(19) Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2008 031 530 A1** 2009.01.15

(12) # Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2008 031 530.3**
(22) Anmeldetag: **03.07.2008**
(43) Offenlegungstag: **15.01.2009**

(51) Int Cl.[8]: ***A61B 6/03*** (2006.01)

(66) Innere Priorität:
10 2007 032 082.7 09.07.2007

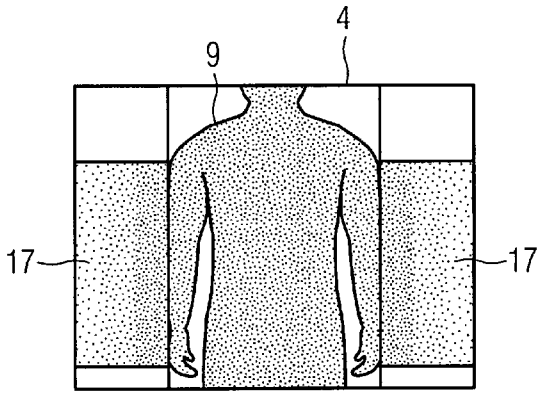
(71) Anmelder:
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 91054 Erlangen, DE; Siemens Aktiengesellschaft, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Lauritsch, Günter, Dr., 91058 Erlangen, DE; Hoppe, Stefan, 92224 Amberg, DE; Hornegger, Joachim, Prof. Dr., 91090 Effeltrich, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Korrektur von Trunkierungsartefakten**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft Verfharen zur Korrektur von Trunkierungsartefakten in einem Rekonstruktionsverfahren für computertomographische Aufnahmen mit trunkierten Projektionsdaten in den rekonstruierten computertomographischen Bildern bei dem von einer Strahlungsquelle (2) divergente Strahlung (6) emittiert wird, mit der divergenten Strahlung (6) ein zu untersuchendes Objekt (9) in unterschiedlichen Projektionsrichtungen durchleuchtet wird, die durch das zu untersuchende Objekt (9) hindurch gedrungene Strahlung von einem Röntgenbilddetektor (4) erfasst wird, und eine gefilterte Rückprojektion mit Filterung der Projektionsdaten entlang vordefinierter nicht-horizontaler Linien im Röntgenbilddetektor (4) durchgeführt wird, wobei vom Röntgenbilddetektor (4) aufgenommene Projektionsbilder erweitert werden, indem für Bildpunkte die Schwächung der Strahlung außerhalb des Projektionsbildes bestimmt wird, zur Trunkierungskorrektur eine Erweiterung nicht-horizontaler Filterlinien durch eine trans-axiale und eine axiale künstliche Erweiterung des Röntgenbilddetektors (4) erfolgt, wobei die Trunkierungskorrektur für nicht-horizontale Filterlinien gemäß einem Verfahren aus wenigstens einer der folgenden Gruppen durchgeführt wird:
I) Die Trunkierungskorrektur erfolgt unabhängig von der konkreten Lage und Orientierung der Filterlinien.
II) Die Trunkierungskorrektur erfolgt in Abhängigkeit von der konkreten Lage und Orientierung der Filterlinien, wobei die Filterlinien selbst ...



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Korrektur von Trunkierungsartefakten in einem Rekonstruktionsverfahren für computertomographische Aufnahmen mit trunkierten Projektionsdaten in den rekonstruierten computertomographischen Bildern bei dem von einer Strahlungsquelle divergente Strahlung emittiert wird, mit der divergenten Strahlung ein zu untersuchendes Objekt in unterschiedlichen Projektionsrichtungen durchleuchtet wird, die durch das zu untersuchende Objekt hindurch gedrungene Strahlung von einem Röntgenbilddetektor erfasst wird, und eine gefilterte Rückprojektion mit Filterung der Projektionsdaten entlang vordefinierter nicht-horizontaler Linien im Röntgenbilddetektor durchgeführt wird, wobei vom Röntgenbilddetektor aufgenommene Projektionsbilder erweitert werden, indem für Bildpunkte die Schwächung der Strahlung außerhalb des Projektionsbildes bestimmt wird.

[0002] Eine derartiges Korrekturverfahren für Trunkierungsartefakte ist bei einer aus der US 2006/0120507 A1 bekannten Röntgendiagnostikeinrichtung für Angiographie einsetzbar, die beispielsweise in der Fig. 1 dargestellt ist. Die Röntgendiagnostikeinrichtung weist einen an einem Ständer **1** drehbar gelagerten C-Bogen **2** auf, an dessen Enden eine Röntgenstrahlungsquelle, beispielsweise ein Röntgenstrahler **3**, und ein Röntgenbilddetektor **4** angebracht sind.

[0003] Der Röntgenbilddetektor **4** kann ein rechteckiger oder quadratischer, flacher Halbleiterdetektor sein, der vorzugsweise aus amorphem Silizium (aSi) erstellt ist.

[0004] Im Strahlengang der Röntgenstrahlungsquelle **3** befindet sich ein Patientenlagerungstisch **5** zur Aufnahme beispielsweise eines Herzen eines zu untersuchenden Patienten. An der Röntgendiagnostikeinrichtung ist ein Bildsystem **6** angeschlossen, dass die Bildsignale des Röntgenbilddetektors **4** empfängt und verarbeitet. Die Röntgenbilder können dann auf einem Monitor **7** betrachtet werden.

[0005] Auch können die beweglichen Komponenten 2 bis 5 einzeln oder gemeinsam an Roboterarmen gelagert sein.

[0006] Zur Erstellung von 3-D-Datensätzen wird der drehbar gelagerte C-Bogen **2** mit Röntgenstrahler **3** und Röntgenbilddetektor **4** derart gedreht, dass, wie die Fig. 2 schematisch in Aufsicht auf die Drehachse zeigt, sich auf einer Umlaufbahn **7** die Röntgenstrahlungsquelle **3** sowie einer Umlaufbahn **8** der Röntgenbilddetektor **4** um ein zu Untersuchungsobjekt **9** bewegen. Die Umlaufbahnen **7** und **8** können zur Erstellung eines 3-D-Datensatzes vollständig oder teilweise durchfahren werden.

[0007] Bei dem zu Untersuchungsobjekt **9** kann es sich beispielsweise um einen tierischen oder menschlichen Körper aber auch einen Phantomkörper handeln.

[0008] Die Röntgenstrahlungsquelle **3** emittiert einen von einem Strahlenfokus der Röntgenstrahlungsquelle **3** ausgehendes Röntgenstrahlenbündel **6**, das auf den Röntgenbilddetektor **4** trifft.

[0009] Die Röntgenstrahlungsquelle **2** und der Röntgenbilddetektor **4** laufen jeweils so um das Untersuchungsobjekt **9** herum, dass sich die Röntgenstrahlungsquelle **2** und der Röntgenbilddetektor **4** auf entgegen gesetzten Seiten des Untersuchungsobjekts **9** gegenüberliegen.

[0010] Ein für die 3-D-Rekonstruktion mittels gefilterter Rückprojektion (FBP) entscheidender Verarbeitungsschritt ist die Filterung der Projektionsdaten entlang vordefinierter Linien im Röntgenbilddetektor. Aufgrund der nichtlokalen Natur des Filterkerns, wie beispielsweise Rampenfilter oder Hilbertfilter, müssen die Filterlinien die gesamte Projektion des Untersuchungsbereiches durchlaufen und dürfen dabei nicht abgeschnitten sein, selbst wenn nur ein Teil der Köperregion, beispielsweise die so genannte Region of Interest (ROI), rekonstruiert werden soll. Die beschränkte Detektorbreite führt jedoch in vielen Aufnahmen zu abgeschnittenen Projektionen des Untersuchungsbereiches, insbesondere bei der oben genannten C-Bogen Anlage, da dieser vom Field of View (FoV) nicht vollständig abgedeckt werden kann. Dies zieht abgeschnittene Filterlinien in diesen Projektionen nach sich. Die Folge sind starke Rekonstruktionsartefakte, welche das Ergebnis verfälschen und dessen qualifizierte Diagnose behindern, erschweren oder nicht möglich machen. Ein Fallbeispiel hierfür ist die Untersuchung von Abdomen oder Thorax. Es lassen sich zwei Arten von Trunkierung unterscheiden:

(1) trans-axiale Trunkierung und
(2) axiale Trunkierung.

[0011] Trans-axiale Trunkierung wird durch Untersuchungsobjekte hervorgerufen, welche entlang der horizontalen Detektorachse abgeschnitten sind.

[0012] Axiale Trunkierung wird durch Untersuchungsobjekte hervorgerufen, welche entlang der vertikalen Detektorachse abgeschnitten sind. So ist bei dem in [1] beschriebenen Feldkampalgorithmus, bei dem die Filterung entlang von horizontalen Linien im Röntgenbilddetektor verläuft, ausschließlich eine trans-axiale Trunkierung der Filterlinien möglich. Allerdings wurden durch die Entwicklung neuer approximativer und exakter Rekonstruktionsalgorithmen und durch die Verwendung neuartiger Abtastbahnen, wie beispielsweise Kreis-und-Linie, Kreis-und-Kreisbogen, Sattel, auch nicht-horizontale Filterlinien ein-

geführt, wie dies beispielsweise in Pack et al. [2] und [6], Katsevich [3] und [4] sowie Nett et al. [5] beschrieben ist. Dadurch kann neben trans-axialer Trunkierung auch axiale Trunkierung auftreten (siehe Fig. 3). Derartige Algorithmen erfordern deshalb ein neues Verfahren, welches in der Lage ist beide Arten von Trunkierung wirksam zu korrigieren. Da die Algorithmen eine sehr hohe Bildqualität versprechen, wäre die Lösung für das Trunkierungsproblem ein wichtiger und zentraler Beitrag zur Lösung von Rekonstruktionsproblemen in der Computer Tomographie.

[0013] In der Fig. 3 sind mögliche Trunkierungen bei nicht-horizontalen Filterlinien beispielhaft dargestellt. Auf dem Röntgenbilddetektor **4** sind die Umrisse des Untersuchungsobjektes abgebildet. Eine Filterlinie F1 ist beidseitig trans-axial abgeschnitten. Eine Filterlinie F2 ist beidseitig axial abgeschnitten. Eine Filterlinie F3 ist links axial und rechts trans-axial abgeschnitten. Eine Filterlinie F4 weist keinerlei Trunkierung auf. Trunkierung tritt immer dann auf, wenn eine Filterlinie aus dem Röntgenbilddetektor **4** austritt bevor sie aus dem Untersuchungsobjekt **9** austritt. Für jeden Punkt der auf einer abgeschnittenen Filterlinie liegt, ergeben sich starke Rekonstruktionsartefakte. Dies kann bei nicht-horizontalen Filterlinien für die Mehrzahl der Punkte der Fall sein.

[0014] Bei C-Bogen Anlagen wird bisher die 3-D-Rekonstruktion mithilfe des Feldkampalgorithmus durchgeführt, welcher mit einer planaren, kreisförmigen Abtastbahn auskommt. Dieser verwendet ausschließlich horizontale Filterlinien, so dass nur trans-axiale Filterlinientrunkierungen auftreten können. Zur Korrektur trans-axialer Trunkierung hat sich eine "Hybridlösung" als sehr effektiv erwiesen. Die Hybridkorrektur setzt sich aus der so genannte Wasserzylinder-Korrektur und einer Gauss Extrapolation zusammen, wie dies beispielsweise in Hsieh et al. [7], Zellerhoff et al. [8] oder Scholz [9] beschrieben ist. Das Verfahren wird zeilenweise durchgeführt. Dabei wird jeweils zunächst anhand eines Schwellwertes geprüft, ob eine Trunkierung vorliegt. Ist dies der Fall, wird in Abhängigkeit von der Steigung des (trunkierten) Projektionsprofils am Rand der betrachteten Detektorzeile entweder die Wasserzylinder-Korrektur oder die Gauss Extrapolation angewandt (siehe Fig. 4). Ist die Steigung am linken Detektorrand positiv oder am rechten Detektorrand negativ, kommt die Wasserzylinder-Korrektur zum Einsatz (siehe Fig. 5). Bei der Wasserzylinder-Korrektur geht man davon aus, dass das Untersuchungsobjekt sehr gut durch einen Wasserzylinder approximiert werden kann. Dazu werden zunächst Mittelpunkt sowie Radius des Wasserzylinders bestimmt. Die fehlenden Projektionswerte werden dann durch computersimulierte Röntgenstahlen, welche den Wasserzylinder durchlaufen, künstlich erzeugt. Mit den so generierten Projektionswerten wird die Detektorzeile fortgesetzt. Ist die Steigung am linken Detektorrand **35** negativ oder am rechten Detektorrand **36** positiv, kommt die Gauss Extrapolation zum Einsatz (siehe Fig. 6). Bei der Gauss Extrapolation werden die fehlenden Projektionswerte durch eine Gauss-Kurve approximiert. Dadurch entstehen, ähnlich wie bei der Wasserzylinder-Korrektur, abfallende Projektionswerte.

[0015] Bei CT-Anlagen kommt ebenfalls ein Feldkamp-basierter Rekonstruktionsalgorithmus zum Einsatz. Die Filterung erfolgt allerdings entlang nicht-horizontaler Linien im Röntgenbilddetektor **4**, wobei die Steigungen der Filterlinien jedoch sehr kleine Werte aufweisen. Bei CT-Anlagen kann aufgrund der Detektorgröße keine trans-axiale Trunkierung auftreten. Deshalb muss lediglich axiale Trunkierung behandelt werden. Dazu wird der Röntgenbilddetektor **4** in axiale Richtung konstant fortgesetzt, indem die erste bzw. die letzte Detektorzeile immer wieder kopiert und angefügt wird (siehe Fig. 7) wie beispielsweise bei Flohr et al. [10] oder Kachelrieß et al. [11].

[0016] In der Fig. 4 ist ein Projektionsprofil p(u) entlang einer abgeschnittenen Detektorzeile dargestellt. Abhängig von der Steigung der gemessenen Projektionswerte **11** am Rand der Zeile wird entweder die Wasserzylinder-Korrektur (a) oder die Gauss Extrapolation (b) angewandt.

[0017] Die Fig. 5 zeigt beispielhaft eine Wasserzylinder-Korrektur für den rechten Detektorrand **36**. Die fehlenden Projektionswerte werden durch computersimulierte Röntgenstahlen mittels eines Wasserzylinders **12** erzeugt und als künstlich erzeugte Projektionswerte **13** zur Fortsetzung des Profils verwendet.

[0018] In der Fig. 6 ist beispielhaft für den rechten Detektorrand **36** Gauss Extrapolation dargestellt. Die fehlenden Projektionswerte werden durch eine Gauss-Kurve **14** approximiert und zur Fortsetzung des Profils als künstlich erzeugte Projektionswerte **15** verwendet.

[0019] Bei CT-Anlagen erfolgt die Trunkierungskorrektur durch konstante axiale Fortsetzung **16** des Röntgenbilddetektors **4** in axiale Richtung, wie dies die Fig. 7 zeigt. Die Größen der Erweiterungsbereiche werden dabei so gewählt, dass keine Filterlinie mehr abgeschnitten ist.

[0020] In [12] sowie der DE 103 45 704 A1 und der US 5,640,436 werden keine Trunkierungskorrekturen in axialer Richtung beschrieben. Grob abstrahiert kann der Patient als ein nahezu unendlich langer Zylinder angesehen werden. Bei Trunkierung in transaxialer Richtung fehlt ein Teil nahe der Objektkante. Korrekturen versuchen, die Objektkante zu schätzen und dahingehend die Daten zu extrapolieren. Diese Trunkierungskorrektur ist in der Literatur wohlbekannt.

[0021] Bei Trunkierung in axialer Richtung fehlt im Wesentlichen der größte Teil des Objektes. Nahe Objektkanten sind nicht vorhanden, die geschätzt und extrapoliert werden. Derartige Extrapolationsansätze zur Korrektur der axialen Trunkierung sind nicht bekannt.

[0022] Die DE 103 45 704 A1 und der US 5,640,436 behandeln lediglich trans-axiale Trunkierungen.

[0023] In [12] ist das "Long Object Problem", also eine axiale Trunkierung, beschrieben, wobei iterative Ansätze untersucht werden. Die axiale Trunkierung wird daher nicht durch Datenextrapolation korrigiert, sondern durch geschickte Auswahl der Daten in der Reprojektion und Korrektur des Zwischenergebnisses. Kapitel 2.D behandelt einen Extrapolationsansatz, der fehlende Daten (siehe Fig. 5, Mask 1) ergänzt. Durch eine Datensortierung von Fan-Beam auf Parallel-Beam Geometrie entstehen die fehlenden Daten am Anfang und Ende der Abtastbahn unabhängig von der Form des Objektes und der Größe des Detektors. Das resultierende Trunkierungsproblem ist jedoch dem der transaxialen Trunkierung äquivalent und wird dementsprechend korrigiert.

[0024] Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, ein Korrekturverfahren für Trunkierungsartefakte der eingangs genannten Art derart auszubilden, dass auch bei beliebig ausgerichteten Filterlinien eine Trunkierungkorrektur durchführbar ist.

[0025] Die Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass zur Trunkierungskorrektur eine Erweiterung nicht-horizontaler Filterlinien durch eine trans-axiale und eine axiale künstliche Erweiterung des Röntgenbilddetektor erfolgt, wobei die Trunkierungskorrektur für nicht-horizontale Filterlinien gemäß einem Verfahren aus wenigstens einer der folgenden Gruppen durchgeführt wird:

I) Die Trunkierungskorrektur erfolgt unabhängig von der konkreten Lage und Orientierung der Filterlinien.

II) Die Trunkierungskorrektur erfolgt in Abhängigkeit von der konkreten Lage und Orientierung der Filterlinien, wobei die Filterlinien selbst erhalten bleiben.

III) Die Trunkierungskorrektur erfolgt durch Einführung neuer modifizierter Filterlinien, wobei die Filterung entlang abgeknickter künstlich erweiterter Filterlinien erfolgt.

[0026] Erfindungsgemäß sind die Verfahren zur Trunkierungskorrektur für nicht-horizontale Filterlinien in drei Gruppen eingeteilt. Die Verfahren aus Gruppe I führen die Korrektur unabhängig von der konkreten Lage und Orientierung der Filterlinien durch. Sie sind damit unabhängig vom verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus anwendbar. Die Verfahren aus Gruppe II führen die Korrektur in Abhängigkeit von der konkreten Lage und Orientierung der Filterlinien durch. Die Filterlinien selbst bleiben erhalten. Bei dem Verfahren in Gruppe III werden, im Zuge der Trunkierungskorrektur, neue Filterlinien eingeführt.

[0027] In vorteilhafter Weise kann der Röntgenbilddetektor gemäß Gruppe I) trans-axial und axial künstlich erweitert sein, wobei die Erweiterungen auf der Hybridkorrektur oder die transaxiale Erweiterung auf der Hybridkorrektur basieren und die axiale Erweiterung durch eine konstante Fortsetzung des Röntgenbilddetektors in axiale Richtung durch mehrmaliges Kopieren und Anfügen der ersten und letzten Detektorzeile erfolgen können.

[0028] Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die Filterlinien gemäß Gruppe II) künstlich erweitert werden, indem eine Hybridkorrektur nicht entlang der Detektorzeilen, sondern entlang der Filterlinien durchgeführt wird.

[0029] Alternativ können die Filterlinien gemäß Gruppe II) dadurch künstlich erweitert werden, dass eine konstante Fortsetzung des Röntgenbilddetektors in axiale Richtung und anschließende Hybridkorrektur entlang der Filterlinien oder eine modifizierte Wasserzylinder-Korrektur entlang der Filterlinien durchgeführt werden.

Vorteile?

[0030] Die neuen Verfahren ermöglichen eine artefaktfreie ROI Rekonstruktion innerhalb größerer Körperregionen wie Abdomen oder Thorax, welche aufgrund der beschränkten Detektorfläche (insbesondere bei C-Bogen Anlagen) bislang nicht möglich ist. Überdies sind die Verfahren mit allen FBP Algorithmen, bei denen abgeschnittene Projektionen Artefakte verursachen, sinnvoll kombinierbar. Die Verfahren zielen hierbei vor Allem auf neuartige approximative und exakte FBP Algorithmen ab, welche nicht-horizontale Filterlinien aufweisen. Die Verfahren 1 und 2 sind unabhängig vom Rekonstruktionsalgorithmus und können als Vorverarbeitungsschritt der Rekonstruktion betrachtet werden. Sie sind damit allgemeingültig. Die Verfahren 3 bis 6 sind vom konkreten Rekonstruktionsalgorithmus abhängig, lassen sich aber effizient in diesen integrieren. Überdies erlauben die neuen Verfahren eine Vergrößerung des FoV und damit die Rekonstruktion größerer Körperregionen.

[0031] Die Erfindung ist nachfolgend anhand von in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

[0032] Fig. 1 eine Röntgendiagnostikeinrichtung zur Durchführung des Verfahrens,

[0033] Fig. 2 eine Ansicht der Bahn eines Röntgen-

bilddetektors und einer Strahlungsquelle um ein zu untersuchendes Objekt in axialer Blickrichtung,

[0034] Fig. 3 eine Übersicht zur Erläuterung trans-axialer und axialer Trunkierungen und mögliche Arten der Filterlinien,

[0035] Fig. 4 ein Projektionsprofil p(u) entlang einer abgeschnittenen Detektorzeile,

[0036] Fig. 5 ein Projektionsprofil p(u) mit einer Wasserzylinder-Korrektur für den rechten Detektorrand,

[0037] Fig. 6 ein Projektionsprofil p(u) mit einer Gauss Extrapolation am rechten Detektorrand,

[0038] Fig. 7 eine Trunkierungskorrektur durch konstante Fortsetzung des Röntgenbilddetektors in axiale Richtung,

[0039] Fig. 8 eine Originalprojektion mit axialer und transaxialer Trunkierung als Ausgangspunkt zur Erläuterung des Verfahrens 1,

[0040] Fig. 9 trans-axiale Erweiterung des Röntgenbilddetektors gemäß Fig. 8 mittels Hybridkorrektur,

[0041] Fig. 10 axiale Erweiterung des Röntgenbilddetektors gemäß Fig. 9 mittels Hybridkorrektur,

[0042] Fig. 11 eine Originalprojektion mit axialer und transaxialer Trunkierung als Ausgangspunkt zur Erläuterung des Verfahrens 2,

[0043] Fig. 12 trans-axiale Erweiterung des Röntgenbilddetektors gemäß Fig. 11 mittels Hybridkorrektur,

[0044] Fig. 13 axiale Erweiterung mittels konstanter Fortsetzung des Röntgenbilddetektors gemäß Fig. 12 in axialer Richtung,

[0045] Fig. 14 eine Originalprojektion und eine Filterlinie gemäß Verfahren 3 mit zugehörigem Projektionsprofil,

[0046] Fig. 15 eine Originalprojektion und Filterlinie gemäß Verfahren 4 mit zugehörigem Projektionsprofil,

[0047] Fig. 16 eine Originalprojektion und Filterlinie gemäß Verfahren 5 mit zugehörigem Projektionsprofil und

[0048] Fig. 17 eine Originalprojektion und originale und der modifizierte Filterlinie gemäß Verfahren 5 mit zugehörigem Projektionsprofil.

Beispiel 1: Verfahren 1 (Gruppe I)

[0049] In Fig. 8 ist die Originalprojektion mit axialer und transaxialer Trunkierung dargestellt. In Fig. 9 wurde der Röntgenbilddetektor **4** zunächst trans-axial mithilfe der Hybridkorrektur erweitert, so dass sich beidseitig Erweiterungsbereiche mit abgeschwächter trans-axialer Fortsetzung **17** ergeben. In Fig. 10 wurde der Röntgenbilddetektor **4** anschließend axial mithilfe der Hybridkorrektur erweitert, so dass sich beidseitig Erweiterungsbereiche mit abgeschwächter transaxialer Fortsetzung **18** ergeben. Die Größe der Erweiterungsbereiche ist jeweils frei konfigurierbar und kann für jede Detektorseite (links, rechts, oben, unten) unterschiedlich gewählt werden. Eine weitere Flexibilität des Verfahrens besteht darin, dass die Schritte b) und c) vertauscht werden können.

Beispiel 2: Verfahren 2 (Gruppe I) Fig. 11–Fig. 13

[0050] In Fig. 11 ist die Originalprojektion mit axialer und transaxialer Trunkierung dargestellt. In Fig. 12 wurde der Röntgenbilddetektor **4** zunächst trans-axial mithilfe der Hybridkorrektur erweitert, so dass sich beidseitig Erweiterungsbereiche mit abgeschwächter trans-axialer Fortsetzung **17** ergeben. In Fig. 13 wurde der Röntgenbilddetektor **4** anschließend axial durch mehrmaliges Kopieren und Anfügen der ersten und letzten Detektorzeile erweitert, so dass sich beidseitig Erweiterungsbereiche mit konstanter axialer Fortsetzung **19** ergeben. Die Größe des Erweiterungsbereiches ist jeweils frei konfigurierbar und kann für jede Detektorseite (links, rechts, oben, unten) unterschiedlich gewählt werden. Die axialen Erweiterungsbereiche **19** sind dabei so einzustellen, dass keine Filterlinie mehr abgeschnitten ist. Eine weitere Flexibilität des Verfahrens besteht darin, dass die Schritte b) und c) vertauscht werden können.

Beispiel 3: Verfahren 3 (Gruppe II) Fig. 14

[0051] In Fig. 14 sind die Originalprojektion und eine Filterlinie F3 dargestellt, welche links axial und rechts trans-axial abgeschnitten ist. In Kurve **20** ist das entsprechende Projektionsprofil p(u) für diese Filterlinie F3 abgebildet. In der ergänzten Kurve **21** wurde das Profil mithilfe der Hybridkorrektur durch künstlich erzeugte Projektionswerte **22** beidseitig fortgesetzt. Die Größe des Erweiterungsbereiches ist jeweils frei konfigurierbar und kann für jede Seite einer Filterlinie F3 unterschiedlich gewählt werden.

Beispiel 4: Verfahren 4 (Gruppe II) Fig. 15

[0052] In Fig. 15 ist die Originalprojektion abgebildet welche bereits durch Erweiterungsbereiche mit konstanter axialer Fortsetzung **23** in axialer Richtung ergänzt wurde. In der Kurve **24** zeigt das Projektionsprofil p(u) der Filterlinie F3 demnach nur noch eine

trans-axiale Trunkierung. In der ergänzten Kurve **25** wurde das Profil mithilfe der Hybridkorrektur durch künstlich erzeugte Projektionswerte **26** fortgesetzt. Im Bereich der konstanten axialen Fortsetzung **23** ergibt sich eine Fortsetzung **27** der ergänzten Kurve **25**. Die Größen der Erweiterungsbereiche für Röntgenbilddetektor **4** und Filterlinien F3 sind jeweils frei konfigurierbar und können für jede Detektorseite (oben, unten) und für jede Seite einer Filterlinie F3 unterschiedlich gewählt werden.

Beispiel 5: Verfahren 5 (Gruppe II). Fig. 16

[0053] In Fig. 16 ist die Originalprojektion zusammen mit der Projektion eines Wasserzylinders **28** abgebildet. In der Kurve **29** weist das Projektionsprofil p(u) der Filterlinie F5 in diesem Beispiel nur eine trans-axiale Trunkierung auf. In der ergänzten Kurve **30** wurde das Profil der Filterlinie F5 mittels künstlich erzeugter Projektionswerte **31** fortgesetzt, indem die Filterlinie F5 in diesem Bereich entlang der Projektion des Wasserzylinders **28** ausgewertet wurde. Die entsprechenden Projektionswerte werden durch computersimulierte Röntgenstrahlen künstlich erzeugt. Die Mittelachse (oder Rotationsachse) des Zylinders wird parallel zur z-Achse des Bezugskoordinatensystems ausgerichtet. Die Höhe des Zylinders wird als unendlich groß angenommen, so dass nur der Schnittpunkt (x, y, 0) der Zylindermittelachse mit der xy-Ebene und der Radius R des Zylinders bestimmt werden müssen. Die drei Parameter (x, y, R) können bestimmt werden, indem beispielsweise die gemessenen Projektionswerte p(u) entlang der Filterlinie F5 sowie deren erste und zweite Ableitung bezüglich u, p'(u) bzw. p"(u), an einer Stelle u = u0 bestimmt werden. Daraus ergeben sich folgende Gleichungen zur Berechnung von (x, y, R):

$$d(u_0, x, y, R)\cdot\mu_w = p(u_0) \quad (1)$$

$$d'(u_0, x, y, R)\cdot\mu_w = p'(u_0) \quad (2)$$

$$d''(u_0, x, y, R)\cdot\mu_w = p''(u_0) \quad (3)$$

[0054] Hierbei bezeichnet d die Schnittlänge des Röntgenstrahls mit dem Wasserzylinder, d' und d" deren erste und zweite Ableitung bezüglich u und μ_w den Abschwächungskoeffizienten von Wasser. Das Vorgehen ist für jede Seite einer Filterlinie F5 erneut anzuwenden. Die modifizierte Wasserzylinder-Korrektur unterscheidet sich von der ursprünglichen Wasserzylinder-Korrektur durch die Verwendung einer Kegelstrahlgeometrie. Im ursprünglichen Verfahren benutzt man zur Generierung der Projektionswerte eine Parallelstrahlgeometrie, obwohl die Originalprojektionen in Kegelstrahlgeometrie akquiriert werden.

Beispiel 6: Verfahren 6 (Gruppe III) Fig. 17

[0055] In Fig. 17 ist die Originalprojektion zusammen mit der originalen Filterlinie F3 und der gestrichelt dargestellten modifizierten Filterlinie F6 abgebildet. Die Kurve **32** des Projektionsprofils p(u) der modifizierten Filterlinie F6 weist nur noch eine trans-axiale Trunkierung auf. In der Kurve **33** wurde das Profil mithilfe der Hybridkorrektur mit künstlich erzeugten Projektionswerten **34** fortgesetzt. Die Größen der Erweiterungsbereiche für die Filterlinien sind jeweils frei konfigurierbar und können für jede Seite einer Filterlinie unterschiedlich gewählt werden. Als Variante wäre es auch denkbar, vor der Hybridkorrektur die Filterlinie F6 auch in trans-axiale Richtung zu modifizieren, beispielsweise indem diese ebenfalls horizontal fortgesetzt wird sobald sie den Röntgenbilddetektor **4** verlässt.

[0056] Durch die erfindungsgemäße Ausbildung ergeben sich folgende Verfahrensvarianten:

Gruppe I, Verfahren 1:

[0057] Der Röntgenbilddetektor **4** wird trans-axial und axial künstlich erweitert. Die Erweiterung basiert jeweils auf der Hybridkorrektur (siehe Beispiel 1).

Gruppe I, Verfahren 2:

[0058] Der Röntgenbilddetektor **4** wird trans-axial und axial künstlich erweitert. Die trans-axiale Erweiterung basiert auf der Hybridkorrektur. Die axiale Erweiterung geschieht durch eine konstante Fortsetzung des Röntgenbilddetektors **4** in axiale Richtung (vgl. Bild 5), durch mehrmaliges Kopieren und Anfügen der ersten und letzten Detektorzeile (siehe Beispiel 2).

Gruppe II, Verfahren 3:

[0059] Die Filterlinien werden künstlich erweitert, indem die Hybridkorrektur nicht wie im ursprünglichen Verfahren (vgl. Bild 2) entlang der Detektorzeilen, sondern entlang der Filterlinien durchgeführt wird (siehe Beispiel 3).

Gruppe II, Verfahren 4:

[0060] Die Filterlinien werden künstlich erweitert, durch konstante Fortsetzung des Röntgenbilddetektors **4** in axiale Richtung (vgl. Bild 5) und anschließende Hybridkorrektur entlang der Filterlinien (siehe Beispiel 4).

Gruppe II, Verfahren 5:

[0061] Die Filterlinien werden künstlich erweitert, indem eine modifizierte Wasserzylinder-Korrektur entlang der Filterlinien durchgeführt wird (siehe Beispiel

5).

Gruppe III, Verfahren 6:

[0062] Die Filterlinien werden derart modifiziert, dass die Filterung entlang abgeknickter Filterlinien erfolgt. Diese werden dann künstlich erweitert, indem die Hybridkorrektur entlang der abgeknickten Filterlinien durchgeführt wird (siehe Beispiel 6).

[0063] Der Filterteil der gefilterten Rückprojektion besteht aus einer eindimensionalen linearen Filterung der Detektordaten. Die Daten können mittels einer Faltungsoperation im Realraum gefiltert werden. Alternativ dazu kann eine Faltungsoperation im Realraum durch eine Multiplikation im reziproken Raum ersetzt werden. Bei einzeiligen Detektoren ist es offensichtlich, dass die gesamte Detektorzeile in einem Filterschritt behandelt wird. Bei mehrzeiligen Detektoren (flächenhaften Detektoren) müssen Daten für den eindimensionalen Filterschritt ausgesucht werden. Die zu filternden Daten werden entlang einer Filterlinie gesammelt. Die Daten entlang einer Filterlinie können entweder im Realraum gefaltet werden, oder im reziproken Raum multipliziert werden. Zu beachten ist, dass nur der Teil des Realraums entlang einer Filterlinie mit einer eindimensionalen Fourier Transformation in den reziproken Raum transformiert wird. Diese Zusammenhänge sind Grundwissen in der Fachwelt, weshalb auf eine Erläuterung in der Anmeldung verzichtet wurde.

[0064] Die Auswahl der Filterlinien ist abhängig vom Rekonstruktionsproblem und dem verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus. Der häufig angewendete, in [1] beschriebene Feldkamp Algorithmus filtert die Detektordaten eindimensional zeilenweise, d. h. die Filterlinien sind entlang der Detektorzeilen ausgerichtet. Bei den Algorithmen zu einer exakten Rekonstruktion von Cone-Beam Daten sind Filterlinien im Allgemeinen nicht entlang der Detektorzeilen angeordnet, wie dies beispielsweise in [2] bis [6] beschrieben ist.

Literaturverzeichnis

[1] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, J. W. Kress. "Practical Cone-Beam Algorithm". J. Opt. Soc. Am. A, 1(6): Seiten 612–619, 1984.
[2] J. Pack, F. Noo, and H. Kudo. "Investigation of saddle trajectories for cardiac ct imaging in cone-beam geometry". Physics in Medicine and Biology, 49(11): Seiten 2317–2336, 2004.
[3] A. Katsevich. "Image reconstruction for the circle-and-line trajectory". Physics in Medicine and Biology, 49(22): Seiten 5059–5072, 2004.
[4] A. Katsevich. "Image reconstruction for the circle-and-arc trajectory". Physics in Medicine and Biology, 50(10): Seiten 2249–2265, 2005.
[5] B. E. Nett, T. Zhuang, and G. -H. Chen. "A cone-beam fbp reconstruction algorithm for short-scan and super-short-scan source trajectories". In Fully 3D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Salt Lake City, UT, USA, Jul. 6–Jul. 9, 2005.
[6] J. Pack and F. Noo. Cone-beam reconstruction using 1D filtering along the projection of m-lines. Inverse Problems, 21(3): Seiten 1105–1120, 2005.
[7] J. Hsieh, E. Chao, J. Thibault, B. Grekowicz, A. Horst, S. McOlash, and T. J. Myers. A novel reconstruction algorithm to extend the CT scan field-of-view. Medical Physics, 31(9): Seiten 2385–2391, 2004
[8] M. Zellerhoff, B. Scholz, E. -P. Rührnschopf and T. Brunner. Low contrast 3D-reconstruction from C-arm data. SPIE Medical Imaging 2005, 5745: Seiten 1605–7422, 2005
[9] Bernhard Scholz, Fächerstrahlbasierte Wasserzylinderextrapolation von abgeschnittenen Projektionen zur Behandlung von Trunkierungsartefakten, ältere Patentanmeldung DE 10 2006 014 629.8 vom 29.03.2006
[10] T. Flohr, K. Stierstorfer, H. Bruder, J. Simon, A. Polacin, and S. Schaller. Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. Medical Physics, 30(5): Seiten 832–845, 2003
[11] M. Kachelrieß, M. Knaup, and W. A. Kalender. Extended parallel backprojection for standard three-dimensional and phase-correlated four-dimensional axial and spiral cone-beam CT with arbitrary pitch, arbitrary cone-angle, and 100% dose usage. Medical Physics, 31(6): Seiten 1623–1641, 2004
[12] Magnusson et al., "Handling of Long Objects in Iterative Improvement of Nonexact Reconstruction in Helical Cone-Beam CT", IEEE Trans. Med. Imaging Vol. 25, NO. 7, July 2006, Seiten 935-940

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- US 2006/0120507 A1 [0002]
- DE 10345704 A1 [0020, 0022]
- US 5640436 [0020, 0022]
- DE 102006014629 [0064]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- L. A. Feldkamp, L. C. Davis, J. W. Kress. "Practical Cone-Beam Algorithm". J. Opt. Soc. Am. A, 1(6): Seiten 612–619, 1984 [0064]
- J. Pack, F. Noo, and H. Kudo. "Investigation of saddle trajectories for cardiac ct imaging in cone-beam geometry". Physics in Medicine and Biology, 49(11): Seiten 2317–2336, 2004 [0064]
- A. Katsevich. "Image reconstruction for the circle-and-line trajectory". Physics in Medicine and Biology, 49(22): Seiten 5059–5072, 2004 [0064]
- A. Katsevich. "Image reconstruction for the circle-and-arc trajectory". Physics in Medicine and Biology, 50(10): Seiten 2249–2265, 2005 [0064]
- B. E. Nett, T. Zhuang, and G. -H. Chen. "A cone-beam fbp reconstruction algorithm for short-scan and super-short-scan source trajectories". In Fully 3D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Salt Lake City, UT, USA, Jul. 6–Jul. 9, 2005 [0064]
- J. Pack and F. Noo. Cone-beam reconstruction using 1D filtering along the projection of m-lines. Inverse Problems, 21(3): Seiten 1105–1120, 2005 [0064]
- J. Hsieh, E. Chao, J. Thibault, B. Grekowicz, A. Horst, S. McOlash, and T. J. Myers. A novel reconstruction algorithm to extend the CT scan field-of-view. Medical Physics, 31(9): Seiten 2385–2391, 2004 [0064]
- M. Zellerhoff, B. Scholz, E. -P. Rührnschopf and T. Brunner. Low contrast 3D-reconstruction from C-arm data. SPIE Medical Imaging 2005, 5745: Seiten 1605–7422, 2005 [0064]
- Bernhard Scholz, Fächerstrahlbasierte Wasserzylinderextrapolation von abgeschnittenen Projektionen zur Behandlung von Trunkierungsartefakten [0064]
- T. Flohr, K. Stierstorfer, H. Bruder, J. Simon, A. Polacin, and S. Schaller. Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. Medical Physics, 30(5): Seiten 832–845, 2003 [0064]
- M. Kachelrieß, M. Knaup, and W. A. Kalender. Extended parallel backprojection for standard three-dimensional and phase-correlated four-dimensional axial and spiral cone-beam CT with arbitrary pitch, arbitrary cone-angle, and 100% dose usage. Medical Physics, 31(6): Seiten 1623–1641, 2004 [0064]
- Magnusson et al., "Handling of Long Objects in Iterative Improvement of Nonexact Reconstruction in Helical Cone-Beam CT", IEEE Trans. Med. Imaging Vol. 25, NO. 7, July 2006, Seiten 935-940 [0064]

Patentansprüche

1. Verfahren zur Korrektur von Trunkierungsartefakten in einem Rekonstruktionsverfahren für computertomographische Aufnahmen mit trunkierten Projektionsdaten in den rekonstruierten computertomographischen Bildern bei dem:
– von einer Strahlungsquelle (**2**) divergente Strahlung (**6**) emittiert wird,
– mit der divergenten Strahlung (**6**) ein zu untersuchendes Objekt (**9**) in unterschiedlichen Projektionsrichtungen durchleuchtet wird,
– die durch das zu untersuchende Objekt (**9**) hindurch gedrungene Strahlung von einem Röntgenbilddetektor (**4**) erfasst wird, und
– eine gefilterte Rückprojektion mit Filterung der Projektionsdaten entlang vordefinierter nicht-horizontaler Linien im Röntgenbilddetektor (**4**) durchgeführt wird, wobei vom Röntgenbilddetektor (**4**) aufgenommene Projektionsbilder erweitert werden, indem für Bildpunkte die Schwächung der Strahlung außerhalb des Projektionsbildes bestimmt wird,
dadurch gekennzeichnet, dass
– zur Trunkierungskorrektur eine Erweiterung nicht-horizontaler Filterlinien durch eine trans-axiale und eine axiale künstliche Erweiterung des Röntgenbilddetektor (**4**) erfolgt,
– wobei die Trunkierungskorrektur für nicht-horizontale Filterlinien gemäß einem Verfahren aus wenigstens einer der folgenden Gruppen durchgeführt wird:
I) Die Trunkierungskorrektur erfolgt unabhängig von der konkreten Lage und Orientierung der Filterlinien.
II) Die Trunkierungskorrektur erfolgt in Abhängigkeit von der konkreten Lage und Orientierung der Filterlinien, wobei die Filterlinien selbst erhalten bleiben.
III) Die Trunkierungskorrektur erfolgt durch Einführung neuer modifizierter Filterlinien, wobei die Filterung entlang abgeknickter künstlich erweiterter Filterlinien erfolgt.

2. Rekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Röntgenbilddetektor (**4**) gemäß Gruppe I) trans-axial und axial künstlich erweitert wird, wobei die Erweiterung auf der Hybridkorrektur basiert.

3. Rekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Röntgenbilddetektor (**4**) gemäß Gruppe I) trans-axial und axial künstlich erweitert wird, wobei die trans-axiale Erweiterung auf der Hybridkorrektur basiert und die axiale Erweiterung durch eine konstante Fortsetzung des Röntgenbilddetektors (**4**) in axiale Richtung erfolgt.

4. Rekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Filterlinien gemäß Gruppe II) künstlich erweitert werden, indem eine Hybridkorrektur entlang der Filterlinien durchgeführt wird.

5. Rekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Filterlinien gemäß Gruppe II) dadurch künstlich erweitert werden, dass eine konstante Fortsetzung des Röntgenbilddetektors (**4**) in axiale Richtung und anschließende Hybridkorrektur entlang der Filterlinien durchgeführt wird.

6. Rekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1, 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Filterlinien gemäß Gruppe II) dadurch künstlich erweitert werden, dass eine modifizierte Wasserzylinder-Korrektur entlang der Filterlinien durchgeführt wird.

7. Rekonstruktionsverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Filterlinien gemäß Gruppe III) entlang abgeknickter Filterlinien dadurch künstlich erweitert werden, dass die Hybridkorrektur entlang der abgeknickten Filterlinien durchgeführt wird.

Es folgen 10 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

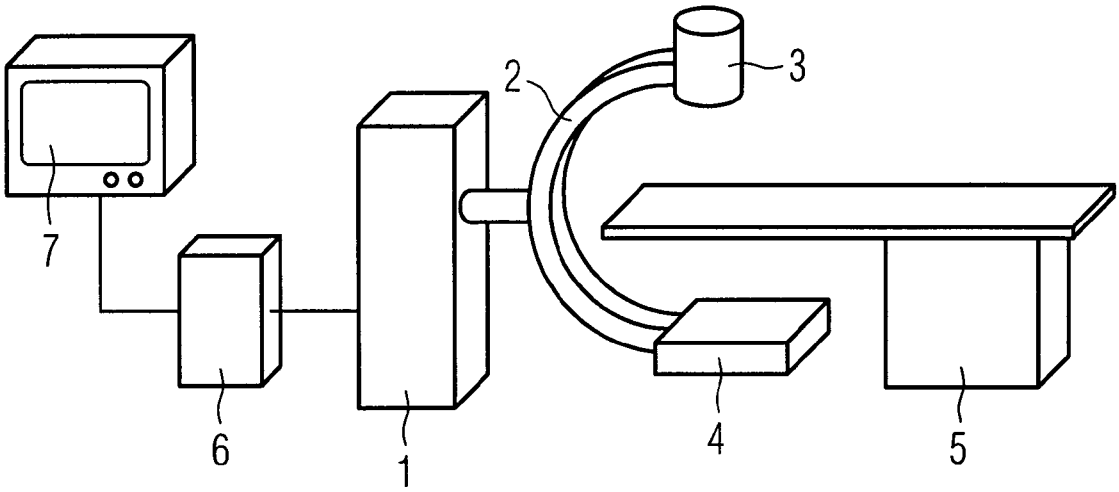


FIG 2

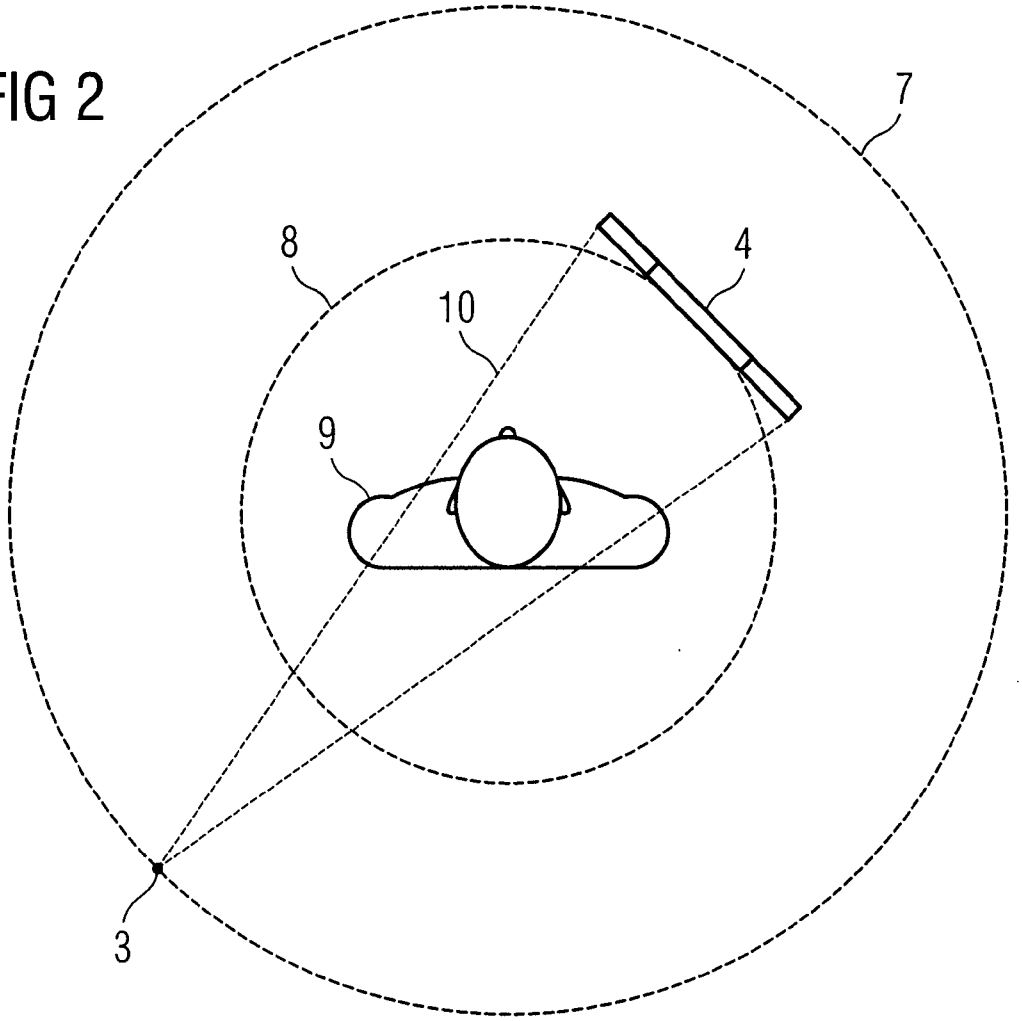


FIG 3

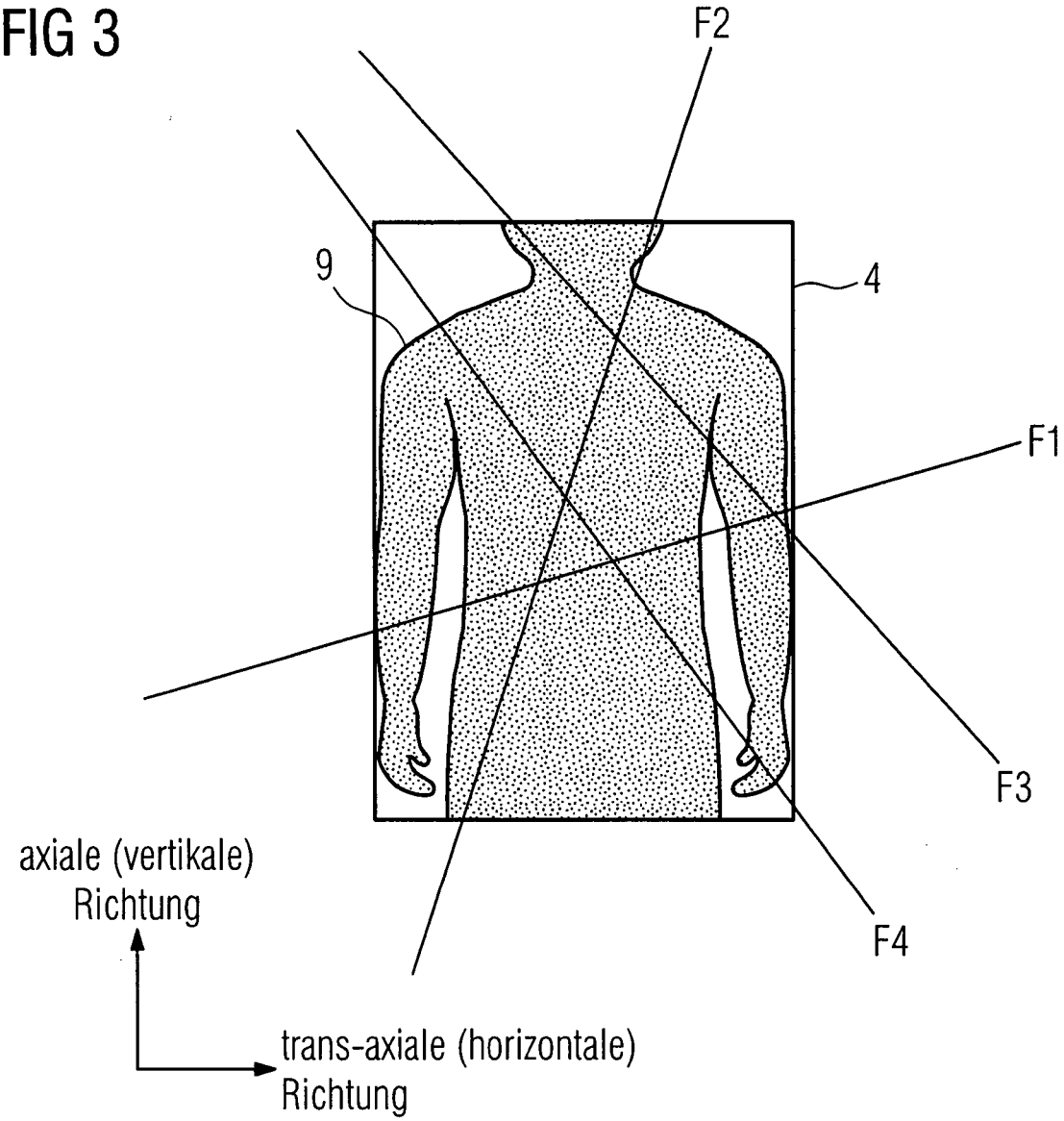

F2
9
4
F1
F3
F4
axiale (vertikale)
Richtung
trans-axiale (horizontale)
Richtung

FIG 4

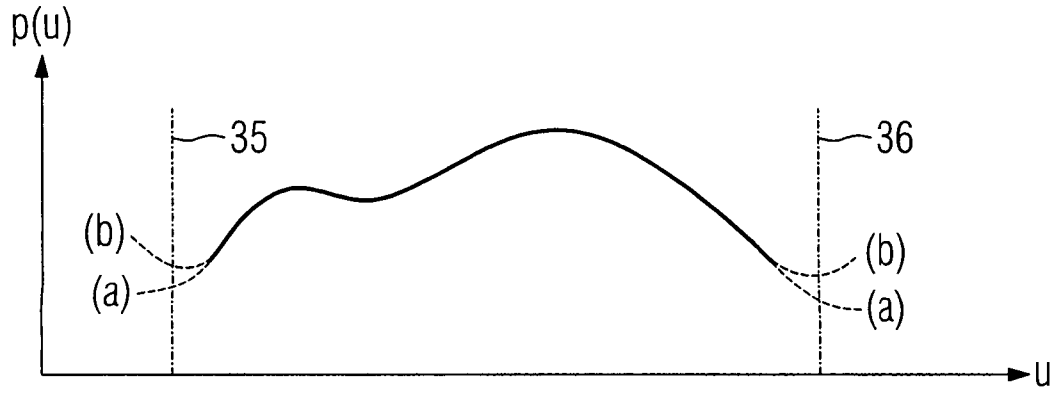

p(u)
35
36
(b)
(a)
(b)
(a)
u

FIG 5

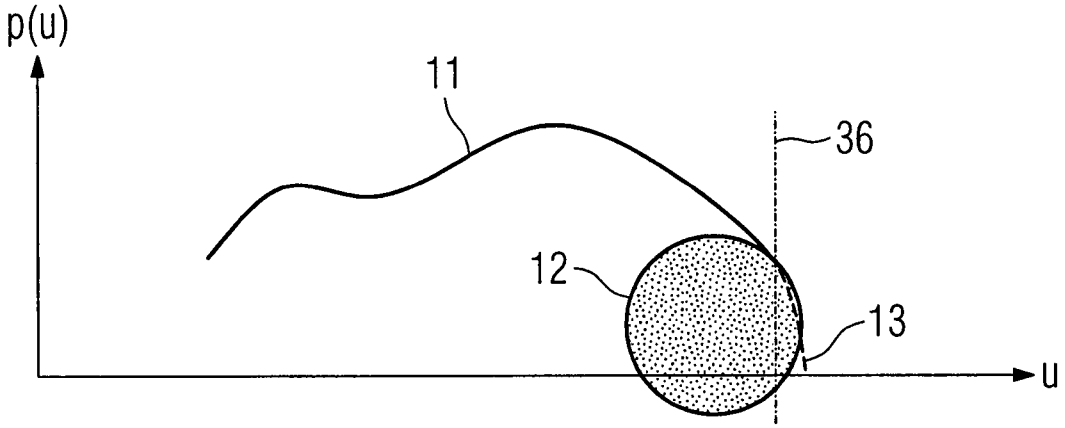


FIG 6

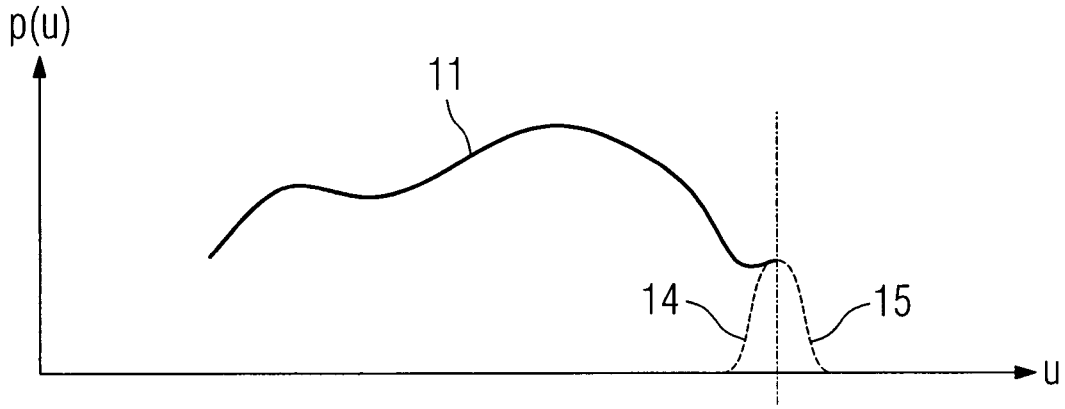


FIG 7

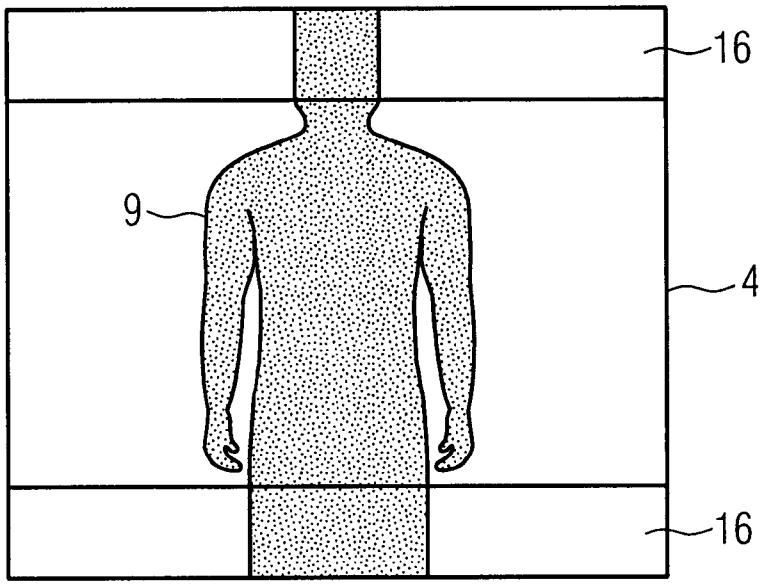


FIG 8

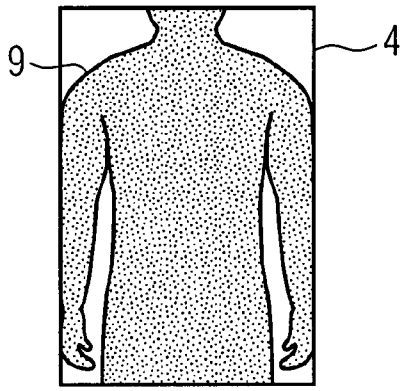


FIG 9

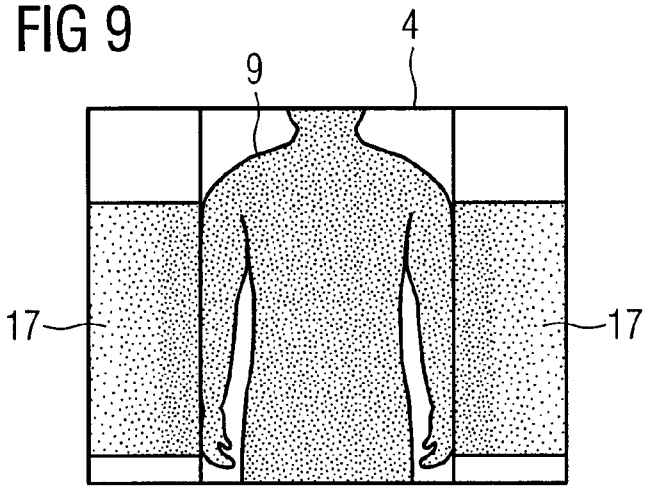


FIG 10

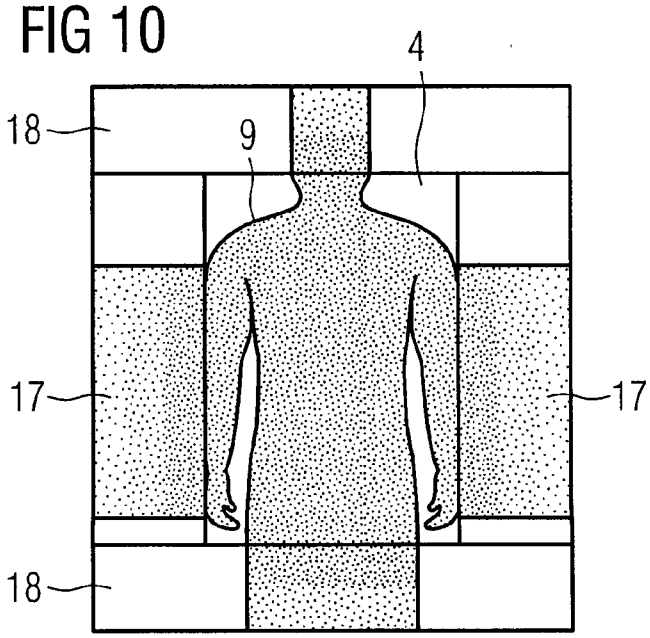


FIG 11

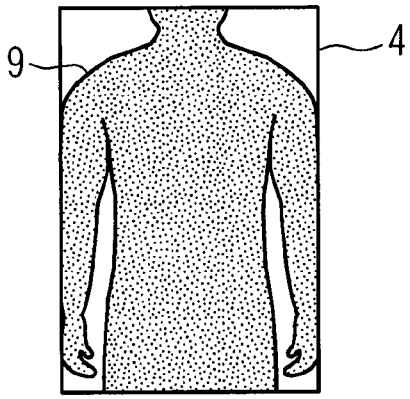


FIG 12

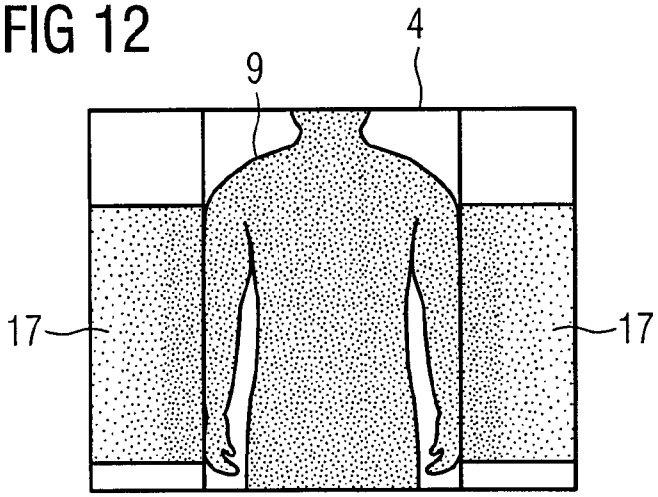


FIG 13

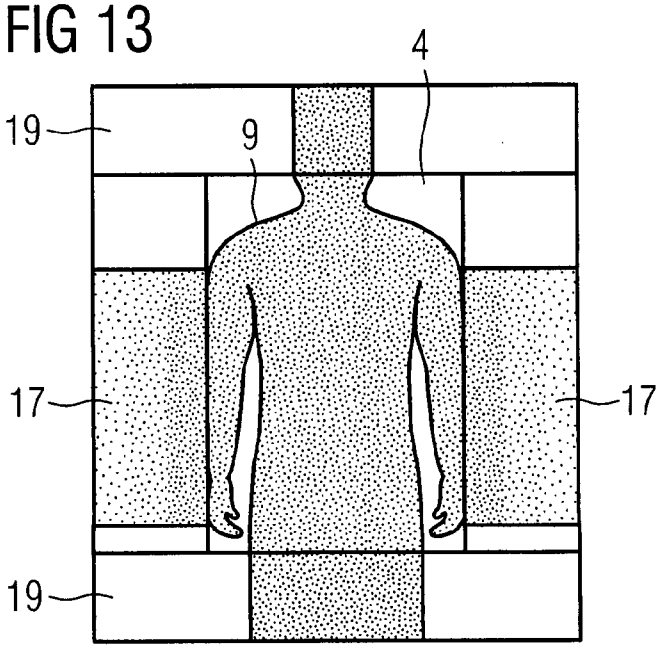


FIG 14

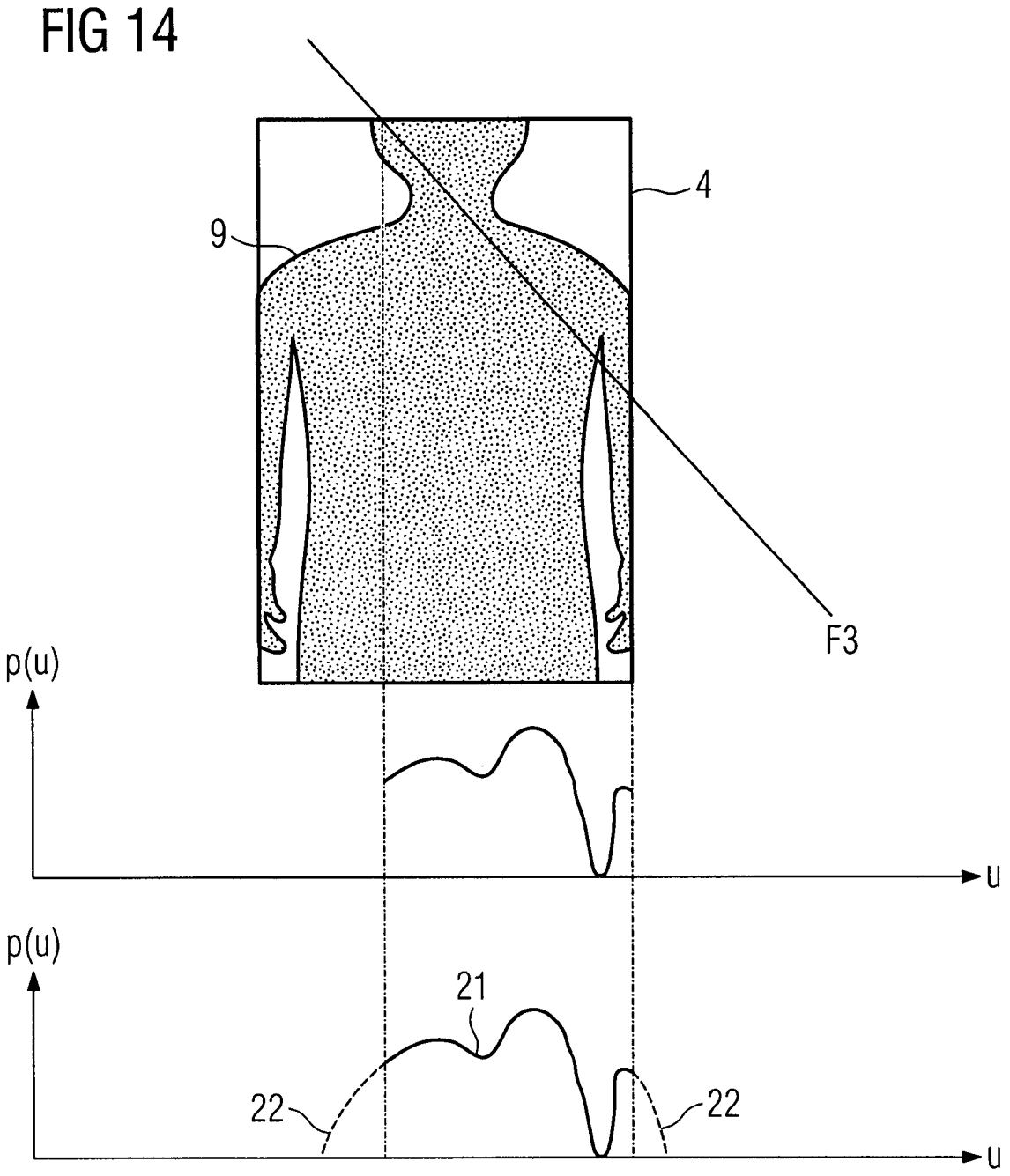


FIG 15

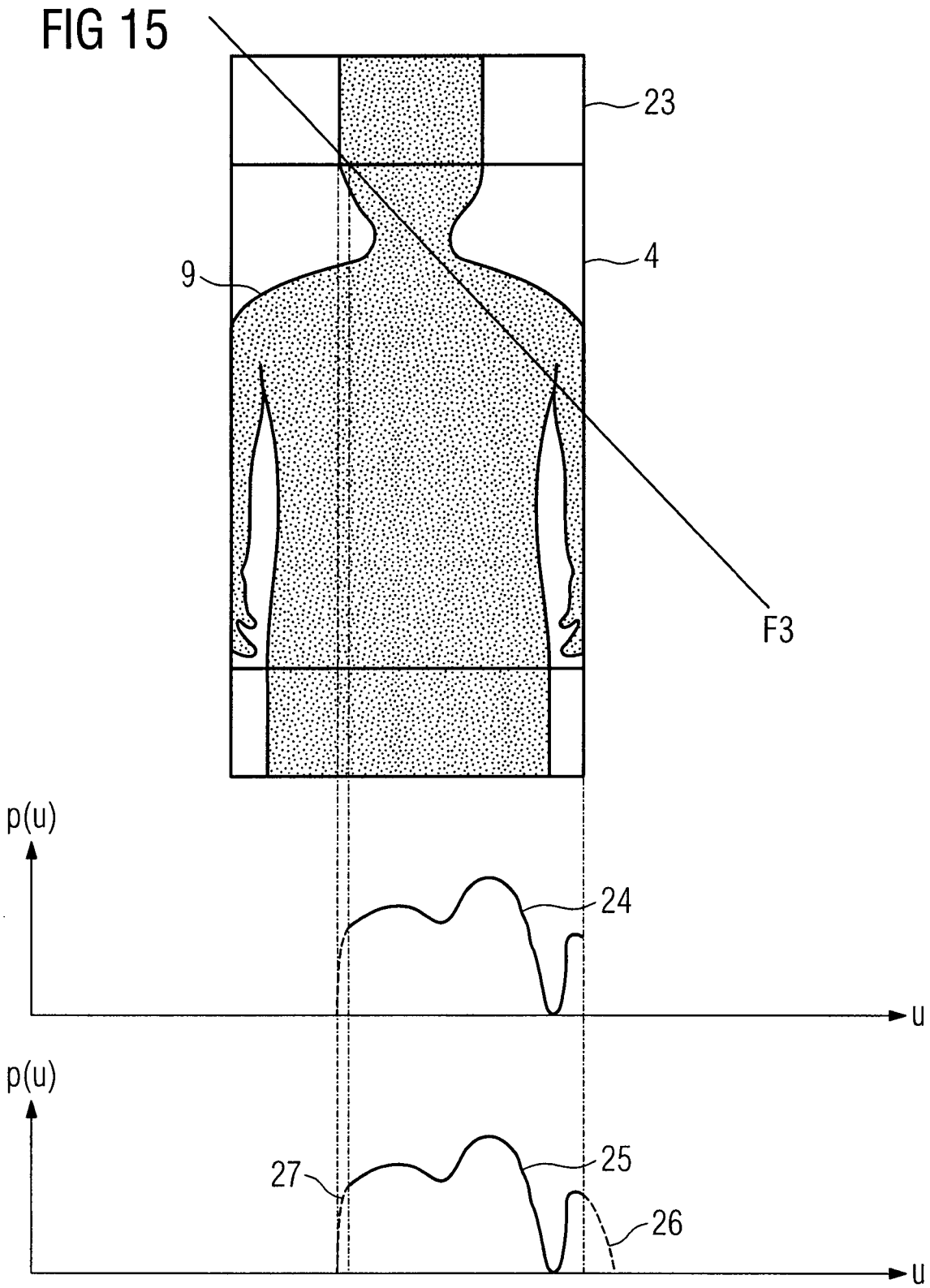


FIG 16

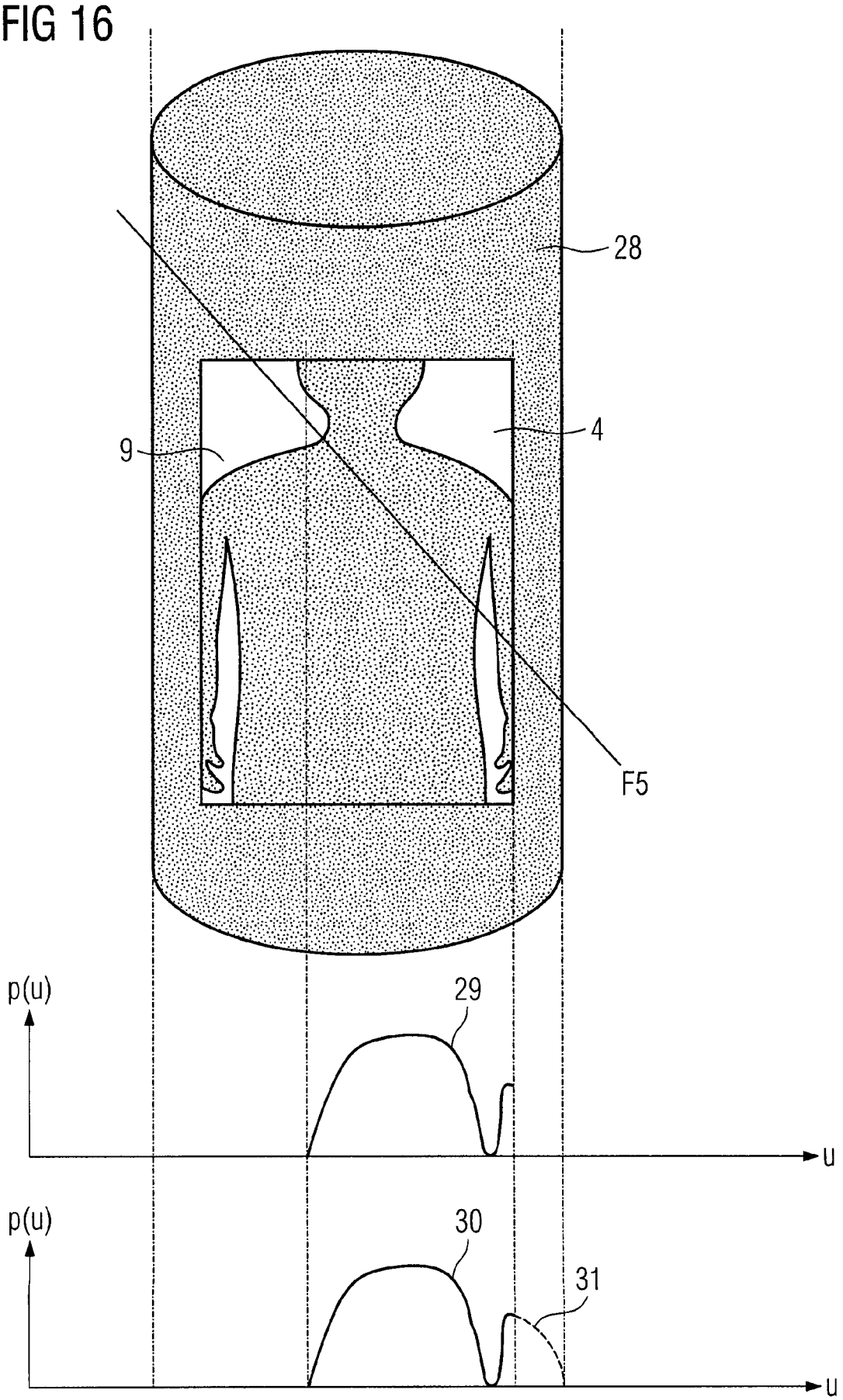
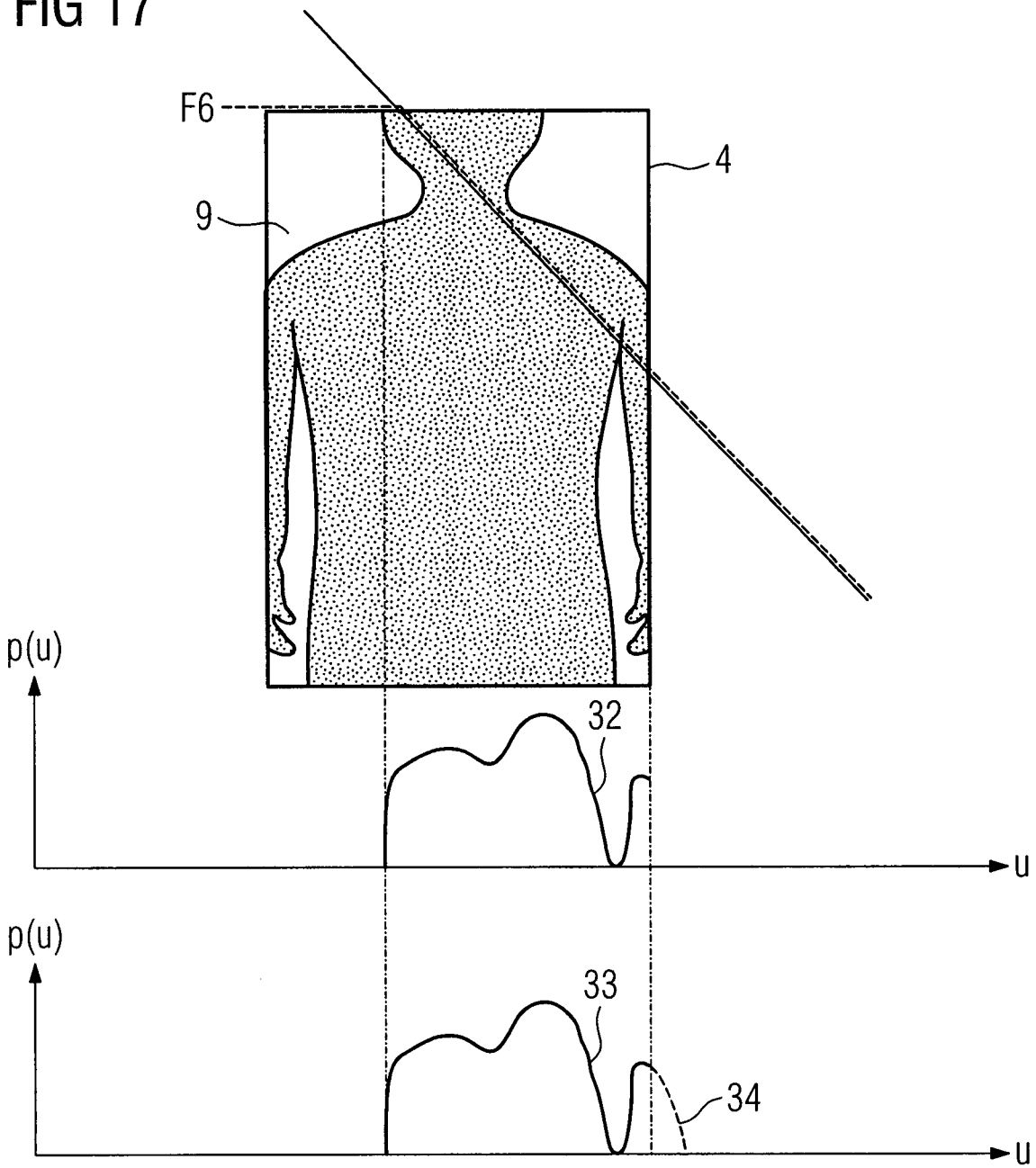



FIG 17