



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 36 441 T2 2008.06.19**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 086 654 B1**

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

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 36 441.0**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 308 193.2**

(96) Europäischer Anmeldetag: **20.09.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **28.03.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **19.09.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **19.06.2008**

(30) Unionspriorität:

**400015 21.09.1999 US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**DE, NL**

(73) Patentinhaber:

**General Electric Co., Schenectady, N.Y., US**

(72) Erfinder:

**Pan, Tin Su, Brookfield, Wisconsin 53005, US**

(74) Vertreter:

**Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen**

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur effizienten Datenerfassung bei Computertomographen**

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

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

**Beschreibung**

**[0001]** Diese Erfindung betrifft allgemein Verfahren und Vorrichtungen zum effizienten Verwenden von Daten-Akquisitions-Hardware in CT-Scannern und insbesondere Verfahren und Vorrichtungen zum Anpassen und Einstellen der Daten-Akquisitions-Hardware in CT-Scannern, um effizient Objekte verschiedener Größen aufzunehmen.

**[0002]** In mindestens einer bekannten Bildgebungs-Systemkonfiguration der Computertomographie (CT) sendet eine Röntgenstrahlungsquelle einen Fächerstrahl aus, der derart kollimiert ist, dass er in einer XY-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems liegt, die allgemein als die Bildgebungsebene bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl passiert das bildgebend darzustellende Objekt, wie etwa einen Patienten. Der Strahl trifft, nachdem er durch das Objekt abgeschwächt wurde, auf ein Array von Strahlungsdetektoren. Die Intensität der abgeschwächten Röntgenstrahlung, die das Detektorarray erreicht, ist von der Abschwächung des Röntgenstrahls durch das Objekt abhängig. Jedes Detektorelement des Arrays erzeugt ein separates elektrisches Signal, das eine Messung der Strahlabschwächung am Detektorort ist. Die Abschwächungsmessungen aller Detektoren werden separat akquiriert, um ein Transmissionsprofil zu erzeugen.

**[0003]** In bekannten CT-Systemen der dritten Generation werden die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorarray mit einer Gantry innerhalb der Bildgebungsebene so um das bildgebend darzustellende Objekt herum gedreht, dass der Winkel, unter dem der Röntgenstrahl das Objekt durchquert, sich fortlaufend ändert. Eine Gruppe von Röntgenstrahlungsabschwächungsmessungen, beispielsweise Projektionsdaten, des Detektorarrays bei einem Gantrywinkel wird als „Aufnahme“ bezeichnet. Ein „Scan“ des Objektes enthält einen Satz von Aufnahmen, die bei verschiedenen Gantrywinkeln oder Betrachtungswinkeln während einer Umdrehung der Röntgenstrahlenquelle und des Detektors aufgenommen wurden. In einem axialen System werden die Projektionsdaten verarbeitet, um ein Bild zu konstruieren, das zu einer zweidimensionalen Schicht in dem Objekt gehört. Ein Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten wird im Stand der Technik als gefilterte Rückprojektionstechnik bezeichnet. Dieser Prozess konvertiert die Abschwächungsmessungen eines Scans in ganze Zahlen (Integers), die „CT-Zahlen“ oder „Hounsfield-Einheiten“ genannt werden, und die dazu verwendet werden, die Helligkeit der zugehörigen Pixel auf einem Kathodenstrahlröhrendisplay zu kontrollieren.

**[0004]** Mindestens eine bekannte CT-Bildgebungsvorrichtung ist ein Vielschicht-CT-Scanner, der über eine große Fläche eines bildgebend darzustellenden Objektes in einer kurzen Zeitperiode scannt. (Auf die JP-A-11206751 wird beispielsweise verwiesen). Im Vergleich zu einem Einschicht-CT-Scanner weist ein Vielschicht-CT-Scanner eine Röntgenstrahlenquelle auf, die einen stärker kollimierten Röntgenstrahl projiziert, und vielfache Reihen von Detektoren. Dieser Scanner ist folglich in der Lage dünnere Schichten von Bildern zu rekonstruieren (beispielsweise hat der Scanner eine feinere räumliche Auflösung in der Tischverlagerungs- oder z-Richtung), wenn ein Patient gescannt wird, und verlangt keine Röntgenröhrenkühlung.

**[0005]** Um vielfache Reihen von Daten von dem Detektor des Vielschicht-CT-Scanners zu akquirieren, wird eine größere Menge an Datenakquisitions-Hardware verlangt. Beispielsweise, wenn es m Reihen von n Detektorzellen gibt, muss es  $(m \times n)$  Datenakquisitionskanäle geben. Im Vergleich hierzu hat ein Detektor nur n Zellen und nur n Datenakquisitionskanäle.

**[0006]** Ein Vielschicht-CT-Scanner, der sechzehn Reihen von Detektoren aufweist, ist so konstruiert, dass sechzehn Reihen mit 1,25 mm dicken Schichten von Daten für die Bild-Rekonstruktion verfügbar sind. Um jedoch alle diese Reihen zu verwenden, sind sowohl eine große Kommunikationsbandbreite zum Senden der Daten durch einen Schleifring an den Computer, als auch eine große Menge von Datenakquisitions-Hardware erforderlich, um alle der Kanäle zu akquirieren. In einer bekannten CT-Scanner-Vorrichtung werden nur vier Reihen von Daten gleichzeitig akquiriert. Deshalb schafft diese Vorrichtung zur selben Zeit vier verschiedene Schichtdicken und nur vier Schichten, insbesondere  $4 \times 1,25$  mm (zentral vier Detektorreihen),  $4 \times 2,50$  mm (zentral acht Reihen, benachbarte Reihen kombiniert),  $4 \times 3,75$  mm (zentral 12 Reihen, verbunden in Gruppen zu je drei) und  $4 \times 5,00$  mm (alle 16 Reihen, kombiniert in Gruppen zu vier). Die Begrenzung auf nur vier gleichzeitig akquirierte Schichten in dieser Vorrichtung ist in erster Linie ein Ergebnis der Beschränkungen der Datenakquisitions-Hardware, obgleich es auch möglich wäre, beispielsweise nicht weniger als sechzehn Schichten mit 1.25 mm Dicke mit der Detektor-Hardware zu versorgen.

**[0007]** Die Beschränkungen dieser bekannten CT-Scanning-Vorrichtungen sind derart, dass große Objekte mit bis zu 50 cm im Durchmesser, wie ein Thorax eines Patienten, trotzdem ziemlich effizient gescannt oder abgerastert werden können. Für kleinere Objekte jedoch, wie beispielsweise einen Kopf eines Patienten, ist

die Verwendung der Scanning-Kanäle weniger effizient. Ein Kopf passt typischerweise in einem Scan-Bildausschnitt (field of view: FOV) von weniger als 25 mm. Der Prozentsatz der Detektorzellen oder Datenakquisitionskanäle, der zu dem kleineren Bildausschnitt beiträgt, beträgt nur ungefähr 56,8%, was bedeutet, dass ungefähr 43,2% der Datenakquisitionskanäle frei sind oder Daten übertragen, die nicht zu der Bild-Rekonstruktion beitragen, wenn der Scanner den Kopf eines Patienten bildgebend darstellt. (Die Prozentsätze sind nicht genau 50%, da die Detektorkanäle des Scanners nicht konzentrisch zu der Drehgeometrie des Scanners liegen).

**[0008]** Es würde deshalb wünschenswert sein, Verfahren und Vorrichtungen zu schaffen, um effizient die freien Kanäle oder ineffizient verwendete Datenakquisitionskanäle zu verwenden, wenn die kleineren Objekte bildgebend dargestellt werden, wie beispielsweise ein Kopf eines Patienten.

**[0009]** Verschiedene Aspekte und Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung werden in den nachfolgenden Ansprüchen definiert.

**[0010]** Es ist zu verstehen, dass die selektive Rekonfiguration der Detektorzellen zu den Datenakquisitionseingangskanälen der Vorrichtung es vorteilhafterweise ermöglicht, ineffizient verwendete Bildgebungskanäle zu verwenden, um Daten von zusätzlichen Detektorschichten zu empfangen, die andernfalls nicht durch einen Bildgebungs-Detektorkanal bearbeitet worden wären. Als ein Ergebnis kann eine größere Anzahl von Bildschichten von kleinen Objekten erhalten und in Bilder bearbeitet werden, als andernfalls für eine vorgegebene Anzahl von Datenakquisitionseingangskanälen der Vorrichtung möglich wäre.

**[0011]** Ausführungsformen der Erfindung werden jetzt an Hand von Beispielen in Bezug auf die nachfolgenden Figuren der Zeichnung beschrieben, in der:

**[0012]** [Fig. 1](#) eine bildhafte Ansicht einer CT-Bildgebungs-Vorrichtung ist,

**[0013]** [Fig. 2](#) ein schematisches Blockdiagramm der in [Fig. 1](#) dargestellten Vorrichtung ist,

**[0014]** [Fig. 3](#) eine perspektivische Ansicht eines CT-Vorrichtung-Detektorarrays ist,

**[0015]** [Fig. 4](#) eine perspektivische Ansicht eines in [Fig. 3](#) gezeigten Detektormoduls ist,

**[0016]** [Fig. 5](#) eine Darstellung von verschiedenen Detektormodulen von [Fig. 4](#) in einem Vier-Schichten-Modus ist,

**[0017]** [Fig. 6](#) eine Zeichnung eines Blockdiagramms von vereinfachten Ausführungsformen einer Backplane und einer Datenakquisitionsvorrichtung ist, die nützlich zum Erklären der Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung ist,

**[0018]** [Fig. 7](#) eine Darstellung des Detektorarrays der Bildgebungs-Vorrichtung von [Fig. 1](#) ist,

**[0019]** [Fig. 8](#) eine Darstellung des Detektorarray der Bildgebungs-Vorrichtung von [Fig. 1](#) ist, die Daten aufnimmt, die repräsentativ für einen Thorax eines Patienten sind,

**[0020]** [Fig. 9](#) eine Zeichnung eines Blockdiagramms der Ausführungsform von [Fig. 6](#) ist, das eine Eingangskonfiguration der Konverterkarten oder Konverterboards der Datenakquisitionsvorrichtung in einem ersten ausgewählten Zustand ist,

**[0021]** [Fig. 10](#) eine Zeichnung des Blockdiagramms der Ausführungsform der [Fig. 6](#) ist, die eine Eingabekonfiguration der Konverterkarten der Datenakquisitionsvorrichtung in einem zweiten ausgewählten Zustand ist.

**[0022]** Bezug nehmend auf die [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) ist eine Computertomographie (CT)-Bildgebungs-Vorrichtung **10**, die eine Gantry **12** enthält, als Vertreter der „dritten Generation“ der CT-Scanner gezeigt. Die Gantry **12** weist eine Röntgenstrahlenquelle **14** auf, die einen Röntgenstrahl **16** in Richtung auf ein Detektorarray **18** auf der gegenüberliegenden Seite der Gantry **12** sendet. Das Detektorarray **18** ist aus Detektorelementen **20** gebildet, die zusammen die gesendeten Röntgenstrahlen nachweisen, die ein Objekt **22** durchdringen oder passieren, beispielsweise einen medizinisch zu untersuchenden Patienten **22**. Das Detektorarray **18** kann in einer Einzelschicht- oder in einer Multischicht-Konfiguration ausgebildet sein. Jedes Detektorelement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahls, und folglich die Abschwä-

chung des durch den Patienten **22** hindurch tretenden Strahls, repräsentiert. Während eines Scans zur Aufnahme der Röntgenprojektionsdaten werden die Gantry **12** und die auf dieser angeordneten Komponenten um eine Drehachse **24** gedreht.

**[0023]** Die Drehung der Gantry **12** und die Bedienung der Röntgenstrahlenquelle **14** werden durch einen Steuerungsmechanismus **26** der CT-Vorrichtung **10** gesteuert. Der Steuerungsmechanismus **26** enthält eine Röntgenstrahlensteuereinrichtung **28**, die die Leistungs- und die Timingsignale für die Röntgenstrahlenquelle **14** und eine Gantrymotor-Steuereinrichtung **30** bereitstellt, die die Drehgeschwindigkeit und die Position der Gantry **12** steuert. Ein Datenakquisitionssystem (DAS) **32** nimmt im Steuerungsmechanismus **26** nacheinander analoge Daten von den Detektorelementen **20** auf und konvertiert die Daten in digitale Signale zur weiteren Bearbeitung. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung **34** empfängt die aufgenommenen und digitalisierten Röntgenstrahlendaten von der DAS **32** und führt eine Hochgeschwindigkeits-Bildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als Eingangsdaten in einen Computer **36** eingegeben, der das Bild in einer Massenspeichereinrichtung **38** speichert.

**[0024]** Der Computer **36** empfängt ebenfalls Befehle und Scan-Parameter von einem Bediener über eine Konsole **40**, die ein Keyboard aufweist. Ein zugeordnetes Kathodenstrahlenröhrendisplay **42** erlaubt dem Bediener die rekonstruierten Bilder und andere Daten vom Computer **36** zu beobachten. Die vom Bediener eingegebenen Befehle und Parameter werden von dem Computer **36** verwendet, um Signale und Informationen an das DAS **32**, die Röntgenstrahlen-Steuereinrichtung **28** und die Gantrymotor-Steuereinrichtung **30** bereitzustellen. Zusätzlich betreibt der Computer **36** eine Tischmotor-Steuereinrichtung **44**, die einen motorisierten Tisch **46** zur Positionierung des Patienten **22** in der Gantry **12** steuert. Insbesondere bewegt der Tisch **46** Bereiche des Patienten durch die Gantryöffnung **48**.

**[0025]** Wie dies in den [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) gezeigt ist, enthält das Detektorarray **18** mehrere Detektormodule **20**. Jedes Detektormodul **20** enthält ein Halbleiter-Array **50** mit hoher Dichte und ein vieldimensionales Szintillator-Array **52**, das oberhalb und benachbart zu dem Halbleiter-Array **50** angeordnet ist. Ein (nicht gezeigter) Kollimator ist oberhalb und benachbart zu dem Szintillator-Array **52** angeordnet, um die Röntgenstrahlen **16** zu kollimieren, bevor diese Strahlen auf das Szintillator-Array **52** treffen. Insbesondere enthält das Halbleiterarray **50** mehrere Photodioden **54**, eine Schaltereinrichtung **56** und einen Detektor **58**. Die Photodioden **54** sind entweder einzelne Photodioden oder ein multidimensionales Dioden-Array. Das Szintillator-Array **52**, wie dies im Stand der Technik bekannt ist, ist oberhalb und benachbart zu dem Photodioden-Array **54** angeordnet. Die Photodioden **54** sind optisch mit dem Szintillator-Array **52** gekoppelt und haben elektrische Ausgangsleitungen **60** zum Übertragen der Signale, die repräsentativ für den Lichtausgang des Szintillator-Arrays **52** sind. Jede Photodiode **54** erzeugt ein separates analoges Ausgangssignal mit niedrigem Pegel, das eine Messung der Strahlabschwächung für einen spezifischen Szintillator des Szintillator-Arrays **52** ist. Die Photodiodenausgangsleitungen **60** sind beispielsweise physikalisch auf einer Seite des Moduls **20** oder auf mehreren Seiten des Moduls **20** angeordnet. Wie dies in [Fig. 4](#) gezeigt ist, sind die Photodiodenausgänge **60** an gegenüberliegenden Seiten des Photodioden-Arrays angeordnet.

**[0026]** In einer Ausführungsform enthält das Detektorarray **18** siebenundfünfzig Detektormodule **20**. Jedes Detektormodul **20** enthält ein Halbleiter-Array **50** und ein Szintillator-Array **52**, wobei jedes eine Arraygröße von (16 × 16) aufweist. Im Ergebnis hat das Array **18** sechzehn Reihen und neuhundertzwölf Spalten (16 × 57 Module), die bis zu N = 16 gleichzeitige Schichten der Daten erlauben, die entlang der z-Achse bei jeder Drehung der Gantry **12** aufgenommen werden, wobei die z-Achse eine Drehachse der Gantry ist.

**[0027]** Die Schaltereinrichtung **56** ist ein multidimensionales Halbleiterschalter-Array von gleicher oder ähnlicher Größe wie das Halbleiter-Array **50**. Die Schaltereinrichtung **56** ist zwischen dem Halbleiter-Array **50** und dem DAS **32** gekoppelt.

**[0028]** Die Halbleiterseinrichtung **56** enthält in einer Ausführungsform zwei Halbleiterschalter **62** und **64**. Die Schalter **62** und **64** enthalten jeder mehrere (nicht gezeigte) Feldeffekttransistoren (field effect transistors: FET), die als ein multidimensionales Array angeordnet sind. Jeder FET enthält Eingangsleitung, die elektrisch mit einer der jeweiligen Photodiodenausgangsleitungen **60**, einer (nicht gezeigten) Ausgangsleitung und einer (nicht gezeigten) Steuerleitung verbunden sind. Die FET-Ausgangs- und Steuer-Leitungen sind elektrisch mit dem DAS **32** über ein elektrisches Kabel **66** verbunden. Insbesondere ungefähr die Hälfte der Photodiodenausgangsleitungen **60** ist elektrisch mit jeder FET-Eingangsleitung verbunden und die andere Hälfte der Photodiodenausgangsleitungen **60** ist elektrisch mit den FET-Eingangsleitungen des Schalters **64** verbunden.

**[0029]** Der Dekoder **58** steuert den Betrieb der Schaltereinrichtung **56**, um die Photodiodenausgänge **68** zu

aktivieren, deaktivieren oder kombinieren entsprechend einer gewünschten Anzahl von Schichten und Schichtauflösungen für jede Schicht. Der Dekoder **58** ist in einer Ausführungsform ein Dekoder-Chip oder ein FET-Kontroller nach dem Stand der Technik. Der Dekoder **58** enthält mehrerer der Ausgangssteuerleitungen, die gekoppelt sind, um die Einrichtung **56** und das DAS **32** zu schalten. Insbesondere sind die Dekoderausgänge elektrisch mit der Schaltereinrichtungssteuerleitungen gekoppelt, um der Schaltereinrichtung **56** zu ermöglichen, die dazugehörigen Daten von dem Schaltereinrichtungseingang zu den Schaltereinrichtungsaustritten zu übertragen. Die Verwendung des Dekoders **58**, bedingt, dass spezifische FETs innerhalb der Schaltereinrichtung **56** so aktiviert, deaktiviert oder kombiniert werden, dass bestimmte Photodiodenausgänge **68** elektrisch mit dem DAS der CT-Vorrichtung elektrisch verbunden werden. In einer Ausführungsform, die als Sechzehn-Schicht-Modus definiert ist, aktiviert der Dekoder **58** die Schaltereinrichtung **56** so, dass alle Reihen des Halbleiter-Arrays **50** mit dem DAS **32** verbunden werden, was zu sechzehn gleichzeitigen Schichten von Daten führt, die elektrisch mit dem DAS **32** verbunden sind. Natürlich sind ebenfalls andere Schichtkombinationen möglich.

**[0030]** Beispielsweise wählt der Dekoder **58** aus anderen vielfachen Schichtmoden aus, einschließlich Ein-, Zwei-, Drei- oder Vier-Schicht-Moden. Wie dies in [Fig. 5](#) gezeigt ist, kann die Schaltereinrichtung **56** durch Übertragen der geeigneten Dekodersteuerleitungen so in dem Vier-Schicht-Modus konfiguriert sein, dass Daten von vier Leitungen von einer oder mehr Reihen von Photodiodenarrays **50** angenommen werden. Abhängig von der spezifischen Konfiguration der Schaltereinrichtung **56**, wie diese von den Dekodersteuerleitungen definiert sind, können verschiedene Kombinationen der Photodiodenausgänge **68** so aktiviert, deaktiviert oder kombiniert werden, dass die Schichtdicke aus ein, zwei, drei oder vier Reihen von Photodioden-Arrayelementen besteht. Zusätzliche Beispiele enthalten einen Ein-Schicht-Modus, einschließlich einer Schicht mit Schichten, die von 1,25 mm Dicke bis 20 mm Dicke reichen, und einen Zwei-Schicht-Modus, einschließlich zwei Schichten mit Schichten, die von 1,25 mm Dicke bis 10 mm Dicke reichen. Zusätzliche Moden anderer als der hierin beschriebenen sind ebenfalls möglich.

**[0031]** Analoge Stromsignale von dem Detektorarray **18** sind mit den Eingangskanälen des DAS **32** über Kabel **66** verbunden, die mit dem DAS **32** an der Backplane oder Rückwand des DAS **32** verbunden sind, was am DAS **32** und der Backplane **70** im Blockdiagramm in [Fig. 6](#) gezeigt ist. In einer Ausführungsform sind die DAS-Konverterkarten oder die Eingabeprozessoren **72** in die DAS-Backplane **70** eingesteckt, wobei jeder Prozessor **64** Eingangskanäle aufweist. Die Backplane **70** führt eine Neuverteilung der Detektorzellen auf die Eingabekanäle der geeigneten Konverterkarten durch. Ein (nicht gezeigter) serieller Bus verbindet die zugehörigen (A, B, C, D)-DAS-Konverterkarten **72**, und koppelt diese mit der Bildgebungs-Rekonstruktionseinrichtung **34**.

**[0032]** In einer Ausführungsform bearbeitet jeder der vierundsechzig Kanäle der DAS-Konverterkarten **72** analoge Daten von einem ausgewählten Detektorelement oder -Zelle **20** und konvertiert die Daten in eine digitale Form, die durch die Bildgebungs-Rekonstruktionseinrichtung **34** verwendet wird. (Die Erfindung kann mit DAS-Konverterkarten **72** ausgeführt werden, die mit einer von vierundsechzig verschiedenen Anzahl von Kanälen eingerichtet sind.) Die Konverterkarten **72** stellen folglich weniger Eingangskanäle als die Anzahl der Detektorzellen **20** im Array **18** bereit. Das Hinzufügen einer Fähigkeit, um Bilddaten für mehr als vier Schichten in dieser Ausführungsform zu bearbeiten, würde normalerweise mehr serielle Datenströme verlangen sowie zusätzliche DAS-Konverterkarten **72**.

**[0033]** [Fig. 6](#) zeigt nur drei Abschnitte **74**, **76** und **78** der Zwölf-Schichten-Backplane **70**, die jeder elektrisch mit drei azimutalen Sätzen von zwölf Reihen von vierundsechzig Detektorzellen **20** gekoppelt sind. Zum Zwecke der Erklärung dieser Erfindung ist es ausreichend, ein vereinfachtes Beispiel auf der Basis von [Fig. 6](#) zu betrachten. Die Ausweitung auf größere, praxisnähere Systeme wird für den Fachmann ersichtlich, nachdem er das vereinfachte Beispiel von [Fig. 6](#) vollständig verstanden hat. Derartige größere Systeme enthalten solche, die beispielsweise eine größere Anzahl von Abschnitten der Backplane **70**, eine größere Anzahl von azimutalen Sätzen und Reihen der Detektorzellen **20** und eine größere Anzahl von DAS-Konverterkarten enthalten.

**[0034]** In einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird eine Bildgebungsfähigkeit mit sechzehn Schichten bei einem verringerten Fächerwinkel durch Multiplexen der Eingänge von einigen Konverterkarten **72** geschaffen, ohne zusätzliche Konverterkarten **72** zu verwenden. Wie dies in [Fig. 7](#) gezeigt ist, wird der gesamte Bereich des Strahls **16** verwendet, wenn ein größeres Objekt, wie beispielsweise der Thorax **80** des Patienten **22** gescannt wird. Als Ergebnis wird der gesamte Fächerstrahlwinkel  $\theta$  des Detektors **18** verwendet. Der gesamte Fächerstrahlwinkel  $\theta$  ist jedoch nicht in allen Situationen verlangt, wie dies in [Fig. 8](#) gezeigt ist. Wenn der Kopf **82** eines Patienten **22** gescannt wird, reicht eine Azimutausdehnung  $\theta_1 < \theta$  des Detektors **18**

für die Datenakquisition aus. Nicht verwendete Datenkanäle der Konverterkarten **72**, die normalerweise Daten von den Detektorelementen der peripheren azimutalen Detektorbereiche **84** und **86** empfangen werden, haben ihre Eingänge mit anderen Detektorelementen **20** verschaltet, um zusätzliche Schichtabdeckung der Daten innerhalb des zentralen azimutalen Detektorbereiches **88** zu ermöglichen. Diese Neuausrichtung kann verwendet werden, wann immer die Azimutausdehnung  $\theta_1$  alleine adäquat für die Bildgebung eines Objektes ist.

**[0035]** Wie dies in dem vereinfachten Beispiel von [Fig. 6](#) dargestellt ist, sind mehrere der DAS-Konverterkarten **72**, die gemultiplexte Eingangskanäle aufweisen, in die DAS-Backplane **70** eingesteckt. In diesem vereinfachten Beispiel sind die Abschnitte **74**, **76** und **78** der Backplane **70** jeweils elektrisch mit den azimutalen Bereichen **84**, **86** und **88** des Detektors **18** gekoppelt. Ein Satz **90** des DAS-Konverterkarten, der elektrisch mit dem zentralen Abschnitt **76** der Backplane gekoppelt ist, ist in dieser beispielhaften Ausführungsform dauerhaft eingerichtet, um Daten von den Detektorzellen **20** in einer Gruppe von vier zentralen Reihen **92** des zentralen Bereichs **88** des Detektors **18** zu empfangen. Der Satz **94** der DAS-Konverterkarten ist ebenfalls elektrisch mit einem zusätzlichen Satz von Reihen **96** in dem zentralen Abschnitt **76** der Backplane gekoppelt, die zu einem zentralen Bereich **88** des Detektors **18** gehören. Auf ähnlich Art und Weise ist der Satz **98** des DAS-Konverterboards elektrisch mit einer Gruppe von vier zentralen Reihen **92** des Detektors **18** an dem Abschnitt **78** der Backplane und mit einem zusätzlichen Satz von Reihen **100** in dem zentralen Abschnitt **76** der Backplane gekoppelt. Für einen ersten Zustand einer AUSWAHL- oder SELECT-Leitung sind die Multiplexergruppen **102** und **104** so eingerichtet, dass Daten von den peripheren Abschnitten **74** und **78** der Backplane jeweils in die Sätze **94** und **98** der DAS-Konverterkarten eingegeben werden. Für einen zweiten, verschiedenen Zustand der AUSWAHL-Leitung, werden jeweils zusätzliche Sätze **96** und **100** von Reihen des zentralen Abschnitts **76** der Backplane in die Sätze **94** und **96** der DAS-Konverterkarten eingegeben. Jede Reihe der Backplane **70** in dieser Ausführungsform weist vierundsechzig Datenkanäle auf. Deshalb kann eine physikalische Realisation der Datenleitungen, wie beispielsweise **106** in [Fig. 6](#) variieren gemäß der Designwahl. In verschiedenen Ausführungsformen sind Datenleitungen, wie beispielsweise die Datenleitungen **106** in [Fig. 6](#) einzelne Leiter, vielfache parallele Datenleitungen, serielle Busse oder Kombinationen hiervon. Jeder Multiplexer **108**, der in [Fig. 6](#) gezeigt ist, ist entsprechend als ein oder mehrere Multiplexer oder als ein funktional äquivalenter Schaltkreis realisiert.

**[0036]** Bezug nehmend auf [Fig. 9](#) ist die AUSWAHL-Leitung in einem ersten Zustand, wenn die Bilddaten aus drei azimutalen Bereichen **84**, **86** und **88** verlangt werden, wie beispielsweise wenn ein Thorax **80** bildgebend dargestellt wird. Dieser erste Zustand wird in [Fig. 9](#) durch eine dünn gezeichnete AUSWAHL-Leitung (SELECT-Leitung) repräsentiert. In diesem ersten Zustand lassen die Multiplexergruppen **102** und **104** Daten von peripheren Azimutbereichen **84** und **86** zu dem DAS-Kartengruppen **94** und **98** jeweils über die Backplaneabschnitte **74** und **78** passieren oder leiten. Die Datenleitungen **106**, die aus dem Eingang zur DAS-Karte **72** ausgewählt sind, sind durch dickere Linien angezeigt. In diesem ausgewählten Zustand, sind vier Reihen von Daten einer gesamten azimutalen Ausdehnung  $\theta$  des Detektors **18** in der vereinfachten Ausführung, die in [Fig. 9](#) dargestellt ist, verfügbar zum Einarbeiten in die Bildschichten. In dieser vereinfachten Ausführungsform sind vier Reihen eine maximale Beschränkung für eine Anzahl von kompletten Reihen, die durch die Anzahl der DAS-Konverterkarten **70** in der Bildgebungs-Vorrichtung **10** bearbeitet werden können.

**[0037]** Bezug nehmend auf [Fig. 10](#) liegt der Kopf **82** nicht auf einen Pfad zwischen der Röntgenquelle **14** und den Bereichen **84** und **86** des azimutalen Detektors. Wenn folglich der Kopf **82** oder andere kleine Objekte bildgebend dargestellt werden, werden Daten von peripheren Azimutbereichen **84**, **86** des Detektorarrays **18** nicht benötigt. In einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird eine effektive Verwendung der DAS-Konverterkartensätze **94** und **98** durch einen zweiten Zustand der AUSWAHL-Leitung, die in [Fig. 10](#) durch eine dick gezeichnete AUSWAHL-Linie dargestellt ist, geschaffen. Eingaben der DAS-Konverterkarten-Sätze **94** und **98** sind in diesem zweiten Zustand jeweils durch zusätzliche Reihensätze **96** und **100** des zentralen azimutalen Bereichs **88** des Detektors **18** über den Backplanebereich **76** geschaffen. Datenlinien **106**, die für einen Eingang in die DAS-Karten ausgewählt sind, sind durch dickere Linien gezeigt. In diesem ausgewählten Zustand, sind Bilddaten für zwölf Bildschichten in einem Bereich  $\theta_1$  von einer ausreichenden Azimutausdehnung verfügbar, um zu verwendbare Bilder des Kopfes **82** des Patienten **22** oder anderer kleinerer Objekte zu schaffen. Ohne diesen zweiten verfügbaren Auswahlzustand, wären Daten für nur vier Bildschichten verfügbar. Vier Reihen des Detektors **18** in den peripheren azimutalen Detektorbereichen **84** und **86** würden ebenfalls keine verwendbaren Bildgebungsdaten beitragen.

**[0038]** Ein Zustand der AUSWAHL-Leitung ist in einer Ausführungsform durch einen Schalter auf der Bedienerkonsole **40** gesteuert. Ein Zustand der AUSWAHL-Leitung wird nicht nur zu dem Multiplexer **108** in der DAS **32** geleitet, sondern ebenfalls zu der Bildrekonstruktionseinrichtung **34** und dem Computer **36**. Folglich werden die Bild-Rekonstruktionseinrichtung und der Computer **36** mit den notwendigen Zustandsinformationen des

Multiplexer so versorgt, dass Ausgangsdaten von den DAS-Konverterkarten **72** korrekt interpretiert, in Bilder aufgenommen und dargestellt werden.

**[0039]** Die Ausweitung des vereinfachten Beispiels der [Fig. 6](#), [Fig. 9](#) und [Fig. 10](#) zu anderen besser durchführbaren Ausführungsformen sollte leicht ersichtlich sein. Beispielsweise in einer Ausführungsform, die siebenundfünfzig DAS-Konverterkartensätze ähnliche oder vergleichbare Sätze **90**, **94** und **98** aufweisen, haben mehr als zwei periphere Kartensätze **94** und **98** schaltbare, auswählbare Eingänge. Ein sechzehn Schichten aufweisender Detektor **18** wird als mit einer Backplane **70** mit sechzehn Reihen geschaffen. Ausreichende DAS-Konverterkarten **72** werden bereitgestellt zum Bearbeiten von vier Bild-Schichten zu einer Zeit, die eine volle Azimutausdehnung  $\theta$  aufweist. Durch Schalten der Eingänge für die Konverterkarten **72** von mehreren peripheren Kartengruppen, die ähnlich zu den Gruppen **94** und **98** der [Fig. 6](#), [Fig. 9](#) und [Fig. 10](#) sind, ist eine alternative auswählbare Konfiguration geschaffen, die eine Abdeckung von kleineren Objekten optimiert. Eine alternative Konfiguration, die durch die Multiplexer **108** ausgewählt ist, ist entsprechend verschiedener Faktoren optimiert. Diese Faktoren enthalten eine Anzahl von verfügbaren DAS-Konverterkarten **72**, eine Anzahl von Reihen in der Backplane **70** und eine azimutale Ausdehnung eine Abdrucks des Abschwächungsschatten durch einen Kopf **82** oder anderer kleinere Objekte auf dem Bilddetektorarray **18**. Im Allgemeinen ist es nicht verlangt, dass alle DAS-Konverterkarten **72** in einer Gruppe die mit dem Multiplexer gekoppelt sind, oder dass alle Kanäle für jede bestimmte DAS-Karte **72** mit den Multiplexern gekoppelt sind. Es ist ebenfalls nicht verlangt, dass ein Satz von Multiplexern **108**, der mit den DAS **32**-Konverterkarten **72** in einer Gruppe gekoppelt ist, alle mit denselben Bereichen der Backplane **70** gekoppelt sind. Im Gegenteil, eine alternative Eingabekonfiguration für die Kanäle der DAS-Konverterkarte **72**, die durch die Multiplexer **108** ausgewählt ist, kann ausgewählt werden, um die Bildgebungseffizienz zu optimieren.

**[0040]** Die Ausführungsform, die in den [Fig. 6](#), [Fig. 9](#) und [Fig. 10](#) dargestellt ist, zeigt Multiplexer **108**, außerhalb der DAS-Karten **72**. In einer anderen Ausführungsform sind die Multiplexer **108** auf den DAS-Karten **72** angeordnet. In einer anderen Ausführungsform, wird das Multiplexen eher auf einer Detektorseite der Backplane **70** geleistet als auf einer DAS-Seite.

**[0041]** In einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, die einen Detektor **18** aufweist, der  $N = 16$  Schichten von 1.25 mm Minimumsbreite fähig ist, sind vier Kanäle der DAS-Konverterkarten **72** für jeden Bereich der Backplane **70** bereitgestellt.

**[0042]** Insgesamt sind 43.2% der Kanäle der Detektor-Karten **72** durch Schalten neu zuordenbar. In diese Ausbildungsform kann eine Zunahme bis zu 75% in der Abdeckung der kleinen Objekte mit zusätzlichen Schichten geschaffen werden, wie dies in der nachfolgenden Tabelle tabellarisch dargestellt ist. Aufgelistet unter „43.2% Frei“ sind die Anzahl der Schichten, die verfügbar sind, wenn keine Neuordnung des Eingabekanals durchgeführt wird. Aufgelistet unter „100% Kanal-Verwendung“ sind die Anzahl der Schichten, die verfügbar sind, wenn eine alternative Eingabekonfiguration ausgewählt ist. Multiplexen wird in dieser Ausführungsform verwendet, um die Eingabekanäle neu zu ordnen, um mehr Detektor-Bildgebungsschichten in einem zentralen Azimutbereiche **88** des Detektors **18** zu schaffen. (in dieser Ausführungsform ist der azimutale Bereich **88** mit mehr als einem Bereich der Backplane **70** gekoppelt. Auf ähnliche Art und Weise sind periphere Bereiche **84** und **86** mit mehr als einem Bereich der Backplane **70** gekoppelt.)

Schichtdicke	43.2% frei	100% verwendete Kanäle	Abdeckungsanwachsen
1.25 mm	P = 4 Schichten	Q = 7 Schichten	75%
2.50 mm	P = 4 Schichten	Q = 7 Schichten	75%
3,75 mm	P = 4 Schichten	Q = 5 Schichten*	25%
5,00 mm	P = 4 Schichten	Q = 4 Schichten*	0%

**[0043]** In der Vorhersagetabelle kennzeichnet (\*), dass die Kapazität der Datenakquisition die Kapazität des Detektors in dem Akquisitionsmodus überschreitet, beispielsweise sind keine Detektorkanäle verfügbar. Die Abdeckungsverbesserungen, die vorstehend angegeben wurden, sind Verbesserungen der maximalen Abdeckung. In anderen Ausführungsformen sind zwischen 25% und 50% der DAS-Eingabekanäle durch Multiplexen rekonfiguriert.

**[0044]** Es wird beobachtet werden, dass es zwei Ansätze zur Kollimierung des Röntgenstrahls **110** vor dem Patienten gibt, wenn der Kopf des Patienten bildgebend dargestellt wird. Ein erster Ansatz ist, einen breiten Strahl **16** in einem bildgebend darzustellenden Objekt von ungefähr 50 cm im Durchmesser zu verwenden, wie

beispielsweise beim Thorax **80** in [Fig. 7](#). Ein breiter Strahl **16** wird ausgewählt, um eine Fächerbreite  $\theta$  des Detektors **18** abzudecken. Ein breiter Strahl ist jedoch nicht notwendig zur Bildgebung von Objekten von ungefähr 25 cm im Durchmesser, wie beispielsweise einem Kopf **82** in [Fig. 8](#). Die Verwendung des breiten Strahls **16** in einem solchen Beispiel erzeugt ein Potential um mehr Röntgenphotonen auf sich zu ziehen, und folglich eine anwachsende Strahlungs dosis für den Patienten **22**. Stattdessen wird, um Objekte mit einem Durchmesser von ungefähr 25 cm im Durchmesser bildgebend darzustellen, ein schmaler Strahl **110** ausgewählt, um einen Teil oder Bereich des Detektorarrays **18** mit einem Fächerwinkel von  $\theta_1$  abzudecken. Die Verwendung des schmalen Strahls **110** führt dazu, dass der Patient **22** potentiell einer niedrigeren Dosis ausgesetzt ist. Die Referenzkanäle **112**, die für die Normierung des rekonstruierten Bildes verwendet werden, und die normalerweise an den Grenzen des Strahls **16** liegen, sind in einem 25 cm Scan-Bildausschnitt näher an den Detektorkanälen **88** angeordnet, der durch den schmalen Strahl **110** gegeben ist. Der Tisch **46** blockiert jedoch wegen des schmalen Strahls diese Referenzkanäle. Daten von den Referenzkanälen werden korrigiert, in dem das Stromsignal in mA der Röntgenröhren **14** in einem Kopf der Scan-Strahl-Daten aufgenommen wird und die Referenzkanaldaten entsprechend dem Stromsignal in mA renormiert werden. Diese Renormierung kann durch die Bild-Rekonstruktionseinrichtung **34** oder durch den Computer **36** durchgeführt werden.

**[0045]** In einer Ausführungsform wird ein Patient **22** zwischen der Röntgenröhre **14** und Zellen des Detektorarrays **18** positioniert, beispielsweise wird der Patient **22** auf dem Tisch **46** platziert, um ein Objekt oder einen Patienten **22** unter Verwendung eines CT-Scanners **10** mit den hierin offenbarten Merkmalen bildgebend darzustellen. Ein Röntgenstrahl **16** wird in Richtung des Patienten projiziert. Eine ausgewählte Rekonfiguration einer Kopplung der ausgewählten Detektorzellen mit der Datenakquisition wird durchgeführt. Beispielsweise wird ein Schalter auf der Bedienkonsole **40** gesetzt, um einen Zustand einer Gruppe von Multiplexern auszuwählen. Die Rekonfiguration ist derart, dass die Datenkanäle des DAS **32**, die andernfalls nicht für die Bildgebung von kleinen Bereichen des Patienten **22** nutzbar wären (beispielsweise des Kopfes des Patienten **22**), verwendet werden, um zusätzliche Bildschichten zu bearbeiten. Diese Rekonfiguration ist möglich, da es ausreichend ist, Daten von dem Detektorarray **18** zu bearbeiten, die eine verringerte Azimutausdehnung aufweisen, wenn kleinere Objekte bildgebend dargestellt werden. Um dann die selektive Redirektion anzupassen, werden Daten vom DAS **32** durch die Bild-Rekonstruktionseinrichtung **34** neu angeordnet, um die Bildschichten zu rekonstruieren.

**[0046]** Obwohl bestimmte Ausführungsformen der Erfindung beschrieben und im Detail dargestellt wurden, sollte es so verstanden werden, dass dasselbe nur zu Darstellungszwecken und beispielhaft beabsichtigt ist und auf keinen Fall als Beschränkung verstanden werden kann. Zusätzlich ist die CT-Vorrichtung, die hierin beschrieben wurde, eine Vorrichtung der „dritten Generation“, in der sowohl die Röntgenstrahlenquelle als auch der Detektor sich mit der Gantry drehen. Viele andere CT-Vorrichtungen einschließlich Vorrichtungen der „vierten Generation“, worin der Detektor ein stationärer Detektor mit einem kompletten Ring von Detektorelementen ist, und nur die Röntgenstrahlenquelle mit der Gantry dreht, können verwendet werden, wenn die individuellen Detektorelemente korrigiert werden, um im Wesentlichen ein gleichmäßiges Ansprechen auf einen gegebenen Röntgenstrahl zu schaffen. Darüber hinaus können Ausführungsformen der Erfindung jedoch entweder mit axialen oder helikalen Scans verwendet werden.

### Patentansprüche

1. Verfahren zur Bildgebung eines Objektes (**22**) unter Verwendung einer Vielschicht-CT-Bildgebungsvorrichtung (**10**), die eine Röntgenstrahlenquelle (**14**), ein Detektorarray (**18**) und eine Datenakquisitionseinrichtung (**32**) aufweist, die mit dem Detektorarray verbunden ist, wobei die Datenakquisitionseinrichtung eine Anzahl von Dateneingabekanälen aufweist, die kleiner sind als die gesamte Anzahl der Detektorzellen (**20**) in dem Detektorarray;

wobei das Verfahren die Schritte aufweist: Positionieren des Objektes (**22**) zwischen die Röntgenstrahlenquelle (**14**) und das Detektorarray (**18**);

Projizieren eines Röntgenstrahls (**16**) in Richtung auf das Objekt;

selektives Rekonfigurieren einer Verbindung der ausgewählten Detektorzellen (**20**) mit den Datenakquisitionseingabekanälen, um eine Anzahl von Bildschichten zu erhöhen, die durch die Datenakquisitionseinrichtung (**32**) erfasst werden;

neu Zusammenstellen von Signalen der Datenakquisitionseinrichtung (**32**) in Schichtbilder entsprechend der selektiven Rekonfiguration der Verbindung; gekennzeichnet durch:

Verbinden der Detektorzellen (**20**) mit der Datenakquisitionseinrichtung (**32**) derart, dass eine Anzahl von Schichten  $P < N$  des Detektorarrays, das eine Breite, die zu einem Strahlöffnungswinkel  $\theta$  gehört, mit vielen Reihen aufweist, die sich entlang der z-Achse erstrecken und konfiguriert sind, um ein Maximum an  $N$  Schichten der Bilddaten zu erfassen, die von der Datenakquisitionseinrichtung empfangen werden;

und worin das selektive Rekonfigurieren einer Verbindung der Detektorzellen (20) mit den Datenakquisitionseingangskanälen den Schritt aufweist, dass das selektive Rekonfigurieren einer Verbindung der Detektorzellen (20) mit der Datenakquisitionseinrichtung (32) so erfolgt, dass eine Anzahl der Schichten  $Q > P$  des Detektorarrays für einen eine Breite aufweisenden Strahlöffnungswinkel  $\theta_1 < \theta$  durch die Datenakquisitionseinrichtung (32) empfangen werden.

2. Verfahren gemäß Anspruch 1, worin das selektive Rekonfigurieren einer Verbindung der Detektorzellen (20) mit der Datenakquisitionseinrichtung (32) so erfolgt, dass eine Anzahl der Schichten  $Q > P$  des Detektorarrays für einen eine Breite aufweisenden Strahlöffnungswinkel  $\theta_1 < \theta$  durch die Datenakquisitionseinrichtung (32) empfangen werden, den Schritt des Rekonfigurierens einer Verbindung von zwischen 25% und 50% der Detektorkanäle mit den Detektorzellen (20) aufweist.

3. Verfahren gemäß Anspruch 1, worin die Bildgebungsvorrichtung (10) einen Tisch (46) aufweist und die Röntgenstrahlenquelle (14) einstellbar ist, um eine Ausdehnung des Röntgenstrahls (16) anzupassen und ferner die Schritte aufweist:

Anpassen oder Einstellen der Ausdehnung des Röntgenstrahls (16) entsprechend der Größe des Objektes (22), das bildgebend dargestellt werden soll;

Zuordnen von Referenzkanälen (112) der Datenakquisitionseinrichtung (32) zu den Detektorzellen (20) entsprechend der Anpassung der Ausdehnung des Röntgenstrahls (16);

Aufnehmen eines Generatorstroms der Röntgenröhre (14) in den Dateikopf der Scandaten;

Erhalten von Bestrahlungsdaten, die die Referenzkanäle (112) verwenden; und

Kompensieren der Bestrahlungsdaten, die aus den Referenzkanälen (112) erhalten wurden, zum Blockieren durch den Tisch (46) unter Verwendung des Generatorstroms der Röntgenröhre (14) in dem Dateikopf der Scandaten.

4. Vielschicht-Bildgebungsvorrichtung (10), die aufweist:

ein Vielschicht-Detektorarray (18) für einen eine Breite aufweisenden Strahlöffnungswinkel  $\theta$ , das Vielfachreihen aufweist, die sich entlang der z-Achse erstrecken und konfiguriert sind, um ein Maximum von N Schichten der Bilddaten zu erfassen;

eine Röntgenstrahlenquelle (14), die einen Röntgenstrahl (16) emittiert, der in Richtung des Detektorarrays (18) gerichtet ist;

eine Datenakquisitionseinrichtung (32), die mit dem Detektorarray (18) verbunden ist, wobei die Datenakquisitionseinrichtung (32) Eingabeprozessoren (72) aufweist, die eine Anzahl von Datenakquisitionseingabekanälen aufweisen, die kleiner ist als die gesamte Anzahl der Detektorzellen (20) in dem Detektorarray (18);

ein Multiplexerarray (102), das zwischen dem Detektorarray (18) und den Eingabeprozessoren (72) angeordnet ist, und konfiguriert ist, um selektiv eine Verbindung der ausgewählten Detektorzellen (20) mit den Datenakquisitionseingabekanälen zu rekonfigurieren; und

eine Bildrekonstruktionseinrichtung (34), die mit der Datenakquisitionseinrichtung (32) verbunden ist, und konfiguriert ist, um die Bildsignale in dem Schichtbild entsprechend der selektiven Rekonfiguration der Verbindung neu anzuordnen;

dadurch gekennzeichnet, dass

das Multiplexerarray (102) konfiguriert ist, um selektiv eine Verbindung mit ausgewählten Detektorzellen (20) so zu rekonfigurieren, dass in einer ersten Verbindungskonfiguration eine Anzahl von Schichten  $P < N$  des Detektorarrays (18) mit einem eine Breite aufweisenden Strahlöffnungswinkel  $\theta$  durch die Datenakquisitionseinrichtung (32) konvertiert werden und in einem zweiten Zustand des Multiplexerarrays eine Anzahl von Schichten  $Q \geq P$  des Detektorarrays mit einem eine Breite aufweisenden Strahlöffnungswinkel  $\theta_1 < \theta$  durch die Datenakquisitionseinrichtung konvertiert werden.

5. Vorrichtung gemäß Anspruch 4, worin  $N = 16$ ,  $P = 4$  und  $Q = 7$  ist.

6. Vorrichtung gemäß Anspruch 5, worin eine Breite der Schichten 1,25 mm oder 2,5 mm ist.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

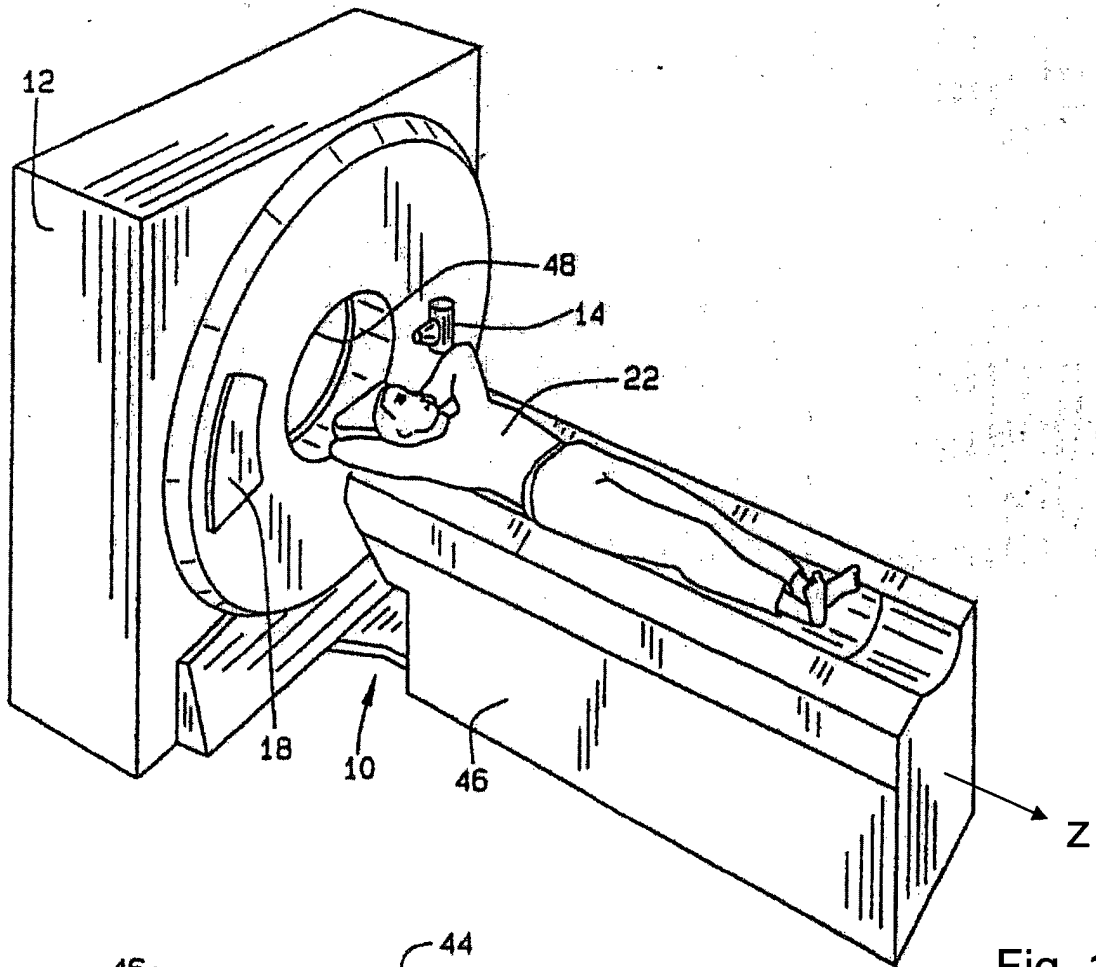


Fig. 1

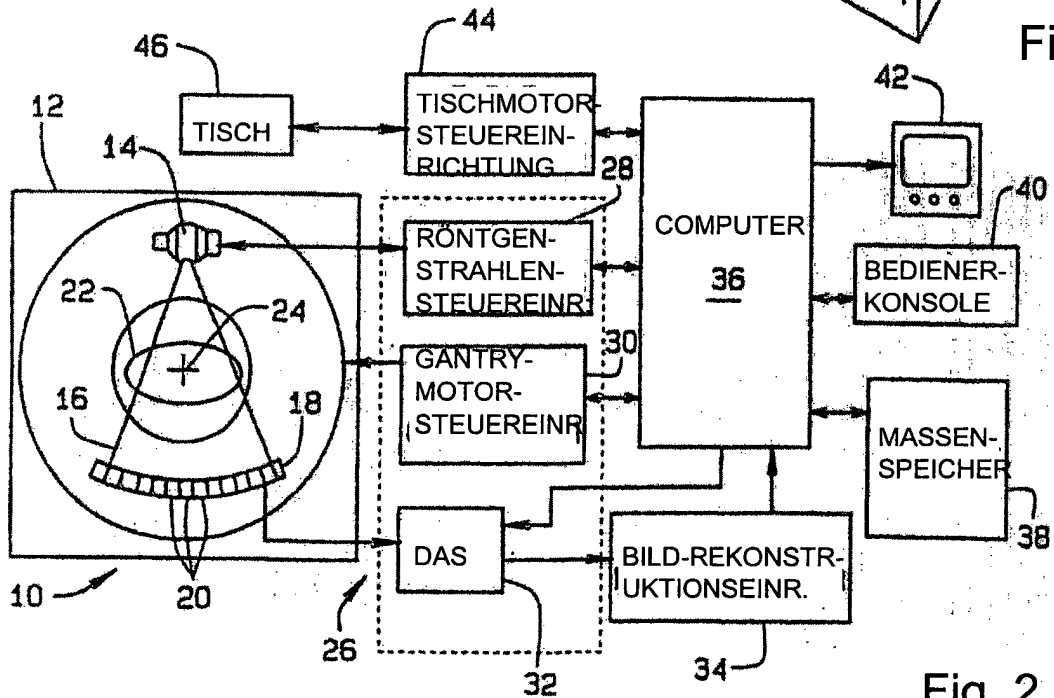


Fig. 2

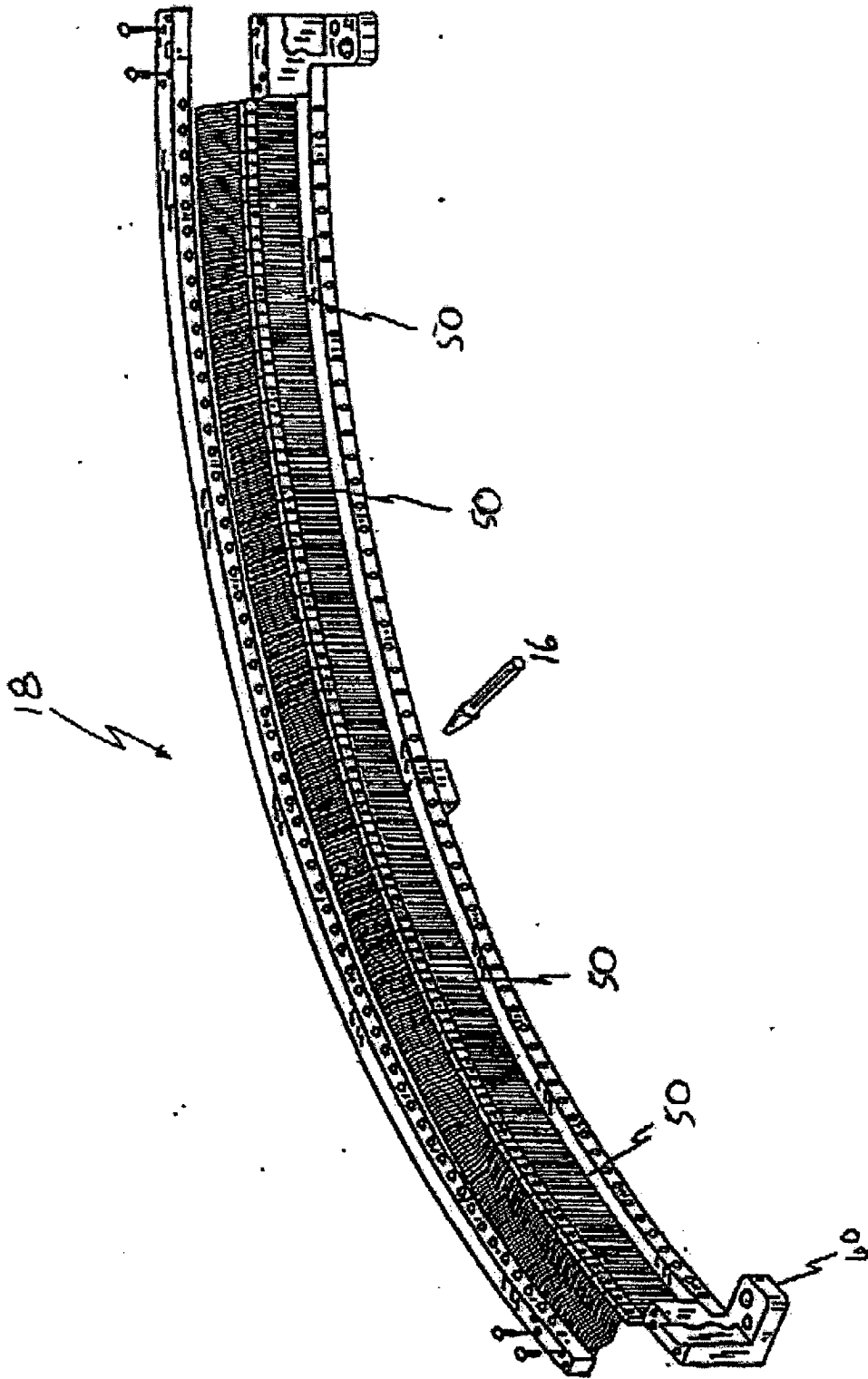


Fig. 3

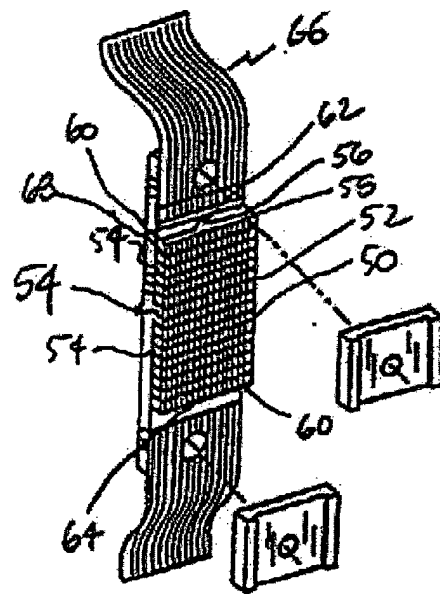


Fig. 4

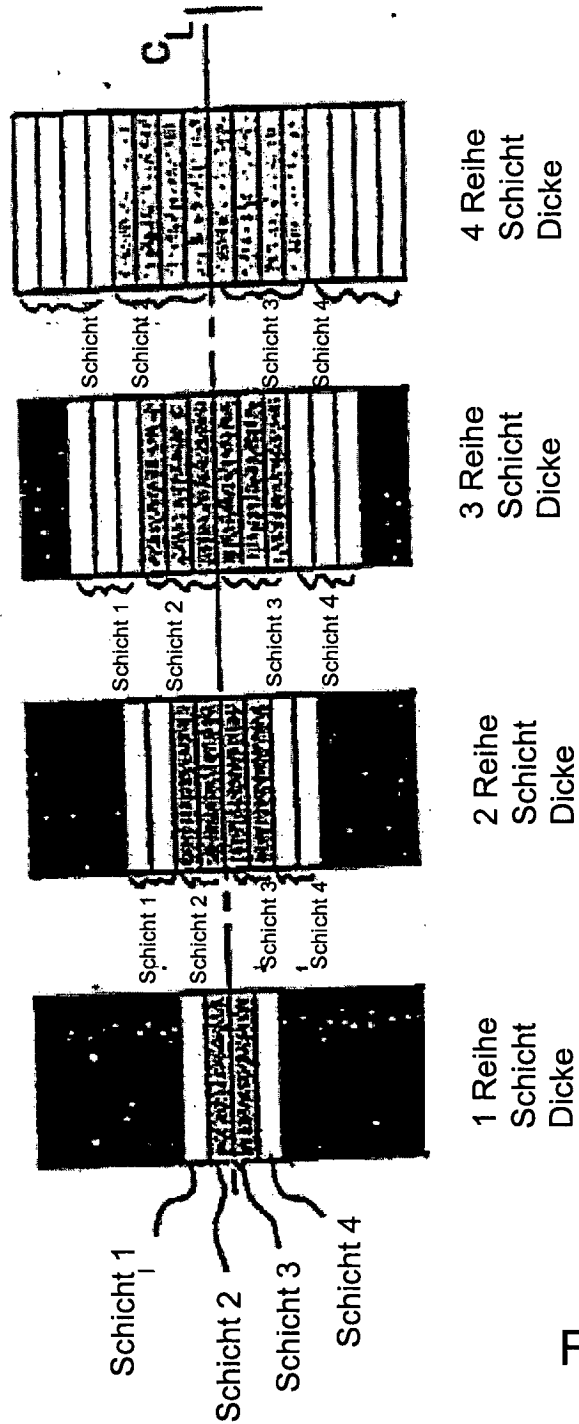


Fig. 5

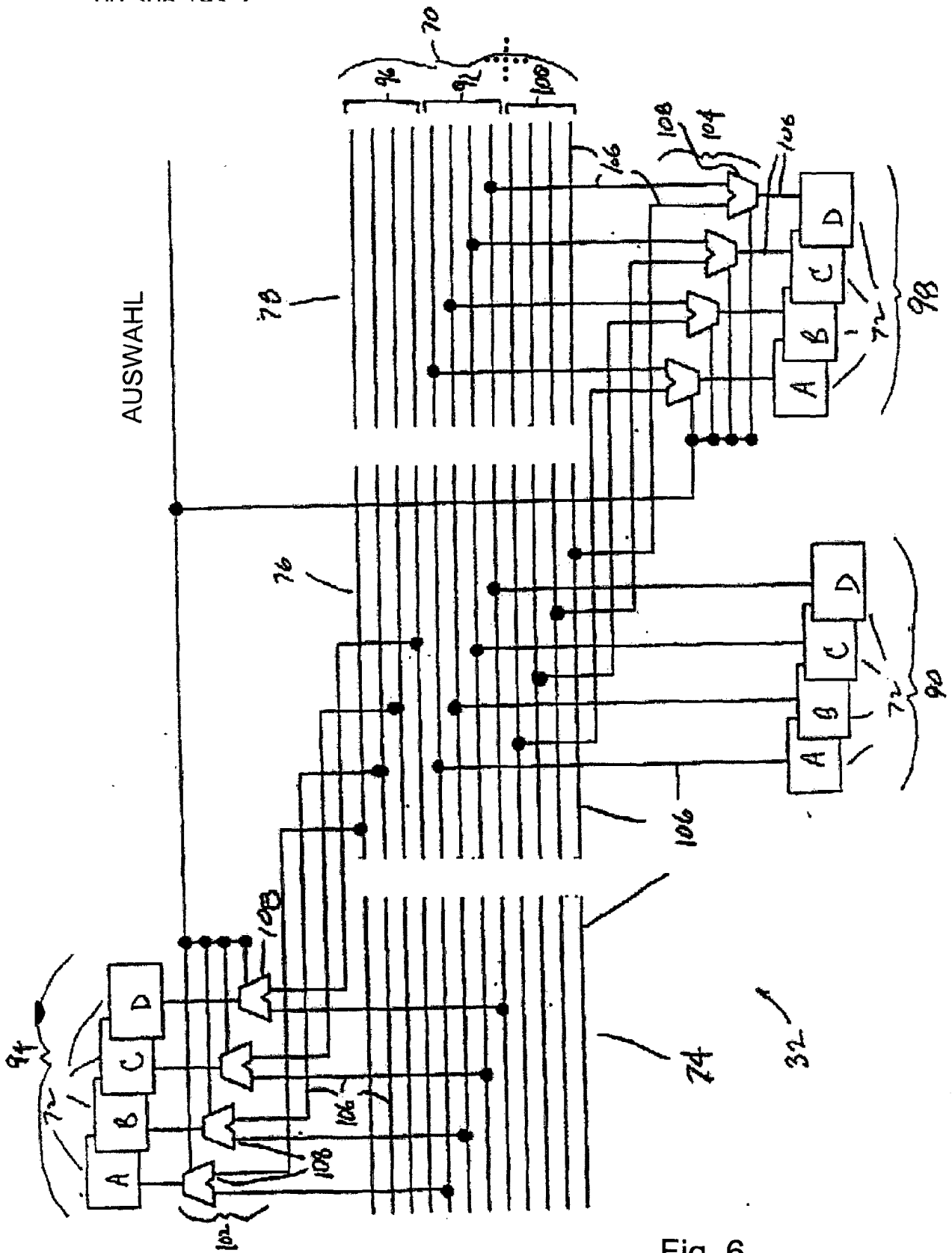


Fig. 6

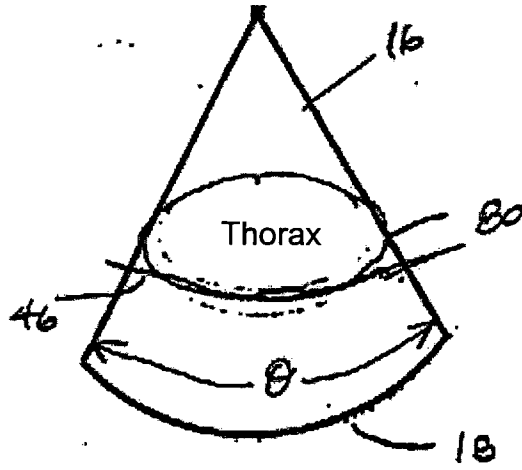


Fig. 7

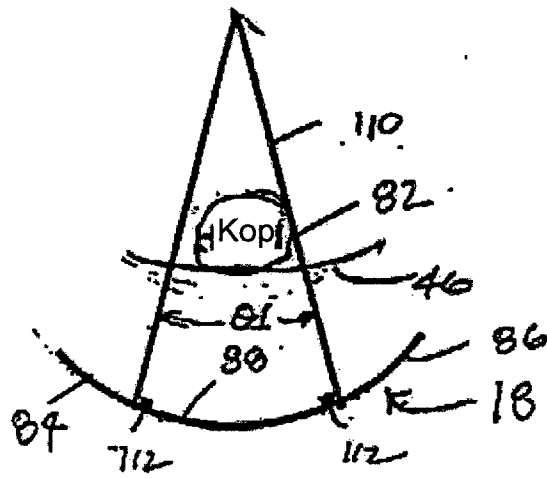


Fig. 8

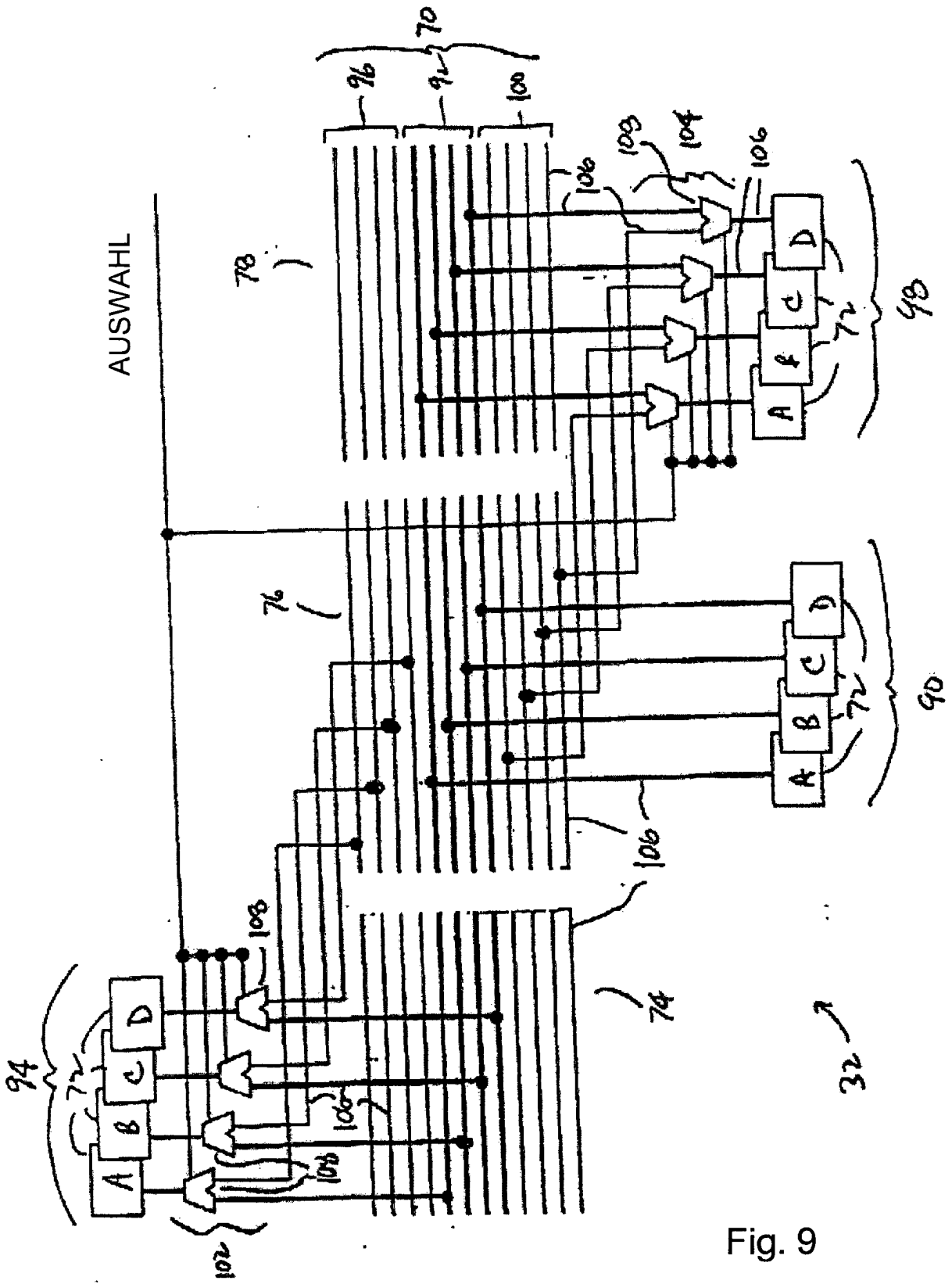


Fig. 9

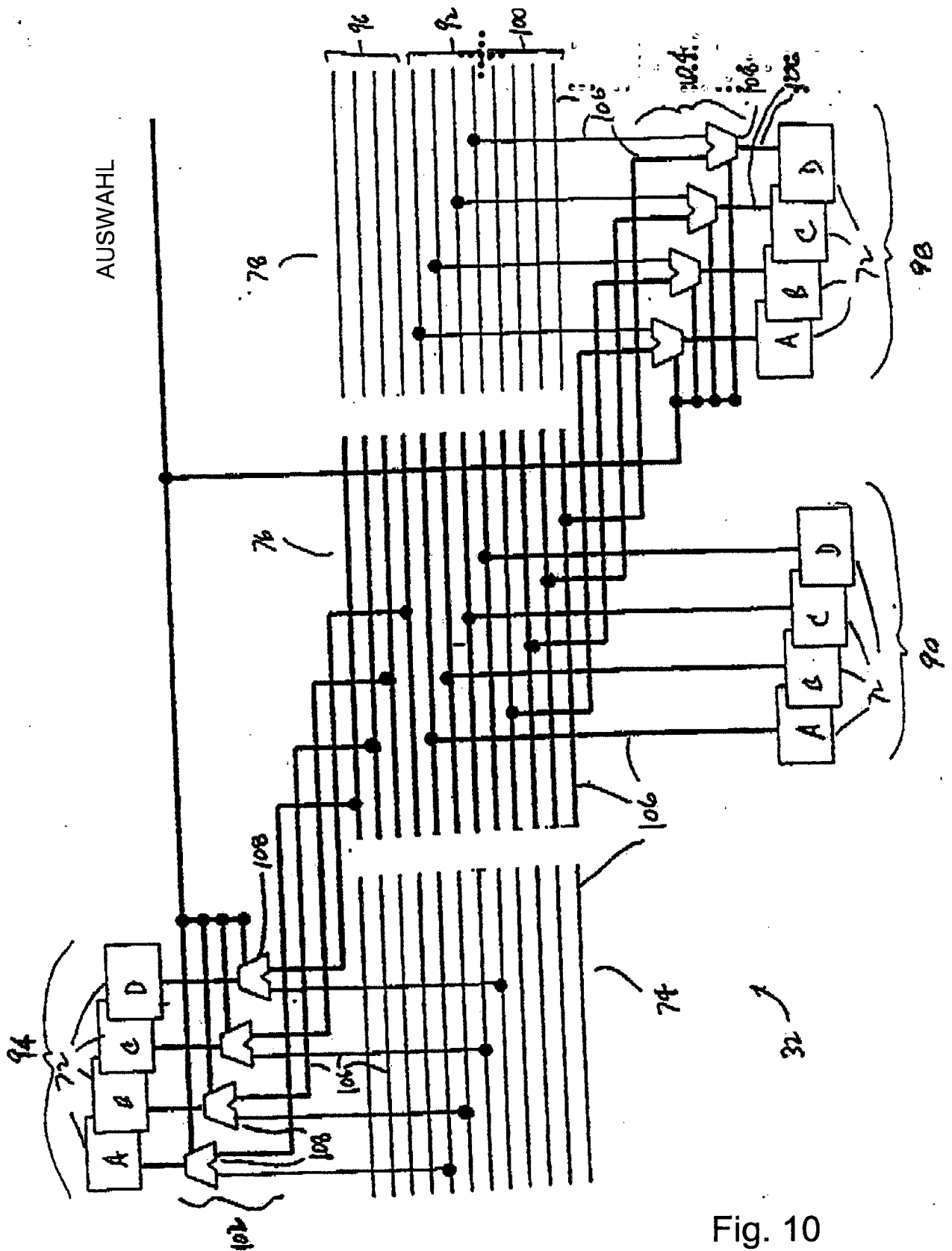


Fig. 10