



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 103 61 553 A1 2004.07.01

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 103 61 553.9

(51) Int Cl.⁷: A61B 6/03

(22) Anmeldetag: 23.12.2003

(43) Offenlegungstag: 01.07.2004

(30) Unionspriorität:
10/248171 23.12.2002 US

(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

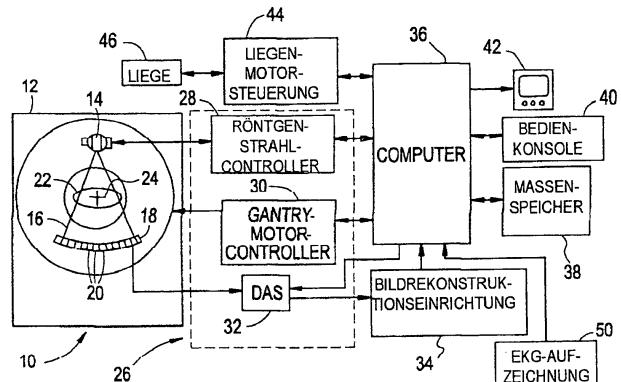
(71) Anmelder:
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC, Waukesha, Wis., US

(72) Erfinder:
Londt, John, Fort Wayne, Ind., US; Okerlund,
Darin, Muskego, Wis., US; Pan, Tin-Su, Brookfield,
Wis., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: Kardiales Spiralscannen mit grosser Ganghöhe mittels erweiterten Rekonstruktionsfenstern

(57) Zusammenfassung: Ein Verfahren (200) zum Rekonstruieren von Bildern und Vermindern der Strahlenbelastung des Patienten und ein Bildgebungssystem (10) zum Verwirklichen dieses Verfahrens umfassen ein Auswählen einer primären Phase (134, 162) eines Herzzyklus und, basierend auf einem ausgewählten Kompromissphasenwert, Berechnen von Kompromissphasenregionen (142, 144, 146, 148, 170, 172). Falls die Bildposition sich innerhalb der primären Phase (134, 162) befindet, wird ein Bild in der primären Phase (134, 162) erzeugt. Falls die Bildposition sich zwar nicht innerhalb der primären Phase (134, 162), jedoch innerhalb einer Kompromissphasenregion (142, 144, 146, 148, 170, 172) befindet, wird ein Bild in der Kompromissphasenregion (142, 144, 146, 148, 170, 172) erzeugt.



Beschreibung

HINTERGRUND ZU DER ERFINDUNG

[0001] Die Erfindung betrifft Verfahren und Vorrichtungen zum Rekonstruieren von computertomographischen Bildern ("CT-Bildern"), und insbesondere betrifft diese Erfindung Verfahren und Vorrichtungen zum Reduzieren der Strahlenbelastung des Patienten während einer kardialen Bildgebung.

[0002] In mindestens einer Konfiguration eines bekannten computertomographischen Bildgebungssystems ("CT") projiziert eine Röntgenstrahlenquelle einen fächerförmigen Strahl, der so gebündelt ist, dass er innerhalb einer im Allgemeinen als die "Bildgebungsebene" bezeichneten x-y-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems verläuft. Der Röntgenstrahl durchdringt das abzubildende Objekt, beispielsweise einen Patienten. Der Strahl trifft nach einer Schwächung durch das Objekt auf ein Array von Strahlungsdetektoren auf. Die Intensität der an dem Detektorarray aufgefangenen geschwächten Strahlung, hängt von der Schwächung ab, die der gebündelte Röntgenstrahl durch das Objekt erfährt. Jedes Detektorelement in dem Array erzeugt ein eigenes elektrisches Signal, das kennzeichnend für die Schwächung des Strahls an der Detektorposition ist. Die Schwächungsmesswerte sämtlicher Detektoren werden getrennt erfasst, um ein Übertragungsprofil zu erzeugen.

[0003] In bekannten CT-Systemen der dritten Generation werden die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorarray mit einer Gantry innerhalb der Bildgebungsebene und um das abzubildende Objekt herum gedreht, so dass sich der Winkel, unter dem der Röntgenstrahl auf das Objekt fällt, ständig ändert. Eine Gruppe von Röntgenstrahlschwächungsmesswerten, d.h. Projektionsdaten des Detektorarrays unter jeweils einem Gantrywinkel, wird als eine "Ansicht" bezeichnet. Ein "Scandurchgang" des Objekts umfasst einen Satz von Ansichten, der während einer Umdrehung der Röntgenstrahlenquelle und des Detektors unter verschiedenen Gantrywinkeln oder Blickwinkeln erzeugt wird. Im Falle eines axialen Scandurchgangs wird das zu scannende Objekt nicht bewegt, und die Projektionsdaten werden verarbeitet, um ein Bild aufzubauen, das einem zweidimensionalen, durch das Objekt geführten Schnitt entspricht. Ein Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten ist in der Fachwelt als die gefilterte Rückprojektionstechnik bekannt. Dieses Verfahren wandelt die Schwächungsmesswerte eines Scandurchgangs in mit "CT-Zahlen" oder "Hounsfield-Einheiten" bezeichnete Integerzahlen um, die verwendet werden, um die Helligkeit eines entsprechenden Pixels auf einem Kathodenstrahlröhrenbildschirm zu steuern.

[0004] Bei manchen CT-Bildgebungssystemen werden das Spiralscannen wie auch Multischicht-Detektoren verwendet. Beim Spiralscannen wird ein Pati-

ent auf einer sich bewegenden Liege positioniert, die den Patienten durch eine Öffnung in dem rotierenden Gantryrahmen fortbewegt. Die Richtung der Bewegung wird als die Z-Achse des Bildgebungssystems bezeichnet, und eine Multischicht-Detektor eines derartigen Systems weist mehrere parallele Zeilen von Detektorelementen auf. Die Zeilen sind ihrerseits in der z-Richtung gestapelt, so dass die durch jede Zeile erlangten Projektionsdaten jeweils einem "Schnitbild" eines Patienten entsprechen. Im Falle von axialen Scans, verläuft die Ebene jedes Schnitbilds senkrecht zur Z-Achse, wenn ein axialer Scandurchgang durchgeführt wird. Die Detektorelemente benachbarter Zeilen von bekannten Multischicht-Detektorarrays grenzen aneinander an und sind durch einen Zeilenabstand zwischen ihren Zentren gekennzeichnet. Wenn ein Spiralscandurchgang durchgeführt wird, bewegt sich die Liege während einer Umdrehung der Gantry um eine auswählbare Strecke. Das Verhältnis des Vorschubs in Richtung der Z-Achse während einer Gantryumdrehung gegenüber dem Abstand zwischen den Mitten der Detektorelemente in jeder Zeile in Z-Richtung wird als die einen gegebenen Scancvorgang kennzeichnende "Spiralganghöhe" definiert. (Im Falle eines Detektorarrays mit einer einzigen Zeile wird der Zeilenabstand in Z-Richtung durch die Breite der Einzelzeile in Richtung der Z-Achse ersetzt).

[0005] Bei einem Spiralscandurchgang werden Projektionsdaten gesammelt, während der Patient durch die rotierende Gantry transportiert wird. Mittels geeigneter Bildrekonstruktionstechniken stellt das Spiralscannen eine verhältnismäßig effiziente Methode einer Abbildung eines Patientenvolumens dar, das in Richtung der Z-Achse breiter ist als die kombinierte Breite der Zeilen eines Multischicht-Detektors.

[0006] Bei manchen CT-Bildgebungsanwendungen, beispielsweise bei einer kardialen Bildgebung, ist ein abzubildendes Körperteil nicht stationär. Im Falle der kardialen Bildgebung ist es erforderlich eine EKG-Zeitfilterung einzusetzen, um Bilder anhand von Daten zu rekonstruieren, die aus einer speziellen Phase eines Herzzyklus stammen. Allerdings ist für ein Abbilden eines gesamten Herzens gewöhnlich ein Scannen eines Patientenvolumens einer Dicke von 12 cm erforderlich, was einen verhältnismäßig großen Wert im Verhältnis zu der maximalen Dicke darstellt, die durch bekannte Multischicht-CT-Detektorarrays abgebildet werden kann. Darüber hinaus werden für eine CT-Bildrekonstruktion einer jeweils ausgewählten Herzzyklusphase Projektionsdaten aus einer ausreichenden Spanne von Blickwinkeln benötigt. Diese Voraussetzungen wirken sich beschränkend auf die maximale Spiralganghöhe aus, die für kardiales Scannen verwendet werden kann. Bei Spiralscannen mit geringer Ganghöhe kann es allerdings einem Patienten schwer fallen, während des Scannens den Atem ausreichend lange anzuhalten, um eine zusätzliche Körperbewegung zu vermeiden, die die Auflösung von rekonstruierten Bildern ver-

schlechtern würde. Da geringe Ganghöhen unmittelbar mit längeren Scanzeiten einhergehen, erhöht sich für den Patienten außerdem die Strahlenbelastung.

[0007] **Fig. 1** zeigt einen Überblick über eine mittels EKG-Zeitfilterung durchgeführte Rekonstruktion. Veranschaulicht sind die Grundlagen des Rekonstruirens von EKG-zeitgefilterten Bildern eines Spiralscandurchgangs. Bilder werden aus Bereichen des als Herzzyklen bezeichneten kontinuierlichen Bilddatenstroms erzeugt. Diese Zyklen werden mittels des EKG-Signals ausgewählt, um die auf Bewegung zurückzuführenden Artefakte in den Bildern zu verringern. Es ist zu beachten, dass das Spiralscannen mit geringer Ganghöhe zwar einen kontinuierlichen Bilddatenstrom ermöglicht, jedoch lediglich ausgewählte Bereiche des kontinuierlichen Bilddatenstroms, nämlich jene, die einer Bedingung einer geringen Bewegung des Herzens entsprechen, für eine Bildrekonstruktion herangezogen werden.

[0008] **Fig. 2** zeigt einen Herzzyklus einer EKG-Signalkurve, der eine systolische Bedingung, oder Periode, und eine diastolische Bedingung, oder Periode, des Herzens umfasst. Die mit Q, R und S gekennzeichneten Bereiche des EKG-Signals werden als QRS-Komplex bezeichnet, in dem das R-Merkmal, oder die R-Welle mit der höchsten Amplitude das am stärksten auffallende Merkmal des gesamten EKG-Signals ist. Der Herzzyklus wird gewöhnlich als beginnend mit einer R-Welle und fortlaufend bis zum Auftreten einer nächsten R-Welle definiert. Die EKG-Zeitfilterung wählt Zeitpunkte aus, in denen eine optimale Abbildung des Herzens möglich ist. An einen Patienten wird ein EKG-Grät angeschlossen. Eine Herzzyklusperiode wird beispielsweise als eine Zeitspanne zwischen den R-Spitzen des EKGs ermittelt. Mittels einer R-Spitze als Referenzwert und der ermittelten Herzzyklusperiode wird die Bilderfassung während eines Scandurchgangs in der Weise zeitlich gefiltert, dass Bilddaten lediglich zu Zeiten innerhalb eines Herzzyklus erfasst werden, in denen das Herz nahezu still steht. **Fig. 2** zeigt die Phasenposition einer zeitgefilterten Rekonstruktion innerhalb des R-R-Intervalls. Veranschaulicht ist, wie ein Rekonstruktionsfenster sich mit dem EKG-Schwingungsverlauf mit zunehmender oder abnehmender Phase des Fensters verschiebt. Zu beachten ist, dass ein Zulassen einer Änderung der Phase dazu führen kann, dass das Rekonstruktionsfenster in einen Bereich gelangt, in dem möglicherweise eine stärkere Bewegung stattfindet, beispielsweise in die systolische Phase.

[0009] Das Protokoll und der Algorithmus eines herkömmlichen kardialen Spiralscandurchgangs werden zwar hinsichtlich einer präzisen kardialen Phasenposition optimiert, jedoch nicht mit Blick auf eine Verringerung der Erfassungsdauer oder der Strahlendosis. Es treten weitere Probleme im Zusammenhang mit dem Algorithmus auf, wenn sich die Herzfrequenz des Patienten während eines kardialen Scandurch-

gangs erheblich verlangsamt, oder falls eine Fachkraft eine falsche Ganghöhe vorgibt, oder falls die Software der EKG-Zeitfilterung eine R-Spitze nicht korrekt erfasst. Bei einem Auftreten eines dieser Probleme können für eine vorgegebene R-R-Phase in den kardialen Daten Lücken entstehen, und die in diesen Datenlücken erzeugten Bilder sind nach der herkömmlichen Weise nicht EKG-zeitgefiltert und weisen im Allgemeinen eine unzureichende Bildqualität auf, da die Bewegung des Herzens dort nicht eingefroren ist.

KURZDARSTELLUNG DER ERFINDUNG

[0010] Die oben erörterten und sonstige Nachteile und Mängel werden beseitigt oder gelindert durch ein Verfahren zum Rekonstruieren kardialer Bilder, das die Schritte umfasst: Entgegennehmen von Daten, die eine primäre Phase innerhalb eines Herzzyklus auswählen, Entgegennehmen von Daten, die einen Phasenkompromisswert auswählen, Berechnen von Kompromissphasenregionen mittels des Phasenkompromisswerts, Ermitteln, ob eine Bildposition sich innerhalb der primären Phase befindet, Erzeugen eines Bildes in der primären Phase, falls die Bildposition sich innerhalb der primären Phase befindet, und Erzeugen eines Bildes in einer Kompromissphase, falls die Bildposition sich zwar nicht innerhalb der primären Phase jedoch innerhalb der Kompromissphasenregionen befindet.

[0011] In noch einem Ausführungsbeispiel ist ein dem Rekonstruieren von kardialen Bildern dienendes Computertomographiebildgebungssystem, das mehrere Detektorzeilen und einen rotierenden Gantryrahmen umfasst, geeignet konfiguriert, um einen Patienten mit einer ausgewählten Spiralscandanghöhe zu scannen, von der Vielzahl von Detektorzeilen stammende Projektionsdaten des Patienten, einschließlich solcher die vom Herzen des Patienten stammen, zu erfassen, eine primäre Phase eines Herzzyklus des Patienten, in der sich das Herz weniger bewegt als in anderen Abschnitten des Herzzyklus, für eine Bildrekonstruktion zu übernehmen, eine Kompromissphase zu berechnen, und Bilder in der primären Phase zu rekonstruieren, wenn die Bildpositionen sich innerhalb der primären Phase befinden, und Bilder in der Kompromissphase zu rekonstruieren, falls die Position der Bildpositionen sich zwar nicht innerhalb der primären Phase, jedoch innerhalb der Kompromissphase befindet.

[0012] In noch einem Ausführungsbeispiel umfasst ein mit maschinenauslesbaren Computerprogrammcode zum Rekonstruieren kardialer Bilder kodiertes Speichermedium Befehle, die dazu dienen, einen Rechner zu veranlassen, ein Verfahren durchzuführen, zu dem die Schritte gehören: Entgegennehmen von Daten, die eine primäre Phase innerhalb eines Herzzyklus auswählen, Entgegennehmen von Daten, die einen Phasenkompromisswert auswählen, Berechnen von Kompromissphasenregionen mittels

des Phasenkommisswerts, Ermitteln, ob eine Bildposition sich innerhalb der primären Phase befindet, Erzeugen eines Bildes in der primären Phase, falls die Bildposition sich innerhalb der primären Phase befindet, und Erzeugen eines Bildes in einer Kommissphase, falls die Bildposition sich zwar nicht innerhalb der primären Phase jedoch innerhalb der Kommissphasenregionen befindet.

[0013] In noch einem Ausführungsbeispiel umfasst ein Computertomographiebildgebungssystem zum Rekonstruieren kardialer Bilder, das mehrere Detektorzeilen und einen rotierenden Gantryrahmen aufweist, Mittel zum Scannen eines Patienten mit einer ausgewählten Spiralscanganghöhe, Mittel zum Erfassen der von der Vielzahl von Detektorzeilen stammenden Projektionsdaten des Patienten, einschließlich des Herzen des Patienten, Mittel zum Übernehmen einer primären Phase eines Herzzyklus des Patienten, in der sich das Herz geringer bewegt als in anderen Abschnitten des Herzzyklus, für eine Bildrekonstruktion, Mittel zum Berechnen einer Kommissphase, und Mittel zum Rekonstruieren von Bildern in der primären Phase, falls die Bildposition sich innerhalb der primären Phase befinden, und Mittel zum Rekonstruieren von Bildern in der Kommissphase, falls die Position der Bildpositionen sich zwar nicht innerhalb der primären Phase, jedoch innerhalb der Kommissphase befindet.

[0014] In noch einem Ausführungsbeispiel umfasst ein Verfahren zum Rekonstruieren kardialer Bilder mittels eines Computertomographiebildgebungssystems das Entgegennehmen von Daten, die eine primäre Phase innerhalb eines Herzzyklus auswählen, das Entgegennehmen von Daten, die einen Phasenkommisswert auswählen, das Berechnen von Kommissphasenregionen mittels des Phasenkommisswerts, das Auswählen einer Spiralscanganghöhe für das Scannen eines Patienten, das Scannen des Patienten, einschließlich seines Herzens, mittels eines Computertomographiebildgebungssystems, das mehrere Detektorzeilen und einen rotierenden Gantryrahmen umfasst, um von der Vielzahl von Detektorzeilen Projektionsdaten zu erfassen, das Ermitteln, ob eine Bildposition sich innerhalb der primären Phase befindet, das Erzeugen eines Bildes in der primären Phase, falls die Bildposition sich innerhalb der primären Phase befindet, und das Erzeugen eines Bildes in einer Kommissphase, falls die Bildposition sich zwar nicht innerhalb der primären Phase jedoch innerhalb der Kommissphasenregionen befindet.

[0015] In noch einem Ausführungsbeispiel umfasst ein Verfahren zum Vermindern der Strahlungsdosis, der ein Patient während einer Computertomographiebildgebungssitzung ausgesetzt ist, ein Vergrößern einer Spiralscanganghöhe für das Scannen eines Patienten und ein Erweitern eines Rekonstruktionsfensters in die Umgebung einer primären Phase der Bildrekonstruktion.

[0016] Die oben erörterten und weitere Merkmale

und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden dem Fachmann klar und verständlich nach dem Lesen der nachfolgenden Beschreibung in Verbindung mit den Zeichnungen.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

- [0017] **Fig. 1** zeigt schematisch eine EKG-zeitgefilterte Rekonstruktion nach dem Stand der Technik;
- [0018] **Fig. 2** veranschaulicht schematisch die Phasenposition für eine zeitgefilterte Rekonstruktion nach dem Stand der Technik;
- [0019] **Fig. 3** zeigt eine veranschaulichende Ansicht eines CT-Bildgebungssystems;
- [0020] **Fig. 4** zeigt ein Blockschaltbild des in **Fig. 1** veranschaulichten Systems;
- [0021] **Fig. 5** zeigt ein Schaubild eines kardialen Rekonstruktionsalgorithmus;
- [0022] **Fig. 6** zeigt ein Diagramm eines kardialen Rekonstruktionsalgorithmus, der erweiterte Rekonstruktionsfenster verwendet;
- [0023] **Fig. 7** zeigt eine graphische Darstellung der Ganghöhe, abgetragen gegenüber der Herzfrequenz für zwei unterschiedliche kardiale Segmentalalgorithmen;
- [0024] **Fig. 8** zeigt ein erweitertes Rekonstruktionsfenster;
- [0025] **Fig. 9** zeigt Kommissphasenregionen erweiterter Rekonstruktionsfenster; und
- [0026] **Fig. 10** zeigt ein Flussdiagramm eines kardialen Segmentalalgorithmus.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

- [0027] Indem nun auf **Fig. 3** und **4** eingegangen wird, ist ein computertomographisches bildgebendes System **10** ("CT"-Bildgebungssystem) gezeigt, das einen Gantryrahmen **12** aufweist, wie er für einen CT-Scanner der "dritten Generation" typisch ist. Die Gantry **12** umfasst eine Röntgenstrahlenquelle **14**, die ein Bündel von Röntgenstrahlen **16** in Richtung eines auf der entgegengesetzten Seite der Gantry **12** angeordneten Detektorarrays **18** projiziert. Das Detektorarray **18** ist aus Detektorelementen **20** aufgebaut, die gemeinsam die projizierten Röntgenstrahlen erfassen, die ein Objekt **22**, beispielsweise einen Patienten durchdringen. Jedes Detektorelement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das für die Intensität eines einfallenden Röntgenstrahls und daher für die Schwächung des Strahls kennzeichnend ist, die dieser während des Durchdringens den Patienten **22** erfährt. Während des Scannens zum Gewinnen von Röntgenstrahlprojektionsdaten kreisen die Gantry **12** und die daran befestigten Komponenten um eine Rotationsachse **24**. Das Detektorarray **18** kann in Form einer Einzelschichtbild- oder einer Multischichtbild-Konfiguration hergestellt sein. In einer Multischichtbild-Konfiguration weist das Detektorarray **18** mehrere Zeilen von Detektorelementen **20** auf, von

denen lediglich eine Zeile in **Fig. 4** gezeigt ist.

[0028] Die Rotation der Gantry **12** und der Betrieb der Röntgenstrahlenquelle **14** werden durch einen Steuermechanismus **26** des CT-Systems **10** gesteuert. Der Steuermechanismus **26** enthält einen Röntgencontroller **28**, der Energie und Zeittaktsignale an die Röntgenstrahlenquelle **14** und an einen Gantryantriebscontroller **30** liefert, der die Rotationsgeschwindigkeit und die Position der Gantry **12** steuert. Ein Datenerfassungssystem (DAS) **32** in dem Steuermechanismus **26** tastet die von den Detektorelementen **20** ausgegebenen analogen Daten ab und wandelt diese für ein nachfolgendes Verarbeiten in digitale Signale um. Ein Bildrekonstruktor **34** nimmt die von dem DAS **32** ankommenden abgetasteten und digitalisierten Röntgenstrahldaten entgegen und führt eine Hochgeschwindigkeits- Bildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als Eingabe einem Computer **36** zuführt, der das Bild in einem Massenspeichergerät **38** speichert.

[0029] Der Computer **36** nimmt ferner über eine Konsole **40**, die eine Tastatur aufweist, Steuerbefehle und Scanparameter von einem Anwender entgegen. Ein zugehöriger Kathodenstrahlbildschirm **42** ermöglicht es dem Anwender, das rekonstruierte Bild und sonstige von dem Computer **36** ausgegebene Daten zu betrachten. Die durch den Anwender eingegebenen Steuerbefehle und Parameter werden von dem Computer **36** verwendet, um Steuerungssignale und Daten an das DAS **32**, den Röntgencontroller **28** und den Gantryantriebscontroller **30** auszugeben. Darüber hinaus steuert der Computer **36** einen Liegenantriebscontroller **44**, der eine motorbetriebene Liege **46** steuert, um den Patienten **22** in der Gantry **12** zu positionieren. Insbesondere bewegt die Liege **46** den Patienten **22** abschnittsweise durch eine Gantryöffnung **48**. Die Richtung der Bewegung der Liege definiert die Z-Achse des Bildgebungssystems **10**. Die mehrfachen Zeilen des Detektorarrays **18** sind in Richtung der Z-Achse gestapelt, so dass während eines axialen Scandurchgangs die aus einer Reihe von parallelen Schnittbildern eines Volumens eines Patienten **22** stammenden Projektionsdaten erfasst werden. Die parallelen Schnittbilder definieren Ebenen, die senkrecht zur Z-Richtung liegen, wenn ein axialer Scandurchgang durchgeführt wird. Im Falle eines Spiralscandurchgangs wird eine Spiralganghöhe ermittelt, die eine Funktion der ausgewählten oder vorgegebenen Werte ist. Die Rekonstruktion erhält anschließend von dem Beginn des Scandurchgangs an einen Satz von Bildern, die die spezifizierte oder vorgegebene Phase und Überlappung aufweisen. Der Satz von auf diese Weise rekonstruierten Bildern sollte ein gesamtes Herz lückenlos abdecken.

[0030] Wie in **Fig. 5** gezeigt, stellt ein Graph **100** die primäre Phase **110** von Rekonstruktionsfenstern **106**, **108** dar, abgetragen nach der Zeit gegenüber dem Vorschub in der Z-Richtung. **Fig. 5** ist zu entnehmen, dass der herkömmliche Rekonstruktionsalgorithmus ein beträchtliches Überlappen der kardialen Rekon-

truktionsfenster **106**, **108** aufweist, die die Bereiche sind, die die Strecke in Z-Richtung wiedergeben, die durch jeden Herzzyklus abgedeckt wird. Ein Überlappen der Rekonstruktionsfenster wird in der Weise durchgeführt, dass Bilder als kürzere zeitliche Auflösung rekonstruiert werden können, die Daten aus zwei oder mehr überlappenden Herzzyklen benötigt. Daher sind überlappende Rekonstruktionsfenster ("Recon-Fenster") für eine multisektorale kardiale Rekonstruktion, wie die von GE-Medical Systems erhältliche Snapshot-Burst-Bildrekonstruktion, erforderlich, werden jedoch nicht für eine Bildrekonstruktion benötigt, die, wie die von GE-Medical Systems erhältliche Snapshot-Segment-Bildrekonstruktion, zum Rekonstruieren eines Bildes lediglich Daten aus einem einzelnen Herzzyklus verwendet. Die exemplarische in **Fig. 5** gezeigte graphische Darstellung legt eine Ganghöhe von 0,300 zugrunde. Die Ganghöhe kann bezüglich der Gesamtbündelung (x) des Röntgenstrahls oder bezüglich der Breite (d) eines einzelnen Detektors definiert sein, mit $x = d_1 + d_2 + d_3 + \dots + d_n$, wobei n = Anzahl der Detektoren in der Röntgenstrahlbreite.

$$\text{Pitch}_x = \text{Liegenvorschubstrecke}/\text{Röntgenstrahlbreite}$$

$$\text{Pitch}_d = \text{Liegenvorschubstrecke}/\text{Detektorbreite}$$

[0031] Die Liegenvorschubstrecke wird in Z-Richtung gemessen. Obwohl beide Definitionen verwendbar sind, ist in diesem Beispiel die Ganghöhe bezüglich der gesamten Detektorbreite (Multischicht-Detektorbreite), d.h. Pitch_x , definiert. Die exemplarische in **Fig. 5** gezeigte graphische Darstellung legt ferner einen Phasenkompromiss **14** von 0,0, eine Phase **116** von 70, und eine Pulsfrequenz ("BPM") **118** des Patienten von 45 BPM (Schläge pro Minute) zugrunde.

[0032] Der anhand eines exemplarischen Ergebnisses in **Fig. 5** gezeigte herkömmlich verwendete Algorithmus rekonstruiert möglicherweise Bilder auf der Z-Achse an Positionen jenseits der Mitte der Randdetektoren, was Artefakte in Bildern hervorrufen kann, die in diesen Positionen erzeugt werden. Der herkömmlich verwendete Algorithmus geht so vor, um den abgedeckten Bereich zu vergrößern, wobei lediglich die am Rand oder in der Nähe des Randes von Rekonstruktionsfenstern erzeugten Bilder betroffen sind, so dass die Auswirkungen auf die Gesamtqualität des Bildes gering sind.

[0033] Im Falle des hier offenbarten Verfahrens und Algorithmus können an Patienten vorzunehmende kardiale Scanvorgänge mit größeren Ganghöhen durchgeführt werden, um die Scandauer und Dosis für den Patienten zu verringern, insbesondere für Anwendungen wie die kardiovaskuläre Bildgebung, bei der eine geringere auf das schlagende Herz zurückzuführende Bewegung besteht. Wie oben erörtert,

treten weitere Probleme im Zusammenhang mit dem Algorithmus nach dem Stand der Technik auf, wenn sich eine Herzfrequenz des Patienten während eines kardialen Scandurchgangs erheblich verlangsamt, oder falls eine Fachkraft eine falsche Ganghöhe vorgibt, oder falls die Software der EKG-Zeitfilterung eine R-Spitze nicht korrekt erfasst. Bei einem Auftreten eines dieser Probleme können für eine vorgegebene R-R-Phase in den kardialen Daten Lücken entstehen, und die in diesen Datenlücken erzeugten Bilder sind nach der herkömmlichen Weise nicht EKG-zeitgefiltert und weisen im Allgemeinen eine unzureichende Bildqualität auf, da die Bewegung des Herzens dort nicht eingefroren ist. Die hier offenbare Technik verbessert die Bildqualität für Bilder, die in diesen Lücken erzeugt werden, indem zeitgefilterte Bilder generiert werden, und sie ermöglicht ein Scannen der Patienten mit größeren Ganghöhen, wodurch die Scandauer und Strahlenbelastung für den Patienten reduziert wird. Der neue Algorithmus für kardiales Spiralscannen mit großen Ganghöhen berücksichtigt vorzugsweise ferner die Randdetektoren und die damit verbundenen Artefakte, da am Rand eines Rekonstruktionsfensters mehr Bilder erzeugt werden.

[0034] Gemäß **Fig. 6** weist der vorgeschlagene neue Algorithmus, wie weiter unten näher beschrieben, beträchtliche Vorteile gegenüber dem herkömmlichen Algorithmus auf, darunter die Verringerung der Strahlenbelastung für den Patienten. Eine größere Ganghöhe ermöglicht kürzere Scanzeiten, wodurch sich die Dosis oder Belastung durch Röntgenstrahlen verringert. Die verbesserte Darstellung **130** veranschaulicht ein erweitertes Rekonstruktionsfenster **136, 138** in Abhängigkeit der Zeit **102** gegenüber der Strecke **104**. Für die Phase **116** wird weiter der Wert 70 vorgegeben, und die Pulsfrequenz BPM **118** beträgt weiter 45. Die Ganghöhe **112** in **Fig. 6** beträgt jedoch 0,398, liegt also beträchtlich über dem Wert von 0,3, der von dem in **Fig. 5** gezeigten Algorithmus verwendet wird. Die größere Ganghöhe in Verbindung mit den übrigen in **Fig. 6** gezeigten Faktoren ergibt eine Strahlendosisverringerung von etwa 25 (1 – herkömmliche Ganghöhe/vorgeschlagene Ganghöhe = $1 - 0,3/0,398 = 1 - 0,75 = 0,25$) und die Dosiseinsparungen sind noch erheblich größer bei höheren Herzfrequenzen und oder größeren Phasenkompromissen. Eine Deltaphase **132** beträgt in diesem Beispiel **10**, was bedeutet, dass es möglich ist, 10 mehr der kardialen Phase oberhalb und unterhalb der Phasenposition des Zielobjekts für mögliche Bildrekonstruktion auszuwählen. Durch Erhöhen der Zeidauer, die der Bediener einsetzen möchte, wird die Länge jedes Ansichtsfensters ebenso von dem kontinuierlichen Bilddatenstrom her, wie er in **Fig. 1** gezeigt ist, erweitert. Es ist daher eine gewisse Verbreiterung der kardialen Phasenposition (der Mitte des Rekonstruktionsfensters) ermöglicht, um die Gesamterfassungszeit sowie die Strahlenbelastung des Patienten zu verringern. Jedes erweiterte Rekonstruktionsfenster

136, 138 umfasst eine primäre Phase **134** und vorausgehende und nachfolgende Kompromissphasenpositionen **140**. D. h. jedes erweiterte Rekonstruktionsfenster **136, 138** enthält jeweils eine vorausgehende Kompromissphase **142, 146** und jeweils eine nachfolgende Kompromissphase **144, 148**. Die Kompromissphasenregionen erweitern die Länge jedes Ansichtsfensters in **Fig. 1**, jedoch verlangt lediglich ein geringer Prozentsatz der Bilder, dass überhaupt ein Kompromiss gegenüber der spezifizierten Phasenposition einzugehen ist. Darüber hinaus greift im Falle jener Bilder, die einen solchen Kompromiss benötigen, lediglich ein Teil der zum Herzstufen eines solchen Bildes verwendeten Erfassungsdaten auf Daten aus einer Phase zurück, für die ein geringfügiger Kompromiss eingegangen wurde. Wie in **Fig. 6** gezeigt, wird gewöhnlich ein geringes Überlappen zwischen den Rekonstruktionsfenstern verwendet, damit im Falle einer während der Untersuchung auftretenden Verringerung der Herzfrequenz des Patienten keine Lücke in dem abgedeckten Bereich entsteht.

[0035] Die "Kompromiss"-Phasen bringen eine größere kardiale Bewegung in die Bilder ein, indem sie Bilder aus einem breiteren Bereich in dem Herzzyklus heranziehen. Allerdings bestimmt ein Bediener den Kompromiss gegenüber der kardialen Phasenposition der Bilder (und damit die Bewegung in den Bildern), um die Scandauer erheblich zu reduzieren. Beispielsweise sei von einem Rekonstruktionsfenster von 300ms (ermittelt anhand der Geschwindigkeit des Scanners) und einer Herzfrequenz von 60 BPM ausgegangen. Ohne Kompromiss werden Daten innerhalb eines Fensters von 300ms verwendet, um ein vorgegebenes Bild zu erzeugen. Falls eine Phasentoleranz von 5 % (d. h. beispielsweise 75 % $\pm 5\%$) zugelassen wird, können bis zu 50ms an beiden Enden des Rekonstruktionsfensters zusätzlich zugelassen werden, mit dem Ergebnis eines Zeitfensters von 400ms. In der Praxis braucht ein Bediener für ein vorgegebenes Bild lediglich an dem einen Ende des Fensters einen Kompromiss einzugehen, so dass das Zeitfenster in diesem Beispiel nur 350ms breit wäre.

[0036] **Fig. 8** zeigt ein gesamtes Rekonstruktionsfenster. Ein Rekonstruktionsfenster stellt im Wesentlichen grafisch dar, an welcher Stelle ein Bild bezogen auf die Zeit und die Detektorposition erzeugt werden kann. Die Höhe des Kastens entspricht der Länge der Zeit oder Rotation, die benötigt wird, um ein Bild zu rekonstruieren, und die X-Richtung steht für die Position, an der das Bild erzeugt werden kann, und die Y-Richtung gibt die Phasenposition wieder, an der die Bilder erzeugt werden. Die vertikale Abmessung jedes Rechtecks repräsentiert das Zeitfenster. Der Rand des Rekonstruktionsfensters stellt also das Ende jedes dieser Kästen dar. Der Algorithmus erzeugt ferner keine Bilder jenseits der Mitte der Randdetektoren bis zum Rand des Rekonstruktionsfensters. Dies wird so gehandhabt, damit die an den

Kompromissphasenpositionen erzeugten Bilder eine gute Bildqualität aufweisen. Bilder, die jenseits der Mitte des letzten Detektors erzeugt werden weisen naturgemäß mehr in das Bild eingetragenes Rauschen auf. Daher werden diese Bilder in der Regel nicht generiert, es sei denn dies ist unbedingt erforderlich. Der vorgeschlagene Algorithmus ermöglicht ferner in nahezu jedem Fall, zeitgefilterte Bilder zu erzeugen. Der Algorithmus weist eine Absicherungslogik auf, die diesem ermöglicht, in jedem Fall ein Bild zu erzeugen, unabhängig davon, ob dieses zeitgefiltert ist oder nicht. Ein nicht zeitgefiltertes Bild gilt als ein Szenario eines Extremfalles, der allerdings auftreten könnte, falls die Herzfrequenz des Patienten ausreichend stark sinkt. Der neue Algorithmus ermöglicht es, die Wahrscheinlichkeit der Erzeugung von nicht zeitgefilterten Bildern während eines in dem System auftretenden außergewöhnlichen Verlaufs (extremes Sinken der Herzfrequenz, eine EKG-Anschlussleitung fällt ab, usw.) zu minimieren. Das Protokoll sollte andererseits lediglich die Erzeugung von zeitgefilterten Bildern zulassen. Mit dem herkömmlichen Algorithmus treten aufgrund eines in Z-Richtung unzureichend abgedeckten Bereichs oder aufgrund der Software oder eines Bedienungsfehlers möglicherweise Lücken in den Daten auf, während der vorliegende Algorithmus es hingegen ermöglicht, zeitgefilterte Bilder zu erzeugen, indem anstelle einer Erzeugung von nicht zeitgefilterten Bildern Kompromisse für die Phasen an diesen Positionen eingegangen werden. Das Erzeugen von zeitgefilterten Bildern in diesen Lücken führt zu einer Verbesserung der Bildqualität.

[0037] **Fig. 7** veranschaulicht grafisch die Ganghöhenvergrößerung, die durch den neuen Algorithmus für große Ganghöhen gegenüber der herkömmlichen Segmentrekonstruktion im Falle eines 8fach-Schnittbildscanners ermöglicht wird. Der herkömmlich verwendete Algorithmus kappt die Ganghöhe bei 60 BPM, damit der Anwender in jedem Falle retrospektiv die multisegmentale kardiale Rekonstruktion, beispielsweise den Snapshot-Burst-Algorithmus von GE-Medical Systems, für Herzfrequenzen über 60 anwenden kann. Mit dem neuen Algorithmus ist der Anwender allerdings in der Lage, die Strahlendosis stark zu reduzieren, falls er die Durchführung einer Burst-Rekonstruktion nicht wünscht. Beispielsweise beträgt die Verringerung der Strahlendosis durch den Einsatz des Algorithmus großer Ganghöhe zum Rekonstruieren von Segmentbildern bei einer Pulsraten von 80 BPM auf einem 8fach-Schnittbildsystem etwa 50%. Ferner ist zu beachten, dass sich bei einer Erhöhung der Herzfrequenz die Ganghöhe mit dem neuen Algorithmus ebenfalls erhöhen lässt, beispielsweise linear, wie es gezeigt ist.

[0038] **Fig. 8** und **9** zeigen wie **Fig. 6** erweiterte Rekonstruktionsfenster **160**. Das erweiterte Rekonstruktionsfenster **160** umfasst eine primäre Phase **162**, die zwischen einer linken, oder ersten Position **164** und einer rechten, oder zweiten Position **166** positioniert ist. Eine Mittelposition **168** bezeichnet die Mitte der primären Phase **162** zwischen der linken Position **164** und der rechten Position **166**. In **Fig. 9** sind Kompromissphasenregionen **170** und **172** zweier aufeinanderfolgender erweiterter Rekonstruktionsfenster **160** dargestellt. Jedes erweiterte Rekonstruktionsfenster **160** enthält eine vorausgehende Kompromissphasenregion **172**, die der linken Position **164** der primären Phase **162** benachbart ist, und eine nachfolgende Kompromissphasenregion **170**, die der rechten Position **166** der primären Phase **162** benachbart ist.

[0039] Es wird nun auf **Fig. 10** eingegangen, in der ein Flussdiagramm des Algorithmus **200** gezeigt ist. Wie in **Fig. 10** gezeigt, sowie gemäß **Fig. 8** und **9**, veranschaulicht Block **202**, wie der Algorithmus **200** zunächst die mittlere Ansichtsposition **168** des kardialen Rekonstruktionsfensters und die linken und rechten Randpositionen **164**, **166** berechnet. In Block **204** ermittelt der Algorithmus **200**, ob sich die Bildposition zwischen den linken und rechten Rändern **164**, **166** befindet. Falls die Antwort "Ja" lautet, fährt der Algorithmus mit Block **206** fort, in dem ein Bild in der primären Phase erzeugt wird. Der Algorithmus schreitet anschließend zu Block **208**, in dem das Verfahren mit der nächsten Position fortfährt (die Position ist die Z-Position eines jeden Bildes) und rechnet. Wenn der Algorithmus die nächste Position berechnet, kehrt er zu Block **202** zurück. Falls die Antwort in Block **204** "Nein" ist, fährt der Algorithmus mit Block **210** fort, in dem ermittelt wird, ob die Bildposition sich innerhalb der Kompromissphasenregion befindet oder nicht. Falls die Antwort "Ja" lautet, wird, wie in Block **212** gezeigt, in der Kompromissphase ein Bild erzeugt. Der Algorithmus schreitet anschließend, wie oben erörtert, zu Block **208**. Falls die Antwort in Block **210** "Nein" ist, fährt der Algorithmus mit Block **214** fort, in dem ein nicht zeitgefiltertes Bild erzeugt wird. Es ist zu beachten, dass das Protokoll oder der Algorithmus **200** dahingehend entworfen ist, nicht zeitgefilterte Bilder zu vermeiden und ein solches nicht zeitgefiltertes Bild nur im äußersten Fall zu erzeugen. Nach Block **214**, fährt der Algorithmus, wie oben erörtert, mit Block **208** fort.

[0040] Dieser verbesserte kardiale Rekonstruktionsalgorithmus ermöglicht es einem Arzt für die kardiale Phase der sich ergebenden Bilder einen Kompromiss einzugehen, um Scavorgänge mit größeren Ganghöhen vorzugeben und damit die Strahlenbelastung für den Patienten zu senken. Der Arzt kann die kardiale Phase, in der er Bilder rekonstruieren möchte (d.h. 75% R-R) eingeben und kann ferner eingeben, bis zu welchem R-R-Prozentsatz er einen Kompromiss eingehen will (d.h. 5%). Wenn ein Benutzer beispielsweise 75% als eine Phasenposition spezifiziert, bedeutet dies 75% des maximalen R-R-Abstands, der ein Punkt t auf der Zeitachse ist. Um Bilder zum Zeitpunkt t zu rekonstruieren, ist es für die Rekonstruktion jeden Bildes erforderlich, Daten aus einem Wertebereich eines Halbscans von Daten

zu benutzen (180 Grad plus einem Fächerwinkel). Zum Zeitpunkt t werden daher Bilder bei t rekonstruiert, indem Daten von t plus oder minus $\frac{1}{2}^*$ Werte aus dem Halbscan von Daten, was erklärt, wie die Höhe für jedes Rekonstruktionsfenster errechnet wird. Falls 75% plus/minus 10% vorliegen, beginnt der Algorithmus mit einem t, das erheblich höher oder tiefer sein kann, was den "Anhängen" an jedem Rekonstruktionsfenster entspricht. Dieser Phasenkompromiss ermöglicht es dem Bildrekonstruktionsalgorithmus, Bilder aus mehreren Phasen (i.e. 70% bis 80%) zu rekonstruieren, der Algorithmus wird allerdings sämtliche Bilder so nahe wie möglich an der von dem Arzt eingegebenen gewünschten oder "primären" Phase (d.h. 75%) rekonstruieren. Durch prospektives Vorgeben des Primärphasenwerts und des Phasenkompromisswerts (vor oder während des Scannens) ist es dem Arzt möglich, das durch den neuen Algorithmus vorgesehene erweiterte kardiale Rekonstruktionsfenster zu benutzen, um die Ganghöhe des Scandurchgangs zu vergrößern und die Strahlenbelastung für den Patienten zu verringern. Die Dosiseinsparungen können 50% oder darüber betragen. Zu Beispielen möglicher klinischer Anwendungen des Algorithmus zählen, jedoch ohne darauf beschränkt zu sein, ein Abbilden von kardialen Bypässen und arteriellen Stents bei 75% R-R mit einem Phasenkompromiss von 5%, eine Bildgebung des rechten Vorhofs für Untersuchungen des Vorhofflatterns bei 45% R-R und einem Phasenkompromiss von 10% und ein Abbilden der Aorta oder Lunge bei 75% R-R mit einem Phasenkompromiss von 15%. Es sind auch andere Anwendungen innerhalb des Schutzmangfanges der Erfindung möglich.

[0041] Dementsprechend ist ein Verfahren und System beschrieben, das in der Lage ist, in gewissen Anwendungen die Strahlendosis für den Patienten zu reduzieren. Der herkömmlich verwendete Algorithmus ist für gewisse Anwendungen, beispielsweise kardiovaskuläre, Herzvorhof- oder sogar Lungenabbildungen nicht optimiert. Der vorgeschlagene Algorithmus ist optimiert, um die Scandauer und Strahlenbelastung des Patienten zu reduzieren und bessere Bilder in Fällen zu erzeugen, in denen in dem in z-Richtung abgedeckten Bereich Lücken vorhanden sind. Der Algorithmus ist ferner optimiert, um kardiale Bereiche abzubilden, die geringe Bewegung aufweisen, beispielsweise vaskuläre, Herzvorhof- und sogar Lungenuntersuchungen.

[0042] Der Algorithmus verwendet einen Ansatz zum Vergrößern der Ganghöhe für kardiales Spiralscannen, der ohne wesentliche Einbußen der Bildqualität eine beträchtliche Erhöhung der Scanganghöhe und Reduzierung der Strahlenbelastung für den Patienten ermöglicht. Dieser Algorithmus ist darin einzigartig, dass er für sich rasch bewegende Strukturen konstruiert ist. Sogar das herkömmliche segmentierte Rekonstruktionsprotokoll kappt die Ganghöhe bei einer gewissen Herzfrequenz, um zu ermöglichen, dass eine Multisektorbildgebung wie Burst (Multisek-

torrekonstruktion) von GE-Medical Systems retrospektiv (nach dem Scanvorgang) verwendet werden kann. Da Ärzte, die eine derartige Anatomie untersuchen, möglicherweise die erhöhte zeitliche Auflösung nicht benötigen, die sich mit einem Einsatz von Burst oder Burst-Plus-Algorithmen von GE-Medical Systems erzielen lässt, ermöglicht der vorliegend Algorithmus eine Dosiseinsparung durch Vergrößern der Scanganghöhe und eine optimierte Segmentrekonstruktion. Bilder werden aus mehreren Phasen kombiniert, um den abgedeckten Bereich jedes Rekonstruktionsfensters prospektiv zu vergrößern. Indem dem Arzt ermöglicht wird, den Prozentsatz der Genauigkeit der R-R-Phase einzugeben, den er als Kompromiss einzugehen wünscht, wird eine bedeutend größere Ganghöhe ermöglicht. Der Algorithmus rekonstruiert zunächst Bilder in der primären Phase, nämlich der Phase, die vor dem Scannen angefordert wird, und rekonstruiert Bilder in einer Kompromissphase anschließend nur, falls dies erforderlich ist. Dies bedeutet, dass die meisten Bilder sich in der gleichen Phase befinden, wobei nur ein geringer Anteil der Bilder in abweichenden "Kompromiss"-Phasen rekonstruiert werden. Mittels der Phasenkompromisse ist der Algorithmus in der Lage, ohne große Einbußen der Bildqualität die Scanganghöhe erheblich zu erhöhen und dadurch die Strahlendosis für den Patienten zu reduzieren. Kompromisse der Phasenposition machen es ferner überflüssig, nicht zeitgefilterte Bilder zu erzeugen, die häufig eine unbefriedigende Bildqualität aufweisen. Zwar besteht die Möglichkeit nicht zeitgefilterte Bilder zu erzeugen, das Patientenprotokoll muss allerdings dahingehend entworfen werden dies zu vermeiden. Der vorgeschlagene kardiale Spiralalgorithmus mit großer Ganghöhe schafft somit eine einzigartige und effektive Lösung vielfältiger Probleme in der kardialen Bildgebung.

[0043] Es ist zu beachten, dass die Verfahren und der Algorithmus, wie sie oben beschrieben sind, innerhalb des in **Fig. 3** und **4** gezeigten Bildgebungssystems **10** oder innerhalb eines Signalprozessors verwendet werden können, der beispielsweise einem durch Element **36** in **Fig. 4** gezeigten Rechner zugeordnet ist, und insbesondere in einem Speicher gespeichert sein können, der durch einen Verarbeitungsschaltkreis in dem Prozessor verarbeitet wird. Der Schutzmangfang der Erfindung deckt ferner ab, dass das offenbare Verfahren in Form eines beliebigen rechnergestützten Verfahrens und in Vorrichtungen zum Verwirklichen jener Verfahren ausgeführt werden kann. Die vorliegende Erfindung kann ferner in Form eines Computerprogrammcodes verwirklicht werden, der in materiellen Mitteln inkorporierte Befehle umfasst, beispielsweise Disketten, CD-ROMs, Festplatten oder ein beliebiges sonstiges von einem Rechner auslesbare Speichermedium, wobei der Rechner, wenn der Computerprogrammcode von diesem geladen und ausgeführt wird, eine Vorrichtung für die praktische Verwirklichung der Erfindung wird.

Die vorliegende Erfindung kann ferner in Form eines Computerprogrammcodes verwirklicht sein, beispielsweise in einem Speichermedium gespeichert, in einen Rechner geladen und/oder in diesem ausgeführt werden oder als Datensignal in Form einer modulierten oder nicht modulierten Trägerwelle, über irgendein Übertragungsmedium, beispielsweise über eine elektrische Verdrahtung oder Verkabelung, durch Glasfaseroptik oder über elektromagnetische Strahlung übertragen werden, wobei der Rechner, wenn der Computerprogrammcode von diesem geladen und ausgeführt wird, eine Vorrichtung für die praktische Verwirklichung der Erfindung wird. Falls die Computerprogrammcodesegmente auf einem für allgemeine Aufgaben ausgelegten Mikroprozessor implementiert sind, konfigurieren diese den Mikroprozessor, um spezifische Logikschaltungen zu erzeugen.

[0044] Ein Verfahren **200** zum Rekonstruieren von Bildern und Vermindern der Strahlenbelastung des Patienten und ein Bildgebungssystem **10** zum Verwirklichen dieses Verfahrens umfassen ein Auswählen einer primären Phase **134**, **162** eines Herzzyklus und, basierend auf einem ausgewählten Kompromissphasenwert, Berechnen von Kompromissphasenregionen **142**, **144**, **146**, **148**, **170**, **172**. Falls die Bildposition sich innerhalb der primären Phase **134**, **162** befindet, wird ein Bild in der primären Phase **134**, **162** erzeugt. Falls die Bildposition sich zwar nicht innerhalb der primären Phase **134**, **162**, jedoch innerhalb einer Kompromissphasenregion **142**, **144**, **146**, **148**, **170**, **172** befindet, wird ein Bild in der Kompromissphasenregion **142**, **144**, **146**, **148**, **170**, **172** erzeugt.

[0045] Während die Erfindung gemäß einem bevorzugten Ausführungsbeispiel beschrieben wurde, ist es dem Fachmann klar, dass an deren Elementen vielfältige Änderungen vorgenommen werden können und die Beispiele durch äquivalente Ausführungen substituiert werden können, ohne dass der Schutzmfang der Erfindung berührt ist. Darüber hinaus können viele Abwandlungen vorgenommen werden, um eine besondere Situation oder ein spezielles Material an die Ausführungen der Erfindung anzupassen, ohne von dem hauptsächlichen Gegenstand der Erfindung abzuweichen. Es ist daher nicht beabsichtigt, die Erfindung auf das spezielle Ausführungsbeispiel zu beschränken, das als die am besten geeignete Weise der Verwirklichung der Erfindung erachtet wird, vielmehr soll die Erfindung sämtliche Ausführungsbeispiele einbeziehen, die in den Schutzbereich der beigefügten Patentansprüche fallen. Darüber hinaus legt die Verwendung der Begriffe erste, zweite, usw. nicht eine Reihenfolge oder Rangordnung fest, vielmehr werden die Begriffe erste, zweite, usw. verwendet, um die Elemente voneinander zu unterscheiden.

Bezugszeichenliste

| | |
|------------|--------------------------------------|
| 10 | "CT"-Bildgebungssystem |
| 12 | Gantryrahmen |
| 14 | Röntgenstrahlenquelle |
| 16 | Röntgenstrahlen |
| 18 | Detektorarray |
| 20 | Detektorelemente |
| 22 | Objekt |
| 24 | Rotationszentrum |
| 26 | Steuervorrichtung |
| 28 | Röntgenstrahlcontroller |
| 30 | Gantryantriebscontroller |
| 32 | Datenerfassungssystem (DAS) |
| 34 | Bildrekonstruktor |
| 36 | Rechner |
| 38 | Massenspeichergerät |
| 40 | Konsole |
| 42 | Kathodenstrahlröhrenbildschirm |
| 44 | Liegenantriebscontroller |
| 46 | Motorgetriebene Liege |
| 48 | Gantryrahmenöffnung |
| 100 | Schaubild |
| 102 | Zeit |
| 104 | Vorschubstrecke |
| 106 | Rekonstruktionsfenster |
| 108 | Rekonstruktionsfenster |
| 110 | Primäre Phase |
| 112 | Ganghöhe |
| 116 | Phase |
| 118 | verbesserte Darstellung |
| 130 | BPM |
| 132 | Deltaphase |
| 134 | Primäre Phase |
| 136 | Rekonstruktionsfenster |
| 138 | Rekonstruktionsfenster |
| 140 | Phasenpositionen |
| 142 | Vorausgehende Kompromissphase |
| 144 | Nachfolgende Kompromissphase |
| 146 | Vorausgehende Kompromissphase |
| 148 | Nachfolgende Kompromissphase |
| 160 | Erweitertes Rekonstruktionsfenster |
| 162 | Primäre Phase |
| 164 | Erste Position |
| 166 | Zweite Position |
| 168 | Mittelposition |
| 170 | Nachfolgende Kompromissphasenregion |
| 172 | Vorausgehende Kompromissphasenregion |
| 200 | Flussdiagrammalgorithmus |
| 202 | Block |
| 204 | Block |
| 206 | Block |
| 208 | Block |
| 210 | Block |
| 212 | Block |
| 214 | Block |

Patentansprüche

1. Verfahren (**200**) zum Rekonstruieren kardialer

Bilder, zu dem die Schritte gehören:
Entgegennehmen von Daten, um eine primäre Phase (134, 162) innerhalb eines Herzzyklus auszuwählen; Entgegennehmen von Daten, um einen Phasenkompromisswert auszuwählen; Berechnen von Kompromissphasenregionen (142, 144, 146, 148, 170, 172) mittels des Phasenkompromisswerts; Ermitteln (204), ob eine Bildposition sich innerhalb der primären Phase (134, 162) befindet; Erzeugen (206) eines Bildes in der primären Phase (134, 162), falls die Bildposition sich innerhalb der primären Phase (134, 162) befindet; und Erzeugen (212) eines Bildes in einer Kompromissphase, falls die Bildposition sich zwar nicht innerhalb der primären Phase (134, 162) jedoch innerhalb der Kompromissphasenregionen (142, 144, 146, 148, 170, 172) befindet.

2. Verfahren (200) nach Anspruch 1, bei dem eine Berechnung der Kompromissphasenregionen (142, 144, 146, 148, 170, 172) einen Kompromiss bildet, indem der Phasenkompromisswert zu der primären Phase (134, 162) addiert wird und der Phasenkompromisswert von der primären Phase (134, 162) subtrahiert wird.

3. Verfahren (200) nach Anspruch 1, ferner mit dem Schritt eines Berechnens von linken und rechten Randpositionen (164, 166) der primären Phase (134, 162).

4. Verfahren (200) nach Anspruch 3, bei dem ein Erzeugen (206) eines Bildes in der primären Phase (134, 162), falls die Bildposition sich innerhalb der primären Phase (134, 162) befindet, beinhaltet, dass ermittelt wird, ob sich die Bildposition zwischen den linken und rechten Randpositionen (164, 166) befindet.

5. Verfahren (200) nach Anspruch 1, ferner mit dem Schritt des Erzeugens (214) eines nicht zeitgefilterten Bildes, falls die Bildposition sich nicht innerhalb der primären Phase (134, 162) und nicht innerhalb der Kompromissphasenregionen (142, 144, 146, 148, 170, 172) befindet.

6. Verfahren (200) nach Anspruch 1, ferner mit dem Schritt des Ermittelns (208) einer nächsten Bildposition, die auf ein Erzeugen eines Bildes folgt.

7. Verfahren (200) nach Anspruch 1, ferner mit dem Schritt des Berechnens einer mittleren Ansichtsposition (168) der primären Phase (134, 162).

8. Verfahren (200) nach Anspruch 1, bei dem das Entgegennehmen von Daten ein Übernehmen einer Bedienereingabe umfasst.

9. Verfahren (200) nach Anspruch 1, ferner mit dem Schritt des Auswählens einer Ganghöhe, die größer ist als eine Ganghöhe, die zum Rekonstrui-

ren von Bildern ohne Kompromissphasenregionen (142, 144, 146, 148, 170, 172) verwendet wird.

10. Verfahren (200) nach Anspruch 1, ferner mit dem Schritt eines Spiralscannen eines mittels eines CT-Bildgebungssystems (10) mit einer sich bewegenden Strahlungsquelle (14) abzubildenden Objekts (22).

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

Stand der Technik

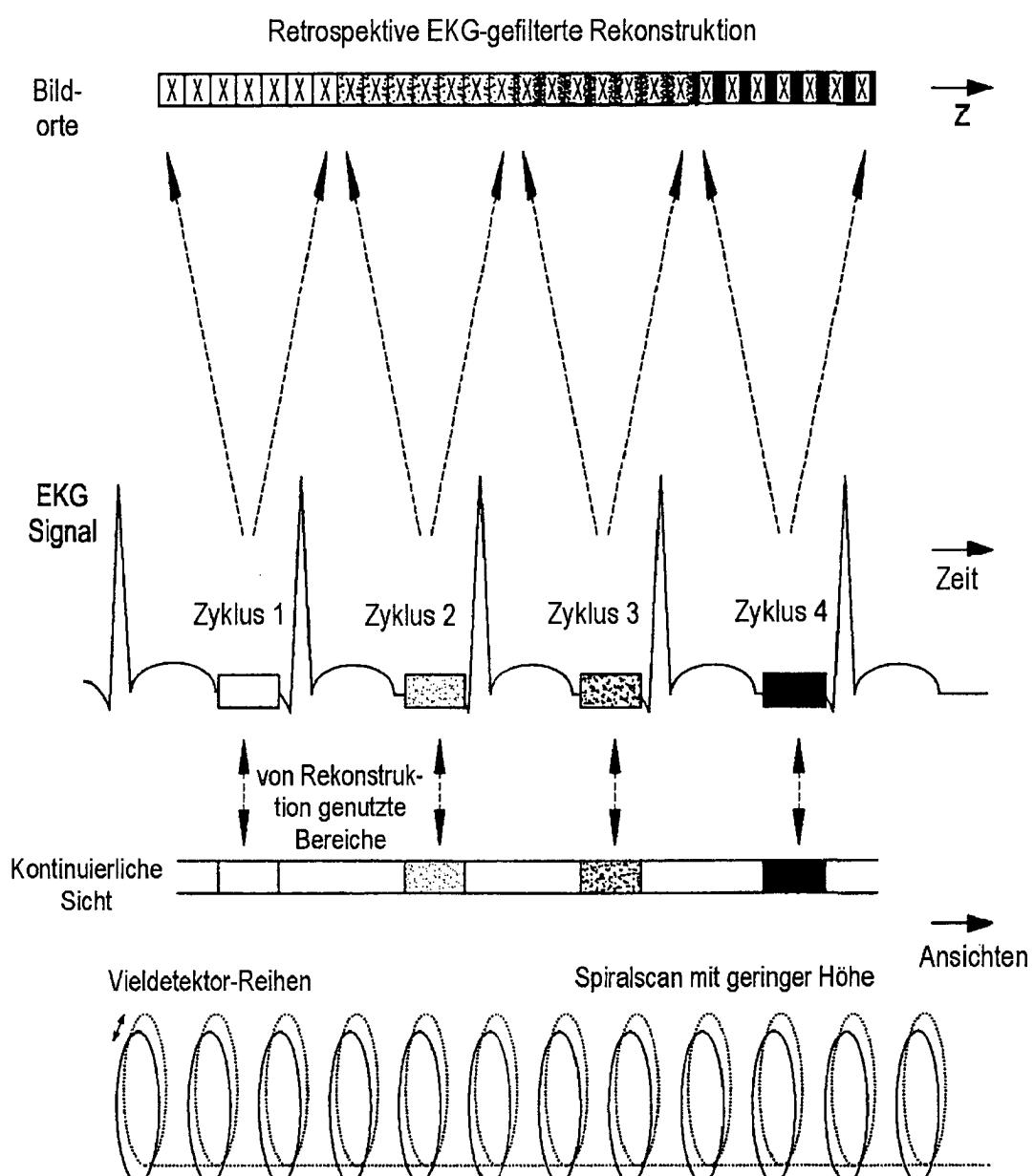
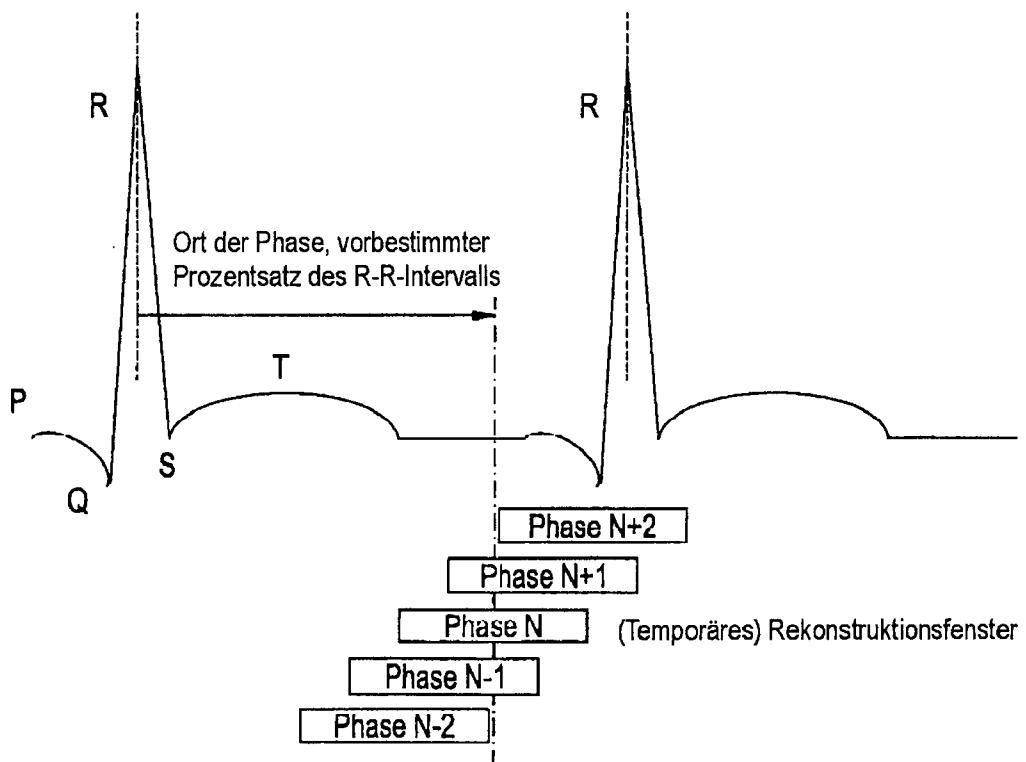


FIG. 2
Stand der Technik

Viel-Phasen-Rekonstruktion



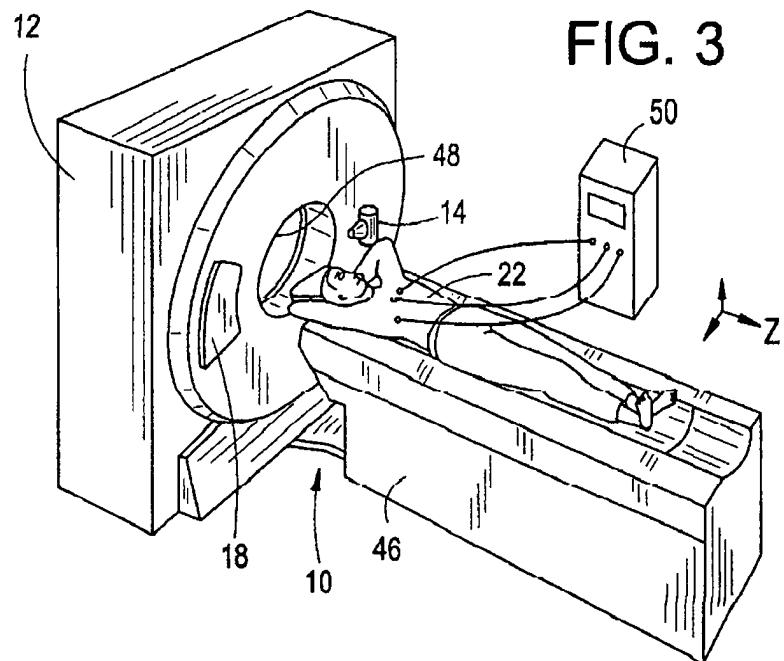


FIG. 4

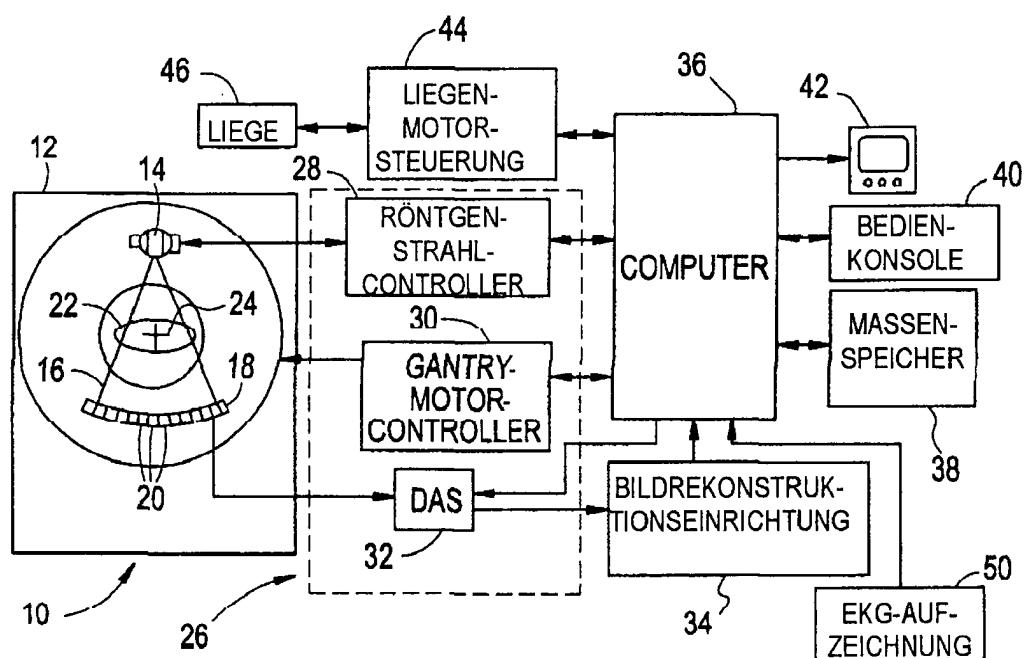


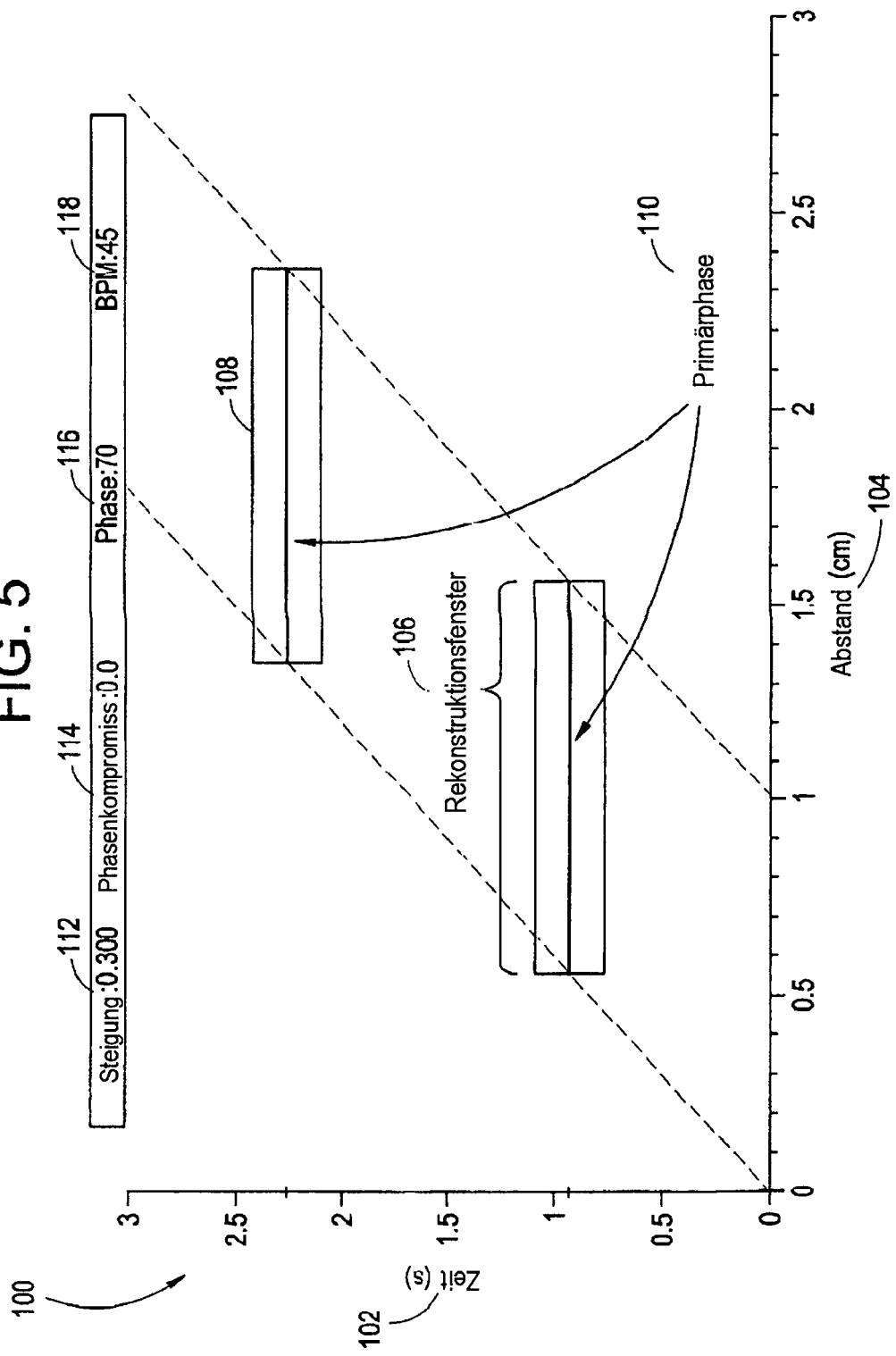
FIG. 5

FIG. 6

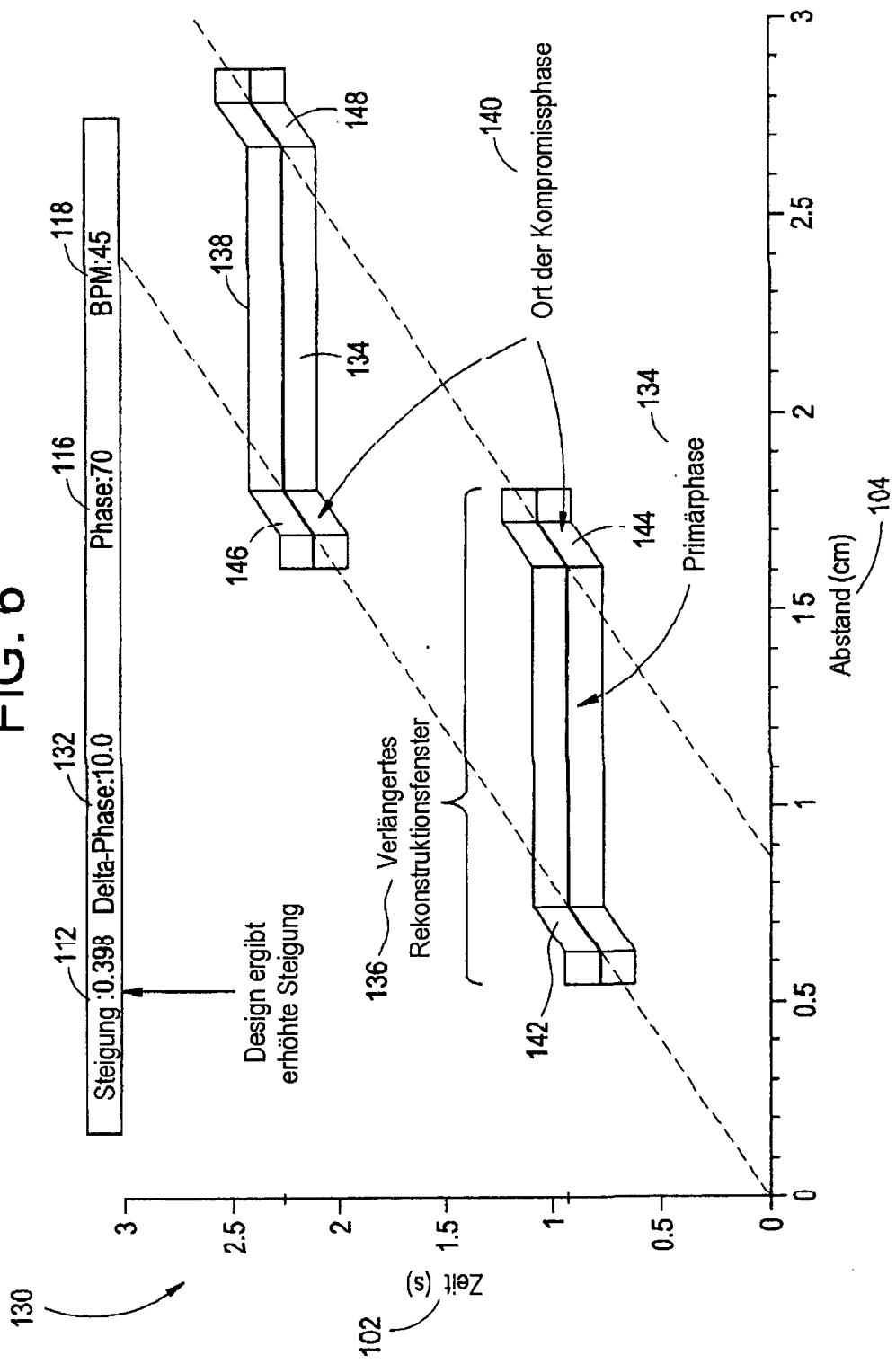


FIG. 7

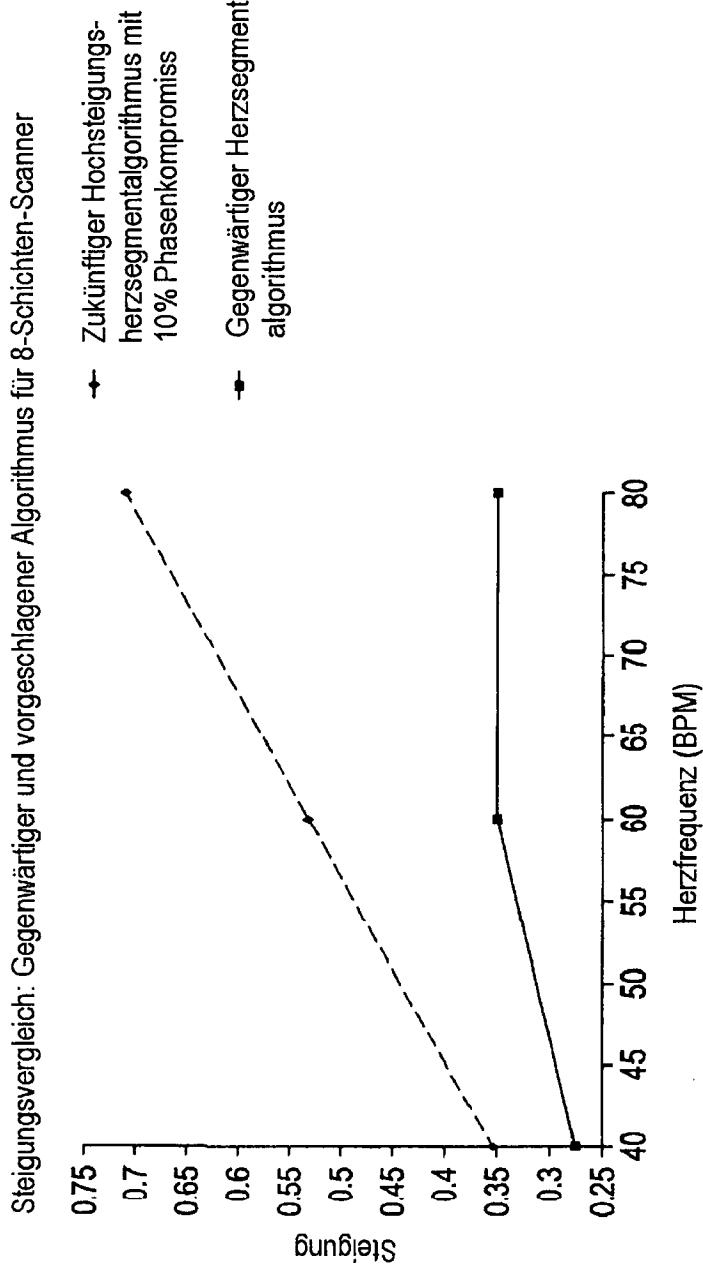


FIG. 8

Linke, mittlere und rechte Anordnung

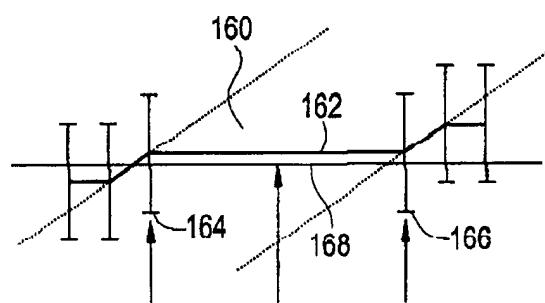


FIG. 9

Kompromissphasenbereich

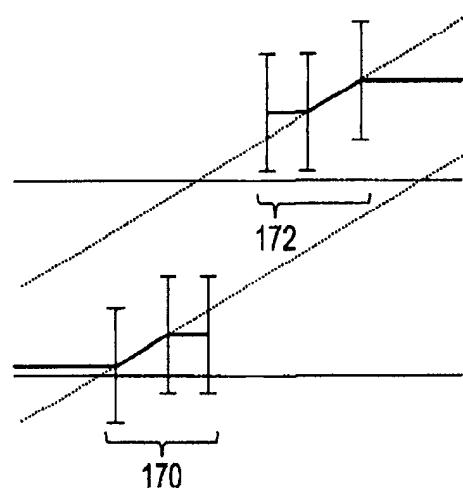
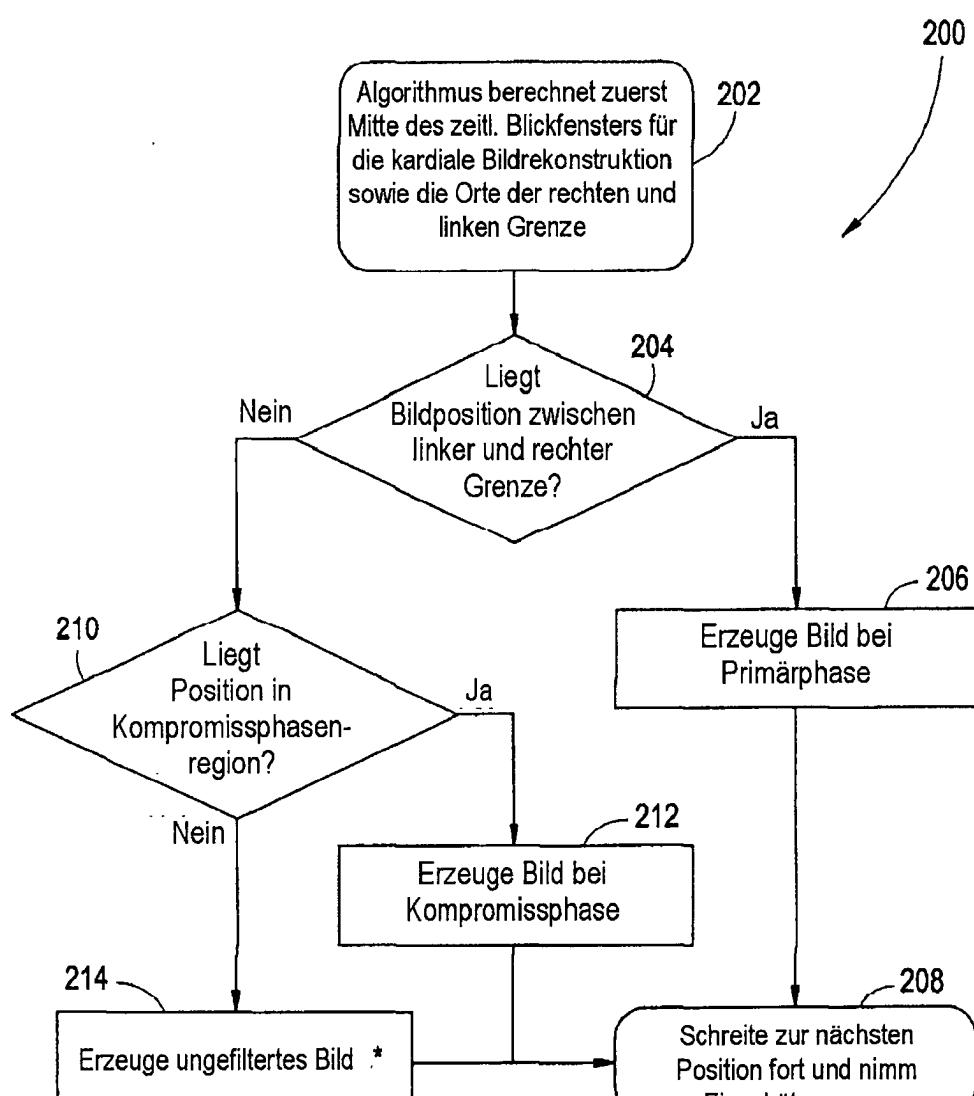


FIG. 10



* Protokoll zur Vermeidung
ungefilterter Bilder, die als
letztes Mittel erzeugt werden