



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 028 123 B4 2008.06.26**

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 028 123.8**
 (22) Anmeldetag: **09.06.2004**
 (43) Offenlegungstag: **05.01.2006**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **26.06.2008**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 6/03 (2006.01)**
A61B 5/08 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 2 Patentkostengesetz).

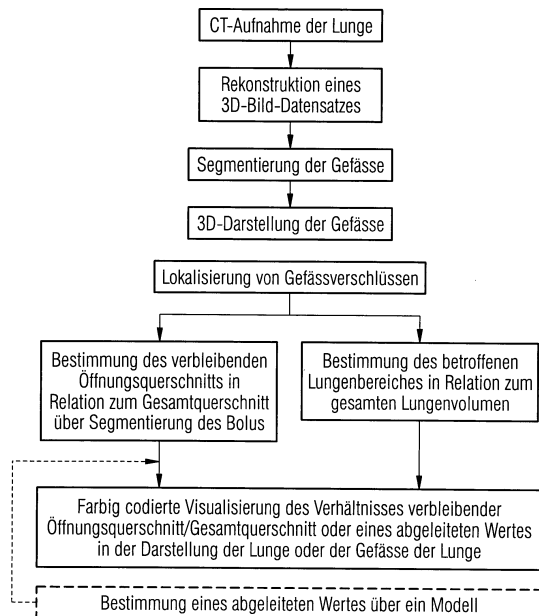
(73) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Gündel, Lutz, Dr., 91056 Erlangen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:
DE 36 17 126 A1
US 2 0040 101089 A1
MASUTANI Y., u.a.: Computerized Detection of Pulmonary Embolism in Spiral CT Angiography Based on Volumetric Image Analysis. In: IEEE Transactions on Medical Imaging. 2002. Vol. 21, No. 12, 1517-1523.;

(54) Bezeichnung: **Computertomograph mit einer Messanordnung und einem Bildrechner zur Erzeugung eines dreidimensionalen Bilddatensatzes eines Körperteils eines Patienten**

(57) Hauptanspruch: Computertomograph mit einer Messanordnung und einem Bildrechner zur Erzeugung eines dreidimensionalen Bilddatensatzes eines Körperteils eines Patienten, wobei der Bildrechner so ausgebildet ist, dass er aus dem Bilddatensatz Gefäße des Körperteils segmentiert und ein Programm umfasst, das zumindest einen Gefäßverschluss in den segmentierten Gefäßen lokalisiert und einen verbleibenden Öffnungsquerschnitt am lokalisierten Gefäßverschluss im Verhältnis zum Gesamtquerschnitt des Gefäßes durch Segmentierung und Vermessung des die Verstopfung bildenden Bolus über Dichtewerte oder CT-Zahlen und Vermessung des gesamten Gefäßquerschnittes bestimmt, wobei der Computertomograph so ausgebildet ist, dass er aus dem Verhältnis unter Zugrundelegung eines Versorgungs-Modells einen Wert ableitet, der ein Maß für eine verbleibende Versorgung eines durch den lokalisierten Gefäßverschluss unterversorgten Bereiches des Körperteils darstellt und das Verhältnis oder den daraus abgeleiteten Wert an einem Anzeigergerät visualisiert.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft einen Computertomographen mit einer Messanordnung und einem Bildrechner zur Erzeugung eines dreidimensionalen Bilddatensatzes eines Körperteils eines Patienten, wobei der Bildrechner so ausgebildet ist, dass er aus dem Bilddatensatz Gefäße des Körperteils segmentiert und ein Programm umfasst, das zumindest einen Gefäßverschluss in den segmentierten Gefäßen lokalisiert und einen verbleibenden Öffnungsquerschnitt am lokalisierten Gefäßverschluss im Verhältnis zum Gesamtquerschnitt des Gefäßes durch Segmentierung und Vermessung des die Verstopfung bildenden Bolus über Dichtewerte oder CT-Zahlen und Vermessung des gesamten Gefäßquerschnittes bestimmt.

[0002] Die Bestimmung der durch eine Embolie unterversorgten Bereiche der Lunge unter Einsatz einer bildgebenden tomographischen Technik ist ein Anwendungsgebiet für einen solchen Computertomographen. Embolien können entweder teilweise oder vollständig Lungenarterien verstopfen. Durch den reduzierten Blutfluss in distal angeordneten Lungenarterien werden Bereiche der Lunge minder oder gar nicht mehr mit Blut versorgt und können demnach nicht mehr zum Gasaustausch beitragen. Zur Bestimmung dieser unterversorgten Lungenbereiche werden in der klinischen Routine heutzutage Computertomographie(CT)-Aufnahmen der Lunge unter Kontrastmittel-Injektion durchgeführt. Die hieraus erhaltenen axialen zweidimensionalen Bilder werden an einem Anzeigegerät dargestellt und vom Anwender nach den Verstopfungen durchsucht. Findet der Radiologe einen teilweisen oder vollständigen Gefäßverschluss, so kann er aufgrund seiner anatomischen Kenntnisse die davon betroffenen Lungenbereiche bestimmen. Dies erfolgt jedoch nur sehr ungenau, insbesondere in Fällen, in denen sich die Verschlüsse in sehr kleinen, mit modernen Mehrzeilen-Computertomographen sehr gut darstellbaren Gefäßen befinden. Eine genaue quantitative Bestimmung der betroffenen Lungenbereiche ist jedoch für die anschließende Diagnose von größter Bedeutung.

[0003] Aus diesem Grunde befassen sich aktuelle Entwicklungen mit einer verbesserten Bestimmung der durch Gefäßverschluss unterversorgten Lungenbereiche. Hierzu wird der durch die CT-Aufnahmen erzeugte dreidimensionale Bilddatensatz der Lunge komplett segmentiert, um eine dreidimensionale Darstellung des Arterienbaumes zu erhalten. Wird in diesem segmentierten Arterienbaum ein Verschluss entweder manuell durch den Anwender oder durch ein automatisches Verfahren (Computer Aided Detection) entdeckt, so kann der betroffene distal gelagerte Teilast des Arterienbaumes bestimmt werden. Der betroffene Lungenbereich wird anschließend abgegrenzt und zum Gesamtlungenvolumen in Relation

gesetzt. Der hierdurch erhaltene Wert spiegelt dann die Einschränkung der Lungenfunktionalität bedeutend besser wieder als die nur qualitative Analyse in den axialen zweidimensionalen Bildern.

[0004] Aus der DE 36 17 126 A1 ist ein automatisiertes Verfahren zur Bestimmung der Stenose bekannt, bei dem ein Verhältnis zwischen einem verbleibenden Öffnungsquerschnitt im Bereich der Stenose zum Gesamtquerschnitt des Gefäßes bestimmt und geeignet dargestellt wird.

[0005] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, einen Computertomographen zur Bestimmung von durch einen Gefäßverschluss unterversorgten Bereichen eines Körperteils, insbesondere der Lunge, anzugeben, mit dem eine nochmals verbesserte Aussage über die Auswirkungen des Gefäßverschlusses möglich ist.

[0006] Die Aufgabe wird durch einen Computertomographen gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Vorteilhaftige Ausgestaltungen des Computertomographen sind Gegenstand der Unteransprüche oder lassen sich der nachfolgenden Beschreibung sowie den Ausführungsbeispielen entnehmen.

[0007] Der vorliegende Computertomograph weist eine Messanordnung und einen Bildrechner zur Erzeugung eines dreidimensionalen Bilddatensatzes eines Körperteils eines Patienten auf, wobei der Bildrechner so ausgebildet ist, dass er aus dem Bilddatensatz Gefäße des Körperteils segmentiert und ein Programm umfasst, das zumindest einen Gefäßverschluss in den segmentierten Gefäßen lokalisiert und einen verbleibenden Öffnungsquerschnitt am lokalisierten Gefäßverschluss im Verhältnis zum Gesamtquerschnitt des Gefäßes durch Segmentierung und Vermessung des die Verstopfung bildenden Bolus über Dichtewerte oder CT-Zahlen und Vermessung des gesamten Gefäßquerschnittes bestimmt, wobei der Computertomograph so ausgebildet ist, dass er aus dem Verhältnis unter Zugrundelegung eines Versorgungs-Modells einen Wert ableitet, der ein Maß für eine verbleibende Versorgung eines durch den lokalisierten Gefäßverschluss unterversorgten Bereiches des Körperteils darstellt und das Verhältnis oder den daraus abgeleiteten Wert an einem Anzeigegerät visualisiert.

[0008] Durch die Bestimmung des am Gefäßverschluss verbleibenden Öffnungsquerschnitts im Verhältnis zum Gesamtquerschnitt des Gefäßes und die Visualisierung dieses Verhältnisses oder eines daraus abgeleiteten Wertes lassen sich für den Anwender wesentlich präzisere Aussagen über die Auswirkungen des Gefäßverschlusses treffen. So kann speziell bei der Untersuchung von Lungen die verbliebene Lungenfunktionalität wesentlich genauer bestimmt werden als bei der eingangs beschriebenen

Technik, bei der die Art des Gefäßverschlusses nicht berücksichtigt wird. Häufig handelt es sich nicht um eine vollständige Unterbrechung des Blutflusses sondern nur um eine Verengung mit vermindertem Blutfluss, so dass der betroffene bzw. unterversorgte Lungenbereich noch eingeschränkt zum Gasaustausch beitragen kann. Der mit der eingangs erläuterten Technik errechnete Prozentsatz stellt damit zwar ein Maß für den betroffenen Lungenanteil, nicht jedoch ein Maß für die verbliebene Lungenfunktionalität dar. Durch die vorliegend vorgenommene quantitative Bestimmung des Restquerschnitts an der Engstelle des Gefäßverschlusses in Relation zum Gesamtquerschnitt des Gefäßes an dieser Stelle wird dieser Sachverhalt berücksichtigt.

[0009] Bei fehlenden genaueren Kenntnissen über die Gasaustauschfähigkeit in Relation zum verbliebenen Durchflussquerschnitt wird vorzugsweise ein linearer Zusammenhang angenommen. Bei genauerem Kenntnis kann auch ein spezielles Lungenmodell zum Ansatz kommen, über das dann aus dem Verhältnis des verbliebenen Öffnungsquerschnitts zum Gesamtquerschnitt des Gefäßes an der Stelle des Verschlusses ein Wert für die verbliebene Gasaustauschfähigkeit abgeleitet und dargestellt wird.

[0010] Die verbliebene Lungenfunktionalität bzw. das bestimmte Verhältnis lässt sich in unterschiedlicher Weise visualisieren. So kann der ermittelte Wert in einer dreidimensionalen Darstellung des Gefäßbaumes, wie sie durch die vorangegangene Segmentierung erhalten wurde, in einer Gesamtdarstellung des 3D-Bilddatensatzes oder in einer Darstellung der aus dem 3D-Bilddatensatz segmentierten Lungenflügel bspw. durch Farbcodierung des unterversorgten Bereiches visualisiert werden. Der bei dem Verfahren erhaltene Wert der Lungenfunktionalität des unterversorgten Bereiches wird vorzugsweise in eine Berechnung der Gesamtfunktionalität der Lunge mit einbezogen. Dies führt insbesondere bei teilweisen Verschlüssen kleinerer Arterien oder bei mehreren Verschlüssen in unterschiedlichen Lungenbereichen zu einer deutlich präziseren Aussage über die Lungenfunktionalität.

[0011] In der bevorzugten Ausgestaltung des vorliegenden Verfahrens wird die bildgebende tomographische Aufnahme mit einem Computertomographen, bspw. einem Mehrzeilen-Computertomographen, durchgeführt. Die Bildaufzeichnung erfolgt dabei zur Kontrasterhöhung vorzugsweise unter Injektion eines Kontrastmittels. Aus den hierbei erhaltenen Rohdaten werden in bekannter Weise Bilddaten für eine Vielzahl axialer 2D-Schichtbilder rekonstruiert, aus denen auf Basis des bekannten Schichtabstandes ein dreidimensionaler Bilddatensatz des untersuchten Körperteils resultiert. Nach der Segmentierung der Gefäße aus diesem Bilddatensatz und der Lokalisierung von einem oder mehreren Gefäßverschlüs-

sen erfolgt dann die Bestimmung des verbleibenden Gefäßquerschnittes im Verhältnis zum Gesamtquerschnitt des Gefäßes an der Stelle des jeweiligen Gefäßverschlusses. Dies kann bei einer CT-Aufnahme durch Segmentierung und Vermessung des die Verstopfung bildenden Bolus über die Dichtewerte bzw. CT-Zahlen einerseits und Vermessung des gesamten Gefäßquerschnittes andererseits, letzteres vorzugsweise ebenfalls nach einer Segmentierung des Gefäßes, erfolgen.

[0012] Sämtliche Segmentierungsschritte können beim vorliegenden Verfahren nach Vorgabe der entsprechenden Grenzwerte für die Segmentierung automatisiert erfolgen. Auch die Lokalisierung der Gefäßverschlüsse kann über ein Bildverarbeitungsprogramm automatisch durchgeführt werden, das Engstellen oder Verschlüsse im segmentierten Gefäßverlauf erkennt. Die Vermessung des Bolus sowie des gesamten Gefäßquerschnitts an dieser Stelle kann entweder mit einem geeigneten Bildverarbeitungsprogramm automatisiert oder halbautomatisiert durchgeführt werden oder manuell durch den Anwender am Anzeigegerät vorgenommen werden.

[0013] Neben der Bestimmung von durch eine Embolie unterversorgten Lungenbereichen lässt sich das vorliegende Verfahren selbstverständlich auch für die Bestimmung von durch Gefäßverschluss unterversorgten Bereichen anderer Körperteile einsetzen. In diesen Fällen wird dann nicht die Lungenfunktionalität sondern das Maß der Unterversorgung des betroffenen Bereiches aufgrund der verengten oder verschlossenen Gefäßstelle bestimmt. Weiterhin können anstelle der bildgebenden Technik der Computertomographie auch andere bildgebende tomographische Aufnahmeverfahren eingesetzt werden, mit denen sich dreidimensionale Bilddatensätze des Körperteiles erzeugen lassen. Wesentlich ist hierbei lediglich, dass sich die Gefäße aus diesem Bilddatensatz segmentieren lassen. Beispiele für derartige tomographische bildgebende Techniken sind die Magnetresonanztomographie oder die Ultraschalltomographie.

[0014] Das vorliegende Verfahren wird nachfolgend anhand der Zeichnungen nochmals kurz erläutert. Hierbei zeigen:

[0015] [Fig. 1](#) eine schematische Darstellung eines Computertomographen für die Durchführung des vorliegenden Verfahrens; und

[0016] [Fig. 2](#) eine schematische Darstellung eines beispielhaften Ablaufs des vorliegenden Verfahrens.

[0017] In [Fig. 1](#) ist ein Computertomograph **1** der dritten Generation schematisch dargestellt. Dessen Messanordnung weist einen Röntgenstrahler **2** mit einer diesem vorgelagerten quellennahen Einblend-

vorrichtung **3** und einem als mehrzeiliges oder flächenhaftes Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen **4** ausgebildeten Röntgendetektor **5** auf. In der Darstellung der [Fig. 1](#) sind der Übersichtlichkeit halber nur vier Zeilen von Detektorelementen **4** dargestellt. Der Röntgendetektor kann jedoch weitere Zeilen von Detektorelementen **4** aufweisen, auch mit unterschiedlichen Breiten b . Der Röntgendetektor **5** kann als Festkörper-Matrix-Detektorsystem ausgebildet sein, insbesondere als Flachbilddetektor und/oder als Detektor, der eine Szintillatorschicht sowie eine zugeordnete elektronische Photoempfangermatrix umfasst.

[0018] Der Röntgenstrahler **2** mit der Einblendvorrichtung **3** einerseits und der Röntgendetektor **5** mit seiner nicht dargestellten Strahlenblende andererseits sind an einem Drehrahmen einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des Computertomographen **1** von dem Röntgenstrahler **2** ausgehendes, durch die Einblendvorrichtung **3** eingebündeltes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen in der [Fig. 1](#) mit dem Bezugszeichen **6** bezeichnet sind, auf den Röntgendetektor **5** auftrifft. Der Drehrahmen kann mittels einer nicht dargestellten Antriebseinrichtung um eine Systemachse **7** in Rotation versetzt werden. Die Systemachse **7** verläuft parallel zu der z-Achse eines in [Fig. 1](#) dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems. Die Spalten des Röntgendetektors **5** verlaufen ebenfalls in Richtung der z-Achse, während die Zeilen, deren Breite b in Richtung der z-Achse gemessen wird und bspw. 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse **7** bzw. der z-Achse verlaufen.

[0019] Um das Untersuchungsobjekt, den Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlbündels bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung **9** vorgesehen, die parallel zu der Systemachse **7**, also in Richtung der z-Achse verschiebbar ist. Die Verschiebung erfolgt derart, dass eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung **9** vorliegt, wobei das Verhältnis von Translations- zur Rotationsgeschwindigkeit durch Vorgabe eines gewünschten Wertes für den Vorschub h der Lagerungsvorrichtung **9** pro Umdrehung des Drehrahmens einstellbar ist.

[0020] Durch den Betrieb dieses Computertomographen **1** kann ein Objektvolumen, das im vorliegenden Fall die Lunge beinhaltet, eines auf der Lagerungsvorrichtung **9** befindlichen Patienten mittels Volumenabtastung untersucht werden. Bei einer Spiralabtastung werden unter Rotation des Drehrahmens und gleichzeitiger Translation der Lagerungsvorrichtung **9** pro Umlauf des Drehrahmens viele Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus **8** des Röntgenstrahlers **2** relativ zu der Lagerungsvorrich-

tung **9** auf einer Spiralbahn **18**. Alternativ zu diesem Spiral-Scan ist auch ein Sequenz-Scan möglich.

[0021] Die während der Spiralabtastung aus den Detektorelementen **4** jeder aktiven Zeile des Detektorsystems **5** parallel ausgelesenen, den einzelnen Projektionen entsprechenden Messdaten, werden in einer Datenaufbereitungseinheit **10** einer Analog/Digital-Wandlung unterzogen, serialisiert und als Rohdaten an einen Bildrechner **11** übertragen, der das Ergebnis einer Bildrekonstruktion auf der Anzeigeeinheit **12**, z. B. einem Videomonitor, darstellt. In diesem Bildrechner erfolgt auch die Erstellung eines dreidimensionalen Bilddatensatzes aus den rekonstruierten Schichtbildern sowie die Segmentierung des in dem 3D-Bilddatensatz enthaltenen Gefäßbaums des untersuchten Körperteils, im vorliegenden Beispiel der Lunge. Der segmentierte Gefäßbaum kann dann in dreidimensionaler Darstellung an der Anzeigeeinheit **12** dargestellt werden.

[0022] Der Röntgenstrahler **2**, bspw. eine Röntgenröhre, wird von einer Generatoreinheit **13** mit den notwendigen Spannungen und Strömen versorgt. Um diese auf die jeweils erforderlichen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit **13** eine Steuereinheit **14** mit Tastatur **15** zugeordnet, die die entsprechenden Einstellungen gestattet. Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des Computertomographen **1** erfolgt mittels der Steuereinheit **14** und der Tastatur **15**. U. a. kann die Anzahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen **4** und damit die Position der Einblendvorrichtung **3** und der optionalen detektornahen Strahlenblende eingestellt werden, wozu die Steuereinheit mit der Einblendvorrichtung **3** und der optionalen detektornahen Strahlenblende zugeordneten Verstelleinheiten **16**, **17** verbunden ist. Weiterhin kann die Rotationszeit eingestellt werden, die der Drehrahmen für eine vollständige Umdrehung benötigt.

[0023] [Fig. 2](#) zeigt zur Veranschaulichung ein Beispiel für den Ablauf bei der Durchführung des vorliegenden Verfahrens. Bei diesem Ausführungsbeispiel wird mit dem Computertomographen **1** mittels eines Spiralscans eine Volumenabtastung eines die Lunge des Patienten umfassenden Objektvolumens unter Injektion eines Kontrastmittels durchgeführt. Aus den aus der Messung erhaltenen Rohdaten wird im Bildrechner ein dreidimensionaler Bilddatensatz des Objektvolumens rekonstruiert. Der 3D-Bilddatensatz wird auf Basis der das Kontrastmittel charakterisierenden CT-Werte segmentiert, um den Gefäßverlauf der von Kontrastmittel durchströmten Arterien der Lunge zu erhalten. Anschließend wird dem Anwender der durch Segmentierung erhaltene Arterienbaum am Monitor in geeigneter Weise dreidimensional dargestellt. Der Anwender kann dann entweder manuell Gefäßverschlüsse in der Darstellung suchen und interaktiv markieren oder ein Programm zur au-

tomatischen Lokalisierung dieser Gefäßverschlüsse starten.

[0024] Anschließend erfolgt eine Segmentierung des die Verstopfung bildenden Plaque-Pfropfens anhand seiner sich vom umliegenden Gewebe und vom Kontrastmittel unterscheidenden CT-Zahlen. Aus einer Vermessung dieses segmentierten Pfropfens bzw. Bolus und des Gesamtquerschnittes der Arterie an der Verstopfungsstelle wird der offene Arterienquerschnitt in Relation zum Gesamtquerschnitt erhalten. Weiterhin wird der von dem jeweiligen Gefäßverschluss betroffene Lungenbereich bestimmt und zum Gesamtlungenvolumen in Relation gesetzt.

[0025] Aus dem 3D-Bilddatensatz werden schließlich die beiden Lungenflügel sowie die Lungenlappen segmentiert und am Anzeigegerät dargestellt. Die aus dem Verhältnis der verbliebenen Öffnungsquerschnitte bestimmte Lungenfunktionalität in dem durch den Gefäßverschluss unterversorgten Lungenbereich wird dabei in der Darstellung der Lungenflügel bzw. der Lungenlappen in diesem Bereich farblich codiert visualisiert. Auf diese Weise erkennt der Anwender zum einen sofort die betroffenen Lungenbereiche und zum anderen über die Farbe dieser Bereiche auch den durch den Gefäßverschluss verbliebenen Grad der Lungenfunktionalität.

Patentansprüche

1. Computertomograph mit einer Messanordnung und einem Bildrechner zur Erzeugung eines dreidimensionalen Bilddatensatzes eines Körperteils eines Patienten, wobei der Bildrechner so ausgebildet ist, dass er aus dem Bilddatensatz Gefäße des Körperteils segmentiert und ein Programm umfasst, das zumindest einen Gefäßverschluss in den segmentierten Gefäßen lokalisiert und einen verbleibenden Öffnungsquerschnitt am lokalisierten Gefäßverschluss im Verhältnis zum Gesamtquerschnitt des Gefäßes durch Segmentierung und Vermessung des die Verstopfung bildenden Bolus über Dichtewerte oder CT-Zahlen und Vermessung des gesamten Gefäßquerschnittes bestimmt, wobei der Computertomograph so ausgebildet ist, dass er aus dem Verhältnis unter Zugrundelegung eines Versorgungs-Modells einen Wert ableitet, der ein Maß für eine verbleibende Versorgung eines durch den lokalisierten Gefäßverschluss unterversorgten Bereiches des Körperteils darstellt und das Verhältnis oder den daraus abgeleiteten Wert an einem Anzeigegerät visualisiert.

2. Computertomograph nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Computertomograph so ausgebildet ist, dass er die aus dem Bilddatensatz segmentierten Gefäße dreidimensional am Anzeigegerät dargestellt.

3. Computertomograph nach Anspruch 1 oder 2,

dadurch gekennzeichnet, dass der Computertomograph so ausgebildet ist, dass er das Verhältnis oder den abgeleiteten Wert in einer Darstellung der segmentierten Gefäße, des Bilddatensatzes oder daraus segmentierter Elemente am Anzeigegerät graphisch visualisiert.

4. Computertomograph nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Computertomograph so ausgebildet ist, dass er das Verhältnis oder den abgeleiteten Wert in der Darstellung durch farbliche Kodierung des durch den Gefäßverschluss unterversorgten Bereiches visualisiert.

5. Computertomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Computertomograph so ausgebildet ist, dass er ein Gesamtvolumen und ein durch den unterversorgten Bereich beanspruchtes Teilvolumen des Körperteils aus dem Bilddatensatz bestimmt und das Teilvolumen in Relation zum Gesamtvolumen setzt.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

FIG 1

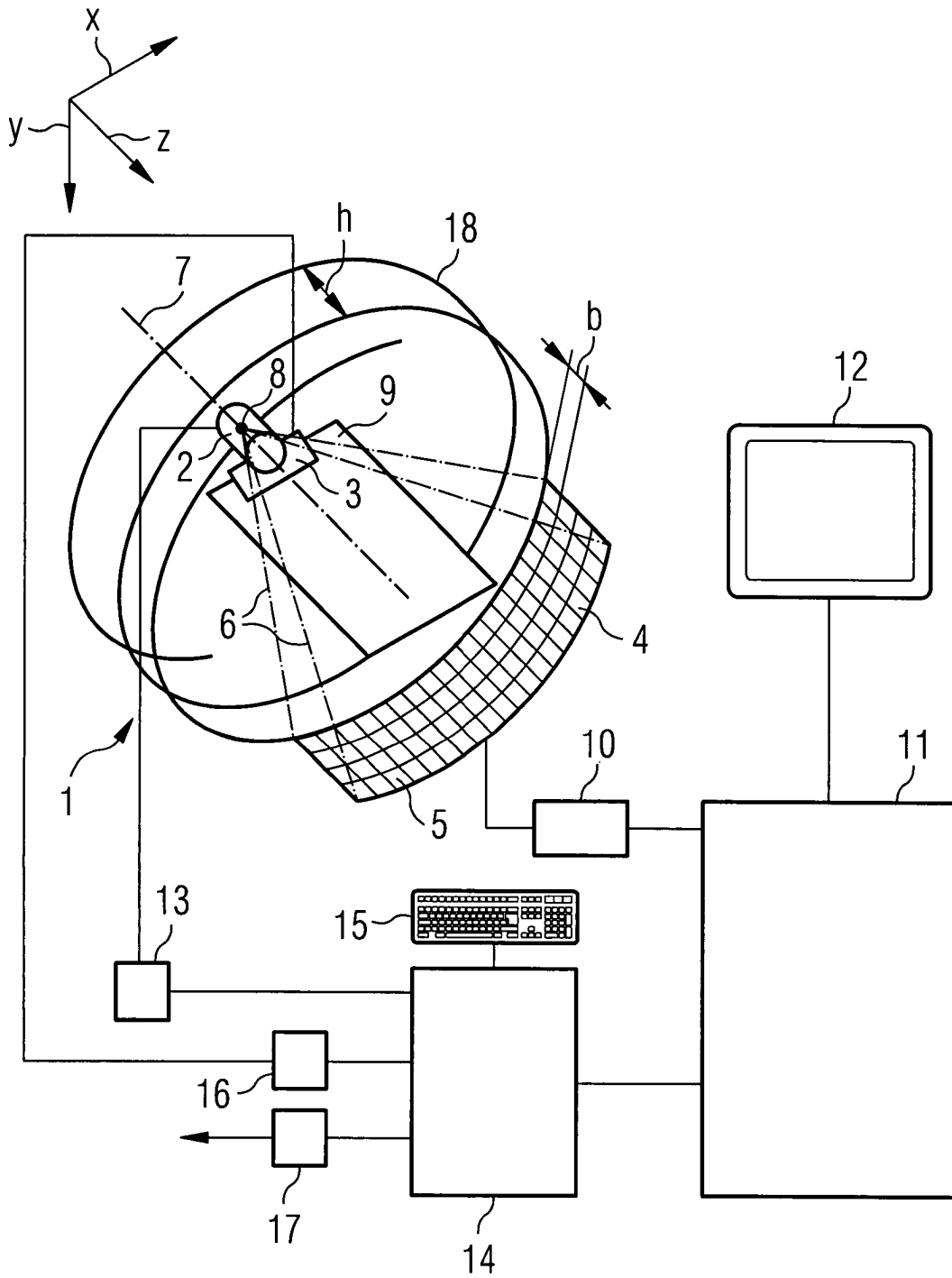


FIG 2

