



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 45 705 A1** 2004.09.02

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 45 705.4**

(22) Anmeldetag: **01.10.2003**

(43) Offenlegungstag: **02.09.2004**

(51) Int Cl.<sup>7</sup>: **A61B 6/03**

(30) Unionspriorität:

<b>60-416,072</b>	<b>04.10.2002</b>	<b>US</b>
<b>10-602,565</b>	<b>24.06.2003</b>	<b>US</b>

(71) Anmelder:

**GE Medical Systems Global Technology  
Company, LLC, Waukesha, Wis., US**

(74) Vertreter:

**Voigt, R., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 65239 Hochheim**

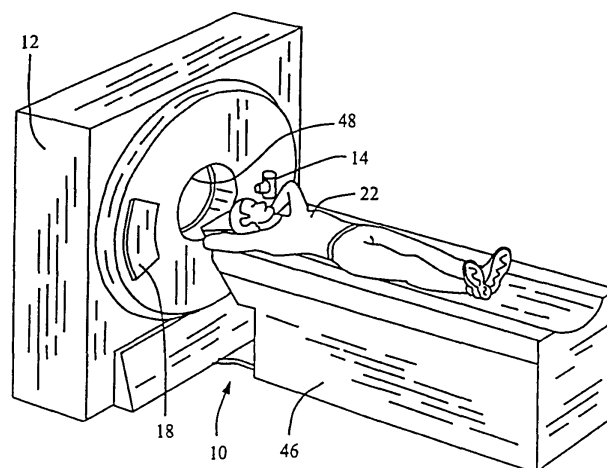
(72) Erfinder:

**Hsieh, Jiang, Brookfield, Wis., US; Armstrong,  
Robert H., Waukesha, Wis., US; Arduni, Peter  
Joseph, Wauwatosa, Wis., US; Senzig, Robert F.,  
Germantown, Wis., US**

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Einrichtung zur Abschneidungs-Kompensation**

(57) Zusammenfassung: Ein Verfahren enthält ein Anreichern von teilweise gesampelten Sichtfelddaten unter Verwendung von vollständig gesampelten Sichtfelddaten.



**Beschreibung**

## Stand der Technik

[0001] Diese Erfindung bezieht sich allgemein auf Verfahren und Einrichtungen zur Computer-Tomographie (CT)-Bildrekonstruktion und insbesondere auf Verfahren und Einrichtungen für ein Abschneidungs-Kompensationsschema.

[0002] Unter gewissen Abtast- bzw. Scanbedingungen erstrecken sich Teile von einem Patienten über denjenigen Bereich hinaus, der durch einen Detektor gemessen wird, was zu Bildartefakten und einer unvollständigen Darstellung des abgebildeten Objektes führen kann. Es sind einige bekannte Verfahren veröffentlicht worden, die auf die Artefakt- Reduzierung gerichtet sind, aber nicht auf die Bildgebung von demjenigen Abschnitt des Patienten, der ausserhalb des Sichtfeldes (FOD von Field of View) sind. Es ist jedoch wünschenswert, denjenigen Abschnitt des Patienten bildlich darzustellen, der sich über das FOD hinaus erstreckt.

**KURZE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG**

[0003] Gemäß einem Aspekt wird eine Verfahren geschaffen. Das Verfahren enthält ein teilweises Erweitern bzw. Anreichern (Augmentieren) teilweise abgetasteter bzw. gesampelter Sichtfelddaten unter Verwendung von vollständig gesampelten Sichtfelddaten.

[0004] Gemäß einem anderen Aspekt wird eine Bildgebungseinrichtung geschaffen. Die Bildgebungseinrichtung enthält eine Strahlungsquelle, einen auf Strahlung ansprechenden Detektor, der so angeordnet ist, daß er von der Quelle emittierte Strahlung empfängt, und einen Computer, der operativ mit der Strahlungsquelle und dem Detektor gekoppelt ist. Der Computer ist konfiguriert, um Daten von einer Computer-Tomographie-Abtastung von einem Objekt zu empfangen, wobei die Daten vollständig gesampelte Sichtfelddaten und teilweise gesampelte Sichtfelddaten enthalten. Der Computer ist ferner konfiguriert, um die empfangenen, teilweise gesampelten Sichtfelddaten unter Verwendung der vollständig gesampelten Daten zu erweitern bzw. anzureichern und ein Bild des Objektes unter Verwendung der vollständig gesampelten Sichtfelddaten und der angereicherten, teilweise gesampelten Sichtfelddaten zu rekonstruieren.

## Ausführungsbeispiel

[0005] Gemäß einem weiteren Aspekt ist ein Computer-leasbares Medium vorgesehen, das mit einem so konfigurierten Programm kodiert ist, um einen Computer zu instruieren, teilweise gesampelte Sichtfelddaten anzureichern und ein Bild unter Verwendung der vollständig gesampelten Sichtfelddaten und der angereicherten, teilweise gesampelten Sichtfelddaten zu rekonstruieren.

[0006] **Fig. 1** ist eine bildliche Ansicht einer Ausführung eines CT Bildgebungssystems;

[0007] **Fig. 2** ist ein schematisches Blockschaltbild des in der **Fig. 1** dargestellten . Systems;

[0008] **Fig. 3** veranschaulicht durch Abschneiden verursachte Artefakte;

[0009] **Fig. 4** ist eine graphische Darstellung, welche eine über alle Kanäle als Funktion des Projektionswinkels integrierte totale Schwächung für ein Brustphantombild) zeigt;

[0010] **Fig. 5** ist eine Erläuterung eines Abschneidevorgangs in einer klinischen Umgebung;

[0011] **Fig. 6** ist eine graphische Darstellung, welche den Einfluß einer Abschneideprojektion auf eine Gesamtschwächung darstellt;

[0012] **Fig. 7** ist eine Darstellung einer Flanken- bzw. Neigungs- und Grenzbereichsabschätzung;

[0013] **Fig. 8** ist eine Darstellung eines angepaßten Wasserzylinders für eine abgeschnittene Projektion;

[0014] **Fig. 9** ist eine Darstellung einer Projektionserweiterung im Maßstab der erwarteten totalen Schwächung;

[0015] **Fig. 10** stellt eine Anzahl von Abbildungen dar.

**DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG**

[0016] Es werden hier Verfahren und Einrichtungen zur Kompensation von Abschneidevorgängen für ein erweitertes Sichtfeld in rotierenden (Bilddaten-) Gewinnungssystemen bereitgestellt. Wie weiter unten in größerem Detail erläutert wird, basiert ein Verfahren zumindest teilweise auf einer Eigenschaft, wonach für eine parallele Abtastgeometrie der gesamte Betrag der über alle Kanäle integrierten Schwächung unabhängig ist von dem Projektionswinkel. Die Einrichtungen und Verfahren werden veranschaulicht mit Bezug auf die Figuren, in denen gleiche Zahlen in allen Figuren dieselben Elemente bezeichnen. Diese Figuren sind als Erläuterung gedacht und keineswegs als Einschränkung; sie sind hier beigefügt, um die Erläuterung einer beispielhaften Ausführungsform der Einrichtungen sowie von Verfahren nach der Erfindung zu erleichtern.

[0017] In einigen bekannten Konfigurationen für ein CT Bildgebungssystem projiziert eine Strahlungsquelle

ein fächerförmiges Bündel, das so gerichtet ist, daß es in einer im allgemeinen als die "Bildebene" bezeichneten X-Y Ebene eines Kartesischen Koordinatensystems liegt. Das Strahlungsbündel verläuft durch ein gerade abgebildetes Objekt, zum Beispiel einen Patienten. Nachdem es durch das Objekt geschwächt bzw. gedämpft worden ist, trifft das Strahlenbündel auf ein Feld bzw. Array von Strahlungsdetektoren. Die Intensität der an dem Detektorfeld empfangenen geschwächten Bündelstrahlung ist abhängig von der Schwächung eines Strahlungsbündels durch das Objekt. Jedes Detektorelement von dem Feld erzeugt ein separates elektrisches Signal, das ein Maß für die Schwächung bzw. Dämpfung des Bündels an der Detektorstelle darstellt. Die Schwächungsmessungen von all den Detektoren werden getrennt gewonnen, um ein Transmissionsprofil zu erzeugen.

[0018] Bei CT Systemen der dritten Generation werden die Strahlungsquelle sowie das Detektorfeld mit einem Gestell innerhalb der Bildebene sowie um das abzubildende Objekt herum so gedreht, daß sich der Winkel, unter dem das Strahlungsbündel das Objekt schneidet, in konstanter Weise ändert. Eine Gruppe von Strahlungsschwächungsmessungen, d.h. die Projektionsdaten, von dem Detektorfeld bei einem Gestellwinkel, wird als eine "Ansicht" (View) bezeichnet. Eine "Abtastung" bzw. ein "Scan" des Objekts umfaßt einen Satz von Ansichten, die während eines Umlaufs der Strahlungsquelle und des Detektors unter verschiedenen Gestellwinkeln oder Ansichtswinkeln gemacht wurden.

[0019] Im Rahmen einer axialen Abtastung bzw. eines axialen Scans werden die Projektionsdaten weiter verarbeitet, um ein Bild zu rekonstruieren, das einem zweidimensionalen Schnitt (Slice) durch das Objekt entspricht. Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten wird auf dem Fachgebiet bezeichnet als die gefilterte Rückproduktionstechnik. Dieses Verfahren setzt die Schwächungsmessungen von einem Scan um in "CT Zahlen" oder "Hounsfield-Einheiten" genannte ganze Zahlen, die zur Steuerung der Helligkeit eines entsprechenden Pixels auf einer Display-Vorrichtung benutzt werden.

[0020] Um die gesamte Abtastzeit zu verringern, kann eine "schrauben- oder wendelförmige" (helical) Abtastung durchgeführt werden. Um eine "schraubenförmige" Abtastung auszuführen, wird der Patient bewegt, während die Daten für die vorgeschriebene Anzahl von Schnitten bzw. Slices gewonnen werden. Ein solches System erzeugt eine einzelne Schraubenlinie aus einer schraubenförmigen Abtastung mit einem Fächerbündel. Die von dem Fächerbündel erstellte Schraubenlinie liefert Projektionsdaten, aus denen Bilder in jedem vorgegebenen Schnitt rekonstruiert werden können.

[0021] In der hier benutzten Form sollte bei einem im Singular mit einem vorangestellten unbestimmten Artikel "ein" zitierten Element oder Schritt das so zu verstehen sein, daß dadurch nicht mehrere solche Elemente oder Schritte ausgeschlossen werden sollen, es sei denn, ein solcher Ausschluß ist explizit aufgeführt. Weiterhin sind Bezugnahmen auf "eine Ausführung" der vorliegenden Erfindung nicht so zu deuten, daß sie die Existenz von zusätzlichen Ausführungsformen ausschließen, die ebenfalls die zitierten Merkmale enthalten.

[0022] Weiterhin ist der hier benutzte Ausdruck "Rekonstruieren eines Bildes" nicht so zu verstehen, daß er Ausführungen der vorliegenden Erfindung ausschließt, in denen die ein Bild darstellenden Daten zwar erzeugt werden, jedoch nicht ein ansehbares (wirkliches) Bild. Deshalb bezieht sich der hier verwendete Ausdruck "Bild" umfassend sowohl auf ansehbare Bilder als auch auf ein ansehbares Bild repräsentierende Daten. Viele Ausführungen erzeugen jedoch (oder sind entsprechend konfiguriert), mindestens ein ansehbares Bild.

[0023] **Fig. 1** ist eine Ansicht von einem CT Bildgebungssystem **10**. **Fig. 2** ist ein schematisches Blockdiagramm von dem in **Fig. 1** gezeigten System **10**. In dem Ausführungsbeispiel ist eine Gestell **12** gezeigt, das ein CT Bildgebungssystem der "dritten Generation" darstellt. Das Gestell **12** hat eine Strahlungsquelle **14**, die ein kegelförmiges Bündel **16** von Röntgenstrahlen in Richtung auf ein Detektorfeld **18** auf der gegenüberliegenden Seite des Gestells **12** projiziert.

[0024] Das Detektorfeld **18** wird gebildet aus einer Anzahl von (nicht gezeigten) Detektorreihen, die eine Anzahl von Detektorelementen **20** enthalten, die zusammen die projizierten Röntgenstrahlen abfühlen, die durch ein Objekt, zum Beispiel einen medizinischen Patienten **22**, hindurch verlaufen. Jedes Detektorelement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Strahlungsbündels repräsentiert und damit eine Abschätzung der Schwächung bzw. Dämpfung des Bündels erlaubt, wie es durch das Objekt oder den Patienten **22** hindurchgeht. Ein Bildgebungssystem **10** mit einem Mehrscheiben-Detektor **18** ist in der Lage, eine Anzahl von Bildern zu liefern, die ein Volumen von dem Objekt **22** darstellen. Jedes Bild der Anzahl von Bildern entspricht einer getrennten "Scheibe" des Volumens. Die "Dicke" oder Apertur der Scheibe ist von der Dicke der Detektorreihen abhängig.

[0025] Um während eines Scans bzw. Abtastvorgangs Röntgenprojektionsdaten zu gewinnen, rotieren das Gestell **12** sowie die darauf angebrachten Komponenten um ein Rotationszentrum **24**. **Fig. 2** zeigt lediglich eine einzelne Reihe von Detektorelementen **20** (d.h. eine Detektorreihe). Jedoch enthält ein Detektorfeld **18** für mehrfache Schnitte bzw. Slices eine Anzahl von parallelen Detektorreihen mit Detektorelementen **20**, so daß Projektionsdaten, die mehreren Schnitten entsprechen, gleichzeitig während eines Scans gewonnen werden können.

[0026] Die Drehung des Gestells **12** sowie der Betrieb der Röntgenquelle **14** werden gesteuert von einem Steuermechanismus **26** des CT Systems **10**. Der Steuermechanismus **26** enthält eine Röntgensteuerung **28**,

welche die Spannungsversorgung sowie Zeitsteuersignale für die Strahlungsquelle **14** bereitstellt, und eine Gestellmotorsteuerung **30**, welche die Drehgeschwindigkeit und Position des Gestells **12** steuert. Ein Datengewinnungssystem (DAS) **32** im Steuermechanismus **26** tastet die analogen Daten von den Detektorelementen **20** ab und wandelt die Daten in digitale Signale für die nachfolgende Verarbeitung um. Ein Bildrekonstruktor **34** empfängt die abgetasteten bzw. gesampelten und digitalisierten Röntgenstrahlendaten vom DAS **32** und leistet die Bildrekonstruktion mit hoher Geschwindigkeit. Das rekonstruierte Bild wird als ein Eingang an einen Computer **36** angelegt, der das Bild in einem Speichergerät **38** speichert.

[0027] Der Computer **36** empfängt weiterhin Befehle und Abtastparameter von einem Bediener über die Konsole **40**, die eine Tastatur aufweist. Eine zugeordnete Kathodenstrahlröhrenanzeige **42** erlaubt es dem Bediener, die rekonstruierten Bilddaten sowie andere Daten von dem Computer **36** zu beobachten. Die vom Bediener eingegebenen Befehle und Parameter werden vom Computer **36** dazu benutzt, Steuersignale sowie Informationen zu liefern für das DAS **32**, die Strahlungssteuerung **28** sowie für die Gestellmotorsteuerung **30**. Zusätzlich betreibt der Computer **36** eine Tischmotorsteuerung **44**, die einen mit einem Motor ausgestatteten Tisch **46** steuert, um den Patienten **22** im Gestell **12** zu positionieren. Insbesondere bewegt der Tisch **46** Bereiche des Patienten **22** durch die Gestellöffnung **48**.

[0028] In einer Ausführung enthält der Computer **36** eine Vorrichtung **50**, zum Beispiel ein Diskettenlaufwerk, ein CD-ROM Laufwerk zum Lesen der Instruktionen und/oder Daten von einem mittels eines Computers lesbaren Medium **52**, zum Beispiel einer Diskette oder einer CD-ROM. Im allgemeinen ist wenigstens eines von dem DAS **32**, dem Rekonstruktor **34** und dem Computer **36**, die in **Fig. 2** gezeigt sind, programmiert, um die unten beschriebenen Prozesse auszuführen. Selbstverständlich ist das Verfahren nicht auf die Ausführung im CT System **10** beschränkt und kann in Verbindung mit vielen anderen Typen und Änderungen von Bildgebungssystemen verwendet werden. In einem Ausführungsbeispiel ist der Computer **36** zur Ausführung der hier beschriebenen Funktionen programmiert, und in der hier benutzten Form ist der Begriff Computer nicht begrenzt auf eben solche integrierten Schaltungen, auf die auf dem Fachgebiet als Computer Bezug genommen wird, sondern bezieht sich im breiten Sinne auf Computer, Prozessoren, Mikrokontrollen, Mikrocomputer, programmierbare Logiksteuerungen, anwendungsspezifische integrierte Schaltungen sowie auf andere programmierbare Schaltungen. Obwohl die hier beschriebenen Verfahren in einer medizinischen Einrichtung beschrieben werden, ist es möglich, die Vorteile der Erfindung in nicht-medizinischen Bildgebungssystemen zu nutzen, wie beispielsweise Systemen, die üblicherweise in einer industriellen Einrichtung oder einer Transproteineinrichtung verwendet werden, wie beispielsweise, ohne darauf beschränkt zu sein, ein Gepäck-Abtast-CT-System für ein Flughafen- oder ein anderes Transportzentrum.

[0029] Unter einigen Abtast- bzw. Scanbedingungen erstrecken sich Teile von dem Patienten **22** über das mittels des Detektors **18** gemessene Gebiet hinaus, was zu Bildartefakten sowie zu einer unvollständigen Darstellung des abgebildeten Objekts führen kann. Die Röntgenröhre und der Detektor **18** sind fest zusammengehalten auf einem Rahmen, der um die Patientenöffnung **72** rotiert. Im Laufe der Rotation werden kontinuierlich Messungen gemacht innerhalb eines "vollständig gesampelten Sichtfeldes" **76**. Die Schwächung von Röntgenstrahlen, die irgendwelche Bereiche des Objektes **22** durchqueren, die ausserhalb des vollständig gesampelten Sichtfeldes **76** positioniert sind, wird an einem eingeschränkten Bereich von Drehwinkeln gemessen, und dieser Bereich wird als der teilweise gesampelte Sichtfeld-Bereich" genannt. Mit anderen Worten, Bereiche, die sich innerhalb des vollständig gesampelten Sichtfeldes **76** befinden, sind in einem Fächer **16** angeordnet, so daß Messungen an allen Gestellwinkeln erhältlich sind, und die gesammelten Daten sind als vollständig gesampelte Sichtfelddaten definiert. Einige Abschnitte sind jedoch an gewissen Winkeln innerhalb des Fächers **16**, aber ausserhalb des Fächers **16** an anderen Winkeln, und die Daten, die bezüglich dieser Abschnitte gesammelt sind, werden als teilweise gesampelte gesampelte Sichtfelddaten definiert.

[0030] Es sind einige bekannte Verfahren publiziert worden, welche die Verminderung der Artefakte ansprechen, nicht jedoch die Abbildung des Teils des Patienten, der sich außerhalb des Sichtfeldes (FOV) befindet. Es ist jedoch wünschenswert, den Teil des Patienten abzubilden, der sich über das FOV hinaus erstreckt. Dies ist in vielen Feldern nützlich, einschließlich der Onkologie, der Spin-Angiographie, bei Bildverschmelzungssystemen sowie bei in der Wirtschaftswelt angewendeten CT Scannern. Die derzeitige Hardware eines bekannten Mehrfach-Slice CT Scanners begrenzt das Rekonstruktions-Sichtfeld (FOV) auf etwa 50 Zentimeter (cm). Obwohl dies für die meisten klinischen Anwendungen ausreichend ist, ist es wünschenswert, das FOV zu erweitern, um Objekte außerhalb dieses FOV abzubilden. Dies kann besondere Vorteile für Anwendungen haben, zum Beispiel die Onkologie oder die CT/PET. Für onkologische Anwendungen ist ein größeres FOV erwünscht. Dies ist hauptsächlich so aufgrund der Tatsache, daß für die Planung einer Strahlungsbehandlung die Gliedmaßen (limbs) des Patienten für eine bessere Positionierung des Tumors oft außerhalb von dem Scan-FOV zu liegen kommen. Die bekannten CT Rekonstruktionsalgorithmen ignorieren die abgeschnittenen Projektionen und erzeugen Bilder mit schwerwiegenden Artefakten. Diese Artefakte können eine genaue Abschätzung des Schwächungspfad für eine Behandlungsplanung nachteilig beeinflussen. Ein Phantombeispiel ist in **Fig. 3** gezeigt. Für mit einer Verschmelzung arbeitende Bildgebungssysteme (Fused Imaging), zum Beispiel CT/PET (Computertomographie/Positronen-Emissions-Tomographie) kann es sein, daß das Sichtfeld FOV

des PET Systems nicht übereinstimmt mit dem vorliegenden CT Design. Es ist wünschenswert, ein übereinstimmendes FOV zu haben zwischen dem CT und dem anderen Bildgebungssystem, z.B. CT/PET, CT/NUC (CT/Nuklear) oder CT/MR (CT/Magnetic Resonance). Diese Korrektur kann benutzt werden zur Justierung des FOV auf Übereinstimmung (match). Für PET ermöglicht dies eine bessere Schwächungskorrektur. Hierin beschrieben wird ein algorithmischer Lösungsansatz zum Vergrößern des rekonstruierten FOV über das durch die Detektorhardware begrenzte FOV hinaus. Dieser Korrekturalgorithmus kann angewendet werden auf verschiedene Rekonstruktionsalgorithmen unter Einschluß von Algorithmen basierend auf einem Vollscan, einem Halbscan/Segment, Wendelscan und dem Herzsektor, ohne jedoch darauf beschränkt zu sein. Zusätzlich ist das System **10** so konfiguriert, daß es die hierin beschriebenen Algorithmen verwendet.

[0031] **Fig. 4** zeigt den gesamten Betrag der Schwächung aufgezeichnet als Funktion des Projektionswinkels für einen Scan von einem Brustphantom. Man beachte, daß die Kurve eine nahezu horizontale Linie darstellt. Diese Eigenschaft existiert jedoch nicht für die Fächerbündel-Abtastgeometrie. Wenn das abgetastete Objekt sich außerhalb des Scan/Sichtfeldes (FOV) befindet, ist diese Eigenschaft nicht mehr länger gültig. Das Ausmaß des Fehlbetrages bzw. Defizits ist gleich dem Anteil von dem Objekt, der sich außerhalb des Projektions-FOV befindet. In nahezu allen klinischen Fällen erfolgt die Projektionsabschneidung lediglich in einem Teil der Projektionswinkel, wie das in **Fig. 5** gezeigt ist. In diesem Beispiel ist die bei der Stellung **3** Uhr genommene Projektion frei von einer Abschneidung (truncation), und die bei 12 Uhr genommene Projektion ist schwerwiegend abgeschnitten. Deshalb kann man sich auf die nicht abgeschnittene Projektionen (d.h. die Positionen um z.B. 3 Uhr in **Fig. 5**) stützen, um das Ausmaß der Abschneidung für die abgeschnittenen Ansichten (zum Beispiel die Positionen um 12 Uhr für das Beispiel in **Fig. 5**) abzuschätzen. Ein früher Schritt in dem Korrekturprozeß besteht darin, eine softwaremäßige Umlagerung (rebinning) Fächerbündel-zu-Parallelbündel für die vor-prozessierten Projektionen durchzuführen. In einer Ausführung ist dieser frühe Schritt der erste Schritt. Dieser Prozeß ist auf dem Fachgebiet wohlbekannt und erfordert keine spezielle Datensammlung. Sobald die Umlagerung abgeschlossen ist, werden die Projektionen über alle Detektorkanäle integriert, um die gesamte Schwächungskurve zu erhalten, wie das in **Fig. 6** gezeigt ist. Man beachte, daß die Absenkungen in der Kurve für die gesamte Schwächung korrespondieren zu den Ansichten mit einer Abschneidung (truncation). Der flache Kurventeil korrespondiert zu den Ansichten, in denen keine Abschneidung des Objekts auftritt. Sobald das gesamte Ausmaß des Objekts außerhalb des FOV geschätzt ist, besteht der nächste Schritt darin, die Verteilung der fehlenden Projektion abzuschätzen. Um dieses Ziel zu erreichen, berechnet man in einer Ausführung zuerst die Rand- bzw. Grenzanzeige  $p_l$  und  $p_r$ , wie unten in der Gleichung 1 gezeigt, in der abgeschnittenen Projektion, wie sie in **Fig. 7** gezeigt ist. Zur Verminderung von Rauschen wird in einer Ausführung eine durchschnittliche Zahl von  $m$  Proben bzw. Sampels benutzt.  $m = 3$  hat sich empirisch als nützlich für die Rauschreduzierung gezeigt. In anderen Ausführungen ist  $m$  größer als 1 und kleiner als 5.

Gleichung 1: 
$$p_l = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(i, k) \text{ und } p_r = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(N - i, k)$$

[0032] Dabei ist  $N$  die Anzahl von Detektorkanälen und  $k$  ist der Index der Projektionsansicht. Zusätzlich werden in einer Ausführung die Flanken  $s_l$  und  $s_r$  nahe beiden Enden ebenfalls abgeschätzt. Die Flanken- bzw. Neigungsabschätzung wird durchgeführt durch Anpassen (fitting) von  $n$  Sampels nahe den Enden mit einem Polynom erster Ordnung.  $n = 5$  hat sich empirisch als nützlich gezeigt. In einer Ausführung ist  $n$  größer als 2 und kleiner als 8. In einer anderen Ausführung ist  $n$  größer als 3 und kleiner als 7.

[0033] Um die Zuverlässigkeit der Abschätzung weiter zu verbessern, werden Projektionen benutzt, die von benachbarten Detektorreihen gewonnen werden. Da sich die menschliche Anatomie in typischen Fällen über einen kleinen Abstand (einige wenige Millimeter) nicht schnell verändert, variieren in typischen Fällen die Sampels aus dem Grenzbereich und die von den benachbarten Reihen abgeschätzten Flanken nicht signifikant. Daher können die abgeschätzten Parameter ( $p_l$ ,  $p_r$ ,  $s_l$  und  $s_r$ ) durchschnittlich gewichtet werden hinsichtlich der aus den verschiedenen Detektorreihen berechneten Werte. Basierend auf der Grenzbereichs- und Flankeninformation schätzt man eine Stelle sowie die Größe von einem zylindrischen Wasserobjekt ab, das am besten zu der abgeschnittenen Projektion paßt. Wenn wir den Schwächungskoeffizienten von Wasser mit  $\mu_w$ , den Radius des Zylinders mit  $R$  und den Abstand von der Zylindermitte mit  $x$  bezeichnen, können der Projektionswert  $p(x)$  sowie die Flanke bzw. Neigung  $p'(x)$  beschrieben werden durch die folgende Gleichung:

Gleichung 2: 
$$p(x) = 2\mu_w \sqrt{R^2 - x^2} \text{ und } p'(x) = \frac{-2\mu_w x}{\sqrt{R^2 - x^2}}$$

[0034] Da sowohl  $p(x)$  als auch  $p'(x)$  an den abgeschnittenen Projektionsgrenzen berechnet werden, ist es das Ziel,  $R$  und  $x$  so abzuschätzen, daß man die Größe und Position des Zylinders erhält, der an die fehlende Projektion anzufügen ist. Die Formel zur Abschätzung dieser Parameter kann durch die folgenden Gleichungen beschrieben werden:

$$x_l = \frac{-(s_l)(p_l)}{4\mu_{bw}^2} \text{ und } R_l = \sqrt{\frac{p_l^2}{4\mu_{bw}^2} + x_l^2} \quad \text{Gl. 3}$$

$$x_r = \frac{-(s_r)(p_r)}{4\mu_{bw}^2} \text{ und } R_r = \sqrt{\frac{p_r^2}{4\mu_{bw}^2} + x_r^2} \quad \text{Gl. 4}$$

[0035] Die Variablen repräsentieren die geschätzte Position sowie die Größe von den zylindrischen Objekten, die von dem abgeschnittenen Objekt her verlängert werden müssen. Sobald diese Parameter bestimmt sind, können die erweiterten Projektionen unter Benutzung der Gleichung (2) berechnet werden. Der Prozeß ist in der **Fig. 8** veranschaulicht.

[0036] In diesem Beispiel wurde der Einfachheit halber ein zylindrisches Phantomgebilde aus Wasser benutzt. In Wirklichkeit können gleichermaßen andere Objektformen, zum Beispiel ein elliptischer Zylinder, benutzt werden, um die Flexibilität zu erhöhen. Wenn von vornherein Information über die Charakteristik des abgetasteten Objekts verfügbar ist, kann die Information natürlich bei der Auswahl der Form für das anzuhängende Objekt verwendet werden. Es können auch iterative Verfahren benutzt werden, um die fehlenden Projektionsdaten abzuschätzen.

[0037] Die abgeschätzten Zylinder an beiden Enden der Projektion geben nicht immer das gesamte Ausmaß der Schwächung für die ganze Projektion wieder, da diese Objekte allein aus den Sampels der Flanke und dem Grenzbereich bestimmt worden sind. Keine der von der gesamten Schwächungskurve (**Fig. 6**) abgeleitete Information wird verwendet. Um eine passende Kompensation für den gesamten Schwächungsverlust sicher zu stellen, wird die Schwächungsverteilung auf der linken Seite  $T_l$  gegenüber der rechten Seite  $T_r$  bestimmt auf der Basis der Größe von  $p_l$  und  $p_r$ .

$$T_l = \frac{p_l T}{p_l + p_r} \text{ und } T_r = \frac{p_r T}{p_l + p_r} \quad \text{Gl. 5}$$

[0038] Dabei ist  $T$  der Gesamtwert des aus **Fig. 6** bestimmten Schwächungsverlustes. Wenn der Schwächungsbetrag unter der erweiterten Kurve nicht zum Ausgleich für den Schwächungsverlust ausreichend ist, wird zusätzlich die abgeschätzte Projektion gestreckt, um die Schwächungsdefizite zu erfüllen, wie das in **Fig. 9** gezeigt ist. Wenn andererseits der Betrag der Schwächung unter der verlängerten Kurve den Schwächungsverlust überschreitet, ist die geschätzte Projektion in einer ähnlichen Weise komprimiert. In einer Ausführung ist der Berechnungsvorgang wie folgt. Man berechnet zuerst das Verhältnis der erwarteten gesamten Schwächung (gezeigt in Gleichung (5)) über der Fläche unter der erweiterten Projektionskurve (gezeigt als schattierter Bereich in **Fig. 9**). Wenn das Verhältnis größer als eins ist, wird die x-Achse skaliert in diesem Verhältnis, so daß die anfängliche abgeschätzte Projektion (gezeigt mittels der gestrichelten Linie in **Fig. 9**) weiter ausgedehnt wird (gezeigt mittels der durchgezogene dicken Linie in **Fig. 9**). In gleicher Weise kann die ausgedehnte Projektion in der Richtung x komprimiert werden, wenn das Verhältnis deutlich kleiner als eins ist.

[0039] **Fig. 10** zeigt ein Beispiel für die rekonstruierten Phantombilder ohne sowie mit einer Korrektur. Ein Schulterphantom wurde in einem axialen Abtastmodus mit einer  $4 \times 1,25$  mm Detektorkonfiguration abgetastet. Ein 15 cm Plastikphantom wurde an das Schulterphantom in der Weise angebracht, daß die Kante des Plastikphantoms nahe bei der Grenze bzw. dem Rand des 65 cm FOV liegt. Das abgeschnittene Objekt ist nahezu vollständig wiederhergestellt. Man beachte, daß **Fig. 10(A)** rekonstruiert wurde mit einem 50 cm FOV ohne Abschneidekorrektur (derzeitige Produktgrenze), und das **Fig. 10(B)** rekonstruiert wurde mit einem 65 cm FOV mit den hier beschriebenen Korrektur. Zum Vergleich ist das Phantom, das teilweise abgeschnitten ist, in **Fig. 10(C)** dargestellt.

[0040] Obwohl das oben beschriebene System und seine Verfahren lediglich die Beibehaltung der totalen Schwächung verwendet, nämlich die Größe sowie die Flanke bzw. Neigung der Grenz- bzw. Randsampels zur Abschätzung der fehlenden Projektionsverteilung, können weiterhin zusätzliche Informationen für die Abschätzung verwendet werden. Man könnte zum Beispiel die Helgason-Ludwig Bedingung (HL Bedingung) für Tomographie benutzen, um die obige Technik noch weiter zu verfeinern. Zusätzlich können verschiedene Schwellen plziert werden um sicher zu stellen, daß der Algorithmus unter fehlerhaften Meßbedingungen zutreffend funktioniert. Man könnte zum Beispiel die oberen und unteren Grenzen auf dem in **Fig. 9** beschriebenen Dehnverhältnis setzen, um den Zustand eines erhöhten Fehlers aufgrund einer unzuverlässigen Messung zu verhindern. Zusätzlich kann die Flankenberechnung von  $s_l$  und  $s_r$  so eingestellt werden, daß sie in einen vernünftigen Bereich fällt. Wenn man von der Charakteristik des Materials bei dem abgetasteten Objekt weiß, daß es signifikant vom Wasser abweicht, kann man ebenfalls die Schwächungskoeffizienten des bekannten Materials (anstelle von Wasser) benutzen, um die in den Gleichungen (3) und (4) gezeigten Berechnungen zur Größe und

Position auszuführen.

[0041] Da die interpolierten Daten nicht dieselbe Bildqualität aufweisen wie die Daten innerhalb des voll abgetasteten FOV, kann es nützlich sein, das Bild an der Stelle zu kennzeichnen, wo das FOV extrapoliert wird. In einem Ausführungsbeispiel ist eine Delinearisierung in einem rekonstruierten Bild zwischen Bereichen vorgesehen, die voll gesampelte Sichtfelddaten und teilweise gesampelte Sichtfelddaten darstellen. **Fig. 10(D)** veranschaulicht, wie die Grenze bzw. der Rand mittels einer gestrichelten Linie gekennzeichnet ist. Dies könnte ebenfalls mittels eines Farbcodes oder einer Verschiebung in der CT Zahl getan werden. Da die Kennzeichnung die Fähigkeit beeinträchtigen kann, die Bilddaten anzusehen, ist ein einfacher Weg vorgesehen, die Kennzeichnung ein- und auszuschalten. Ein Anwender des Systems **10** hat die Erlaubnis, die Kennzeichnung ein- oder auszuschalten.

[0042] Obwohl die Erfindung anhand von verschiedenen besonderen Ausführungen beschrieben worden ist, werden Fachleute auf dem Gebiet erkennen, daß die Erfindung in ihrem wesentlichen Inhalt und Umfang der Ansprüche auch mit Abänderungen ausgeführt werden kann.

### Patentansprüche

1. Bildgebungseinrichtung (**10**) enthaltend:  
eine Strahlungsquelle (**14**),  
einen auf Strahlung ansprechenden Detektor (**18**), der so angeordnet ist, daß er von der Quelle emittierte Strahlung empfängt, und  
einen Computer (**36**), der operativ mit der Strahlungsquelle und dem Detektor gekoppelt ist, wobei der Computer konfiguriert zum:  
Empfangen von Daten aus einer Computer-Tomographie (CT)-Abtastung von einem Objekt, wobei die Daten vollständig gesampelte Sichtfeld (**60**) daten und teilweise gesampelte Sichtfeld(**76**) daten enthalten,  
Anreichern der empfangenen, teilweise gesampelten Sichtfelddaten unter Verwendung der vollständig gesampelten Daten und  
Rekonstruieren eines Bildes des Objektes unter Verwendung der vollständig gesampelten Sichtfelddaten und der angereicherten, teilweise gesampelten Sichtfelddaten.

2. Bildgebungseinrichtung (**10**) nach Anspruch 1, wobei der Computer (**36**) zum Abschätzen einer Verteilung von fehlenden Projektionsdaten konfiguriert ist.

3. Bildgebungseinrichtung (**10**) nach Anspruch 2, wobei der Computer (**36**) zum Abschätzen einer Verteilung von fehlenden Projektionsdaten unter Verwendung von Projektionsdaten, die aus benachbarten Detektorreihen gewonnen werden, konfiguriert ist.

4. Bildgebungseinrichtung (**10**) nach Anspruch 2, wobei der Computer (**36**) zum Berechnen von Begrenzungsparametern  $p_i$  und  $p_r$  für die teilweise gesampelten Sichtfeld (**76**) daten gemäß

$$p_i = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(i, k)$$

und

$$p_r = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(N - i, k)$$

konfiguriert ist, wobei  $m$  eine Anzahl von Samples ist,  $N$  eine Anzahl der Detektorkanäle ist und  $k$  ein Projektionssichtindex ist.

5. Bildgebungseinrichtung (**10**) nach Anspruch 2, wobei der Computer (**36**) zum Berechnen von Steigungen  $s_i$  und  $s_r$  konfiguriert ist, wobei  $n$  Samples nahe einer Anzahl von Abschneidungspunkten mit einem Polynom erster Ordnung angepasst sind.

6. Bildgebungseinrichtung (**10**) nach Anspruch 5, wobei der Computer (**36**) zum Berechnen von Steigungen  $s_i$  und  $s_r$  als gewichtete Mittelwerte konfiguriert ist, die aus einer Anzahl von Detektorreihen berechnet sind.

7. Bildgebungseinrichtung (**10**) nach Anspruch 1, wobei der Computer (**36**) zum Abtasten (Scannen) eines Objektes konfiguriert ist, um Fächerbündel-Detektordaten aus einer Anzahl von Rotationswinkeln um das Objekt herum zu erhalten und um die Fächerbündel-Detektordaten zu Datensätzen mit parallelen Transmissionspfaden über das Sichtfeld neu zu ordnen.

8. Bildgebungseinrichtung (**10**) nach Anspruch 7, wobei der Computer (**36**) zum Summieren jedes Parallelpfad-Datensatzes konfiguriert ist, um für jeden Pfad einen Pfadschwächungswert zu erhalten.

9. Bildgebungseinrichtung (**10**) nach Anspruch 8, wobei der Computer (**36**) zum Abschätzen einer integralen Gesamtschwächung des Objektes unter Verwendung des Pfades mit maximaler Schwächung konfiguriert ist.

10. Bildgebungseinrichtung (**10**) nach Anspruch 1, wobei der Computer (**36**) zur Ausbildung einer Abgrenzung zwischen Bereichen, die voll gesampelte Sichtfeld (**60**) daten und teilweise gesampelte Sichtfeld(**76**) daten darstellen, konfiguriert ist.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen



## Anhängende Zeichnungen

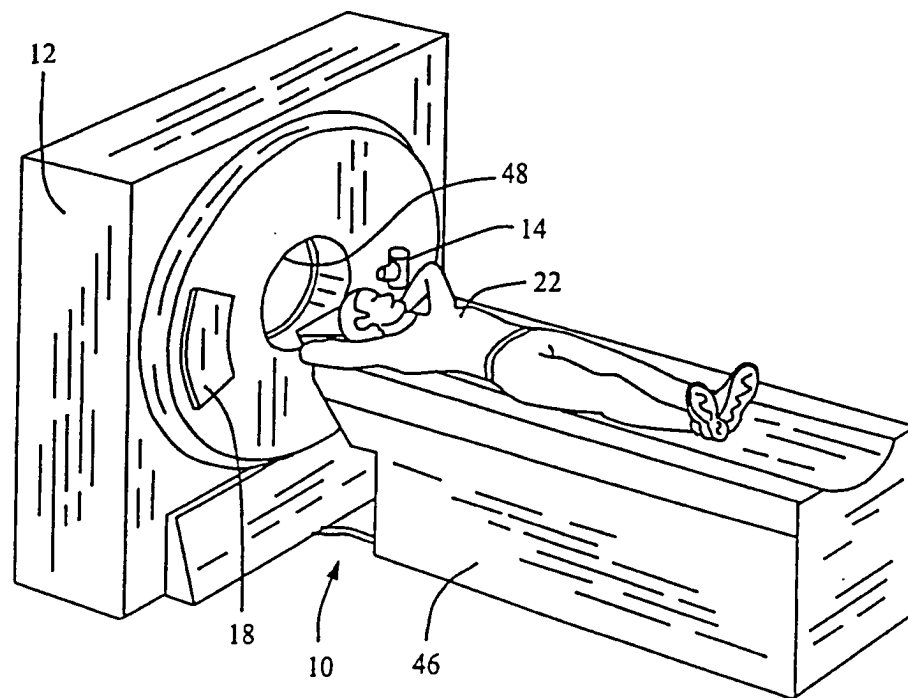


FIG. 1

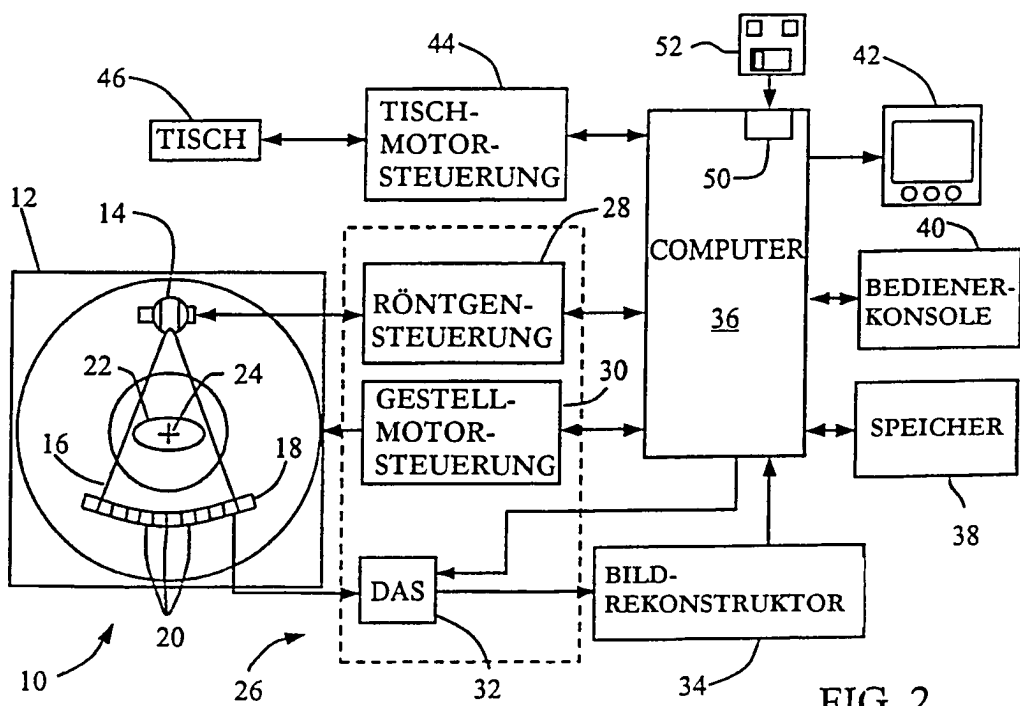


FIG. 2

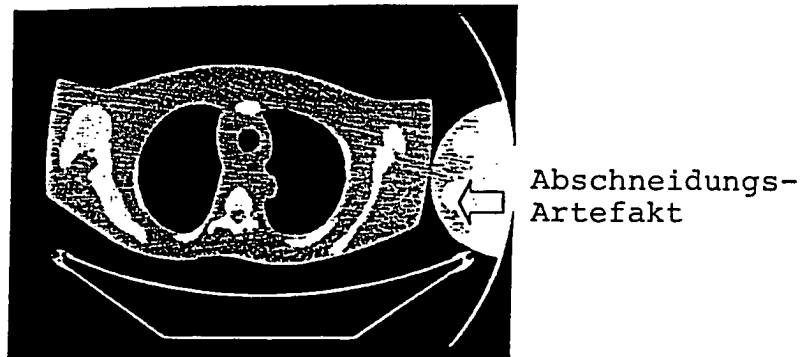


FIG. 3

DARSTELLUNG VON ABSCHNEIDUNGS\_ARTEFAKTEN

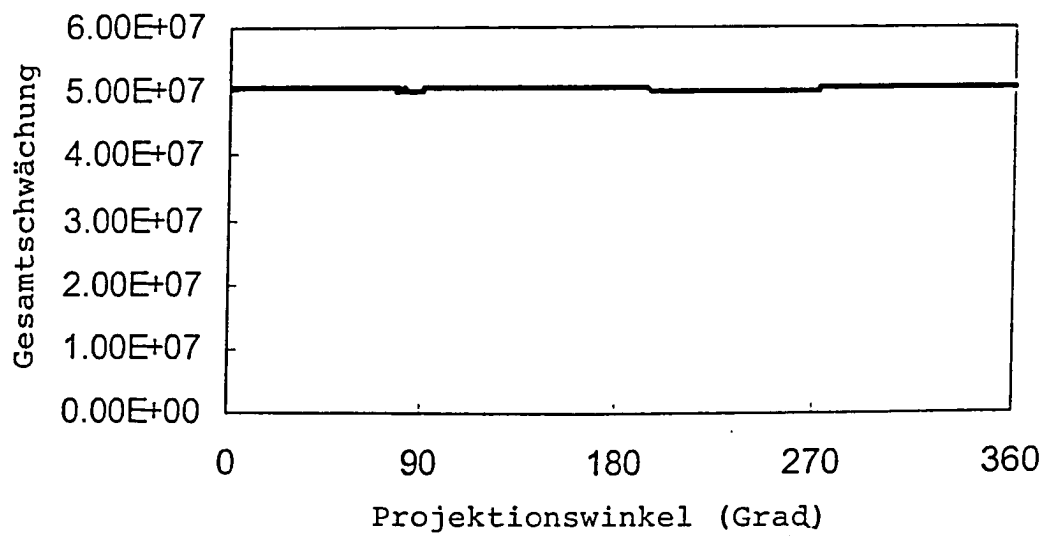


FIG. 4

GESAMTSCHWÄCHUNG INTEGRIERT ÜBER ALLE KANÄLE ALS EINE  
FUNKTION DES PROJEKTIONSWINKELS FÜR EIN BRUST-PHANTOM

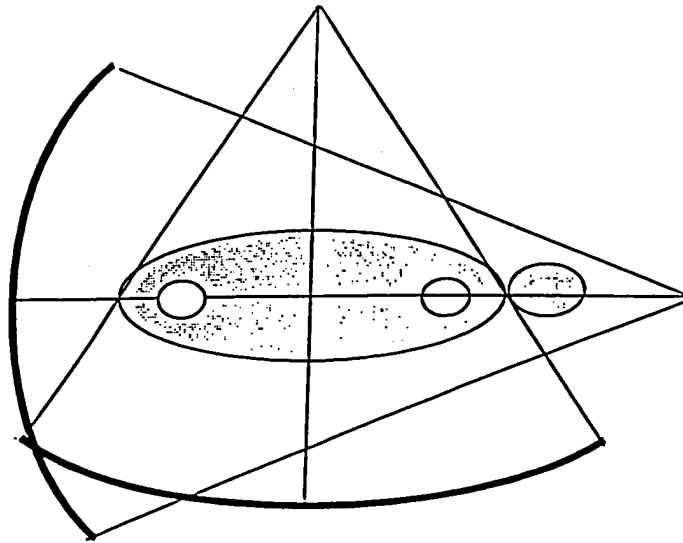
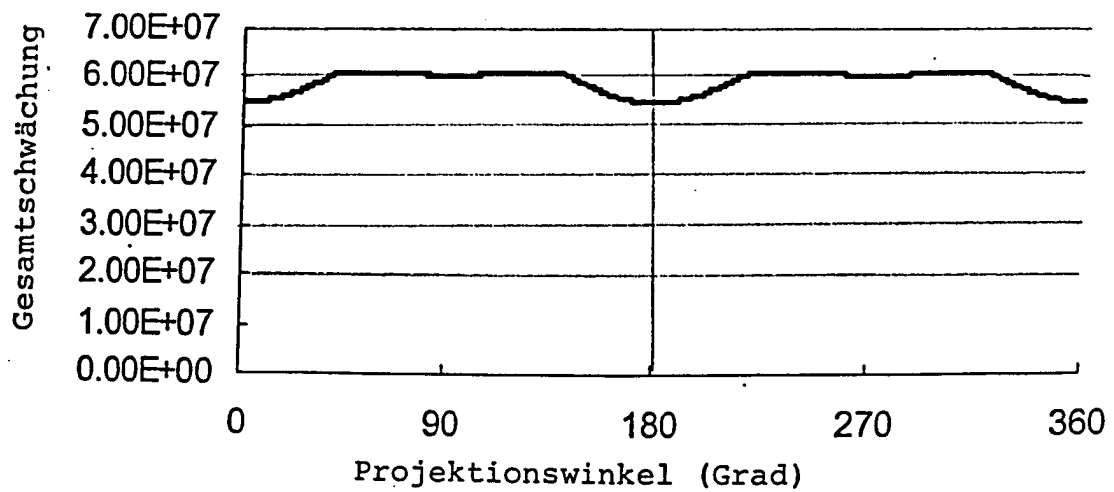


FIG. 5

DARSTELLUNGEN VON ABSCHNEIDUNG IN EINER  
MEDIZINISCHEN EINRICHTUNG



DARSTELLUNG DES EINFLUSSES DER ABSCHNEIDUNGS-PROJEKTION  
AUF DIE GESAMTSCHWÄCHUNG

FIG. 6

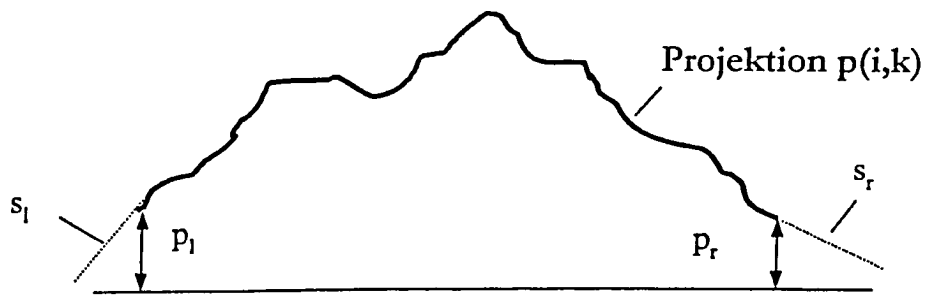


FIG. 7

DARSTELLUNG VON STEIGUNGS- UND GRENZABSCHÄTZUNG

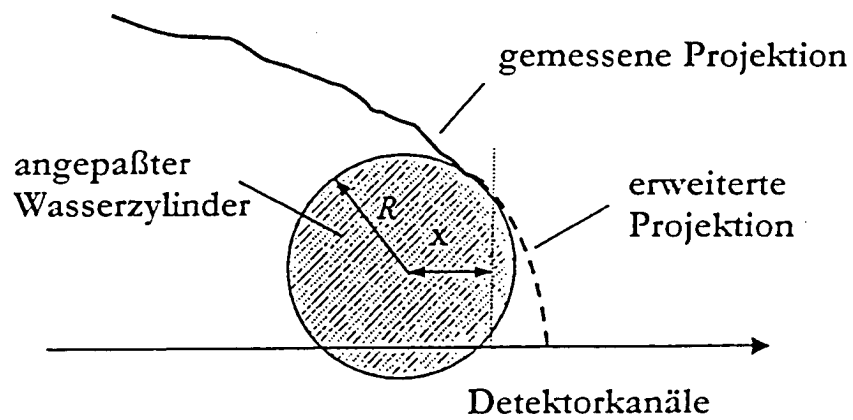


FIG. 8

DARSTELLUNG VON ANGEPASTEM WASSERZYLINDER FÜR  
ABGESCHNITTENE PROJEKTION

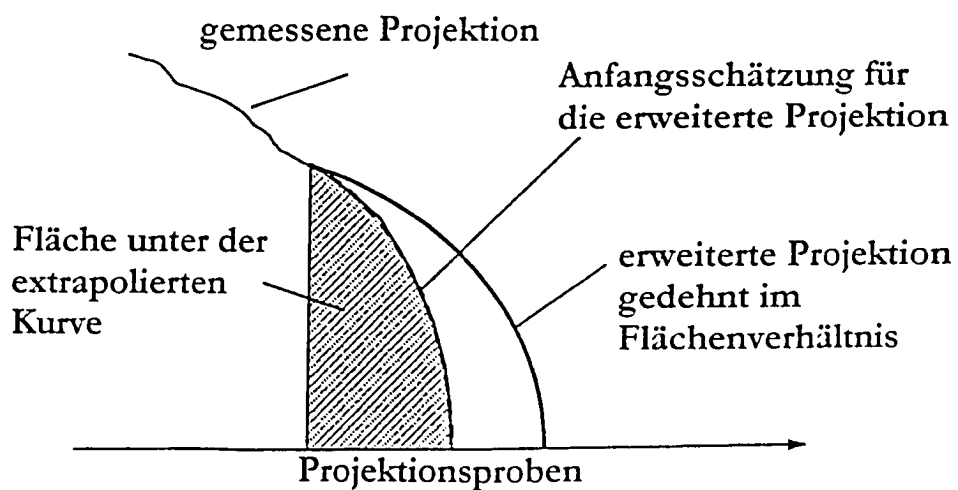
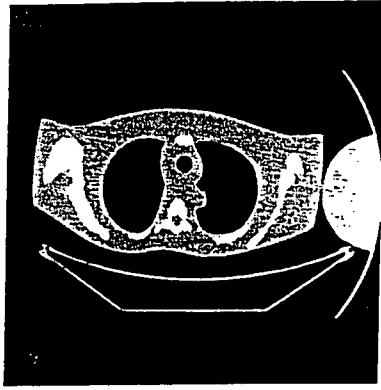
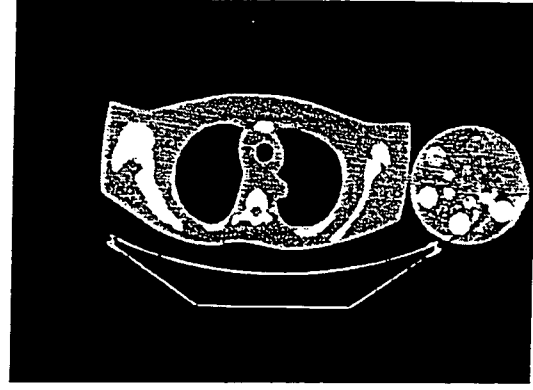


FIG. 9

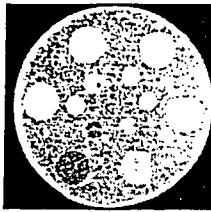
DARSTELLUNG VON PROJEKTIONS-ERWEITERUNG SKALIERT  
DURCH DIE ERWARTETE GESAMTSCHWÄCHUNG



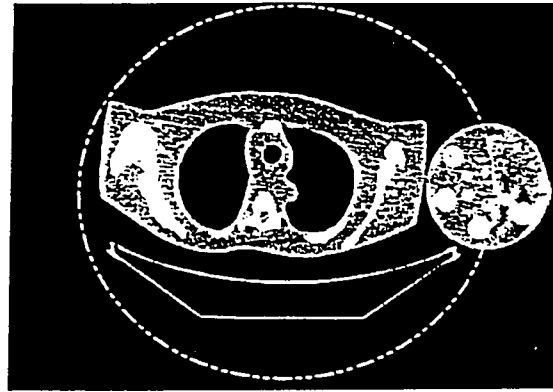
A



B



C



D

FIG. 10