



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 36 228 T2** 2007.05.24

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 909 198 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 36 228.0**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/IB97/00231**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 903 559.9**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1998/033546**

(86) PCT-Anmeldetag: **03.02.1997**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **06.08.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **21.04.1999**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **28.06.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **24.05.2007**

(51) Int Cl.⁸: **A61M 29/00** (2006.01)
A61F 2/06 (2006.01)

(73) Patentinhaber:

Medtronic, Inc., Minneapolis, Minn., US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

CH, DE, FR, GB, IE, LI, NL, SE

(74) Vertreter:

**Hössle Kudlek & Partner, Patentanwälte, 70173
Stuttgart**

(72) Erfinder:

Antrag auf Nichtnennung

(54) Bezeichnung: **MEDIZINISCHE STENTS**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft einen verbesserten Stent und ein Stentgraft zur Verwendung bei künstlich geschaffenen Körperrohren und zum Aufweiten einer Stenose in einem Körpergefäß, wie etwa in einer Arterie, in dem Gallengang, Esophagus, usw.

[0002] Das intraluminale endovaskuläre Verwenden von Stents ist ein Verfahren, durch das eine Prothese in eine Körperrohre eingesetzt und expandiert wird, um eine zusammengefallene Gefäßwand wieder zu öffnen und zu vermeiden, dass die Wand wieder in das Lumen zusammenfällt. Das endovaskuläre Verwenden von Stents ist insbesondere bei Arterien nützlich, die blockiert oder verengt sind und ist eine Alternative zu chirurgischen Vorgängen, die darauf abzielen, einen Bypass um den Verschluss zu legen.

[0003] Bekannte Strukturen, die als Stents oder intraluminale vaskuläre Grafts verwendet werden, umfassen gewundene Federn aus rostfreiem Stahl, spiralförmig gewundene Schraubenfedern, die aus einer Formgedächtnislegierung hergestellt sind, sich erweiternde Metallstents, die in einem Zick-Zack-Muster ausgebildet sind und diamantenförmige, rechteckförmige und andere Gitter- und Nicht-Gitter-Entwürfe. Einige der gegenwärtig verfügbaren Stents wenden ein selbst-aufweitendes Konzept an, bei dem eine Stentaufweitung vorrangig durch das Entfernen eines Haltemechanismus erreicht wird, der den Stent in einer zusammengezogenen Konfiguration hält. Andere Stents des Standes der Technik werden zu dem Anwendungsort durch ein Ballonkathetersystem gebracht und wenden in erster Linie eine Ballon-Dilatation an, um eine ausreichende Stentaufweitung zu erreichen.

[0004] Probleme bei dieser Vielfalt von Stents sind eine inadäquate Radialkraft, um die Erweiterung zu erhalten, ein nicht ausreichendes Gewebegerüst an der Wand, eine longitudinale Steifigkeit vor der Dilatation, welche einen negativen Einfluß auf die Stentzufuhr hat und eine Verkürzung des Stents als eine Folge der radialen Aufweitung. Die longitudinale Steifigkeit vor der Stentdilatation ist ein wesentlicher Nachteil und verhindert das Winden des Stents durch lange geschlängelte Gefäße und Läsionen. Eine Verkürzung des Stents ist ebenfalls ein Problem, da es wichtig ist, dass der Stent die gesamte Läsion abdeckt, um das Risiko von postoperativen Komplikationen zu minimieren. Daher besteht offensichtlicherweise ein Bedarf an einem langen noch flexiblen Stent, der einen ausreichenden Gerüst-Effekt bereitstellt, der in gebogenen Gefäßen gut voranzubringen ist, sich während der radialen Erweiterung nicht verkürzt und außerdem eine genügende, nach außen gerichtete Radialkraft aufweist, um die Arterie sogar beim Vorhandensein von hart verkalkten Läsionen offen zu halten. Der hier offenbarte Stent überwindet

diese Nachteile. Es scheint kein Stent vor dieser Erfindung, die die meisten dieser Eigenschaften erreicht, existiert zu haben, der alle die gewünschten Merkmale aufweist.

[0005] Wie allgemein bekannt ist, ist eine traditionelle Alternative zu herkömmlicher Gefäßchirurgie eine perkutane transluminale Ballonangioplastie. Bei diesem Vorgang wird der Angioplastieballon innerhalb der eine Stenose aufweisenden Arterie aufgeblasen, um durch Scherbeanspruchung und ein mechanisches Trauma ein größeres inneres Lumen zu erzeugen. Während dieser Vorgang beim Erlangen eines größeren Lumens in den meisten Fällen erfolgreich ist, kann er manchmal lokale Risse, Abtrennungen und das Hervorrufen einer Platte in das Lumen hervorrufen, so dass eine Gefäßblockierung anstatt der gewünschten Gefäßöffnung bewirkt ist. Zusätzlich bewirkt das Phänomen eines elastischen Zusammenziehens und eines Wachsens der Intima nach einer arteriellen Dilatation bei mehr als ungefähr 30 % der Patienten, die sich dem Angioplastie-Ballon-Vorgang unterzogen haben, häufig späte Restenosen (innerhalb von sechs Monaten). Aufgrund der Gefahr der akuten Komplikation bei einer plötzlichen Okklusion (in einem abrupten Verschließen) wird an den meisten Orten, an denen PTCA durchgeführt wird, eine chirurgische Unterstützung für den Notfall benötigt. Dies stellt eine weitere Einschränkung bei dem Dilatationsvorgang mittels eines mechanischen Ballons dar.

[0006] Es wurde aufgezeigt, dass das Verwenden von Stents zu exzellenten feinen Ergebnissen mit einer adäquaten Gerüstabstützung von Rissen der Wand der Arterie und mit der Erzeugung eines großen inneren Lumens führt. Dieses große innere Lumen, das zunächst nach dem Verwenden eines Stents vorhanden ist, weist nach dem Vorgang eine geringere Restenoserate auf, wie in den Studien STRESS (N. Engl. J. Med. 1994; 331:L 496–501) und BENESTENT (N. Engl. J. Med. 1994; 331: 489–95) gezeigt ist. Während das erlangte innere Lumen bei Verwendung der selbst-aufweitenden Stents von der Dimensionierung des Stents relativ zu dem Gefäß abhängt, hängen die inneren Lumen, die mit durch einen Ballon aufweitbaren Stents erlangt werden, sowohl von der Größe als auch von dem radial sich ausweitenden Druck des Ballons ab. Die durch einen durch Ballon aufwehbaren Stents erreichbaren inneren Lumen können durch weiteres Aufblasen des Ballons weiter vergrößert werden.

[0007] Eine der Hauptkomplikationen, die mit der Stent-Verwendung verknüpft ist, ist Thrombose. Das Problem tritt am häufigsten zwischen Tag 2 und Tag 6 der Implantation auf, kann aber auch erst nach drei Wochen nach dem Einsetzen des Stents auftreten. Diese Komplikation wird durch ein Gerinnen des Stents hervorgerufen und ist mit einer hohen Morbidi-

tät und Mortalität verbunden. Es wurde jüngst gezeigt, dass um so besser die Apposition des Stents gegen die Wand und umso größer das Lumen ist, desto unwahrscheinlicher ist es, dass diese Komplikation auftritt. Zusätzlich ist sehr wichtig, dass der Stent die gesamte Läsion abdeckt, da das Vorhandensein von Hindernissen vor oder nach dem Stent ebenfalls eine Komplikation hervorrufen kann.

[0008] Die gegenwärtigen durch einen Ballon erweiterbaren Stents weisen die wesentliche Beschränkung von relativer longitudinaler Steifigkeit während des Zuführens auf und ermöglichen einem sehr langen Stent daher nicht, die gewöhnlichen Biegungen in der Arterie zu passieren. Diese longitudinale Steifigkeit während des Zuführens soll durch Vorrichtungen vermieden werden, die in den Patenten dargelegt sind, die Wolff (US-Patent Nr. 5 104 404) und Pinchasik (US-Patent Nr. 5 449 373) erteilt wurden und in denen die steifen Palmaz-Stent-Abschnitte durch flexible Verbindungsglieder miteinander verbunden sind. Aus diesem Grund ist es notwendig, dass der Stent lang ist (um die Behandlung von langen Läsionen zu ermöglichen) und bei der Einführung zu dem Anwendungsort flexibel ist (um eine Durchführung zu und durch gewundene Gebiete zu ermöglichen), aber er soll dennoch eine große Radialkraft aufweisen, um das Gefäß freizuräumen und ein exzellentes Gerüst aufzubauen, um dazu in der Lage zu sein, das atherosklerotische Material sogar in Biegungen und hart verkalkten Läsionen an der Wand zu halten. Der Stent sollte ebenfalls eine zusätzliche Ballonaufweitung ermöglichen, falls eine weitere Lumenvergrößerung an bestimmten Orten notwendig ist.

[0009] Die Druckschrift US-A-5 591 197 offenbart einen zylindrischen Stent mit Ringen sowie kurzen und langen Krümmungsverbindungsgliedern zwischen den Ringen.

[0010] In dem US Patent 5 104 404 versucht Wolff sich einigen der Nachteile des Standes der Technik zuzuwenden, indem die Verwendung von verschiedenen Verbindungsgliedern (Gelenkverbindungen) zwischen den festen Palmaz-Stent-Segmenten gelehrt wird, was eine größere Biegsamkeit zwischen den steifen Teilen ermöglicht.

[0011] Es wäre jedoch höchst wünschenswert, einen Stent zu haben, der wenige oder keine longitudinal steifen Teile aufweist, so dass er entlang seiner gesamten longitudinalen Achse homogen biegsam ist, wenn er auf dem Katheter eingeführt wird. Des weiteren wäre es extrem wünschenswert, die longitudinale Verkürzung des Stents während der radialen Aufweitung zu vermeiden, um eine Falschanordnung des Stents zu minimieren.

[0012] Des weiteren ist bei den Stents von Palmas,

die durch Johnson und Johnson vertrieben werden, so wie in anderen Stents, während der plastische Deformierung des Stents (d.h. der Ballonaufweitung) die Spannung in kleinen Zonen zentriert. Dies beschränkt die Eigenschaften des Materials, das verwendet werden kann, sowie die Radialkraft und die Aufweitungsrate. Durch ein Verteilen der Spannung über große Zonen kann ein weniger dickes geglähtes Material verwendet werden, um sowohl eine Verminderung der Radialkraft des aufgeweiteten Stents zu vermeiden als auch das zusammengezogene Profil des Stents zu verkleinern. Es liegen offensichtliche Vorteile der reduzierten Stentdicke vor.

[0013] Gemäß des Verfahrens zum Herstellen von Stents aus dem Stand der Technik, ist das Material ursprünglicherweise flach. Das folienartige Material wird dann in eine zylindrische Form gerollt und lasererschweißt oder auf andere Weise verbunden, um eine Röhre auszubilden – die Schweißnaht verläuft entlang der Länge der longitudinalen Achse. Dies ist ein schwieriger und teurer Herstellungsprozess. Er führt außerdem zu einem möglichen Mangel an Gleichförmigkeit. Die vorliegende Erfindung, ein neues Verfahren zur Stentherstellung, wie es beschrieben werden wird, führt zu einem gleichförmiger aufweithbaren Stent, einem, der keine Schweißnaht aufweist, die nach der Gitterausbildung gebildet ist.

[0014] Patente, die sich auf das Gebiet der Stentgeometrie beziehen, sind folgende: US-Patente Nr. 5,354,309; 4,776,337; 5,356,423; 5,383,892; 5,178,618; 5,449,373 und 5,104,404. Die Druckschrift EP-A-540 290 offenbart einen aufweithbaren Stent, der eine Vielzahl von radial aufweithbaren zylindrischen Elementen umfasst, die im wesentlichen zu einer gemeinsamen Achse ausgerichtet und durch Verbindungsglieder miteinander verbunden sind.

[0015] Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, einen Stent bereitzustellen, der im wesentlichen entlang seiner longitudinalen Achse eine Biegsamkeit aufweist, wenn er auf einen Katheter gezogen ist, um zu ermöglichen, einfach durch und entlang stark gekrümmter Körpergefäße und ein Fluid fördernden Röhren hindurchzukommen.

[0016] Es ist des weiteren eine Aufgabe der Erfindung, den zusammengezogenen Stent (d.h. vor der Ballonaufweitung) mit einem minimalen Durchmesser zuzuführen, um sowohl seine Zuführung zur Anordnung durch einen Gefäßzugang mit einem minimalen Durchmesser zu erleichtern als auch ihm zu ermöglichen, durch enge Lumen von zusammengezogenen Körpergefäßen zu treten.

[0017] Es ist des weiteren Aufgabe der Erfindung eine Stentgeometrie bereitzustellen, die zu einer homogenen Verteilung der Spannung des Stentmaterials führt, was die Maximalspannung in dem Stent,

wenn er aufgeweitet ist, reduziert, so dass weniger Material verwendet werden kann. Dass weniger Material derselben, den ballonaufweitenden Kraft ausgesetzt wird, kann zu einer größeren radialen Aufweitung führen. Dies ermöglicht sowohl ein größeres Aufweitungsverhältnis des Stents als auch eine geringere Stentwandstärke.

[0018] Des weiteren ist es eine Aufgabe der Erfindung, eine Stentgeometrie und ein geeignetes Material zu ermöglichen, um eine zusätzliche Aufweitung des Durchmessers des Stents durch eine Verlängerung des Stentmaterials (wie etwa Tantal) bereitzustellen und nicht durch eine Änderung der Form des Stents.

[0019] Es ist des weiteren eine Aufgabe der Erfindung, einen Stent bereitzustellen, der seine Länge im wesentlichen nicht ändert, wenn der Stentdurchmesser während eines Aufblasens eines Ballons aufgeweitet wird.

[0020] Es ist des weiteren eine Aufgabe der Erfindung, den Stent mit einem Graft-Material bereitzustellen, so dass er ein Stent-Graph sowie ein Stent-Graft mit einer Y-Form für Aortenaneurismen ist.

[0021] Demgemäß stellt die vorliegende Erfindung einen medizinischen Stent bereit, mit:
 mindestens zwei Paaren von coaxialen Ringen, wobei jeder Ring Windungen entlang seines Umfangs aufweist, wobei jeder der Ringe sowohl einen zusammengezogenen Zustand als auch einen aufgeweiteten Zustand entsprechend dem zusammengezogenen und dem aufgeweiteten Zustand der Windungen aufweist, und
 longitudinalen Verbindungsgliedern, wobei die longitudinalen Verbindungsglieder die coaxialen Ringe verbinden, um den Stent in einer hohlen zylindrischen Form auszubilden, wobei der zusammengezogene Zustand des Stents das Befördern des Stents auf einem Katheter in einen Patienten ermöglicht, und wobei der aufgeweitete Zustand des Stents hervorruft, dass die Ringe an den Wänden eines Körpergefäßes ruhen, in dem der Stent angeordnet ist, wobei die Ringe aus dem zusammengezogenen Zustand in den aufgeweiteten Zustand aufweitbar sind, wobei der Stent entlang im wesentlichen seiner gesamten longitudinalen Achse flexibel ist, wenn der Stent in dem zusammengezogenen Zustand ist, wobei der Stent fester bzw. steifer ist, wenn er zu dem aufgeweiteten Zustand aufgeweitet ist, und wobei der Stent im wesentlichen unabhängig davon, ob die Ringe oder der Stent in dem zusammengezogenen oder dem aufgeweiteten Zustand sind, dieselbe Länge aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass die longitudinalen Verbindungsglieder zwischen irgendeinem Paar von benachbarten Ringen alle im wesentlichen dieselbe Länge aufweisen, und wobei

die Anzahl von longitudinalen Verbindungsgliedern von im wesentlichen derselben Länge zwischen einem Paar von benachbarten Ringen kleiner ist als die Anzahl von longitudinalen Verbindungsgliedern von im wesentlichen derselben Länge zwischen mindestens einem anderen Paar von benachbarten Ringen.

[0022] Bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung werden nun lediglich als Beispiele in Bezug auf die Zeichnungen beschrieben:

[0023] [Fig. 1](#) zeigt eine Aufrisszeichnung eines Stents (zu Darstellungszwecken dargestellt als ein Zylinder) in Zylinderkoordinaten.

[0024] [Fig. 2](#) zeigt eine teilweise Querschnittsansicht eines Stents und zeigt ein Paar von coaxialen Ringen, die in der Longitudinalrichtung nicht verbunden sind (zu Darstellungszwecken) und zeigt einen Stent vor der Aufweitung, der Punkte oder Knoten auf den Ringen aufweist, die sich aufgrund des Aufblasens des Ballons bei der Aufweitung um 45° drehen. (In den [Fig. 2–Fig. 11](#) sind die Verbindungen zwischen den benachbarten coaxialen Ringen des Stents nicht dargestellt.) Ein Ring des Stents ähnelt einer Federscheibe, einer wellenförmigen Ringform.

[0025] [Fig. 3](#) zeigt eine teilweise Querschnittsansicht eines Stents, die das Paar von benachbarten Radialringen in [Fig. 2](#) nach einer Aufweitung des Stents darstellt.

[0026] [Fig. 4](#) zeigt eine teilweise Querschnittsansicht eines Paares von coaxialen Ringen einer zweiten Ausführungsform eines Stents ohne longitudinale Verbindungs (zur Vereinfachung der Darstellung) vor einer Aufweitung, wobei Punkte oder Knoten auf den Ringen dargestellt sind, die sich bei der Stentaufweitung um 90° drehen.

[0027] [Fig. 5](#) zeigt eine teilweise Querschnittsansicht einer weiteren Ausführungsform eines Stents, die ein Paar von coaxialen Ringen vor der Aufweitung darstellt, wobei Punkte oder Knoten auf den Ringen dargestellt sind, die sich bei der Aufweitung um 180° drehen.

[0028] [Fig. 6](#) zeigt eine teilweise Querschnittsansicht eines Paares von coaxialen Ringen einer weiteren Ausführungsform des Stents, wiederum vor der Aufweitung, wobei Punkte oder Knoten auf den Ringen angebracht sind, die sich bei der Aufweitung um 360° drehen.

[0029] [Fig. 7](#) zeigt eine teilweise Querschnittsansicht eines Paares von coaxialen Ringen einer weiteren Ausführungsform des Stents, sowohl vor (auf der rechten Seite) als auch nach (auf der linken Seite) der Aufweitung, wobei zwei Arten von Punkten oder Knoten auf den Ringen dargestellt sind, die sich bei

der Aufweitung um Winkel von 45 bzw. 90° drehen.

[0030] [Fig. 8](#) zeigt eine teilweise Querschnittsansicht eines Paares von koaxialen Ringen einer weiteren Ausführungsform der Erfindung vor der Aufweitung, in der die koaxialen Ringe zwei Arten von Punkten oder Knoten auf den Ringen aufweisen, die sich bei der Aufweitung um Winkel von 45° bzw. 180° drehen.

[0031] [Fig. 9](#) zeigt zwei Paare von koaxialen Ringen nach einer weiteren Ausführungsform des Stents vor der Aufweitung, in der benachbarte Ringe spiegelbildlich zueinander ausgebildet sind.

[0032] [Fig. 10](#) zeigt vier koaxiale Ringe, wobei benachbarte Ringe versetzt zueinander sind, d.h. Konstruktionen aufweisen, die sich um einen Drehwinkel voneinander unterscheiden. Die "z"- und "θ"-Winkel sind auf der Achse dargestellt; die "θ"-Achse entspricht dem in [Fig. 1](#) dargestellten Winkel "θ".

[0033] [Fig. 11](#) zeigt eine teilweise Querschnittsansicht von vier Ringen nach einer weiteren Ausführungsform des Stents vor der Aufweitung.

[0034] [Fig. 12](#) zeigt eine grafische Darstellung zweier Arten von longitudinalen Verbindungsgliedern zwischen benachbarten koaxialen Ringen eines Stents, wobei die rechte Seite der Figur vor der Stentaufweitung ist.

[0035] [Fig. 13](#) zeigt eine grafische Wiedergabe eines Schnitts durch einen aufgeweiteten Stent, der so konstruiert wurde, dass einige der Radialsegmente und einige der longitudinalen Verbindungen absichtlich während der Herstellung ausgelassen wurden.

[0036] [Fig. 14](#) zeigt eine Perspektivansicht eines Stents gemäß der vorliegenden Erfindung, wobei sich der Stent in seiner zusammengezogenen Form vor der Aufweitung befindet und wobei die Verbindungen zwischen benachbarten Ringen des Stents gerade sind.

[0037] [Fig. 15](#) zeigt eine Perspektivansicht des Stents in [Fig. 14](#), wobei der Stent in seiner aufgeweiteten Form vorliegt.

[0038] Die [Fig. 16](#) und [17](#) wurden herausgenommen.

[0039] [Fig. 18](#) zeigt eine vergrößerte teilweise Querschnittsansicht einer weiteren Ausführungsform eines Stents, bei der die Stentverbindungselemente (zwischen den benachbarten Ringen) kreisförmig sind und der Stent in seiner zusammengezogenen Form vor der Aufweitung vorliegt. Einzelne Ringe werden ebenfalls mit den kreisförmigen Verbindungselementen gebildet.

[0040] [Fig. 19](#) zeigt die Abschnitte des Stents in [Fig. 18](#) in seiner ausgeweiteten Form. Die Punkte A, B, C, D, E, F, G, H, I, J und K sind sowohl in [Fig. 18](#) als auch in [Fig. 19](#) dargestellt (gegenüberliegende, versetzte U-Formen), um die relative Bewegung und Anordnung, eine Folge der Stentaufweitung, darzustellen.

[0041] [Fig. 20A](#) zeigt eine teilweise vergrößerte Querschnittsansicht einer weiteren Ausführungsform eines Stents mit wellenförmigen (gegenüberliegenden, versetzten U-Formen) Ringen, Streifen oder Segmenten, die benachbarte Ringe voneinander trennen und alternierende Ringe weisen einfache Schnittstellen zwischen benachbarten Punkten auf demselben Ring und kreisförmige Verbindungselemente zwischen benachbarten Punkten auf. [Fig. 20A](#) zeigt den Stent in einer zusammengezogenen Form; [Fig. 20B](#) zeigt eine schematische Wiedergabe des Stents in [Fig. 20A](#) in einer aufgeweiteten Form.

[0042] [Fig. 21](#) und [Fig. 22](#) zeigen teilweise Querschnittsansichten eines Stents mit wellenförmigen (gegenüberliegenden versetzten U-Formen) radialen Streifen oder Segmenten wie in [Fig. 20A](#), die die Ringe ausbilden, wobei jetzt die kreisförmigen Verbindungselemente hohl sind. Die Ringe sind durch longitudinale Segmente miteinander verbunden.

[0043] [Fig. 22](#) zeigt eine weitere Ausführungsform mit wellenförmigen Ringen, longitudinalen Verbindungsgliedern und einfachen Schnittstellen.

[0044] [Fig. 23](#) zeigt einen schematischen Seitenaufriss einer Film-Kontakt-Abbildungsvorrichtung zur Stentherstellung.

[0045] [Fig. 24](#) zeigt eine ähnliche schematische Ansicht eines Laser-Scansystems zur Stentherstellung.

[0046] [Fig. 25](#) zeigt eine schematische Wiedergabe eines Y-Röhren-Stentgrafts in der geöffneten Position gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0047] [Fig. 26](#) zeigt eine schematische Wiedergabe eines Y-Röhren-Stentgrafts in der geschlossenen Konfiguration.

[0048] [Fig. 27](#) zeigt eine vergrößerte teilweise Ansicht des Stents der vorliegenden Erfindung in einer Ausführungsform, bei der sich alle Ringe in Phase zueinander befinden.

[0049] [Fig. 28](#) zeigt eine vergrößerte teilweise Ansicht des Stents der vorliegenden Erfindung in einer Ausführungsform, in der benachbarte oder paarweise Ringe zueinander um 180° außer Phase sind. Natürlich können, wie aus der Beschreibung der Zeichnungen und der Erfindung ersichtlich ist, alle Winkel

zwischen 0° und 180° für den lateralen Versatz der "Hügel" und "Täler" der benachbarten Reihen verwendet werden. [Fig. 28](#) zeigt, dass die sich wiederholenden "Hügel" und "Täler" von benachbarten Ringen um ungefähr 150° bis 160° versetzt sind.

[0050] Die vorliegende Erfindung betrifft eine neue Stentkonstruktion. Die Stentgeometrie ermöglicht sowohl eine longitudinale Biegsamkeit des Stents, wenn der Stent zu seinem ursprünglichen schmalen Durchmesser zum Winden durch das Körpergefäß zusammengezogen ist, und eine maximale Steifigkeit, nachdem der Stent zu seinem finalen großen Durchmesser aufgeweitet ist, um die Wand des Körpergefäßes zu stützen. Die Geometrie des Stents ist des weiteren dazu ausgelegt, dem Stent zu ermöglichen, im wesentlichen dieselbe Länge vor und nach der Aufweitung und sogar keine Spannung an den Verbindungspunkten zu erhalten.

[0051] Des weiteren, wie nachstehend beschrieben wird, ermöglicht die Stentgeometrie eine wesentliche homogene Verteilung der Spannung über das Stentmaterial. Dieses ermöglicht eine geringere lokale Spannung (z.B. an den Verbindungspunkten, die benachbarte Radialringe des Stents an longitudinalen Segmenten sichern und die Ringe selbst ausbilden) und dadurch wird ein kleineres Stentprofil erlangt. Es hilft bei der Stentzuführung innerhalb von Körperrohren. Je weniger Material für den Stent verwendet wird, desto weniger Abstoßung des fremden Materials durch den Körper tritt auf. Diese Geometrie des Stents ermöglicht ebenfalls eine zusätzliche Durchmesseraufweitung durch streckbares Material, wie etwa Tantal, was eine Verlängerung bis zu etwa 40% ermöglicht. Die zusätzliche Aufweitung des Stents wird durch die homogene Verteilung der Spannung besser erreicht, was ein Ergebnis der neuen Geometrie ist.

[0052] [Fig. 1](#) zeigt einen zylindrischen Stent mit orthogonalen Zylinderkoordinaten (r, θ, Z) . Die Koordinate Z entspricht der longitudinalen Zentralachse des Stents. Wenn $Z = 0$ ist, wird das longitudinale Ende des Stents beschrieben. Die Länge des Stents, seine longitudinale Achse, ist Z . Der Radius r bezieht sich auf den Radius des Stents von der longitudinalen Achse des Stents zu dem äußeren Umfang des Stents. Der Radius r ändert sich natürlich bei der Stent-Dilatation während des Anwendens des Ballons oder einer anderen Aufweitung des Stentradius durch einen anderen Mechanismus (z.B. ein Formgedächtnismetall). Wie in [Fig. 14](#) dargestellt ist, ist der Stent **30** in seinem zusammengezogenen Zustand (d. h. vor der Aufweitung) ein hohler Zylinder oder ist röhrenartig. Der hohle Zylinder weist Windungen **31** an seiner Oberfläche auf, die miteinander an Knoten verbunden sind, um die radialen Ringe auszubilden. Der Stent weist eine longitudinale Biegsamkeit auf, wenn er sich in seinem zusammengezogenen Durch-

messer befindet, und lässt eine radiale Aufweitung zu. Wie in [Fig. 15](#) dargestellt ist, weist der Stent **30** in seinem aufgeweiteten Zustand geöffnete radiale Ringe auf, wobei die Windungen aus ihren zusammengezogenen zu ihrem aufgeweiteten Zustand entwellt werden, wodurch ein größerer Radius r für den hohlen Zylinder der Stentkonstruktion bereitgestellt ist.

[0053] [Fig. 2](#) zeigt benachbarte koaxiale Ringe **(1)** und **(2)** eines Stents. In der Figur (und in allen [Fig. 2–Fig. 11](#)) ist jeder Ring ohne die longitudinalen Verbindungen gezeigt, die zwischen benachbarten Ringen vorgesehen sind. Die longitudinalen Verbindungen sind z.B. in den [Fig. 14](#) bis [16](#) dargestellt. Koaxiale Ringe **(1)** und **(2)** sind jeweils ursprünglich, d.h. vor der Aufweitung, gewellt, wobei die Wellen der Ringe die Z =konstant-Achse des Rings schneiden. Jeder gewellte Ring weist Knoten oder Punkte (z.B. Knoten oder Punkt **(3)** auf Ring **1** und Knoten oder Punkte **(4)**, **(5)** und **(6)** auf Ring **2** auf seinen Windungen auf. Während der Aufweitung des Stents nach außen rotieren die Punkte **(5)** und **(6)**. Während der Drehung der Punkte, tritt keine Deformation in den Punkten auf. Während der Aufweitung dreht sich Punkt **(5)** in einem 45° -Winkel im Uhrzeigersinn und Punkt **(6)** entgegen dem Uhrzeigersinn, was in einer in [Fig. 3](#) dargestellten Stentgeometrie resultiert.

[0054] [Fig. 3](#) zeigt zwei koaxiale Ringe **1** und **2** aus [Fig. 2](#) nach einer maximalen Aufweitung des Stentdurchmessers. Obwohl die Verbindungen auf der longitudinalen Achse der Figur nicht dargestellt sind, ist die resultierende Form der miteinander verbundenen Ringe nach der maximalen Aufweitung ein zylindrisches Gitter von rechtwinkligen Kästen (ähnlich zu dem Screening-Material). Ein hohler Zylinder aus rechtwinkligen Kästen ist gebildet. Das rechtwinklige Gitter kann in [Fig. 15](#) gesehen werden.

[0055] Wie aus den [Fig. 4](#), [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) zu sehen ist, sind die Stents aus den Ringen **1** und **2** gebildet dargestellt, wobei die Drehwinkel der Punkte 90° , 180° bzw. 360° betragen (und nach demselben Prinzip jeden dazwischenliegenden Winkel), wodurch verschiedene Niveaus von radialer Aufweitung erlangt werden.

[0056] In [Fig. 7](#) beträgt der Drehwinkel der Drehpunkte 45° im Uhrzeigersinn (**11**) und 90° entgegen dem Uhrzeigersinn (im Falle des Verbindungspunkts **12**).

[0057] In [Fig. 9](#) ist dargestellt, daß es zusätzlich zum Erlangen einer Drehung um die Drehknoten oder -punkte jeder radialen Linie (Z_1, Z_2, \dots) ebenfalls möglich ist, jeden Ring in entgegengesetzter Drehrichtung zu seinem Nachbarring, d.h. spiegelbildlich, zu drehen. Die Punkte **(14)** und **(16)** drehen sich entgegengesetzt zum Uhrzeigersinn, während sich die Punkte **(15)** und **(17)** im Uhrzeigersinn dre-

hen. Wiederum wird eine Biegsamkeit des Stentdesigns erlangt.

[0058] In [Fig. 10](#) ist ein Stententwurf dargestellt (vier Ringe ohne Ringverbindungen zur Vereinfachung der Darstellung) wie in [Fig. 2](#), der aber einen Drehwinkel oder Versatz zwischen den radialen Ringen entlang der longitudinalen Achse Z des Stents aufweist. [Fig. 27](#) zeigt eine Ausführungsform der Erfindung, in der benachbarte Ringe ihre "Hügel" und "Täler" in Phase zueinander aufweisen, während [Fig. 28](#) eine alternative Ausführungsform der Erfindung zeigt, in der die Ringe in Paaren angeordnet sind, wobei jeder Ring des Paares ein Spiegelbild des anderen Rings des Paares ist, d.h. die "Hügel" und "Täler" der Ringe befinden sich um 180° außer Phase. Natürlich kann gemäß der vorliegenden Erfindung der Versatz zwischen benachbarten Ringpaaren sich in inkrementaler Weise von einem Tief von 0°, wie in [Fig. 27](#) dargestellt ist, zu einem Hoch von 180° ändern, wie in [Fig. 28](#) dargestellt ist.

[0059] Anstatt geschlossene radiale Schleifen zu haben, wie in [Fig. 2](#) bis [Fig. 10](#), zeigt [Fig. 11](#), dass die vorliegende Erfindung auch mit einer gewundenen bzw. federartigen Form ausgeführt sein kann, in der alle Drehpunkte auf der Linie $Z = K \times \theta$ liegen.

[0060] In [Fig. 12](#) ist der Ring 20 vom Umfang her länger als die Entfernung zwischen zwei Ringen Z1 und Z2 (Entfernung zwischen benachbarten Ringen) und weist eine Form 21 (linke Seite von [Fig. 12](#)) nach der Stentaufweitung auf, die die Stentlänge im wesentlichen unverändert läßt. Das longitudinale Verbindungsglied 22, dessen Länge gleich der Entfernung zwischen zwei Ringen ist, deformiert während der Stentaufweitung nicht. Die Verbindung 24 befindet sich vor der Stentaufweitung in einer gebogenen Form und ändert sich zu einer geraden Linie 25 nach der Stentaufweitung. Die longitudinalen Verbindungen können zwischen zwei Punkten (27 und 28) angeordnet sein, die nicht notwendigerweise entlang einer Linie angeordnet sind, die parallel zu der Z-Achse ist.

[0061] [Fig. 13](#) zeigt, daß für die longitudinale Biegsamkeit (wichtig für die Stentzuführung zu dem Anwendungsort) Segmente der longitudinalen Verbindungsglieder 30 und, falls gewünscht, außerdem Abschnitte der Ringe 31 wahlweise für einige Teile des Stents ausgelassen werden können.

[0062] [Fig. 14](#) zeigt eine Ausführungsform des Stents gemäß der vorliegenden Erfindung in einer zusammengezogenen Konfiguration. Wie dargestellt ist, sind die Ringe 33 mit longitudinalen Verbindungsgliedern 35 verbunden. In [Fig. 14](#) sind die longitudinalen Verbindungsglieder gerade (sowohl vor als auch nach der Aufweitung). [Fig. 15](#) zeigt den Stent 30 von [Fig. 14](#) in einer aufgeweiteten Konfiguration

nach dem Aufblasen eines Ballons.

[0063] Wie aus den Figuren ersichtlich ist, ermöglicht die Aufweitung des Stents, dass die biegsamen, zusammengezogenen Konfigurationen in einen im wesentlichen aus einer festen rechtwinkligen Gittergeometrie bestehenden Zylinder transformiert werden. Der aufgeweitete Stent befindet sich in der Form einer hohlen Röhre. Darausfolgend kann der Stent durch ein Körpergefäß in einem biegsamen, zusammengezogenen Zustand gewunden werden und darauffolgend in einen im wesentlichen steifen, aufgeweiteten Zustand aufgeweitet werden, um die Wand des Körpergefäßes gerüstartig zu stützen.

[0064] Die [Fig. 18](#) und [Fig. 19](#) zeigen eine Ausführungsform des Stents, in der die Verbindungen 38 (zwischen benachbarten Ringen und die außerdem die Ringe aus geraden Segmenten ausbilden) eher kreisförmig als einzelne Verbindungsknoten oder -punkte sind. Wie in den Figuren dargestellt ist, sind die Ringsegmente 32 (die Pfeile an der Oberseite der Figur zeigen in die Richtung der Stentaufweitung) und die longitudinalen Verbindungsglieder 35 an Kreisverbindungen 38 verbunden. [Fig. 18](#) zeigt den Stent in einer zusammengezogenen Konfiguration vor der Aufweitung, während [Fig. 19](#) den Stent nach der Aufweitung zeigt. Die Punkte A bis K geben die Verbindungspunkte wieder, an denen die radialen Ringsegmente 32 und longitudinalen Verbindungsglieder 35 die Verbindungen 38 treffen. Im Vergleich der [Fig. 18](#) und [Fig. 19](#) wurde deutlich, dass eine Aufweitung des Stents von einer zusammengezogenen zu einer aufgeweiteten Konfiguration eine Drehung der Verbindungspunkte A-K hervorruft, was ein rechteckartiges Gitter ergibt, bei dem die Ecken der Rechtecke durch die kreisförmigen Verbindungselemente besetzt sind. Wie diskutiert wurde, befindet sich das Gitter natürlich in der grundlegenden hohlen Zylinderform.

[0065] Die [Fig. 20A](#) und B, [Fig. 21](#) und [Fig. 22](#) zeigen drei Ausführungsformen des Stents mit gewundenen oder stark gekrümmten, radial ausgerichteten Segmenten 65. In dieser Ausführungsform sind die Wellen gegenüberliegende, versetzte U-Formen. Die Richtung des Stents, die radiale Aufweitung ist wiederum in den Figuren dargestellt. Die [Fig. 20A](#) und [Fig. 20B](#) genauso wie [Fig. 21](#) zeigen zwei verschiedene Ausführungsformen von kreisförmigen oder aufgeweiteten Verbindungselementen 68 ([Fig. 21](#) zeigt hohle Kreisverbindungselemente), während [Fig. 22](#) ein Verbindungselement 69 zeigt, das eine punktartige Schnittstelle von Stentringsegmenten und longitudinalen Verbindungsgliedern ist. In diesen Ausführungsformen wird die Stentaufweitung durch eine Drehung der Verbindungselemente 68 und 69 und durch eine daraus folgende Begradigung der wellenförmigen oder stark gekrümmten, radial ausgerichteten Segmente 65 erreicht. Diese Ausfüh-

rungsformem ermöglichen eine exzellente Radialkraft und Gewebestützung mit einer Minimalverkürzung entlang der Longitudinalachse des Stents. Sie ermöglichen außerdem eine im wesentlichen homogene Verteilung der Spannung während der Aufweitung, wobei eine minimale Spannung und Beanspruchung auf die Verbindungen wirken. [Fig. 22](#) zeigt, dass jeder andere Ring in Geometrie und Dicke ähnlich zu jedem anderen Ring ist, wobei benachbarte Ringe verschiedene Geometrien und Materialdicken aufweisen. Natürlich können die Ringe derselben Geometrie und Materialdicke entweder in Phase mit ihren "Hügeln" und "Tälern" oder um bis zu etwa 180° versetzt sein, wie in den [Fig. 27](#) und [Fig. 28](#) dargestellt ist.

[0066] Zusätzlich zu den Verbesserungen, die durch die hier beschriebene Stentgeometrie bereitgestellt sind, kann das Verwenden eines Materials wie Tantal besonders vorteilhaft sein. Eine Verlängerung von Tantal durch Beaufschlagung eines Radialdrucks eines sich aufweitenden Ballons kann eine Verlängerung des Stentmaterials um bis zu 40% erreichen. Daher findet diese Verlängerung des Stentmaterials selbst zusätzlich zu der radialen Dilatation des Stents statt, die durch eine Aufweitung des neuen Stents durch Ballonaufweitung erlangt werden kann.

[0067] Wie in den Zeichnungen dargestellt ist, ermöglichen die Drehpunkte des vorliegenden Stents eine große Stentaufweitung, ohne hohe Spannungskonzentration an den Verbindungspunkten des Stents hervorzurufen. Dies stellt eine wesentliche Verbesserung gegenüber sowohl dem Stent von Palmaz als auch den Stents von Pinchanskik und Wolff des Standes der Technik dar, in denen eine Spannungskonzentration an jedem Punkt, die von Ermüdung und Korrosion gefolgt ist, ein potentielles Problem darstellt.

[0068] In ähnlicher Weise wird in der Beschreibung und den Figuren gezeigt, dass der Stent longitudinal biegsam ist, wenn er zu einem kleinen Durchmesser zusammengezogen ist und der Stent lediglich nach der Aufweitung steif wird. Dies ist ebenfalls eine wichtige Verbesserung gegenüber dem Stand der Technik, dass der vorliegende Stent nicht aus alternierenden, steifen und gelenkartigen Komponenten zusammengesetzt ist, sondern eher integral bzw. einstückig als ein einzelner biegsamer Stent konstruiert ist, der eine lange Länge aufweist und die Eigenschaft hat, sich entlang seiner longitudinalen Achse homogen zu biegen, wenn er in seiner zusammengezogenen Form ist.

[0069] Die Herstellung der in den [Fig. 1–Fig. 22](#) dargestellten Stents kann auf viele Arten ausgeführt werden. Zwei neue Verfahren und Systeme zur Herstellung der Stents werden jedoch in den [Fig. 23](#) und

[Fig. 24](#) dargestellt.

[0070] Ein gegenwärtiges Verfahren zur Herstellung eines gemusterten geätzten Zylinders ist, ein Drahtgitter aus einer flachen ebenen Fläche zu bilden und dann seine zwei entgegengesetzten Kanten zu verschmelzen, um einen Zylinder zu erzeugen. Dieses Verfahren leidet jedoch unter einem grundlegenden Nachteil darin, dass das Vorhandensein der Verschmelzungslinie einen geschwächten Bereich entlang der longitudinalen Achse des Stents erzeugt, der möglicherweise einer Ermüdung und einem Bruch ausgesetzt ist. Es wäre für den Stent besser, aus einem gleichförmigeren Materialstück ausgebildet zu sein, um dieses potentielle Problem zu umgehen.

[0071] Gemäß der vorliegenden Erfindung werden daher zwei neue alternative Verfahren zum Abbilden des gewünschten Musters, d.h. der Orte der Punkte, der wellenförmigen Verbindungsglieder, der Ring- und Verbindungssegmente, usw. auf einem Zylinder bereitgestellt, ohne dass ein Bedarf eines Verschmelzens zu einem Zylinder nach dem Ausbilden des Entwurfs bestehen. Es kann entweder ein Film-Kontakt-Abbildungsverfahren oder ein Laser-Scan-System dazu verwendet werden, dieses Ziel zu erreichen.

[0072] Wie in [Fig. 23](#) dargestellt ist, wird ein Film-Kontakt-Abbildungsverfahren unter Verwendung eines elliptischen Spiegels **100** ausgebildet, der ultraviolettes Licht von einer ultravioletten Lichtquelle **110** reflektiert. Die ultraviolette Lichtquelle ist in einem Fokus des elliptischen Spiegels **100** angeordnet und leuchtet durch einen Schlitz oder eine verengte Apertur **120** (was eine Lichtstreuung vermeidet). Der Schlitz oder die Apertur **120** ist in dem anderen Fokus des elliptischen Spiegels angeordnet, um eine Beleuchtung mit hoher Energiedichte durch die ultraviolette Lichtquelle bereitzustellen. Die Strahlen von ultraviolettem Licht **115** werden daher von dem elliptischen Spiegel **100** zurückreflektiert, um durch den Schlitz oder die Apertur **120** und auf einen sich bewegenden Film **130** zu laufen. Der Schlitz **120** erstreckt sich parallel zu der longitudinalen Achse der hohlen Röhre oder Zylinders **140**. Der Film **140** trägt den Entwurf, der auf der Röhre oder dem Zylinder **140** vorzusehen ist.

[0073] Der Film **130** steht in Kontakt mit dem Hohlzylinder **140**. [Fig. 22](#) zeigt eine Zeichnung des fotoätzenden Films für die Stentherstellung gemäß des Verfahrens der vorliegenden Erfindung. Der hohle Zylinder **140** besteht aus einem Material, das zu dem Stent der vorliegenden Erfindung gebildet wird. Der Film **130** dient als eine Maske oder Vorlage, die in manchen Bereichen transparent für ultraviolettes Licht und in anderen in dem vordefinierten Stentmuster undurchlässig für ultraviolettes Licht ist. Der Zylinder **140** ist mit einem geeigneten Material (einem

Photolack) für einen Fotoätzvorgang beschichtet. Wenn ultraviolettes Licht **115** auf den Film **130** durch einen Schlitz **120** übertragen wird, bewegt sich der Film **130** nach dem Zylinder **140**, während der Zylinder **140** rotiert. Die Rotation des Zylinders **140** korreliert mit der Bewegung des Films **130**, um das Muster auf dem Film passend um und auf den Zylinder **140** abzubilden. Als ein Ergebnis trifft das ultraviolette Licht **115**, das die UV-transparenten Abschnitte des Films durchläuft, den Zylinder **140** in dem gewünschten Muster, um die passende Konfiguration auf den Zylinder **140** zu fotoätzen. Eine Säurebehandlung wird dann dazu verwendet, die Bereiche zu entfernen, die von dem UV-Licht getroffen wurden. Im allgemeinen sind die chemischen Aspekte des Systems ähnlich zu denen, die bei der Herstellung von Computerchips verwendet werden, d.h. Fotolack, Maskierung, Säure, usw.

[0074] Es sollte darauf hingewiesen werden, dass natürlich Änderungen an diesem Entwurf durch den Fachmann vorgenommen werden können. Zum Beispiel ist bei Vorhandensein einer genügend starken Lichtquelle die Verwendung eines elliptischen Spiegels nicht wesentlich.

[0075] Wie in [Fig. 24](#) dargestellt ist, ist ein zweites Verfahren, das zur Herstellung von Stents verwendet werden kann, ein Laser-Scan-System. Das System besteht aus einem Zylinder oder einer Röhre **160**, die zu ätzen ist, einem Laser **170**, der Laseroptik **180** (die ein Modulator und Strahlkomponenten enthält) und einem dynamischen Deflektor **190** (wie etwa einem rotierenden Spiegel, einem Polygon oder irgendeinem anderen bekannten Scan-Deflektor). Das System basiert auf einem allgemein bekannten Flachbett-Scansystem. Der Zylinder **160** ist mit einem Fotolack oder einem zum Fotoätzen geeigneten Material beschichtet. Ein Laser **170** mit geeigneter Energie und Wellenlänge, die zur Stimulierung des verwendeten Fotolacks geeignet sind, wird ausgewählt. Für ein Ablationsverfahren kann der Laser z.B. eine Hochenergie-IR-Laserdiode sein, für einen Fotolack, der sensibel für sichtbares Licht ist, kann der Laser ein Laser in dem sichtbaren Bereich sein oder für einen herkömmlichen UV-Fotolack kann ein Eximer-Laser oder ein eine dritte (oder höhere) Schwingung erzeugender Nd:YAG/Nd:YLF-Laser verwendet werden. Der Laser-Strahl wird durch ein geeignetes optisches System geformt und im Falle einer IR-Laserdiode durch direkte Modulation moduliert, mit AOM (einem akustischen optischen Modulator) in dem Fall eines CW-Lasers in dem sichtbaren Bereich, oder durch einen vibrierenden Spiegel in dem Fall eines UV-Lasers.

[0076] Der Laserstrahl von dem Laser **170** trifft eine Deflektorvorrichtung **190**, die ein rotierender Spiegel, ein Polygonspiegel oder eine andere bekannte Scanvorrichtung sein kann. Der Strahl tritt aus dem Deflek-

tor aus, durchläuft eine Scanlinse **195** und fokussiert auf den Zylinder **160**. Der mit einem Fotolack beschichtete Zylinder rotiert um seine longitudinale Achse **200** mit einer konstanten Winkelgeschwindigkeit, während der Strahl vor- und zurückschaut. Die Modulation des Laserstrahls ermöglicht das Schreiben einer Computerbilddatei direkt auf den Zylinder ohne den Bedarf von Zwischenmedien (z.B. eines Films). Die Laserscangeschwindigkeit korreliert mit der Winkelgeschwindigkeit des Zylinders und wird durch die Energie, die zur Belichtung des Fotolacks benötigt wird, bestimmt.

[0077] Die [Fig. 25](#) und [Fig. 26](#) betreffen die Verwendung der vorliegenden Erfindung als ein Stentgraft. Dies ist ein Stent, über dem eine Gewebehülse angeordnet ist, um zu verhindern, dass Blut durch die Stentwand fließt oder um eine bessere Stützung der Gefäßwand bereitzustellen. In einer besonderen Ausführungsform weist der Stentgraft eine Y-Form zur Behandlung von einem Aortenaneurysma nahe der aorten Verzweigung auf. In solchen Fällen neigen einfache Stentgrafts dazu, nach unten zu wandern. Durch die Y-Form der vorliegenden Erfindung ist der Stent jedoch auf die Verzweigung gestützt und kann nicht von seinem Anwendungsort wegwandern. Ein Verfahren zur perkutanen Einfügung dieses Y-Stentgrafts ist in der Zeichnung dargestellt. Wie in den Zeichnungen dargestellt ist, ist das Hauptrohr integral bzw. einstückig mit einem rechten und einem linken Rohr, wodurch die Y-Form des Stentgrafts gebildet ist. Ein erster Ballon verläuft von der linken Röhre in die Hauptröhre, während ein zweiter Ballon durch die rechte Röhre verläuft. Während der Anwendung bewegt sich die rechte Röhre biegsam nach rechts. Der zweite Schritt der Anwendung umfasst das Ziehen des gesamten Stentgrafts, so dass es an der Aortenverzweigung angeordnet und befestigt ist. Dann wird das Aufblasen von Ballon Nr. 1 für die Hauptröhre durchgeführt. Dann wird Ballon Nr. 2 in der rechten Röhre aufgeblasen. Ballon Nr. 1 wird dann gezogen und erneut aufgeblasen, wonach die Ballons herausgezogen werden. [Fig. 25](#) zeigt das Y-förmige Röhrenstentgraft in seiner offenen oder aufgeweiteten Konfiguration. Ballon Nr. 1 ist aufgeblasen dargestellt und auf der Hauptgrafttröhre angeordnet. Ballon Nr. 2 ist in der rechten Grafttröhre dargestellt. Ein Herausziehen von Ballon Nr. 1 und ein erneutes Aufblasen desselben weitet die linke Grafttröhre auf.

Patentansprüche

1. Medizinischer Stent (**30**) mit:
mindestens zwei Paaren von koaxialen Ringen (**1**, **2**, **33**), wobei jeder Ring Windungen (**31**) entlang seines Umfangs aufweist, wobei jeder der Ringe sowohl einen zusammengezogenen Zustand als auch einen auf geweiteten Zustand entsprechend dem zusammengezogenen und dem aufgeweiteten Zustand der

Windungen aufweist, und longitudinalen Verbindungsgliedern (**22**, **35**), wobei die longitudinalen Verbindungsglieder die koaxialen Ringe verbinden, um den Stent in einer hohlen zylindrischen Form auszubilden, wobei der zusammengezogene Zustand des Stents das Befördern des Stents auf einem Katheter in einen Patienten ermöglicht, und wobei der aufgeweitete Zustand des Stents hervorruft, dass die Ringe an den Wänden eines Körpergefäßes ruhen, in dem der Stent angeordnet ist, wobei die Ringe aus dem zusammengezogenen Zustand in den aufgeweiteten Zustand aufweitbar sind, wobei der Stent entlang im wesentlichen seiner gesamten longitudinalen Achse flexibel ist, wenn der Stent in dem zusammengezogenen Zustand ist, wobei der Stent fester bzw. steifer ist, wenn er in den aufgeweiteten Zustand aufgeweitet ist, und wobei der Stent im wesentlichen unabhängig davon, ob die Ringe oder der Stent in dem zusammengezogenen oder dem aufgeweiteten Zustand sind, dieselbe Länge aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, dass die longitudinalen Verbindungsglieder (**22**) zwischen irgendeinem Paar von benachbarten Ringen (**1**, **2**) alle im wesentlichen dieselbe Länge aufweisen, und wobei die Anzahl von longitudinalen Verbindungsgliedern von im wesentlichen derselben Länge zwischen einem Paar von benachbarten Ringen kleiner ist als die Anzahl von longitudinalen Verbindungsgliedern von im wesentlichen derselben Länge zwischen mindestens einem anderen Paar von benachbarten Ringen.

2. Medizinischer Stent nach Anspruch 1, bei dem mindestens zwei benachbarte Ringe ein Paar ausbilden, bei dem die Windung des zweiten Rings des Paares das Spiegelbild der Windung des ersten Rings des Paares ist.

3. Medizinischer Stent nach Anspruch 1 oder 2, bei dem aufgrund mindestens eines Segments mindestens eines Rings, das ausgelassen ist, nicht alle Ringe vollständig kreisförmig sind.

4. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche, bei dem mindestens einige entweder der Ringe oder der longitudinalen Verbindungsglieder wellenförmige Segmente umfassen, und bei dem die wellenförmigen Segmente entgegengesetzte und versetzte U-Formen sind.

5. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche, bei dem der Stent mittels eines Ballon-Katheters aufweitbar ist.

6. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche, bei dem die Ringe Punkte (**4**, **5**, **6**) auf den Windungen aufweisen, wobei sich die Punkte bei Aufweitung der Ringe von dem zusammengezogenen Zustand zu dem aufgeweiteten Zustand um fünfundvierzig (45) Grad verdrehen.

7. Medizinischer Stent nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem die Ringe Punkte (**4**, **5**, **6**) auf den Windungen aufweisen, wobei sich die Punkte bei Aufweitung der Ringe von dem zusammengezogenen Zustand zu dem aufgeweiteten Zustand um neunzig (90) Grad verdrehen.

8. Medizinischer Stent nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem die Ringe Punkte (**4**, **5**, **6**) auf den Windungen aufweisen, wobei sich die Punkte bei Aufweitung der Ringe von dem zusammengezogenen Zustand zu dem aufgeweiteten Zustand um einhundertachtzig (180) Grad verdrehen.

9. Medizinischer Stent nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem die Ringe Punkte auf den Windungen aufweisen, wobei sich die Punkte bei Aufweitung der Ringe von dem zusammengezogenen Zustand zu dem aufgeweiteten Zustand um dreihundertsechzig (360) Grad verdrehen.

10. Medizinischer Stent nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem die Ringe mindestens zwei Punkte (**4**, **5**, **6**) auf den Windungen aufweisen, wobei sich mindestens einer der Punkte um fünfundvierzig (45) Grad in eine erste Richtung und mindestens einer der Punkte auf demselben Ring um neunzig (90) Grad in eine der ersten Richtung entgegengesetzte Richtung verdreht.

11. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche, bei dem die longitudinalen Verbindungsglieder (**22**) im wesentlichen gerade sind, wenn der Stent in dem zusammengezogenen Zustand ist.

12. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche, bei dem die longitudinalen Verbindungsglieder (**22**) im wesentlichen gerade sind, sowohl wenn der Stent in dem zusammengezogenen Zustand als auch wenn der Stent in dem aufgeweiteten Zustand ist.

13. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche, bei dem die Form des Stents in dem aufgeweiteten Zustand ein hohler Zylinder eines im wesentlichen festen rechtwinkligen Netzes ist.

14. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche, des weiteren mit drehbaren Verbindungen (**68**, **69**) an mindestens einem der Ringe.

15. Medizinischer Stent nach Anspruch 14, bei dem die drehbaren Verbindungen (**68**, **69**) kreisförmig sind.

16. Medizinischer Stent nach Anspruch 14 oder 15, bei dem die drehbaren Verbindungen (**68**, **69**) Verbindungspunkte zwischen den Ringen und den

longitudinalen Verbindungsgliedern sind.

17. Medizinischer Stent nach Anspruch 14, 15 oder 16, bei dem die drehbaren Verbindungen kreisförmig und hohl sind.

18. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche, bei dem mindestens ein Teil des Stents aus Tantal besteht.

19. Medizinischer Stent nach Anspruch 13, bei dem die Verbindungen zwischen den Ringen und den longitudinalen Verbindungsgliedern kreisförmige und drehbare Verbindungen an den Ecken der Rechtecke des Netzes sind.

20. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche, bei dem die radiale Aufweitung der Ringe zumindest zum Teil, durch Dehnung des Stentmaterials gesteigert ist.

21. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche, bei dem die Ringe sowohl durch Entwirren der Windungen als auch durch Dehnung des Stentmaterials aufgeweitet sind.

22. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche mit einem Y-förmigen Stentgraft bzw. Stenttransplantat.

23. Medizinischer Stent nach einem der voranstehenden Ansprüche mit einem ersten koaxialen Ring (**1**), einem zweiten koaxialen Ring (**2**) und einem dritten koaxialen Ring (**3**), bei dem eine Mehrzahl von longitudinalen Verbindungsgliedern (**22**) den ersten Ring und den zweiten Ring verbindet, und bei dem mindestens ein longitudinales Verbindungsglied den zweiten Ring und den dritten Ring verbindet, so dass keine gemeinsame Verbindungsstelle auf dem zweiten Ring mit der Mehrzahl von longitudinalen Verbindungsgliedern, die den ersten Ring mit dem zweiten Ring verbinden, ausgebildet ist.

Es folgen 11 Blatt Zeichnungen

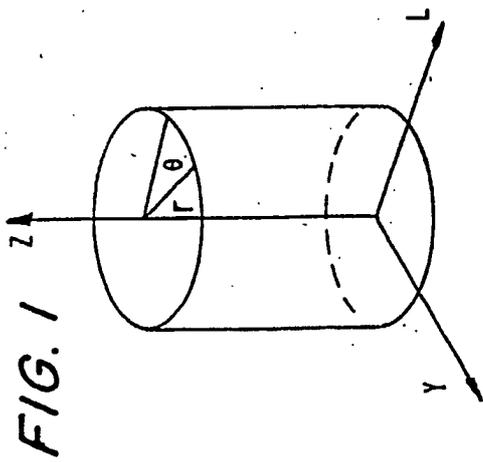


FIG. 1

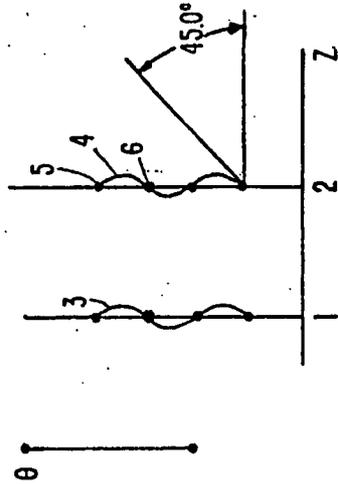


FIG. 2

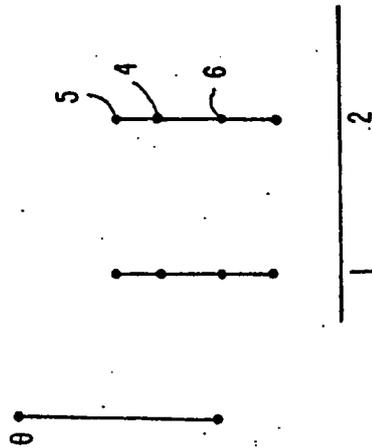


FIG. 3

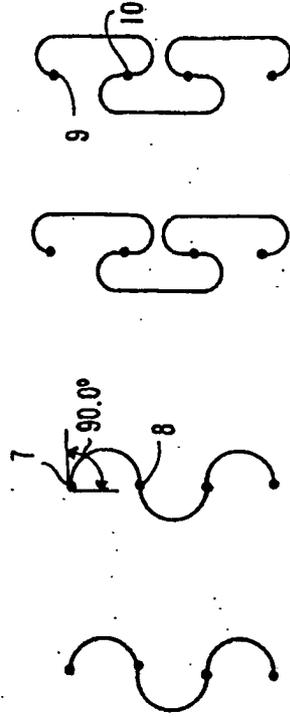


FIG. 4

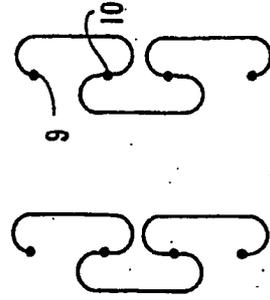


FIG. 5

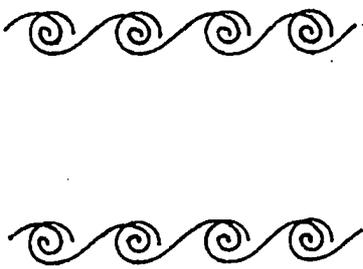


FIG. 6

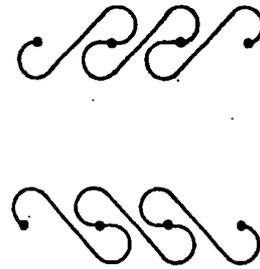
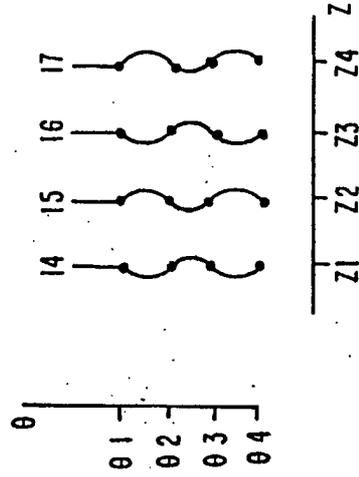
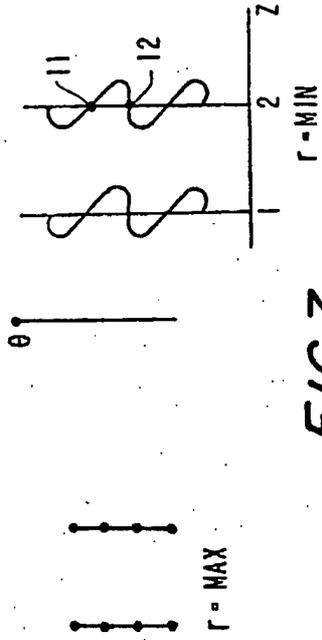


FIG. 8



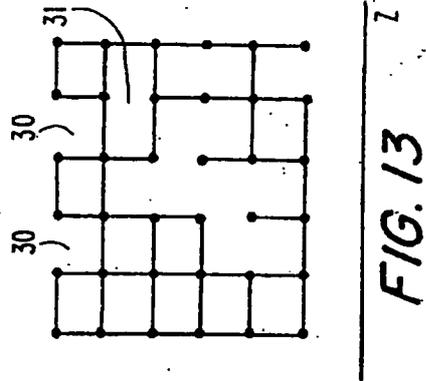
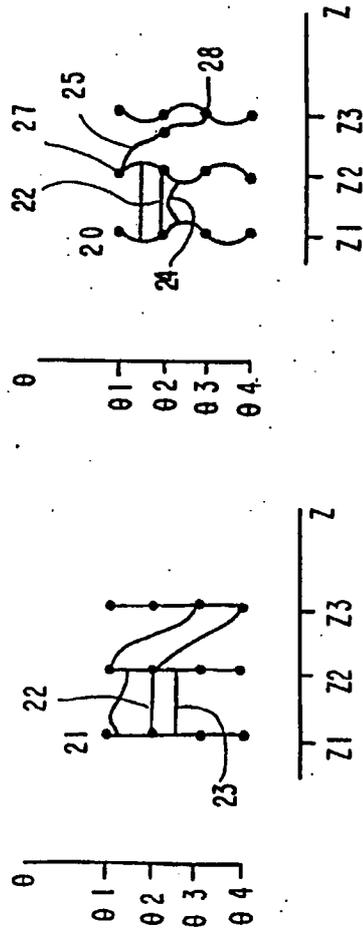
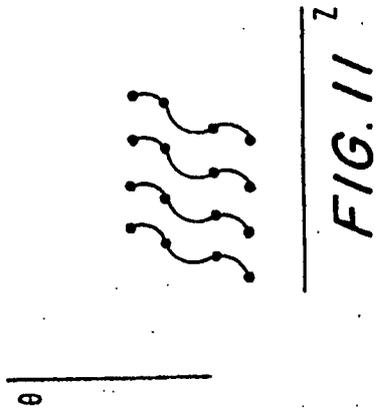


FIG. 14

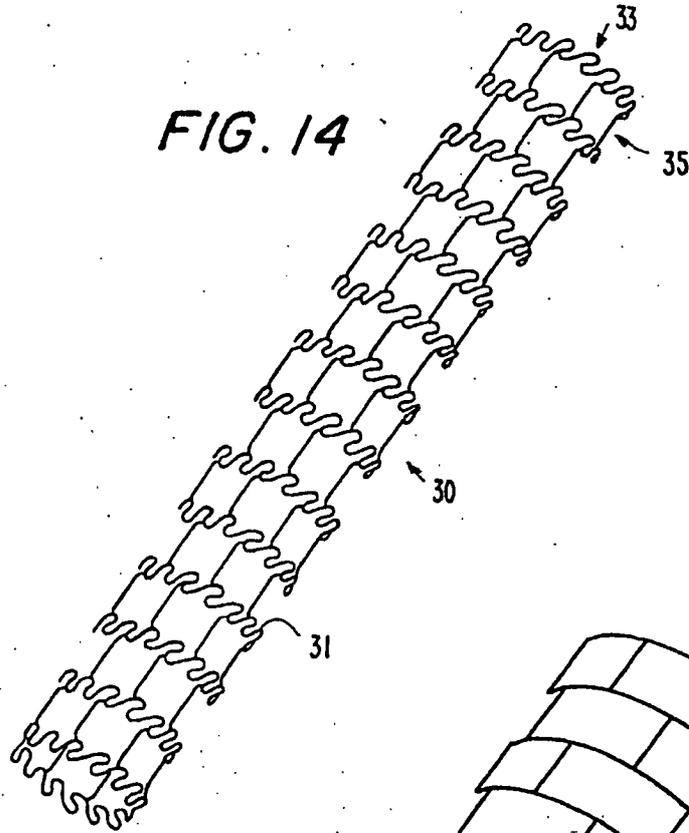
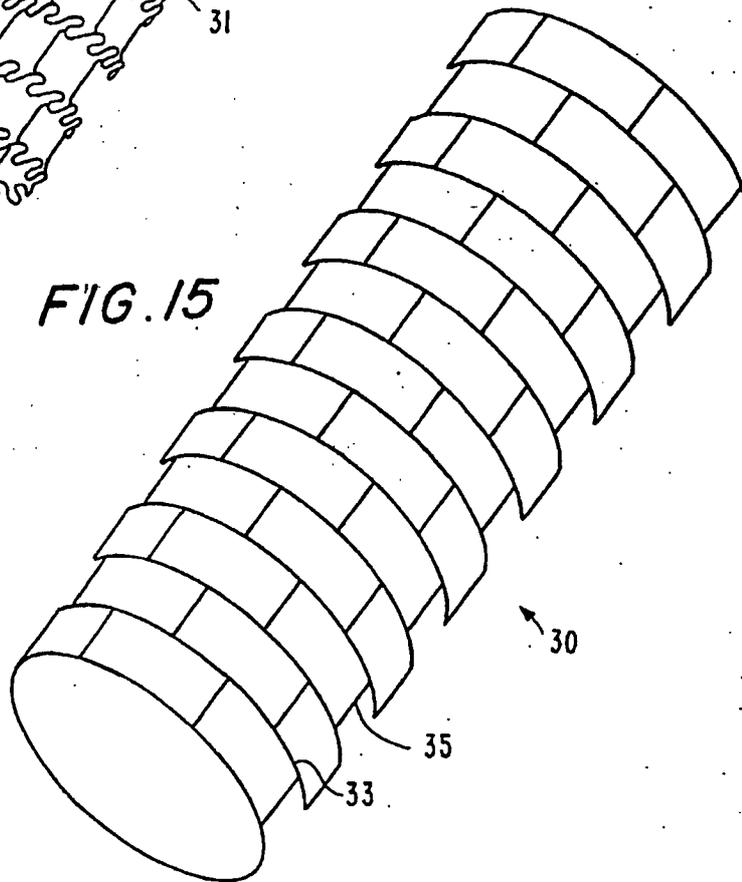
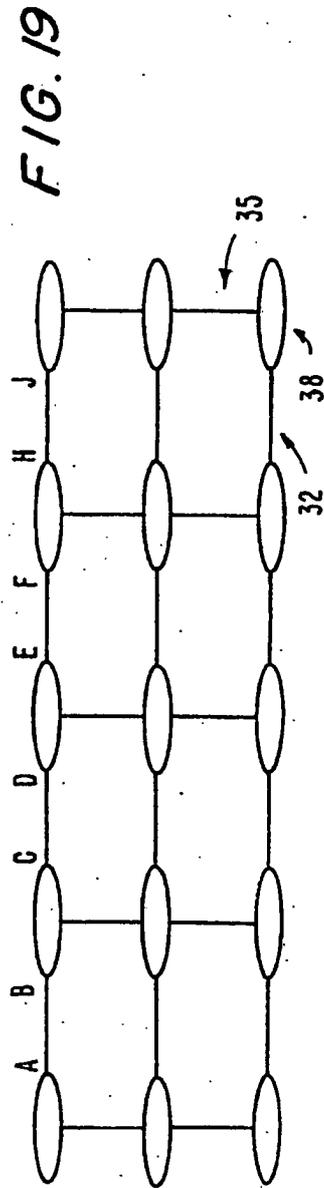
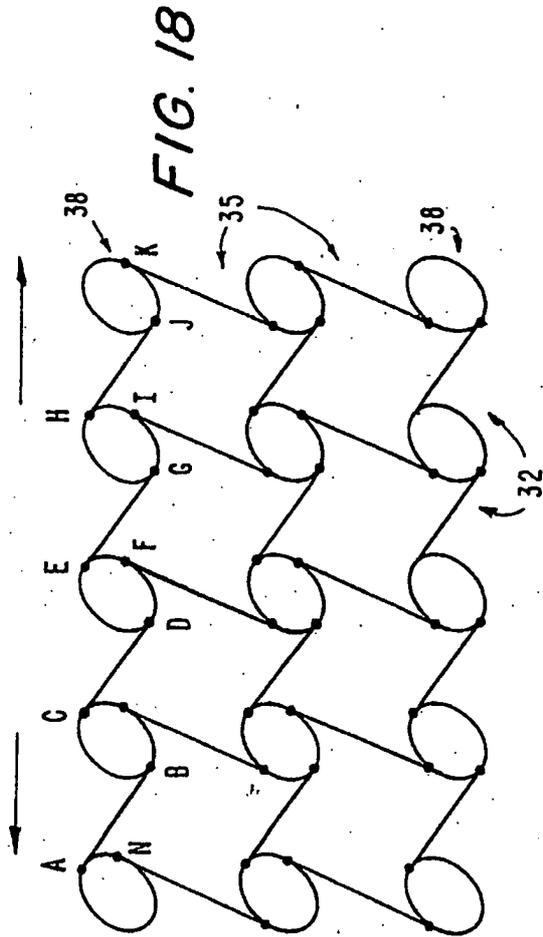


FIG. 15





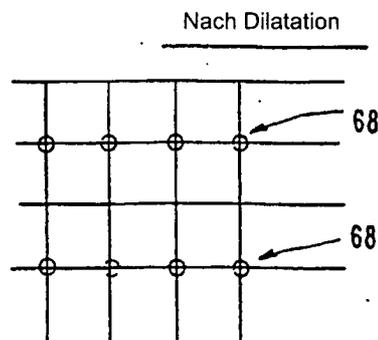
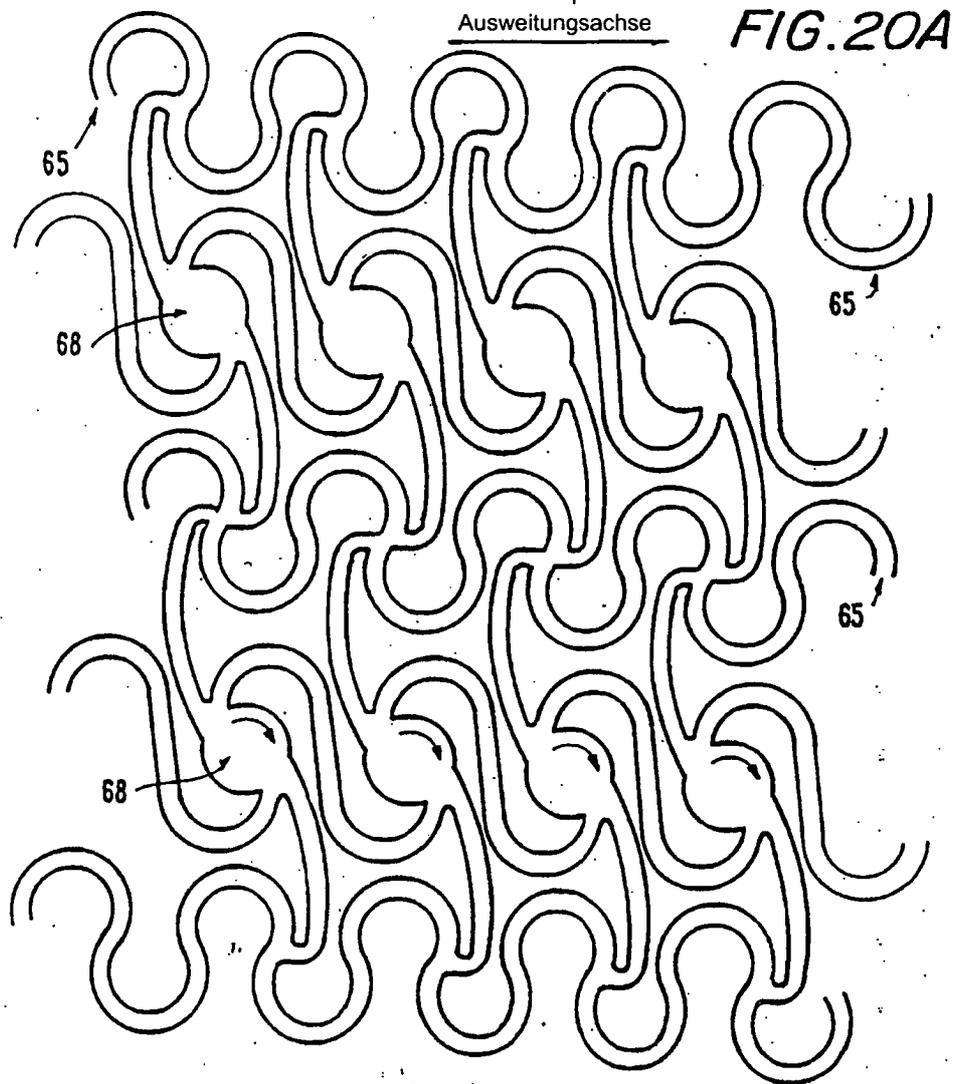


FIG. 20B

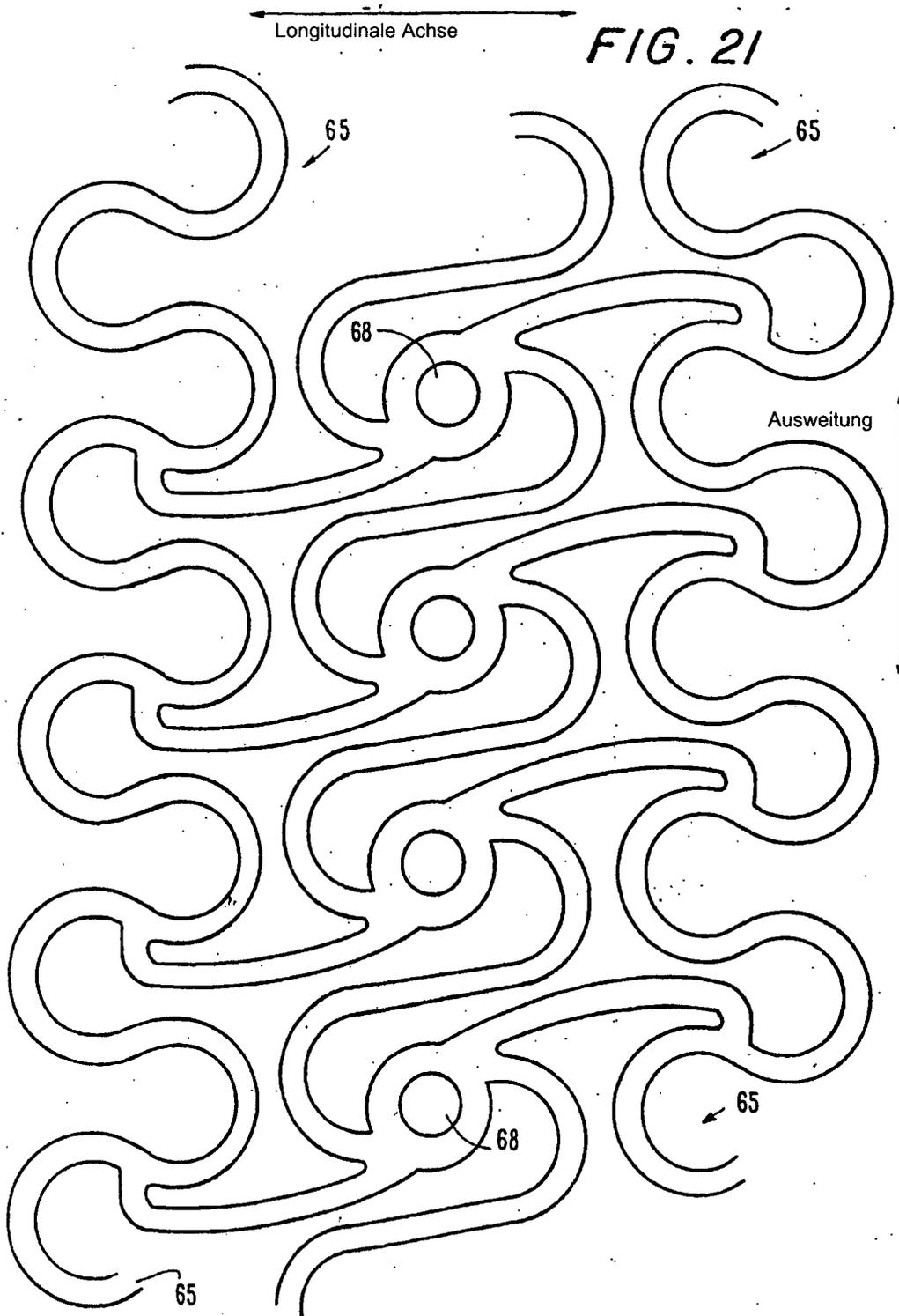
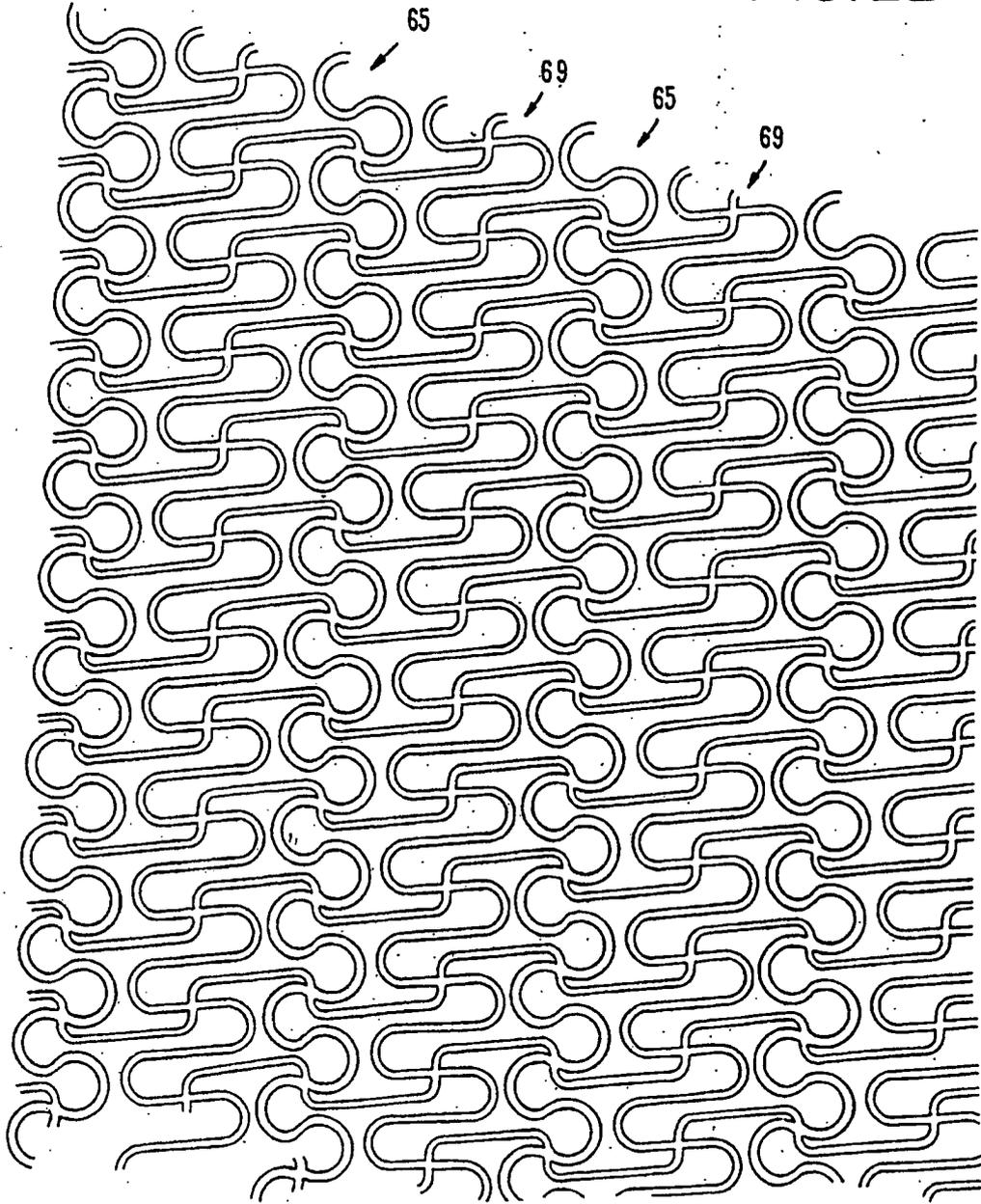
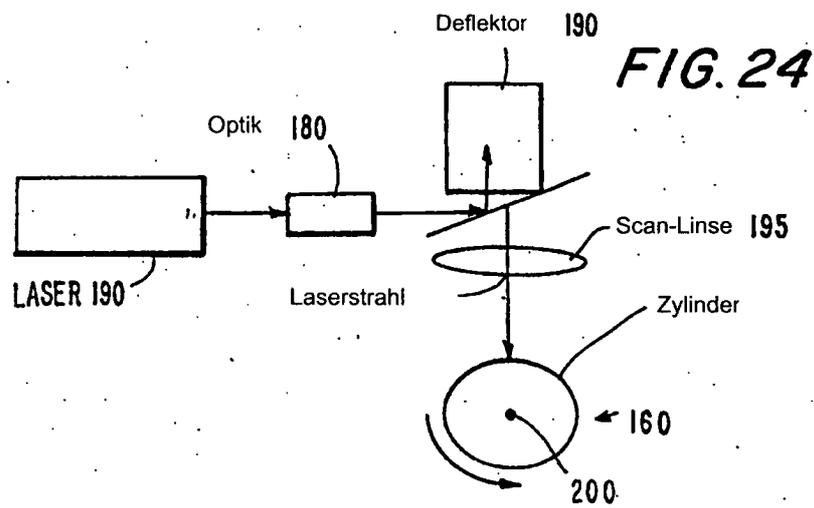
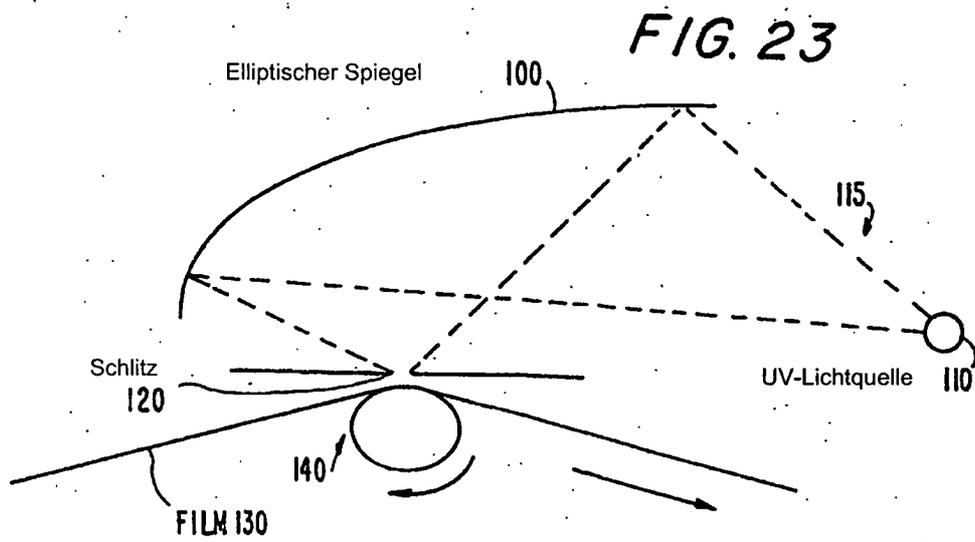


FIG. 22





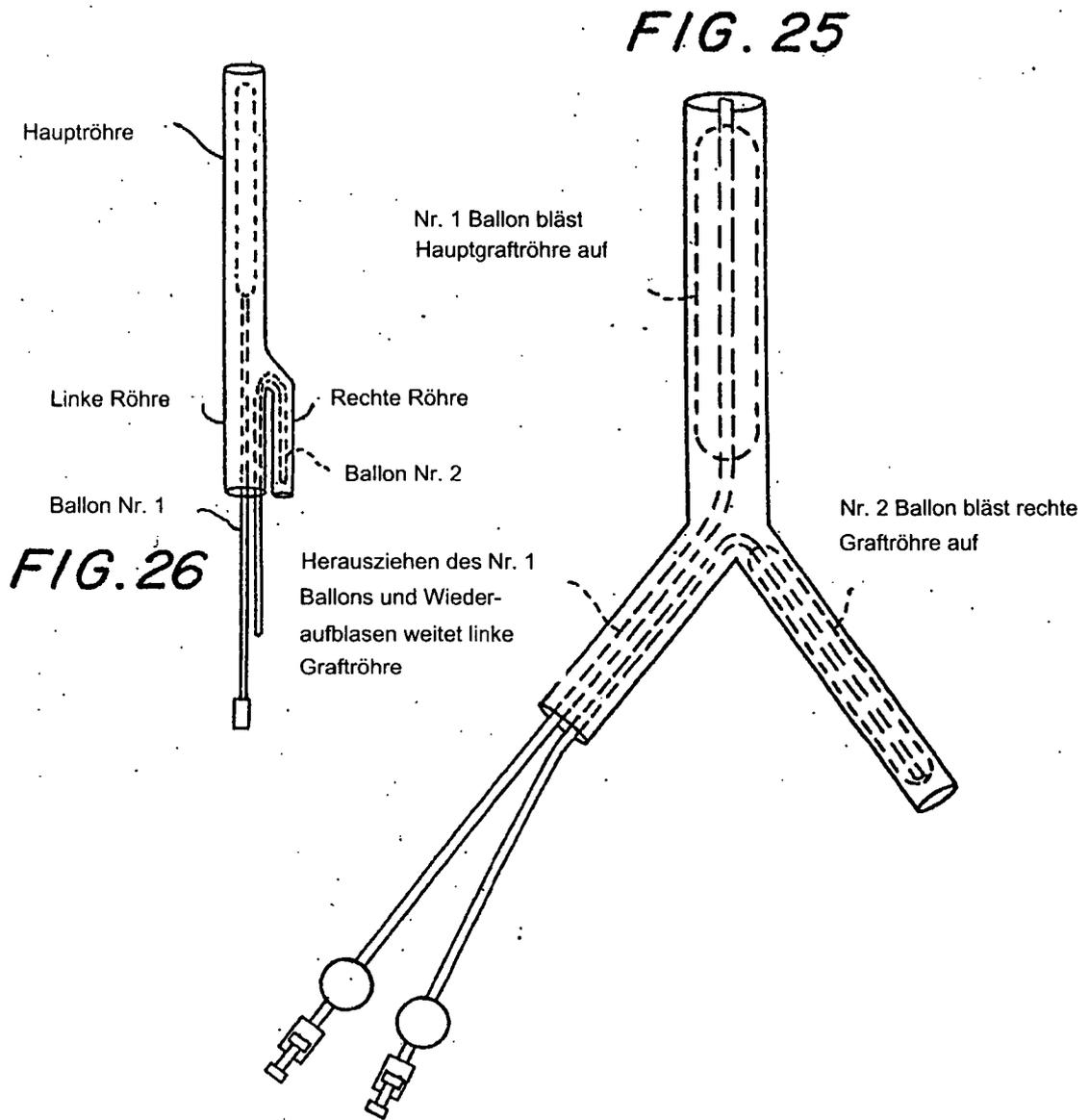


FIG. 27

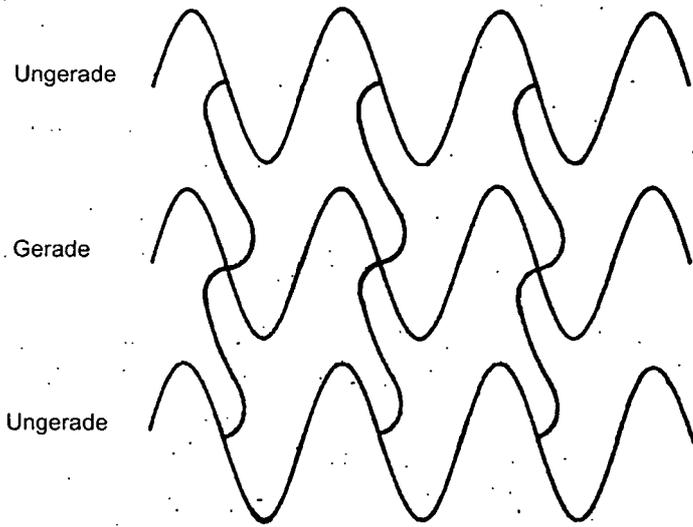


FIG. 28

