



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 045 268 A1** 2009.04.09

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 045 268.5**

(22) Anmeldetag: **21.09.2007**

(43) Offenlegungstag: **09.04.2009**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 19/00** (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

G06T 7/40 (2006.01)

G06F 19/00 (2006.01)

G06T 15/00 (2006.01)

A61F 2/06 (2006.01)

A61F 2/82 (2006.01)

(71) Anmelder:

Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:

Großkopf, Stefan, Dr., 90408 Nürnberg, DE; Egger, Jan, 65549 Limburg, DE; Lu, Jing, 91052 Erlangen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:

WO 2006/0 56 954 A2

US2007/00 58 865 A1

EGGER, Jan, u.a.: "PREOPERATIVE MEASUREMENT OF ANEURYSMS AND STENOSIS AND STENT-SIMULATION FOR ENDOVASCULAR TREATMENT" In.: 4. IEEE International Symp

osium on Biomedical Imaging: From Nano to Marco, 2

007. ISBI 2007, Seiten 392 bis 395;

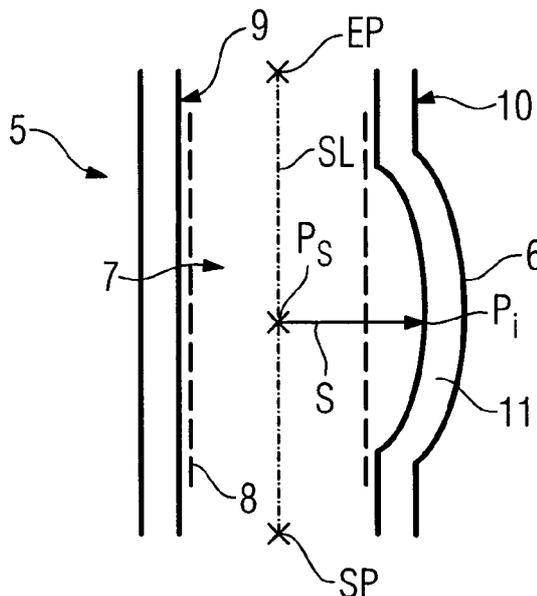
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Verarbeitung medizintechnischer Bilddaten**

(57) Zusammenfassung: Ein Verfahren zur Verarbeitung medizintechnischer Bilddaten umfasst folgende Schritte:

- Bereitstellen eines mit Hilfe eines diagnostischen medizintechnischen Gerätes (2) gewonnenen 3-D-Bilddatensatzes, wobei der 3-D-Bilddatensatz die Darstellung eines Gefäßes (5) mit einem Aneurysma (6) umfasst,
- Identifikation eines durch das Aneurysma (6) gebildeten Lumens (7) in den 3-D-Bilddaten,
- automatische Konstruktion einer durch das Lumen (7) verlaufenden Skelettlinie (SL),
- automatische Bestimmung, basierend auf der Skelettlinie (SL), einer Mehrzahl auf der inneren Oberfläche des Gefäßes (5) liegender Punkte (P_i),
- automatische Konstruktion einer Innenoberfläche (9) aus der Mehrzahl der auf der inneren Oberfläche des Gefäßes liegenden Punkte (P_i),
- automatische Bestimmung einer Mehrzahl auf der äußeren Oberfläche des Gefäßes (5) liegender Punkte (P_a),
- automatische Konstruktion einer Außenoberfläche (10) aus der Mehrzahl der auf der äußeren Oberfläche des Gefäßes (5) liegenden Punkte (P_a),
- dreidimensionale Visualisierung eines durch die Innenoberfläche (9) und die Außenoberfläche (10) begrenzten Volumens.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Verarbeitung medizintechnischer Bilddaten sowie eine zur Durchführung des Verfahrens geeignete Vorrichtung.

[0002] Die DE 10 2005 016 258 A1 offenbart ein Verfahren zur Bearbeitung von mit Hilfe eines medizintechnischen Diagnosegerätes gewonnenen 3D-Bilddatensätzen, wobei auf das Dijkstra-Verfahren zum Finden des kürzesten Weges auf einem Graphen hingewiesen wird. Das Dijkstra-Verfahren ist aus der Publikation „A Note on Two Problems in Connexion with Graphs“ (Numerische Mathematik 1, Seiten 269–271, 1959) bekannt. Mit Hilfe des Dijkstra-Verfahrens können Wege zwischen einer Mehrzahl von als Knoten bezeichneten Punkten ermittelt werden. Ziel ist die Bestimmung eines Baumes minimaler gesamtter Länge, der die gegebenen Knoten verbindet. Ein Baum ist dabei als Graph mit genau einem Pfad zwischen jeweils zwei Knoten definiert.

[0003] Eine durch Blutgefäße gebildete geometrische Struktur kann einen Baum im oben genannten Sinn beschreiben. Bildgebende medizintechnische Verfahren, insbesondere Computertomographieverfahren, sind geeignet zur Untersuchung derartiger Strukturen. Dies gilt auch für Gefäße, welche krankhafte Veränderungen wie beispielsweise Aneurysmen, das heißt dauerhafte, oft asymmetrische Wandausbuchtungen, aufweisen. Ist zur Therapie ein Stent in eine ein Aneurysma aufweisende Aorta eingesetzt, so sind bildgebende, Schichtaufnahmen liefernde Diagnoseverfahren wie die Computertomographie prädestiniert zur Kontrolle der Lage des Stents in dem Gefäß.

[0004] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die Verarbeitung medizintechnischer Bilddaten, welche die Abbildung eines Aneurysmas umfassen, im Vergleich zum Stand der Technik insbesondere hinsichtlich der Visualisierung und Auswertbarkeit der Daten zu verbessern.

[0005] Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1 sowie durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 18. Im Folgenden im Zusammenhang mit dem Verfahren erläuterte Ausgestaltungen und Vorteile der Erfindung gelten sinngemäß auch für die Vorrichtung und umgekehrt.

[0006] Ausgangspunkt des erfindungsgemäßen Verfahrens ist ein Satz mittels eines bildgebenden medizintechnischen Untersuchungsgerätes, beispielsweise eines Magnetresonanz- oder Computertomographiegerätes, gewonnener dreidimensionaler Bilddaten (3D-Daten), welcher die Darstellung eines ein Aneurysma aufweisenden Gefäßes umfasst. Durch das Aneurysma ist ein Lumen, das heißt ein

Hohlraum, gebildet. Dieser wird identifiziert, wobei die Identifikation automatisch, also mit Mitteln der Bildverarbeitung, oder durch den Benutzer erfolgen kann.

[0007] Bei dem Aneurysma handelt es sich beispielsweise um ein die Brusttaorta betreffendes TAA (Thorakales Aortenaneurysma) oder um ein die absteigende Aorta unterhalb des Zwerchfells betreffendes BAA (Bauchaortenaneurysma).

[0008] In dem Lumen, welches die durch das Aneurysma gebildete Querschnittsvergrößerung umfasst, wird automatisch eine von einem definierten Startpunkt zu einem definierten Zielpunkt verlaufende Skelettlinie konstruiert. Start- und Zielpunkt werden dabei vorzugsweise durch den Benutzer vorgegeben. Prinzipiell ist auch eine automatische Festlegung oder ein automatischer Vorschlag der genannten Punkte realisierbar. Beide Endpunkte der Skelettlinie befinden sich vorzugsweise jeweils in einem an das Aneurysma grenzenden Abschnitt des Gefäßes, das heißt vor beziehungsweise hinter dem Aneurysma.

[0009] Die Skelettlinie stimmt nicht notwendigerweise exakt mit einer durch das Gefäß verlaufenden Mittellinie überein. Vielmehr kann die Skelettlinie insbesondere im Bereich von Abzweigungen und Biegungen des Gefäßes von der geometrischen Mittellinie abweichen. Zur Konstruktion der Skelettlinie, ausgehend von einem festen Startpunkt und einem festen Zielpunkt, ist insbesondere das eingangs erwähnte Dijkstra-Verfahren geeignet. Die Skelettlinie verläuft ausschließlich innerhalb des Lumens.

[0010] Ist die Skelettlinie konstruiert, so wird eine Anzahl auf dieser liegender Punkte für die weitere Bilddatenverarbeitung festgelegt. Die Festlegung der Punkte geschieht automatisch, wobei die Dichte der Punkte auf der Skelettlinie vorzugsweise durch den Benutzer verändert werden kann. Alternativ oder zusätzlich zu einer benutzerdefinierten Variation der Dichte der Punkte kann eine automatische Abhängigkeit der Abstände zwischen auf der Skelettlinie benachbarten Punkten von geometrischen Eigenschaften der Skelettlinie gegeben sein. Beispielsweise kann vorgesehen sein, die Punkte umso dichter auf der Skelettlinie anzuordnen, je stärker diese in dem betreffenden Bereich gekrümmt ist.

[0011] Ausgehend von den auf der Skelettlinie angeordneten Punkten werden automatisch Punkte identifiziert, welche das Lumen begrenzen, das heißt auf der inneren Oberfläche des Gefäßes liegen. Dies kann mit Hilfe von Suchstrahlen erfolgen, die jeweils von einem auf der Skelettlinie angeordneten Punkt ausgehen und orthogonal zur Skelettlinie ausgerichtet sind. Vorzugsweise werden zu einem einzelnen auf der Skelettlinie angeordneten Punkt mehrere

Suchstrahlen konstruiert, so dass zu jedem auf der Skelettlinie angeordneten Punkt eine Mehrzahl auf der inneren Oberfläche des Gefäßes angeordneter Punkte bestimmt werden. Die Anzahl der Suchstrahlen pro auf der Skelettlinie angeordnetem Ausgangspunkt eines Suchstrahls ist vorzugsweise variabel. Auch in diesem Fall kommt, ähnlich wie bei der vorstehend erläuterten Bestimmung der Ausgangspunkte auf Skelettlinie, eine Einstellung durch den Benutzer, eine automatische Einstellung, oder eine Kombination aus automatischer und manueller Festlegung der entsprechenden Parameter der Bildverarbeitung in Betracht. Insbesondere ist es zweckmäßig, die Anzahl der Suchstrahlen pro auf der Skelettlinie liegendem Ausgangspunkt dort zu erhöhen, wo die Abstände der auf der Innenoberfläche des Gefäßes liegenden Punkte von der Skelettlinie besonders ausgeprägt variieren.

[0012] Nach der Detektion der auf der inneren Oberfläche des Gefäßes liegenden Punkte wird hierauf basierend eine geschlossene Oberfläche, das heißt eine Innenoberfläche des Gefäßes, konstruiert. Diese Konstruktion erfolgt automatisch, wobei vorzugsweise eine ebenfalls automatisierte Glättung der Oberfläche vorgesehen ist.

[0013] Anschließend werden automatisch Punkte identifiziert, die auf der äußeren Oberfläche des Gefäßes liegen. Auch aus diesen Punkten wird wiederum eine geschlossene Oberfläche, nämlich eine Außenoberfläche des das Aneurysma aufweisenden Gefäßes, konstruiert. Eine rationelle automatisierte Bestimmung der Außenoberfläche ist möglich durch sukzessive Vergrößerung der Innenoberfläche des Gefäßes. Auch im Fall der Außenoberfläche erfolgt vorzugsweise eine automatische Glättung. Hierfür eignet sich das aus der Publikation „Snakes: Active Contour Models“ (M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, International Journal of Computer Vision, 1(4), Seiten 321-331, 1987) bekannte Verfahren. Dieses als Methode der aktiven Konturen bezeichnete Verfahren arbeitet mit der Definition von Energien, welche von der Form einer Kurve abhängig sind, wobei eine Energieminimierung angestrebt wird. Der Begriff „Energie“ ist in diesem Zusammenhang lediglich zur Veranschaulichung von Eigenschaften einer geometrischen Struktur und nicht im physikalischen Sinn zu verstehen.

[0014] Die durch die Außenoberfläche gegebene äußere Kontur des Gefäßes wird auch als Thrombus bezeichnet. Nachdem der Thrombus sowie die innere Oberfläche, vorzugsweise jeweils in geglätteter Form, bestimmt sind, erfolgt die dreidimensionale Visualisierung des durch die genannten Oberflächen begrenzten Volumens. Die gesamte Segmentierung geschieht hierbei abgesehen von der Festlegung des Start- und des Endpunktes der durch das Lumen verlaufenden Skelettlinie in vorteilhafter Ausgestaltung

automatisch, so dass eine sehr hohe Benutzerfreundlichkeit des Verfahrens gegeben ist.

[0015] Das Verfahren der automatischen Segmentierung und Visualisierung von 3D-Bilddaten, die die Abbildung eines Aneurysmas umfassen, ist von besonderem Vorteil in Fällen, in denen ein Stent in das das Aneurysma aufweisende Gefäß eingesetzt ist. Zusätzlich zur Detektion einer Verschiebung des Stents, das heißt einer Stentmigration, sind gegebenenfalls auch Leckagen am Stent, sogenannte Endoleaks, erkennbar. Um ein Endoleak automatisch zu detektieren, werden zunächst die innere sowie die äußere Oberfläche voxelisiert. In diesem Zusammenhang ist auf die Publikation von F. Dacheux IX und A. E. Kaufman: „Incremental Triangle Voxelation“ (Graphics Interface, 2000, S. 205–212) hinzuweisen, die die inkrementale Voxelisierung von Flächen einschließlich Vorfilterung und Glättung des Treppeneffekts betrifft.

[0016] Die in volumetrische Daten umgewandelten Flächen werden, um Endoleaks erkennbar zu machen, voneinander abgezogen. Weiter wird der Stent im Zug der Bildverarbeitung aus dem 3D-Bilddatensatz entfernt, wobei eine Schwellwertoperation und eine nachgeschaltete morphologische Erosion angewandt werden. Schließlich werden in den bearbeiteten Bilddaten zusammenhängende Bereiche identifiziert, welche automatisch als Endoleaks erkannt oder als Endoleak-Kandidaten angezeigt werden.

[0017] Unabhängig davon, ob der 3D-Bilddatensatz zusätzlich zur Darstellung des Aneurysmas die Darstellung eines zur Therapie verwendeten Stents umfasst, sind geometrische Parameter der mit dem diagnostischen Gerät aufgenommenen, mit Hilfe des erfindungsgemäßen Verfahrens visualisierbaren Strukturen auf einfache Weise ermittelbar. Dies betrifft beispielsweise den Durchmesser sowie das Volumen eines Aneurysmas. Die genannten Größen werden vorzugsweise automatisch aus den 3D-Bilddaten ermittelt und gespeichert. Wird zu verschiedenen Zeitpunkten eine Aufnahme des Aneurysmas erstellt, so ist ein automatischer Vergleich jeweils ermittelter Abmessungen, insbesondere des Durchmessers, durchführbar.

[0018] Nach einer bevorzugten Weiterbildung ist im Zuge der Konstruktion der Innenoberfläche sowie der Außenoberfläche eine automatische Konturverstärkung betreffend mindestens eine der genannten Oberflächen vorgesehen. Hinsichtlich Methoden der Konturverstärkung im Zusammenhang mit 3D-Bilddatensätzen wird auf die Publikation von M. Levoy: „Display of Surfaces from Volume Data“ (IEEE Computer Graphics and Applications, Bd. 8, Nr. 3, 1988, S. 29–37) verwiesen.

[0019] Eine besonders anschauliche Visualisierung

des automatisch segmentierten Aneurysmas ist gegeben, wenn dieses in dreidimensionaler Darstellung in mit dem bildgebenden diagnostischen Gerät aufgenommene umgebende anatomische Strukturen eingebildet wird. Hierbei kann das Aneurysma automatisch farblich hervorgehoben werden.

[0020] Der Vorteil der Erfindung liegt insbesondere darin, dass durch automatische Segmentierung und dreidimensionale Visualisierung eines Aneurysmas dessen Geometrie sowie gegebenenfalls die Lage eines in das betreffende Gefäß eingesetzten Stents auf besonders einfache Weise feststellbar ist.

[0021] Nachfolgend werden mehrere Varianten des erfindungsgemäßen Verfahrens sowie eine zur Durchführung des Verfahrens geeignete Vorrichtung anhand einer Zeichnung näher erläutert. Hierin zeigen, teilweise in schematisierter Darstellung:

[0022] Fig. 1 Ein bildgebendes medizintechnisches Diagnosesystem,

[0023] Fig. 2 in einem Flussdiagramm den Ablauf einer mit dem Diagnosesystem nach Fig. 1 durchführbaren Segmentierung und Visualisierung,

[0024] Fig. 3 in einem schematischen Längsschnitt ein mittels der Vorrichtung nach Fig. 1 untersuchbares Gefäß mit einem Aneurysma,

[0025] Fig. 4 in einem schematischen Querschnitt ausschnittsweise das Gefäß nach Fig. 3,

[0026] Fig. 5 den in Hounsfield-Einheiten ausgedrückten Dichteverlauf durch das Gefäß nach den Fig. 3 und Fig. 4,

[0027] Fig. 6 in dreidimensionaler Darstellung die prinzipielle Geometrie eines Gefäßes sowie mehrere Gruppen von Suchstrahlen,

[0028] Fig. 7 einen schematischen Querschnitt durch das Gefäß nach Fig. 6 mit Hilfslinien zur Bestimmung der äußeren Kontur,

[0029] Fig. 8 in dreidimensionaler Darstellung eine triangulierte äußere Oberfläche eines Gefäßes,

[0030] Fig. 9 einen Querschnitt durch ein Gefäß mit nicht korrigierter äußerer Kontur,

[0031] Fig. 10 in Diagrammform die Verstärkung von Konturen eines Gefäßes für das Verfahren der aktiven Konturen,

[0032] Fig. 11 in einer Schnittdarstellung ein unsymmetrisch ausgebildetes Gefäß,

[0033] Fig. 12 einen Querschnitt durch ein Gefäß

mit geglätteten Konturen,

[0034] Fig. 13 die äußere Kontur eines Gefäßes mit Hilfslinien zur Flächenbestimmung,

[0035] Fig. 14 in einem Flussdiagramm die Analyse von Endleaks bei einem Gefäß mit implantiertem Stent,

[0036] Fig. 15 eine Schichtaufnahme eines Gefäßes mit implantiertem Y-Stent und Endleaks,

[0037] Fig. 16 eine modifizierte Darstellung der Schichtaufnahme nach Fig. 15,

[0038] Fig. 17 ein Gradientenbild eines Gefäßes mit implantiertem Y-Stent,

[0039] Fig. 18 ein aus dem Gradientenbild nach Fig. 17 generiertes Opazitätsbild,

[0040] Fig. 19 eine dreidimensionale Darstellung eines Aneurysmas mit implantiertem Stent sowie umgebenden anatomischen Strukturen, und

[0041] Fig. 20 eine weitere dreidimensionale Darstellung eines Aneurysmas mit umgebenden anatomischen Strukturen.

[0042] In Fig. 1 ist symbolisiert ein medizintechnisches Diagnosesystem **1** dargestellt, welches ein bildgebendes medizintechnisches Gerät **2**, beispielsweise ein für Spiral-Computertomographie geeignetes, mit Röntgenstrahlung arbeitendes Gerät, sowie eine hieran angeschlossene Auswerteeinheit **3** umfasst. In nicht dargestellter Weise kann die Auswerteeinheit **3** in ein komplexeres Datenverarbeitungssystem, insbesondere ein Krankenhausinformationssystem, eingebunden sein. In jedem Fall ist die Auswerteeinheit **3** datentechnisch verbunden mit einem nicht gesondert dargestellten Datenspeicher, welcher der Speicherung mit dem medizintechnischen Gerät **2** gewonnener dreidimensionaler anatomischer Bilddaten dient. Zur Darstellung der dreidimensionalen Bilddaten ist eine Anzeigevorrichtung **4**, insbesondere ein Bildschirm, vorgesehen. Datentechnische Verbindungen zwischen den einzelnen Komponenten **2**, **3**, **4** des medizintechnischen Diagnosesystems **1** sind durch gestrichelte Linien angedeutet.

[0043] Im Beispiel nach Fig. 1 ist auf dem Bildschirm **4** ein Gefäß **5**, nämlich eine Aorta, erkennbar, welches ein in der symbolisierten Darstellung symmetrisches Aneurysma **6** aufweist. Bei der Aorta **5** handelt es sich beispielsweise um eine Brustaorta oder um eine Bauchaorta. Das durch das Gefäß **5** einschließlich des Aneurysmas **6** gebildete Lumen trägt das Bezugszeichen **7**. Die auf dem Bildschirm **4** angezeigte zweidimensionale Darstellung ist aus einem 3D-Bilddatensatz generiert, welcher durch die

Auswerteeinheit **3** bereitgestellt wird.

[0044] Im Folgenden wird die Segmentierung und Visualisierung der eine Darstellung des Aneurysmas **6** umfassenden 3D-Bilddaten zunächst anhand der **Fig. 2** und **Fig. 3** erörtert. Hierbei zeigt die **Fig. 3** im Vergleich zu **Fig. 1** größerer Genauigkeit, jedoch ebenfalls in symbolisierter Weise, eine auf dem Bildschirm **4** anzeigbare Schnittdarstellung, wobei in diesem Fall auch ein in das Gefäß **5** implantierter Stent **8** erkennbar ist. Der Benutzer markiert im ersten Schritt S1 in der Schnittdarstellung einen Startpunkt SP und einen Endpunkt EP, welche vor beziehungsweise hinter dem Aneurysma **6** innerhalb des Lumens **7** angeordnet sind. Alternativ zu einer Festlegung des Startpunktes SP und des Endpunktes EP durch den Benutzer kommt prinzipiell auch eine automatische Festsetzung oder ein automatischer Vorschlag der Punkte SP, EP in Betracht.

[0045] In jedem Fall wird, nachdem die Lage des Startpunktes SP sowie des Endpunktes EP bestimmt ist, im nächsten Schritt S2 automatisch eine durch das Lumen **7** verlaufende Skelettlinie SL konstruiert. Im einfachsten Fall, bei durchgehend rotationssymmetrischer Gestalt des Gefäßes **5**, ist die Skelettlinie SL mit einer Mittellinie des Gefäßes **5** identisch. Weicht jedoch, insbesondere aufgrund eines asymmetrischen Aneurysmas **6**, wie in **Fig. 3** dargestellt, das Gefäß **5** von einer rotationssymmetrischen Form ab, so verläuft die Skelettlinie SL nicht mittig durch das Gefäß **5**. Im Beispiel nach **Fig. 3** ist die Skelettlinie SL gegenüber einer nicht dargestellten Symmetrieachse, welche – ohne Berücksichtigung des Aneurysmas **6** – mittig durch das Lumen **7** verlaufen würde, etwas zum Aneurysmensack hin versetzt. Die Skelettlinie SL wird quasi in Richtung der asymmetrischen Aufweitung gezogen, wobei sie in diesem Bereich, abweichend von der vereinfachten Darstellung nach **Fig. 3**, gekrümmt sein kann.

[0046] Die Konstruktion der Skelettlinie SL erfolgt auch im Fall einer verzweigten Gefäßstruktur automatisch. Besonders geeignet hierfür ist das Dijkstra-Verfahren. Insbesondere bei geometrisch einfachen Gefäßstrukturen kann es in vereinfachter Ausführung jedoch auch ausreichend sein, den Startpunkt SP mit dem Endpunkt EP durch eine gerade Linie zu verbinden, solange diese vollständig innerhalb des Lumens **7** angeordnet ist.

[0047] Basierend auf der Skelettlinie SL wird im Schritt S3 eine auch als Lumen-Kontur bezeichnete Innenoberfläche **9** des Gefäßes **5** segmentiert. Zu diesem Zweck werden von der Skelettlinie SL ausgehende Suchstrahlen S automatisch konstruiert. Jeder Suchstrahl S, von welchen in **Fig. 3** lediglich ein einziger dargestellt ist, geht von einem auf der Skelettlinie SL liegenden Punkt P_s aus und trifft auf einen Punkt P_i auf der inneren Oberfläche des Gefäßes **5**.

Einzelheiten der Konstruktion der Innenoberfläche **9** werden im Zusammenhang mit weiteren Figuren noch ausführlicher dargelegt. Gleiches gilt für die im Schritt S4 erfolgende Konstruktion einer Außenoberfläche **10** aus einer Mehrzahl auf der äußeren Oberfläche des Gefäßes **5** liegender Punkte P_a .

[0048] Im Vergleich zur Konstruktion der Innenoberfläche **9** erfolgt im Fall der Außenoberfläche **10**, welche in erster Linie bei der 3D-Visualisierung sichtbar sein wird, eine wesentlich aufwändigere Bilddatenverarbeitung. Im Schritt S5 wird die auch als Thrombus-Kontur bezeichnete äußere Oberfläche des Gefäßes **5**, soweit erforderlich, verstärkt. An den Schritt S5 schließt sich im Schritt S6 eine Berechnung initialer Thrombus-Korrekturpunkte an. Die Bearbeitung der Thrombus-Kontur wird schließlich im Schritt S7 durch die Adaption der zuvor ermittelten Thrombus-Korrekturpunkte mit Hilfe des Verfahrens der aktiven Konturen (ACM) fortgeführt.

[0049] Im optionalen Schritt S8 wird abgefragt, ob die Qualität der konstruierten Außenoberfläche **10** bereits den an eine dreidimensionale Visualisierung gestellten Anforderungen entspricht. Ist dies der Fall, wird das Verfahren im Schritt S9 mit der Visualisierung der segmentierten, das Aneurysma **6** umfassenden Strukturen abgeschlossen. Anderenfalls werden einzelne Schritte S5, S6, S7 oder alle genannten Schritte iterativ solange durchgeführt, bis die für die Visualisierung geforderte Qualität gegeben ist.

[0050] Während die **Fig. 3** das Gefäß **5** in einem Längsschnitt zeigt, ist in **Fig. 4** ein schematischer Querschnitt durch das Gefäß **5** dargestellt, wobei ausschließlich dessen Innenoberfläche **9** sichtbar ist. Zwischen jeweils zwei von einem auf der Skelettlinie SL liegenden Punkt P_s ausgehenden Suchstrahlen S ist ein Winkel **6** eingeschlossen, der im vorliegenden Fall 45° beträgt und durch den Benutzer einstellbar ist. Jeder Suchstrahl S verläuft durch eine Mehrzahl von Volumenelementen, auch als Voxel bezeichnet, wobei jedem Voxel ein in Hounsfield-Einheiten (HU) ausgedrückter Schwächungswert zugeordnet ist, der eine Information darüber liefert, wie stark Röntgenstrahlung in dem betreffenden Volumenelement geschwächt wird. Der Wertebereich erstreckt sich beispielsweise von -1000 bis 1000 , wobei der Wert $HU = 0$ per Definition Wasser entspricht.

[0051] In **Fig. 5** ist in einem Diagramm, welches sich auf einen bestimmten Schnitt durch das Gefäß **5** bezieht, die Abhängigkeit der Durchlässigkeit der betreffenden, im Vergleich zur Ausdehnung des Gefäßes **5** kleinen Volumenelemente gegenüber Röntgenstrahlung von der Distanz von der Skelettlinie SL angegeben. Wie aus dem Diagramm hervorgeht, nimmt die Durchlässigkeit, welche innerhalb des Lumens **7** annähernd konstant ist, an dessen Rand nahezu sprunghaft zu. Der Punkt, an welchem ein

Schwellwert θ_1 unterschritten wird, gibt die Grenze zwischen dem Lumen **7** und dem mit dem Bezugszeichen **11** gekennzeichneten Thrombus an und legt damit die Position eines Punktes P_i fest. Durch die Gesamtheit der Punkte P_i ist die innere Kontur des Gefäßes **5** beschrieben. Eine ähnliche Durchlässigkeitszunahme ist aus der äußeren Gefäßkontur zu beobachten. Allerdings ist diese weniger signifikant und kann nicht allein durch einen weiteren Schwellwert θ_2 ermittelt werden. Hieraus leitet sich die Notwendigkeit ab, zunächst eine z. B. gradientenbasierte Konturverstärkung vorzunehmen.

[0052] In [Fig. 6](#) ist die prinzipielle Geometrie eines zu visualisierenden Gefäßes **5** dreidimensional dargestellt. Wie aus der Darstellung hervorgeht, sind auf der Skelettlinie SL äquidistant Punkte P_s als Ausgangspunkte angeordnet, von welchen jeweils mehrere Suchstrahlen S ausgehen, so dass sich eine schichtweise Zerlegung des Gefäßes **5** ergibt. Die Anzahl der Punkte P_s pro Längeneinheit des nicht notwendigerweise geraden Pfades, welcher durch die Skelettlinie SL beschrieben wird, ist – ähnlich wie die Anzahl der Suchstrahlen S pro Ausgangspunkt P_s – durch den Benutzer verstellbar. In beiden Fällen ist eine Abwägung zu treffen zwischen der Genauigkeit der Segmentierung und dem zur Konstruktion der Innenoberfläche **9** erforderlichen Rechenaufwand.

[0053] Nach der Konstruktion der Innenoberfläche **9** wird, von dieser ausgehend, die Außenoberfläche **10** bestimmt, welche, wie aus [Fig. 7](#) ersichtlich, zwischen einem minimalen Radius R_{\min} und einem maximalen Radius R_{\max} angeordnet ist. Die Außenoberfläche **10** geht in einem ersten, groben Verarbeitungsschritt durch schrittweise Vergrößerung aus der Innenoberfläche **9** hervor, wobei – wie bereits anhand [Fig. 5](#) erläutert – geometrische Informationen insbesondere aus Gradienten gemessener Schwächungswerte herleitbar sind.

[0054] Die Oberfläche des Gefäßes **5**, insbesondere des Aneurysmas **6**, wird durch Triangulation aus den einzelnen Punkten P_a gebildet, wie [Fig. 8](#) in einer Prinzipdarstellung zeigt. Bei realen Aufnahmen ergibt sich jedoch in aller Regel keine glatte Oberfläche, sondern ein sehr unregelmäßiger Verlauf einer initialen Kontur **12**, die in [Fig. 9](#) erkennbar ist. Um hieraus die Außenoberfläche **10** zu ermitteln, wird eine Bildverarbeitung durchgeführt, die im Folgenden im Detail erörtert wird:

Der initialen Kontur **12** ist ein aus einem Opazitätsbild extrahierbarer Intensitätsverlauf zugeordnet, der beispielhaft im oberen Diagramm in [Fig. 10](#) aufgetragen ist, wobei die ortsabhängige Opazität mit $\alpha(v)$ angegeben ist und $\text{dir}(v)$ einen Normalenvektor bezeichnet. Das Opazitätsbild wird mit einer in der Mitte in [Fig. 10](#) skizzierten Ableitung einer Gauß-Glocke (G'_v) gefaltet, so dass sich das unten in [Fig. 10](#) abgebildete Diagramm ergibt. Hierin sind mit Pfeilen mar-

kierte Strukturen erkennbar, die eine Interpretation als so genannte Bildkraft zulassen, wobei die Intensität des gefalteten Intensitätsprofils einen vorzeichenbehafteten Betrag angibt, der mit dem nach außen gerichteten Normalenvektor multipliziert wird, um die Bildkraft zu bestimmen. Die so genannte Bildkraft ist stets in Richtung des nächstliegenden lokalen Maximums des extrahierten Intensitätsprofils gerichtet. Im Ergebnis wird mit der Methode der so genannten Bildkräfte eine realitätsnähere Kontur des Gefäßes **5** generiert.

[0055] Fundamentale Prinzipien der Konturkorrektur sind auch in [Fig. 11](#) veranschaulicht. Während die Innenoberfläche **9** in der idealisierten Schnittdarstellung rotationssymmetrisch ist, weicht die initiale Kontur **12**, welche als Basis für die Konstruktion der Außenoberfläche **10** dient, deutlich von der Rotationssymmetrie ab. Der Abstand $d(P_i, P_a)$ zwischen einem Punkt P_i auf der Innenoberfläche **9** und einem radial außerhalb liegenden Punkt P_a auf der initialen Kontur **12** ist daher ortsabhängig. Unterschreitet der genannte Abstand $d(P_i, P_a)$ einen gleitenden Mittelwert, so wird eine so genannte einschränkende Kraft ermittelt, welche auf den betreffenden Konturpunkt in radial auswärts gerichteter Richtung wirkt. Umgekehrt ergibt sich eine Kraft auf die initiale Kontur **12**, die radial nach innen wirkt, wenn der Abstand $d(P_i, P_a)$ größer als der gleitende Mittelwert ist. Das Wort „Kraft“ ist hierbei nicht im physikalischen Sinn zu verstehen, sondern soll lediglich die Algorithmen veranschaulichen, die zur Modifizierung der initialen Kontur **12** angewandt werden.

[0056] Ein Gefäß **5** mit geglätteter Außenoberfläche **10** ist in [Fig. 12](#) in einem Schichtbild dargestellt. Der maximale Durchmesser des Gefäßes **5**, auch als maximaler Thrombusdurchmesser bezeichnet, ist mit D gekennzeichnet und automatisch ermittelbar. Ebenso ist, wie in [Fig. 13](#) veranschaulicht, die durch die äußere Kontur des Gefäßes **5** umschlossene Fläche automatisch berechenbar. Die zwischen einem Punkt P_s auf der Skelettlinie SL und zwei benachbarten Punkten P_a auf der Außenoberfläche **10** eingeschlossene Fläche ist in [Fig. 13](#) mit a_1, \dots, a_m angegeben.

[0057] Der in [Fig. 3](#) erkennbare Stent **8** hat die Aufgabe, eine weitere Größenzunahme des Aneurysmensacks zu stoppen. Im Idealfall kommt es zu einem Schrumpfen des Aneurysmas **6**. Das Diagnosesystem **1** kann auch dazu verwendet werden, zu kontrollieren, ob das Blut tatsächlich, wie vorgesehen, ausschließlich durch den Stent **8** strömt, oder ob es zu einem Endoleak gekommen ist. Zu diesem Zweck werden mit dem bildgebenden Gerät **2**, insbesondere Computertomographiegerät, Aufnahmen vor und nach der Implantation des Stents **8** erstellt. In [Fig. 14](#) ist in einem Flussdiagramm die Analyse von Endoleaks übersichtlich dargestellt. Zur Unterscheidung der Nomenklatur vom Flussdiagramm nach [Fig. 2](#) sind

keine einzelnen Schritte, sondern Verfahrensstufen V1, ...V9 definiert.

[0058] In der Verfahrensstufe V1 werden die zu verarbeitenden 3D-Bilddaten bereitgestellt. Die Verfahrensstufen V2 und V3 bezeichnen die Segmentierung der Lumen-Kontur, das heißt der inneren Oberfläche des Gefäßes **5**, beziehungsweise die Segmentierung der Thrombus-Kontur, das heißt der äußeren Oberfläche des Gefäßes **5**. An die Verfahrensstufen V2, V3 schließen sich die Verfahrensstufen V4, V5 an, die die Voxelisierung der jeweiligen Konturdaten beinhalten. Die in Voxelform umgewandelten Daten, welche einerseits den Hohlraum des Gefäßes **5**, das heißt das Lumen **7**, und andererseits die äußere Kontur des Gefäßes **5** einschließlich des Aneurysmas **6** betreffen, werden in der Verfahrensstufe V6 zusammengeführt, nämlich voneinander subtrahiert.

[0059] Nach erfolgter Subtraktion wird in der Verfahrensstufe V7 der Stent **8** rechnerisch aus den Bilddaten entfernt. Dies erfolgt mit Hilfe einer Schwellwertoperation und nachgeschalteter morphologischer Erosion aus dem Volumen. Damit sind die Voraussetzungen für die abschließende Endoleak-Analyse in der Verfahrensstufe V8 gegeben. Hierbei wird im Thrombusvolumen automatisch nach einem als Cluster bezeichneten zusammenhängenden Bereich von Voxeln oberhalb eines festgelegten Grauwerts gesucht. Zur Bestimmung der Größe des Clusters kann eine morphologische Opening-Funktion angewandt werden. Wird ein Überschreiten einer bestimmten Mindestgröße detektiert, so wird das entsprechende Gebiet je nach gewählten Einstellungen und/oder Signifikanz der ermittelten Werte entweder durch die Auswerteeinheit **3** als Endoleak eindeutig identifiziert oder zumindest als mögliches Endoleak angezeigt.

[0060] Zeitlich unabhängig von der Endoleak-Analyse ist die Möglichkeit gegeben, in der Verfahrensstufe V9 geometrische Daten des Gefäßes **5**, insbesondere des Aneurysmas **6**, automatisch zu ermitteln, beispielsweise eine Volumenbestimmung vorzunehmen.

[0061] Die [Fig. 15](#) bis [Fig. 18](#) zeigen in verschiedenen Bearbeitungsstadien einen in ein Gefäß **5**, nämlich eine Bauchaorta, implantierten Stent **8** in Form eines Y-Stents. Im in [Fig. 15](#) wiedergegebenen Schichtbild stehen die Buchstaben L für Lumen und T für Thrombus, während ein Pfeil die Lage eines Endoleaks anzeigt. Das Endoleak ist in diesem Fall bereits in der nicht weiter bearbeiteten Schnittdarstellung zu erkennen. In der mittels der Verfahrensschritte nach [Fig. 14](#) bearbeiteten Schnittdarstellung, die in [Fig. 16](#) wiedergegeben ist, ist der gesamte Stent **8** rechnerisch aus dem Bild entfernt. Dagegen sind nunmehr Bereiche, in denen ein Endoleak identifiziert wurde, hervorgehoben. In [Fig. 16](#) ist die Hervor-

hebung in vereinfachter Weise durch eine Umrandung der entsprechenden Bereiche dargestellt. In bevorzugter Ausgestaltung wird stattdessen tatsächlich eine farbliche Hervorhebung gewählt.

[0062] Weitere Varianten der Darstellung des Bauchaortenaneurysmas **5** nach [Fig. 15](#), nämlich ein Gradientenbild sowie ein Opazitätsbild, zeigen die [Fig. 17](#) beziehungsweise [Fig. 18](#). Im Gradientenbild nach [Fig. 17](#) sind insbesondere Kanten am Lumen/Thrombus-Übergang sowie an den Metallteilen des Y-Stents **8** hervorgehoben. Dagegen sind im Opazitätsbild nach [Fig. 18](#) Kanten von Lumen **7**, Thrombus **11** und Stent **8** schwächer ausgebildet oder komplett entfernt.

[0063] Die [Fig. 19](#) und [Fig. 20](#) zeigen in dreidimensionaler Darstellung jeweils ein Aneurysma **6**, nämlich ein thorakales Aortenaneurysma, welche mittels des Verfahrens nach [Fig. 1](#) segmentiert wurde, zusammen mit umgebenden anatomischen Strukturen des mit dem medizintechnischen Gerät **2** untersuchten Patienten. Die Darstellungen nach den [Fig. 19](#) und [Fig. 20](#) sind somit jeweils eine Fusion unmittelbar mit dem Diagnosegerät **2** aufgenommener Bilddaten mit weiter bearbeiteten, segmentierten 3D-Bilddaten. Eine bevorzugte Ausführungsform sieht – ähnlich wie in [Fig. 16](#) – eine farbliche Hervorhebung der besonders relevanten Bildinformation, hier des dreidimensional visualisierten Aneurysmas **6**, vor. Es ist die Möglichkeit gegeben, Abmessungen des Aneurysmas **6** direkt aus den 3D-Darstellungen nach [Fig. 19](#) oder [Fig. 20](#) zu bestimmen.

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

- DE 102005016258 A1 [0002]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- „A Note an Two Problems in Connexion with Graphs" (Numerische Mathematik 1, Seiten 269–271, 1959) [0002]
- „Snakes: Active Contour Models" (M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, International Journal of Computer Vision, 1(4), Seiten 321-331, 1987) [0013]
- F. Dacheux und A. E. Kaufman: „Incremental Triangle Voxelation" (Graphics Interface, 2000, S. 205–212) [0015]
- M. Levoy: „Display of Surfaces from Volume Data" (IEEE Computer Graphics and Applications, Bd. 8, Nr. 3, 1988, S. 29–37) [0018]

Patentansprüche

1. Verfahren zur Verarbeitung medizintechnischer Bilddaten, mit folgenden Schritten:

- Bereitstellen eines mit Hilfe eines diagnostischen medizintechnischen Gerätes (2) gewonnenen 3D-Bilddatensatzes, wobei der 3D-Bilddatensatzes die Darstellung eines Gefäßes (5) mit einem Aneurysma (6) umfasst,
- Identifikation eines durch das Aneurysma (6) gebildeten Lumens (7) in den 3D-Bilddaten,
- automatische Konstruktion einer durch das Lumen (7) verlaufenden Skelettlinie (SL),
- automatische Bestimmung, basierend auf der Skelettlinie (SL), einer Mehrzahl auf der inneren Oberfläche des Gefäßes (5) liegender Punkte (P_i),
- automatische Konstruktion einer Innenoberfläche (9) aus der Mehrzahl der auf der inneren Oberfläche des Gefäßes liegenden Punkte (P_i),
- automatische Bestimmung einer Mehrzahl auf der äußeren Oberfläche des Gefäßes (5) liegender Punkte (P_a),
- automatische Konstruktion einer Außenoberfläche (10) aus der Mehrzahl der auf der äußeren Oberfläche des Gefäßes (5) liegenden Punkte (P_a), und
- dreidimensionale Visualisierung eines durch die Innenoberfläche (9) und die Außenoberfläche (10) begrenzten Volumens.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass Konstruktion der Skelettlinie (SL) mit Hilfe des Dijkstra-Verfahrens erfolgt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der 3D-Bilddatensatz die Darstellung eines in das Gefäß (5) eingesetzten Stents (8) umfasst.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Stent (8) im Zug der Bildverarbeitung aus dem 3D-Bilddatensatz entfernt wird.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass eine automatische Identifikation einer Leckage am Stent (8) erfolgt.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Innenoberfläche (9) automatisch geglättet wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Außenoberfläche (10) mit Hilfe einer Vergrößerung der Innenoberfläche (9) bestimmt wird.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Außenoberfläche (10) automatisch geglättet wird.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekenn-

zeichnet, dass die Außenoberfläche (10) mit Hilfe des Verfahrens der aktiven Konturen verformt wird.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass vor der Visualisierung des durch die Innenoberfläche (9) und die Außenoberfläche (10) begrenzten Volumens eine automatische Konturverstärkung erfolgt.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Skelettlinie (SL) einen Startpunkt (SP) sowie einen Endpunkt (EP) aufweist, welcher vor beziehungsweise hinter dem Aneurysma (6) angeordnet ist.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass zu bestimmten Punkten (P_s) auf der Skelettlinie (SL) jeweils mehrere Punkte (P_i , P_a) auf der inneren Oberfläche (9) sowie auf der äußeren Oberfläche (10) mittels Suchstrahlen (S) bestimmt werden.

13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Anzahl der auf der Skelettlinie (SL) liegenden Punkte (P_s), zu welchen jeweils Punkte (P_i , P_a) auf der inneren Oberfläche sowie auf der äußeren Oberfläche bestimmt werden, variabel ist und vor der Konstruktion der Innenoberfläche (9) beziehungsweise der Außenoberfläche (10) eingestellt wird.

14. Verfahren nach Anspruch 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Anzahl der auf einer Oberfläche des Gefäßes (5) liegenden Punkte (P_i , P_a), welche pro auf der Skelettlinie (SL) liegendem Punkt (P_s) bestimmt werden, variabel ist und vor der Konstruktion der betreffenden Oberfläche (9, 10) eingestellt wird.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass Abmessungen des Aneurysmas (6) automatisch vermessen werden.

16. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass ein automatischer Vergleich zu verschiedenen Zeitpunkten ermittelter Abmessungen des Aneurysmas (6) erfolgt.

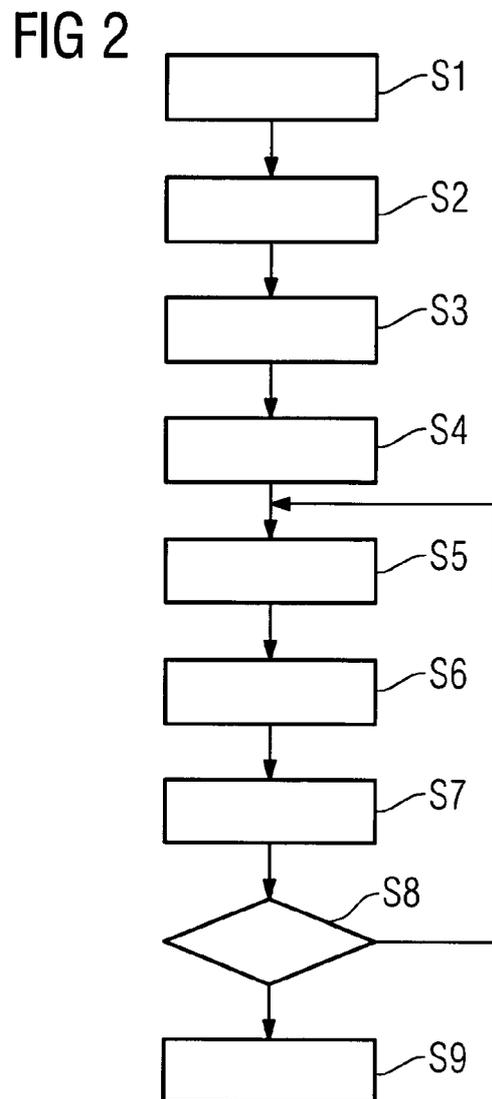
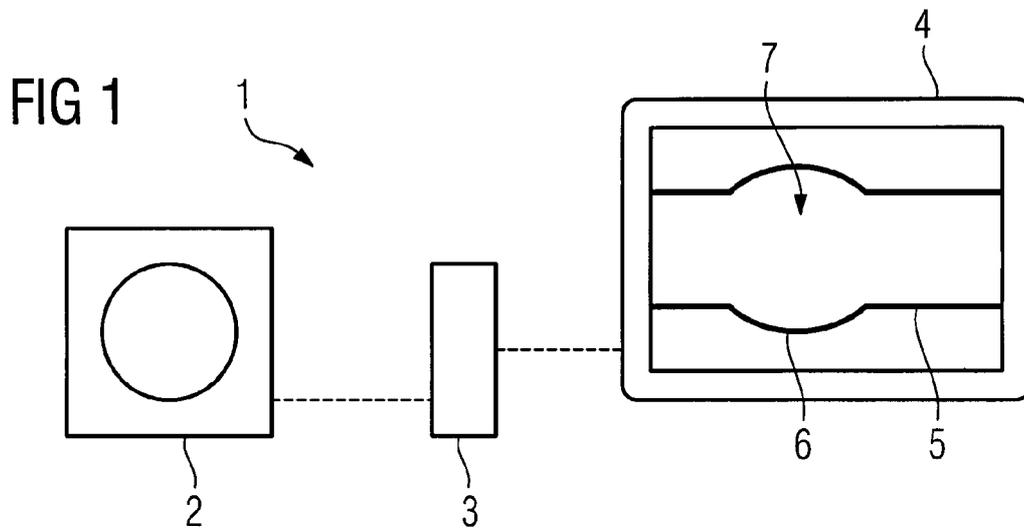
17. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Darstellung des durch die Innenoberfläche (9) und die Außenoberfläche (10) begrenzten Volumens in eine aus dem 3D-Bilddatensatz gewonnene Darstellung umgebender anatomischer Strukturen eingeblendet wird.

18. Vorrichtung zur Verarbeitung medizintechnischer Bilddaten, umfassend eine datentechnisch mit einem bildgebenden medizintechnischen Gerät (2) verbundene Auswerteeinheit (3), welche programm-

technisch zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 ausgebildet ist

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



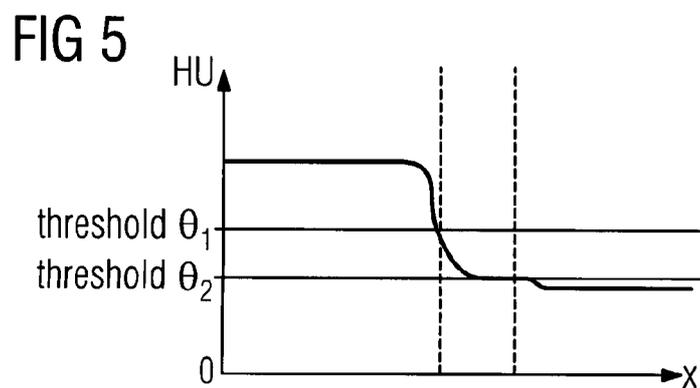
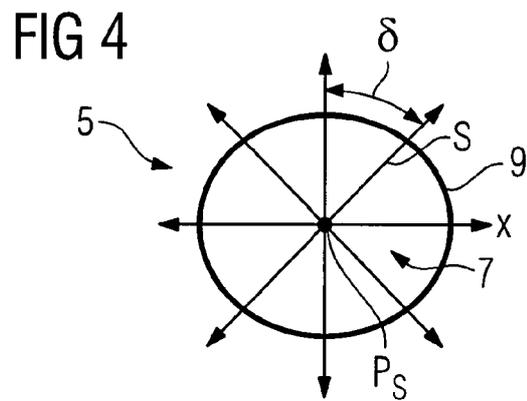
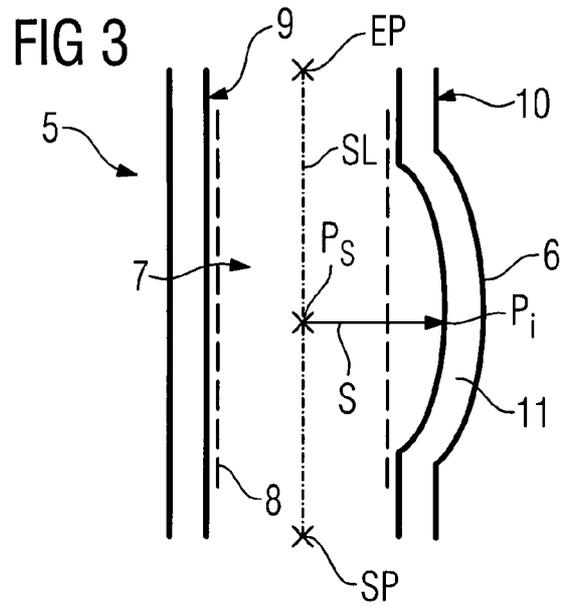


FIG 6

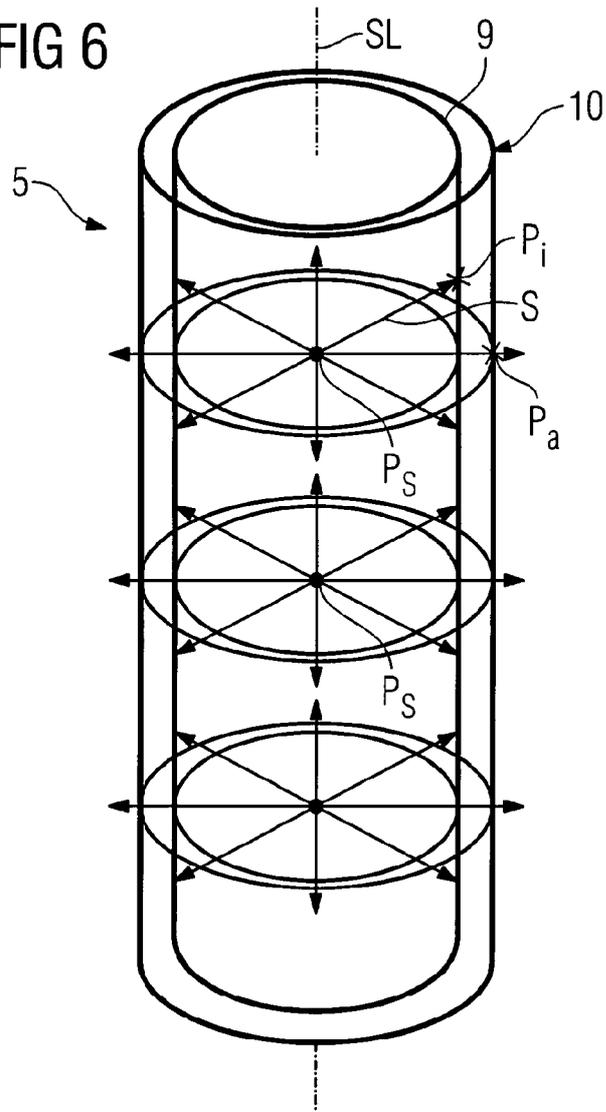


FIG 7

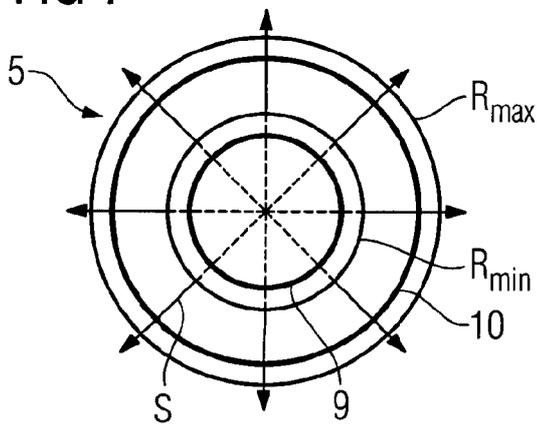


FIG 8

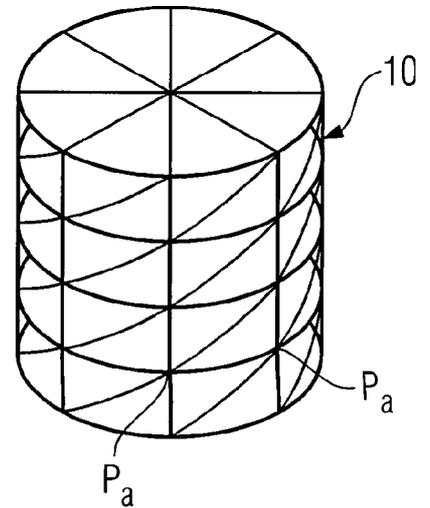


FIG 9

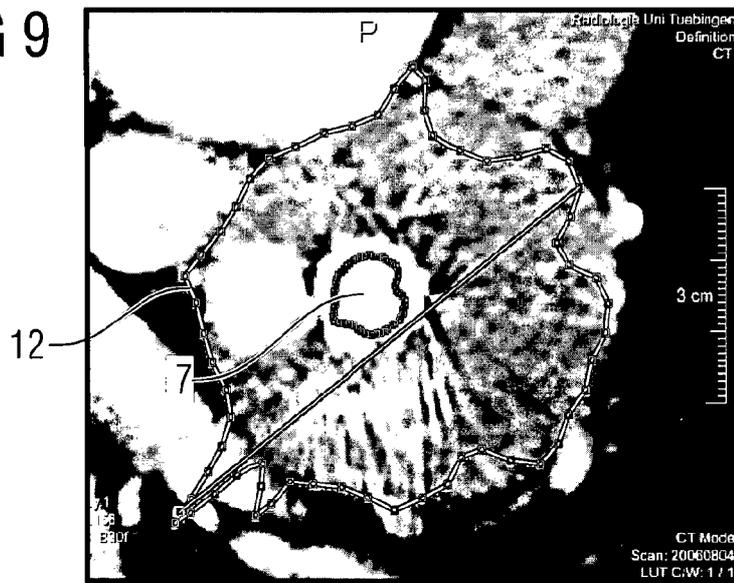


FIG 10

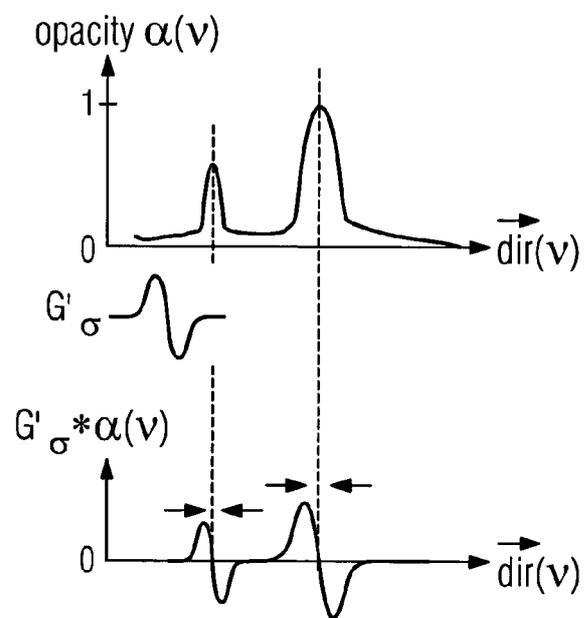


FIG 11

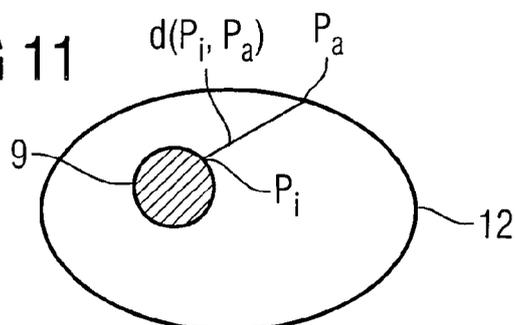


FIG 12

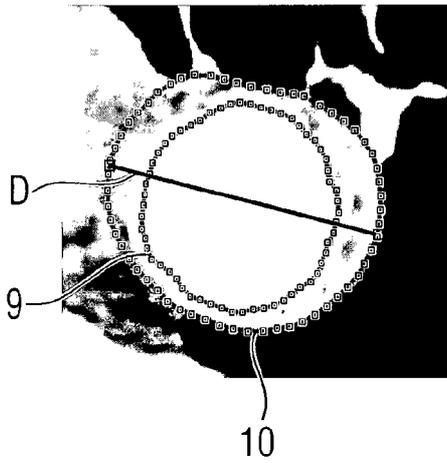


FIG 13

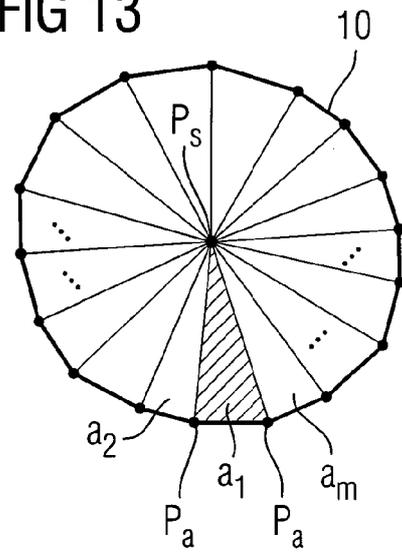


FIG 14

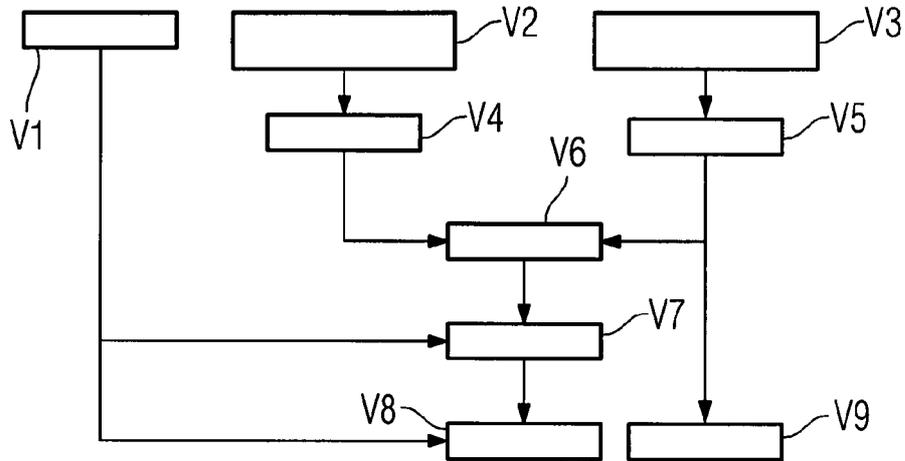


FIG 15

FIG 16

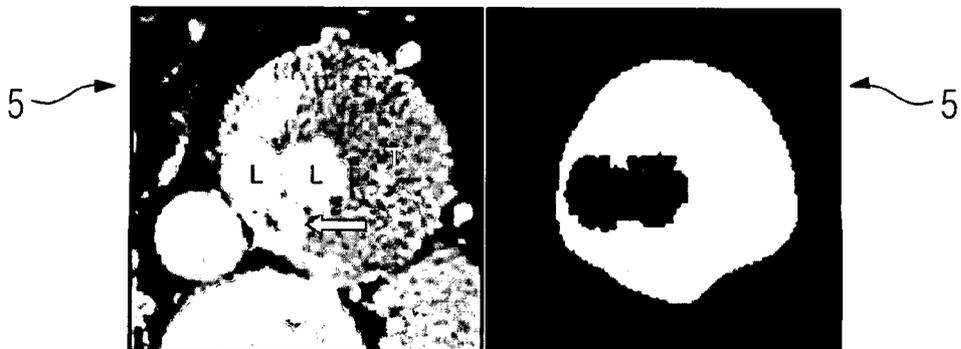


FIG 17

FIG 18

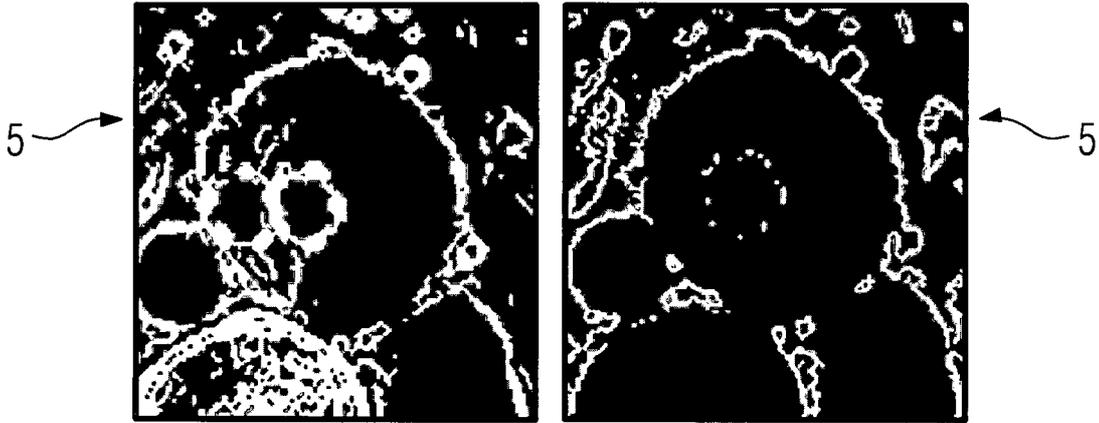


FIG 19

FIG 20

