



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 600 31 478 T2 2007.06.21

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 052 522 B1

(21) Deutsches Aktenzeichen: 600 31 478.2

(96) Europäisches Aktenzeichen: 00 304 049.0

(96) Europäischer Anmeldetag: 12.05.2000

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 15.11.2000

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: 25.10.2006

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 21.06.2007

(51) Int Cl.⁸: G01R 33/563 (2006.01)

G01R 33/54 (2006.01)

G06T 11/00 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
311875 14.05.1999 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, NL

(73) Patentinhaber:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(72) Erfinder:
Cline, Harvey Ellis, Schenectady, New York
12309-3003, US; Hardy, Christopher Judson,
Schenectady, New York 12309, US; Dumoulin,
Charles Lucian, London SW17 2QH, GB

(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(54) Bezeichnung: Verfahren und System zur Intensitätsprojektion eines nicht-ebenen Bildes

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 eingelebt, 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 Verfahren und Systeme zur Darstellung von Bildern einer dreidimensionalen Datenmatrix und zum Anzeigen wenigstens erster und zweiter zweidimensionaler Bilder, und insbesondere ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Erzeugen eines Maximalintensitätsprojektionsbildes eines gewundenen und nicht ebenen Gefäßes.

[0002] Die vorliegende Erfindung kann im Zusammenhang mit Bildgebungstechniken (beispielsweise NMR, Positronenemissionstomographie (PET), Computertomographie (CT), usw.) verwendet werden, die eine dreidimensionale Datenpunktmatrix erzeugen, die anschließend verwendet wird, um auf einem zweidimensionalen Bildschirm ein Bild zur Beobachtung zu erzeugen. Zur Vereinfachung der Veranschaulichung wird die Erfindung im Zusammenhang mit einem NMR-System beschrieben.

[0003] Jeder beliebige Kern, der über ein magnetisches Moment verfügt, neigt dazu, sich fluchtend mit der Richtung des magnetischen Feldes anzuordnen, in dem er sich befindet. Allerdings präzisiert der Kern in diesem Prozess um diese Richtung bei einer charakteristischen Kreisfrequenz (Larmorfrequenz), die von der Stärke des magnetischen Feldes und von den Eigenschaften des speziellen Kerntyps (d.h., der gyromagnetischen Konstante γ des Kerns) abhängt. Kerne, die diese Phänomene zeigen, werden hier als "Spins" bezeichnet.

[0004] Während viele unterschiedliche Arten von Geweben und Körpern sich mittels NMR-Bildgebung untersuchen lassen, wird die Erfindung aus Gründen der Anschaulichkeit im Zusammenhang mit einem durch den Körper eines Patienten verlaufenden exemplarischen transaxialen Volumen beschrieben, wobei das Volumen das Herz des Patienten enthält. Dieses Volumen ist hier als ein interessanter Bereich bezeichnet. Darüber hinaus wird angenommen, dass ein NMR-Bildgebungssystem eine dreidimensionale Bildgebungsfläche mit kartesischen x-, y- und z-Koordinatenachsen enthält und dass der Patient in der Bildgebungsfläche positioniert ist, wobei die Größe des Patienten (d.h., von Kopf bis Fuß) eine Achse längs der z-Achse definiert.

[0005] Wenn der interessierende Bereich einem homogenen Magnetfeld (Polarisationsfeld B_0) ausgesetzt wird, versuchen die einzelnen magnetischen Momente der Spins in dem Bereich sich mit dem Polarisationsfeld auszurichten, präzisieren jedoch um die Richtung des Feldes bei ihren charakteristischen Larmorfrequenzen unterschiedlich stark. In Richtung des Polarisationsfeldes wird ein Nettomagnetmoment M_z erzeugt, allerdings heben sich die zufällig ausgerichteten magnetischen Komponenten in der senkrechten oder transversalen Ebene (x-y-Ebene)

gegeneinander auf.

[0006] Falls der interessierende Bereich hingegen einem Magnetfeld ausgesetzt wird (Anregungsfeld B_1) das sich in der x-y-Ebene und nahe der Larmorfrequenz befindet, kann das netto ausgerichtete Moment M_z in der x-y-Ebene "gekippt" werden, um ein Nettotransversalmagnetmoment M_x zu erzeugen, das in der x-y-Ebene bei der Larmorfrequenz rotiert.

[0007] Der praktische Nutzen dieses Phänomens basiert auf dem Signal, das von den angeregten Spins nach Beendigung des Anregungssignals B_1 emittiert wird. Das emittierte Signal ist eine Funktion von wenigstens einer und gewöhnlich mehreren physikalischen Eigenschaften des das Signal erzeugenden Spins, und durch eine Analyse des emittierten Signals lassen sich daher die Eigenschaften des Spins bestimmen. Die emittierten NMR-Signale werden digitalisiert und verarbeitet, um einen NMR-Datensatz zu erzeugen.

[0008] Um einen NMR-Datensatz nutzen zu können, ist es erforderlich, den Ursprungspunkt jedes erfassten NMR-Signals zu kennen. Um den Ursprungspunkt eines NMR-Signals zu ermitteln, wird jedes NMR-Signal mit speziellen Daten codiert. Eine exemplarische Positionscodierungstechnik ist allgemein als "Spin-Warp" bekannt und wird von W. A. Edelstein et al. in "Spin Warp NMR Imaging and Applications to Human Whole-Body Imaging", Physics in Medicine and Biology, Bd. 25, 751–756 ff. (1980) erörtert.

[0009] In der Spin-Warp-Technik wird eine spezielle Kodierung durchgeführt, indem drei magnetische Gradientenfelder (G_x , G_y und G_z) eingesetzt werden, deren Richtungen mit dem Polarisationsfeld B_0 übereinstimmen, und die längs der x-, y- bzw. z-Achsen Gradienten aufweisen. Durch Steuern der Stärke dieser Gradienten während jedes NMR-Zyklus lässt sich die räumliche Verteilung der Spinanregung steuern und der Ursprungspunkt der sich ergebenden NMR-Signale identifizieren.

[0010] Eine im Allgemeinen nützliche Erfassungstechnik ist als Schicht- oder zweidimensionale Technik bekannt, bei der für jede von mehreren einzelnen transaxialen Schichten eines interessierenden Bereichs aufeinanderfolgend NMR-Daten akquiriert, und die Schichten anschließend zusammen "gestapelt" werden, um einen dreidimensionalen Datensatz zu bilden.

[0011] Um den z-Achsenursprung eines Signals zu ermitteln, wird die Signalerzeugung während der Schichtdatenakquisition zu einem Zeitpunkt unter Verwendung des Gradientenfelds G_z auf eine spezielle transaxiale Schicht des interessierenden Bereichs beschränkt. Hierfür kann die Larmorfrequenz F eines Spins ausgedrückt werden durch:

$$F = (B_0 + B_z)\gamma, \quad (1)$$

wobei B_z im Wesentlichen die Stärke des Gradienten G_z in einer speziellen transaxialen Schicht des interessierenden Bereichs ist. Da die Gradientenfeldstärke längs der z -Achse variiert, weist jede z -Achsen-schicht eine unterschiedliche Larmorfrequenz F auf. Wenn das Anregungssignal B_0 bei einer speziellen Erregerfrequenz bereitgestellt wird, werden lediglich jene Spins in der "ausgewählten" z -Achsen-schicht gekippt, die die Erregerfrequenz aufweisen. Wenn das Anregungssignal B_0 dann abgeschaltet wird, erzeugen folglich lediglich in der ausgewählten z -Achsen-schicht befindliche Spins NMR-Signale.

[0012] Eine ähnliche Technik wird verwendet, um NMR-Signale längs der x -Achse räumlich zu kodieren. Zu diesem Zweck wird des Anregungssignals B_0 nicht bei einer einzigen Frequenz, sondern bei einem kleinen Bereich von Frequenzen erzeugt. Der x -Achsengradient G_x ist ausreichend klein, so dass sämtliche Spins längs der x -Achse Larmorfrequenzen in dem kleinen Bereich von Anregungssignal-frequenzen aufweisen, und jeder der Spins längs der x -Achse erzeugt daher ein NMR-Signal, wenn das Anregungssignal abgeschaltet wird, wobei jedes x -Achsen-NMR-Signal eine eindeutige und identifizierbare Frequenz aufweist. Daher lässt sich die x -Achsenposition ermitteln, indem die Frequenz jedes während einer Erfassung empfangenen NMR-Signals identifiziert wird. Da die x -Achsenposition mittels der Signalfrequenz codiert ist, wird diese Art der Codierung als Frequenzcodierung bezeichnet.

[0013] Um die y -Achsenposition in NMR-Signalen zu kodieren, wird der y -Achsengradient G_y dafür verwendet, um zu veranlassen, dass Spins längs der y -Achse unterschiedliche Phasen aufweisen. Folglich weisen die von Spins entlang der y -Achse stammenden NMR-Signale unterschiedliche Phasen auf, die genutzt werden können, um die y -Achsenposition zu bestimmen. Da die y -Achsenposition mittels der Signalphase codiert ist, wird diese Art der Codierung als Phasencodierung bezeichnet.

[0014] Nachdem Daten für eine Schicht eines interessierenden Bereichs akquiriert sind, wird der Vorgang des Akquirierens für Schichten benachbarter interessierender Bereiche wiederholt, bis für jede Schicht in dem interessierenden Bereich Daten akquiriert sind. Nach einem Digitalisieren und Verarbeiten der Schichtdaten werden diese zusammengeführt, um eine dreidimensionale Datenpunkt-(TDDP = Three Dimensional Data Point)-Matrix zu erzeugen, die eine oder mehrere physikalische Eigenschaften an regulären Gitterpositionen innerhalb des interessierenden Bereichs repräsentiert. Die TDDP-Matrix enthält mehrere dreidimensionale (x , y , z)-Koordinaten-sätze, die in dem interessierenden Bereich auf reguläre Positionen in einem Gitter verteilt sind, wobei

jeder entsprechenden der Koordinatenpositionen wenigstens ein Wert (V_{xyz}) der physikalischen Eigenschaft zugeordnet ist. Jeder kubisch benachbarter Satz von acht derartigen Positionen definiert ein kubisches Volumen oder "Voxel", wobei für jeden der acht Voxelscheitelpunkte ein Wert der physikalischen Eigenschaft spezifiziert ist.

[0015] Nachdem eine vollständige TDDP-Matrix akquiriert und gespeichert ist, kann die Matrix verwendet werden, um mittels einer oder mehrerer hinlänglich bekannter Rekonstruktionstechniken ein Bild des interessierenden Bereichs aufzubauen. Typische Bildgebungsschirme, die für die Anzeige von NMR-Bildern verwendet werden, sind lediglich zweidimensional. Es lässt sich daher zwar durch Schattierung und dergleichen das Erscheinungsbild eines dreidimensionalen Bildes erzeugen, jedoch können zu einem beliebigen gegebenen Zeitpunkt in Wirklichkeit lediglich zwei Dimensionen von Pixeln angezeigt werden. Diese Hardwarebeschränkung erfordert, dass im Zusammenhang mit der Untersuchung gewisse Entscheidungen hinsichtlich der Bedeutung einzelner Aspekte der TDDP-Matrix zu treffen sind.

[0016] Beispielsweise sei angenommen, eine TDDP-Matrix wird unter einem speziellen perspektivischen "Betrachtungswinkel" beobachtet, wobei Matrix-Datenpunktspalten senkrecht zu dem Betrachtungswinkel und längs der Sichtlinie desselben verlaufen. Falls sich bei der Untersuchung der Datenpunkte längs einer der Spalten ein heller Datenpunkt hinter einem dunklen Datenpunkt befindet, würde aus der perspektivischen Sicht der helle Datenpunkt "versteckt" sein, und es könnten wertvolle Daten in dem Bild verloren gehen. Dies trifft auf jede der Datenpunktspalten zu. Dieses Problem verschlimmert sich, da NMR-Systeme ein ziemliches Quantum elektromagnetischen Rauschens erzeugen, das in eine TDDP-Matrix wiedergegeben wird, und eine perspektivische Ansicht, die Datenpunktintensitäten lediglich aus der am nächsten gelegenen Matrix innerhalb von Datenpunktspalten beinhaltet, würde ziemlich nutzlos sein, da viele der Intensitätswerte dem Rauschen entsprechen. Folglich wird in den meisten Fällen nach dem Sammeln und Speichern von Matrixdaten ein Teilsatz der Daten für die Erzeugung eines Bildes ausgewählt. Eine nützliche Visualisierungstechnik ist beispielsweise als Maximalintensitätsprojektion (MIP = Maximum Intensity Projection) bekannt. Um eine MIP zu bilden, wird ein spezieller Matrixbetrachtungswinkel ausgewählt, bei dem sich Datenpunktspalten längs der Sichtlinie des Betrachtungswinkels befinden. Ein Prozessor wählt für jede Spalte den Datenpunkt höchster Intensität in der Spalte aus und gibt diesen Datenpunkt in einer zugeordneten zweidimensionalen Matrix von Datenpunkten für eine Anzeige auf dem Bildgebungsschirm aus. Diese MIP-Technik ist insofern von Nutzen, als das MIP-Bild verhältnismäßig rauschfrei (d.h. nicht von Rauschen

dominiert) ist und ein Bild erzeugt, das einem Röntgenbild ähnelt.

[0017] Eine weitere nützliche Visualisierungstechnik basiert darauf, eine transaxiale Schicht durch einen NMR-Datensatz hindurch auszuwählen, der parallel zu einer der x-, y- und z-Achsen verläuft, so dass eine Schnittansicht der Daten und folglich des interessierenden Bereichs erlangt wird. Diese Querschnittstechnik ermöglicht einem Arzt die Beobachtung der detaillierten räumlichen Beziehung zwischen inneren Strukturen in dem interessierenden Bereich für Zwecke der Diagnose und Behandlung.

[0018] Eine weitere nützliche Visualisierungstechnik ist unter dem Namen "schräge Umformatierung" bekannt. Die Industrie hat allgemein erkannt, dass es in vielen Fällen erwünscht ist, eine Querschnittsschicht durch einen NMR-Datensatz hindurch auszuwählen, der gegenüber einer strukturellen Grenzschicht senkrecht verläuft, und der möglicherweise gegenüber der Orientierung der Datenakquisitionschichten einen gewissen schrägen Winkel bildet (daher die Bezeichnung "schräge Bildgebung"). Beispielsweise kann es vorteilhaft sein, ein vielfältige x-, y- und z-Koordinaten in der dreidimensionalen Datenmatrix durchquerendes Gefäß der Länge nach zu verfolgen.

[0019] Cline et al. lehrt in der an den Erfinder der vorliegenden Erfindung abgetretenen US-Patentschrift 4 984 157 "System and Method for Displaying Oblique Planar Cross Sections of a Solid Body Using Tri-Linear Interpolation To Determine Pixel Position Data", ausgegeben am 8. Januar 1991, (nachstehend mit "157-Patent" bezeichnet), ein Verfahren sowie Vorrichtung zum Auswählen schräger Umformatierungsebenen und zum anschließenden Konvertieren von Datenpunktintensitäten in Pixelintensitäten zur Anzeige in der schrägen Bildebene.

[0020] Anstelle des Erzeugens einer TDDP-Matrix mit anschließender schräger Umformatierung, um schräge Bilder zu erzeugen, können schräge Bilddaten zu Beginn über eine schräg durch den Körper eines Patienten verlaufende Schicht akquiriert werden, und die akquirierten Daten können anschließend ohne Umformatierung verwendet werden, um ein gewünschtes schräges Bild zu erzeugen. Verfahren zum Akquirieren von Schrägbilddaten sind aus dem Stand der Technik gut bekannt.

[0021] Leider weisen auch herkömmliche Schrägbildgebungstechniken einige Nachteile auf. Ein Nachteil schräger Bildgebung basiert darauf, dass viele Gefäße gewunden sind, so dass sich das Gefäß nicht allein in einer einzigen Bildgebungsebene befindet. Beispielsweise sind die an einer Außenfläche des Herzens vorhandenen Koronararterien gewunden und multiplanar. In dem vorliegenden Beispiel

lassen sich, während ein erster Abschnitt eines Gefäßes durch Auswahl einer geeigneten schrägen Bildgebungsebene dargestellt werden kann, andere Abschnitte des Gefäßes, die sich in anderen Ebenen befinden, nicht gemeinsam mit dem ersten Abschnitt abbilden. In Fällen, in denen eine ausgewählte schräge Ebene durch eine oder mehrere Herzkammern verläuft, die Blut enthalten, verschleiert das Blut darüber hinaus das sich ergebende Bild.

[0022] EP0377267 offenbart eine Lösung des Problems, dass ein erster Abschnitt eines abzubildenden Gefäßes sich durch Auswahl einer geeigneten schrägen Bildgebungsebene darstellen lässt, und andere Abschnitte des Gefäßes sich in anderen Ebenen befinden und nicht mit dem ersten Abschnitt gemeinsam abgebildet werden können. Dementsprechend wird vorgeschlagen, in entsprechenden Frequenzdomänen Daten Phasenverschiebungen hervorzurufen, um ein neues dreidimensionales Bild zu rekonstruieren, dessen dreidimensionale Struktur in einer gemeinsamen schrägen Schicht angeordnet ist, so dass sie in einer einzigen ebenen Bildanzeigeeinrichtung betrachtet werden kann.

[0023] Das erfindungsgemäße System ist in den Ansprüchen 1 bzw. 7 dargelegt; entsprechende Verfahren sind in den Ansprüchen 4 bzw. 9 definiert.

[0024] Ein exemplarisches Ausführungsbeispiel der Erfindung beinhaltet ein Verfahren zum Wählen einer Anzahl Bildgebungsebenen, die verschiedene Abschnitte eines gewundenen Gefäßes tangieren und häufig nicht planar sind, wobei die aus jedem der Bilder gewonnenen Datenpunktintensitäten in einem einzigen Bild überlagert werden, und anschließend eine MIP der zusammengeführten Bilder erzeugt wird, um ein ziemlich vollständiges Bild des gewundenen Gefäßes hervorzubringen.

[0025] In dem exemplarischen Ausführungsbeispiel der Erfindung werden aufeinanderfolgend unterschiedliche, durch einen interessierenden Bereich verlaufende Zwischenebenen ausgewählt und gesonderte Zwischensätze von Daten erzeugt, die den jeweiligen Ebenen entsprechen. Jeder Zwischensatz zeigt eine Schnittansicht des interessierenden Bereichs längs einer zugeordneten Zwischenebene. Weiter wird eine Betrachtungsebene ausgewählt, die die Perspektive eines wiederzugebenden Bildes anzeigt. Nachdem der Betrachtungswinkel ausgewählt ist und die Zwischendatensätze erzeugt sind, werden die Zwischendatensätze zusammengeführt, um Werte für Anzeigeelementpositionen zu erzeugen, die der Betrachtungsebene zugeordnet sind. Danach werden die Betrachtungsebenenelementwerte verwendet, um eine Anzeigeeinrichtung anzusteuern, um ein Bild des gewundenen Gefäßes aus der Perspektive der Betrachtungsebene wiederzugeben.

[0026] Die Erfindung wird nun anhand von Beispielen mit Bezug auf die Zeichnungen eingehender beschrieben:

[0027] [Fig. 1](#) zeigt in einem Blockschaltbild ein NMR-System, das ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel der Erfindung verwendet;

[0028] [Fig. 2](#) zeigt ein elektrisches Blockschaltbild des Wandlers, der ein Bestandteil des NMR-Systems nach [Fig. 1](#) ist;

[0029] [Fig. 3](#) veranschaulicht schematisch einen Abschnitt einer Koronararterie, drei durch die Arterie verlaufende ausgewählte Zwischenebenen und einen Betrachtungswinkel, gemäß einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung;

[0030] [Fig. 4](#) veranschaulicht schematisch das Gefäß nach [Fig. 3](#) unter dem in [Fig. 3](#) angezeigten Betrachtungswinkel;

[0031] [Fig. 5](#) zeigt in einem Blockschaltbild Bildprozessorkomponenten, die in dem in [Fig. 1](#) gezeigten System verwendet werden;

[0032] [Fig. 6](#) veranschaulicht in einem Flussdiagramm einen bevorzugten Operationsablauf der Erfindung; und

[0033] [Fig. 7](#) veranschaulicht schematisch das Gefäß nach [Fig. 3](#) sowie Zwischen- und Übergangsdatensätze, gemäß einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung.

I. SYSTEM-HARDWARE

[0034] [Fig. 1](#) veranschaulicht die Hauptkomponenten eines bevorzugten NMR-Systems, das die vorliegende Erfindung verwendet und von General Electric unter der Handelsmarke "SIGNA" vertrieben wird. Zu dem System gehören im Allgemeinen: eine Bedienungskonsole **100**, ein Computersystem **107**, eine Systemsteuerung **122**, ein Satz von Gradientenverstärkern **127**, ein physiologischer Akquirierungscontroller **129**, eine Scanraum-Schnittstelle **133**, ein Patientenpositionierungssystem **134**, eine Magnetanordnung **141**, ein Vorverstärker **153**, ein HF-(Funkfrequenz)-Leistungsverstärker **151**, ein Sende/Empfangsschalter **154**, eine Spannungsquelle **157**, Datenspeichervorrichtungen **111** und **112** und vielfältige Datenleitungen und Leiterbusse, die die oben erwähnten Komponenten verbinden.

[0035] Das System wird von der Konsole **100** aus gesteuert, die einen Konsolenprozessor **101** enthält, der eine Tastatur **102** abtastet und über ein Bedienfeld **103** von einer Bedienperson gesteuert wird, und eine Plasma-Anzeige/Touch-Screen **104**. Der Konsolenprozessor **101** tauscht über eine Kommunikati-

onsschnittstelle **116** mit einem Anwendungsschnittstellenmodul **117** in dem Computersystem **107** Daten aus. Mittels der Tastatur **102** und der Bedienungselemente **103** steuert ein Bediener die Erzeugung und Wiedergabe von Bildern durch einen in dem Computersystem **107** vorhandenen Bildprozessor **106**, der über ein Videokabel **105** mit einer auf der Konsole **100** angeordneten Videoanzeige **118** verbunden ist.

[0036] Die Videoanzeige **118** beinhaltet eine zweidimensionale Matrix von Pixeln und wird durch einen (in [Fig. 1](#) nicht gezeigten) Bildschirmtreiber gesteuert, um medizinische Bilder zu erzeugen, die einem Systembenutzer zur Überwachung/Betrachtung dienen.

[0037] Das Computersystem **107** enthält eine Anzahl von Modulen, die über eine Backplane **162** untereinander Daten austauschen. Neben der Anwendungsschnittstelle **117** und dem Bildprozessor **106**, beinhalten andere Module des Systems **107** ein CPU-Modul **108** zum Steuern der Backplane und ein SCSI-Schnittstellenmodul **109**, das das Computersystem **107** über einen Bus **110** mit einem Satz von Peripheriegeräten verbindet, zu denen ein Plattspeicher **111** und ein Bandlaufwerk **112** gehören, die zum Speichern von Daten während einer Erfassung und zur nachfolgenden Verarbeitung von NMR-Signalen dienen. Das Computersystem **107** enthält ferner ein aus dem Stand der Technik als Framepuffer bekanntes Arbeitsspeichermodul **113** zum Speichern von Bilddatenfeldern und ein serielles Schnittstellenmodul **114**, das das Computersystem **107** über ein serielles Hochgeschwindigkeitsverbindungselement **115** mit einem Systemschnittstellenmodul **120** eines Systemsteuerungsabschnitts **122** verbindet.

[0038] Die Systemsteuerung **122** enthält eine Serie von Modulen, die über eine gemeinsame Backplane **118** verbunden sind. Die Backplane **118** basiert auf einer Anzahl von Busarchitekturen, die eine durch ein CPU-Modul **119** gesteuerte Busarchitektur einschließen. Ein serielles Schnittstellenmodul **120** verbindet die Backplane **118** mit einem seriellen Hochgeschwindigkeitsverbindungselement **115**, und ein Pulsgeneratormodul **121** verbindet die Backplane **118** über eine serielle Verbindung **125** mit der Bedienungskonsole **100**. Über die serielle Verbindung **125** nimmt die Systemsteuerung **122** von der Bedienperson Steuerbefehle entgegen, die die Durchführung einer Scansequenz anfordern.

[0039] Das Pulsgeneratormodul **121** veranlasst die Systemkomponenten, die gewünschte Scansequenz auszuführen, indem es Daten hervorbringt, die die Zeitsteuerung, Intensität und Form von zu erzeugenden HF-Pulsen sowie die Zeitsteuerung und Länge eines Datenakquisitionsfensters angeben. Das Pulsgeneratormodul **121** ist ferner über die serielle Verbindung **126** mit dem Satz von Gradientenverstär-

kern **127** verbunden und übermittelt an diese Daten, die die Zeitsteuerung und Form der während des Scannens zu erzeugenden Gradientenpulse anzeigen. Das Pulsgeneratormodul **121** nimmt ferner über eine serielle Verbindung **128** von dem physiologischen Akquirierungscontroller **129** Patientendaten entgegen. Der physiologische Akquirierungscontroller **129** kann von mehreren unterschiedlichen, an den Patienten angeschlossenen Sensoren Signale empfangen; beispielsweise kann er von Elektroden Elektrokardiogramm-(EKG)-Signale oder von einem Faltenbalg Beatmungssignale empfangen und Impulse für das Pulsgeneratormodul **121** erzeugen, die den Scanvorgang mit dem Herzzyklus oder Atmungszyklus des Patienten synchronisieren. Das Pulsgeneratormodul **121** ist ferner über eine serielle Verbindung **132** mit dem Scanraum-Interfaceschaltkreis **133** verbunden, der an Eingängen **135** von vielfältigen Sensoren Signale entgegennimmt, die die Position und den Zustand des Patienten und des Magnetsystems kennzeichnen. Weiter nimmt das Patientenpositionierungssystem **134** über den Scanraum-Interfaceschaltkreis **133** Steuerbefehle entgegen, die den Patientenschlitten bewegen und den Patienten für den Scanvorgang zu der gewünschten Position befördern.

[0040] Die durch das Pulsgeneratormodul **121** erzeugten Gradientenkurvenverläufe werden an das Gradientenverstärkersystem **127** angelegt, das G_x -, G_y - und G_z -Verstärker **136**, **137** bzw. **138** enthält. Jeder Verstärker **136**, **137** und **138** wird genutzt, um eine entsprechende Gradientenspule in einer Anordnung **139** anzuregen. Die Gradientenspulenanordnung **139** bildet einen Teil der Magnetenordnung **141**, die einen gewöhnlich supraleitenden Haupt- oder Polarisierungsmagneten **140** zur Erzeugung eines Polarisationsfeldes enthält, beispielsweise eines Polarisationsfeldes von 0,5 oder 1,5 Tesla, das horizontal durch eine Öffnung **142** in der Magnetenordnung verläuft. Die Gradientenspulen **139** sind kreisförmig um die Öffnung **142** angeordnet, und die Spulen **139** erzeugen, wenn sie mit Energie versorgt werden, Magnetfelder, deren Richtung mit dem Hauptpolarisierungsmagnetfeld übereinstimmt, die jedoch Gradienten G_x , G_y und G_z aufweisen, die in den zueinander senkrechten Richtungen der x-, y- und z-Achse eines Kartesischen Koordinatensystems ausgerichtet sind. D.h., falls das durch den Hauptmagneten **140** erzeugte Magnetfeld B_0 in z-Richtung gerichtet ist, und das Gesamt-magnetfeld in z-Richtung B_z ist, dann ist $G_x = \partial B_z / \partial x$, $G_y = \partial B_z / \partial y$ und $G_z = \partial B_z / \partial z$, und das Magnetfeld an einem beliebigen Punkt (x, y, z) in der Öffnung **142** der Magnetenordnung **141** durch $B(x, y, z) = B_0 + G_x x + G_y y + G_z z$ gegeben. Die Gradientenmagnetfelder werden genutzt, um räumliche Daten in den von dem gescannten Patienten stammenden NMR-Signalen zu codieren.

[0041] In der Öffnung **142** ist eine kreisförmige zylin-

drische Ganzkörper-HF-Spule **152** angeordnet, die in Reaktion auf HF-Pulse, die von einem Wandlermodul **150** in dem Systemsteuerungsabschnitt **122** ausgegeben werden, ein zirkular polarisiertes HF-Feld erzeugt. Diese Impulse werden durch HF-Verstärker **151** verstärkt und mittels des Sende/Empfangsschalters **154** an eine HF-Spule **152** angelegt. Durch das Pulsgeneratormodul **121** werden Kurvenverläufe und Steuerungssignale ausgegeben und durch das Wandlermodul **150** zur HF-Trägermodulation und Modussteuerung verwendet. Die sich ergebenden NMR-Signale, die durch die in dem Patienten angeregten Kerne abgestrahlt werden, können durch dieselbe HF-Spule **152** erfasst und über den Sende/Empfangsschalter **154** an den Vorverstärker **153** angelegt werden. Die verstärkten NMR-Signale werden in dem Empfängerabschnitt des Wandlers **150** demoduliert, gefiltert und digitalisiert. Der Sende/Empfangsschalter **154** wird durch ein Signal des Pulsgeneratormoduls **121** gesteuert, um den HF-Verstärker **151** während des Sendemodus mit der Spule **152** zu verbinden, und die Spule **152** während des Empfangsmodus mit dem Vorverstärker **153** zu verbinden. Der Sende/Empfangsschalter **154** ermöglicht es außerdem, eine gesonderte HF-Spule (beispielsweise eine Kopfspule oder Oberflächenspule) entweder im Sende- oder im Empfangsmodus einzusetzen.

[0042] Die Haupt-Magnetenordnung **141** trägt außer dem Polarisierungsmagneten **140**, den Gradientenspulen **139** und der HF-Spule **152** ferner einen Satz von Trimmspulen **156**, die dem Hauptmagneten **140** zugeordnet sind und verwendet werden, um Inhomogenitäten in dem Feld des Polarisierungsmagneten **140** zu korrigieren. Die Hauptspannungsquelle **157** wird genutzt, um das durch den supraleitenden Hauptmagneten **140** erzeugte Polarisationsfeld auf die geeignete Betriebsstärke zu bringen, und wird anschließend von dem Magneten getrennt.

[0043] Die durch HF-Spule **152** aufgenommenen NMR-Signale werden durch das Wandlermodul **150** digitalisiert und auf ein Arbeitsspeichermodul **160** übertragen, das Bestandteil der Systemsteuerung **122** ist. Wenn der Scandurchlauf vollendet ist und eine gesamte Matrix von Daten in dem Arbeitsspeichermodul **160** akquiriert ist, tritt ein Matrixprozessor **161** in Funktion, um die Daten mittels einer Fouriertransformation in eine Matrix von Bilddaten zu überführen. Diese Matrix von Bilddaten wird durch die serielle Verbindung **115** zu dem Computersystem **107** übertragen und in dem Plattspeicher **111** gespeichert. In Antwort auf von der Bedienungskonsole **100** empfangenen Steuerbefehlen kann diese Matrix von Bilddaten auf dem Bandlaufwerk **112** archiviert werden, oder sie kann durch den Bildprozessor **106** weiter verarbeitet werden und zu der Bedienungskonsole übertragen und auf der Videoanzeige **118** wieder gegeben werden.

[0044] Wie in [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) gezeigt, enthält der Wandler **150** Komponenten, die durch den Leistungsverstärker **151** an einer Spule **152** ein HF-Anregungsfeld B_1 erzeugen, und Komponenten, die das in einer Spule induzierte sich ergebende NMR-Signal empfangen. Wie oben erwähnt, können die Spulen **152**, wie in [Fig. 1](#) gezeigt, auf einer einzigen Ganzkörperspule basieren. Die Basis- oder Trägerfrequenz des HF-Anregungsfeldes wird unter der Kontrolle eines Frequenzgenerators **200** erzeugt, der über die Backplane **118** von dem CPU-Modul **119** und von dem Pulsgeneratormodul **121** einen Satz digitaler Signale (CF) aufnimmt. Diese digitalen Signale kennzeichnen die Frequenz und Phase des HF-Trägersignals, das an einem Ausgang **201** des Frequenzgenerators erzeugt wird. Der gesteuerte HF-Träger wird auf einen Modulator und Aufwärtsumsetzer **202** angewandt, wo seine Amplitude in Reaktion auf ein Signal $R(t)$ moduliert wird, das ebenfalls von dem Pulsgeneratormodul **121** her über die Backplane **118** empfangen wird. Das Signal $R(t)$ definiert die Hüllkurve und somit die Bandbreite des zu erzeugenden HF-Anregungsimpulses. Der HF-Anregungsimpuls wird in dem Modul **121** durch sequentielles Auslesen einer Serie gespeicherter digitaler Werte erzeugt, die die gewünschte Hüllkurve repräsentieren. Diese gespeicherten digitalen Werte können wiederum von der Bedienungskonsole her verändert werden, um die Erzeugung jeder gewünschten HF-Puls-Hüllkurve zu ermöglichen. Der Modulator und Aufwärtsumsetzer **202** erzeugt an einem Ausgang **205** einen HF-Puls bei der gewünschten Larmfrequenz.

[0045] Der Betrag des HF-Anregungsimpuls-Ausgangssignals wird durch einen Anregungsabschwächungschaltkreis **206** geschwächt, der einen digitalen Befehl TA von der Backplane **118** entgegennimmt. Die geschwächten HF-Anregungsimpulse werden an den HF-Leistungsverstärker **151** angelegt, der die HF-Spule **165** ansteuert. Für eine detailliertere Erläuterung dieses Abschnitts des Wandlers **122** wird auf die US-Patentschrift 4 952 877 von Stormont et al., ausgegeben am 28. August 1990, verwiesen, die dem Erfinder der vorliegenden Erfindung gehört.

[0046] Das durch den Patienten hervorgebrachte NMR-Signal wird durch die Empfängerspule **166** aufgenommen und durch den Vorverstärker **153** an den Eingang eines Empfängerabschwächers **207** angelegt, der das NMR-Signal weiter verstärkt und das Signal um einen Betrag schwächt, der durch ein von der Backplane **118** empfangenes digitales Schwächungssignal (RA) bestimmt ist. Der Empfangsabschwächer **207** wird ferner durch ein von dem Pulsgeneratormodul **121** ausgegebenes Signal ein- und ausgeschaltet, so dass er während der HF-Anregung nicht überlastet wird.

[0047] Das empfangene NMR-Signal liegt bei oder in der Nähe der Larmfrequenz, die in dem bevorzugten Ausführungsbeispiel für 1,5 Tesla ca. 63,86 MHz und für 0,5 Tesla 21,28 MHz beträgt. Dieses Hochfrequenzsignal wird durch einen Abwärtsumsetzer **208** in einem zwei Schritte aufweisenden Verfahren abwärts umgesetzt, bei dem zunächst das NMR-Signal mit dem von dem Frequenzgenerator **200** erzeugten Trägersignal gemischt wird, und anschließend das sich ergebende Differenzsignal mit einem von einem Referenzfrequenzsignalgenerator **203** auf einer Leitung **204** ausgegebenen Referenzsignal gemischt wird, das in einem bevorzugten Ausführungsbeispiel 2,5 MHz aufweist. Das sich ergebende abwärts umgesetzte NMR-Signal von dem Abwärtsumsetzer **208** weist eine maximale Bandbreite von 125 kHz auf und ist mit einer Frequenz von 187,5 kHz zentriert. Das abwärts umgesetzte NMR-Signal wird an den Eingang eines Analog-Digital-(A/D)-Konverters **209** angelegt, der das analoge Signal in einem bevorzugten Ausführungsbeispiel mit einer Frequenz von 250 kHz abtastet und digitalisiert. Das Ausgangssignal des A/D-Konverters **209** wird an einen digitalen Detektor und Signalprozessor **210** angelegt, der 16-Bit In-Phase-(I)-Werte und 16-Bit Quadratur-(Q)-Werte erzeugt, die dem empfangenen digitalen Signal entsprechen. Der sich ergebende Datenstrom von digitalisierten I- und Q-Werten des empfangenen NMR-Signals wird über die Backplane **118** an das Arbeitsspeichermodul **160** ausgegeben, wo er verwendet wird, um ein Bild zu rekonstruieren.

[0048] Um die in dem empfangenen NMR-Signal enthaltenen Phasendaten zu bewahren, werden sowohl der Modulator und Aufwärtsumsetzer **202** als auch der Abwärtsumsetzer **208** mit gemeinsamen Signalen gesteuert. Insbesondere werden das Trägersignal am Ausgang **201** des Frequenzgenerators **200** und das 2,5-MHz Referenzsignal am Ausgang **204** des Referenzfrequenzsignalgenerators **203** in beiden Frequenzkonvertierungsprozessen verwendet. Auf diese Weise wird Phasenkonsistenz aufrecht erhalten, und in dem erfassten NMR-Signal auftretende Phasenwechsel zeigen einen durch die angeregten Spins hervorgerufenen Phasenwechsel genau an. Das 2,5-MHz Referenzsignal, ebenso wie 5-, 10- und 60-MHz Referenzsignale, werden durch den Referenzfrequenzsignalgenerator **203** anhand eines gemeinsamen 20-MHz Haupttaktsignals erzeugt. Die letzteren drei Referenzsignale werden von dem Frequenzgenerator **200** verwendet, um das Trägersignal auf der Ausgangsleitung **201** zu erzeugen. Für eine detailliertere Beschreibung des Empfängers, wird auf die US-Patentschrift 4 992 736 von Stormont et al. verwiesen, ausgegeben am 12. Februar 1991, die dem Erfinder der vorliegenden Erfindung gehört.

[0049] Während die Erfindung im Zusammenhang mit der Bildgebung einer Reihe beliebiger unterschiedlicher Arten von Strukturen (beispielsweise

Gefäße, Kammern, usw.) Verwendung findet, ist sie hier im Zusammenhang mit der Bildgebung einer Koronararterie auf der Oberfläche eines menschlichen Herzens beschrieben. Zu diesem Zweck wird angenommen, dass ein ganzer Satz von NMR-Bildgebungsdaten eines interessierenden Bereichs, der das Herz eines Patienten umfasst und insbesondere die abzubildende Arterie enthält, akquiriert und verarbeitet ist, um eine TDDP-Matrix zu erzeugen, die wenigstens eine Eigenschaft des interessierenden Bereichs anzeigt. Beispielsweise können die physikalischen Eigenschaften der TDDP-Matrix Spin-Spin- oder Gitter-Spin-Relaxationszeiten sein, wie sie auf dem Gebiet von NMR hinlänglich bekannt sind.

[0050] Eine TDDP-Matrix enthält benachbarte kubische Voxel-Elemente, wobei jedes Element acht Scheitelpunkte aufweist. Jedem Scheitelpunkt ist ein Datenwert zugeordnet, der die physikalische Eigenschaft an der entsprechenden räumlichen Position innerhalb des interessierenden Bereichs repräsentiert. Die räumlichen Positionen sind in regelmäßigen Mustern angeordnet, die regelmäßig beabstandete Gitterstellen innerhalb des Körpers definieren. Die Gitterstellen wiederum definieren eine Anzahl benachbarter Voxel innerhalb des Bereichs. Zu Zwecken der Erläuterung wird hier angenommen, dass die Gitterpositionen fluchtend mit der x-, y- und z-Achse der Öffnung 142 ausgerichtet sind, wobei die z-Achse längs der Länge der Öffnung, die x-Achse horizontal und die y-Achse vertikal verläuft.

[0051] Wiederum auf [Fig. 1](#) und außerdem auf [Fig. 5](#) Bezug nehmend, enthält die Bedienkonsole 103 in einem Ausführungsbeispiel der Erfindung einen Orientierungsgenerator 256, einen Tiefengenerator 258, eine Betrachtungswinkel-Auswahleinrichtung 260 und eine Pixeldichte-Auswahleinrichtung 261. In diesem Ausführungsbeispiel enthält der Bildprozessor 106 eine Zwischenebenen-Auswahleinrichtung 262, eine Zwischenelementwert-Ermittlungseinrichtung 264, eine Übergangselementwert-Ermittlungseinrichtung 266, einen Kombinator oder Prozessor 268 und einen Video- oder Bildschirmtreiber 270.

[0052] Der Orientierungsgenerator 256 ermöglicht einem Benutzer die Winkelorientierung einer durch den interessierenden Bereich verlaufenden Schnittebene zu spezifizieren, entlang der ein Schnittbild erzeugt werden soll. Diese Orientierung kann durch zwei Winkel spezifiziert werden, nämlich einen gegenüber der x-Ebene und einen gegenüber der z-Ebene. Solche Winkeleingabedaten können mittels Joystick, Stellwiderstand, Tastatur, Maus oder einem beliebigen sonstige Eingabegerät spezifiziert werden. In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel wird ein Trackball mit zwei Rotationsfreiheitsgraden verwendet, um die Schnittebenenorientierung zu spezifizieren. Die x- und z-Achsenwinkelsignale werden

an die Zwischenebenen-Auswahleinrichtung 262 ausgegeben.

[0053] Der Tiefengenerator 258 wählt die Tiefe der Schnittebene gegenüber dem Koordinatenursprung an der Außenfläche des interessierenden Bereichs. Der Tiefengenerator kann wie der Orientierungsgenerator auf einem beliebigen Typ eines geeigneten Eingabegeräts basieren. Das Tiefensignal wird an die Zwischenebenen-Auswahleinrichtung 262 ausgegeben.

[0054] Die Pixeldichte-Auswahleinrichtung 261 ermöglicht einem Benutzer (Bediener), für eine Zwischenebene eine Pixeldichte auszuwählen. In der Abwandlung wird die Auswahleinrichtung 261 möglicherweise nicht verwendet, und die Pixeldichte kann automatisch auf die Pixeldichte des Displaybildschirms 118 oder für Zwischenebenen auf einen sonstigen geeigneten Dichtewert gesetzt werden. Das Dichtesignal wird an die Zwischenebenen-Auswahleinrichtung 262 ausgegeben.

[0055] Die Zwischenebenen-Auswahleinrichtung 262 nimmt jedes der ausgewählten Winkel-, ausgewählten Tiefe- und Pixeldichtesignale von den Generatoren 256, 258 bzw. von der Pixeldichte-Auswahleinrichtung 261 entgegen und identifiziert eine durch die Winkel- und Tiefesignale spezifizierte Zwischenebene, die eine durch das Pixeldichtesignal spezifizierte Element- oder Pixeldichte aufweist.

[0056] Die Zwischenebenendaten werden an die Zwischenelementwert-Ermittlungseinrichtung 264 ausgegeben, die den Wert jedes Elements in der Zwischenebene in Abhängigkeit von den Datenpunktewerten der das Element einschließenden acht Scheitelpunkte ermittelt. Danach werden die Zwischenelementwerte für die spezielle Zwischenebene als ein erster Zwischenelementwertesatz in dem Speicher 113 gespeichert.

[0057] Anschließend verwendet der Bediener den Tiefengenerator 258, den Orientierungsgenerator 256 und die Pixeldichte-Auswahleinrichtung 261, um andere Zwischenebenen auszuwählen, die den interessierenden Bereich schneiden, und um die Dichte jeder Zwischenebene auszuwählen, wobei veranlasst wird, dass die Zwischenebenen-Auswahleinrichtung 262 und die Zwischenelementwert-Ermittlungseinrichtung 264 andere Zwischenelementwertesätze erzeugen, die sämtliche in dem Speicher 113 gespeichert werden. In der Praxis enthält jeder Zwischenelementwertesatz Daten, die einer gesonderten Schnittansicht durch den interessierenden Bereich längs der entsprechenden Zwischenebene entsprechen.

[0058] Das zuvor erwähnte '157-Patent erläutert das bevorzugte System zum Auswählen schräger

Bildgebungsebenen und zum Einsetzen dreidimensionaler Datenpunkte, um Zwischenelementpositions-werte zu erzeugen, die schrägen Schnittansichten entsprechen, und sollte in dieser Hinsicht für Näheres herangezogen werden.

[0059] Die Betrachtungswinkel-Auswahleinrichtung **260** ermöglicht einem Bediener, einen Winkel auszuwählen, aus dem die Schnittansichten zu sehen sind, die sämtlichen oder einem Teilsatz der Zwischenelementwertesätze entsprechen. Zu diesem Zweck enthält die Auswahleinrichtung **260**, wie der Orientierungsgenerator **256**, eine beliebige aus einer Reihe unterschiedlicher geeigneter Schnittstelleneinrichtungen (d.h. Trackball, Tastatur, Joystick, usw.). Wenn ein Betrachtungswinkel ausgewählt ist, werden die beiden senkrecht zu dem ausgewählten Winkel verlaufenden Dimensionen als die Achsen x' und y' identifiziert. Darüber hinaus wird eine innerhalb der x'-y'-Ebene angeordnete Betrachtungsebene identifiziert, die eine zweidimensionale Matrix von Pixelpositionen enthält, die der Pixeldichte der Videoanzeige **118** entspricht (siehe [Fig. 1](#)). Der Betrachtungswinkel, einschließlich von Pixelpositionen in der Betrachtungsebene, wird an die Übergangselementwert-Ermittlungseinrichtung **266** ausgegeben.

[0060] Die Übergangselementwert-Ermittlungseinrichtung **266** ruft nach dem Empfang der Betrachtungsebene die Zwischenelementwertesätze aus dem Speicher **113** ab und erzeugt ein dreidimensionales Datenpunktstrukturelement, das für jeden Zwischenelementwert in den abgerufenen Zwischenelementwertesätzen einen Datenwert enthält. Geometrisch ausgedrückt enthält das dreidimensionale Datenpunktstrukturelement einfach eine Serie von miteinander verbundenen Zwischenebenen. Die Ermittlungseinrichtung **266** identifiziert als Nächstes die Abmessungen des Datenpunktstrukturelements in der x'-y'-Ebene, vergleicht die Datenpunktstrukturelementabmessungen mit den Abmessungen des Bildschirms der Anzeigeeinrichtung **118** und skaliert das gesamte Datenpunktstrukturelement abhängig von der Differenz zwischen den Bildschirmabmessungen und den x'- und y'-Abmessungen der Matrix entweder aufwärts oder abwärts.

[0061] Nach dem Skalieren des dreidimensionalen Datenpunktstrukturelements projiziert die Übergangselementwert-Ermittlungseinrichtung **266** den Wertesatz für jeden skalierten Zwischenwertesatz auf die Betrachtungsebenenpixelpositionen in der x'-y'-Ebene, um dadurch für die meisten Pixel in der Betrachtungsebene Betrachtungsebenenelementpositions-werte zu erzeugen.

[0062] Der Begriff "Projizieren" wird im übertragenen Sinn verwendet, um das mathematische Verfahren eines Ermittelns der Werte des Betrachtungsebenelements zu beschreiben. In Wirklichkeit lassen

sich mit dem Betrachten eines skalierten Zwischen-elementwertesatzes längs eines Strahl, der senkrecht zu der x'-y'-Ebene und durch ein Betrachtungsebenenpixel oder eine Elementposition verläuft, mindestens ein und häufig mehrere Datenpunkte in dem skalierten Wertesatz beobachten. Der Projektionsvorgang beinhaltet, den Prozentsatz jedes Betrachtungsebenenpixels oder jeder Elementposition, hinsichtlich jedes betrachtbaren gegenüberliegenden Zwischenelementwerts ist, zu ermitteln und zu veranlassen, dass der Betrachtungsebenenelementpositonswert zu den Werten der betrachtbaren Zwischen-elementwerte und zu deren entsprechenden Prozentsätzen proportional ist. Falls beispielsweise die eine Hälfte einer Betrachtungsebenenelementposition einem ersten Zwischenelementwert mit einer relativen Intensität von 10 gegenüberliegt und die andere Hälfte der Betrachtungsebenenelementposition einem zweiten Zwischenelementwert mit einer relativen Intensität von 5 gegenüberliegt, würde der sich ergebende Betrachtungsebenenelementpositions-wert 7,5 betragen (d.h. $(10 + 5)/2 = 7,5$).

[0063] Die jedem Zwischenelementwertesatz entspregenden Übergangselemente werden als ein Übergangselementwertesatz in dem Speicher **113** gespeichert. Auf diese Weise erzeugt die Übergangselementwert-Ermittlungseinrichtung **266** für jeden Zwischenwertesatz einen gesonderten Übergangselementwertesatz, wobei jeder Übergangssatz sich in der x'-y'-Ebene befindet und eine Dichte aufweist, die mit der Dichte der Videoanzeige **118** übereinstimmt. Die Abmessungen von Übergangssätzen können überlappen und entsprechen gewöhnlich einem Bruchteil der Abmessungen des Displays **118**.

[0064] Nachdem sämtliche Übergangssätze erzeugt sind, ruft der Kombinator **268** die Übergangssätze ab und führt die Übergangssätze zusammen, um für jedes Anzeigeeinrichtungspixel einen gesonderten Betrachtungsebenenelementpositions-wert zu erzeugen. Vorzugsweise führt der Kombinator **268** das Zusammenführen aus, indem er an den Übergangssätzen eine Maximalintensitätsprojektion (MIP = Maximum Intensity Projection) durchführt, um dadurch Daten zu erzeugen, die dazu dienen, ein zweidimensionales Bild auf der Videoanzeige **118** hervor-zubringen (siehe [Fig. 1](#)). Die MIP-Daten (d.h. Betrachtungselementpositions-werte) werden in dem Speicher **113** gespeichert.

[0065] Der Treiber **270** ruft die MIP-Daten ab und verwendet diese Daten, um die Videoanzeige **118** auf eine beliebige von mehreren unterschiedlichen Weisen anzusteuern, wie sie in der Industrie hinlänglich bekannt sind.

II. BETRIEB

[0066] Um die Veranschaulichung zu erleichtern,

wird der Betrieb des Systems in Verbindung mit [Fig. 6](#) im Zusammenhang mit einem verhältnismäßig einfachen Koronararterienabschnitt **250** (nachstehend Arterie **250**) beschrieben, wie er in [Fig. 3](#) gezeigt ist. Die Arterie **250** weist drei benachbarte Abschnitte **250a**, **250b** und **250c** auf, die im Allgemeinen in verschiedenen Ebenen gruppiert sind. Darüber hinaus wird angenommen, dass eine gewünschte Ansicht der Arterie **250** längs der Richtung eines durch den Pfeil **252** angezeigten Betrachtungswinkels (nachstehend als "Winkel **252**" bezeichnet) verläuft.

[0067] In [Fig. 4](#) ist die Arterie **250** veranschaulicht, wie sie aus dem Betrachtungswinkel **252** in [Fig. 3](#) erscheinen würde. Es ist ersichtlich, dass die Arterie **250** gewunden ist, wobei sie im Wesentlichen eine in den Betrachtungswinkel **252** ([Fig. 3](#)) hinein gebogene Gestalt, und aus der Perspektive des Betrachtungswinkels **252** ([Fig. 4](#)) die Form eines invertierten "S" aufweist. Selbstverständlich ist die Arterie **250** multiplanar, und ein Bild der Arterie **250** kann daher nicht anhand von Daten einer einzigen Ebene erzeugt werden.

[0068] Mit weiterem Bezug auf [Fig. 1](#) und [Fig. 5](#) verwendet ein Bediener die Konsole **100**, um auf dem Schirm eine Schnittansicht durch den interessierenden Bereich wiederzugeben, indem unter Verwendung des Tiefengenerators **258** und des Orientierungsgenerator **256** die Tiefe und Orientierung einer durch den interessierenden Bereich verlaufenden Schnittebene ausgewählt wird.

[0069] Der Bediener modifiziert die Auswahl von Tiefe und Orientierung bis ein Querschnitt des Herzens angezeigt wird, der wenigstens einen Teil der abzubildenden Koronararterie **250** enthält. Der zum Betrachten ausgewählte Abschnitt der Arterie **250** kann einfach ein Querschnitt sein und daher dem Ende einer Röhre oder einem runden Fleck ähneln. Wenn die Arterie **250** identifiziert ist, modifiziert der Bediener nochmals die Auswahl der Tiefe und Orientierung, bis ein in Längsrichtung verlaufender Abschnitt der Arterie **250** wiedergegeben wird. Beispielsweise kann die Arterie **250** nach diesem Vorgehen das in [Fig. 3](#) gezeigte Erscheinungsbild aufweisen.

[0070] Die übrige Vorgehensweise ist in [Fig. 7](#) veranschaulicht. Nachdem das in Längsrichtung verlaufende Stück der Arterie **250** wiedergegeben wird, verwendet der Bediener in Schritt **400** den Orientierungsgenerator **256** und den Tiefengenerator **258**, um eine erste Zwischenebene **280** auszuwählen, die den ersten Arterienabschnitt **250a** enthält, wie er in [Fig. 3](#) gezeigt ist. Dieser Auswahlschritt **400** kann ebenso einfach durchgeführt werden, wie das Bewegen einer Zwischenebenenzeile mittels eines Eingabegeräts über das wiedergegebene Bild, bis die Zeile

mit dem Abschnitt **250a** fluchtet. In diesem Fall könnten die Generatoren **256** und **258** durch ein einziges Eingabegerät vorgesehen sein.

[0071] Wenn die Ebene **250a** ausgewählt ist, erzeugt die Zwischenebenen-Auswahleinrichtung **262** in Schritt **402** die Ebenenelementpositionen, die der ausgewählten Ebene entsprechen, und die Zwischenelementwert-Ermittlungseinrichtung **264** ermittelt, wie oben beschrieben, die Werte jeder Elementposition in der ausgewählten Zwischenebene. Diese Werte werden in Schritt **404** als ein erster Zwischen-elementpositionswertesatz in dem Speicher **113** gespeichert. Der erste Zwischenwertesatz ist in [Fig. 7](#) schematisch und grafisch als eine Ebene von Datenpunkten **280'** veranschaulicht.

[0072] Da zwei zusätzliche Zwischenebenen **282** und **284** abzubilden sind, kehrt das Verfahren in Entscheidungsschritt **406** in einer Schleife zu Schritt **400** zurück, wo der Bediener die Generatoren **256** und **258** verwendet, um nun eine zweite Zwischenebene **282** auszuwählen, die den zweiten Arterienabschnitt **250b** enthält. Wenn die Ebene **282** ausgewählt ist, erzeugt die Zwischenebenen-Auswahleinrichtung **262** in Schritt **402** die Ebenenelementpositionen, die der ausgewählten Ebene entsprechen, und die Zwischenelementwert-Ermittlungseinrichtung **264** ermittelt die Werte jeder Elementposition in der ausgewählten Ebene, wobei die Werte in Schritt **404** als ein zweiter Zwischen-elementpositionswertesatz in dem Speicher **113** gespeichert werden. Der zweite Zwischen-elementpositionswertesatz ist in [Fig. 7](#) als eine Ebene von Datenpunkten **282'** veranschaulicht.

[0073] Ein weiteres Mal verwendet der Bediener in Schritt **400** die Generatoren **256** und **258**, um eine dritte Zwischenebene **284** auszuwählen, die den dritten Arterienabschnitt **250c** enthält. Wenn die Ebene **284** ausgewählt wird, erzeugt die Zwischenebenen-Auswahleinrichtung **262** in Schritt **402** die Ebenenelementpositionen, die der ausgewählten Ebene entsprechen, und die Zwischenelementwert-Ermittlungseinrichtung **264** ermittelt die Werte jeder Elementposition in der ausgewählten Ebene, wobei die Werte in Schritt **404** als ein dritter Zwischen-elementpositionswertesatz in dem Speicher **113** gespeichert werden. Der dritte Zwischen-elementpositionswertesatz ist in [Fig. 7](#) als eine Ebene von Datenpunkten **284'** veranschaulicht. Es ist ersichtlich, dass die Datensätze **280'**, **282'** und **284'** überlappen. Da in dem vorliegenden Beispiel keine weiteren abzubildenden Zwischenebenen vorhanden sind, geht die Steuerung nun in dem Entscheidungsschritt **406** zu Schritt **408** über.

[0074] Zusätzlich zur Auswahl der Zwischenebenen verwendet der Bediener in Schritt **408** die Betrachtungswinkel-Auswahleinrichtung **260**, um einen Betrachtungswinkel auszuwählen, aus dem die Arterie

250 zu untersuchen ist. In diesem Beispiel wählt der Bediener den Winkel **252** gemäß [Fig. 3](#) und [Fig. 6](#). Danach ruft die Übergangselementwert-Ermittlungseinrichtung **266** in Schritt **410** die Zwischenelementwertesätze aus dem Speicher **113** ab und erzeugt ein dreidimensionales Datenpunktstrukturelement **350** ([Fig. 7](#)), das für jeden Zwischenelementwert in den abgerufenen Wertesätzen einen Datenwert enthält. Zu diesem Zweck werden Zwischenmatrizen **280'**, **282'** und **284'** abgerufen, und das dreidimensionale Strukturelement **350** wird, wie in [Fig. 7](#) gezeigt, gebildet. Darüber hinaus identifiziert die Übergangselementwert-Ermittlungseinrichtung **266** in Schritt **410** die Abmessungen des Datenpunktstrukturelements **350** in der x'-y'-Ebene (d.h. der zum Betrachtungswinkel **252** senkrecht verlaufenden Ebene), vergleicht die x' und y'-Abmessungen der Matrix **350** mit den Abmessungen des Bildschirms der Anzeigeeinrichtung **118** und skaliert das gesamte Datenpunktstrukturelement **350** abhängig von der Differenz zwischen den Bildschirmabmessungen und den x'- und y'-Abmessungen der Matrix **350** entweder aufwärts oder abwärts. Falls beispielsweise die x'- und y'-Abmessungen des Strukturelements **350** jeweils halb so groß wie die Abmessungen der Videoanzeige **118** sind, wird die Größe des Strukturelements **350** um einen Faktor 2 vergrößert.

[0075] Nach dem Skalieren des Datenpunktstrukturelements für jeden skalierten Zwischenwertesatz, projiziert die Übergangselementwert-Ermittlungseinrichtung **266** in Schritt **412** jeden Wertesatz auf die x'-y'-Ebene des Betrachtungswinkels, um dadurch, wie in [Fig. 7](#) gezeigt, in der Betrachtungswinkel ebene drei Übergangselementwertesätze **280"**, **282"** bzw. **284"** zu erzeugen. Viele Verfahren zum Durchführen derartige Projektion sind aus dem Stand der Technik bekannt und werden daher hier nicht im Einzelnen erläutert.

[0076] Nachdem sämtliche Übergangselementwertesätze erzeugt sind, ruft der Kombinator **268** in Schritt **414** die Übergangssätze ab und führt die Sätze zusammen, um für jedes Anzeigeeinrichtungspixel einen gesonderten Betrachtungselementpositionswert zu erzeugen. Vorzugsweise führt der Kombinator **268** Schritt **414** aus, indem er an den Übergangselementwertesätzen eine Maximalintensitätsprojektion (MIP) durchführt, um dadurch Daten herzovzubringen, die dazu dienen, auf der Videoanzeige **118** ein zweidimensionales Bild ([Fig. 1](#)) zu erzeugen. Die MIP-Daten (d.h. die Betrachtungselementpositionswerte) werden in dem Speicher **113** gespeichert.

[0077] In Schritt **416** ruft der Treiber **270** die MIP-Daten ab und verwendet diese Daten, um die Videoanzeige **118** in einer beliebigen von mehreren unterschiedlichen in der Industrie hinlänglich bekannten Weisen anzusteuern, um dadurch ein mehrere schräge Ebenen aufweisendes MIP-Bild für eine Arterien-

untersuchung zu erzeugen.

[0078] Falls gewünscht, ist der Bediener nach Schritt **406** und nach der Speicherung sämtlicher Zwischenwertesätze in der Lage, in Schritt **408** einen einzigen Betrachtungswinkel auszuwählen, und der Bediener kann, falls die sich ergebende MIP sich als unzureichend herausstellt, zu Schritt **408** zurückkehren und mittels derselben Zwischenwertesätze einen anderen, möglicherweise geeigneteren Betrachtungswinkel auswählen, um eine zweite MIP zu erzeugen, die dem neu gewählten Winkel entspricht.

Patentansprüche

1. System zur Darstellung von Bildern einer dreidimensionalen Datenmatrix, wobei die Daten die Werte wenigstens einer physikalischen Eigenschaft repräsentieren, die einem dreidimensionalen Körper an in regelmäßigen Abständen angeordneten, innerhalb des Körpers Volumenelemente definierenden Gitterstellen zugeordnet sind, wobei das System aufweist:

eine Ebenen-Auswahleinrichtung (**262**), die dafür eingerichtet ist, einem Benutzer zu ermöglichen, beliebig wenigstens erste und zweite Ebenen (**280**, **282**, **284**) durch den Körper auszuwählen, wobei die ersten und zweiten Ebene erste bzw. zweite Sätze von Elementpositionen enthalten;

eine Ermittlungseinrichtung (**264**), die dafür eingerichtet ist, den Wert der physikalischen Eigenschaft für jede Position der ersten und zweiten Positionssätze zu ermitteln, um dadurch erste bzw. zweite Elementwertesätze zu erzeugen;

eine Betrachtungswinkel-Auswahleinrichtung (**260**) zum Auswählen einer an die Ebenen angrenzenden Betrachtungsebene, wobei die Betrachtungsebene Betrachtungselementpositionen enthält;

einen Prozessor (**106**), der dafür angepasst ist, die Elementwertesätze zu kombinieren, um einen Wert der physikalischen Eigenschaft für jede Betrachtungselementposition zu erzeugen, um so die ersten und zweiten Ebenen gleichzeitig auf der Betrachtungsebene darstellbar zu machen,

eine zweidimensionale Anzeigeeinrichtung (**118**) zum Anzeigen eines Bildes; und

einen Treiber (**270**), der zum Empfangen der Betrachtungselementpositionen und entsprechender Werte und zum Ansteuern der Anzeigeeinrichtung zum Erzeugen eines Bildes auf der Anzeigeeinrichtung angepasst ist.

2. System nach Anspruch 1, wobei der Prozessor (**106**) dafür eingerichtet ist, die Elementwertesätze auf die Betrachtungsebene zu projizieren, um einen Satz von Übergangselementwerten für jeden Elementwertesatz zu erzeugen und die Übergangselementwertesätze zu vereinen, um einen Wert für jede Betrachtungselementposition zu erzeugen.

3. System nach Anspruch 2, wobei der Prozessor (106) dafür eingerichtet ist, die Übergangselementwertesätze zu vereinen, indem er eine Maximalintensitätsprojektion aus der Perspektive der Betrachtungselementpositionen durchführt, um die Betrachtungselementpositionswerte zu erzeugen.

4. Verfahren zum Anzeigen von Bildern einer dreidimensionalen Datenmatrix, wobei die Daten die Werte wenigstens einer physikalischen Eigenschaft repräsentieren, die einem dreidimensionalen Körper an in regelmäßigen Abständen angeordneten, Volumenelemente innerhalb des Körpers definierenden Gitterstellen zugeordnet sind, wobei das Verfahren die Schritte aufweist:

beliebiges Auswählen wenigstens erster und zweiter wechselseitig schiefer Ebenen durch den Körper, wobei die ersten und zweiten Ebenen erste bzw. zweite Sätze von Elementpositionen enthalten;
Ermitteln für jeden von den ersten und zweiten Elementpositionssätzen des Wertes der physikalischen Eigenschaft für jede Position, um dadurch erste bzw. zweite Elementwertesätze zu erzeugen;
Auswählen einer an die Ebenen angrenzenden Betrachtungsebene, wobei die Betrachtungsebene Betrachtungselementpositionen enthält;
Kombinieren der Zwischenelementwertesätze, um einen Wert der physikalischen Eigenschaft für jede Betrachtungselementposition zu erzeugen, um so die ersten und zweiten Ebenen gleichzeitig auf der Betrachtungsebene darstellbar zu machen; und
Anzeigen der Betrachtungselementposition als eine zweidimensionale Darstellung.

5. Verfahren nach Anspruch 4, wobei der Schritt der Kombination die Schritte der Projektion der Elementwertesätze auf die Betrachtungsebene beinhaltet, um einen Satz von Übergangselementwerten für jeden Satz zu erzeugen und Übergangselementwertesätze zu vereinen, um einen Wert für jede Betrachtungselementposition zu erzeugen.

6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei der Vereinigung von Übergangselementwertesätzen den Schritt der Durchführung einer Maximalintensitätsprojektion aus der Perspektive der Betrachtungselementpositionen beinhaltet, um die Betrachtungselementpositionswerte zu erzeugen.

7. System zum Anzeigen wenigstens erster und zweiter zweidimensionaler Bilder, die wechselseitig schiefen ersten bzw. zweiten Ebenen entsprechen, wobei die ersten und zweiten Bilder erste bzw. zweite Elementpositionssätze enthalten und einen Eigenschaftswert für jede Elementposition enthalten, wobei die dem ersten Bild und dem zweiten Bild entsprechenden Werte erste bzw. zweite Elementwertesätze sind, wobei jeder Eigenschaftswert einer einem dreidimensionalen Körper zugeordneten physikalischen Eigenschaft entspricht, wobei das System auf-

weist:

eine Betrachtungswinkel-Auswahleinrichtung (260) zum Auswählen einer an die Ebenen angrenzenden Betrachtungsebene, wobei die Betrachtungsebene Betrachtungselementpositionen enthält;
einen Prozessor (106), der dafür angepasst ist, die Elementwertesätze zu kombinieren, um einen Wert einer physikalischen Eigenschaft für jede Betrachtungselementposition zu erzeugen, um so die ersten und zweiten Ebenen gleichzeitig auf der Betrachtungsebene darstellbar zu machen;
eine zweidimensionale Anzeigeeinrichtung (118), zum Anzeigen eines Bildes; und
einen Treiber (270) zum Empfangen der Betrachtungselementpositionen und entsprechender Werte und zum Ansteuern der Anzeigeeinrichtung, um ein Bild auf der Anzeigeeinrichtung anzuzeigen.

8. System nach Anspruch 7, wobei der Prozessor dafür angepasst ist, die Elementwertesätze auf die Betrachtungsebene zu projizieren, um einen Satz von Übergangselementwerten für jeden Elementwertesatz zu erzeugen und die Übergangselementwertesätze zu vereinen, um einen Wert für jede Betrachtungselementposition zu erzeugen.

9. Verfahren zum Anzeigen wenigstens erster und zweiter zweidimensionaler Bilder innerhalb wechselseitig schiefen ersten bzw. zweiten Ebenen, wobei die ersten und zweiten Bilder erste bzw. zweite Elementpositionssätze enthalten und einen Eigenschaftswert für jede Elementposition enthalten, wobei die dem ersten Bild und dem zweiten Bild entsprechenden Werte erste bzw. zweite Elementwertesätze sind, wobei jeder Eigenschaftswert einer einem dreidimensionalen Körper zugeordneten physikalischen Eigenschaft entspricht, und das Verfahren die Schritte aufweist:
Auswählen einer an die Ebenen angrenzenden Betrachtungsebene, wobei die Betrachtungsebene Betrachtungselementpositionen enthält;
Kombinieren der Zwischenelementwertesätze, um einen Wert einer physikalischen Eigenschaft für jede Betrachtungselementposition zu erzeugen, um so die ersten und zweiten Ebenen gleichzeitig auf der Betrachtungsebene darstellbar zu machen; und
Anzeigen der Betrachtungselementpositionswerte.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei der Schritt der Kombination die Schritte der Projektion der Elementwertesätze auf die Betrachtungsebene enthält, um einen Übergangselementwertesatz für jeden Elementwertesatz zu erzeugen und um die Übergangselementwertesätze zu vereinen, um einen Wert für jede Betrachtungselementposition zu erzeugen.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG.

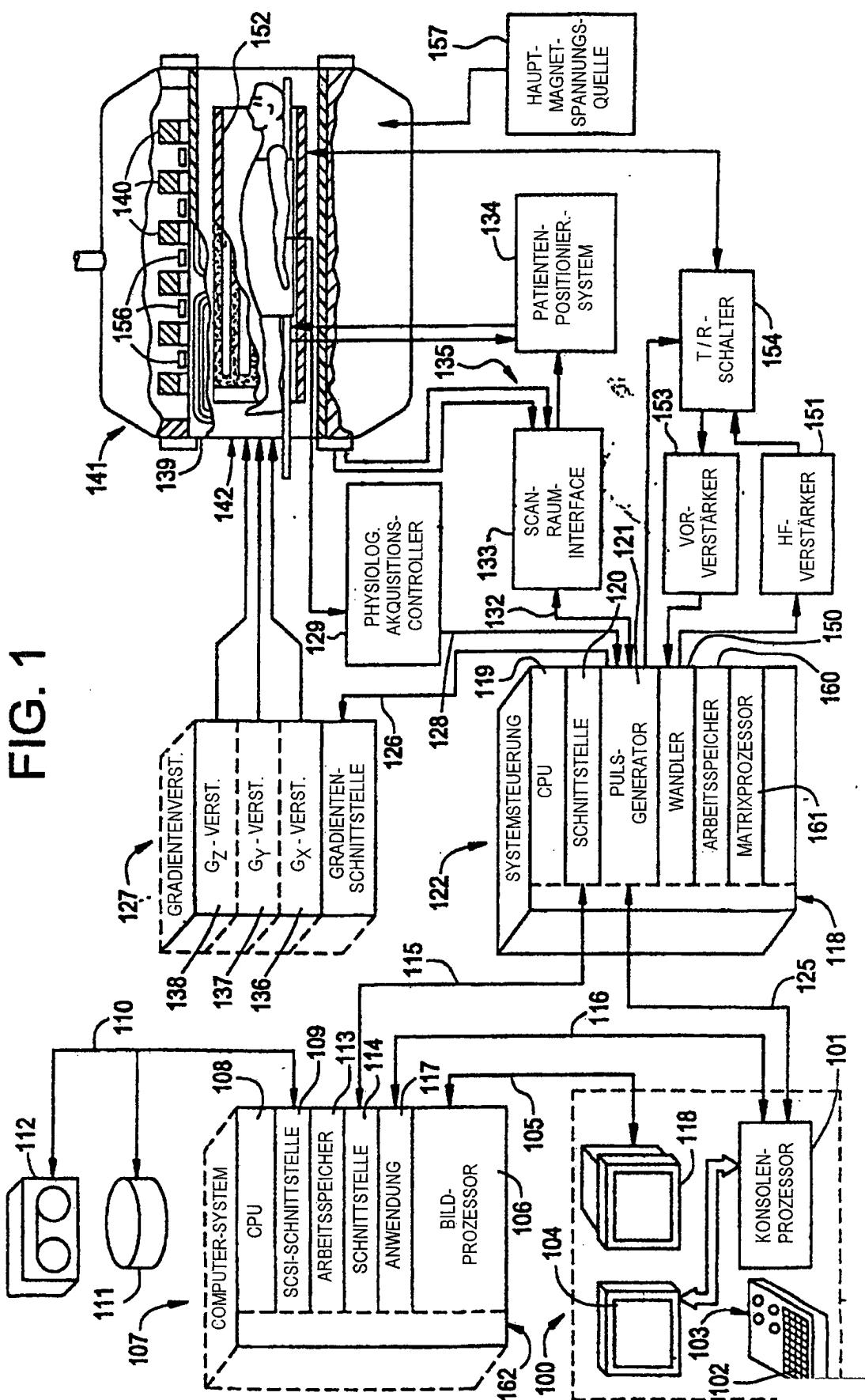


FIG.2

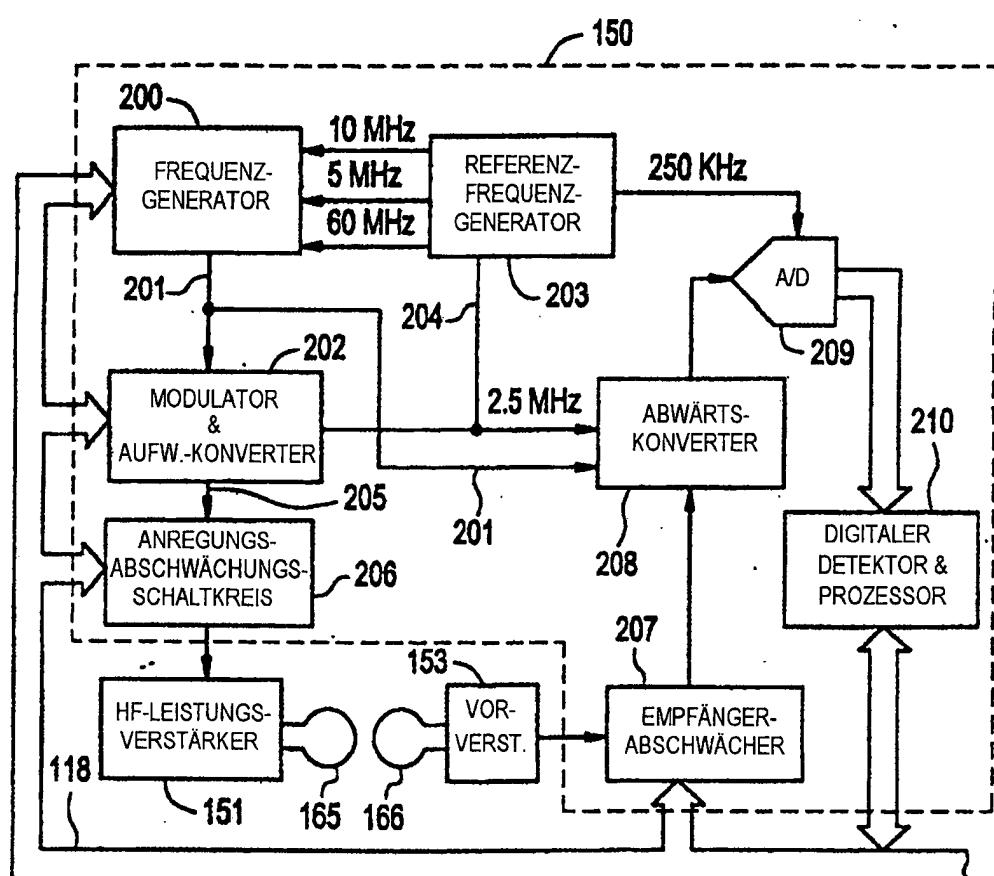


FIG.3

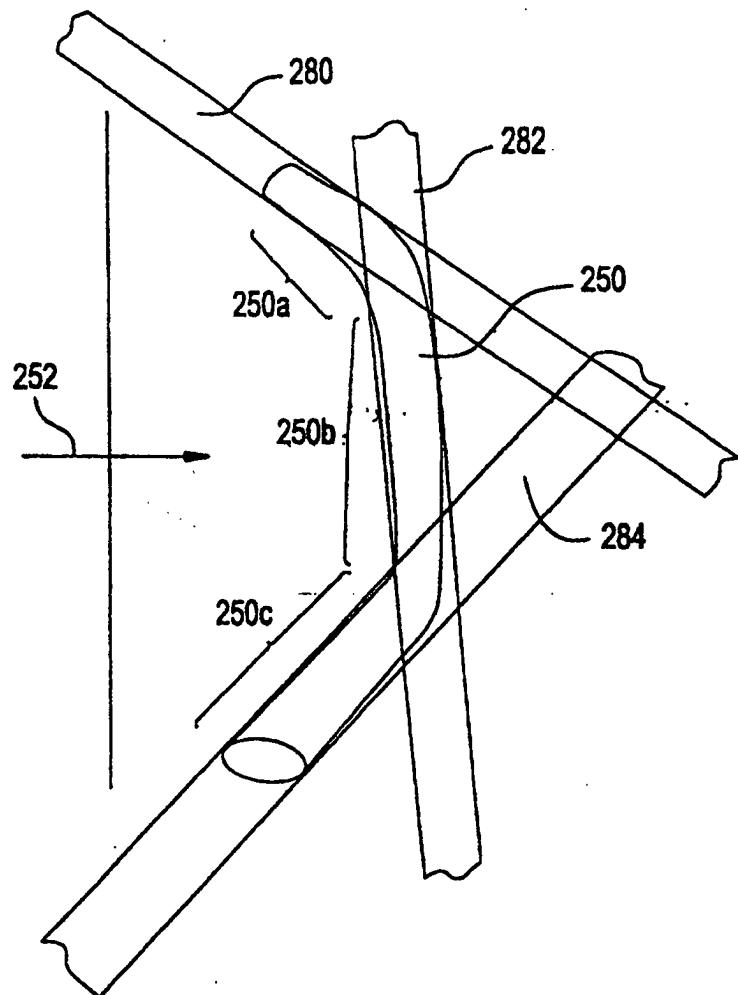


FIG.4

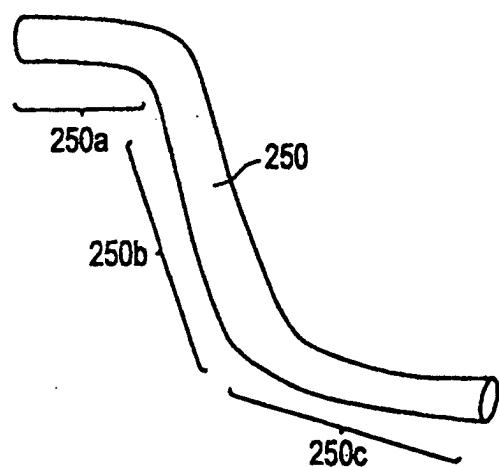


FIG.5

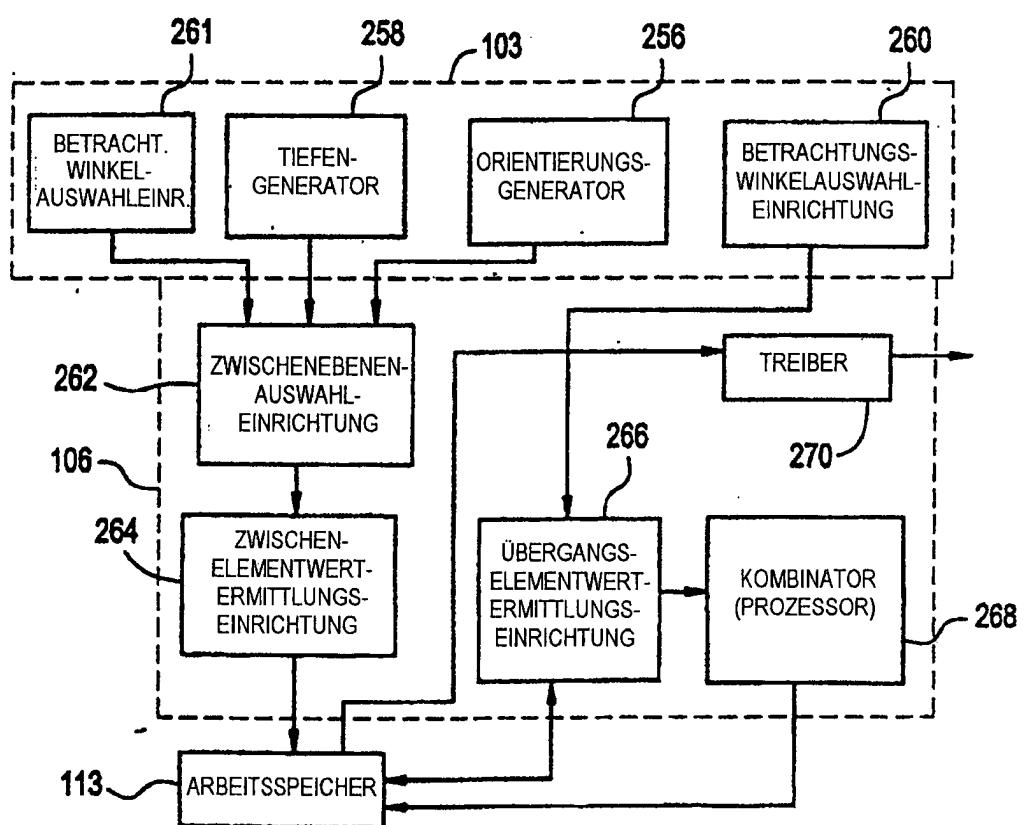


FIG.6

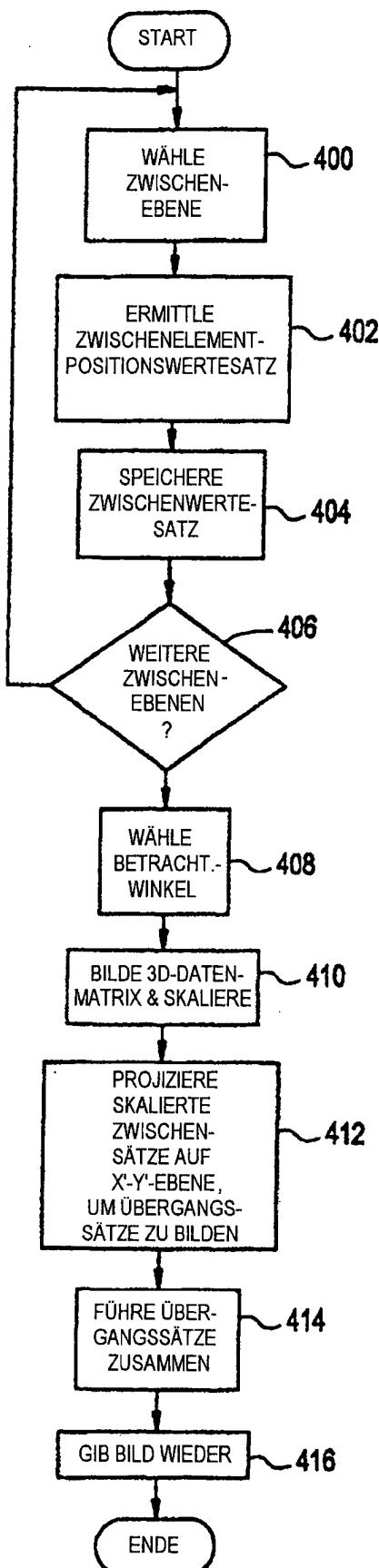


FIG.7

