nur eine unmittelbare Nachbarschaft, sondern auch eine Nachbarschaft, bei der zwischen einem gespeicherten Volumenelement und einem neuen relevanten Volumenelement mehrere nichtrelevante Volumenelemente liegen können.

[0011] Ziel ist es nun, das zweidimensionale Bild aus dem zweiten Volumenbild aus einer möglichst geringen Anzahl von Volumenwerten abzuleiten. Das zweite Volumenbild wird visualisiert, indem nur aus denjenigen seiner Volumenwerte das zweidimensionale Bild abgeleitet wird, die gespeicherten Volumenelemente oder dazu benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind. Die zur Visualisierung verwendeten Volumenelemente bilden eine Teilmenge aller Volumenelemente des Volumenbildes. Je größer der in der Teilmenge enthaltene Anteil von Volumenelementen mit einem relevanten Volumenwert ist, desto schneller kann die eigentliche Visualisierung durchgeführt werden. Im optimalen Fall umfasst diese Teilmenge ausschließlich Volumenelemente mit einem zur Visualisierung relevanten Volumenwert. Durch dieses Verfahren wird in der Regel erreicht, dass die Anzahl der bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes verwendeten Volumenwerte gegenüber der Gesamtzahl aller Volumenwerte eines Volumenbildes drastisch reduziert ist, selbst wenn die Teilmenge der bei der Ableitung verwendeten benachbarten Volumenelemente auch Volumenelemente mit einem nichtrelevanten Volumenwert enthält.

[0012] Zur Visualisierung eines dritten Volumenbildes werden entsprechend dem Verfahren zunächst diejenigen Volumenwerte ermittelt, die bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes aus dem zweiten Volumenbild tatsächlich relevant waren. Die diesen Volumenwerten zugeordneten Volumenelemente werden gespeichert. Analog zur Visualisierung des zweiten Volumenbildes wird dann das zweidimensionale Bild eines dritten Volumenbildes aus denjenigen

seiner Volumenwerte abgeleitet, die gespeicherten Volumenelemente oder dazu benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind. Für weitere Volumenbilder wird analog verfahren.

[0013] Die Unteransprüche beziehen sich auf besondere Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens.

[0014] Der Einsatz eines Bewegungsmodells bildet eine Ausführungsform des Verfahrens gemäß Anspruch 2. Dadurch wird der Anteil von Volumenelementen mit einem relevanten Volumenwert in der Teilmenge der bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes verwendeten Volumenelemente möglichst groß. Existiert kein Bewegungsmodell oder ist der Einsatz eines Bewegungsmodells nicht möglich, so kann alternativ die Teilmenge der bei der Ableitung verwendeten Volumenelemente durch die Ausführungsform gemäß Anspruch 3 festgelegt werden. Um diese Teilmenge möglichst klein zu halten, kann mit der Ausführungsform nach Anspruch 4 das Verfahren der tatsächlichen Objektbewegung angepasst werden. Die Bereiche werden groß gewählt, wenn sich das Objekt zwischen dem ersten und zweiten Volumenbildes über einen großen Bildbereich bewegt hat. Die Bereiche werden klein gewählt, wenn sich das Objekt nur über einen kleinen Bildbereich bewegt hat. Eine besonders einfache Umsetzung des Verfahrens wird durch die Weiterbildung nach Anspruch 5 geboten, da hier zur Festlegung des Bereichs die Angabe eines Radius oder Durchmessers genügt.

[0015] Zur Visualisierung sind Verfahren bekannt, in denen die Volumenwerte der Volumenelemente eines Volumenbildes blockweise bearbeitet werden. Wird ein solches Visualisierungsverfahren in dem erfindungsgemäßen Verfahren eingesetzt, so reduziert die Weiterbildung gemäß Anspruch 6 die Anzahl der Speicherschritte und Speicherstellen für relevante Volumenelemente.

[0016] Die Aufgabe wird auch mit einer Bildverarbeitungseinheit zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern gelöst, wobei die Einheit Folgendes umfasst:

- a) einen Dateneingang für Volumenbilder,
- b) einen Speicher zum Speichern von Volumenelementen,
- c) eine Datenverarbeitungseinheit zum Ermitteln der für die Visualisierung relevanten Volumenwerte eines Volumenbildes,
- d) eine Visualisierungseinheit zur Durchführung von Visualisierungsverfahren,
- e) eine Steuereinheit zur Steuerung der vorgenannten Komponenten derart, dass ein Verfahren nach Anspruch 1 ausgeführt wird, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst:
 - e1) Ermitteln der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines ersten Volumenbildes aus

dessen Volumenwerten,
 e2) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
 e3) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,
 e4) Ermitteln der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten Volumenbildes aus denjenigen seiner Volumenwerte, die gespeicherten Volumenelementen oder zu diesen gespeicherten Volumenelementen benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind,
 e5) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
 e6) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,
 e7) Wiederholen der Schritte e4) bis e6) für etwaige weitere Volumenbilder.

[0017] Eine Bildverarbeitungseinheit kann einerseits durch ein eigenes Gerät, wie beispielsweise einen Bildschirmarbeitsplatz, realisiert werden. Der Benutzer erhält über einen Dateneingang Folgen von Volumenbildern, die entsprechend dem erfindungsgemäßen Verfahren visualisiert und auf einem Monitor dargestellt werden. Andererseits kann eine solche Bildverarbeitungseinheit beispielsweise in vielen bekannten Geräten eingesetzt werden, mit denen gemäß Anspruch 8 zusätzlich die zu visualisierenden Volumenbilder akquiriert werden. Insbesondere ermöglicht der Einsatz des erfindungsgemäßen Verfahrens in medizinischen Geräten gemäß den Ansprüchen 9 und 10 einem Benutzer, Folgen von Volumenbildern ausreichend schnell zu visualisieren.

[0018] Ein Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt nach Anspruch 11 ermöglicht den Einsatz von programmierbaren Datenverarbeitungseinheiten zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens.

[0019] Die folgenden Beispiele und Ausführungsformen werden durch die [Fig. 1](#) bis [Fig. 5](#) gestützt. Es zeigen:

[0020] [Fig. 1](#) schematisch ein erfindungsgemäßes Verfahren,

[0021] [Fig. 2](#) ein Flussdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens,

[0022] [Fig. 3](#) und [Fig. 3a](#) ein Ultraschallgerät, mit dem ein erfindungsgemäßes Verfahren durchgeführt werden kann,

[0023] [Fig. 4a](#) bis [Fig. 4e](#) schematisch einige Visualisierungsverfahren und

[0024] [Fig. 5](#) ein Computertomographie-System, mit dem ein erfindungsgemäßes Verfahren durchgeführt werden kann.

[0025] Zunächst soll mit Hilfe von [Fig. 1](#) eine Übersicht über ein erfindungsgemäßes Verfahren gegeben werden. Das Verfahren wird dann im Weiteren anhand der übrigen Figuren genauer und ausführlicher beschrieben, insbesondere werden die bei der Beschreibung der [Fig. 1](#) verwendeten Begriffe veranschaulicht.

[0026] Die Volumenbilder B2 bis B5 aus [Fig. 1](#) sind von einem bewegten Objekt akquiriert worden und bestehen jeweils aus einem dreidimensionalen Bild Datensatz mit einer Vielzahl von Volumenelementen. In Schritt **20** wird das erste Volumenbild B2 visualisiert und das Ergebnis als Bild I2 dargestellt. Dazu sind verschiedenartige, sogenannte „Rendering“-Verfahren bekannt, die im folgenden noch weiter ausgeführt werden. Weiterhin werden in Schritt **20** relevante Volumenelemente, deren jeweiliger Volumenwert tatsächlich zur Visualisierung relevant ist, ermittelt und in einem Zwischenspeicher, der für jedes Volumenelement des zu visualisierenden Volumenbildes ein korrespondierendes Volumenelement aufweist, gespeichert. Der Inhalt des Zwischenspeichers ist als F1 dargestellt.

[0027] In einem weiteren Schritt **21** werden die in Umgebungsbereichen aller relevanten Volumenelemente befindlichen Volumenelemente ebenfalls als relevant gespeichert. Das Ergebnis ist eine Dilatation der Bereiche mit relevanten Volumenelementen, in [Fig. 1](#) als F2 dargestellt. Ziel der Dilatation ist es, durch eine Art Prädiktion zusätzlich zumindest diejenigen Volumenelemente als relevant zu speichern, die bei der Visualisierung des folgenden Volumenbildes B3 voraussichtlich jeweils einen zur Visualisierung relevanten Volumenwert enthalten. Zur Visualisierung des nächsten Volumenbildes B3 wird der Schritt **20** („Rendering“-Verfahren) erneut ausgeführt, wodurch das darstellbare Bild I3 entsteht. Allerdings werden bei der Visualisierung jetzt nicht mehr alle Volumenelemente des Volumenbildes B3 verwendet, sondern nur noch diejenigen, deren korrespondierende Volumenelemente aus dem Zwischenspeicher als relevant gespeichert sind. Das Bild I3 entspricht dann in etwa einem Bild, welches das Ergebnis einer Visualisierung unter Verwendung aller Volumenelemente statt lediglich der als relevant gespeicherten Volumenelemente des Volumenbildes B3 wäre. Die in dem Zwischenspeicher als relevant gespeicherten Volumenelemente bilden also in der Regel eine zu verwendende Teilmenge von allen Volumenelementen eines Volumenbildes, wodurch die Anwendung eines Rendering-Verfahrens auf das Volumenbild B3 in Schritt **20** wesentlich schneller durchführbar ist als in dem zuvor durchgeführten Schritt **20** mit dem Volumenbild B2, bei dem alle Volumenelemente verwendet wurden.

[0028] Um das Verfahren aus [Fig. 1](#) präziser erläutern zu können, ist es in [Fig. 2](#) als Flussdiagramm

dargestellt. In Schritt **201** wird ein zu visualisierendes Volumenbild (beispielsweise B2 aus [Fig. 1](#)) ausgewählt. Ein Volumenbild bildet ein dreidimensionales Volumen ab und setzt sich aus einer Vielzahl von Volumenelementen zusammen. Ein Volumenelement repräsentiert durch seinen Volumenwert die an dem Ort des Volumenelements vorhandene Bildinformation, beispielsweise den Schwächungswert oder Reflexionswert einer Strahlung oder von Wellen (Schallwellen). Der Volumenwert eines Volumenelementes kann beispielsweise durch einen Farb- oder Grauwert dargestellt werden.

[0029] Volumenbilder können beispielsweise mit einem Ultraschallgerät akquiriert werden, wie es schematisch in [Fig. 3](#) dargestellt ist. Auf einem auf einem Tisch **31** ruhenden, zu untersuchenden Objekt **30** (ein Patient) ist manuell ein Sonographie-Applikator **32** zur Erzeugung dreidimensionaler Bilddatensätze für Volumenbilder angebracht. Dieser strahlt Ultraschall in den Patienten **30** ein und registriert die von den einzelnen Gewebeteilen reflektierten Schallwellen. [Fig. 3a](#) zeigt eine mögliche Schallabstrahlung des Sonographie-Applikators **32**. Von einem Linienarray **42** (reihenförmige Anordnung von Einzelwandlern) wird in bekannter Art und Weise Ultraschall in wechselnden Ebenen ausgestrahlt. Innerhalb einer solchen Ebene **44a** kann, wie darstellt, eine zum Linienarray **42** parallele Wellenfront in Pfeilrichtung verlaufen. Alternativ ist aber auch, bei Verwendung entsprechender Wandler, eine fächerförmige Ausbreitung der Schallwellen möglich. Die eine Ebene durchlaufenden Schallwellen werden von Objektteilen des Objekts **43**, die sich innerhalb der Ebene befinden, reflektiert und von entsprechenden Sensoren im Wandler **42** detektiert. Ist dieser Vorgang abgeschlossen, so werden Schallwellen in einer nächsten Ebene **44b**, die räumlich zu der vorherigen Ebene **44a** versetzt ist, in das Objekt **43** gestrahlt, und der gerade beschriebene Vorgang wiederholt sich. Dies wird mit unterschiedlichen Ebenen fortgesetzt, bis eine letzte Ebene **44k** erreicht ist. Jetzt ist von dem Objekt **43** ein dreidimensionaler Bilddatensatz eines Volumenbildes akquiriert worden. Für einen weiteren dreidimensionalen Bilddatensatz wird der Vorgang, beginnend bei Ebene **44a**, wiederholt oder die Reihenfolge der Ebenen wird, beginnend mit der Ebene **44k**, umgekehrt durchlaufen. Mit bekannten Systemen ist es möglich, von einem Objekt, wie dem menschlichen Herzen, 50 dreidimensionale Bilddatensätze pro Sekunde zu akquirieren. Vier solcher auseinanderfolgender dreidimensionaler Bilddatensätze des bewegten menschlichen Herzens sind in [Fig. 1](#) als Volumenbilder B2, B3, B5 und B5 dargestellt.

[0030] In dem in [Fig. 3](#) dargestellten System gelangen die von dem Sonographie-Applikator **32** akquirierten dreidimensionalen Bilddatensätze B2 bis B5 zu einer Auswerteeinheit **35**. Die Auswerteeinheit **35**

umfasst eine Bildverarbeitungseinheit **37**, die Zugriff auf einen zum Speichern der akquirierten Volumenbilder genutzten Volumenspeicher **36**, auf einen zum Speichern von Visualisierungsergebnissen genutzten Bildspeicher **39** und auf einen zum Speichern der relevanten Volumenelemente genutzten Zwischenspeicher **38** hat. Der Zwischenspeicher **38** stellt für jedes Volumenelement eines zu visualisierenden Volumenbildes ein korrespondierendes Volumenelement zur Verfügung, dessen Volumenwert binär ist und im weiteren Verlauf mit „0“ oder „1“ benannt ist. Die Bildverarbeitungseinheit **37** ist dazu vorgesehen, beispielsweise das in [Fig. 2](#) dargestellte Verfahren durchzuführen. Sie ist weiterhin programmierbar ausgestaltet und wird durch ein Computerprogramm in die Lage versetzt, das zuvor beschriebene Verfahren auszuführen. Das Computerprogramm wird mit Hilfe eines Computerprogrammprodukts, hier ein nicht dargestelltes austauschbares Speichermedium wie eine CD, eine Diskette oder ein EEPROM, mit Hilfe einer Leseinheit **37a** in die Bildverarbeitungseinheit **37** geladen und von dieser ausgeführt. Die durch die Bildverarbeitungseinheit **37** erzeugten Bilder I2 und I3 aus [Fig. 1](#) gelangen über eine Schnittstelle **39a** zu einem Monitor **34**, mit dem sie einem Benutzer präsentiert werden. Ist die Auswerteeinheit **35** über eine nicht dargestellte Schnittstelle an ein Netzwerk oder Internet angeschlossen, so ist unter einem Computerprogrammprodukt auch das in der Regel kostenpflichtige Laden eines Computerprogramms oder Komponenten davon zu verstehen.

[0031] In Schritt **301** aus [Fig. 2](#) wird die Entscheidung getroffen, ob das zu visualisierende Volumenbild das erste Volumenbild ist, welches visualisiert werden soll. Wenn ja, dann wird in Schritt **202** der Zwischenspeicher **38** initialisiert, indem für alle Volumenwerte eine „1“ gespeichert wird. Dies bedeutet, dass für das erste zu visualisierende Volumenbild angenommen wird, dass alle Volumenelemente des Volumenbildes zur Visualisierung relevant sind, also alle Volumenwerte bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes relevant sind. Ist das zu visualisierende Volumenbild nicht das erste, so sind als Ergebnis einer vorausgegangenen Visualisierung in dem Zwischenspeicher **38** die Volumenwerte der für die kommende Visualisierung als relevant angenommenen Volumenelemente „1“, die nichtrelevanten „0“. In Schritt **203** wird entsprechend dem eingesetzten Visualisierungsverfahren ein erstes Volumenelement des zu visualisierenden Volumenbildes selektiert. In Schritt **302** findet dann eine Überprüfung statt, ob der Volumenwert des selektierten Volumenelements aus dem Zwischenspeicher **38** „1“ ist. Wenn nicht, dann wird angenommen, dass der Volumenwert des selektierten Volumenelements zur Visualisierung nicht relevant ist und die folgenden Schritte bis zum Schritt **304** werden übersprungen. Andernfalls wird das selektierte Volumenelement als zur Visualisierung rele-

vant angenommen und es wird in Schritt **303** überprüft, ob in dem später folgenden Schritt **204** bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes der Volumenwert des selektierten Volumenelementes tatsächlich zur Entstehung von Bildinformationen beiträgt, also das selektierte Volumenelement tatsächlich zur Visualisierung relevant ist. Wenn ja, so wird in Schritt **205** in dem Zwischenspeicher **38** für den Volumenwert des zu dem selektierten korrespondierenden Volumenelements eine „1“ gespeichert, andernfalls in dem Schritt **206** eine „0“. Ist das Volumenelement relevant, so folgt nach Schritt **205** der Schritt **204**, in dem der Volumenwert des Volumenelementes zur Ableitung von Bildinformationen für das zweidimensionale Bild verwendet und das Abbildungsergebnis in dem Bildspeicher **39** gespeichert wird.

[0032] Dazu können in Schritt **204** beispielsweise sogenannte „Rendering-Verfahren“ eingesetzt werden, bei denen in unterschiedlicher Art und Weise die Volumenwerte der Volumenelemente auf ein Bild projiziert werden oder die einzelnen Bildelemente, ausgehend von einer Bildebene oder von einem virtuellen Punkt, entlang fiktiven, das Volumenbild durchdringenden Strahlen ermittelt werden. Das Prinzip eines solchen Rendering-Verfahrens, das sogenannte „Ray-Casting“, ist in den [Fig. 4a](#) und [Fig. 4b](#) schematisch dargestellt. Das aus vielen Volumenelementen b_1 bestehende Volumenbild B soll in dem aus vielen Bildelementen p_1 zusammengesetzten Bild P visualisiert werden. Dazu wird zunächst ein Strahl R_1 angenommen, der einerseits ein Bildelement (in [Fig. 4a](#) schwarz dargestellt) des Bildes B und andererseits mehrere Volumenelemente (wovon das erste entlang dem Strahl R_1 schwarz dargestellt ist) des Volumenbildes B berührt oder durchdringt. Der Bildwert des berührten oder durchdrungenen Bildelementes wird dann aus den Volumenwerten der zu den Bildelementen korrespondierenden Volumenelementen ermittelt. Die Bildwerte der übrigen Bildelemente werden in analoger Art und Weise ermittelt, wobei für jedes Bildelement ein eigener Strahl angenommen wird, der parallel zu dem Strahl R_1 verläuft und das jeweilige Bildelement, dessen Bildwert ermittelt werden soll, berührt oder durchdringt. Alternativ können die weiteren Strahlen auch fächerförmig zu dem Strahl R_1 verlaufen. Zur einfacheren Darstellung werden im weiteren Verlauf nur parallele Strahlen behandelt. Beim Durchdringen eines Volumenbildes verläuft ein Strahl in der Regel nicht genau durch die Zentren der Volumenelemente. Es sind verschiedene Verfahren bekannt, mit denen festgelegt wird, welche Volumenelemente in der Nähe eines Strahls mit welchem Anteilfaktor in ein Rendering-Verfahren einbezogen werden. Diese Verfahren sind in entsprechender Fachliteratur erläutert und werden hier nicht näher beschrieben.

[0033] Zum Ermitteln der Bildwerte aus den Volumenwerten der Volumenelemente gibt es in Abhän-

gigkeit von der gewünschten Darstellung mehrere Möglichkeiten, von denen einige anhand von [Fig. 4c](#) erläutert werden. Das Diagramm in [Fig. 4c](#) stellt die Volumenwerte $v(b)$ der Volumenelemente $b(r)$ entlang einem beliebigen Strahlverlauf dar. Soll durch die Visualisierung die Oberfläche des in dem Volumenbild dargestellten Objekts in dem Bild P dargestellt werden, so wird der Bildwert eines Bildelementes aus den Volumenelementen entlang dem Strahl R_{15} ermittelt, wobei dazu dem Strahlverlauf folgend die Volumenwerte der jeweiligen Volumenelemente mit einem bestimmten Grenzwert verglichen werden. Dabei sind alle Volumenelemente, deren Volumenwert unterhalb des Grenzwertes liegt, nicht zur Visualisierung relevant. Das erste Volumenelement, dessen Volumenwert den Grenzwert überschreitet, ist zur Visualisierung relevant und wird zum Ermitteln des Bildwertes herangezogen. Ist ein solches Volumenelement gefunden worden, werden weitere Volumenelemente, die auf dem Strahl R_{15} liegen, nicht mehr untersucht, da deren Volumenwerte zur Oberflächendarstellung nicht benötigt werden. Diese Volumenelemente sind ebenfalls zur Visualisierung nicht relevant. Bei dieser Visualisierungsmöglichkeit müssen also während des Rendering-Verfahrens alle Volumenelemente untersucht werden, die ein Strahl bis zu einem ersten Volumenelement mit einem zur Visualisierung relevanten Volumenwert berührt oder durchdringt.

[0034] [Fig. 4e](#) stellt diese Visualisierungsmöglichkeit für eine Zeile PZ des Bildes P dar, wobei die fiktiven Strahlen von den Bildelementen einer Bildzeile PZ ausgehen, parallel sind und eine Scheibe BB des Volumenbildes B aus [Fig. 4a](#) und [Fig. 4b](#) durchdringen. Jeder Strahl dringt so weit in die Scheibe BB ein, bis der Volumenwert eines Volumenelementes den Grenzwert überschreitet. Alle Volumenelemente mit einem Volumenwert, der über dem Grenzwert liegt, sind schraffiert dargestellt. Der Volumenwert dieser Volumenelemente dient dann zum Ermitteln des entsprechenden Bildwertes. Überschreitet kein Volumenwert der Volumenelemente entlang einem Strahl den Grenzwert, so läuft der Strahl bis zum Rand des Volumenbildes, und ein entsprechender Bildwert wird beispielsweise aus dem Mittelwert aller Volumenwerte der berührten Volumenelemente gebildet oder dem Bildwert wird ein vorgegebener Standardwert zugewiesen. Bei dieser Möglichkeit der Visualisierung sind alle diejenigen Volumenelemente zur Visualisierung des Volumenbildes B relevant, die jeweils entlang einem Strahl als erstes Volumenelement einen Volumenwert aufweisen, der oberhalb des Grenzwertes liegt. Für genau diese Volumenelemente wird in dem Zwischenspeicher **38** aus [Fig. 3](#) eine „1“ gespeichert, für alle anderen ein „0“.

[0035] Eine weitere Möglichkeit zur Visualisierung ist in [Fig. 4c](#) durch den Strahl R_{14} angedeutet. Hierbei werden die Volumenwerte von Volumenelemen-

ten, die oberhalb eines bestimmten Grenzwertes liegen, entlang dem Strahl aufsummiert. Die Aufsummierung wird abgebrochen, wenn eine bestimmte Maximalsumme erreicht ist. Alle bis dahin berührten oder durchdrungenen Volumenelemente sind dann untersucht worden, indem die jeweiligen Volumenwerte mit dem Grenzwert verglichen worden sind. Diese Visualisierungsmöglichkeit ist in [Fig. 4d](#) genauso dargestellt wie das vorherige Verfahren in [Fig. 4e](#). Es zeigt sich, dass alle diejenigen Volumenelemente zur Visualisierung relevant sind, die von einem Strahl berührt werden und deren Volumenwerte zur Aufsummierung beitragen. Im Vergleich zur vorherigen Visualisierungsmöglichkeit ist bei dieser Möglichkeit die Anzahl der zur Visualisierung relevanten Volumenelemente größer. Mit durch diese Visualisierungsmöglichkeit entstehenden Bildern wird nicht nur die Oberfläche des Objekts dargestellt, sondern auch unmittelbar hinter der Oberfläche liegende Strukturen, ähnlich wie bei einem Röntgenbild.

[0036] Bei der in [Fig. 4c](#) durch den Strahl R12 aufgezeigten Visualisierungsmöglichkeit ist genau dasjenige Volumenelement zur Visualisierung relevant, dessen Volumenwert im Vergleich zu den Volumenwerten der übrigen Volumenelemente entlang dem Strahl maximal ist.

[0037] Die hier besprochenen Rendering-Verfahren sind als Beispiel aus der Vielzahl bekannter Rendering-Verfahren anzusehen. Ein anderes Rendering-Verfahren, das hier nur kurz erwähnt werden soll, ist das sogenannte „Splating“, bei dem zur Visualisierung die Volumenwerte der einzelnen Volumenelemente auf die Bildebene des Bildes „geworfen“ und ähnlich wie bei einem auf eine Wand auftreffenden Schneeball verwischt werden. Die Summe aller auf die Wand „geworfenen“ Volumenwerte ergibt ein Bild. Ähnlich wie bei dem oben beschriebenen Verfahren gibt es auch hier Volumenelemente, die zur Visualisierung relevant sind und solche, die bei dem Rendering-Verfahren verwendet werden. Ein solches Rendering-Verfahren ist beispielsweise aus dem Artikel von Wenli Cai und Georgios Sakas „DRR Volume Rendering using Splating in Shear-warp Context“, Nuclear Science & Medical Imaging including Nuclear Power Systems, 2000 Symposium, ISBN 0-7803-6503-8, S. 19–12 ff, bekannt. Bei diesem Verfahren ist es möglich, die einzelnen Volumenwerte in einer Form abzuspeichern, die während der Durchführung des Rendering-Verfahrens einen besonders effizienten Speicherzugriff auf die Volumenwerte erlaubt.

[0038] Bei anderen Rendering-Verfahren wird das Volumenbild von einer virtuellen Lichtquelle beleuchtet, deren fiktive Lichtstrahlen von jedem Volumenelement in Richtung der Bildebene reflektiert werden. Für weitere Rendering-Verfahren wird auf entsprechende Literatur verwiesen. Den meisten Rende-

ring-Verfahren ist jedoch gemeinsam, dass zur Visualisierung nur ein Teil der Volumenelemente eines Volumenbildes relevant sind. Erfindungsgemäß wird dieser zur Visualisierung relevante Teil gespeichert.

[0039] Zur weiteren Bearbeitung des Volumenbildes wird in Schritt **304** aus [Fig. 2](#) überprüft, ob entsprechend dem Visualisierungsverfahren alle Volumenelemente des zu visualisierenden Volumenbildes selektiert wurden. Wenn nein, dann werden die vorherigen Schritte, beginnend mit der Selektion eines nächsten Volumenelements in Schritt **203**, erneut ausgeführt. Andernfalls ist das gesamte Volumenbild visualisiert worden, und als Visualisierungsergebnis befindet sich in dem Bildspeicher **39** ein Bild, welches durch den Monitor **34** dargestellt werden kann. Weiterhin ist in dem Zwischenspeicher **38** für jedes zur Visualisierung relevante Volumenelement als Volumenwert eine „1“ gespeichert und für jedes nichtrelevante Volumenelement eine „0“.

[0040] Unter der Annahme, dass eine Folge von Volumenbildern eines unbewegten Objekts visualisiert werden soll, wäre zu erwarten, dass bei jedem Volumenbild der Folge die gleichen Volumenelemente zur Visualisierung relevant sind. Für diese wäre in dem Zwischenspeicher eine „1“ gespeichert und die Schleife mit den Schritten **302** bis **304** könnte dann optimiert durchlaufen werden, da in Schritt **204** nur auf diejenigen Volumenelemente ein Rendering-Verfahren angewendet wird, die tatsächlich zur Ableitung des zweidimensionalen Bildes relevant sind. Bei der Visualisierung von Folgen von Volumenbildern, die ein bewegtes Objekt darstellen, ist jedoch in Abhängigkeit von der Objektbewegung zu erwarten, dass Volumenelemente aus einem nächsten zu visualisierenden Volumenbild, deren jeweils korrespondierendes Volumenelement aus dem Zwischenspeicher **38** derzeit einen Volumenwert von „0“ hat, dennoch zur Visualisierung relevant sind und bei der Ableitung eines zweidimensionalen Bildes in Schritt **204** verwendet werden müssen. Es ist daher notwendig, durch eine Art Prädiktion zumindest die Volumenwerte dieser zusätzlichen Volumenelemente vor der Visualisierung des nächsten Volumenbildes festzulegen. Dazu wird in Schritt **207** in dem Zwischenspeicher **38** für bestimmte benachbarte Volumenelemente, die beispielsweise in Umgebungsbereichen von Volumenelementen mit einer gespeicherten „1“ liegen, ebenfalls eine „1“ gespeichert. Das Ergebnis ist eine Dilatation der Bereiche mit relevanten Volumenelementen.

[0041] Dazu können sich beispielsweise die Form und Größe der Umgebungsbereiche nach der zu erwartenden Bewegung des dargestellten Objekts oder Teilen davon zwischen dem Akquisitionszeitpunkt des zuvor visualisierten Volumenbildes und des nächsten Volumenbildes richten. In einem besonders einfachen Fall gibt ein Benutzer, der die prinzipielle

Bewegung des Objekts und die Bildrate der Volumenbildfolge kennt, einen maximalen Bewegungsbereich für das gesamte Objekt vor. Eine solche Information wird dann in dem Schritt **207** beispielsweise derart eingebunden, dass die Volumenwerte aller Volumenelemente innerhalb eines bestimmten Radius um jedes Volumenelement, das bereits den Volumenwert „1“ aufweist, auf „1“ gesetzt werden. Bei dem in [Fig. 2](#) dargestellten Ultraschallgerät kann ein Benutzer einen solchen Radius über das Bedienelement **40** vorgeben.

[0042] Eine komplexere Möglichkeit der Dilatation ist die Einbindung eines Bewegungsmodells M in den Schritt **207**. Das Bewegungsmodell M beschreibt generell die Bewegung, die das Objekt während der Akquisition der Folge von Volumenbildern ausgeführt hat. Beispielsweise ist durch das Bewegungsmodell für das in den Volumenbildern B2 bis B5 dargestellte Objekt die Bewegungsrichtung und Geschwindigkeit einzelner Objektteile zwischen den Akquisitionszeitpunkten der jeweiligen Volumenbilder beschrieben. Zunächst wird nun in Schritt **207** für jedes Volumenelement, für das in dem Zwischenspeicher **38** eine „1“ gespeichert ist, der Teil des Objekts ermittelt, der durch den entsprechenden Volumenwert aus dem zuletzt visualisierten Volumenbild repräsentiert wird. Dann wird mit Hilfe des Bewegungsmodells ermittelt, wohin sich dieser Teil des Objekts in dem nächsten zu visualisierenden Volumenbild bewegt hat. Für das entsprechende Volumenelement, dessen Volumenwert diesen Teil des Objekts in dem nächsten Volumenbild repräsentiert, wird in dem Zwischenspeicher **38** eine „1“ gespeichert. Diese Möglichkeit führt in der Regel zu deutlich kleineren Umgebungsbereichen als die zuvor beschriebene Möglichkeit, erfordert aber zur Umsetzung eine aufwendigere Recheneinheit. Diese Form der Dilatation kann der Benutzer ebenfalls über das Bedienelement **40** auswählen.

[0043] Werden zusätzlich Informationen über den Bewegungszustand, den das Objekt in dem visualisierten Volumenbild einnimmt, zur Verfügung gestellt, dann können die zur Dilatation notwendigen Daten besonders einfach aus dem Bewegungsmodell entnommen werden. Bei der Visualisierung des Herzens mit dem Ultraschallgerät aus [Fig. 3](#) sind dazu an dem Patienten EKG-Sonden **33** angebracht, die mit einer EKG-Einheit **41** in der Auswerteeinheit **35** verbunden sind. Die EKG-Einheit bestimmt aus den EKG-Signalen die aktuelle Herzschlagphase, woraus die Bildverarbeitungseinheit **37** aus dem Bewegungsmodell M, welches beispielsweise in dem Programmcode enthalten sein kann, bei Bedarf Informationen über die entsprechend zu erwartenden Bewegungen entnimmt.

[0044] Nachdem in Schritt **207** die Dilatation durchgeführt wurde, kann ein nächstes Volumenbild visualisiert werden. Dazu werden die Schritte **201** bis **304**

erneut ausgeführt. Angenommen wird, dass in dem Schritt **204** das Rendering-Verfahren aus [Fig. 3c](#) entlang Strahlen R15 ausgeführt wird. Weiterhin wurde die Art der Dilatation durchgeführt, bei der die Volumenwerte aller Volumenelemente innerhalb eines bestimmten Radius um jedes Volumenelement, das bereits den Volumenwert „1“ aufweist, auf „1“ gesetzt werden. Betrachtet wird nun ein einziges Volumenelement, welches bei der letzten Visualisierung relevant war. In dem Zwischenspeicher **38** ist bei der Dilatation in einem kugelförmigen Bereich um dieses Volumenelement herum für weitere Volumenelemente eine „1“ gespeichert worden. In dem jetzt zu visualisierenden Volumenbild befindet sich durch die Objektbewegung das zur Visualisierung relevante Volumenbild irgendwo in dem kugelförmigen Bereich. Dringen jetzt bei der Visualisierung fiktive Strahlen in das zu visualisierende Volumenbild ein, so werden in Schritt **204** nur diejenigen Volumenelemente zur Visualisierung verwendet, deren Volumenwert in dem Zwischenspeicher **38** „1“ ist. Es werden also nur diejenigen Volumenelemente entlang einem fiktiven Strahl mit dem Grenzwert verglichen, die in dem kugelförmigen Bereich liegen. Die übrigen Volumenelemente werden ignoriert, wodurch die Anzahl der notwendigen Vergleiche von Volumenwerten mit dem Grenzwert reduziert wird und die Visualisierung eines Volumenbildes stark beschleunigt wird.

[0045] Das in den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) dargestellte Verfahren kann auch ohne Einsatz des Zwischenspeichers **38** durchgeführt werden. Dann ist beispielsweise der Volumenbildspeicher **36** so ausgestaltet, dass für jedes Volumenelement in der Speicherstelle des Volumenwertes zusätzlich eine binäre Speicherstelle vorgesehen ist. Diese zusätzliche binären Speicherstelle hat die gleiche Funktion wie eine entsprechende Speicherstelle des Zwischenspeichers **38**. Gelangt ein Volumenbild in den Volumenbildspeicher **36**, so wird der Inhalt dieser zusätzlichen binären Speicherstelle nicht verändert. Während des Verfahrens werden in den Schritten **302**, **303**, **205**, **206** und **207** statt der Speicherstellen des Zwischenspeichers **38** die zusätzlichen Speicherstellen in dem Volumenbildspeicher **36** gefüllt oder überprüft.

[0046] Das in [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) dargestellte Verfahren kann auch durchgeführt werden, indem die Volumenelemente der Volumenbilder B2 bis B5 sowie die Volumenelemente blockweise behandelt werden. Diese Ausgestaltung wird insbesondere dann eingesetzt, wenn das verwendete Rendering-Verfahren eine blockweise Verarbeitung der Volumenwerte unterstützt. Dazu werden die Volumenelemente eines Volumenbildes in Blöcke eingeteilt und der Zwischenspeicher **38** so ausgelegt, dass jetzt nicht mehr für jedes Volumenelement, sondern für jeden Block eine binäre Speicherstelle vorgesehen ist, in der der Wert des Blocks gespeichert werden kann. Während des Schritts **302** wird zunächst entschieden, ob in einem

Block wenigstens ein zur Visualisierung relevantes Volumenelement enthalten ist. Wenn nein, werden alle Volumenelemente dieses Blocks nicht weiter verwendet. Wenn ja, so wird in Schritt **205** der Wert des Blocks in dem Zwischenspeicher auf „1“ gesetzt, ansonsten in Schritt **206** auf „0“. Weiter werden in Schritt **204** alle Volumenelemente des Blocks zur Ableitung des zweidimensionalen Bildes verwendet und es wird untersucht, ob in dem gerade verwendeten Block wenigstens ein Volumenelement enthalten ist, das tatsächlich zur Ableitung relevant ist. Ist das Volumenbild visualisiert, so werden bei der Ausführung des nachfolgenden Schrittes **207** zur Dilatation entsprechend den oben beschriebenen Möglichkeiten die Werte der in Umgebungsbereichen von Blöcken mit dem Wert „1“ befindlichen Blöcke ebenfalls auf „1“ gesetzt. Bei der anschließenden Visualisierung eines nächsten Volumenbildes werden dann in den Schritten **303** bis **206** nur die Volumenelemente aus denjenigen Blöcken verwendet, deren Wert in dem Zwischenspeicher **38** „1“ ist.

[0047] Es hat sich gezeigt, dass der Zwischenspeicher **38** in der Regel weniger Speicherplatz benötigt. Es sei beispielhaft angenommen, dass die Volumenelemente des Volumenbildes B2 in kartesischen Koordinaten angeordnet vorliegen und das Volumenbild B2 eine Größe von 1024 Volumenelementen in jeder Raumrichtung, also insgesamt eine Anzahl von 1024^3 Volumenelementen aufweist. Diese werden in Blöcke mit einer Größe von 8 Volumenelementen je Raumrichtung, also insgesamt 8^3 Volumenelemente je Block, unterteilt. Dann ergibt sich gegenüber der oben beschriebenen Ausführungsform beispielsweise eine Reduktion der Anzahl der Speicherstellen des Zwischenspeichers um den Faktor

$$\frac{1024^3}{8^3} = 128^3.$$

[0048] Die blockweise Verwendung der Volumendaten ist besonders dann vorteilhaft, wenn in Schritt **204** bekannte Rendering-Verfahren eingesetzt werden, die auf einer blockweisen Verwendung der Volumendaten basieren. Ein solches blockbasiertes Rendering-Verfahren ist zum Beispiel in dem Artikel von Choong Hwan Lee und Kyu Ho Park, „Fast Volume Rendering using Adaptive Block Subdivision“, The Fifth Pacific Conference on Computer Graphics and Applications, 1997, IEEE Computer Society, ISBN: 0-8186-8028-8, S. 148 ff, beschrieben.

[0049] [Fig. 5](#) zeigt ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung. Der dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry **1**, die um eine parallel zur z-Richtung verlaufende Rotationsachse **14** rotieren kann. Dazu wird die Gantry **1** von einem Motor **2** mit einer vorzugsweise konstanten, aber einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry **1** ist eine Strahlenquelle S, beispielsweise eine Röntgenröhre, befestigt. Diese ist mit einer Kollimatoran-

ordnung **3** versehen, die aus der von der Strahlenquelle S erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel **4** ausblendet. Das Strahlenbündel **4** durchdringt einen nicht näher dargestellten Patienten, der sich in einem zylinderförmigen Untersuchungsbereich **13** befindet. Nach dem Durchlaufen des Untersuchungsbereichs **13** trifft das Röntgenstrahlenbündel **4** auf eine an der Gantry **1** befestigte zweidimensionale Detektoreinheit **16**, die entsprechend dem Verlauf der Gantry **1** gebogen ist.

[0050] Der mit α_{\max} bezeichnete erste Öffnungswinkel des Strahlenbündels **4** (der Winkel, den ein in der xy-Ebene am Rande liegender Strahl des Bündels **4** mit einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse **14** definierten Ebene einschließt) bestimmt dabei den Durchmesser des Untersuchungsbereichs **13**, innerhalb dessen das zu untersuchende Objekt sich bei der Akquisition der Messwerte befinden muss. Der mit β_{\max} bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels **4** (der Winkel, der durch die beiden äußersten Strahlen in z-Richtung in einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse definierten Ebene gebildet wird) bestimmt dabei die Dicke des Untersuchungsbereichs **13**, innerhalb dessen das zu untersuchende Objekt sich bei der Akquisition der Messwerte befinden muss.

[0051] Die von der Detektoreinheit **16** akquirierten Messdaten werden einer Rekonstruktionseinheit **10** zugeführt, die daraus die Absorptionsverteilung in dem vom Strahlenkegel **4** erfassten Teil des Untersuchungsbereichs **13** rekonstruiert. Bei jeder Umdrehung der Gantry **1** wird das zu untersuchende Objekt vollständig von dem Strahlenbündel **4** durchdrungen, wodurch pro Umdrehung jeweils ein dreidimensionaler Bilddatensatz erzeugt werden kann. Die Rekonstruktionseinheit **10** umfasst auch eine Bildverarbeitungseinheit **10a**, die das Verfahren aus [Fig. 2](#) durchführt. Dabei entsprechen die Volumenbilder B2 bis B5 den zuvor rekonstruierten Volumenbildern. Die durch die Schritte **20** gewonnenen Bilder I2 und I3 können dann auf dem Monitor **11** dargestellt werden. Je nach Größe des dargestellten Volumens sind mit heutigen Computertomographen Bildfolgen mit 10 Bildern pro Sekunde möglich.

[0052] Der Motor **2**, die Rekonstruktionseinheit **10**, die Strahlenquelle S und der Transfer der Messdaten von der Detektoreinheit **16** zur Rekonstruktionseinheit **10** werden von einer geeigneten Steuereinheit **7** gesteuert. Ist das zu untersuchende Objekt in z-Richtung größer als die Ausdehnung des Strahlenbündels **4**, so kann der Untersuchungsbereich mittels eines Motors **5**, der ebenfalls von der Steuereinheit **7** gesteuert wird, parallel zur Richtung der Rotationsachse **14** bzw. der z-Achse verschoben werden. Die Steuerung der Motoren **2** und **5** kann derart erfolgen, dass das Verhältnis der Vorschubgeschwindigkeit des Untersuchungsbereichs **13** zur Winkelgeschwin-

digkeit der Gantry **1** konstant ist, so dass sich Strahlenquelle **S** und Untersuchungsbereich **13** relativ zueinander auf einer helix-förmigen Bahn, der sogenannten Trajektorie, bewegen. Dabei ist es gleichgültig, ob die Abtasteinheit aus Strahlenquelle **S** und Detektoreinheit **16** oder der Untersuchungsbereich **13** die Rotations- bzw. Vorschubbewegung ausführen; wesentlich ist allein die Relativbewegung. Zur kontinuierlichen Akquisition von Volumenbildern wird das zu untersuchende Objekt zyklisch parallel zur z-Achse vor und zurück bewegt.

[0053] Wird der Computertomograph zur Untersuchung des menschlichen Herzens eingesetzt, so wird, wie auch in dem Ultraschallgerät aus [Fig. 2](#), bei der gezeigten Ausgestaltung des CT-Gerätes zur Erfassung der Messdaten gleichzeitig ein Herzbewegungssignal mittels eines Elektrokardiographen **12** und eines an einem Patienten angebrachten Sensors **15** erfasst. Dieses Signal wird einerseits der Rekonstruktionseinheit **10** zugeführt, um dadurch die Auswahl der für die Rekonstruktion geeigneten Messdaten vorzunehmen. Analog zu dem Ultraschallgerät aus [Fig. 3](#) kann während der Dilatation in Schritt **207** der Elektrokardiograph **12** zur Bestimmung des Bewegungszustands des Herzens und damit zur Auswahl geeigneter Daten aus dem Bewegungsmodell **M** genutzt werden.

[0054] Das in [Fig. 2](#) gezeigte Verfahren kann in analoger Weise auch in bekannten Kernspintomographen eingesetzt werden, die in der Lage sind, Volumenbilder von bewegten Objekten zu erzeugen. Da solche Geräte bekannt sind und das Verfahren aus [Fig. 2](#) auf die rekonstruierten Volumenbilder in gleicher Weise wie bei dem Computertomographen angewendet werden kann, wird dieser Aspekt hier nicht detailliert ausgeführt.

[0055] Die hier gezeigten Ausführungsbeispiele beschreiben Verfahren und Geräte zur Untersuchung des menschlichen Herzens. Es sind aber auch Untersuchungen von anderen bewegten Objekten denkbar. Beispielsweise kann das erfindungsgemäße Verfahren auch bei angiographischen Untersuchungen angewendet werden. Ein anderes Einsatzgebiet ist die Visualisierung der Bewegung eines Gelenks, wobei der Patient das Gelenk während der Akquisition der Volumenbilder langsam bewegt.

Bezugszeichenliste

[Fig. 1](#)

20	Rendering-Verfahren
21	Dilatation
R	Radius
M	Bewegungsmodell

Patentansprüche

1. Verfahren zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst:

- Ermitteln der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines ersten Volumenbildes (B2) aus den Volumenwerten des genannten Volumenbildes (B2),
- Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
- Ableiten eines zweidimensionalen Bildes (I2) aus dem Volumenbild (B2),
- Ermitteln der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten Volumenbildes (B3),
- Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
- Ableiten eines zweidimensionalen Bildes (I3) aus dem Volumenbild (B3),
- Wiederholen der Schritte d) bis f) für etwaige weitere Volumenbilder.

dadurch gekennzeichnet, dass die zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten Volumenbildes (B3) aus denjenigen seiner Volumenwerte, die gespeicherten Volumenelementen oder zu diesen gespeicherten Volumenelementen benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind, ermittelt werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die benachbarten Volumenelemente durch ein Bewegungsmodell der Objektbewegung festgelegt werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem als benachbarte Volumenelemente alle Volumenelemente aus Umgebungsbereichen um gespeicherte Volumenelemente herum definiert werden.

4. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Form und/oder die Größe der Umgebungsbereiche einstellbar ist.

5. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem in einem Umgebungsbereich alle Volumenelemente enthalten sind, die einen bestimmten geometrischen Abstand zu einem gespeicherten Volumenelement nicht überschreiten.

6. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Volumenelemente eines Volumenbildes zum Speichern in Blöcken zusammengefasst werden, wobei ein Block gespeichert wird, wenn der Volumenwert wenigstens eines Volumenelements aus einem Block zur Visualisierung relevant ist, und wobei die Visualisierung eines zweiten Volumenbildes aus denjenigen seiner Volumenwerte abgeleitet wird, die Volumenelementen aus gespeicherten Blöcken oder aus zu solchen gespeicherten Blöcken benachbarten Blöcken zugeordnet sind.

7. Bildverarbeitungseinheit zur Visualisierung ei-

ner Folge von Volumenbildern, wobei die Einheit Folgendes umfasst:

- a) einen Dateneingang für Volumenbilder,
- b) einen Speicher (**38**) zum Speichern von Volumenelementen,
- c) eine Datenverarbeitungseinheit (**37**) zum Ermitteln der für die Visualisierung relevanten Volumenwerte eines Volumenbildes,
- d) eine Visualisierungseinheit zur Durchführung von Visualisierungsverfahren,
- e) eine Steuereinheit zur Steuerung der vorgenannten Komponenten derart, dass ein Verfahren nach Anspruch 1 ausgeführt wird, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst:
 - e1) Ermitteln der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines ersten Volumenbildes (B2) aus dessen Volumenwerten,
 - e2) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
 - e3) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes (I2) aus dem Volumenbild (B2),
 - e4) Ermitteln der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten Volumenbildes (B3),
 - e5) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
 - e6) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes (I3) aus dem Volumenbild (B3),
 - e7) Wiederholen der Schritte e4) bis e6) für etwaige weitere Volumenbilder,
 dadurch gekennzeichnet, dass die zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten Volumenbildes (B3) aus denjenigen seiner Volumenwerte, die gespeicherten Volumenelementen oder zu diesen gespeicherten Volumenelementen benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind, ermittelt werden.

8. Gerät nach Anspruch 7 mit einer Akquisitionseinheit (**32**) zum Akquirieren der Volumenbilder.

9. Ultraschallgerät nach Anspruch 8 mit einer Akquisitionseinheit in Form eines Sonographie-Applikators.

10. CT-Gerät nach Anspruch 8 mit einer Akquisitionseinheit in Form einer Röntgen-Strahlenquelle und einer Röntgen-Detektoreinheit.

11. Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt, welches eine programmierbare Datenverarbeitungseinheit in die Lage versetzt, ein Verfahren nach Anspruch 1 auszuführen.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

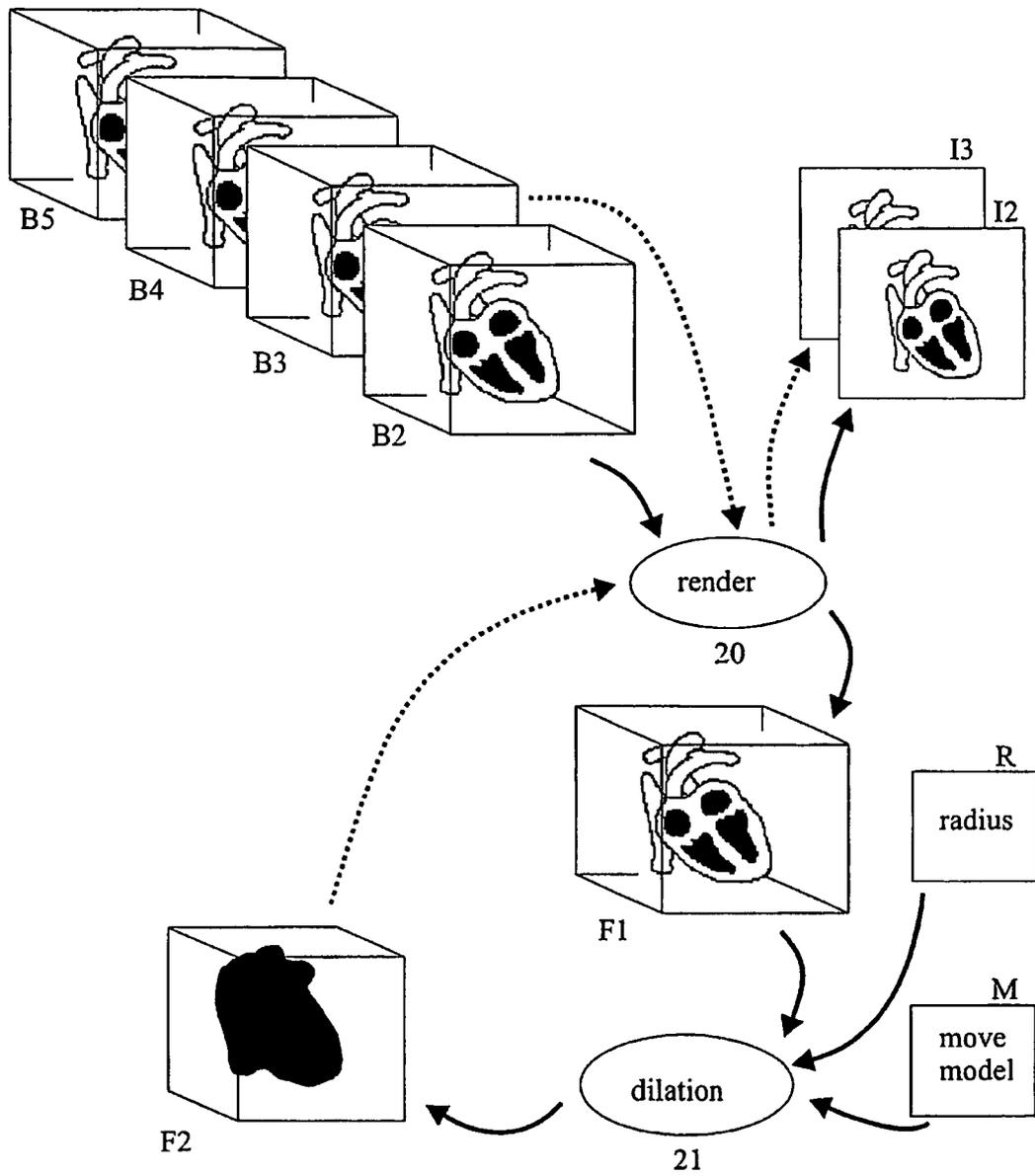


FIG.1

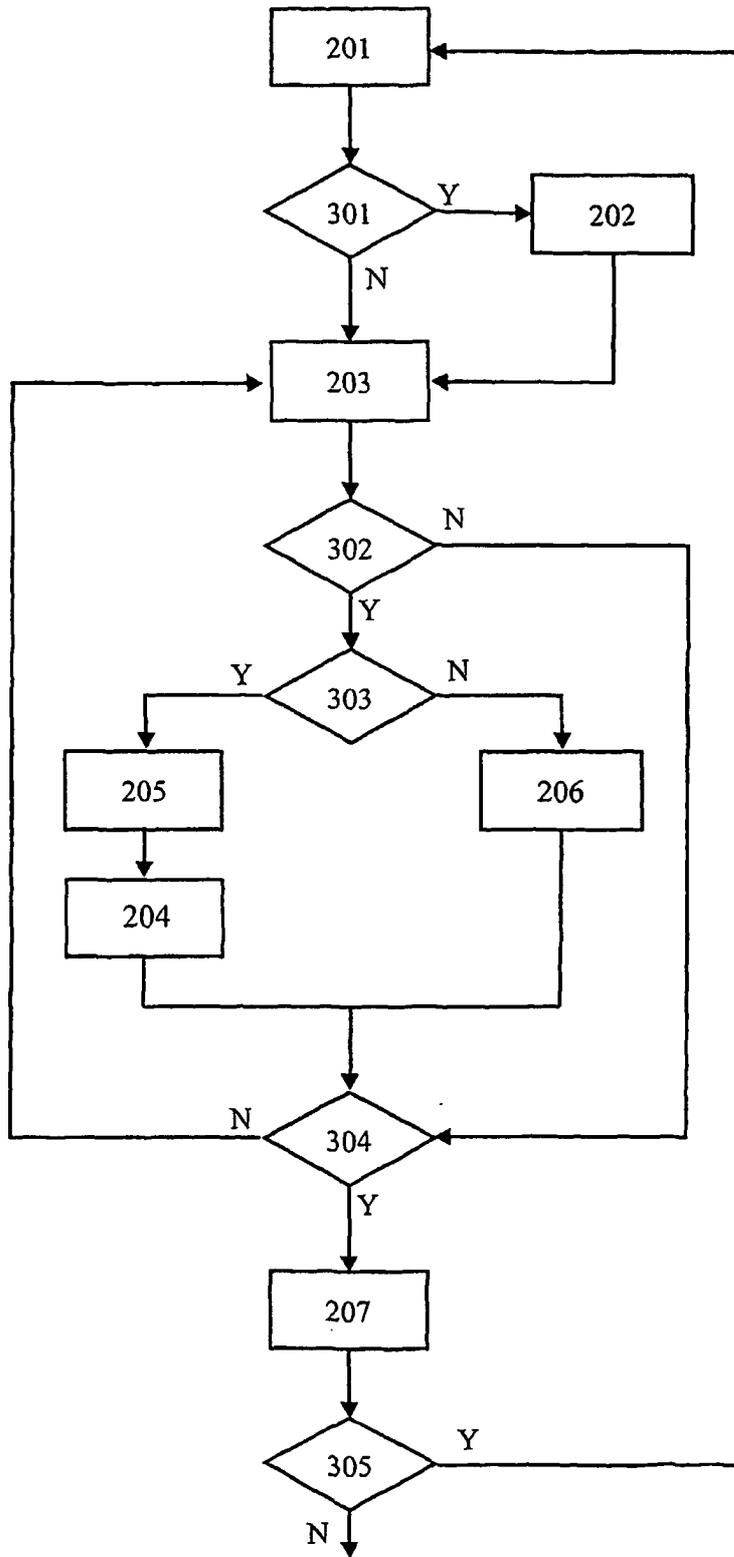
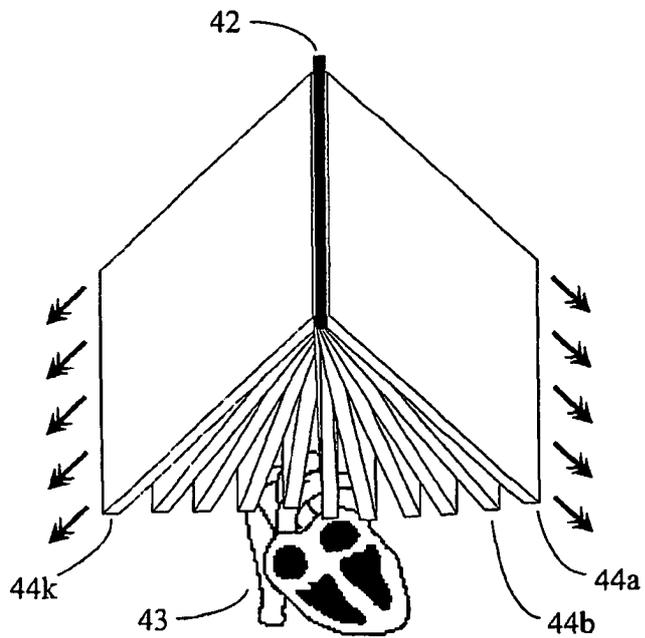
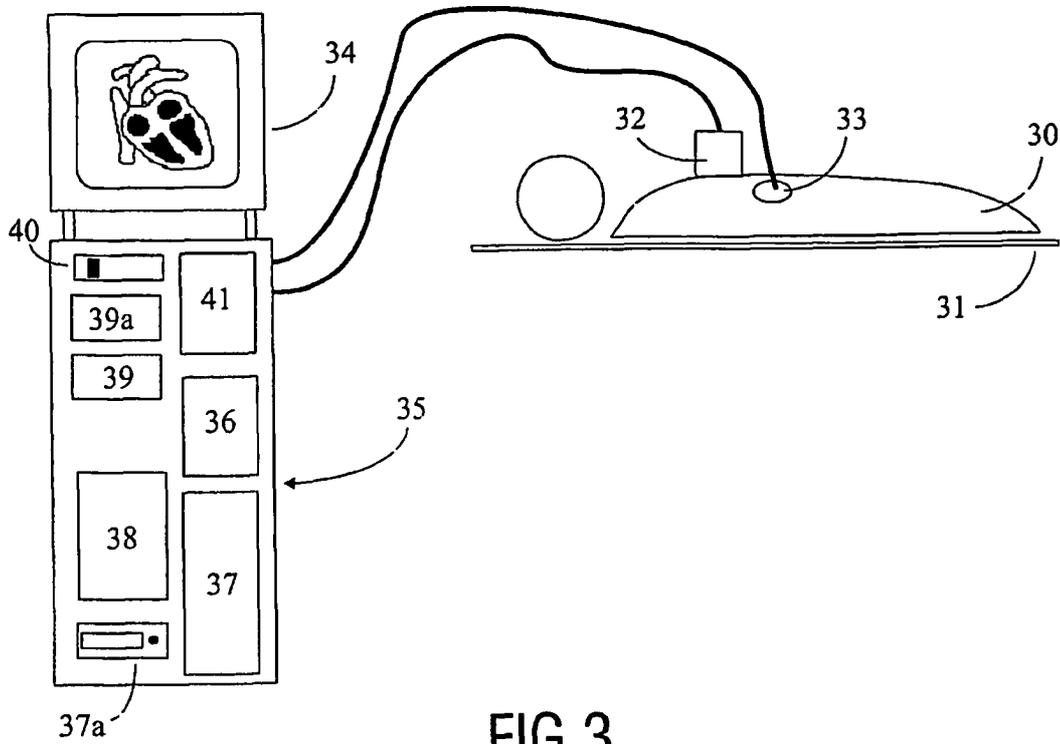


FIG. 2



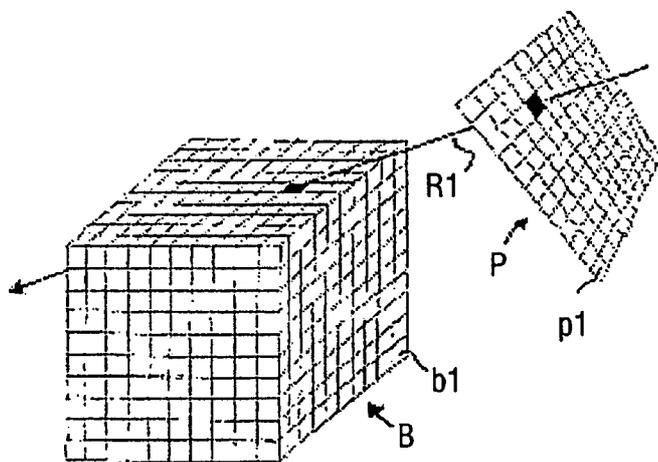


FIG.4a

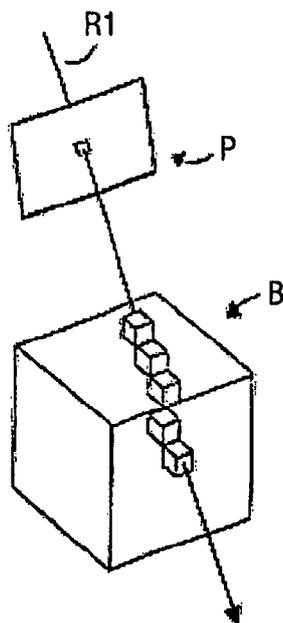


FIG.4b

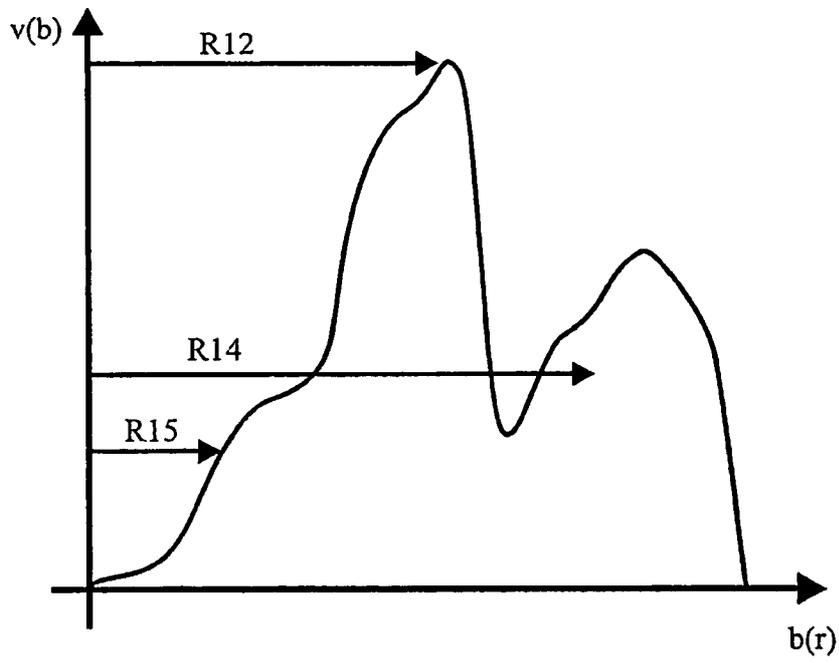


FIG.4c

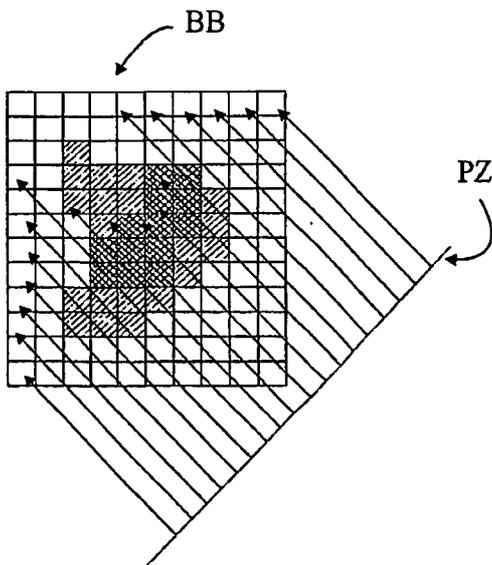


FIG.4d

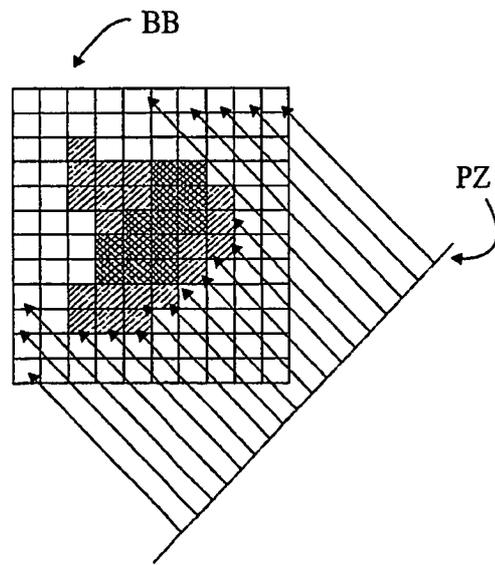


FIG.4e

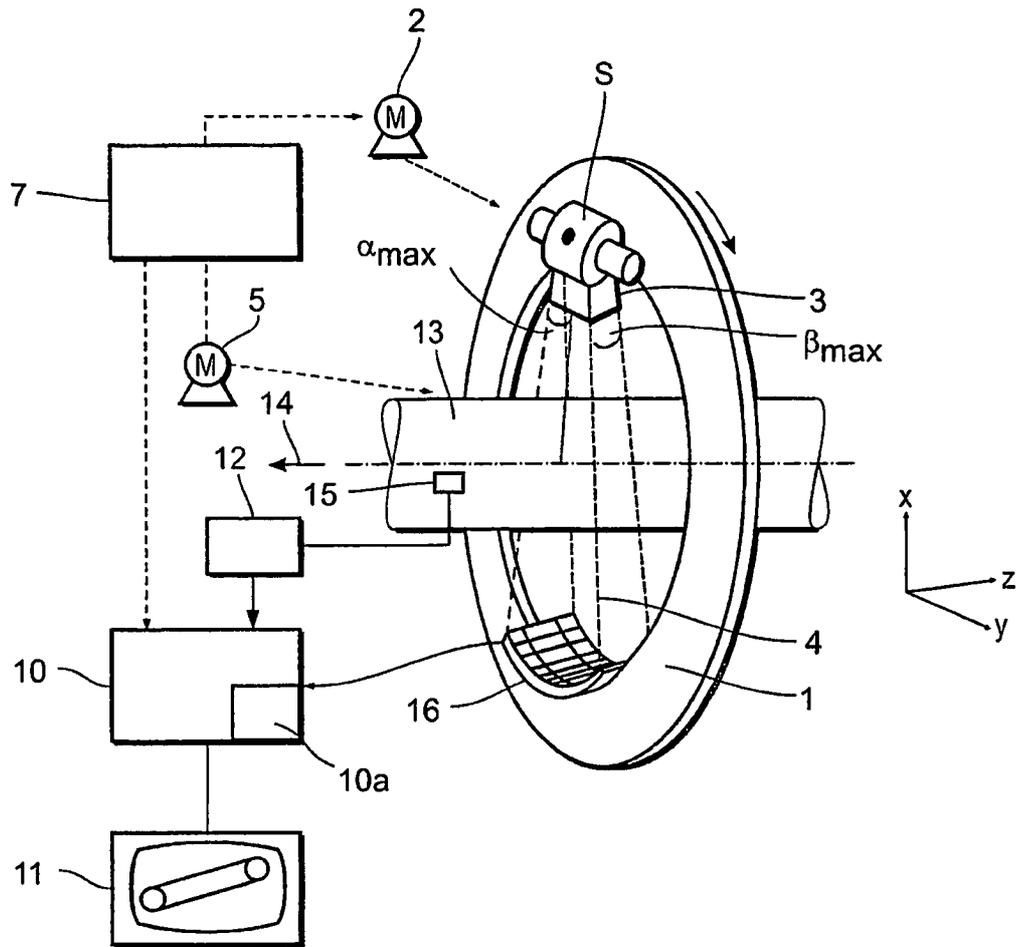


FIG.5