



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 028 065 A1 2009.01.02**

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 028 065.5**

(22) Anmeldetag: **19.06.2007**

(43) Offenlegungstag: **02.01.2009**

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

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 17/94 (2006.01)

A61F 2/06 (2006.01)

A61F 2/82 (2006.01)

A61F 2/84 (2006.01)

(71) Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
**Großkopf, Stefan, Dr., 90408 Nürnberg, DE; Egger,
 Jan, 65549 Limburg, DE**

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

WO 2006/0 20 792 A2

WO 02/29 717 A2

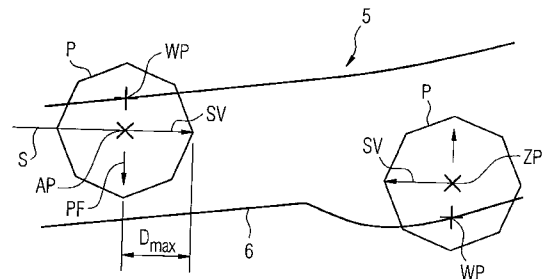
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung und Verfahren zur automatischen Wegplanung**

(57) Zusammenfassung: Ein Verfahren zur automatischen Wegplanung, basierend auf ein Untersuchungsvolumen (V) abbildenden dreidimensionalen Bilddaten, umfasst folgende Schritte:

- Identifikation eines Innenraumes (V_i) innerhalb des Untersuchungsvolumens (V),
- Setzen eines Ausgangssuchpunktes (AP) im Innenraum (V_i),
- Setzen eines Zielsuchpunktes (ZP) im Innenraum (V_i),
- automatische Bestimmung eines Startpunktes (SP) durch dreidimensionale Zentrierung des Ausgangssuchpunktes (AP) im Innenraum (V_i),
- automatische Bestimmung eines Endpunktes (EP) durch dreidimensionale Zentrierung des Zielsuchpunktes (ZP) im Innenraum (V_i),
- Verbindung des Startpunktes (SP) mit dem Endpunkt (EP),
- Anpassung der den Startpunkt mit dem Endpunkt verbindenden Linie (L₁, L₂) an die Form des Innenraums (V_i) unter Berücksichtigung vorgegebener Regeln.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur automatischen Festlegung eines durch einen Hohlraum verlaufenden Pfades auf Basis dreidimensionaler Bilddaten sowie eine zur Durchführung des Verfahrens geeignete Vorrichtung.

[0002] Ein System und eine Methode zur automatischen Wegplanung, insbesondere für die virtuelle Endoskopie, ist beispielsweise aus der EP 1 057 161 B1 bekannt. Hierbei wird zunächst ein Startpunkt und ein Endpunkt in einem Datensatz zur Verfügung gestellt. Ein zwischen dem Startpunkt und dem Endpunkt verlaufender Weg wird automatisch ermittelt, wobei dem Durchlaufen verschiedener Punkte im Hohlraum zwischen Start- und Endpunkt so genannte Strafen zugeordnet werden. Eine Straffunktion ist insbesondere von der Morphologie des Hohlraums abhängig. Einem auf dem Weg zwischen dem Startpunkt und dem Endpunkt liegenden Punkt wird durch die Straffunktion beispielsweise ein umso höherer Wert zugeordnet, je näher sich der Punkt am Rand des Hohlraums befindet. Des Weiteren kann in die automatische Ermittlung des Weges zum Beispiel auch die Weglänge eingehen. Im Zusammenhang mit der automatischen Wegermittlung wird in der EP 1 057 161 B1 explizit auch auf das Verfahren nach Dijkstra verwiesen.

[0003] Das Dijkstra-Verfahren ist aus der Publikation "A Note on Two Problems in Connexion with Graphs" (Numerische Mathematik 1, S. 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 gesamter Länge, der die gegebenen Knoten verbindet. Ein Baum ist dabei als Graph mit genau einem Pfad zwischen jeweils zwei Knoten definiert.

[0004] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die automatische Wegplanung bei der virtuellen Endoskopie besonders benutzerfreundlich zu gestalten.

[0005] Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1 sowie durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 23. 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 dreidimensionaler Bilddaten (3D-Daten), welcher Merkmale eines räumlichen Gebildes wiedergibt, das allgemein als Untersuchungsvolumen bezeichnet wird. In bevorzugter Anwendung handelt es sich bei den 3D-Daten um mittels eines bildgebenden medizintechnischen Untersuchungs-

gerätes, beispielsweise eines Magnetresonanz- oder Computertomographiegerätes, gewonnene Daten.

[0007] Innerhalb der durch die 3D-Daten beschriebenen Struktur ist ein zusammenhängendes Teilvolumen identifizierbar, welches ohne Beschränkung der Allgemeinheit als Innenraum bezeichnet wird. In medizintechnischen Anwendungen ist der Innenraum typischerweise durch ein Gefäß, beispielsweise die Aorta, gebildet. Die Identifikation des Innenraums kann mit Mitteln der Bildverarbeitung automatisch erfolgen, jedoch ist dies nicht Voraussetzung für die Durchführung des Verfahrens.

[0008] Zumindest Teile des Untersuchungsvolumens, insbesondere des Innenraums, werden in einer Anzahl von Schnittdarstellungen oder in einer dreidimensionalen Ansicht dargestellt. Durch den Benutzer wird nun ein Ausgangssuchpunkt sowie ein Zielsuchpunkt im Innenraum gesetzt. Mit dem Ausgangssuchpunkt und dem Zielsuchpunkt ist die ungefähre Lage eines Startpunktes beziehungsweise eines Endpunktes eines Pfades durch den Innenraum bestimmt. Der Ausgangssuchpunkt und der Zielpunkt selbst liegen typischerweise nicht auf dem Pfad, welcher insbesondere für eine virtuelle Endoskopie nutzbar ist.

[0009] Vielmehr werden der Startpunkt und der Endpunkt des Pfades durch Zentrierung des Ausgangs- beziehungsweise Zielsuchpunktes im Innenraum automatisch bestimmt. Die Zentrierung erfolgt hierbei nicht in einem durch den Innenraum gelegten Schnitt, sondern dreidimensional. Unter einer Zentrierung wird in diesem Zusammenhang nicht zwangsläufig eine exakte Einnahme einer Mittenposition in einem vorgegebenen Volumen, sondern allgemein eine Ausrichtung eines Punktes in einem Volumen unter Berücksichtigung von vorgegebenen Regeln verstanden, wobei durch die Ausrichtung ein Abstand des Punktes zu wenigstens einem Randabschnitt des Innenraums vergrößert wird. Sind aus dem Ausgangs- und Zielsuchpunkt unter Berücksichtigung geometrischer Merkmale des Innenraums der Startpunkt sowie der Endpunkt generiert, so werden diese Punkte automatisch miteinander verbunden. Die damit gegebene Linie wird schließlich unter Berücksichtigung vorgegebener Regeln automatisch an die Form des Innenraums angepasst. Bevorzugt verläuft die Linie vollständig im Innenraum.

[0010] Der vom Benutzer zu setzende Ausgangssuchpunkt sowie der Zielsuchpunkt werden zusammenfassend auch als Marker bezeichnet. Die Marker können an beliebigen Stellen innerhalb eines per virtueller Endoskopie zu betrachtenden Hohlraums gesetzt werden, auch im Bereich von Verzweigungen oder in Bereichen, in denen sich der Querschnitt des Hohlraums signifikant ändert, beispielsweise im Bereich eines Aneurysmas. In allen Fällen ist die Mög-

lichkeit vorteilhaft, eine Maximaldistanz vorgeben zu können, die festlegt, wie groß der maximal zulässige Abstand des Startpunktes der virtuellen Endoskopie vom Ausgangssuchpunkt beziehungsweise der maximale Abstand des Endpunktes vom Zielsuchpunkt ist. Die Maximaldistanz kann vom Benutzer beispielsweise auf den typischen Gefäßdurchmesser festgelegt werden. Unter Distanz kann hierbei die euklidische Distanz zwischen dem Ausgangspunkt und dem Startpunkt (bzw. zwischen dem Endpunkt und dem Zielsuchpunkt) als auch die auf eine Gefäßmittellinie projizierte Distanz verstanden werden.

[0011] Ist der Marker gesetzt, so wird um diesen nach einer bevorzugten Ausgestaltung automatisch ein Polyeder mit beispielsweise 12, 32 oder mehr Eckpunkten konstruiert. Alternativ können auch andere geometrische Objekte konstruiert werden, insbesondere auch 2-dimensionale polygonale Objekte in einer orthogonalen Ebene zur Linie. Vom auch als Suchpunkt bezeichneten Marker aus werden dann Suchstrahlen durch die Eckpunkte des Polyeders gelegt. Anschließend werden automatisch diejenigen Wandungspunkte ermittelt, an denen die Suchstrahlen auf eine den Hohlraum begrenzende Wandung, das heißt in der Regel eine Gefäßwand, treffen. Ein durch die Lage des Markers sowie des Wandungspunktes bestimmter Vektor wird als Suchvektor bezeichnet, wobei der Betrag des Suchvektors vorzugsweise auf einen einstellbaren Maximalbetrag begrenzt ist. Anschaulich bedeutet dies, dass eine Kugel mit dem einstellbaren Maximalbetrag als Radius definiert wird, deren Mittelpunkt mit dem Marker identisch ist. Trifft ein durch einen Eckpunkt des Polyeders laufender Suchstrahl innerhalb der Kugel auf eine den zu untersuchenden Innenraum begrenzende Wandung, so ist der Suchvektor betragsmäßig kleiner als der Radius der Kugel. Andernfalls stimmt der Betrag des Suchvektors mit dem Radius der Kugel überein. Der Maximalbetrag des Suchvektors wird vorzugsweise auf einen Wert festgesetzt, der nicht größer als die oben genannte Maximaldistanz ist.

[0012] Nach der automatischen Konstruktion aller Suchvektoren werden diese vektoriell addiert. Als Ergebnis ergibt sich ein Verschiebungsvektor, der festlegt, in welcher Richtung der Marker zu verschieben ist. Der Betrag des Verschiebungsvektors kann hierbei auf einen bestimmten Bruchteil des sich durch Addition der einzelnen Suchvektoren ergebenden Vektors festgelegt werden. Der Bruchteil ist umso kleiner, je größer die mit der Anzahl der Suchstrahlen übereinstimmende Anzahl der Suchvektoren ist. Sofern eine Maximaldistanz im oben genannten Sinne festgelegt ist, ist der Betrag des Verschiebungsvektors auf diese Maximaldistanz begrenzt.

[0013] Als Ergebnis der Verschiebung des ursprünglichen Markers steht ein neuer Suchpunkt zur

Verfügung, der im Vergleich zum ursprünglichen Marker dreidimensional in Richtung zur Mitte des zu untersuchenden Hohlraums versetzt ist. Die Lage des neuen Suchpunktes wird automatisch hinsichtlich ihrer Zentrierung geprüft. Zu diesem Zweck wird wiederum in der oben beschriebenen Weise ein Polyeder um den Suchpunkt konstruiert, um damit Suchstrahlen zu definieren und vorzugsweise betragsmäßig begrenzte Suchvektoren zu bestimmen. Die Summe der Suchvektoren wird mit einem Grenzwert verglichen, der festlegt, inwieweit eine Zentrierung des Suchpunktes im Hohlraum gefordert wird. Ist der Betrag der vektoriellen Summe der Suchvektoren geringer als der Grenzwert, so ist die Zentrierung des Suchpunktes abgeschlossen und der durch Verschiebung des ursprünglichen Markers erhaltene Suchpunkt mit dem Startpunkt beziehungsweise Endpunkt des virtuellen Pfades identisch. Im theoretischen Idealfall beträgt die Summe der vom automatisch justierten Marker, das heißt vom Start- oder Endpunkt, ausgehenden Suchvektoren Null.

[0014] Falls die Summe der von einem Marker ausgehenden Suchvektoren größer als der Grenzwert ist, wird der Marker abermals verschoben und die Bestimmung und Addition von Suchvektoren solange iterativ fortgesetzt, bis die Summe der einem durch Verschiebung aus einem Suchpunkt hervorgegangenen Punkt zugeordneten Suchvektoren unter dem Grenzwert liegt.

[0015] Nachdem ausgehend von den beiden vom Benutzer gesetzten Markern der Startpunkt und der Endpunkt der virtuellen Endoskopie justiert sind, wird automatisch eine den Startpunkt mit dem Endpunkt verbindende Linie als so genannte initiale Mittellinie generiert. In Sonderfällen, etwa bei einem äußerst komplex geformten Hohlraum, kann es zweckmäßig sein, durch den Benutzer einen zwischen dem Ausgangssuchpunkt und dem Zielsuchpunkt liegenden zusätzlichen Marker zu setzen, der analog zum Ausgangssuchpunkt und zum Zielsuchpunkt automatisch im zu betrachtenden Innenraum zentriert wird und einen zu durchlaufenden Stützpunkt der virtuellen Endoskopie festlegt.

[0016] Denkbar ist auch ein Ansatz nach Art eines so genannten Spline-Verfahrens, das z. B. eine 3-Spline durch die Stützpunkte legt. Als Splines werden allgemein bestimmte analytische Funktionen bezeichnet, wie sie beispielsweise in "Bronstein-Taschenbuch der Mathematik", 24. Auflage, definiert sind. Gegenüber dem Dijkstra Verfahren (zum Generieren der initialen Mittellinie) ist das Spline Verfahren wesentlich schneller. Der Vorteil gegenüber einer initialen Mittellinie (die durch direktes Verbinden erzeugt wurde) ist, dass die Spline sich dem Verlauf des Katheters sehr gut anpasst und somit nicht mehr viele Iterationen zum Ausrichten benötigt werden. Die lokale Gefäßausrichtung, die zur Bestimmung

der Tangen im Startpunkt und Endpunkt benötigt werden, kann ebenfalls mit Hilfe der Wandungspunkte als deren Hauptachse bestimmt werden.

[0017] Die initiale Mittellinie ist im einfachsten Fall – bei lediglich zwei gesetzten Markern und im Wesentlichen geradem, lang gestrecktem Hohlraum – eine gerade Verbindung zwischen dem Startpunkt und dem Endpunkt. Eine solche gerade Linie als initiale Mittellinie sollte zweckmäßigerweise nur dann konstruiert werden, wenn diese Linie zum größten Teil innerhalb des zu betrachtenden Hohlraums liegt. In allen anderen Fällen ist es vorteilhafter, eine nicht gerade initiale Mittellinie zu konstruieren. Hierfür wird bevorzugt das eingangs erwähnte Dijkstra-Verfahren verwendet. Vorzugsweise wird dem Benutzer automatisch eine Auswahl zwischen verschiedenen Algorithmen zur Bestimmung der initialen Mittellinie angeboten.

[0018] Ist die initiale Mittellinie festgelegt, so wird diese vorzugsweise unter Berücksichtigung externer, von der Geometrie des virtuell endoskopisch zu untersuchenden Innenraums abhängiger Kräfte modifiziert. Die die initiale Mittellinie im betrachteten Gefäß zentrierenden externen Kräfte werden mit Hilfe von näherungsweise kugelförmigen Polyedern berechnet, wobei die Mittelpunkte der Polyeder auf der Mittellinie in vorgegebener Weise voneinander beabstandet sind. Hierbei kann ein konstanter Abstand zwischen den Mittelpunkten der einzelnen Polyeder vorgegeben sein. Nach einer verfeinerten Methode sind die Abstände zwischen benachbarten Polyedermittelpunkten dort geringer, wo das Gefäß und damit auch die Mittellinie eine besonders enge Krümmung aufweist. Damit wird der Rechenaufwand zur Zentrierung der Mittellinie in im Wesentlichen geraden Abschnitten des betrachteten Hohlraums gering gehalten, während in stark gekrümmten Abschnitten eine besonders exakte Berechnung durchgeführt wird. Prinzipiell wird zur Ausrichtung der Mittellinie das oben beschriebene Verfahren verwendet, mit welchem auch die Lage des Start- sowie des Endpunktes des zu planenden Pfades, ausgehend von den vom Benutzer gesetzten Markern, bestimmt wird.

[0019] Des Weiteren gehen in die Modifikation der Mittellinie in vorteilhafter Ausgestaltung auch interne, insbesondere von der Krümmung der Mittellinie abhängige Kräfte ein. Das Wort "Kräfte" ist in diesem Zusammenhang als Hilfsbegriff zu verstehen, der lediglich der Veranschaulichung der Regeln, nach welchen der Verlauf der Mittellinie geändert wird, dient, und kein Auftreten von Kräften im physikalischen Sinn impliziert. Im Rahmen der Berücksichtigung interner Kräfte kann insbesondere ein minimaler Krümmungsradius der Mittellinie festgelegt werden.

[0020] Zur vereinfacht als Zentrierung bezeichneten Ausrichtung der Mittellinie kann das aus der Publika-

tion "Snakes: Active Contour Models" (M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, International Journal of Computer Vision, 1(4), S. 321–331, 1987) bekannte Verfahren angewandt werden. 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.

[0021] Im Gegensatz zur virtuellen Endoskopie ist bei einem tatsächlichen mit einem endoluminalen Katheter vorgenommenen Eingriff auf verschiedene Randbedingungen Rücksicht zu nehmen, von welchen die internen, mit der Krümmung des Katheters zusammenhängenden Kräfte nur einen Teilaspekt darstellen. Weitere wichtige Randbedingungen sind beispielsweise durch die Geometrie der Katheterspitze, insbesondere durch deren Durchmesser und Nachgiebigkeit, gegeben. Kommen für die Durchführung der realen Endoskopie verschiedene Katheter in Betracht, so ist jedem Katheter vorzugsweise ein spezifischer Parametersatz zugeordnet, der bei der Endoskopie relevante Eigenschaften des Katheters beschreibt. Die internen Kräfte werden nach Auswahl eines Kathetertyps unter Berücksichtigung des diesem Kathetertyp zugeordneten Parametersatzes berechnet. Vorzugsweise wird im Zuge der Simulation der internen Kräfte automatisch geprüft, ob der gewählte Kathetertyp für die reale Endoskopie geeignet ist.

[0022] Die Identifikation des per virtueller Endoskopie zu untersuchenden Hohlraums, insbesondere Blutgefäßes, ist bereits dadurch besonders zuverlässig, dass mit dem Setzen von Markern durch den Benutzer mindestens zwei Punkte gegeben sind, die definitiv innerhalb des Hohlraums angeordnet sind. Die Auswertung der dreidimensionalen Bilddaten im Sinne einer herkömmlichen Segmentation ist daher keine zwingende Voraussetzung für die Durchführung der virtuellen Endoskopie. Unabhängig davon, ob eine Segmentation der Bilddaten vorgesehen ist, ist die Lage einer den Innenraum begrenzenden Wandung durch Einstellung mindestens eines Schwellwertes beeinflussbar, der üblicherweise in Hounsfield-Einheiten angegebene Grauwerte der dreidimensionalen Bilddaten betrifft. Zusätzlich oder alternativ zu einer durch den Benutzer vorgenommenen SchwellwertEinstellung kann eine automatische Beeinflussung des Schwellwerts abhängig von der Auswahl der Marker vorgesehen sein.

[0023] Nach einer vorteilhaften Weiterbildung wird eine Verzweigung innerhalb des mit den dreidimensionalen anatomischen Bilddaten beschriebenen Hohlraums automatisch identifiziert und angezeigt. Verzweigungen in endoluminal untersuch- und behandelbaren Gefäßen sind unter anderem Gegenstand der Veröffentlichung "Preoperative measurement of aneurysms and stenosis and stent-simulation for en-

dovascular treatment" (J. Egger, Z. Mostarkić, S. Großkopf, B. Freisleben, IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI): From Nano to Macro, 2007). Diese Veröffentlichung geht besonders auf die Simulation und Visualisierung von in Verzweigungen einsetzbaren Y-Stents ein.

[0024] In mit der Identifikation und Anzeige von Verzweigungen ähnlicher Weise ist es mit Mitteln der automatischen Bildauswertung auch möglich, eine Meldung zu generieren, wenn eine Verengung im Hohlraum identifiziert wird, deren geringster Durchmesser kleiner als ein fest vorgegebener oder einstellbarer Minimaldurchmesser ist. In einem solchen Fall einer Gefäßverengung (Stenose) kann es erforderlich sein, vor der Verwendung eines bestimmten Katheters eine Ballon-Dilatation zur Aufweitung des Gefäßes durchzuführen.

[0025] Der Vorteil der Erfindung liegt insbesondere darin, dass bei der Bestimmung des Pfades für eine virtuelle Endoskopie der Startpunkt sowie der Endpunkt der Endoskopie nicht exakt durch den Benutzer vorgegeben werden zu brauchen, sondern unter Berücksichtigung geometrischer Merkmale des virtuell zu betrachtenden Hohlraums ausgehend von durch den Benutzer definierten Suchpunkten automatisch ermittelt werden. Nach der automatischen Ermittlung von Start- und Endpunkt der virtuellen Endoskopie wird eine optimierte, Eigenschaften eines tatsächlichen Katheters widerspiegelnde Mittellinie innerhalb des zu untersuchenden Hohlraums mit einem schnellen und robusten, dennoch Eingriffe durch den Benutzer zulassenden Algorithmus bestimmt. Die virtuelle Endoskopie eignet sich besonders zur Vorbereitung des Einsetzens eines Stent Grafts zur Behandlung von Aneurysmen oder Stenosen.

[0026] Nachfolgend werden mehrere Varianten des erfindungsgemäßen Verfahrens sowie eine zur Durchführung des Verfahrens geeignete Vorrichtung anhand einer Zeichnung näher erläutert. Hierin zeigen, teilweise in vereinfachter Darstellung:

[0027] Fig. 1 Ein bildgebendes medizintechnisches Diagnosesystem,

[0028] Fig. 2 in einer Schnittdarstellung eine mittels der Vorrichtung nach Fig. 1 untersuchbare Struktur,

[0029] Fig. 3 in einem Flussdiagramm den Ablauf einer Wegplanung durch die Struktur nach Fig. 1,

[0030] Fig. 4 einen Ausschnitt aus einem per virtueller Endoskopie betrachtbaren Gefäß mit um einen Marker konstruiertem Polyeder,

[0031] Fig. 5 Beispiele verschiedener für die Ausrichtung eines Markers verwendbarer Polyeder,

[0032] Fig. 6 verschiedene Stufen der Zentrierung eines Markers in einem Gefäß,

[0033] Fig. 7 einen Schnitt durch ein Gefäß mit initialer Mittellinie und ausgerichteter Mittellinie,

[0034] Fig. 8 verschiedene initiale Mittellinien in simulierten Computertomographie-Daten,

[0035] Fig. 9 verschiedene initiale Mittellinien in realen Computertomographie-Daten,

[0036] Fig. 10 Beispiele der Ausrichtung von Mittellinien in simulierten Computertomographie-Daten,

[0037] Fig. 11 Beispiele der Ausrichtung von Mittellinien in realen Computertomographie-Daten,

[0038] Fig. 12 eine Mittellinie in einem Gefäß mit Eckpunkten zugehöriger Polyeder,

[0039] Fig. 13 eine ohne Berücksichtigung innerer Kräfte konstruierte Mittellinie in einem Gefäß, und

[0040] Fig. 14 eine mit Berücksichtigung innerer Kräfte konstruierte Mittellinie in einem Gefäß.

[0041] 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.

[0042] Im Beispiel nach Fig. 1 ist auf dem Bildschirm **4** ein Gefäß **5**, nämlich eine Aorta, erkennbar, wobei innerhalb des in einem Untersuchungsvolumen **V** angeordneten Gefäßes **5** ein Ausgangssuchpunkt **AP** sowie ein Zielsuchpunkt **ZP** markiert sind. Das Setzen des Ausgangssuchpunktes **AP** sowie des Zielsuchpunktes **ZP**, das heißt der Marker **AP**, **ZP**, erfolgt durch den Benutzer des medizintechnischen Diagnosesystems **1**, das heißt in der Regel durch einen Arzt, beispielsweise mit Hilfe einer Computer-Maus oder durch Tastatureingaben. Zusätzlich zum Gefäß **5** können auf dem Bildschirm **4** in beliebi-

ger, durch den Benutzer vorgegebener Weise beispielsweise Standard-Ansichten von Patientendaten dargestellt werden.

[0043] Der Ausgangssuchpunkt AP sowie der Zielsuchpunkt ZP bestimmen den ungefähren Ausgangspunkt beziehungsweise den ungefähren Endpunkt einer auf Basis der mit dem bildgebenden medizintechnischen Gerät **2** akquirierten Bilddaten durchführbaren virtuellen Endoskopie. Im stark vereinfachten Beispiel nach **Fig. 1** sei ausnahmsweise – im Sinne eines theoretisch erreichbaren Extremfalls – der Ausgangssuchpunkt AP mit einem Startpunktes SP eines zu planenden Pfades durch das Gefäß **5** und der Zielsuchpunkt ZP mit einem Endpunkt EP dieses den Verlauf einer virtuellen Endoskopie bestimmenden Pfades identisch.

[0044] Die Ermittlung des tatsächlichen Startpunktes SP der virtuellen Endoskopie wird im Folgenden unter Bezugnahme auf **Fig. 2** erläutert. In entsprechender Weise wird auch der tatsächliche Endpunkt EP ausgehend vom Zielsuchpunkt ZP automatisch ermittelt. Zusammenfassend werden der Ausgangssuchpunkt AP und der Zielsuchpunkt ZP als Suchpunkte AP, ZP bezeichnet.

[0045] Im in **Fig. 2** sichtbaren Schnitt des Gefäßes **5**, welches einen längs dessen Erstreckung signifikant variierenden Querschnitt aufweist, ist in einem Gefäßabschnitt konstanten Durchmessers der Ausgangssuchpunkt AP und in einem aufgeweiteten Gefäßabschnitt der Zielsuchpunkt ZP markiert. Der durch eine Wandung **6** des Gefäßes **5** begrenzte Hohlraum wird als Innenraum V_i bezeichnet. Um jeden Suchpunkt AP, ZP wird automatisch ein Polyeder P konstruiert, welches im Gegensatz zur vereinfachten Darstellung nach **Fig. 2** einer Kugelform angenähert ist. Beispiele verschiedener Polyeder P sind in den **Fig. 4** und **Fig. 5** sichtbar.

[0046] Im Schnitt nach **Fig. 2** ist jedes Polyeder P teilweise im Innenraum V_i und teilweise außerhalb des Gefäßes **5** angeordnet. Vom Mittelpunkt des Polyeders P aus, das heißt vom Suchpunkt AP, ZP aus, verlaufen Suchstrahlen S durch die Eckpunkte des Polyeders P. Trifft ein Suchstrahl S auf die Wandung **6**, so wird an der entsprechenden Stelle ein Wandungspunkt WP markiert. Der Wandungspunkt WP definiert zusammen mit dem Suchpunkt AP, ZP einen so genannten Suchvektor SV. In Fällen, in denen der Suchstrahl nicht innerhalb des Polyeders auf die Wandung **6** trifft, ist der Betrag des Suchvektors auf die Länge der Strecke zwischen dem Suchpunkt AP, ZP und dem Eckpunkt, durch welchen der Suchstrahl S läuft, begrenzt. Verschiedene Suchvektoren SV weisen somit unterschiedliche Beträge auf.

[0047] Nach der Berechnung aller einem Suchpunkt AP, ZP zugeordneten Suchvektoren werden diese

vektoriell addiert. Als Ergebnis ergibt sich für jeden Suchpunkt AP, ZP ein in **Fig. 2** nicht maßstäblich durch einen Pfeil PF angedeuteter Verschiebungsvektor, der angibt, in welche Richtung und um welchen Betrag der Suchpunkt AP, ZP zu verlagern ist, um zum Startpunkt SP beziehungsweise zum Endpunkt EP zu gelangen.

[0048] Der mit D_{max} bezeichnete halbe Durchmesser des Polyeders P gibt an, um welchen Betrag der Suchpunkt AP, ZP bei dessen Ausrichtung zur Mitte des Querschnitts des Gefäßes **5** hin in einem einzigen Schritt verschoben werden kann. In analoger Weise kann auch festgelegt sein, um welchen Maximalbetrag der Suchpunkt AP, ZP bei dessen Zentrierung insgesamt verschiebbar ist. Dieser Maximalbetrag kann auf die für einen einzelnen Verschiebeschritt geltende Maximaldistanz D_{max} oder auf einen größeren Wert, beispielsweise das Zweifache der Maximaldistanz D_{max} , festgelegt werden. Vorzugsweise stimmt der Durchmesser des Polyeders P näherungsweise mit dem Durchmesser des Gefäßes **5** überein.

[0049] Die Zentrierung eines Suchpunktes AP, ZP in einem iterativen Prozess veranschaulicht **Fig. 3** anhand eines Flussdiagramms. In einem ersten Schritt S1 wird der Marker AP, ZP durch den Benutzer des medizintechnischen Diagnosesystems **1** gesetzt. Im folgenden Schritt S2 wird der Marker AP, ZP, wie vorstehend erläutert, im Gefäß **5** zur Gefäßmitte hin ausgerichtet. Anschließend wird im Schritt S3 automatisch geprüft, ob bereits eine ausreichende Zentrierung des Markers AP, ZP erreicht ist. Hierzu wird der Betrag des vektoriell aus den Suchvektoren SV addierten Verschiebungsvektors ermittelt und mit einem Grenzwert verglichen. Überschreitet der Betrag des Verschiebungsvektors den Grenzwert, so wird die Zentrierung fortgesetzt. Dies geschieht iterativ solange, bis anhand der Unterschreitung des Grenzwertes, gegebenenfalls auch anhand der Erreichung des maximal zulässigen Betrags der gesamten Verschiebung, festgestellt wird, dass eine ausreichende Zentrierung des Markers AP, ZP gegeben ist und damit der Marker AP, ZP mit dem Startpunktes SP beziehungsweise mit dem Endpunkt EP der virtuellen Endoskopie gleichzusetzen ist.

[0050] Nach der Bestimmung des Startpunktes SP sowie des Endpunktes EP wird im Schritt S4 zwischen diesen Punkten SP, EP eine Linie L_1 als initiale Mittellinie gezogen. Im Beispiel nach **Fig. 2** würde bereits die initiale Mittellinie L_2 , selbst bei Konstruktion als gerade Verbindungslinie, vollständig im Innenraum V_i verlaufen. Im letzten Schritt S5 schließlich wird aus der initialen Mittellinie L_1 durch Zentrierung im Innenraum V_i eine endgültige Mittellinie L_2 generiert. Diese finale Mittellinie L_2 bestimmt den Pfad der virtuellen Endoskopie. Die initiale Mittellinie L_1 kann sich zum Teil auch ausserhalb des Innenraums befin-

den, mindestens ist jedoch eine eindeutige Zuordnung zwischen initialer Mittellinie L_1 und der Gefäßmittellinie erforderlich (keine Schleifen). Sie wird dann automatisch in den Innenraum V_i gezogen. Für die finale Mittellinie L_2 gilt als Spezialfall (wenn die Suchstrahlen überall länger als der halbe Gefäßdurchmesser sind), dass er die Gefäßmittellinie mit einer vorgegeben Toleranz approximiert.

[0051] In im Vergleich zu [Fig. 2](#) realitätsnäheren Schnitten durch ein Gefäß **5** sind in [Fig. 6](#) mehrere aufeinander folgende Schritte der Zentrierung eines Markers AP, ZP im Gefäß **5** veranschaulicht. Dabei sind in jedem Schritt der Zentrierung die Eckpunkte eines jeweils um den Marker AP, ZP konstruierten Polyeders P markiert. Aus einem Vergleich der verschiedenen Schnitte in [Fig. 6](#) ist ersichtlich, wie das gesamte Polyeder im Verlauf der Zentrierung zur Mitte des Gefäßquerschnitts hin verschoben wird. Die in [Fig. 5](#) beispielhaft dargestellten Polyeder weisen 12, 32, 92, 272, 812, und 2432 Eckpunkte auf.

[0052] In [Fig. 7](#) ist ein Längsschnitt durch ein lang gestrecktes, mehrfach gebogenes Gefäß **5** sichtbar. In diesem Beispiel wird besonders der Unterschied zwischen der initialen Mittellinie L_1 und der finalen Mittellinie L_2 deutlich: Während die gepunktet dargestellte initiale Mittellinie L_1 an mehreren Stellen die Wandung **6** tangiert, ist die finale Mittellinie L_2 auf ihrer gesamten Länge im Gefäß **5** zentriert.

[0053] In [Fig. 8](#) sind mit Hilfe des Dijkstra-Verfahrens ermittelte initiale Mittellinien L_1 in einem simulierten Computertomographie-Datensatz, einem so genannten Phantom CT-Datensatz, dargestellt. Die Form des Gefäßes **5** ist in beiden in [Fig. 8](#) sichtbaren Schnitten identisch; lediglich die Zielsuchpunkte ZP sind unterschiedlich gesetzt. Im Unterschied zu [Fig. 8](#) sind in [Fig. 9](#) in ansonsten vergleichbaren Ansichten initiale Mittellinien L_1 in einem realen Computertomographie-Datensatz konstruiert. Die [Fig. 10](#) und [Fig. 11](#) veranschaulichen in Darstellungen analog den [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) die Zentrierung der initialen Mittellinien L_1 , das heißt die Konstruktion finaler Mittellinien L_2 . Dabei sind, vergleichbar mit [Fig. 6](#), Eckpunkte einer Vielzahl von längs der Linien L_1 , L_2 angeordneten Polyedern P markiert.

[0054] In der Schnittdarstellung nach [Fig. 12](#) sind ein Herz sowie als Gefäß **5** die Aorta mit einem asymmetrischen Aneurysma **7** erkennbar. Mittig in der Aorta **5** verläuft, ohne Beeinflussung durch das Aneurysma, die ausgerichtete Mittellinie L_2 , wobei auch in diesem Beispiel zur Veranschaulichung der Zentrierung zahlreiche Polyeder-Eckpunkte eingezeichnet sind.

[0055] Aus einem Vergleich der schematische Schnitte durch ein Gefäß **5** mit einem asymmetrischen Aneurysma **7** darstellenden [Fig. 13](#) und [Fig. 14](#) wird der Einfluss interner Kräfte auf den Ver-

lauf der Mittellinien L_1 , L_2 deutlich: Im Beispiel nach [Fig. 13](#) sind keine internen Kräfte berücksichtigt. Die noch nicht endgültig ausgerichtete Mittellinie L_1 passt sich daher in nicht gewünschter Weise der Kontur des Aneurysmas **7** an. Dagegen verhindern im Beispiel nach [Fig. 14](#) interne Kräfte eine Biegung der Mittellinie L_2 mit geringem Krümmungsradius, so dass die erhaltene finale Mittellinie L_2 realitätsnäher als im Beispiel nach [Fig. 13](#) den Vorschub eines realen Katheters beschreibt.

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

- EP 1057161 B1 [0002, 0002]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- "A Note an Two Problems in Connexion with Graphs" (Numerische Mathematik 1, S. 269–271, 1959) [0003]
- "Snakes: Active Contour Models" (M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, International Journal of Computer Vision, 1(4), S. 321–331, 1987) [0020]
- "Preoperative measurement of aneurysms and stenosis and stent-simulation for endovascular treatment" (J. Egger, Z. Mostarkić, S. Großkopf, B. Freisleben, IEEE International Symposium an Biomedical Imaging (ISBI): From Nano to Macro, 2007) [0023]

Patentansprüche

1. Verfahren zur automatischen Wegplanung, basierend auf ein Untersuchungsvolumen (V) abbildenden dreidimensionalen Bilddaten, mit folgenden Schritten:

- Identifikation eines Innenraums (V_i) innerhalb des Untersuchungsvolumens (V),
- Setzen eines Ausgangssuchpunktes (AP) im Innenraum (V_i),
- Setzen eines Zielsuchpunktes (ZP) im Innenraum (V_i),
- automatische Bestimmung eines Startpunktes (SP) durch dreidimensionale Zentrierung des Ausgangssuchpunktes (AP) im Innenraum (V_i),
- automatische Bestimmung eines Endpunktes (EP) durch dreidimensionale Zentrierung des Zielsuchpunktes (ZP) im Innenraum (V_i),
- Verbindung des Startpunktes (SP) mit dem Endpunkt (EP),
- Anpassung der den Startpunkt (SP) mit dem Endpunkt (EP) verbindenden Linie (L_1 , L_2) an die Form des Innenraums (V_i) unter Berücksichtigung vorgegebener Regeln.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass eine Maximaldistanz (D_{max}) vorgegeben ist, die den höchstzulässigen Abstand des Startpunktes (SP) vom Ausgangssuchpunkt (AP) angibt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass eine Maximaldistanz (D_{max}) vorgegeben ist, die den höchstzulässigen Abstand des Endpunktes (EP) vom Zielsuchpunkt (ZP) angibt.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass um einen Suchpunkt (AP, ZP) automatisch ein Polyeder (P) konstruiert wird.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass das Polyeder (P) mindestens 12 Eckpunkte hat.

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Polyeder (P) 32 Eckpunkte hat.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass automatisch vom Suchpunkt (AP, ZP) ausgehende Suchstrahlen (S) konstruiert werden, welche durch die Eckpunkte des Polyeders (P) laufen.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass automatisch Wandungspunkte (WP) ermittelt werden, an welchen Suchstrahlen (S) auf eine den Innenraum (V_i) begrenzende Wandung (6) treffen.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekenn-

zeichnet, dass der Abstand zwischen dem Suchpunkt (AP, ZP) und dem Wandungspunkt (WP) in die Bestimmung eines Suchvektors (SV) eingeht.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Betrag eines jeden Suchvektors (SV) auf einen Maximalbetrag begrenzt ist.

11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass durch Addition der Suchvektoren (SV) eine Verschiebung des Suchpunktes (AP, ZP) festgelegt wird.

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass nach Verschiebung des Suchpunktes (AP, ZP) erneut Suchvektoren (SV) bestimmt und addiert werden.

13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Bestimmung und Addition von Suchvektoren (SV) iterativ fortgesetzt wird, bis die Summe der einem durch Verschiebung aus einem Suchpunkt (AP, ZP) hervorgegangenen Punkt (SP, EP) zugeordneten Suchvektoren (SV) unter einem Grenzwert liegt.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass eine den Startpunkt (SP) mit dem Endpunkt (EP) verbindende Linie (L_1 , L_2) unter Nutzung des Dijkstra-Verfahrens ermittelt wird.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass eine den Startpunkt (SP) mit dem Endpunkt (EP) verbindende Linie (L_1 , L_2) unter Berücksichtigung externer, von der Geometrie des Innenraums (V_i) abhängiger Kräfte ermittelt wird.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass eine den Startpunkt (SP) mit dem Endpunkt (EP) verbindende Linie (L_1 , L_2) unter Berücksichtigung interner, von der Krümmung der Linie (L_1 , L_2) abhängiger Kräfte ermittelt wird.

17. Verfahren nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass ein minimaler Krümmungsradius der Linie (L_1 , L_2) festgelegt wird.

18. Verfahren nach Anspruch 16 oder 17, dadurch gekennzeichnet, dass die internen, den Verlauf der Linie (L_1 , L_2) beeinflussenden Kräfte automatisch aus einem von mehreren auswählbaren Parametersätzen ermittelt werden, welche jeweils einem Katheter zugeordnet sind.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die Lage einer den Innenraum (V_i) begrenzenden Wandung (7)

durch Einstellung mindestens eines Grauwerte der dreidimensionalen Bilddaten betreffenden Schwellwertes beeinflusst wird.

20. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, dass eine automatische Schwellwert-einstellung abhängig von der Auswahl eines Suchpunktes (AP, ZP) erfolgt.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass ein Verzweigung im Innenraum (V_i) automatisch identifiziert und angezeigt wird.

22. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass ein einen Minimaldurchmesser unterschreitende Verengung im Innenraum (V_i) automatisch identifiziert und angezeigt wird.

23. Vorrichtung zur automatischen Wegplanung, umfassend eine datentechnisch mit einem bildgebenden medizintechnischen Gerät (2) verbundene Auswerteeinheit (3), welche programmtechnisch zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 ausgebildet ist.

24. Vorrichtung nach Anspruch 23, gekennzeichnet durch ein röntgentechnisches Gerät (2) als bildgebendes medizintechnisches Gerät.

25. Vorrichtung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass das röntgentechnische Gerät (2) als Computertomographiegerät ausgebildet ist.

26. Vorrichtung nach Anspruch 23, gekennzeichnet durch ein Magnetresonanzgerät (2) als bildgebendes medizintechnisches Gerät.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

FIG 1

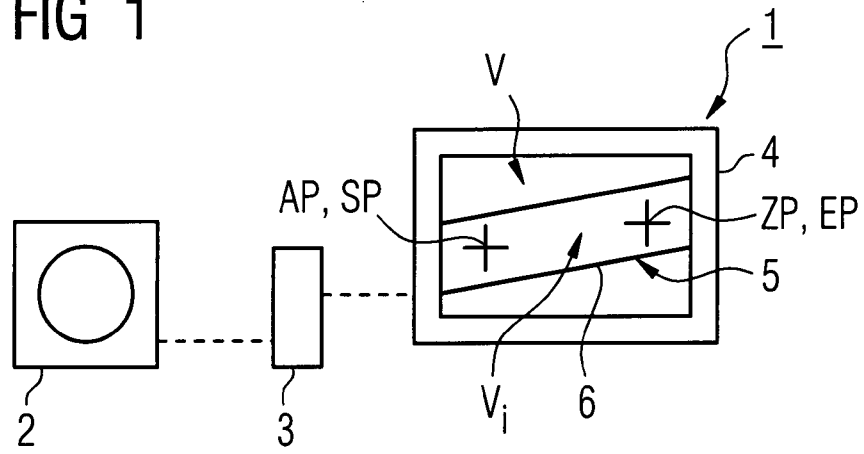


FIG 2

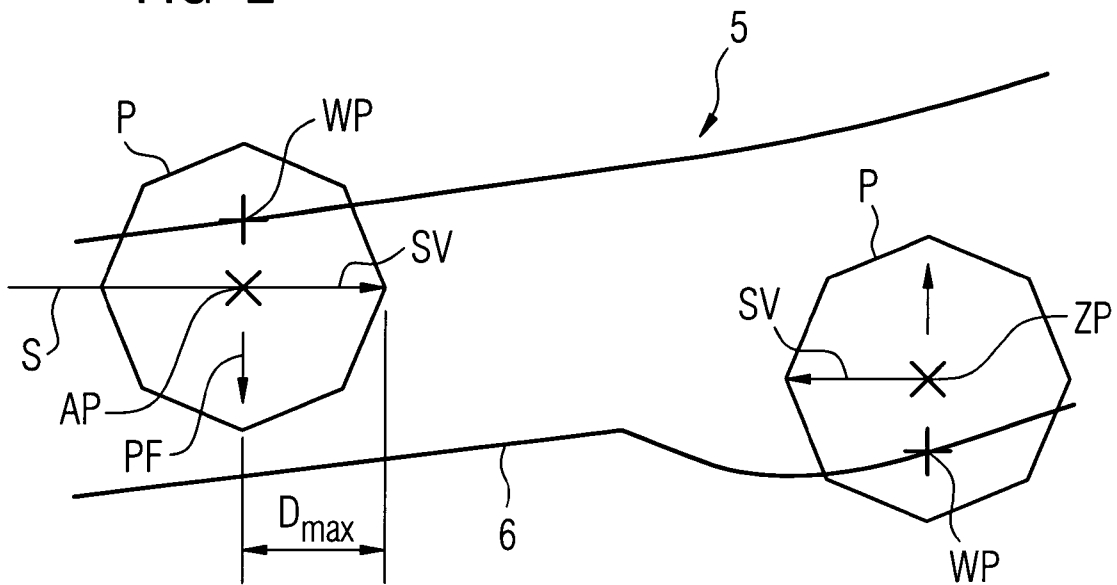


FIG 3

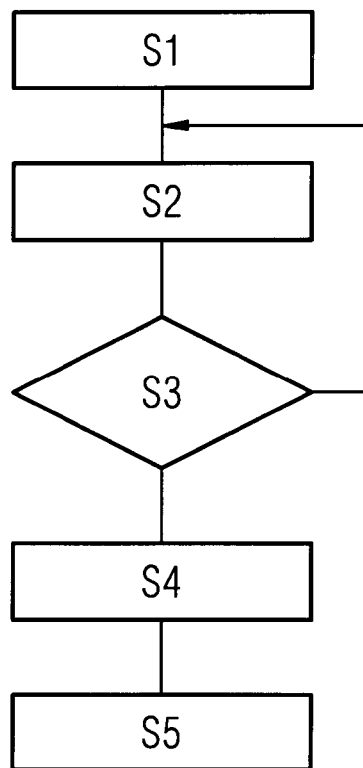


FIG 4

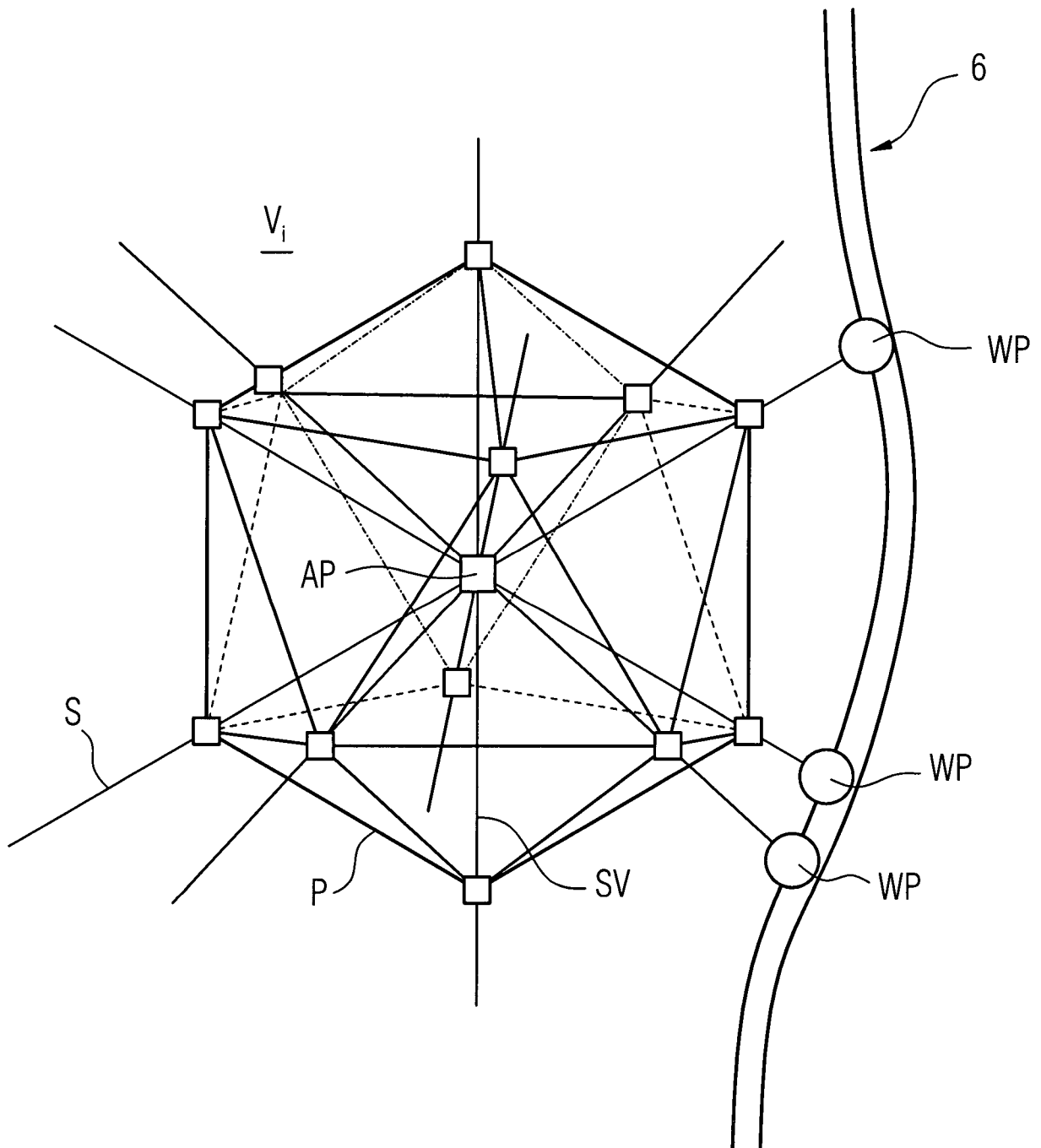


FIG 5

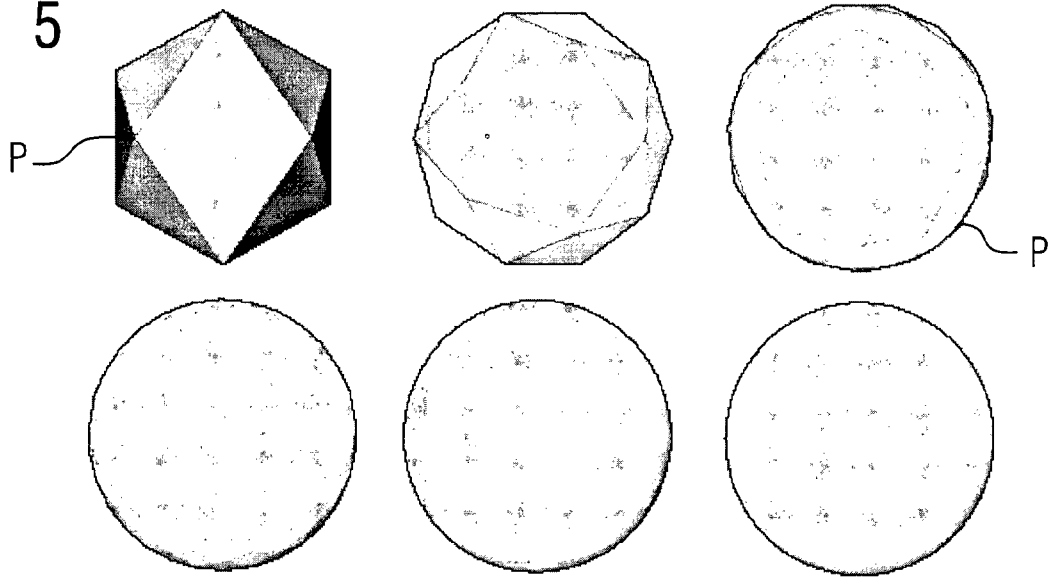


FIG 6

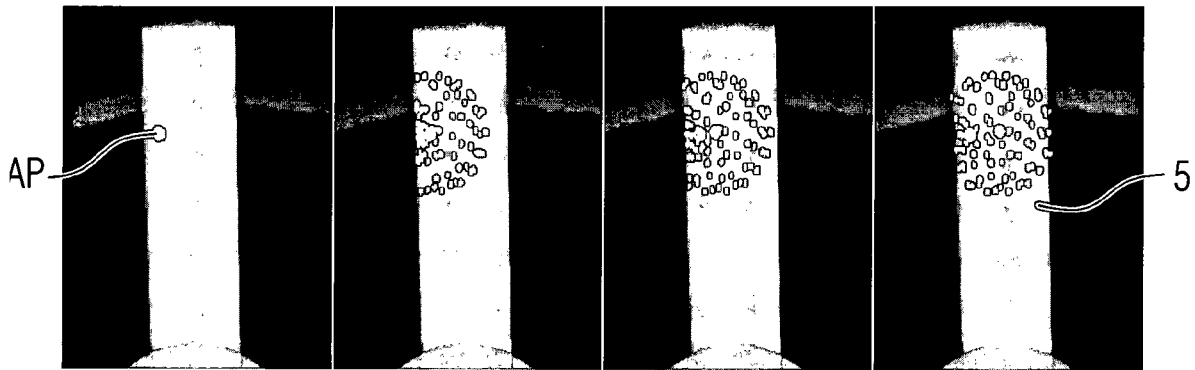


FIG 7

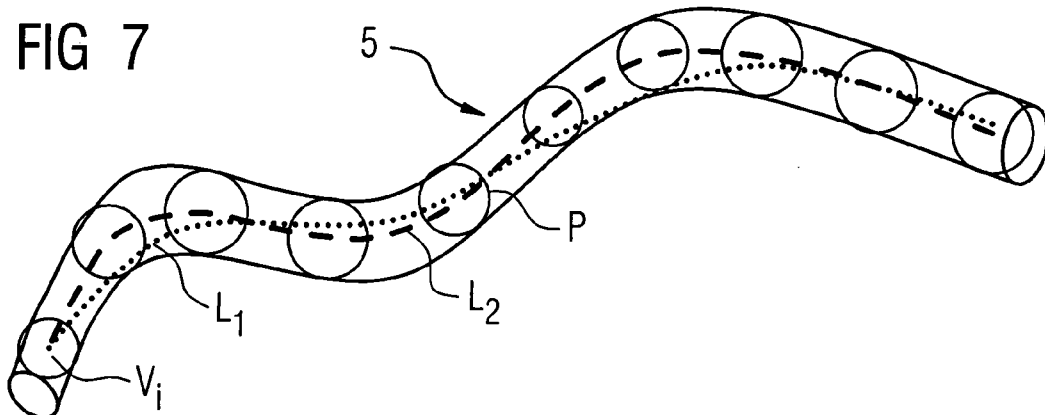


FIG 8

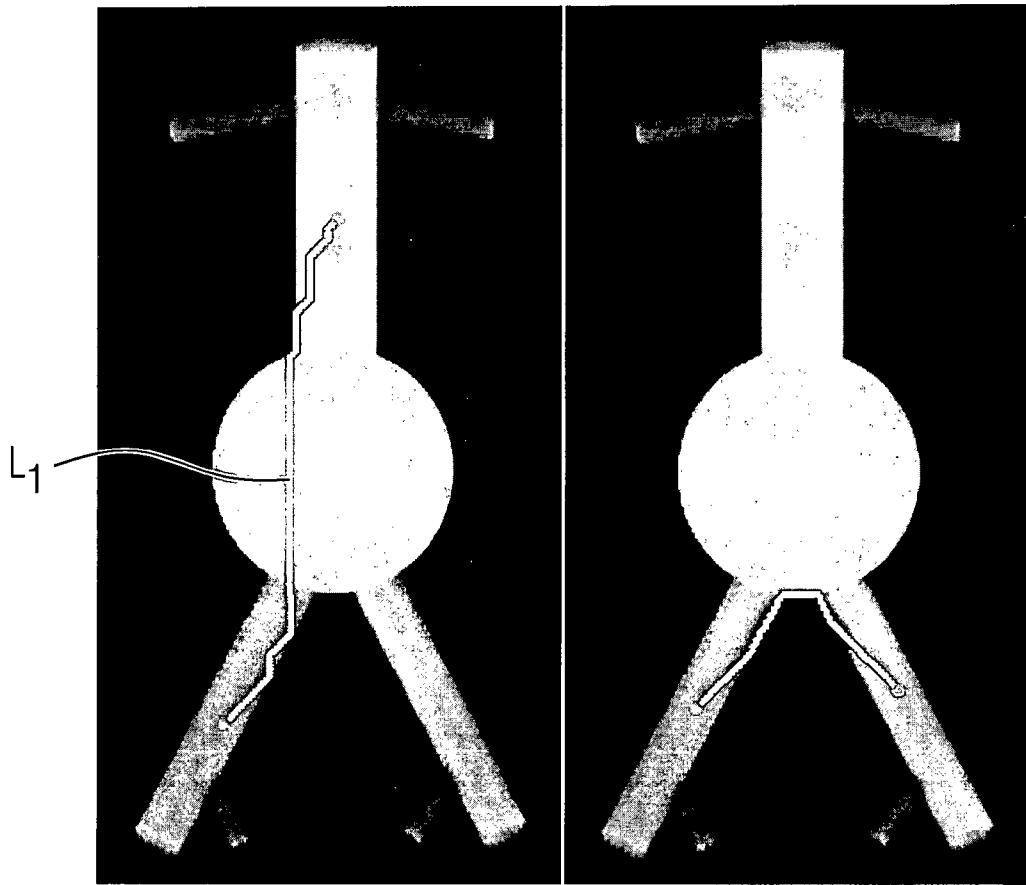


FIG 9

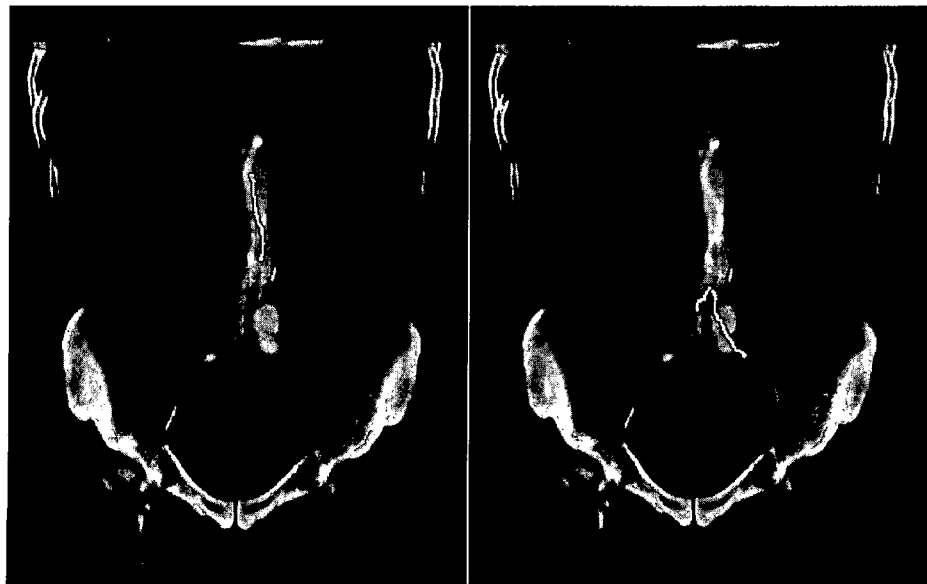


FIG 10

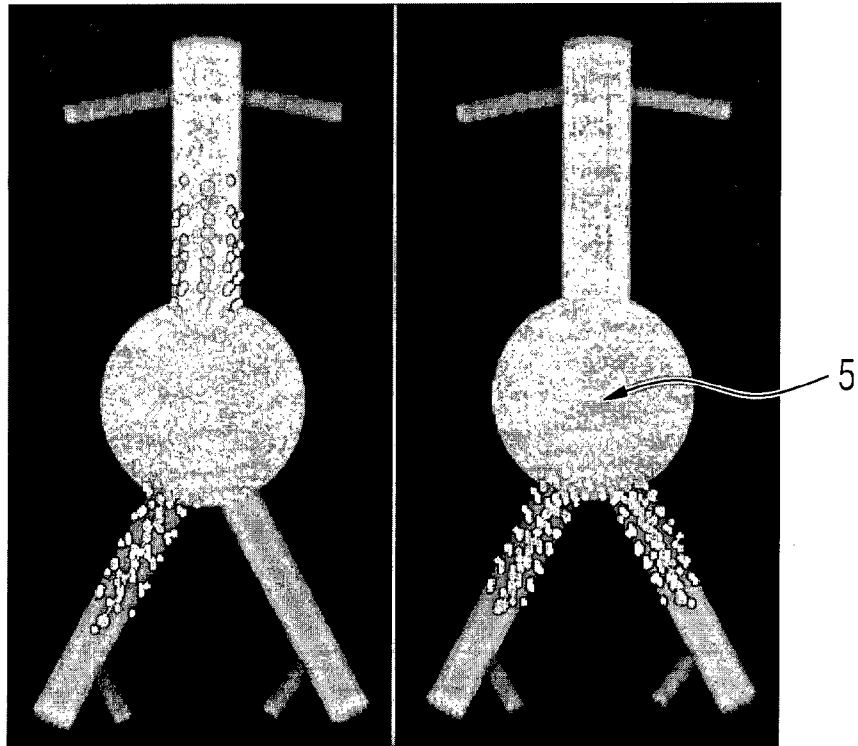


FIG 11

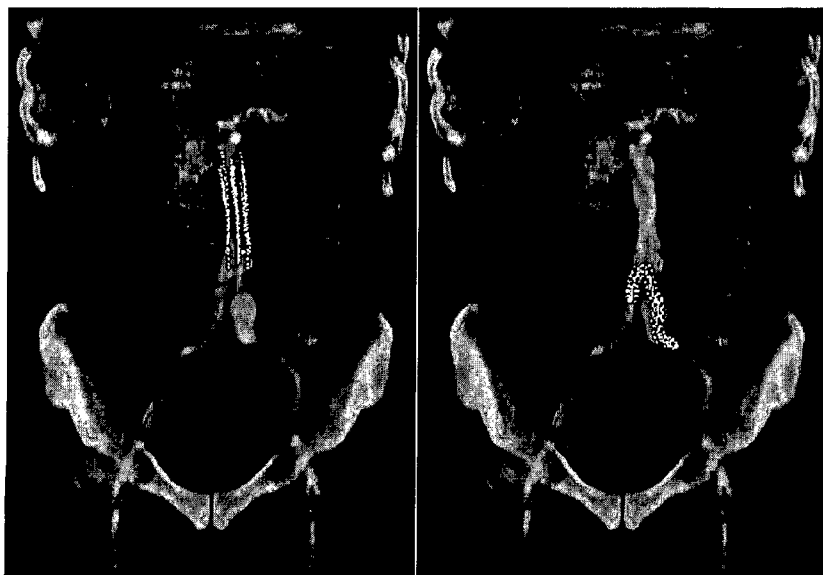


FIG 12

