



(19)  
**Bundesrepublik Deutschland**  
**Deutsches Patent- und Markenamt**

(10) **DE 10 2006 058 908 B4 2009.08.27**

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2006 058 908.4**  
 (22) Anmeldetag: **13.12.2006**  
 (43) Offenlegungstag: **30.04.2008**  
 (45) Veröffentlichungstag  
 der Patenterteilung: **27.08.2009**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 6/00 (2006.01)**  
**A61F 2/84 (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. 1 Patentkostengesetz).

(66) Innere Priorität:  
**10 2006 047 915.7 10.10.2006**

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

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

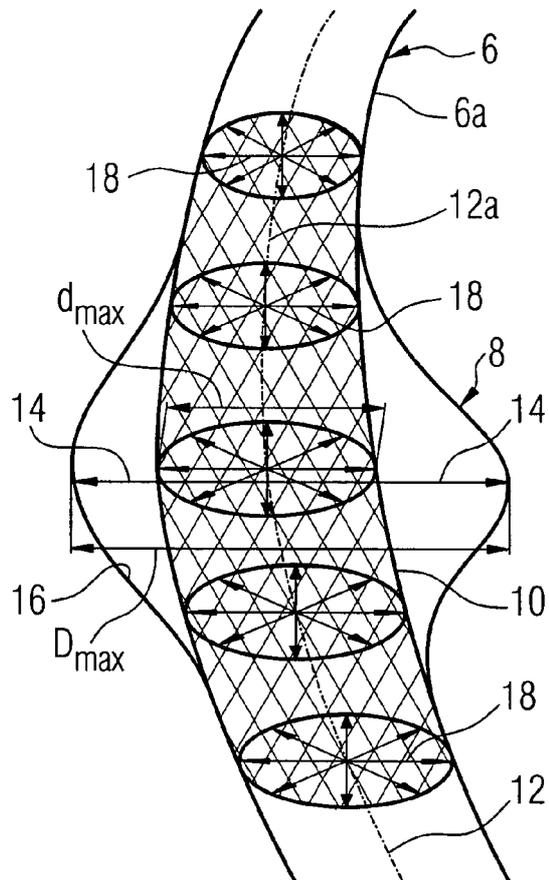
(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
 gezogene Druckschriften:

**DE 10 2004 044435 A1**  
**DE 101 59 332 A1**  
**WO 2005/0 55 496 A2**

**Garbey M., et al.: "Stent Graft Treatment Optimization in a Computer Guided Simulation Environment", Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, Houston, TX, USA, 23.-26.10.2002, S. 371-372**

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur medizinischen Bilddarstellung**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur medizinischen Bilddarstellung, bei dem auf einem Anzeigeelement ein Diagnosebild einer Gefäßstruktur (6) dargestellt wird, wobei im Diagnosebild ein Prothesenmodell (10) überlagert zur dargestellten Gefäßstruktur (6) angezeigt wird, wobei zur Auswahl einer geeigneten Gefäßprothese (2) mit Hilfe des Diagnosebilds die Gefäßstruktur (6) vermessen wird und zur Ermittlung der Gefäßabmaße eine Gefäßmittellinie (12) und der Abstand einer Gefäßwand (16) der Gefäßstruktur (6) zur Gefäßmittellinie (12) bestimmt wird und wobei für verzweigte Gefäßstrukturen ein verzweigtes Prothesenmodell herangezogen wird, wobei das Prothesenmodell im Bereich der Verzweigung, welche auf Grundlage der Gefäßmittellinie (12) erkannt wird, auf ein einzelnes Modul (22) zurückgreift, indem die Freischnittkräfte (K) zwischen mehreren Modulelementen (22a, 22b, 22c, 22d) simuliert werden.



## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur medizinischen Bilddarstellung, insbesondere zur Unterstützung des medizinischen Personals bei Behandlungen im Zusammenhang mit so genannten endoluminalen Gefäßprothesen.

**[0002]** Gefäßprothesen, die mit einem Katheter eingeführt werden, werden heutzutage zur Behandlung von einigen Arterienerkrankungen verwendet, insbesondere zur Behandlung von Gefäßverschlüssen – auch Stenosen genannt – oder sackförmigen Gefäßerweiterungen – so genannten Aneurysmen. Nach ihrem Einsetzen schmiegt sich die Prothese von innen an die Gefäßwand an, um das Gefäß für den Blutfluss offen zu halten (bei einer Stenose) oder den auf die Gefäßwände wirkenden Blutdruck zu verringern (bei einem Aneurysma).

**[0003]** Eine Gefäßprothese ist in der Regel schlauchförmig und besteht zumeist aus einem flexiblen Drahtgeflecht, das – je nach Anwendungsbeispiel – auch mit einem Kunststoff, textilem Gewebe oder ähnlichen in den Körper implantierbaren Materialien überzogen ist. Für spezielle Anwendungsgebiete, z. B. im Falle eines abdominalen Aneurysmas im Bereich der Verzweigung der Aorta in die Beckenarterien, werden auch verzweigte, so genannte Y-Prothesen, eingesetzt. Die Gefäßprothesen können einstückig ausgebildet sein oder im Falle einer komplexen Prothesengeometrie, wie z. B. einer Y-Prothese, können sie aus mehreren Einzelmodulen zusammengesetzt sein.

**[0004]** Bei einer endoluminalen Behandlung einer Arterienerkrankung wird die zusammengefaltete Gefäßprothese mit Hilfe des Katheters in den Patienten eingeführt. Unter Röntgendurchleuchtung wird der Katheter samt der Prothese, deren Position leicht mittels röntgendichter Markierungen erkennbar gemacht wird, an die zu behandelnde Stelle des Gefäßes vorgeschoben. Anschließend wird die Prothese mit Hilfe eines Ballon-Katheters aktiv expandiert, wobei die Prothese durch plastische Verformungen an die Gefäßwand angepresst wird. Alternativ ist die Prothese unter einer Schutzhülle elastisch vorgespannt und diese Schutzhülle wird an der Einsatzposition der Prothese langsam zurückgezogen, so dass die Prothese sich aufweiten kann.

**[0005]** Für die endoluminale Behandlung ist es entscheidend, eine passende Gefäßprothese auszuwählen, da ein Wechsel nach der Expansion der Prothese ohne eine offene Operation nicht möglich ist. Eine Prothese mit falschen Abmaßen könnte sich nach dem Implantieren, z. B. durch den Blutstrom, verschieben bzw. Gefäßabzweigungen verdecken.

**[0006]** Aus der DE 101 59 332 A1 ist ein Verfahren

zur Simulation der Durchmessererweiterung einer Läsion eines Blutgefäßes mittels einer endovaskulären Prothese zu entnehmen. Dabei wird ein dreidimensionales simuliertes Bild dargestellt, welches das Ergebnis des Zusammenwirkens zwischen der Läsion und der Prothese nach deren Entfaltung zeigt. Das Bild wird durch Überlagerung von zwei dreidimensionalen Bildern erhalten, von den das erste Bild die entfaltete Prothese unter Berücksichtigung des Widerstands der Läsion und das zweite Bild die erweiterte Läsion nach der Entfaltung der Prothese zeigt.

**[0007]** Ein weiteres Verfahren zur Diagnose und Therapie eines Aortenaneurysmas durch Darstellung des betroffenen Bereichs der Aorta mittels eines bildgebenden Verfahrens ist in der DE 10 2004 044 435 A1 beschrieben. Aus den vorliegenden Bildern wird ein digitales Modell des Aortenaneurysmas erstellt, aus dem über eine interaktive Anpassung ein digitales Modell eines Stent-Grafts erstellt wird.

**[0008]** Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, in einer voroperativen Phase die Auswahl einer geeigneten Gefäßprothese zu erleichtern.

**[0009]** Die Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zur medizinischen Bilddarstellung, bei dem auf einem Anzeigeelement ein Diagnosebild einer Gefäßstruktur dargestellt wird, wobei im Diagnosebild ein Prothesenmodell überlagert zur dargestellten Gefäßstruktur angezeigt wird, wobei zur Auswahl einer geeigneten Gefäßprothese mit Hilfe des Diagnosebilds die Gefäßstruktur vermessen wird und zur Ermittlung der Gefäßabmaße eine Gefäßmittellinie und der Abstand einer Gefäßwand der Gefäßstruktur zur Gefäßmittellinie bestimmt wird und wobei für verzweigte Gefäßstrukturen ein verzweigtes Prothesenmodell herangezogen wird, wobei das Prothesenmodell im Bereich der Verzweigung, welche auf Grundlage der Gefäßmittellinie erkannt wird, auf ein einzelnes Modul zurückgreift, indem die Freischnittkräfte zwischen mehreren Modulelementen simuliert werden.

**[0010]** Das erfindungsgemäße Verfahren ermöglicht eine Software-Unterstützung des medizinischen Personals, insbesondere eines behandelnden Arztes bei der Auswahl einer geeigneten realen Gefäßprothese bzw. einer Konstellation aus bestehenden Einzelmodulen einer Gefäßprothese vor dem endoluminalen Eingriff. Hierbei wird das Diagnosebild der Gefäßstruktur, die ein Abschnitt eines Gefäßes darstellt, benutzt, um überlagert zur dargestellten Gefäßstruktur ein virtuelles Modell einer optimalen Gefäßprothese zu modellieren, wobei mit Hilfe des Prothesenmodells eine geeignete reale Gefäßprothese bestimmt wird. Bei der Modellierung der Gefäßprothese im Diagnosebild werden hierbei Daten über reale Gefäßprothesen berücksichtigt, so dass das festgelegte

Prothesenmodell einer vorgefertigten Gefäßprothese oder einer Kombination aus bestehenden Gefäßprothesen entspricht und eine aufwändige Herstellung einer individuellen Gefäßprothese nicht zwingend erforderlich ist.

**[0011]** Der Aufbau der Gefäßstruktur wird mit einer hohen Präzision erfasst, indem bevorzugt zur Ermittlung der Gefäßabmaße eine Gefäßmittellinie und der Abstand einer Gefäßwand der Gefäßstruktur zur Gefäßmittellinie bestimmt wird. Mit Hilfe der Gefäßmittellinie kann insbesondere der Verlauf der Gefäßstruktur ermittelt werden, der von großer Bedeutung für die Konstruktion des virtuellen Prothesenmodells ist. Über den Verlauf der Gefäßmittellinie können insbesondere Verzweigungen der Gefäßstruktur erfasst werden. Der Abstand der Gefäßwand zur Gefäßmittellinie liefert außerdem zusätzliche Information über Verengungen oder Erweiterungen der Gefäßstruktur, die wichtig ist für die Bestimmung der Einsatzstelle und der Abmaße der Gefäßprothese.

**[0012]** Das medizinische Personal erkennt also anhand des eingeblendeten virtuellen Prothesenmodells in einfacher Art und Weise das Verhältnis und Zusammenwirken in Relation zu der Gefäßstruktur. Dies bietet besondere Vorteile bei den unterschiedlichen Phasen während der medizinischen Behandlung. So wird mit diesem Verfahren in einer voroperativen Phase in einfacher Art und Weise die Bestimmung und Auswahl einer geeigneten realen Gefäßprothese ermöglicht, so dass nach deren Implantierung später möglichst wenige Komplikationen zu erwarten sind.

**[0013]** Zudem dient die überlagerte Darstellung des virtuellen Prothesenmodells im Diagnosebild in weiteren Phasen der Behandlung zur Kontrolle und Überprüfung der Position und der Funktion der realen Gefäßprothese, die sich in der Gefäßstruktur befindet. Diese Kontrollfunktion wird hierbei einerseits während der Implantierung der Gefäßprothese (intraoperativ) oder im Rahmen von Nachfolgeuntersuchungen (postoperativ) eingesetzt.

**[0014]** Um eine geeignete Gefäßprothese auszuwählen, werden genaue Angaben über die Größe und Form der Gefäßstruktur berücksichtigt, welche die Visualisierung der Gefäßstruktur im Diagnosebild ergänzen. Somit werden bevorzugt die ermittelten Gefäßabmaße zur Bestimmung des Prothesenmodells herangezogen.

**[0015]** Vorzugsweise wird aus den Gefäßabmaßen ein geometrisches Modell der Gefäßstruktur ermittelt und anhand dieses geometrischen Modells wird das Prothesenmodell bestimmt. Die anatomischen Maße der Gefäßstruktur können semi- oder vollautomatisch aus dem Bildmaterial extrahiert werden. Auf Grundlage des so bestimmten vereinfachten geometrischen

Modells der Gefäßstruktur können besonders einfach und schnell relevante Abmaße für die Modellierung und das Einsetzen der Prothese bestimmt werden.

**[0016]** Zur weiteren Unterstützung des behandelnden Arztes bei der Wahl einer passenden Gefäßprothese können außerdem die Eigenschaften der physikalischen Gefäßprothesen herangezogen werden. Somit wird gemäß einer bevorzugten Variante bei der Bestimmung des Prothesenmodells ein maximaler und/oder minimaler Abstand einer Wand des Prothesenmodells zu seiner Prothesen-Mittellinie vorgegeben. Die Prothesen-Mittellinie fällt in den meisten Fällen mit der Gefäßmittellinie zusammen. Das Prothesenmodell kann bei einem Aneurysma ausgehend von der Prothesen-Mittellinie der Gefäßstruktur konstruiert werden, indem Suchstrahlen zur Gefäßwand in mehreren zur Prothesen-Mittellinie orthogonalen Ebenen ausgesendet werden. Die Schnittpunkte dieser Strahlen mit der Gefäßwand ergeben die Stellen, an denen die Prothese an der Gefäßwand anliegen würde. Indem die Suchstrahlen auf eine bestimmte Länge begrenzt sind, die durch den maximalen Abstand der Wand des Prothesenmoduls zur Prothesen-Mittellinie vorgegeben ist, weitet sich das Modell im Bereich eines Aneurysma nur zu einem vorgegebenen maximalen Durchmesser auf, der dem physikalischen maximalen Durchmesser der expandierten realen Prothese entspricht.

**[0017]** Durch Vorgabe eines Mindestdurchmessers der expandierten Gefäßprothese kann hingegen die Aufweitung des Gefäßes im Bereich einer Stenose infolge der eingesetzten Gefäßprothese simuliert werden.

**[0018]** Alternativ kann die Modellierung insbesondere durch ein Blow-Up des virtuellen Prothesenmodells erfolgen, bei dem das Modell – ohne Beschränkung auf einen vorgegebenen maximalen Durchmesser – im gesamten Gefäßverlauf an die Gefäßwand angepresst wird und das Modell daher die Gefäß-Geometrie widerspiegelt.

**[0019]** Gemäß einer weiteren bevorzugten Variante wird aus den Gefäßabmaßen ein Drahtmodell als Prothesenmodell bestimmt, wobei im Drahtmodell insbesondere einzelne virtuelle Drähte dargestellt werden, die mit den realen Drähten der Gefäßprothese übereinstimmen. Ein solches Drahtmodell stellt eine hochgenaue virtuelle Reproduktion einer realen Prothese dar, welche Reproduktion nicht nur die Form und die Abmaße der realen Prothese, sondern zusätzlich auch annähernd ihre Struktur, ihre Porosität und ihre Längsverkürzung im expandierten Zustand, in dem die Drähte der realen Prothese nicht mehr nahezu parallel zur Mittellinie verlaufen und sich die Prothese dadurch verkürzt, wiedergibt.

**[0020]** Vorteilhafterweise werden prothesenspezifische

sche Daten der realen Gefäßprothese aus einer hinterlegten Tabelle entnommen. In der Tabelle, die eine Art Herstellerdatenbank darstellt, sind die Maße und Verformungsparameter insbesondere sämtlicher Prothesen verschiedener Hersteller abgelegt, so dass eine umfangreiche Auswahl für den behandelnden Arzt zusammengestellt ist. Zusätzlich kann diese Tabelle Verknüpfungen der relevanten anatomischen Abmaße des zu behandelnden Gefäßabschnittes der Gefäßstruktur mit dafür empfohlenen Prothesen bzw. Prothesenmodulen enthalten.

**[0021]** Eine besonders gute Reproduktion der physikalischen Bedingungen der implantierten Gefäßprothese erfolgt, indem am Prothesenmodell zumindest eine auf die Gefäßprothese wirkende Kraft simuliert und dargestellt wird. Hierbei können z. B. innere Kräfte bzw. Verformungsspannungen des Materials; Dehnungskräfte, die beim Einsetzen durch einen Ballon-Katheter ausgeübt werden; Widerstandskräfte der Gefäßwand; Kräfte aufgrund der Strömung des Bluts um die Prothese simuliert werden, so dass die Verformung des Prothesenmodells besonders realitätsnah angegeben wird. Die Simulation der Strömung zur Bestimmung der auf die Prothese einwirkenden Strömungskräfte wird insbesondere mit Hilfe einer etablierten Methode der numerischen Strömungsmechanik, wie z. B. eines CFD-Verfahrens durchgeführt. Die Simulation des Verhaltens der Prothese aufgrund der extern einwirkenden Kräfte und der internen Spannungen erfolgt z. B. durch die Finite-Elemente-Methode.

**[0022]** Erfindungsgemäß wird für verzweigte Gefäßstrukturen ein verzweigtes Prothesenmodell herangezogen, wobei das Prothesenmodell im Bereich der Verzweigung auf ein einzelnes Modul zurückgreift. Ein verzweigtes Prothesenmodell kommt beispielsweise im Bereich der Verzweigung der Aorta in die Beckenarterien oder auch im Aortenbogen zum Einsatz.

**[0023]** Zweckdienlicherweise werden im Diagnosebild definierte Bereiche optisch gekennzeichnet, wie beispielsweise Bereiche, für die anhand des Prothesenmodells zu erwarten ist, dass die Gefäßprothese an einer Gefäßwand anliegt, dass die Gefäßprothese durch ihre Vorspannung die Gefäßstruktur offen hält (bei einer Stenose), dass die Gefäßwände vom Blutdruck entlastet sind (bei einer Aneurysma), dass die Gefäßprothese einen Gefäßabgang verdeckt, oder dass die Gefäßprothese einem erhöhten lokalen Blutdruck ausgesetzt ist. Die oben genannten Bereiche können beispielsweise durch unterschiedliche Farbkodierungen gekennzeichnet sein, wobei insbesondere kritische Bereiche, wie z. B. Bereiche, in denen ein Gefäßabgang durch die Gefäßprothese verdeckt werden kann oder in denen die Gefäßprothese infolge der Strömungsparameter einem hohen Blutdruck ausgesetzt ist, hervorgehoben sind.

**[0024]** Nach einer bevorzugten Ausführungsform wird das Prothesenmodell mit seiner Zuordnung zur Gefäßstruktur in einer Datenbank abgelegt und für Diagnosen in nachfolgenden Behandlungsschritten abgerufen. Das abgespeicherte Diagnosebild mit dem visualisierten Prothesenmodell stellt eine Vergleichsbasis dar, anhand der sich der Arzt während des Einsetzens oder während einer Nachuntersuchung orientieren kann, ob die zu implantierende bzw. implantierte Prothese richtig positioniert ist und in ihrer Soll-Stellung geblieben ist.

**[0025]** Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform wird anhand des Prothesenmodells der medizinische Eingriff der Implantierung der Gefäßprothese simuliert. Die Simulation des Eingriffs auf der Grundlage des Prothesenmodells erfolgt insbesondere an einem computerbasierten System. Durch die Simulation können ein optimaler Ablauf des medizinischen Eingriffs und eine optimale Strecke zum Einführen eines Katheters bestimmt werden.

**[0026]** Zweckdienlicherweise wird aus den Bilddaten der Gefäßstruktur unter Heranziehung von prothesenspezifischen Daten ein aufgeweiteter Zustand der Gefäßprothese simuliert und dargestellt. Für eine besonders realitätsnahe Simulation der aufgeweiteten Prothese können zudem die Kräfte berücksichtigt werden, welche auf die aufgeweitete Prothese wirken.

**[0027]** Vorteilhafterweise wird zur Überprüfung und Kontrolle der Positionierung einer realen implantierten Gefäßprothese im Diagnosebild eine aktuelle Ist-Position der realen Gefäßprothese und überlagert hierzu das Prothesenmodell in einer Soll-Position dargestellt. Bei einer post-operativen Nachuntersuchung wird das Modell der Prothese aus der Datenbank ausgelesen und in das Diagnosebild der am Tag der Nachuntersuchung durchgeführten Bildgebung eingeblendet. So kann der tatsächliche Sitz der Gefäßprothese mit der geplanten Position besonders einfach verglichen werden. Durch den Vergleich können Verformungen und Verschiebungen leicht erkannt und vermessen werden. Die Verformungen können außerdem auf Leckagen der Prothese hindeuten, die bei der Visualisierung entsprechend hervorgehoben werden.

**[0028]** Weiterhin von Vorteil ist, dass bei einer Übereinstimmung der Ist-Position der Gefäßprothese mit einer Soll-Position ein Signal ausgegeben wird. Der Vergleich erfolgt bei einer Verifizierung der die Position der realen Gefäßprothese in Bezug auf die des virtuellen Prothesenmodells im inter-operativen und/oder post-operativen Stadium. Beispielsweise wird während der Implantierung der Gefäßprothese bei Erkennung einer Übereinstimmung der Position der Gefäßprothese mit ihrer geplanten Position, die durch das Prothesenmodell im Diagnosebild angege-

ben ist, ein akustisches Signal ausgegeben.

**[0029]** Ein Soll-Ist-Vergleich der Positionen kann außerdem verwendet werden, um den Vorgang des Einsetzens der Prothese auch teil- oder vollautomatisch durch ein roboter-basiertes System durchzuführen. Hierzu wird bevorzugt während des Einsetzens der Prothese kontinuierlich oder in kurzen Zeitabständen der Soll-Ist-Vergleich durchgeführt und durch den Vergleich werden Steuersignale zur automatischen Navigation des Katheters bzw. der Gefäßprothese erzeugt.

**[0030]** Um eine Verformung oder Verschiebung der implantierten Gefäßprothese in Bezug auf das Modell erfassen zu können, ist eine Verifizierung der Position der Gefäßprothese in der inter- und post-operativen Phase in Bezug auf ihre Lage im Diagnosebild vorgesehen. Somit wird das Prothesenmodell in den unterschiedlichen Bildern (vor, während und nach dem medizinischen Eingriff) dargestellt, wobei die Bilder zueinander registriert sind, so dass einzelne Bildpunkte der unterschiedlichen Bilder einander zugeordnet sind. Hierbei erfolgt eine Registrierung der Position des Patienten, z. B. rein bild-basiert oder auch mittels auf dem Patienten angebrachter Marker, so dass die Lage der Prothese durch Erkennung der Marker identifiziert wird.

**[0031]** Das erfindungsgemäße Verfahren wird mittels einer Vorrichtung zur medizinischen Bilddarstellung.

**[0032]** Die Vorrichtung stellt insbesondere das computerbasierte System dar, mit dessen Hilfe die Planung des medizinischen Eingriffs durchgeführt und der Eingriff sowie die Nachuntersuchungen unterstützt werden. Dabei umfasst die Vorrichtung die Tabelle, welche die prothesenspezifischen Daten der Gefäßprothese enthält, sowie die Datenbank zum Ablegen von dem modellierten Prothesenmodell mit seiner Zuordnung zur Gefäßgeometrie.

**[0033]** Die im Hinblick auf das Verfahren aufgeführten Vorteile und bevorzugten Ausführungsformen lassen sich sinngemäß auf das Verfahren übertragen.

**[0034]** Ausführungsbeispiele der Erfindung werden im Folgenden anhand einer Zeichnung näher erläutert. Hierin zeigen:

**[0035]** Fig. 1a, Fig. 1b in perspektivischer Darstellung eine reale Gefäßprothese,

**[0036]** Fig. 2 schematisch ein geometrisches Modell eines Gefäßabschnitts mit einem Prothesenmodell,

**[0037]** Fig. 3 ein Modell einer Drahtprothese,

**[0038]** Fig. 4a-Fig. 4d die auf eine Gefäßprothese wirkenden Kräfte, und

**[0039]** Fig. 5 anhand eines Blockschaltbilds den Ablauf eines Verfahrens zur medizinischen Bilddarstellung im Zusammenhang mit dem Einsetzen einer endoluminalen Gefäßprothese.

**[0040]** Gleiche Bezugszeichen haben in den verschiedenen Figuren die gleiche Bedeutung.

**[0041]** In Fig. 1a und Fig. 1b ist jeweils eine schlauchförmige Gefäßprothese **2** zum Einsetzen bei einer Arterienerkrankung, wie z. B. Stenose oder Aneurysma, entsprechend im zusammengefalteten und im aufgeweiteten Zustand gezeigt. Die Gefäßprothese **2** besteht in diesem Ausführungsbeispiel aus einem flexiblen Drahtgeflecht aus Metall (z. B. aus einer Nickel-Titan-Legierung), wobei im expandierten Zustand gemäß Fig. 1a die einzelnen Drähte eine netzförmige Struktur bilden.

**[0042]** Die zusammengefaltete Prothese **2** gemäß Fig. 1a wird mit Hilfe eines hier nicht näher gezeigten Katheters in ein Gefäß eines Patienten, beispielsweise in die Beinarterie eingeführt. Wenn die zu behandelnde Stelle der Arterie erreicht ist, wird die Prothese **2** mit Hilfe eines Ballon-Katheters oder durch Zurückziehen einer Schutzhülse expandiert. Bei einer solchen endoluminalen Behandlung kann sich eine Prothese **2** mit falschen Abmaßen nach dem Einsetzen, z. B. durch den Blutstrom, verschieben und dadurch sogar Gefäßabzweigungen verdecken. Daher werden vor der Behandlung durch eine geeignete Bildgebungsmethode, z. B. Computertomographie, Angiographie oder Ultraschall, Diagnosebilder erstellt, so dass anhand der Bilddaten entschieden werden kann, ob der endoluminale Eingriff am Patienten möglich ist und welche Prothese **2** für den konkreten Einsatz besonders geeignet ist.

**[0043]** Zum Unterstützen des behandelnden Arztes bei dieser Entscheidung ist in diesem Ausführungsbeispiel ein computergestütztes System vorgesehen, das den klinischen Ablauf des endoluminalen Einsetzens von Gefäßprothesen, von der Diagnose über die Behandlungsplanung, den Eingriff bis zu den Nachkontrollen unterstützt. Hierbei werden in einem ersten Schritt auf Grundlage der Bilddaten die Gefäßabmaße vor dem Eingriff ermittelt. Mit Hilfe der Gefäßabmaße wird ein virtuelles Prothesenmodell **10** simuliert, welches vor, während und nach dem Eingriff in die Diagnosebilder eingeblendet wird, so dass seine Form und Lage die Form und eine Soll-Position der physikalischen Gefäßprothese **2** vorgeben.

**[0044]** Aus Fig. 2 ist ein geometrisches Modell **6a** einer Gefäßstruktur **6** zu entnehmen, das in diesem Ausführungsbeispiel auf Basis der Diagnose-Bilddaten ermittelt und zur vereinfachten Darstellung der

Gefäßstruktur **6** herangezogen wurde. Der dargestellte Gefäßabschnitt weist eine Erweiterung **8** auf, ein so genanntes Aneurysma. Vor der eigentlichen endoluminalen Behandlung des Aneurysmas **8** wird in dem Diagnosebild, das Prothesenmodell **10** erzeugt und angezeigt.

**[0045]** Zur Modellierung des Prothesenmodells **10** sowie des geometrischen Modells **6a** der Gefäßstruktur **6** wird die Gefäßstruktur **6** im Diagnosebild vermessen. Dies erfolgt über eine Gefäßmittellinie **12**, die den Verlauf der Gefäßstruktur **6** angibt und in diesem Ausführungsbeispiel mit einer Prothesen-Mittellinie **12a** zusammenfällt. Ausgehend von der Gefäßmittellinie **12** werden Strahlen **14** in Radialrichtung zu einer Gefäßwand **16** der Gefäßstruktur **6** ausgesendet. Die Schnittpunkte dieser Strahlen **14** mit der Gefäßwand **16** ergeben die Oberflächenpunkte für das geometrische Modell **6a** der Gefäßstruktur **6**. Die dadurch erhaltenen Abmaße der Gefäßstruktur **6** dienen insbesondere zur Bestimmung eines maximalen Aneurysmendurchmessers  $D_{max}$ . Weiterhin von Bedeutung für die Behandlung ist ein hier nicht näher gezeigter minimaler Durchmesser des Gefäßes auf der Strecke des Katheters zwischen der Stelle, an der er in das Gefäß **6** eingeführt wird und der Stelle des Aneurysmas **8**. Ein Vergleich des minimalen Durchmessers der Gefäßstruktur **6** in diesem Bereich mit einem Durchmesser der zusammengefalteten Gefäßprothese **2** gibt aussagekräftige Information darüber, ob die Gefäßprothese **2** durch das Gefäß **6** vorgeschoben werden kann oder Gefäßverengungen vorliegen, die dies verhindern.

**[0046]** Ausgehend von der Gefäßmittellinie **12** wird im Diagnosebild das virtuelle Prothesenmodell **10** ebenfalls über Suchstrahlen **18** konstruiert, wobei in diesem Fall die prothesenspezifischen Daten der realen Gefäßprothese **2** herangezogen werden: beispielsweise wird ihr maximal erreichbarer Durchmesser beim Expandieren berücksichtigt, so dass ein maximaler Durchmesser  $d_{max}$  des Prothesenmodells **10** festgelegt wird. Entsprechend kann im Falle einer Stenose durch die Vorgabe eines Mindestdurchmessers des Prothesenmodells **10**, welcher Mindestdurchmesser dem physikalischen Mindestdurchmesser der realen Gefäßprothese **2** entspricht, die Aufweitung der Gefäßstruktur **6** im Bereich der Stenose simuliert werden.

**[0047]** Das virtuelle Prothesenmodell **10** besteht im vorliegenden Ausführungsbeispiel aus einer Reihe von Oberflächenpunkten, die in den zur Gefäßmittellinie **12** orthogonalen Ebenen jeweils ein Polygon bilden. Hierbei ist jedem Punkt der Gefäßmittellinie **12** ein solches Polygon zugeordnet, das durch die Reihe von einzelnen diskreten Oberflächenpunkten, die eine Kontur in der entsprechenden orthogonalen Ebene bilden, angegeben ist. Durch eine große Anzahl von Oberflächenpunkten kann das Polygon in je-

der der Gefäßmittellinie **12** orthogonal zugeordneten Ebene annähernd einen Kreis bilden. Durch Verbinden der Oberflächenpunkte in Richtung entlang der Gefäßmittellinie **12** entsteht somit ein dreidimensionales Oberflächenmodell der Gefäßprothese **2**.

**[0048]** Darüber hinaus ist es möglich, ein Drahtmodell **20** der Gefäßprothese **2** zu modellieren, wie es aus [Fig. 3](#) ersichtlich ist, bei dem die einzelnen Drähte **4** der realen Prothese **2** durch virtuelle Drähte **4a** angegeben sind. Somit weist das Drahtmodell **20** die gleiche Netzstruktur und die gleiche Porosität wie die reale Gefäßprothese **2** auf, und die entfaltete virtuelle Prothese **10** verkürzt sich entsprechend der realen Prothese **2**.

**[0049]** Um eine besonders realistische Simulation der Gefäßprothese **2** zu ermöglichen, werden im vorliegenden Ausführungsbeispiel zusätzlich die auf die eingesetzte Gefäßprothese **2** wirkenden Kräfte, wie z. B. innere Kräfte bzw. Spannungen durch Verformung des Materials, Dehnungskräfte, die beim Einsetzen durch einen Ballon-Katheter ausgeübt werden, Widerstandskräfte der Gefäßwand, Kräfte aufgrund der Strömung des Blutes durch und um die Prothese simuliert. Eine solche Simulation kann beispielsweise durch ein aktives Konturmodell oder mit Hilfe der Methode der Finiteelemente (FE) erfolgen.

**[0050]** Infolge der Form der Gefäßstruktur **6** kann außerdem erforderlich sein, dass eine verzweigte Gefäßprothese zum Einsatz kommt. Eine solche Prothese wird üblicherweise als Y-Prothese bezeichnet und kann eine Zusammensetzung mehrerer einzelner Prothesen darstellen. Die Verzweigung selbst besteht jedoch physikalisch aus einem einzelnen Prothesenmodul.

**[0051]** Das Erkennen einer Verzweigung der Gefäßstruktur **6** erfolgt in diesem Ausführungsbeispiel semi- oder vollautomatisch (z. B. mittels eines automatischen Bildverarbeitungsprozesses) auf Grundlage der zuvor definierten Gefäßmittellinie **12**. Hierbei wird auf Basis der Gefäßabmaße in einem ersten Schritt das Prothesenmodell **10a** konstruiert. Die Verbindungen zwischen einzelnen Oberflächenpunkten im Bereich der Verzweigung sind durch die in [Fig. 4a](#) gezeigte abgerollte Oberfläche des Prothesenmodells **10a** dargestellt. Die durchgezogenen Linien auf der Oberfläche stellen hierbei die Schnittlinien zwischen einzelnen Modulelementen (Segmente) **22a**, **22b**, **22c**, **22d** dar.

**[0052]** Zur Simulation des physikalischen Verhaltens der Prothese **2** wird das verzweigte Prothesenmodul durch die mehreren Modulelemente **22a**, **22b**, **22c**, **22d** modelliert, zwischen denen die in [Fig. 4b](#) dargestellten Freischnittkräfte  $K$  wirken. Diese Kräfte  $K$  werden in diesem Ausführungsbeispiel simuliert und stellen die geometrische Kontinuität zwischen

den Oberflächen der Modulelementen **22a**, **22b**, **22c**, **22d** her.

**[0053]** Ähnliche Kräfte  $K_0$  wirken an den Übergangsstellen zwischen zwei Prothesen **2**, wenn die Prothesen **2** überlappend in das Gefäß eingebracht werden, wie es aus [Fig. 4c](#) ersichtlich ist. Diese Kräfte  $K_0$  werden im vorliegenden Ausführungsbeispiel ebenfalls simuliert.

**[0054]** Darüber hinaus können Kollisionskräfte  $K_K$  an Berührungsstellen einzelner nicht miteinander durch Überlappung verbundener Prothesensegmente auftreten (siehe [Fig. 4d](#)), die im vorliegenden Ausführungsbeispiel ebenfalls simuliert werden.

**[0055]** Das Prothesenmodell **10**, **10a** wird mit Hilfe des computergestützten Systems in Zusammenschau mit Standard-Ansichten, die während der Diagnose erhalten wurden, oder dem geometrischen Modell **6a** der Gefäßstruktur **6** dargestellt. Dabei können durch Farbkodierungen definierte Bereiche, in denen das Prothesenmodell **10**, **10a** bzw. die Gefäßprothese **2** auf unterschiedlicher Weise mit der Gefäßstruktur **6** zusammenwirkt, sichtbar gemacht werden. Insbesondere werden die Bereiche optisch gekennzeichnet, in denen das Prothesenmodell **10**, **10a** bzw. die implantierte Gefäßprothese **2** an der Gefäßwand **16** anliegt (z. B. Versiegelungsbereich an einem Aneurysmen-Hals), durch Vorspannung das Gefäß offen hält (bei einer Stenose), die Gefäßwand **16** vom Blutdruck entlastet (Aneurysma **8**), einen Gefäßabgang verdeckt oder einem hohen lokalen Blutdruck infolge der Blutströmung ausgesetzt ist.

**[0056]** Auf Grundlage des Prothesenmodells **10**, **10a** kann weiterhin an dem computerbasierten System eine Simulation des endoluminalen Eingriffs erfolgen. Unter Berücksichtigung der anatomischen Eigenschaften der Gefäßstruktur **6** wird hierbei ein Einführen und Verschieben der zusammengefalteten Prothese **2** bis zur Behandlungsstelle simuliert. Zudem wird unter Heranziehung der prothesenspezifischen Daten ein aufgeweiteter Zustand der Gefäßprothese **2** an ihrer Einsatzstelle simuliert. Die prothesenspezifischen Daten der Gefäßprothese **2** werden in diesem Ausführungsbeispiel aus einer hinterlegten Tabelle **34** entnommen. Diese Tabelle **34** (siehe [Fig. 5](#)) ist dem computerbasierten System zugeordnet und enthält Maße und Verformungsparameter sämtlicher Prothesen verschiedener Hersteller.

**[0057]** Das virtuelle Prothesenmodell **10** und das computerbasierte System können nicht nur im pre-operativen Stadium der Behandlung, sondern auch während der Operation und bei den postoperativen Nachuntersuchungen verwendet werden. Dies ist insbesondere aus [Fig. 5](#) ersichtlich, aus der ein beispielhafter Ablauf einer Diagnose und einer endoluminalen Behandlung, die durch ein Bildgebungs-

verfahren unterstützt sind, anhand eines Blockschaltbilds zu entnehmen ist. Zum Beginn erfolgt die Einlieferung **24** des Patienten sowie seine Untersuchung **26** mittels eines bildgebenden Verfahrens wie z. B. Computertomographie, Angiographie, etc. Mit Hilfe der dadurch erhaltenen Bilddaten, die auf einem hier nicht näher dargestellten Anzeigeelement angezeigt werden, wird im Diagnoseschritt **28** eine Diagnose gestellt, bzw. wird das von einer Gefäßerkrankung betroffene Gefäß vermessen. In diesem Ausführungsbeispiel wird zudem im Diagnoseschritt **28** das geometrische Modell **6a** der Gefäßstruktur **6** erstellt. Im nachfolgenden Schritt **30** entscheidet ein Arzt auf Grundlage der Diagnose und Besonderheiten der Gefäßstruktur **6**, ob der Patient für eine endoluminalen Behandlung geeignet ist.

**[0058]** Wenn sich der Patient als geeignet für einen solchen medizinischen Eingriff erweist, trifft der Arzt eine Auswahl **32** einer Prothese **2**, wobei die prothesenspezifischen Daten der Tabelle **34** des computerbasierten Systems zu entnehmen sind. Unter Berücksichtigung der prothesenspezifischen Eigenschaften erfolgt in dem Diagnosebild eine Modellierung **36** und Visualisierung **38** des Prothesemodells **10** in der zuvor beschriebenen Weise. Der Prozess des Modellierens kann mehrmals mit unterschiedlichen Prothesen **2** wiederholt werden, wobei auf Grundlage der Vermessungen ggf. eine oder mehrere Prothesen **2** oder Prothesenkonstellationen aus der Tabelle **34**, unter Abgleich mit dem aktuellen Bestand in einem Lager **40** bzw. sonstiger Verfügbarkeitskriterien wie Preis oder Lieferzeit, ausgewählt werden können. Ist eine Auswahl durch den Arzt getroffen, erfolgt eine Bestellung **42** der Prothese **2** und das Prothesenmodell **10** wird in einer Datenbank **44** des computerbasierten Systems für weitere Zugriffe abgelegt.

**[0059]** Die Verfahrensschritte **24** bis **42** sind gemäß [Fig. 5](#) in einem Block **46** zusammengefasst, der die vor-operative Phase der Behandlung symbolisiert. Das computerbasierte System wird jedoch zusätzlich bei einer inter-operativen Phase **48** sowie einer post-operativen Phase **50** zur Unterstützung des medizinischen Personals benutzt.

**[0060]** Die inter-operative Phase **48** stellt der eigentliche endoluminale Eingriff **52** dar, der durch eine Bildgebung **54** unterstützt ist. Das in der Datenbank **44** gespeicherte Prothesenmodell **10** wird hierbei aufgerufen und überlagert zur Gefäßstruktur **6** im Verfahrensschritt **56** visualisiert, um eine Soll-Position der Prothese **2** anzugeben.

**[0061]** Um das Prothesenmodell **10**, das zunächst für die pre-operativen Bilddaten berechnet wurde, an der entsprechenden Position in den intra- oder post-operativen Bilddaten modellieren und darstellen zu können, ist eine so genannte Registrierung der

Bilddaten notwendig. Dabei wird eine mathematische Zuordnung jedes Punktes im Diagnosebild in das später aufgenommene Bild bestimmt. Ein solches Registrierungsverfahren dient dazu, die Position des Patienten anhand der Bilddaten oder zusätzlicher auf dem Patienten angebrachten Marker bestimmen zu können, um die Ist-Position der realen Prothese **2** während des Eingriffs mit ihrer Soll-Position, die durch das Prothesenmodell **10** angegeben ist, abzugleichen. Beim Implantieren der Gefäßprothese **2** werden also im selben Bild die aktuelle Ist-Position der Gefäßprothese **2** und überlagert hierzu das Prothesenmodell **10** angezeigt. Das computerbasierte System ist insbesondere derart ausgebildet, dass bei einer Übereinstimmung der Ist-Position der Gefäßprothese **2** mit ihrer Sollposition ein akustisches Signal ausgegeben wird. Ein akustisches oder optisches Signal kann weiterhin während der Nachuntersuchung vorgesehen sein, um ebenfalls eine Übereinstimmung der aktuellen Lage der eingesetzten Gefäßprothese **2** mit der Position des Prothesenmodells **10** anzuzeigen. Darüber hinaus kann der Soll-Ist-Vergleich der Positionen der Gefäßprothese **2** und des Prothesenmodells **10** während des Eingriffs benutzt werden, um Steuersignale zur automatischen Navigation der Gefäßprothese **2** zu erzeugen. Der Vorgang des endoluminalen Einsetzens kann also auch teil- oder vollautomatisch durch ein roboterbasiertes System erfolgen.

**[0062]** Unmittelbar nach einer erfolgten endoluminalen Behandlung sowie in regelmäßigen Zeitabständen (ca. nach 3, 6, 12 und 24 Monaten nach dem Eingriff) muss der Patient einer Nachkontrolle **58** unterzogen werden, bei der das richtige Sitzen und die Funktion der Prothese **2** überprüft werden. Auch hierbei wird der Patient mittels geeigneter Bildgebung **60** untersucht, und die dabei gewonnenen Bilddaten werden mit dem in der Datenbank **44** des Steuersystems abgelegten Diagnosebild gemäß Verfahrensschritt **62** verglichen. Das Diagnosebild, in dem das Prothesenmodell **10** modelliert wurde, wird aus der Datenbank **44** ausgelesen und in die neu gewonnenen Bilddaten eingeblendet. Der Sitz der Gefäßprothese **2** wird mit der geplanten Position verglichen und gegebenenfalls wird das Prothesenmodell **10** in Übereinstimmung mit der aktuellen Lage der realen Gefäßprothese **2** gebracht. Dank dem optischen Vergleich der Lage der Gefäßprothese **2** mit der des Prothesenmodells **10**, werden wichtige Informationen über Verformungen und Verschiebungen der Gefäßprothese **2**, die leicht zu erkennen und zu berechnen sind, erhalten. Falls das Prothesenmodell **10** während der Nachuntersuchung an die Form und Lage der Gefäßprothese **2** angepasst werden sollte, wird das aktualisierte Modell **18** ebenfalls in der Datenbank **44** abgespeichert, um bei zukünftigen Planungen verwendet zu werden, da es wichtige Informationen über den Sitz der Gefäßprothese **2** unter realen Bedingungen liefert.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur medizinischen Bilddarstellung, bei dem auf einem Anzeigeelement ein Diagnosebild einer Gefäßstruktur (**6**) dargestellt wird, wobei im Diagnosebild ein Prothesenmodell (**10**) überlagert zur dargestellten Gefäßstruktur (**6**) angezeigt wird, wobei zur Auswahl einer geeigneten Gefäßprothese (**2**) mit Hilfe des Diagnosebilds die Gefäßstruktur (**6**) vermessen wird und zur Ermittlung der Gefäßabmaße eine Gefäßmittellinie (**12**) und der Abstand einer Gefäßwand (**16**) der Gefäßstruktur (**6**) zur Gefäßmittellinie (**12**) bestimmt wird und wobei für verzweigte Gefäßstrukturen ein verzweigtes Prothesenmodell herangezogen wird, wobei das Prothesenmodell im Bereich der Verzweigung, welche auf Grundlage der Gefäßmittellinie (**12**) erkannt wird, auf ein einzelnes Modul (**22**) zurückgreift, indem die Freischnittkräfte (**K**) zwischen mehreren Modulelementen (**22a**, **22b**, **22c**, **22d**) simuliert werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die ermittelten Gefäßabmaße zur Bestimmung des Prothesenmodells (**10**) herangezogen werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei dem aus den Gefäßabmaßen ein geometrisches Modell (**6a**) der Gefäßstruktur (**6**) ermittelt wird und anhand dieses geometrischen Modells (**6a**) das Prothesenmodell (**10**) bestimmt wird.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem zur Bestimmung des Prothesenmodells (**10**) ein maximaler ( $d_{\max}$ ) und/oder minimaler Abstand einer Wand des Prothesenmodells (**10**) zu einer Prothesemittellinie (**12a**) unter Berücksichtigung prothesenspezifischer Daten der Gefäßprothese (**2**) festgelegt werden.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem aus den Gefäßabmaßen ein Drahtmodell (**20**) als Prothesenmodell (**10**) bestimmt wird, wobei im Drahtmodell (**20**) insbesondere einzelne virtuelle Drähte (**4a**) dargestellt werden, die mit den realen Drähten (**4**) übereinstimmen.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem prothesenspezifische Daten der Gefäßprothese (**2**) aus einer hinterlegten Tabelle (**34**) entnommen werden.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem am Prothesenmodell (**10**) zumindest eine auf die Gefäßprothese (**2**) einwirkende Kraft (**K**) simuliert und dargestellt wird.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, bei dem im Diagnosebild definierte Bereiche optisch gekennzeichnet werden, wie beispielsweise Bereiche, für die anhand des Prothesenmodells (**10**) zu er-

warten ist, dass die Gefäßprothese (2) an einer Gefäßwand (16) anliegt, dass die Gefäßprothese (2) durch ihre Vorspannung die Gefäßstruktur (6) offen hält, dass die Gefäßwand (16) vom Blutdruck entlastet ist, dass die Gefäßprothese (2) einen Gefäßabgang verdeckt, oder dass die Gefäßprothese (2) einem erhöhten lokalen Blutdruck ausgesetzt ist.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, bei dem das Prothesenmodell (10) mit seiner Zuordnung zur Gefäßstruktur (6) in einer Datenbank (44) abgelegt und für nachfolgende Diagnosen abgerufen wird.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, bei dem anhand des Prothesenmodells (10) der medizinische Eingriff der Implantierung der Gefäßprothese (2) simuliert wird.

11. Verfahren nach Anspruch 10, bei dem aus den Bilddaten der Gefäßprothese (2) unter Heranziehung von prothesenspezifischen Daten ein aufgeweiteter Zustand der Gefäßprothese (2) simuliert und dargestellt wird.

12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem zur Überprüfung und Kontrolle der Positionierung einer implantierten Gefäßprothese (2) im Diagnosebild eine aktuelle Ist-Position der Gefäßprothese (2) und überlagert hierzu das Prothesenmodell (10) in einer Soll-Position dargestellt wird.

13. Verfahren nach Anspruch 12, bei dem bei einer Übereinstimmung der Ist-Position der Gefäßprothese (2) mit ihrer Soll-Position ein Signal ausgegeben wird.

14. Verfahren nach Anspruch 12 oder 13, bei dem ein Soll-Ist-Vergleich durchgeführt wird und hieraus Steuersignale zur automatischen Navigation der Gefäßprothese (2) erzeugt werden.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, bei dem das Prothesenmodell (10) in unterschiedlichen Diagnosebildern dargestellt wird, wobei die unterschiedlichen Diagnosebilder zueinander registriert sind, so dass die einzelnen Bildpunkte der Diagnosebilder einander zugeordnet sind.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

FIG. 1a



FIG. 1b

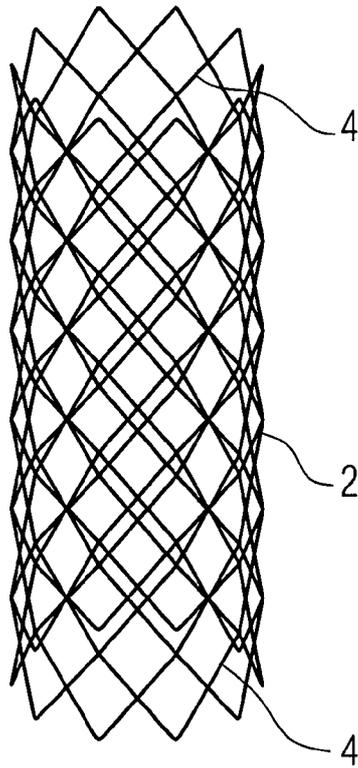


FIG. 2

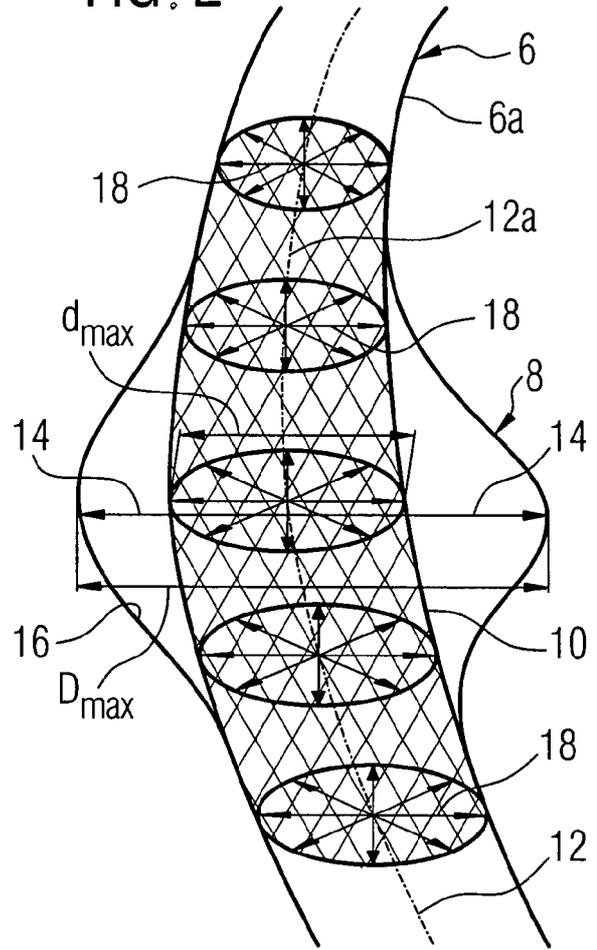


FIG. 3

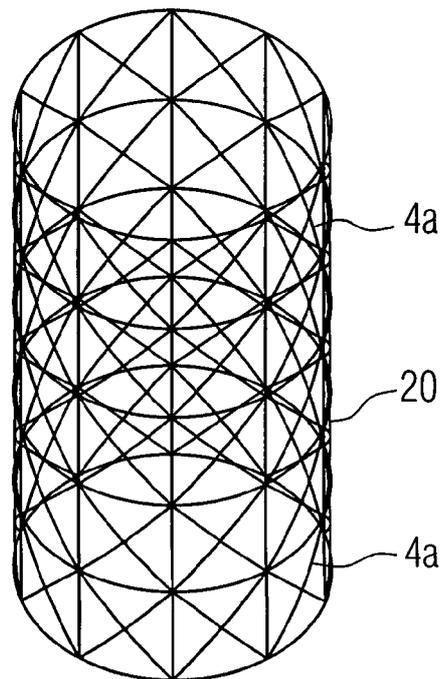


FIG. 4a

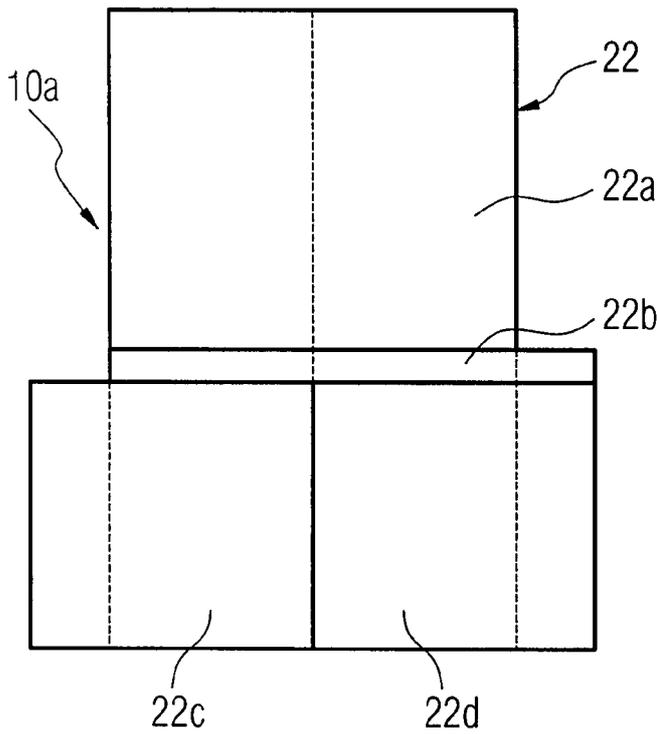


FIG. 4b

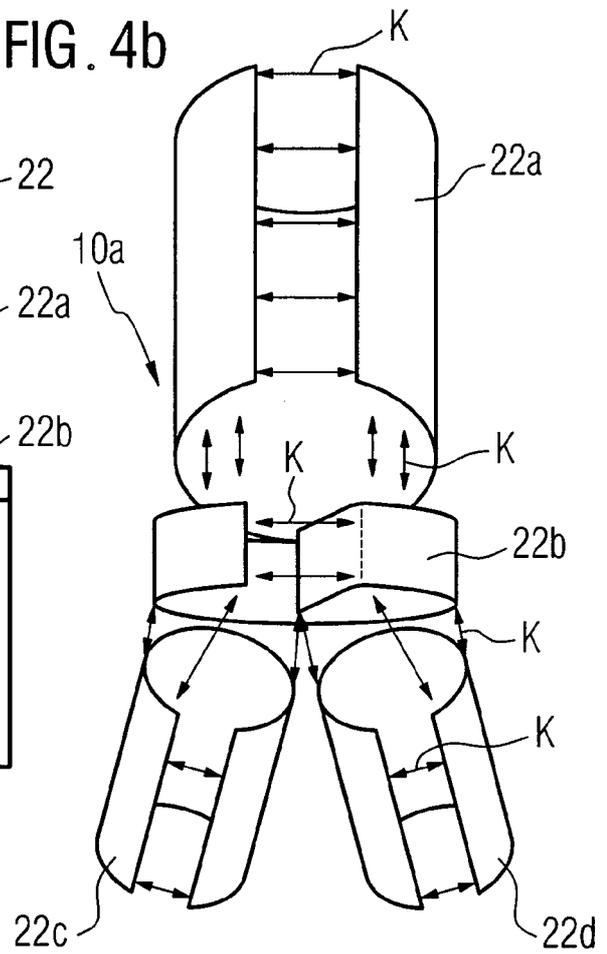


FIG. 4c

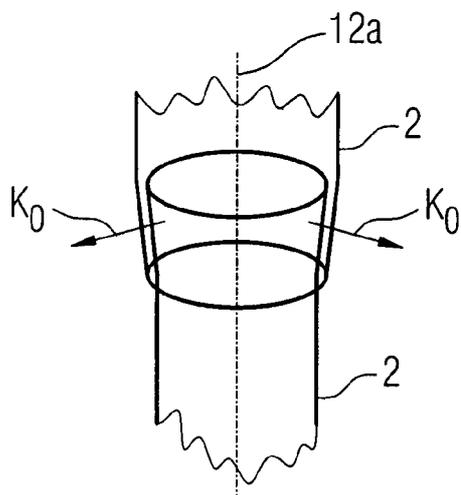


FIG. 4d

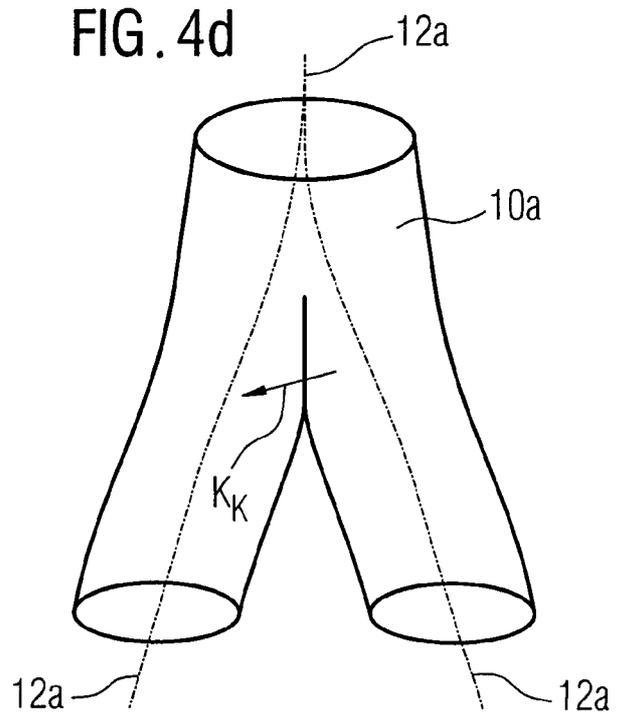


FIG. 5

