



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 698 27 386 T2 2005.11.24

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 0 987 999 B1

(51) Int Cl.⁷: A61F 2/06

(21) Deutsches Aktenzeichen: 698 27 386.9

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US98/12243

(96) Europäisches Aktenzeichen: 98 929 023.4

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 98/056313

(86) PCT-Anmeldetag: 12.06.1998

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 17.12.1998

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 29.03.2000

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 03.11.2004

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 24.11.2005

(30) Unionspriorität:

874975 13.06.1997 US

(74) Vertreter:

derzeit kein Vertreter bestellt

(73) Patentinhaber:

Cook Inc., Bloomington, Ind., US; Frantzen, John,
J., Copperopolis, Calif., US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, ES, FR, GB, IT, NL

(72) Erfinder:

FRANTZEN, J., John, Copperopolis, US

(54) Bezeichnung: CHIRURGISCHER STENT MIT ERHÖHTER BIEGSAMKEIT

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 eingelebt, 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

Technisches Gebiet

[0001] Die folgende Erfindung betrifft chirurgische Stents mit einer im Allgemeinen zylinderförmigen Konfiguration, die chirurgisch in ein Körperlumen, wie z. B. eine Arterie, implantiert und radial expandiert werden können. Insbesondere betrifft die vorliegende Erfindung radial expandierbare chirurgische Stents mit erhöhter Flexibilität für den Durchgang durch gewundene Arterienpfade und andere Körperlumen mit scharfen Kurven.

Stand der Technik

[0002] Chirurgische Stents, die chirurgisch in ein Körperlumen, wie z. B. eine Arterie, implantiert werden können, um die Leistung des Lumens zu verstärken, unterstützen, es zu reparieren oder anderweitig zu verbessern, sind seit langem bekannt. In der Herz-Kreislauf-Chirurgie ist es beispielsweise häufig wünschenswert, einen Stent an einer Stelle in die Koronararterie setzen, an der die Arterie beschädigt ist oder kollabieren kann. Der Stent verstärkt nach seiner Platzierung diesen Arterienteil, so dass das Blut normal durch die Arterie fließen kann. Eine Stentform, die für die Implantation in Arterien und anderen Körperlumen besonders vorteilhaft ist, ist ein zylindrischer Stent, der von einem ersten kleinen Durchmesser zu einem zweiten größeren Durchmesser radial expandiert werden kann. Diese radial expandierbaren Stents können in die Arterie eingeführt werden, indem sie auf einem Katheter angeordnet und intern durch die Arterienpfade des Patienten geführt werden, bis sich der nicht-expandierte Stent an der gewünschten Stelle befindet. Der Katheter ist mit einem Ballon oder einem Expansionsmechanismus ausgestattet, der auf den Stent radial auswärts Druck ausübt, so dass der Stent radial auf einen größeren Durchmesser expandiert. Diese expandierbaren Stents sind nach der Expansion so steif, dass sie auch nach Entfernen des Katheters expandiert bleiben.

[0003] Radial expandierbare Stents sind in unterschiedlichen Konfigurationen erhältlich, um unter verschiedenen Umständen optimale Leistung zu erhalten. Die Patente von Lau (US-Patent Nr. 5.514.154, 5.421.955 und 5.242.399), Baracci (US-Patent Nr. 5.531.741), Gaterud (US-Patent Nr. 5.522.882), Gianturco (US-Patent Nr. 5.507.771 und 5.314.444), Termin (US-Patent Nr. 5.496.277), Lane (US-Patent Nr. 5.494.029), Maeda (US-Patent Nr. 5.507.767), Marin (US-Patent Nr. 5.443.477), Khosravi (US-Patent Nr. 5.441.515), Jessen (US-Patent Nr. 5.425.739), Hickle (US-Patent Nr. 5.139.480), Schatz (US-Patent Nr. 5.195.984), Fordenbacher (US-Patent Nr. 5.549.662), Wiktor (US-Patent Nr. 5.133.732) und Frantzen (US-Patent Nr. 5.741.327, Patentan-

meldung Nr. WO 98/28035) enthalten beispielsweise alle die eine oder andere Form von radial expandierbarem Stent für die Implantation in ein Körperlumen.

[0004] Jeder dieser Stents des Standes der Technik ist mit einer Reihe von Nachteilen behaftet, so dass sie nicht ideal sind. Viele dieser expandierbaren Stents sind beispielsweise nicht besonders flexibel und haben eine Mittelachse, die im Wesentlichen linear bleibt, wenn die Stents nicht expandiert sind. Durch diese mangelnde Flexibilität lässt sich der Stent nur schwer durch die Arterienpfade schieben, um im Körper des Patienten richtig positioniert zu werden, wie bei den in Patentanmeldung WO 98/28035 und US-Patent 5.741.327 offenbarten Stents.

[0005] Einige Arterienpfade sind mit den chirurgischen Stents des Standes der Technik aufgrund des gewundenen Charakters dieser Arterienpfade nicht zugänglich. Ohne einen Stent mit ausreichender Flexibilität zur Navigation durch diese gewundenen Arterienpfade, können diese Arterien mit den bekannten Stents des Standes der Technik nicht repariert werden.

[0006] Ein weiteres Problem mit diesen Stents des Standes der Technik ist, dass eine axiale Länge dieser Stents verringert wird, wenn sie radial expandiert werden. Obwohl das Patent von Lau (Patent Nr. 5.514.154) ein Stentdesign lehrt, mit dem axiale Kontraktion begrenzt werden soll, zeigt sogar dieser Stent eine gewisse axiale Kontraktion, insbesondere an einem Ende.

[0007] Wenn ein Chirurg einen Stent in einer Arterie oder einem anderen Körperlumen positioniert, muss der Stent präzise an der Stelle positioniert werden, an der der Chirurg ihn platzieren will. Bei Stents des Standes der Technik kommt es häufig vor, dass der Stent vor der radialen Expansion präzise an der gewünschten Stelle platziert wird, aber nach seiner Expansion durch die axiale Kontraktion nicht mehr präzise an der gewünschten Stelle liegt. Dieses Problem mit falscher Platzierung wird noch durch die Tatsache verschärft, dass die meisten Stents sich nur leicht expandieren, aber nach erfolgter Expansion nicht wieder leicht kontrahieren lassen.

[0008] Darüber hinaus ist es häufig schwierig, selbst mit den medizinischen Bilddarstellungsgeräten des Standes der Technik, den Verbleib eines Stents bei seiner Implantation in einem Körperlumen genau zu bestimmen. Diese Schwierigkeit bei der genauen Bestimmung der Position des Stents verschärft noch das Problem der genauen Positionierung des Stents an der gewünschten Stelle. Demnach besteht ein Bedarf nach einem radial expandierbaren Stent mit wenig oder gar keiner axialen Kontraktion im radial expandierten Zustand, der sich während seiner Positio-

nierung leicht mit medizinischen Bilddarstellungsgeräten lokalisieren lässt.

Offenbarung der Erfindung

[0009] Die vorliegende Erfindung stellt einen radial expandierbaren Stent gemäß Anspruch 1 bereit, der über seine gesamte axiale Länge im radial expandierten Zustand nur wenig oder gar keine Kontraktion zeigt. Der Stent enthält eine Reihe von Streben, die als Umfangselementen dienen und die zylindrische Kontur des Stents beschreiben. Jede Strebe ist mit einer separaten Ebene lotrecht zu einer Mittelachse der zylindrischen Kontur des Stents und parallel zu anderen Ebenen benachbarter Stents ausgerichtet. Der Stent kann unterschiedliche Anzahlen von miteinander verbundenen Streben aufweisen. Mindestens zwei Endstreben sind aber vorgesehen, einschließlich einer ersten Endstrebe und einer zweiten Endstrebe, die die Enden der zylindrischen Kontur des Stents definieren. Zwischenstreben sind in der Regel auch zwischen den beiden Endstreben vorgesehen.

[0010] Jede dieser Streben weist eine wellenartige Kontur auf, wenn sie die zylindrische Kontur des Stents umschreibt. Somit besitzt jede Strebe eine Reihe von Biegungen mit Mulden und Kämmen, die sich über die Länge jedes Stents abwechseln. Jede Mulde definiert einen Teil der Strebe, die von benachbarten Streben am weitesten entfernt liegt, und jeder Kamm definiert einen Teil der Strebe, die benachbarten Streben am nächsten liegt. Eine Amplitude jeder Strebe, definiert durch den Abstand zwischen dem Boden jeder Mulde und der Oberseite jedes Kamms wird verändert, wenn der Stent radial expandiert, so dass die Amplitude im Allgemeinen abnimmt.

[0011] Die Endstreben sind durch Zugstangen, die als axiale, die beiden Streben miteinander verbindende Elemente dienen, an benachbarten Zwischenstreben befestigt.

[0012] Zugstangen können auch benachbarte Zwischenstreben miteinander verbinden. Jede Zugstange ist an den neben ihr liegenden Streben durch eine erste Verbindungsstelle an einer Extremität der Zugstange und einer zweiten Verbindungsstelle an einer gegenüberliegenden Extremität der Zugstange verbunden. Sowohl die erste Verbindungsstelle als auch die zweite Verbindungsstelle sind in Mulden der Streben angeordnet. Somit überspannt die Zugstange eine Lücke zwischen benachbarten Streben an einem Teil der Lücke mit maximaler Breite.

[0013] Zur Maximierung der Flexibilität des Stents und zur Navigation des Stents durch stark gewundene Arterienpfade, sind axiale Elemente in Form von Verbindungselementen mit erhöhter Flexibilität vorgesehen, die die Lücken zwischen einigen der Streben überspannen. Die Lücken, die durch Verbindungselemente überspannt werden, lassen sich problemlos biegen, weil die Verbindungselemente ein Mittel zur Expansion und axialen Kontraktion enthalten. Jedes Verbindungselement hat einen linken Arm und einen rechten Arm, die über einen Ellbogen miteinander verbunden sind. Der Ellbogen ist so dünn, dass er etwas gebogen werden kann, so dass der linke Arm und der rechte Arme sich nach zueinander hin und von einander weg biegen, wodurch wiederum Teile der Lücke neben dem flexiblen axialen Element verengt oder erweitert werden. Wenn der Stent gebeugt ist, werden einige Verbindungselemente in einer Lücke zusammengezogen und einige Verbindungselemente in der Lücke werden erweitert, so dass die Lücke eine variable Breite aufweist, die auf einer Innenseite der Kurve des Stents kleiner und auf einer Außenseite der Kurve des Stents größer ist. Wenn sich der Stent durch die gewundenen Arterienpfade bewegt, können die axialen Verbindungselemente bei Bedarf expandieren und sich zusammenziehen, damit die von ihnen überspannten Lücken sich biegen und wiederum dafür sorgen, dass der Stent selbst sich flexibel an die Kontur des Arterienpfads anpasst, durch den er geschoben wird.

[0014] Je nach benötigter Flexibilität und Stärke des Stents können unterschiedliche Anzahlen Mulden mit Zugstangen, die benachbarte Streben miteinander verbinden, vorgesehen werden. Ferner kann eine größere Gesamtzahl von Wellenformen und axialen Elementen vorgesehen werden. Wenn die Flexibilität erhöht werden soll, kann eine kleinere Anzahl axialer Elemente zwischen benachbarten Streben vorgesehen werden oder die Arme der axialen Verbindungselemente können verlängert werden. Ferner können die Lücken, in denen die Verbindungselemente angeordnet sind, erweitert werden. Die wellenförmige Kontur der Streben kann entweder serpentinenartigen verlaufen, wobei die Streben keine flachen Flächen haben, sondern sich über ihre Länge völlig kurziv sind, oder die Streben können aus einer Reihe von linearen Abschnitten, einschließlich linearen Muldenabschnitten und linearen Kammabschnitten geformt werden, die mit linearen Beugeabschnitten miteinander verbunden sind.

[0015] Zur Verbesserung der Sichtbarkeit des Stents mit verschiedenen medizinischen Bilddarstellungsvorrichtungen können die das erste Ende formenden Streben und die das zweite Ende des Stents formenden Streben aus einem röntgendiftikten Material, wie z. B. Gold, Silber oder Platin bestehen, wodurch das erste Ende und das zweite Ende des Stents durch eine medizinische Bilddarstellungsvorrichtung während oder nach der Implantation des Stents in einem Körperlumen eines Patienten deutlich zu sehen sind.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0016] [Fig. 1](#) ist eine perspektivische Ansicht eines Stents, der kein Teil der vorliegenden Erfindung ist, vor seiner radialen Expansion.

[0017] [Fig. 2](#) ist eine perspektivische Ansicht des Stents aus [Fig. 1](#) nach seiner radialen Expansion.

[0018] [Fig. 3](#) ist eine Draufsicht auf die Ansicht in [Fig. 1](#) nach der zylindrischen Projektion des Stents auf eine ebene Fläche, um Einzelheiten der Konfiguration des Stents zu zeigen.

[0019] [Fig. 4](#) ist eine Draufsicht auf den Stent aus [Fig. 2](#) nach der zylindrischen Projektion des Stents auf eine ebene Fläche, um Einzelheiten der Konfiguration des Stents nach seiner radialen Expansion zu zeigen.

[0020] [Fig. 5](#) ist eine Draufsicht auf einen Stent, der eine erste Alternative des Stents in [Fig. 3](#) vor der radialen Expansion darstellt.

[0021] [Fig. 6](#) ist eine Draufsicht auf den Stent aus [Fig. 5](#) nach seiner radialen Expansion.

[0022] [Fig. 7](#) ist eine Draufsicht auf einen Stent, der eine zweite Alternative des Stents in [Fig. 3](#) vor der radialen Expansion darstellt.

[0023] [Fig. 8](#) ist eine Draufsicht auf den Stent aus [Fig. 7](#) nach seiner radialen Expansion.

[0024] [Fig. 9](#) ist eine Draufsicht auf einen Stent, der eine dritte Alternative des Stents in [Fig. 3](#) vor der radialen Expansion darstellt.

[0025] [Fig. 10](#) ist eine Draufsicht auf den Stent aus [Fig. 9](#) nach seiner radialen Expansion.

[0026] [Fig. 11](#) ist eine Draufsicht auf einen Stent, der eine Alternative zu dem Stent in [Fig. 9](#) darstellt, wobei seine Endstreben aus einem Material mit röntgendichten Eigenschaften bestehen, vor der radialen Expansion.

[0027] [Fig. 12](#) ist eine Draufsicht auf den Stent aus [Fig. 11](#) nach seiner radialen Expansion.

[0028] [Fig. 13](#) ist eine Vorderansicht des Stents aus [Fig. 11](#) und [Fig. 12](#), wie er aussehen würde, wenn man ihn mit einer medizinischen Bilddarstellungsvorrichtung betrachten würde, die das röntgendichte Material leichter erkennt als nicht-röntgendichtetes Material, wobei das Lumen deutlich von einem röntgendichten Farbstoff umrissen ist und Teile des Stents aus nicht-röntgendichtetem Material in gestrichelten Linien gezeigt sind, die andeuten sollen, dass diese Teile nur vage zu erkennen sind.

[0029] [Fig. 14](#) ist eine zylindrische Projektion einer alternativen Ausführungsform des Stents aus [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#), wobei einer größere Anzahl axialer Verbindungselemente vorgesehen sind, die Lücken zwischen den Streben des Stents überspannen.

[0030] [Fig. 15](#) ist eine zylindrische Projektion einer anderen alternativen Ausführungsform des Stents aus [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#), wobei fünf Verbindungselemente vorgesehen sind, die jede Lücke überspannen, und fünf Zugstangen vorgesehen sind, die jede Lücke überspannen und wobei für jede Strebe eine größere Anzahl Verbindungselemente vorgesehen ist.

[0031] [Fig. 16](#) ist eine zylindrische Projektion einer anderen alternativen Ausführungsform des Stents aus [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#), wobei vier Zugstangen vorgesehen sind, die jede Lücke überspannen, und vier Verbindungselemente vorgesehen sind, die jede Lücke überspannen, und wobei eine größere Anzahl Streben vorgesehen ist als in [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#).

[0032] [Fig. 17](#) ist eine zylindrische Projektion einer Alternative zum Stent in [Fig. 16](#), wobei die Streben eine größere Amplitude für einen größeren Betrag an radialer Expansion des Stents zeigen.

[0033] [Fig. 18](#) ist eine zylindrische Projektion eines Teils des Stents aus [Fig. 17](#), die Einzelheiten der erfindungsgemäßen flexiblen axialen Verbindungselemente zeigt.

[0034] [Fig. 19–Fig. 21](#) sind zylindrische Projektionen eines Teils des Stents aus [Fig. 18](#), die drei alternative Ausführungsformen eines Ellbogens des flexiblen axialen Verbindungselements des Stents zeigen.

[0035] [Fig. 22](#) ist eine perspektivische Ansicht eines der erfindungsgemäßen Stents in seiner Position auf einem Katheter, wobei der Katheter so gebogen ist, wie er es beim Durchschieben durch eine scharfe Kurve in einem Körperlumen vor der radialen Expansion des Stents sein würde.

[0036] [Fig. 23](#) ist eine perspektivische Ansicht eines der erfindungsgemäßen Stents, die zeigt, wie der Stent ausreichend gebogen werden kann, um den gewundenen Arterienpfaden zu folgen.

[0037] [Fig. 24](#) ist eine schematische Darstellung der Arterienpfade eines Herzens, die einige mögliche Stellen für die Implantation der erfindungsgemäßen chirurgischen Stents zeigt.

Beste Arten zur Durchführung der Erfindung

[0038] Die Ausführungsformen in [Fig. 1](#) bis [Fig. 13](#) stellen keine Offenbarung der vorliegenden Erfin-

dung dar.

[0039] In den Zeichnungen bezeichnen gleiche Bezugsziffern stets gleiche Teile, wobei Bezugsziffer **10** den radial expandierbaren axial nicht-kontrahierbaren chirurgischen Stent ([Fig. 1](#) und [Fig. 2](#)) bezeichnet. Der Stent **10** weist im Allgemeinen eine zylinderförmige Kontur auf, die durch eine Reihe von Umfangselementen, sogenannten Streben **20**, definiert wird, die durch zahlreiche axiale Elemente, die häufig als Zugstangen **50** bezeichnet werden, miteinander verbunden sind. Die Streben **20** sind im allgemeinen wellenförmig, so dass eine Amplitude **22** ([Fig. 4](#)) der Streben **20** verringert und ein Durchmesser der Streben **20** vergrößert werden kann, wenn der Durchmesser des Stents **10** radial expandiert wird.

[0040] Im Wesentlichen und insbesondere mit Bezug auf [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) weist der Stent **10** die folgenden grundlegenden Merkmale auf. Eine Reihe von Umfangselementen, wie z. B. die Streben **20a**, **20b**, **20c**, **20d**, **20e**, **20f**, sind jeweils so orientiert, dass sie die zylindrische Kontur des Stents **10** umschreiben. Jede Strebe **20** enthält eine Reihe von Biegungen **30** ([Fig. 3](#) und [Fig. 4](#)), die der Strebe **20** ihre Wellenform verleihen. Jede Strebe **20** ist durch eine Lücke **40** von benachbarten Streben **20** beabstandet. Eine Reihe von Zugstangen **50** erstrecken sich zwischen benachbarten Streben **20** und über die Lücke **40**, so dass benachbarte Streben **20** miteinander verbunden werden. Die Zugstangen **50** wirken als axiale Elemente, die die axiale Stellung der Streben **20** bei der radialem Expansion des Stents **10** entlang dem Pfeil R ([Fig. 2](#)) aufrechterhalten. Die Zugstangen **50** sind soweit flexibel und soweit von anderen Zugstangen **50** beabstandet, dass der gesamte Stent **10** sich etwas biegen kann, so dass die Mittelachse **2** sich biegt, wenn der Stent **10** vor seiner radialem Expansion durch die Arterienpfade oder andere Körperlumen bewegt wird.

[0041] Insbesondere und insbesondere mit Bezug auf [Fig. 1](#) bis [Fig. 4](#), sind Einzelheiten des chirurgischen Stents **10** zu sehen. Jede Strebe **20** ist vorzugsweise ein dünner länglicher Strang aus einem Material wie z. B. Metall, der im Wesentlichen innerhalb einer den Stent **10** formenden zylindrischen Kontur liegt. Jede Strebe **20** hat eine wellenförmige Kontur mit einer konstanten Amplitude **22** ([Fig. 4](#)) und Wellenlänge **24** ([Fig. 4](#)), während sie die zylindrische Kontur des Stents **10** umschreibt. Jede Strebe **20** besitzt somit Biegungen **30**, die eine Reihe von abwechselnden Mulden **32** und Kämmen **36** liefern. Zwischen jeder benachbarten Mulde **32** und Kamm **36** ist ein Wendepunkt **34** vorgesehen, der einen Übergang zwischen der Mulde **32** und dem Kamm **36** definiert.

[0042] Ob ein Teil einer Biegung **30** eine Mulde **32** oder ein Kamm **36** ist, hängt größtenteils von der Per-

spektive ab. Der Einheitlichkeit halber und insbesondere mit Bezug auf [Fig. 4](#) ist die Mulde **32** derjenige Teil jeder Biegung **30**, der von der benachbarten Strebe **20**, zu der die Biegung hin weist, am meisten entfernt ist, und der Kamm **36** ist derjenige Teile der Biegung **30**, der der benachbarten Strebe **20**, zu der die Biegung **30** hin weist, am nächsten liegt. Die Mulden **32** und Kämme **36** sind jeweils kein bestimmter Punkt auf jeder Biegung **30**, sondern vielmehr eine Region, die sich von einem Wendepunkt **34** zum nächsten benachbarten Wendepunkt **34** auf jeder Strebe **20** erstreckt. Ob ein Teil einer Biegung **30** eine Mulde **32** oder ein Kamm **36** ist, hängt auch davon ab, welche Seite jeder Biegung **30** untersucht wird. Eine Biegung **30**, die von einem ersten Ende **60** und einem zweiten Ende **70** des Stents **10** beabstandet ist, kann beispielsweise einen Kamm **36** auf einer Seite der Biegung **30** haben, die dem ersten Ende **60** am nächsten liegt, und eine Mulde **32** auf der anderen Seite derselben Biegung **30**, die dem zweiten Ende **70** am nächsten liegt.

[0043] Jeder Wendepunkt **34** ist der Punkt, an dem die Biegung **30** von ihrer Kurve in eine Richtung (d. h. im Uhrzeigersinn) in ihre Kurve in einer entgegengesetzten Richtung (d. h. gegen den Uhrzeigersinn) übergeht. Jeder Wendepunkt **34** ist vorzugsweise ein einzelner Punkt am Beginn und in der Mitte jeder Wellenlänge **24** jeder Strebe **20**. Der Wendepunkt **34** kann alternativ aber auch eine lineare Region zwischen jedem Kamm **36** und jeder Mulde **32** und nicht nur ein Punkt sein. Vorzugsweise ist jede Strebe **20** mit benachbarten Streben **20** ausgerichtet, so dass die Mulden **32** benachbarter Streben **20** axial miteinander ausgerichtet sind und die Kämme **36** jeder Strebe **20** axial miteinander ausgerichtet sind.

[0044] Eine Lücke **40** befindet sich zwischen jedem Paar benachbarter Streben **20**. Somit haben die Endstreben **20**, wie z. B. die Strebe **20a** neben dem ersten Ende **60** und die Strebe **20f** neben dem zweiten Ende **70**, nur eine Lücke **40** neben ihnen und Zwischenstreben **20b**, **20c**, **20d**, **20e** haben Lücken **40** auf beiden Seiten. Vorzugsweise definiert jede Lücke **40** einen Raum zwischen benachbarten Streben **20**, der von den neben jeder Lücke **40** liegenden Streben **20** nicht überspannt wird. Statt dessen sind die unten ausführlich beschriebenen Zugstangen **50** zum Überspannen der Lücken **40** vorgesehen.

[0045] Jede Lücke **40** besitzt eine Breite, die schwankt, je nachdem, ob die Lücke **40** neben Mulden **32** benachbarter Streben **20** oder Kämmen **36** benachbarter Streben **20** angeordnet ist. An Stellen der Lücken **40** neben den Kämmen **36** benachbarter Streben **20** ist eine Mindestbreite **42** in der Lücke **40** definiert ([Fig. 4](#)). An Stellen entlang der Lücke **40** neben den Mulden **32** benachbarter Streben **20** ist eine maximale Breite **44** in der Lücke **40** definiert ([Fig. 4](#)). Jede Lücke **40** weist somit ein abwechselndes Mus-

ter von Mindestbreiten **42** und Höchstbreiten **44** auf, während die Lücke **40** die zylindrische Kontur des Stents **10** umschreibt.

[0046] Jede Höchstbreite **44** definiert ferner einen Seitenschlitz **46** ([Fig. 4](#)), an dem sich die Lücke **40** über eine signifikante Entfernung von einer Mittelebene der Lücke **40** weg und zu benachbarten Streben **20** hin erstreckt. Der Schlitz **46** hat eine Kontur, die durch die Konfiguration der Biegungen **30** benachbarter Streben **20** und den radialen Expansionsstatus des Stents **10** (d. h. vor der radialen Expansion entlang Pfeil R in [Fig. 2](#) oder nach der radialen Expansion) definiert wird. Vorzugsweise hat jeder Schlitz **46** ([Fig. 4](#)) vor der radialen Expansion entlang Pfeil R ([Fig. 2](#)) eine knollenförmige Kontur ([Fig. 3](#)), die eine knollenförmige Kontur der Biegungen **30** widerspiegelt, so dass der Schlitz **46** erst schmäler und dann wieder breiter wird, wenn der Schlitz **46** sich von einer Mittelebene der Lücke **40** weg und bis hinunter in eine der Mulden **32** in einer der Biegungen **30** einer benachbarten Strebe **20** erstreckt. Nach der radialen Expansion des Stents **10** ([Fig. 4](#)) verlieren die Schlitzte **46** diesen knollenförmigen Charakter und weisen stattdessen eine Kontur auf, deren Breite sich verjüngt, wenn sich die Schlitzte **46** von einer Mittelebene der Lücke **40** weg erstrecken.

[0047] Durch Gestaltung der Streben **20** mit dieser Eigenschaft von Biegungen **30** mit einem knollenförmigen Charakter, wodurch die Schlitzte **46** eine kleiner werdende und dann wieder größer werdende Breite besitzen, können die Streben **20** weiter radial entlang Pfeil R expandieren. Dadurch können sich die Stents **10** zu einer größeren Länge über den Umfang entlang Pfeil C ([Fig. 2](#) und [Fig. 4](#)) ausdehnen, wodurch die radiale Expansionsfähigkeit maximiert wird. Durch diese knollenförmige Kontur der Schlitzte **46** bleibt die Amplitude **22** ([Fig. 4](#)) der Streben **20** bei der anfänglichen radialen Expansion des Stents **10** unverändert. Erst nach signifikanter radialer Expansion und Umfangsstreckung beginnt die Amplitude **22** der Streben **20** signifikant abzunehmen.

[0048] Mindestens eine Zugstange **50** ist in jeder Lücke **40** orientiert. Die Zugstange **50** ist vorzugsweise eine dünne längliche Konstruktion mit einer ersten Extremität, die von einer zweiten Extremität beabstandet ist. Die erste Extremität ist an einer ersten Verbindungsstelle **52** an einer ersten benachbarten Strebe **20** befestigt, und die zweite Extremität ist an einer zweiten Verbindungsstelle **54** an einer zweiten benachbarten Strebe **20** befestigt. Die erste Verbindungsstelle **52** und die zweite Verbindungsstelle **54** sind beide vorzugsweise in Mulden **32** der Streben **20** angeordnet, die neben der Lücke **40** liegen, die von der Zugstange **50** überspannt wird.

[0049] Um eine axiale Kontraktion entlang Pfeil A ([Fig. 2](#)) während der radialen Expansion des Stents

10 zu verhindern, ist es wichtig, dass mindestens die Extremitäten der Zugstange **50**, die an Endstreben **20a, 20f** neben dem ersten Ende **60** und dem zweiten Ende **70** verbunden sind, an Mulden **32** der Endstreben **20a, 20f** befestigt sind. Die zweiten Extremitäten der Zugstange **50**, die mit Zwischenstreben **20** im Abstand vom ersten Ende **60** und dem zweiten Ende **70** verbunden sind, können entweder in den Mulden **32** oder den Kämmen **36** befestigt sein.

[0050] Wenn mindestens eine Zugstange **50** über jeder Lücke **40** liegt und die Verbindungsstellen **52, 54** in den Mulden **32** angeordnet sind, bleibt die Länge der Schlitzte **46** in der Lücke **40** erhalten. Wenn der Stent **10** somit entlang Pfeil R bis zu dem Punkt radial expandiert wird, an dem die Amplitude **22** der Streben **20** neben jeder Lücke **40** abzunehmen beginnt, werden die Streben **20** neben jeder Lücke **40** nicht zusammengezogen. Stattdessen werden die Mindestbreiten **42** in den Lücken **40** größer und die Streben **20**, und zwar insbesondere die Endstreben **20a, 20f**, halten ihre Position. So tritt keine axiale Kontraktion entlang Pfeil A auf.

[0051] Von vorherrschender Bedeutung bei der Konfiguration des Stents **10** ist, dass die Lücken **40** neben dem ersten Ende **60** und dem zweiten Ende **70** von Zugstangen **50** überspannt werden, die in den Mulden **32** in den das erste Ende **60** und das zweite Ende **70** definierenden Streben **20a, 20f** angeordnet sind. Darüber hinaus können die anderen Zugstangen **50** zwischen Zwischenstreben **20b, 20c, 20d, 20e** entweder in Mulden **32** oder auf Kämmen **36** angeordnet sein. Die Zugstangen **50** zwischen benachbarten Zwischenstreben **20b, 20c, 20d, 20e** sollten aber mindestens an einer gleichen Anzahl Mulden **32** und Kämmen **36**, oder an einer größeren Anzahl Mulden **32** befestigt sein, wie dies in [Fig. 1](#)–[Fig. 4](#) zu sehen ist, wo die Zugstangen **50** nur an Mulden **32** befestigt sind.

[0052] Die Erfahrung hat gezeigt, dass die dünnen Querschnitte der Zugstangen **50** dazu führen, dass die Zugstangen **50** sich in vielen Fällen etwas biegen. Deshalb ist es vorteilhaft, eine größere Anzahl von Lücken **40** zu haben, die von Zugstangen **50** überspannt werden, die mit benachbarten Streben **20** an Mulden **32** verbunden sind, als Zugstangen **50**, die an Kämmen **36** befestigt sind, um die Möglichkeit einer Biegung der Zugstangen **50** auszugleichen.

[0053] Vorzugsweise weist jede Lücke **40** Zugstangen **50** auf, die sich von den Mulden **34** jeder benachbarten Strebe **20** aus erstrecken. Theoretisch könnte eine solche Konfiguration tatsächlich dazu führen, dass der Stent **10** axial entlang Pfeil A expandiert, wenn er radial entlang Pfeil R expandiert wird, so dass sich die Zugstangen **50** etwas biegen, wenn sie in einem Körperlumen angeordnet sind, und somit etwas kürzer werden, so dass der Stent **10** in Wirklich-

keit im Wesentlichen dieselbe axiale Länge behält wie vor der Expansion und nur eine geringe Möglichkeit einer minimalen Kontraktion oder Expansion besteht. Zu beachten ist, dass sogar sogenannte selbst-kontrahierende Stents, beispielsweise der expandierbare Stent von Lau (Patent Nr. 5.514.154) um bis zu der Hälfte der Amplitude von Umfangselementen, die solche Stents des Standes der Technik bilden, kontrahieren kann. Diese Kontraktion von Stents des Standes der Technik, wie sie von Lau gelehrt wird, tritt insbesondere an den Enden der Stents auf, wo axiale Elemente auf Umfangselemente an den Kämmen in den Umfangselementen treffen.

[0054] Das die Streben **20** und andere Elemente des Stents **10** formende Material besteht vorzugsweise aus Edelstahl mit einem ausreichend kleinen Querschnitt, damit die Streben **20** problemlos mit radialer Kraft, beispielsweise entlang Pfeil R ([Fig. 2](#)) bis zu einem Punkt geladen werden können, der die Streckgrenze des Materials, aus dem die Streben **20** bestehen, überschreitet. Bei Aufbringen einer solchen radialen Kraft wird das Material, aus dem die Streben **20** bestehen, plastisch verformt, so dass die Streben **20** radial expandieren, sich über den Umfang strecken und in ihrer Amplitude kontrahieren. Diese Verformung des Materials, aus dem die Streben **20** bestehen, könnte theoretische stattfinden, bis die Streben **20** zu einem Kreis verformt werden, bevor weitere Verformung schließlich zum Versagen der Spannung der Streben **20** führen würde.

[0055] In der Praxis erhält der Stent **10** aber insgesamt eine Strukturstärke, indem er nicht bis zum maximalen Ausmaß expandiert wird, sondern nur bis zu einem Punkt, an dem die Streben **20** noch immer ein wellenförmiges Aussehen aufweisen und die Amplitude nur leicht verringert ist und die Wellenlänge der Streben **20** um einen ähnlichen Betrag wie das Ausmaß der Vergrößerung der Umfangslänge jeder Strecke **20** vergrößert ist. Obwohl die Streben **20** plastisch verformt wurden, wurde die Stärke des Materials, aus dem die Streben **20** bestehen, nicht überschritten. Das Material zeigt somit noch immer ähnliche Eigenschaften im Hinblick auf die Stärke und kann seine gewünschte Funktion, d. h. die Unterstützung eines Körperlumens im expandierten Zustand erfüllen.

[0056] Es ist zu beachten, dass Edelstahl eine Streckgrenze zwischen 27590 N/cm² und 51731 N/cm² und eine spezifische Festigkeit zwischen 62077 N/cm² und 82218 N/cm² aufweist. Somit kann dem Stent **10** relativ problemlos ausreichende radiale Kraft verliehen werden, damit die Streckgrenze des Materials, aus dem die Streben **20** bestehen, überschritten wird ohne aber die spezifische Festigkeit zu überschreiten. Dies gilt insbesondere dann, wenn die Streben **20** sich bei der radialen Expansion tatsächlich „biegen“ und nicht „dehnen“. Techniken für die Expansion von Stents wie dem Stent **10** sind im

Stand der Technik wohlbekannt. Bei einer solchen Technik wird ein expandierbarer Ballon im Stent platziert wird, der mit Luft oder einem anderen Fluidum gefüllt werden kann, so dass sich der Ballon elastisch aufweiten und eine radiale Kraft auf den Stent aufbringen kann. Spezifische Einzelheiten dieser Expansionstechniken sind in den Patenten, die im Hintergrund der Erfindung beschrieben sind, erwähnt und werden hiermit bezugnehmend aufgenommen.

[0057] Als Alternative zu dem chirurgischen Stent **10** der bevorzugten Ausführungsform ist ein chirurgischer Stent **110** ([Fig. 5](#) und [Fig. 6](#)) vorgesehen, der Verbindungsglieder **180** aufweist, die bestimmte Teile des Stents **110** überspannen. Der Stent **110** weist eine ähnliche Konfiguration auf wie der Stent **10** der bevorzugten Ausführungsform, mit den unten aufgeführten Ausnahmen. Somit enthält der Stent **110** Streben **120**, die als Umfangselemente für den Stent **110** wirken, wobei die Biegungen **130** den Biegungen **30** in den Streben **20** der bevorzugten Ausführungsform wirken, und Lücken **140** zwischen benachbarten Streben **120**. Jede Biegung **130** enthält eine Reihe von abwechselnden Mulden **132** und Kämmen **136**. Zugstangen **150** ähnlich wie die Zugstangen **50** der bevorzugten Ausführungsform, sind über einigen Lücken **140** angeordnet, während andere Lücken **140** mit den Verbindungsgliedern **180** versehen sind. Vorzugsweise sind die Lücken **140** neben dem ersten Ende **160** und dem zweiten Ende **170** mit Zugstangen **150** darin versehen. Darüber hinaus sind diese Zugstangen **150** vorzugsweise zwischen Mulden **132** benachbarter Streben **120** orientiert. Andere Lücken **140** im Abstand von dem ersten Ende **160** und dem zweiten Ende **170** können entweder Zugstangen **150** oder Verbindungsglieder **180** enthalten.

[0058] Jedes Verbindungsglied **180** ist eine dünne längliche Konstruktion mit einem linken Ende **182** ([Fig. 6](#)), einem rechten Ende **184** und einem medial zwischen dem linken Ende **182** und dem rechten Ende **184** angeordneten Ellbogen **186**. Das Verbindungsglied **180** ist somit mit einem linken Arm **187** ausgestattet, der sich vom linken Ende **182** zum Ellbogen **186** erstreckt, und mit einem rechten Arm **188**, der sich vom rechten Ende **184** zum Ellbogen **186** erstreckt. Vorzugsweise führt der Ellbogen **186** dazu, dass der linke Arm **187** lotrecht zum rechten Arm **188** liegt. Der Ellbogen **186** stellt einen bestimmten Ort dar, an dem sich der linke Arm **187** und der rechte Arm **188** jedes Verbindungsglieds **180** um den Pfeil F ([Fig. 6](#)) so zueinander hin und voneinander weg biegen können, dass die Flexibilität des gesamten Stents **110** erleichtert wird, wenn er durch die gewundenen Pfade geschoben wird.

[0059] Die Verbindungsglieder **180** sind vorzugsweise an Mindestbreiten **142** in der Lücke **140** orientiert, in der die Verbindungsglieder **180** angeordnet sind. Vorzugsweise wechseln sich die Lücken **140** mit

den darin angeordneten Verbindungsgliedern **180** mit Lücken **140** mit darin angeordneten Zugstangen **150** ab und enthalten keine Lücken **140** neben dem ersten Ende **160** und dem zweiten Ende **170**. Wenn der Stent **110** radial expandiert wird und eine Amplitude der Biegungen **130** und der Streben **120** abnimmt, halten die Verbindungsglieder **180** Kämme **136** benachbarter Streben **120** über den Lücken **140** zusammen. Dadurch entsteht eine Kontraktionswirkung auf dem Stent **110**. Die zwischen den Mulden **132** und benachbarten Streben **120** angeordneten Zugstangen **150** wirken aber eher expandierend auf den Stent **110**. Das Endergebnis der Zugstangen **150** mit ihrem axial expandierenden Effekt und der Verbindungsglieder **180** mit ihrer axial kontrahierenden Wirkung ist, dass der Stent **110** gar keine oder nur eine geringe Nettokontraktion aufweist, wenn er radial expandiert wird.

[0060] Vorzugsweise haben die Lücken **140** mit den darin angeordneten Zugstangen **150** drei Zugstangen **150** und die Streben **120** sechs Mulden **132** und sechs Kämme **136**, so das nur die Hälfte der möglichen Stellen auf der Zugstange **150** genutzt werden. Vorzugsweise enthalten die mit Verbindungsglieder **180** ausgestatteten Lücken **140** nur zwei Verbindungsglieder **180** darin. Somit bleiben vier Mindestbreiten **142** frei. Die Lokalisationen der Verbindungsglieder **180** sind vorzugsweise auf dem Umfang gegenüber den Lokalisationen der Zugstangen **150** versetzt, um die Flexibilität des Stents **110** noch weiter zu erhöhen. Andere Stentdesigns ähnlich dem chirurgischen Stent **110** mit Verbindungsgliedern **180** sind ausführlich in [Fig. 14–Fig. 23](#) gezeigt, wobei weitere Details dieser Stents zur weiteren Erhöhung ihrer Flexibilität erläutert werden.

[0061] [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) zeigen insbesondere Details einer zweiten alternativen Ausführungsform des Stents **10** mit Verbindungsgliedern und Streben aus einzelnen linearen Segmenten. Ein solcher Stent **210** weist noch immer eine zylindrische Kontur auf, die von einer Vielzahl von Streben **220** definiert wird. Nur die Einzelheiten dieses Stents **210**, die von den Einzelheiten des Stents **10** der bevorzugten Ausführungsform abweichen, sind unten detailliert aufgeführt. Jede Strebe **220** hat ein wellenförmiges Aussehen mit einer Reihe von darin angeordneten Biegungen **230**. Jede Biegung **230** weist aber eine flache Mulde **234** ([Fig. 8](#)) auf, die parallel zu einer Vielzahl von flachen Kämmen **236** angeordnet und axial davon beabstandet ist. Jede flache Mulde **234** und jeder flache Kamm **236** ist vorzugsweise in einer Ebene lotrecht zur Mittelachse (siehe die Mittelachse **2** in [Fig. 2](#)) des Stents **210** orientiert.

[0062] Jede flache Mulde **234** ist mit benachbarten flachen Kämmen **236** durch Wendeschinkel **235** verbunden. Jeder Wendeschinkel **235** ist vorzugsweise linear und verläuft nicht parallel zur flachen Mulde

234 oder dem flachen Kamm **236**. Ecken **237** sind an Übergängen zwischen den Enden der Wendeschinkel **235** und benachbarten flachen Mulden **234** und flachen Kämmen **236** vorgesehen. Der Stent **210** expandiert auf ähnliche Weise wie der Stent **10** der bevorzugten Ausführungsform radial, außer dass die Konfiguration der Streben **220** von einer eher rechteckigen Konfiguration der Biegungen **230** zu einer trapezförmigen Konfiguration der Biegungen **230** verändert wurde. Die Amplitude **222** der Streben **220** nimmt ab, wenn die radiale Expansion auftritt und die Wellenlänge **224** der Streben **220** nimmt bei der radialen Expansion ähnlich wie beim Stent **10** der bevorzugten Ausführungsform zu.

[0063] Lücken **240** sind zwischen benachbarten Streben **220** im Stent **210** orientiert. Zugstangen **250** sind zwischen flachen Mulden **234** in benachbarten Streben **220** vorgesehen, die die Lücken **240** überspannen. Diese Zugstangen **250** sind vorzugsweise an den Lücken **240** neben einem ersten Ende **260** und einem zweiten Ende **270** und optional an anderen Lücken **240** im Stent **210** angeordnet.

[0064] Anstelle der Zugstangen **250** werden die Lücken **240** von gebogenen Verbindungsgliedern **280** überspannt ([Fig. 8](#)). Vorzugsweise besitzt jedes gebogene Verbindungsglied **280** ein linkes Ende **282**, das von einem rechten Ende **284** beabstandet ist und zwischen dem linken Ende **282** und dem rechten Ende **284** gebogen ist. Vorzugsweise sind die gebogenen Verbindungsglieder **280** zwischen benachbarten flachen Kämmen **236** der Streben **220** neben der Lücke **240**, die von dem gebogenen Verbindungsglied **280** überspannt wird, angeordnet. Das gebogenen Verbindungsglied **280** hat eine ähnlich Funktion wie das Verbindungsglied **180** der ersten alternativen Ausführungsform, indem sie benachbarte Lücken **240** verbindet, um eine lokalisierte Kontraktion hervorzurufen, um die durch die Zugstangen **250** hervorgerufene lokalisierte Expansion auszugleichen und es dem Stent **210** insgesamt zu ermöglichen, bei der radialen Expansion nur wenig oder gar keine Kontraktion in axialer Richtung zu zeigen.

[0065] Als Alternative zur Strebe **220**, können die gebogenen Verbindungsglieder **280** durch Verbindungsglieder **180** ersetzt werden. In dieser Ausführungsform enthält jede flache Mulde **234**, die zu einer Lücke **240** hin weist, eine Zugstange **250** und jeder flache Kamm **236** neben einer Lücke **240** enthält ein daran befestigtes gebogenes Verbindungsglied **280**. So entstehen keine Leerstellen in den flachen Mulden **234** oder den flachen Kämmen **236**. Bei einer solchen Konfiguration hat der Stent **210** bei Anwendungen, in denen die radiale Festigkeit von grundlegender Bedeutung und Flexibilität nur von untergeordneter Bedeutung ist, nur minimale Flexibilität. Alternativ können in den Mulden **234** und den Kämmen **236** auf ähnliche Weise wie in der bevorzugten Aus-

führungsform oder der ersten alternativen Ausführungsform Leerstellen vorgesehen werden.

[0066] Insbesondere in Bezug auf [Fig. 9](#) und [Fig. 10](#) sind Einzelheiten einer dritten alternativen Ausführungsform des chirurgischen Stents **10** der bevorzugten Ausführungsform zu sehen. Diese dritte alternative Ausführungsform sieht einen Stent **310** vor, der aus mehreren Elementen bestehende Verbindungsstellen **380** darin aufweist. Einzelheiten des Stents **310** ähneln denen des Stents **210**, außer wie unten genauer beschrieben. Der Stent **310** enthält somit eine Reihe von Streben **320**, die eine zylindrische Kontur des Stents **310** umschreiben und ein wellenförmige Kontur mit Biegungen **330** aufweisen. Lücken **340** sind zwischen benachbarten Streben **320** vorgesehen. Abwechselnde Lücken **340** und insbesondere die Lücken **340** neben dem ersten Ende **360** und dem zweiten Ende **370** sind mit Zugstangen **350** versehen. Andere Lücken **340** können entweder mit Zugstangen **350** ausgestattet sein oder eine Breite aufweisen, die auf Null verringert ist, und sie können Kämme **320** neben der Lücke **340** aufweisen, die mit aus mehreren Elementen bestehenden Verbindungsstellen **380** miteinander verbunden sind.

[0067] Im Wesentlichen ersetzt die aus mehreren Elementen bestehende Verbindungsstelle **380** das gebogene Verbindungsglied **280** der zweiten alternativen Ausführungsform und führt dazu, dass die Lücke **340** mit den aus mehreren Elementen bestehenden Verbindungsstellen **380** auf eine Breite von Null reduziert werden. Der Stent **310** ist auf ähnliche Weise wie der Stent **210** expandierbar. Da die Zugstangen **250** aber mit den aus mehreren Elementen bestehenden Verbindungsstellen **280** ausgerichtet sind, formt jede einzelne Zugstange **250** ein kontinuierliches axiales Element, das sich vom ersten Ende **360** zum zweiten Ende **370** erstreckt. Somit wird eine axiale Länge des Stents **310** ohne Kontraktion mit hoher Präzision erhalten. Die einzige Möglichkeit zur axialen Kontraktion ist auf eine mögliche Biegung der Zugstange **350** zurückzuführen und nicht auf die Anordnung der den Stent **310** formenden Elemente. Die Zugstangen **350** bieten darüber hinaus ein begrenztes Ausmaß an Biegung für den Stent **310**. Der Stent **310** ist aber nicht so flexible wie die Stents **10**, **110**, **210** der anderen Ausführungsformen und eignet sich besonders für Anwendungen, in denen Flexibilität nur von untergeordneter Bedeutung und mangelnde axiale Kontraktion und radiale Festigkeit von übergeordneter Bedeutung sind.

[0068] [Fig. 11](#), [Fig. 12](#) und [Fig. 13](#) zeigen Einzelheiten einer vierten alternativen Ausführungsform. Der Stent **410** ist nur soweit beschrieben, wie seine Einzelheiten von den Einzelheiten des Stents **310** der dritten alternativen Ausführungsform abweichen. Der Stent **410** enthält somit eine Reihe von Streben **420**, die eine zylindrische Kontur des Stents **410** um-

schreiben. Eine erste Endstrebe **426** ist neben dem ersten Ende **460** angeordnet und eine zweite Endstrebe **428** ist neben dem zweiten Ende **470** angeordnet. Diese Endstreben **426**, **428** bestehen aus einem einzigartigen Material aus dem Material, aus dem die mittleren Streben **420** und die anderen Elemente des Stents **410** bestehen. Diese Verwendung eines anderen Materials als des Materials, aus dem die anderen Elemente des Stents **410** bestehen, für die Endstreben **426**, **428** könnte auch für die anderen Stents **10**, **110**, **210**, **310** der anderen Ausführungsformen verwendet werden.

[0069] Das Material, aus dem die Endstreben **426**, **428** bestehen, ist vorzugsweise ein Material, das bei Ansicht mit einem medizinischen Bilddarstellungsgesetz opaker ist als das Material, aus dem andere Teile des Stents **410** bestehen. Wenn Edelstahl zur Bildung anderer Teile des Stents **410** verwendet wird, können die Endstreben **426**, **428** beispielsweise aus einem Material wie Gold, Platin, Silber oder einer Legierung oder Amalgam oder aus einem anderen ausreichend dichten Material bestehe, um ein klares Bild bei der Betrachtung mit einem medizinischen Bilddarstellungsgesetz zu erhalten.

[0070] Die Endstreben **426**, **428** sind nicht mit einem röntgendichten Material beschichtet. Statt dessen bestehen die Endstreben **426**, **428** aus einem röntgendichten Material. Dies ist wichtig, weil die Beschichtung von Stents, wie dem Stent **410**, dazu führt, dass die Dicke der den Stent bildenden Elemente um einige Tausendstel Zoll vergrößert wird. Ein solcher beschichteter Stent lässt sich nur schwer durch die gewundenen Pfade schieben. Wenn die Endstreben durch Beschichtung verdickt sind, weist das röntgendichte Material darüber hinaus ein relativ breites Profil auf, das bei Ansicht mit einem Fluoroskop oder einer anderen medizinischen Bilddarstellungsvorrichtung übermäßig hell sein kann, so dass die röntgendichten Enden des Stents verschwommen und nicht genau definiert erscheinen. Wenn die Endstreben **426**, **428** völlig aus einem röntgendichten Material geformt werden, werden die Nachteile der Beschichtung vermieden.

[0071] Wie in [Fig. 13](#) gezeigt, sind die Enden **460**, **470** des Stents **410** mit einer medizinischen Bilddarstellungsvorrichtung deutlich erkennbar, wenn die Endstreben **426**, **928** aus einem „röntgendichten“ Material wie oben beschrieben bestehen. Darüber hinaus kann das Lumen L, in dem der Stent **410** angeordnet ist, in einer medizinischen Bilddarstellungsvorrichtung hervorgehoben werden, indem das Lumen L mit einem röntgendichten Farbstoff wie im Stand der Technik bekannt beschichtet wird. Eine medizinische Bilddarstellungsvorrichtung, wie z. B. ein Röntgengerät, kann dann verwendet werden, um die genaue Lokalisation des Stents **410** im Lumen L vor oder nach Expansion des Stents **410** zu bestim-

men. Andere Teile des Stents **410** sind entweder bei Betrachtung mit einer medizinischen Bilddarstellungsvorrichtung sichtbar oder sie sind nur vage zu erkennen, wie in [Fig. 13](#) mit gestrichelten Linien gezeigt ist. Vorzugsweise ist das röntgendichte Material, aus dem die Endstreben **426**, **428** bestehen, nicht einfach eine Beschichtung auf den Endstreben **426**, **428**, sondern die Endstreben **426**, **428** bestehen völlig aus dem ausgewählten Material.

[0072] Im Gebrauch und im Betrieb und insbesondere in [Fig. 1](#), [Fig. 2](#) und [Fig. 13](#) sind Einzelheiten des Betriebs der Stents **10**, **110**, **210**, **310** und **410** beschrieben. Zunächst ist der Stent **10** oder die Stents **110**, **210**, **310**, **410** aus den alternativen Ausführungsformen in seiner nicht radial expandierten Form wie in [Fig. 1](#) bereitgestellt. Der Stent befindet sich an der gewünschten Stelle, wobei Techniken des Standes der Technik, wie z. B. Katheterisierung verwendet werden, bis der Stent **10** an der gewünschten Stelle liegt. Der Stent **10** wird dann radial entlang Pfeil R ([Fig. 2](#)) expandiert, so dass die Wellenlänge **24** zunimmt, die Amplitude **22** abnimmt und die Umfangslänge (entlang Pfeil C in [Fig. 2](#)) zunimmt, bis der Stent **10** den erweiterten Durchmesser aufweist, der für die jeweilige medizinische Anwendung gewünscht wird. Da der Stent **10** wie oben beschrieben und in den Zeichnungen gezeigt konfiguriert ist, bleiben das erste Ende **60** und das zweite Ende **70** relativ zueinander und zum Körperlumen während der gesamten Expansion präzise positioniert. Daher tritt nur wenig oder gar keine Expansion oder Kontraktion des Stents **10** auf.

[0073] Wenn der Stent **410** der vierten alternativen Ausführungsform verwendet wird, wird der Stent **410** wie oben in Bezug auf die bevorzugte Ausführungsform beschrieben positioniert. Vor der Expansion des Stents **410** wird aber ein röntgendichter Farbstoff in das betroffene Lumen eingespritzt und mit einer medizinischen Bilddarstellungsvorrichtung, wie z. B. einem Röntgengerät, wird geprüft, ob der Stent **410** präzise an der gewünschten Stelle positioniert ist. Wenn die Position des Stents **410** sich nicht präzise an der gewünschten Stelle befindet, kann der Stent **410** vor seiner Expansion weiter manipuliert werden. Wenn der Arzt davon überzeugt ist, dass sich der Stent **410** an der gewünschten Stelle befindet, wird der Stent **410** wie oben mit Bezug auf die bevorzugten Ausführungsform beschrieben expandiert. Medizinische Bilddarstellungsvorrichtungen können dann unmittelbar anschließend und zur Verlaufskontrolle verwendet werden, um sicherzustellen, dass sich der Stent **410** noch immer an der gewünschten Stelle befindet, so dass maximale medizinische Wirksamkeit gewährleistet ist.

[0074] [Fig. 14–Fig. 23](#) sind Einzelheiten des erfundungsgemäßen Stents **110** ([Fig. 5](#) und [Fig. 6](#)) mit Verbindungsgliedern **180** als axiale Elemente, die die

Lücken **140** des Stents **110** überspannen ausführlich beschrieben. Diese Variationen veranschaulichen die unterschiedlichen Konfigurationen, die der Stent **110** haben kann, um seine Flexibilität zu erhöhen, während die grundlegende Konfiguration der durch Lücken **140** beabstandeten Streben **120** beibehalten wird, wobei die Lücken **140** entweder von Zugstangen **150** oder von Verbindungsgliedern **180** überspannt werden. Ein erster Stent **110a** mit erhöhter Flexibilität ist in [Fig. 14](#) gezeigt, der dem Stent **110** aus [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) ähnelt, außer dass drei Verbindungsglieder **180** jede Lücke **140** überspannen, wo Verbindungsglieder **180** angeordnet sind, anstelle von nur zwei Verbindungsgliedern **180** wie im Stent **110** in [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) gezeigt. Dieser Stent **110a** mit erhöhter Flexibilität besitzt eine radial symmetrische Konfiguration als der Stent **110** aus [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#), so dass der Stent **110a** gleichmäßige Flexibilität aufweist.

[0075] Der Stent **110b** mit erhöhter Flexibilität aus [Fig. 15](#) zeigt analog eine Reihe von Streben **120**, die durch Lücken **140** voneinander beabstandet sind, wobei entweder Zugstangen **150** oder Verbindungsglieder **180** jede Lücke **140** überspannen. Der Stent **110b** mit erhöhter Flexibilität ([Fig. 15](#)) unterscheidet sich von anderen, oben beschriebenen Stents **110**, **110a** mit erhöhter Flexibilität, indem jede Strebe **120** zehn Biegungen **130** aufweist, wenn die Streben **120** den Stent **110b** umschreibt, anstelle von nur sechs Biegungen **130** wie in [Fig. 5](#), [Fig. 6](#) und [Fig. 14](#) für die Stents **110**, **110a** gezeigt. Darüber hinaus sind in jeder Lücke **140** fünf Zugstangen **150** und fünf Verbindungsglieder **180** vorgesehen. Ferner erstrecken sich Extrastreben **120**, insgesamt sechzehn, zwischen dem ersten Ende **160** und dem zweiten Ende **170**, anstelle von vierzehn Streben **120** zwischen dem ersten Ende **160** und dem zweiten Ende **170** wie in dem Stent **110a** mit erhöhter Flexibilität aus [Fig. 14](#) gezeigt.

[0076] Der Stent **110c** mit erhöhter Flexibilität ist in [Fig. 16](#) gezeigt. Der Stent **110c** ähnelt dem Stent **110b** mit erhöhter Flexibilität aus [Fig. 15](#), außer das acht Biegungen **130** auf jeder Strebe **120** vorgesehen sind und vier Zugstangen **150** und vier Verbindungsglieder **180** jede Lücke **140** überspannen.

[0077] Der in [Fig. 17](#) gezeigte Stent **110d** mit erhöhter Flexibilität entspricht dem Stent **110c** mit erhöhter Flexibilität aus [Fig. 16](#), außer dass die Streben **120** eine etwas andere Kontur beim Stent **110d** mit erhöhter Flexibilität als beim Stent **110c** mit erhöhter Flexibilität aus [Fig. 16](#) aufweisen. Insbesondere besitzen die Streben **120** des Stents **110d** mit erhöhter Flexibilität eine größere Amplitude (analog der Amplitude **22** in [Fig. 4](#)) als die Amplitude der Streben **120** der anderen Stents **110**, **110a**, **110b**, **110c** mit erhöhter Flexibilität aus [Fig. 5](#), [Fig. 6](#) und [Fig. 14–Fig. 16](#). mit einer größeren Amplitude können die Streben **120**

stärker radial expandiert werden, so dass der Stent **110d** mit erhöhter Flexibilität bei der Implantation in eine Körperlumen wie oben besprochen stärker expandiert werden kann.

[0078] Insbesondere in [Fig. 18](#) sind die spezifischen Merkmale einzelner Bestandteile des Stents **110**, die analog auch die Stents **110a**, **110b**, **110c** und **110d** aufweisen, ausführlich gezeigt. Jede Strebe **120** besitzt eine Reihe von Biegungen **130**, die zwischen Mulden **132** und Kämmen **136** abwechseln. Lücken **140** sind zwischen jeder Strebe **120** vorgesehen. Die Lücken **140** sind nicht alle gleich. Die Lücken **140** sind in schmale Lücke **140a** und breite Lücken **140b** aufgeteilt. Die schmalen Lücken **140a** sind zwischen Streben **120** vorgesehen, an denen sich eine Zugstange **150** befindet. Die breiten Lücken **140b** sind dort vorgesehen, wo sich die Verbindungsglieder **180** befinden. Indem die Lücken **140b** breiter sind als die Lücken **140a** und indem sich die Verbindungsglieder **180** in den breiten Lücken **140b** befinden, verleihen die Verbindungsglieder **180** in den breiten Lücken **140b** ein größeres Maß an Flexibilität, bevor die Streben **120** auf gegenüberliegenden Seiten der Lücken **140b** ineinander eingreifen. Jede Lücke **140a**, **140b** enthält Mindestbreiten **142a**, **142b**, die Teile der Lücken **140a**, **140b** definieren, wo ein Mindestabstand zwischen benachbarten Streben **120** vorliegt. Jede Lücke **140a**, **140b** enthält darüber hinaus eine Höchstbreite **144**, wo eine Höchstbreite zwischen benachbarten Streben **120** vorliegt.

[0079] Jede Zugstange **150** erstreckt sich linear und axial zwischen einer ersten Verbindungsstelle **152** und einer zweiten Verbindungsstelle **154**. Wie oben besprochen sind vorzugsweise sowohl die erste Verbindungsstelle **152** als auch die zweite Verbindungsstelle **154** in Mulden **132** in jeder Biegung **130** angeordnet, so dass die Zugstangen **150** Teile **144** mit maximaler Breite der schmalen Lücken **140a** überspannen.

[0080] Jedes Verbindungsstück **180** wirkt als axiales Element, das dem Stent **110** Flexibilität verleiht. Zusätzlich zu den Grundelementen des oben mit Bezug auf [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) aufgeführten Verbindungsstücken **180** enthält das Verbindungsstück **180** vorzugsweise einen Ellbogen **186**, der ein Mittel zum Beugen entlang Pfeil F aufweist und so die Gesamtflexibilität des Stents **110** erhöht. Insbesondere zeigen [Fig. 19–Fig. 21](#) drei Verbindungsstücke **580**, **680**, **780** zur Erhöhung der Flexibilität, die drei alternative Ausführungsformen zur Erhöhung der Flexibilität der Ellbogen **186** der Verbindungsstücke **180** des Stents **110** aufweisen.

[0081] Das erste Verbindungsstück **580** zur Erhöhung der Flexibilität besitzt ein linkes Ende **582** neben einem Kamm **136** und ein rechtes Ende **584** neben einem anderen Kamm **136**. Ein Ellbogen **586** ist

zwischen einem linken Arm **587**, der sich vom linken Ende **582** aus erstreckt, und einem rechten Arm **588**, der sich vom rechten Ende **584** aus erstreckt, angeordnet. Jeder Arm **587**, **588** erstreckt linear (bei Betrachtung in einer zweidimensionalen Projektion von einem Ende **582**, **584** zum Ellbogen **586**). Die Arme **587**, **588** biegen sich leicht, um der zylindrischen Kontur des Stents **110** zu folgen (siehe [Fig. 22](#) und [Fig. 23](#)).

[0082] Der Ellbogen **586** enthält eine Einbuchtung **590** auf einem inneren Teil des Ellbogens **586** und eine linke Vertiefung **592** auf einem äußeren Teil des Ellbogens **586** neben dem linken Arm **587** und eine rechte Vertiefung **594** auf einem Teil des Ellbogens **586** neben dem rechten Arm **588**. Der Ellbogen **586** hat eine Breite zwischen der Einbuchtung **590** und der linken Vertiefung **592** und der rechten Vertiefung **594**, die geringer ist als die Dicke des linken Arms **587** und des rechten Arms **588**.

[0083] Diese geringere Dicke kann entweder dadurch entstehen, dass der Ellbogen **586** zunächst mit dieser gewünschten Dünne geformt wird oder sie kann in einem späteren Schritt der Bildung des Stents **110** hinzugefügt werden. Wenn beispielsweise elektrolytisches Polieren oder andere Poliertechniken zur Anwendung kommen, stellt der Ellbogen **586**, der ein Punkt ist, an dem eine scharfe Biegung erfolgt, eine Zone mit konzentrierter Ladung dar, an der stärkere elektrolytische Politur erfolgt und die dazu führt, dass der Ellbogen **586** auf eine Kontur mit geringerer Dicke poliert wird.

[0084] Ein zweites Verbindungsstück **680** zur Erhöhung der Biegung ([Fig. 20](#)) ähnelt dem ersten Verbindungsstück **580** zur Erhöhung der Biegung, außer dass der Ellbogen **686** des zweiten Verbindungsstückes **680** zur Erhöhung der Biegung eine Außenvertiefung **592** gegenüber der Einbuchtung **590** aufweist, so dass nur eine einzelne schmale Stelle im Ellbogen **686** vorliegt. Das dritte Verbindungsstück **780** zur Erhöhung der Biegung ([Fig. 21](#)) ähnelt dem zweiten Verbindungsstück **680** zur Erhöhung der Biegung, außer dass der Ellbogen **786** eine flache Außenabstumpfung **792** gegenüber der Einbuchtung **590** aufweist, um dem Ellbogen **786** die gewünschte Dünne im Vergleich mit den Armen, wie z. B. den Armen **587**, **588** der ersten Verbindungsstücke **580** zur Erhöhung der Biegung zu verleihen, um die Biegung der Verbindungsstücke **580**, **680**, **780** an den Ellbogen **586**, **686**, **786** zu erhöhen.

[0085] Wenn gewünscht können die Arme **187**, **188** vergrößert werden statt eine Dicke des Verbindungsstückes **180** neben dem Ellbogen **186** zu verringern, sofern der Ellbogen **186** eine geringere Dicke aufweist als die Arme **187**, **188** des Verbindungsstückes **180**. Die Biegung des Verbindungsstückes **180** entlang Pfeil F wird somit am Ellbogen **186** konzentriert. Die Bie-

gung entlang Pfeil F kann in einer verlängernden und in einer verkürzenden Weise für das Verbindungsglied **180** vorgenommen werden, je nachdem, ob Spannungs- oder Kompressionskräfte auf das Verbindungsglied **180** aufgebracht werden. Wenn der Stent **110** sich biegt (siehe [Fig. 22](#) und [Fig. 23](#)) hat jede Lücke **140** mit Verbindungsgliedern **180** darin einige Verbindungsglieder **180** auf einer Innenkurve des Stents **110**, die komprimiert werden, und andere Verbindungsglieder **180** auf derselben Lücke **140**, die sich auf der Außenseite des Stents **110** befinden und somit gestreckt werden.

[0086] Vorzugsweise gestatten die Ellbogen **186** der Verbindungsglieder **180** nicht die elastische Biegung der Arme **187**, **188** zueinander hin und voneinander weg, sondern sie biegen sich auf plastische Weise, so dass beim Entlasten nach dem Biegen die Arme **187**, **188** die Orientierung beibehalten, die sie beim Belasten mit einer Kompressions- oder Spannungslast aufwiesen. Wenn aber wieder Kräfte in einer entgegengesetzten Richtung aufgebracht werden, weil der Ellbogen **186** eine Region mit minimaler Dicke auf dem Verbindungsglied **180** ist, biegt sich der Ellbogen **186** problemlos in einer entgegengesetzten Richtung, so dass das Verbindungsglied **180** wieder seine ursprüngliche Gestalt annehmen und sind in andere Formen biegen kann, damit sich auch der Stent **110** biegen kann. Dieses plastische Verbiegen gestattet es dem Stent **110**, eine Kurve in einem Körperlumen zu halten und nicht zu versuchen, das Körperlumen, in dem sich der Stent **110** befindet, zu strecken.

[0087] Um sicherzustellen, dass die plastische Verformung der Verbindungsglieder **180** und anderer Teile des Stents **110** nicht zum Bruch des Stents **110** führt, ist es wünschenswert, dass der Stent **110** wärmebehandelt wird, um die Brüchigkeit des Stents **110** zu minimieren. Nach der Herstellung des Stents **110** kann dieser beispielsweise erhitzt und dann abgeschreckt werden, um eine Korngröße zu erhalten, die der Menge an Flexibilität und Härte entspricht, die dem Stent die gewünschten Festigkeitsmerkmale verleiht, aber dennoch übermäßige Brüchigkeit verhindert.

[0088] In [Fig. 22](#) und [Fig. 23](#) sind Einzelheiten der Biegeeigenschaften des Stents **110c** mit erhöhter Flexibilität zu sehen. In [Fig. 22](#) liegt der Stent **110c** über einem Katheter J, der einen Führungsdrat G und einen Ballon B enthält, der den Führungsdrat G umgibt. Der Katheter J und der Stent **110c** werden beide entlang einer Kurve, die durch den Pfeil E gezeigt wird, gebogen. Jede der Zugstangen **150** und der Streben **120** neben den Zugstangen **150** bleibt im Wesentlichen ohne Biegen linear axial ausgerichtet. Die Lücken **140** ([Fig. 17](#)), die die Verbindungsglieder **180** einschließen, sind aber verändert, so dass Teile der Lücken **140** komprimiert und Teile der Lücken

140 expandiert sind. Verbindungsglieder **180** in den Lücken **140** werden entweder zu einer geringeren Gesamtlänge komprimiert oder zu einer größeren Gesamtlänge expandiert, je nachdem, ob sich die Verbindungsglieder **180** auf einer Innenseite der Kurve E oder auf einer Außenseite der Kurve E befinden.

[0089] Der Führungsdrat G wird verwendet, um den Katheter J mit dem darauf befindlichen Stent **110** durch einen Arterienpfad zur Implantation zu führen. Der Ballon B kann aufgeblasen werden, um den Stent **110c** auf einen gewünschten Enddurchmesser radial zu expandieren. Da der Stent **110c** im Vergleich mit den Stents des Standes der Technik erhöhte Flexibilität zeigt, begrenzt der Stent **110c** nicht eine Flexibilitätsmenge, die der Katheter J aufweisen kann. Statt dessen kann sich der Stent **110c** frei entlang dem Katheter J biegen und dem Katheter J auf jedem Arterienpfad folgen, der für die Implantation des Stents **110c** erwünscht ist. Der Stent **110c** ist nicht nur auf ein Krümmung um eine einzelne Achse beschränkt. Statt dessen kann sich der Stent **110c** schraubenförmig oder spiralförmig wie in [Fig. 23](#) gezeigt biegen, wie es in der Regel bei der Navigation durch Arterienpfade, wie den Koronararterien, der Fall ist.

[0090] [Fig. 24](#) zeigt Einzelheiten der Arterienpade im Herzen H, in dem ein Stent mit erhöhter Flexibilität, wie z. B. der Stent **110c**, implantiert werden soll. Das Herz H wird über eine Reihe von Arterienpfaden, die zur Aorta AO abzweigen und die zusammen Arterienpade für die Zufuhr von Blut zum Herzen H darstellen, mit Blut versorgt. Wenn sich in diesen Arterienpfaden Läsionen bilden, ist es häufig wünschenswert, radial expandierbare Stents an einem Schwachpunkt anzuordnen und diese Stents dann radial gegen die Wand der Arterie zu expandieren, um die Arterienwand neben der Läsion zu unterstützen, so dass der Blutfluss durch die Arterie ungehindert fortgesetzt werden kann.

[0091] Es ist zwar bekannt, Stents in primären Arterienpfaden wie z. B. der rechten Koronararterie RCA, der linken Koronararterie LCA, der linken A. circumflexa LCX und der linken vorderen absteigenden Arterie LADA zu implantieren, können bestimmte sekundäre Arterienpade nicht ohne Weiteres mit den Stents des Standes der Technik behandelt werden. Hier wird ein Stent mit erhöhter Flexibilität benötigt, wie z. B. der Stent **110c** ([Fig. 22](#)).

[0092] Solche sekundären Arterienpade, die von der Implantation eines chirurgischen Stents **110c** mit erhöhter Flexibilität oder anderer chirurgischer Stents **110**, **110a**, **110b**, **110d** mit erhöhter Flexibilität profitieren können, sind die AC marginale Arterie AC, die rechten hinteren seitlichen Arterien RPL1, RPL2, RPL3, die diagonalen Arterien D1, D2, D3 der linken inneren absteigenden Arterie LADA und die septale

Arterie S und die Ramusarterie RA und die marginalen Arterien M1, M2, M3 der linken A. circumflexa LCX. Diese sekundären Arterienpfade sind in der Regel dadurch gekennzeichnet, dass sie ziemlich gewunden von den primären Arterienpfaden abzweigen und zur Lokalisation und Implantation einen hochflexiblen Stent mit ziemlich kleinen Durchmesser benötigen. Mit Stents **110**, **110a**, **110b**, **110c**, **110d** mit erhöhter Flexibilität ist der Zugang und die Behandlung von gewundenen Pfaden von Lumen, wie den in [Fig. 24](#) gezeigten sekundären Arterienpfaden, möglich.

[0093] Nachdem die Erfindung nun beschrieben wurde, sollte es darüber hinaus offensichtlich sein, verschiedene Modifikationen an der jeweiligen Konfiguration der die Stents **10**, **110**, **210**, **310**, **410** formenden Elemente möglich sind. Die verschiedenen Ausführungsformen haben zwar verschiedene Arten und Anzahlen von Umfangselementen und axialen Elementen beschrieben, aber es versteht sich beispielsweise, dass viele dieser Merkmale auch in anderen Ausführungsformen verwendet werden können, als solche, bei denen diese Merkmale spezifisch gezeigt sind. Beispielsweise könnten aus mehreren Elementen bestehende Verbindungsstellen **380** zur Verbindung von benachbarten Kämmen **36** der Streben **20** des Stents **10** der bevorzugten Ausführungsform verwendet werden. Analog könnte der Stent **10** der bevorzugten Ausführungsform mit Zugstangen **50** ausgestattet werden, die in jedem Schlitz **46** angeordnet sind.

Industrielle Anwendbarkeit

[0094] Diese Erfindung zeigt industrielle Anwendbarkeit, indem sie einen radial expandierbaren Stent bereitstellt, der bei der radialem Expansion axial nicht kontrahiert.

[0095] Ein weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines Stents, der so flexibel ist, dass sich seine Mittelachse biegen kann, insbesondere, wenn der Stent durch die Arterienpfade eines Patienten geschoben wird.

[0096] Eine weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines chirurgischen Stents, der wenig oder gar keine axiale Kontraktion an den seinen Enden bei seiner radialem Expansion zeigt.

[0097] Ein weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines chirurgischen Stents, dessen Enden aus einem röntgendichten Material bestehen, der leicht mit einer medizinischen Bilddarstellungsvorrichtung betrachtet werden kann.

[0098] Ein weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines chirurgischen

Stents, der aus einer Reihe von Streben besteht, die Umfangselemente beschreiben, die eine zylindrische Kontur des Stents umschreiben, wobei die einzelnen Streben mit Zugstangen aneinander befestigt sind, die als axiale Elemente wirken, die die Streben davon abhalten, sich bei der radialem Expansion zusammenzuziehen.

[0099] Ein weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines chirurgischen Stents, der eine Konfiguration aufweist, die sich zur Herstellung mit einer Vielzahl von Techniken, einschließlich Fotoätzten und andere preisgünstigen Präzisionstechniken eignet.

[0100] Ein weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines chirurgischen Stents, der eine Konfiguration aufweist, die die notwendige Festigkeit aufweist, um nach der Implantation und der radialem Expansion ein Körperlumen zu unterstützen.

[0101] Ein weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines chirurgischen Stents, der von einem Arzt mit einem hohen Maß an Präzision in einem Körperlumen angeordnet werden kann.

[0102] Ein weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines chirurgischen Stents, der so flexibel ist, das er durch die gewundenen Arterienpfade geführt werden kann, was eine maximale Anzahl von möglichen Stentimplantationsstellen ergibt, einschließlich die diagonalen Arterien der linken vorderen absteigenden Arterie und die marginalen Arterien der linken A. circumflexa und die rechten hinteren seitlichen Arterien des Herzens.

[0103] Ein weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines chirurgischen Stents, der auf über das Doppelte seines nicht expandierten Durchmessers radial expandiert werden kann, bei der radialem Expansion nicht wesentlich axial kontrahiert und so flexibel ist, dass er der Flexibilität eines Führungsdrähtes eines Stent-Positionierungskatheters zur Positionierung und radialem Expansion des Stents entspricht.

[0104] Ein weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines chirurgischen Stents, der axiale Elemente in Form flexibler Verbindungsglieder aufweist, die expandieren und axial kontrahieren können, so dass Lücken, die von diesen flexiblen Verbindungsgliedern überspannt werden, sich biegen und dem Stent Flexibilität verleihen.

[0105] Weitere Gegenstände der vorliegenden Erfindung werden beim sorgfältigen Lesen der Beschreibung und der Ansprüche in Verbindung mit der Zeichnung deutlich.

Patentansprüche

1. Radial expandierbarer chirurgischer Stent (110) zur Implantation in ein Körperlumen, wobei der Stent eine allgemein zylindrische Kontur vor und nach seiner radialen Expansion aufweist, wobei der Stent in Kombination eine Vielzahl von Umfangssegmenten (120) und axialen Segmenten (150, 180) umfasst, wobei der Stent mindestens drei nebeneinander im Abstand angeordnete Umfangssemente (120) aufweist, die mindestens zwei Paare von benachbarten Umfangssementen (120) bilden, wobei jedes dieser Umfangssemente in einer im Wesentlichen um den Umfang verlaufenden Richtung um die zylindrische Kontur des Stents verläuft, wobei jedes Umfangssement eine Reihe von Biegungen (130) darin aufweist, wobei jede Biegung eine Mulde (132) und einen Kamm (136) aufweist, wobei die Mulde (132) einen Teil der Biegung definiert, wenn die Mulde (132) weiter von einer benachbarten Mulde (132) eines benachbarten Umfangssements entfernt ist als andere Teile der Biegung, wobei der Kamm (136) einen Teil der Biegung definiert, wo der Kamm (136) näher an einem benachbarten Kamm (136) eines benachbarten Umfangssements liegt als andere Teile der Biegung, wobei ein Paar von benachbarten Umfangssementen (120) nebeneinander orientiert sind, um eine Lücke (140) dazwischen zu definieren, und ein anderes benachbartes Paar von Umfangssementen (120) nebeneinander orientiert ist, um eine andere Lücke (140) dazwischen zu definieren, wobei die eine Lücke (140) nur eine Form von axialem Segment (150) aufweist, das mindestens einen Teil davon überspannt, wobei das eine axiale Segment (150) mit den benachbarten Umfangssementen (120) an Stellen darauf zwischen mindestens einem Paar von benachbarten Mulden (132) verbunden ist, und wobei die andere Lücke (140) zwischen dem anderen benachbarten Paar von Umfangssementen (120) nur eine andere Form von axialem Segment (180) aufweist, das mindestens einen Teil davon überspannt, wobei das andere axiale Segment (180) an Stellen zwischen mindestens einem Paar von benachbarten Kämmen (136) verbunden ist, dadurch gekennzeichnet, dass die Flexibilität des Stents dadurch verbessert wird, dass zwischen benachbarten Mulden (132) und benachbarten Kämmen (136) in der einen Lücke bzw. in der schmäleren Lücke (140a) Abstände vorliegen, die kleiner sind als die entsprechenden Abstände zwischen benachbarten Mulden (132) und benachbarten Kämmen (136) in der anderen Lücke bzw. in der breiten Lücke (140b), wobei die axialen Segmente die breite Lücke (140b) als abgewinkelte Verbindungsstücke (180) überspannen.

2. Stent nach Anspruch 1, worin mindestens ein axiales Element (180) ein linkes Ende (182) neben der Stelle mit dem Umfangssement (120) und ein rechtes Ende (184) neben den Stellen mit benachbarten Umfangssementen (120) aufweist, wobei

das linke Ende (182) einen linken Arm (187) aufweist, der sich vom linken Ende (182) aus erstreckt, wobei das rechte Ende (184) einen rechten Arm (188) aufweist, der sich vom rechten Ende (184) aus erstreckt, und wobei der linke Arm (187) und der rechte Arm (188) an einem Ellbogen (186) dazwischen miteinander verbunden sind, wobei der Ellbogen (186) ein Beugemittel aufweist, so dass das linke Ende (182) vom rechten Ende (184) weg bewegt werden kann und das axiale Element (180) länger wird.

3. Stent nach Anspruch 2, worin mindestens eine der Lücken (140b) von mindestens einem axialen Element (180) überspannt wird, das ein Mittel zum axialen Verlängern aufweist, wenn Kräfte, die auf den Stent aufgelegt werden, auftreten, die dazu führen, dass sich eine Mittelachse (2) des Stents biegt, so dass sich Teile der Lücke (140) axial verlängern können, um den Stent zu biegen.

4. Stent nach einem der vorhergehenden Ansprüche, worin schmale Lücken (140a) sich mit breiteren Lücken (140b) abwechseln.

5. Stent nach einem der vorhergehenden Ansprüche, worin axiale Elemente (150), die Lücken (140a) mit Extremitäten der axialen Elemente (150), die an den Umfangselementen (120) an Mulden (132) befestigt sind, überspannen, eine lineare Form aufweisen und parallel zur Mittelachse (2) des Stents axial ausgerichtet sind.

6. Stent nach einem der vorhergehenden Ansprüche, worin die axialen Elemente (180) mit Mitteln zum axialen Strecken ein Mittel zum axialen Kontrahieren aufweisen, wenn auf den Stent eine Kraft aufgebracht wird, die dazu führt, dass sich die Mittelachse (2) des Stents biegt, so dass sich Teile einer der Lücken (140) axial verlängern können und Teile der Lücke (140) axial kontrahieren können, so dass sich der Stent biegen kann.

7. Stent nach Anspruch 6, worin die von den axialen Elementen (180) überspannten Lücken (140) Mittel zum axialen Strecken und Mittel zum axialen Kontrahieren aufweisen und mindestens zwei axiale Elemente (180) aufweisen, wobei jedes axiale Element (180) ein Mittel zum gleichzeitigen axialen Strecken und axialen Kontrahieren unabhängig voneinander aufweisen.

8. Stent nach Anspruch 2, worin der linke Arm (187) und der rechte Arm (188) nicht parallel zueinander orientiert sind und worin der Ellbogen (186) am linken Arm (187) an einem Ende des linken Arms (187) gegenüber dem linken Ende (182) befestigt ist, und wobei der Ellbogen (186) am rechten Arm (188) an einem Ende des rechten Arms (188) gegenüber dem rechten Ende (184) befestigt ist.

9. Stent nach Anspruch 2, worin das Mittel zum Beugen des Ellbogens (**186**) den Ellbogen (**186**) aufweist, der aus einem gemeinsamen Material mit dem linken Arm (**187**) und dem rechten Arm (**188**) geformt ist und eine Breite aufweist, die kleiner ist als die Breite des linken Arms (**187**) und des rechten Arms (**188**).

10. Stent nach Anspruch 2, 8 oder 9, worin der Ellbogen (**186, 586, 686, 786**) eine Einbuchtung (**590**) an einer Innenseite des Ellbogens (**186, 586, 686, 786**) und mindestens eine Vertiefung (**592, 594**) an einer Außenseite des Ellbogens (**186, 586, 686, 786**) aufweist, wobei der Ellbogen (**186, 586, 686, 786**) zwischen der Vertiefung (**592, 594**) und der Einbuchtung (**590**) eine geringere Dicke besitzt als die Dicke des linken Arms (**187, 587**) und des rechten Arms (**188, 588**).

11. Stent nach Anspruch 2, 8, 9 oder 10, worin der Ellbogen (**186, 586, 686, 786**) mindestens zwei Vertiefungen (**592, 594**) mit einer linken Vertiefung (**592**) an einem Ende des Ellbogens (**186, 586, 686, 786**) neben dem linken Arm (**187, 587**) und eine rechten Vertiefung (**594**) im Ellbogen (**186, 586, 686, 786**) auf einem Teil des Ellbogens (**186, 586, 686, 786**) neben dem rechten Arm (**188, 588**) aufweist, wobei die linke Vertiefung (**592**) und die rechte Vertiefung (**594**) von der Einbuchtung (**590**) um eine Breite entfernt sind, die kleiner ist als die Breite des linken Arms (**187, 587**) und des rechten Arms (**188, 588**).

12. Stent nach Anspruch 2, 8, 10 oder 11, worin der linke Arm (**187**) und der rechte Arm (**188**) linear und nicht parallel zueinander verlaufen.

13. Stent nach Anspruch 2, worin das Mittel zum Beugen den Ellbogen (**186**) mit einer Dicke, die kleiner ist als die Dicke der Arme (**187, 188**) aufweist, so dass der Ellbogen (**186**) eine größere Flexibilität als die Arme (**187, 188**) aufweist, wobei der Ellbogen (**186**) eine ausreichend schmale Dicke aufweist, dass sich der Ellbogen (**186**) biegen kann, so dass der linke Arm (**187**) und der rechte Arm (**188**) zueinander und auseinander gebogen werden können, wobei das linke Ende (**182**) und das rechte Ende (**184**) näher zueinander und weiter voneinander weg gezogen werden, so dass sich das Paar von Umfangselementen (**120**) relativ zueinander bewegt.

14. Stent nach Anspruch 2, 3 oder 8 bis 13, worin der linke Arm (**187**) und der rechte Arm (**188**) eine ähnliche Länge aufweisen, wobei die Arme (**187, 188**) jeweils eine Länge aufweisen, die größer ist als die Hälfte einer Breite einer Lücke (**140**) zwischen dem linken Ende (**182**) und dem rechten Ende (**184**).

Es folgen 10 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

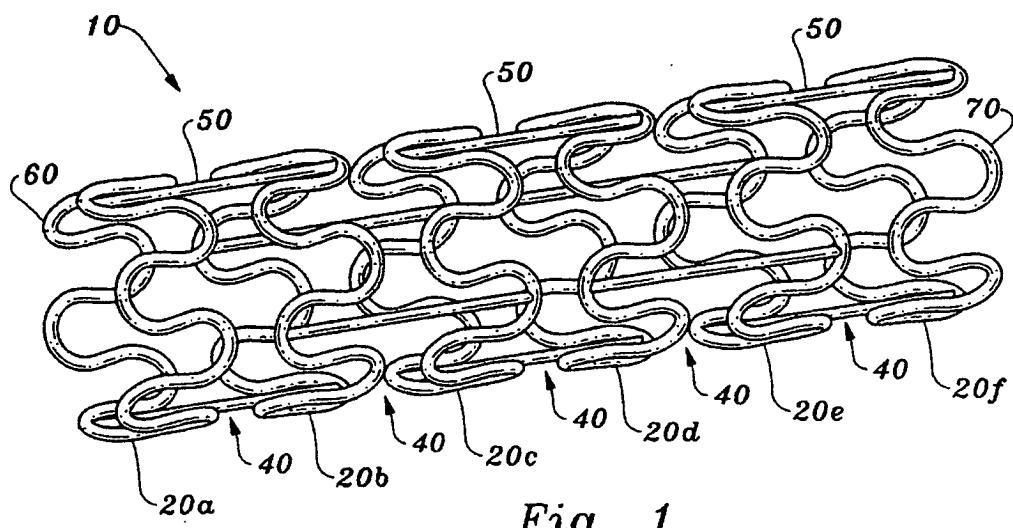


Fig. 1

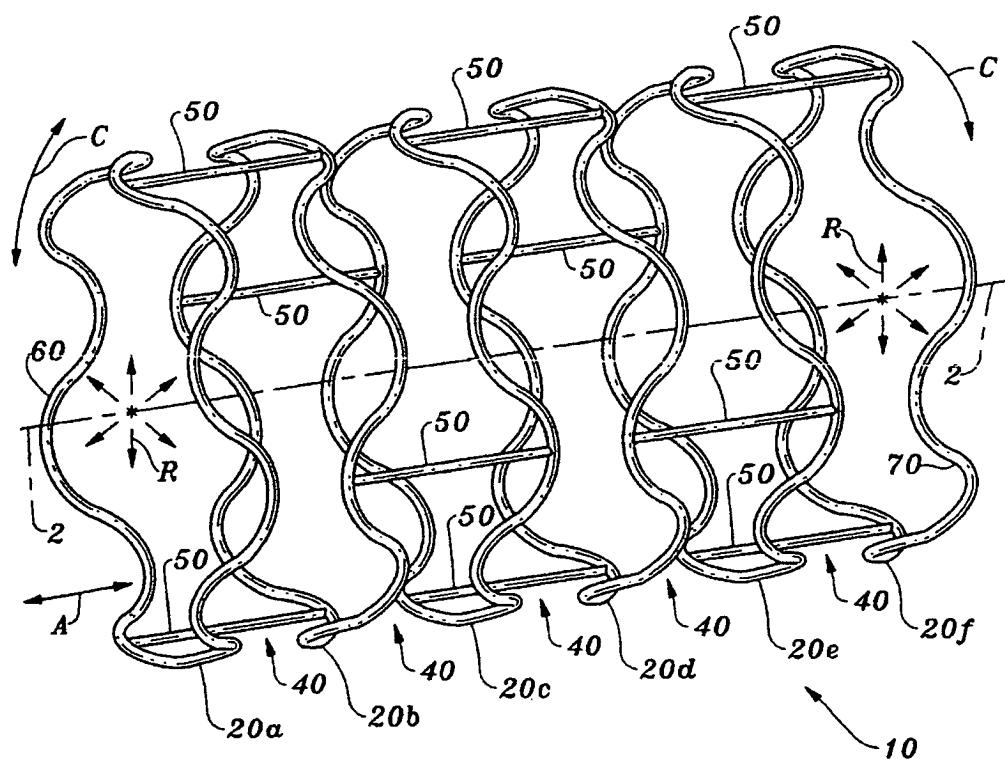
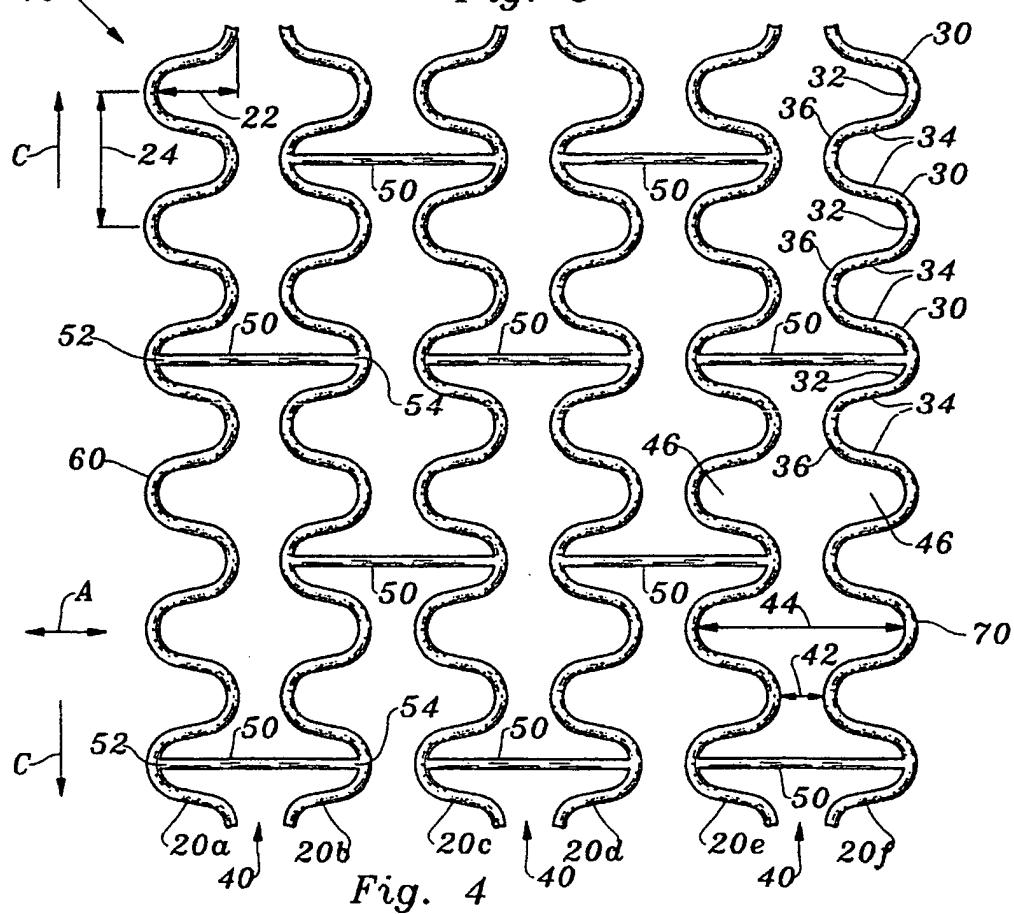
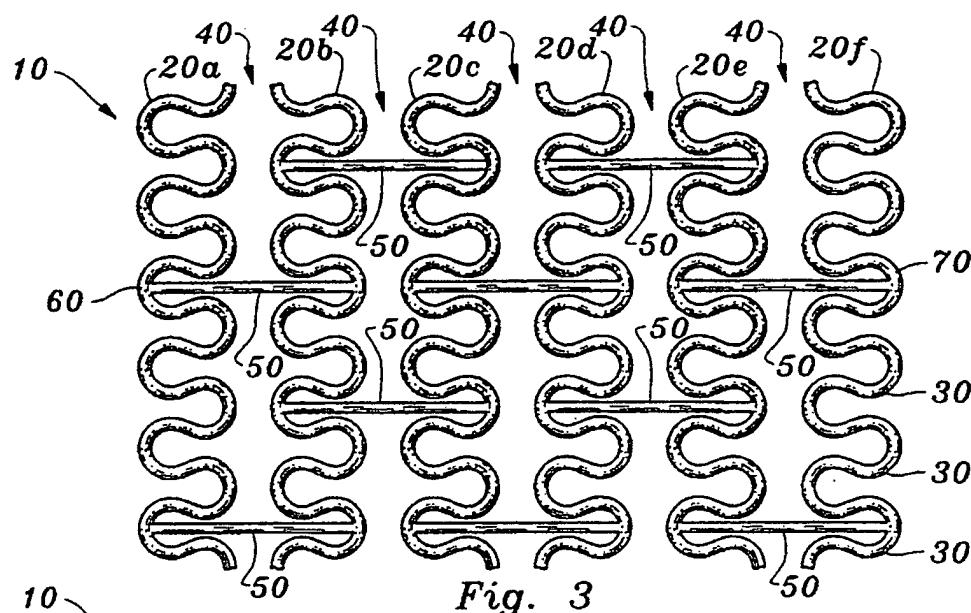
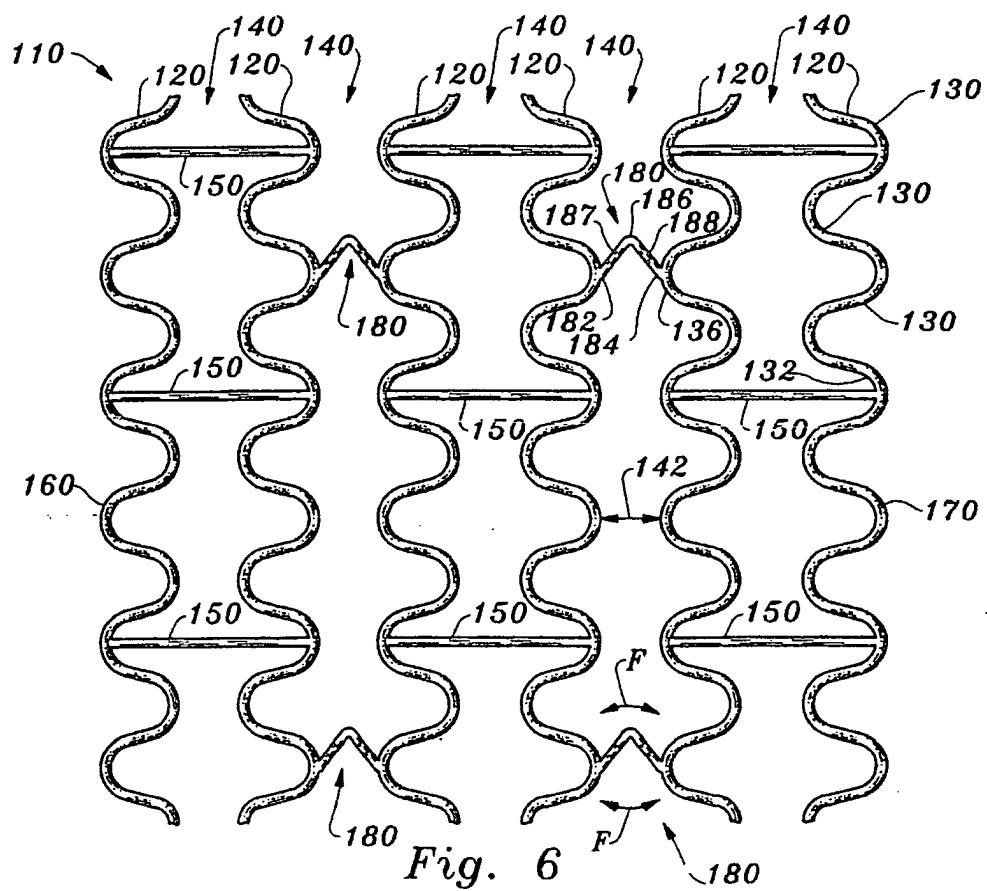
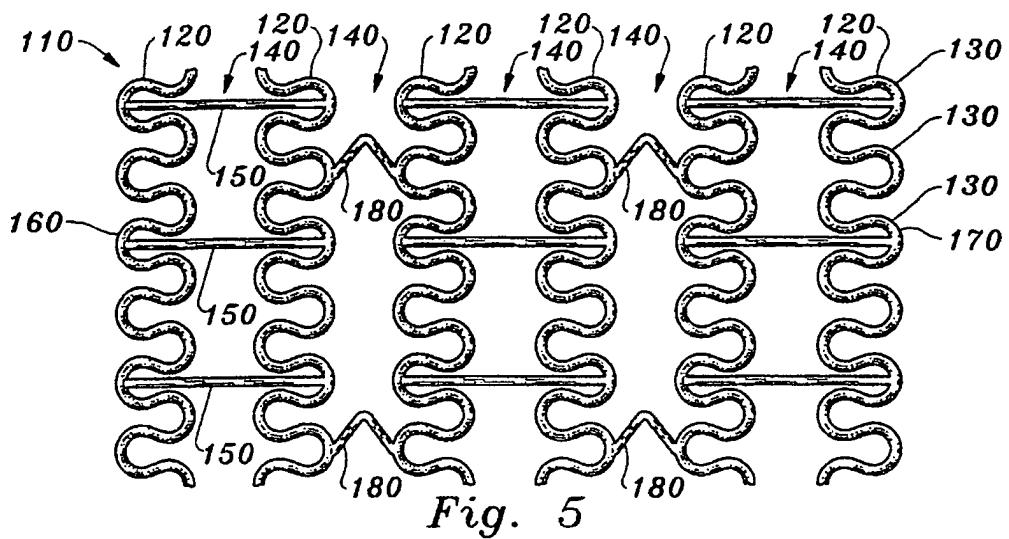


Fig. 2





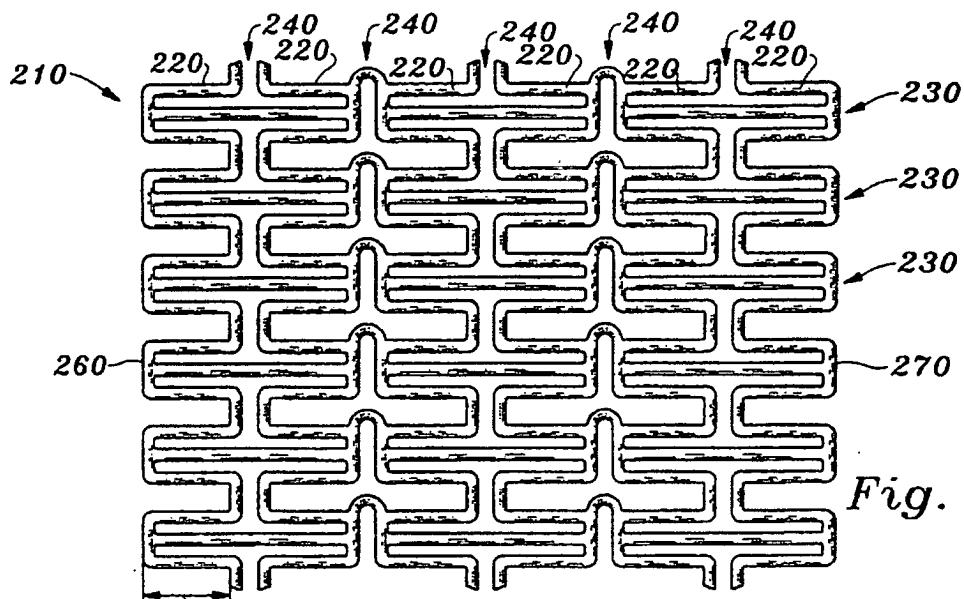


Fig. 7

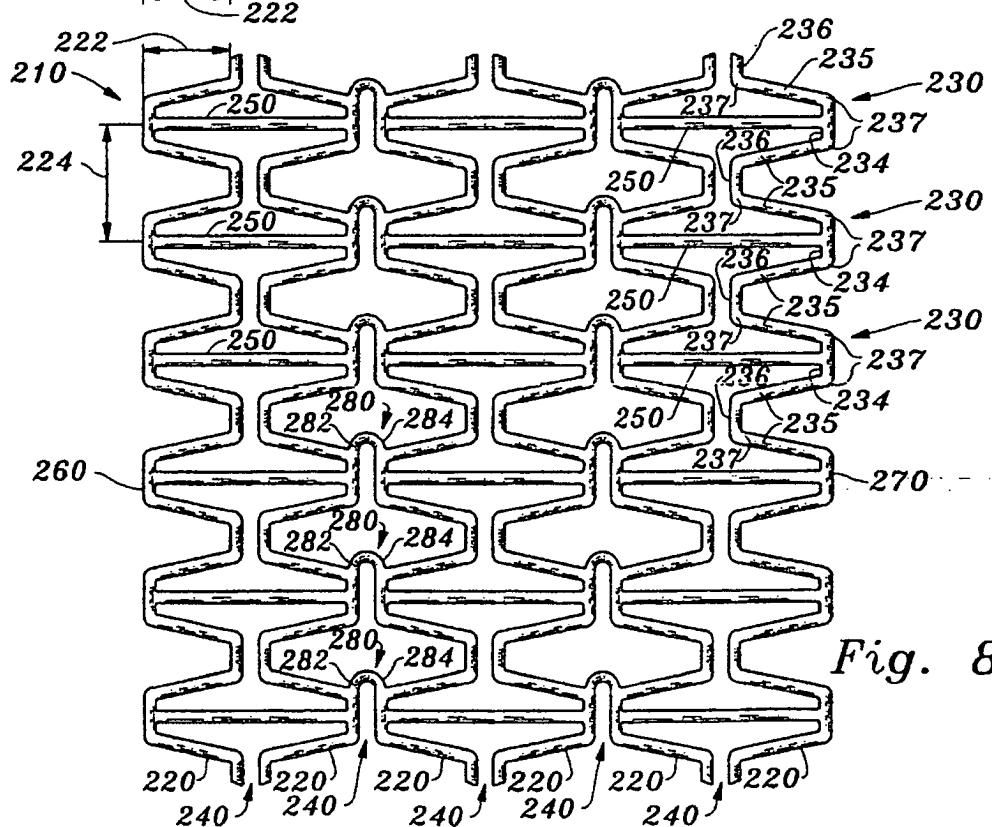
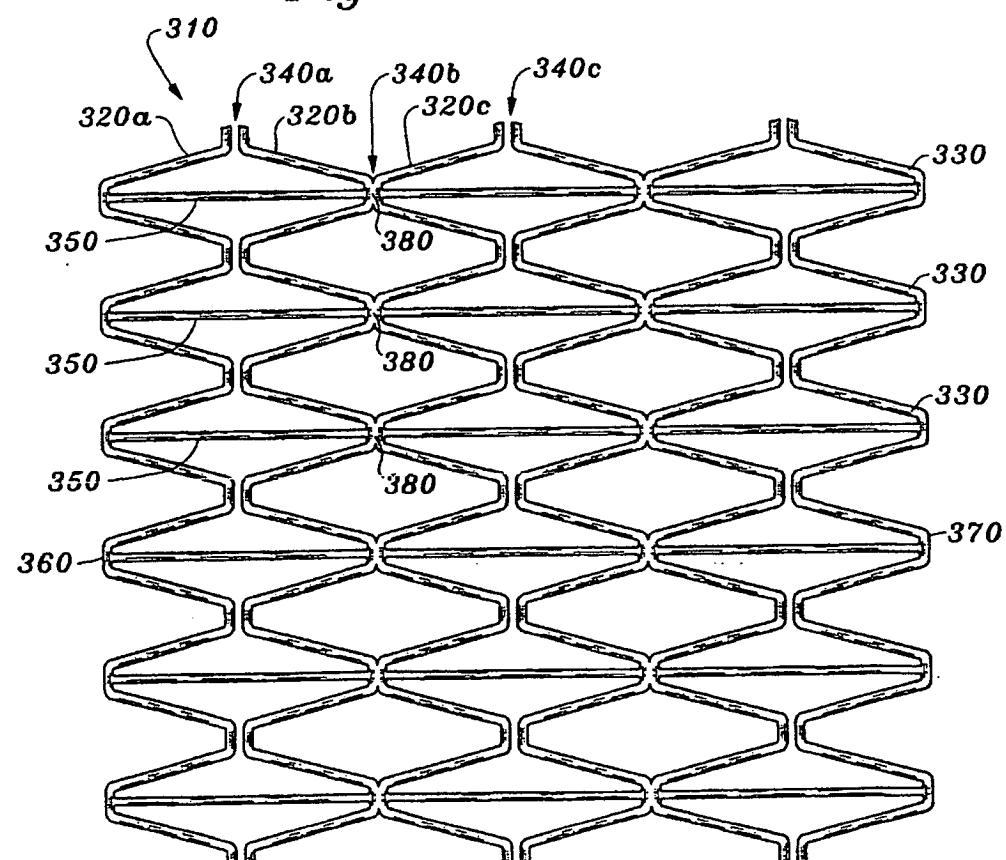
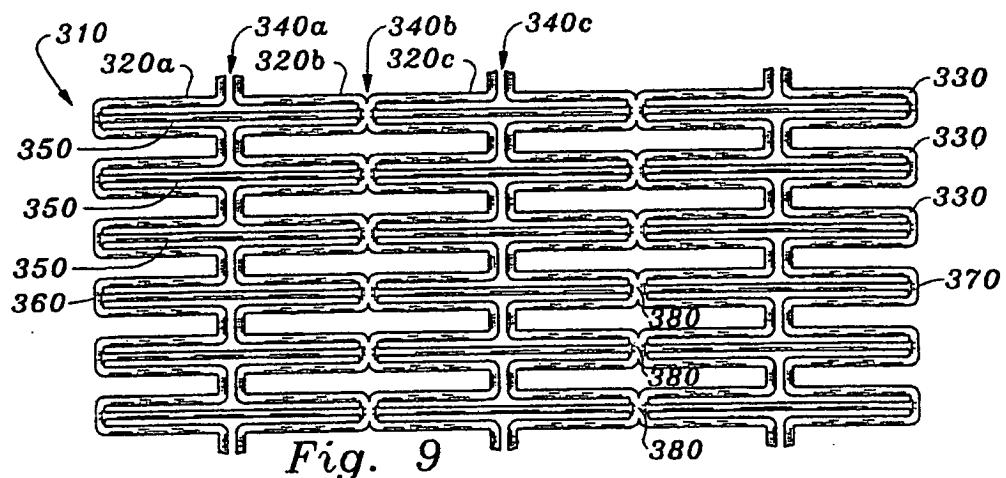


Fig. 8



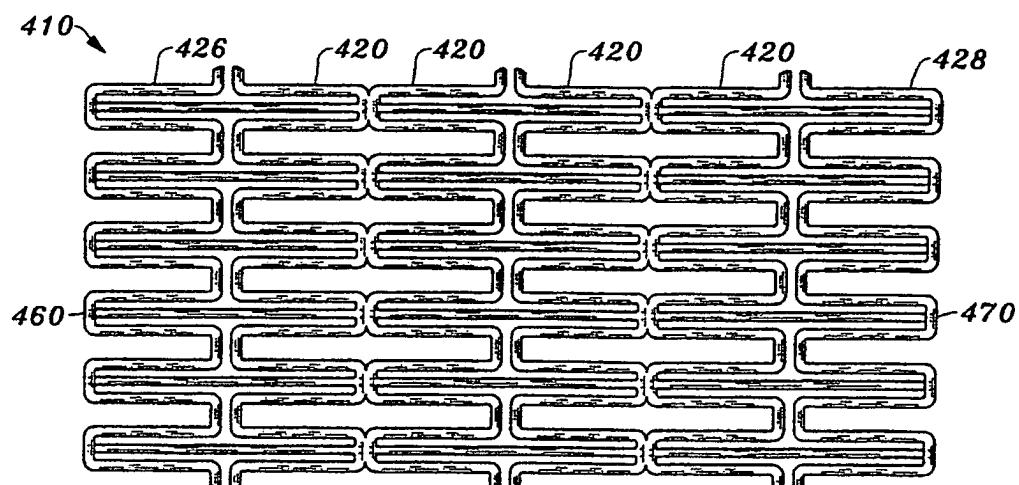


Fig. 11

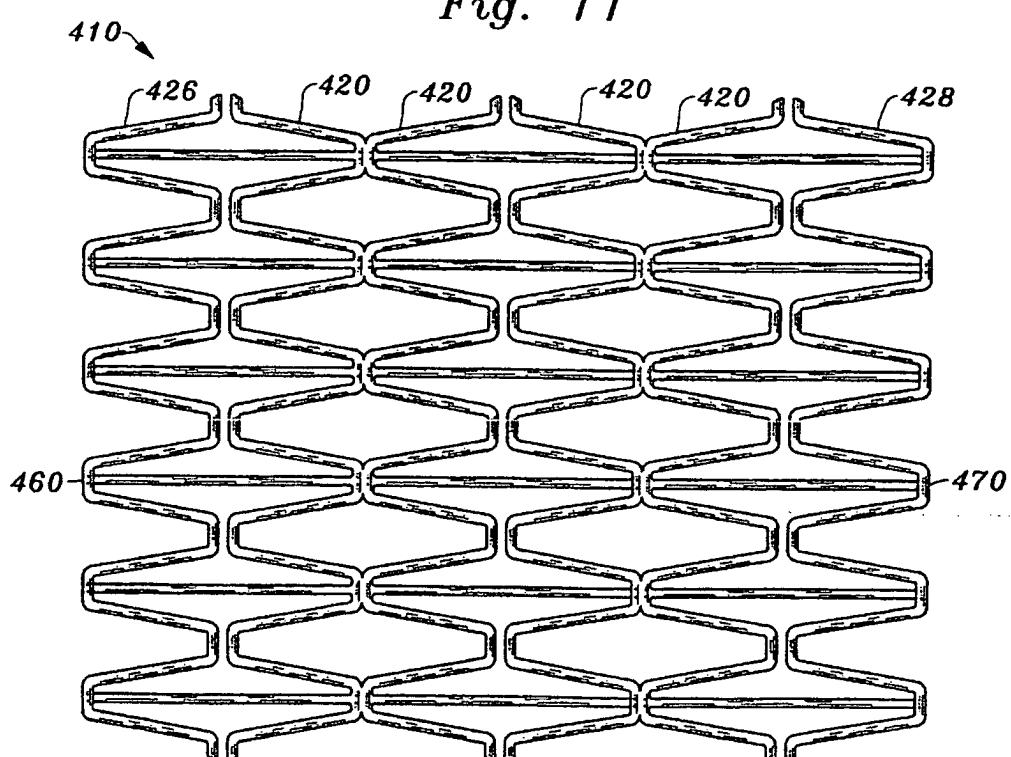
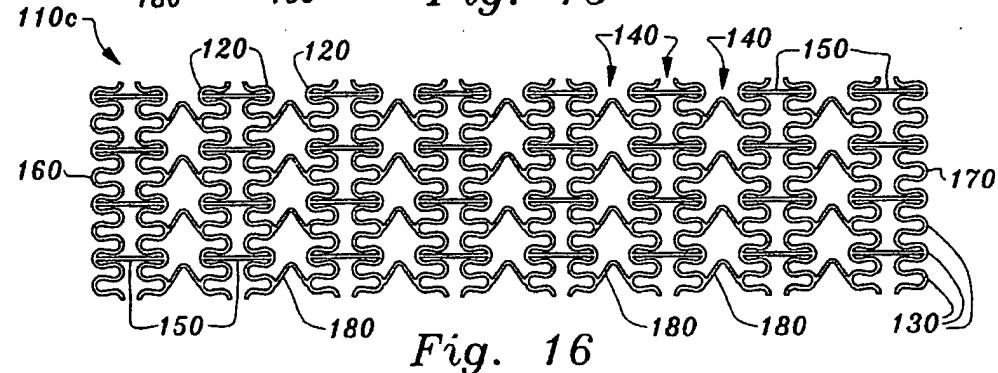
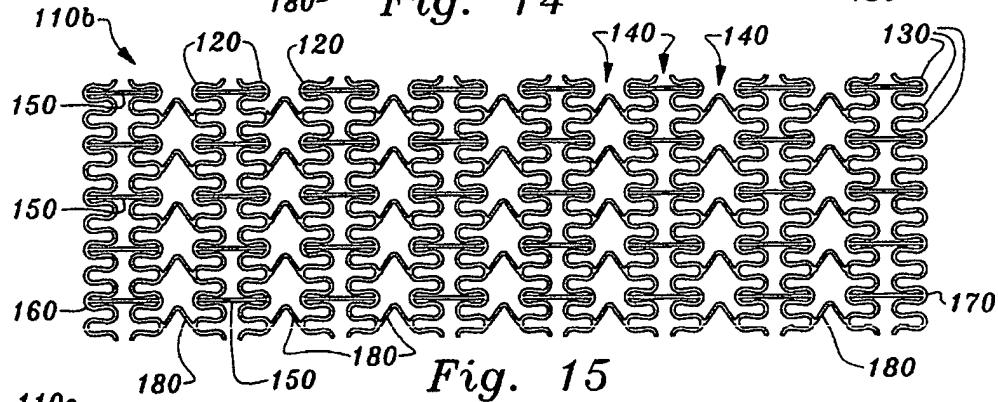
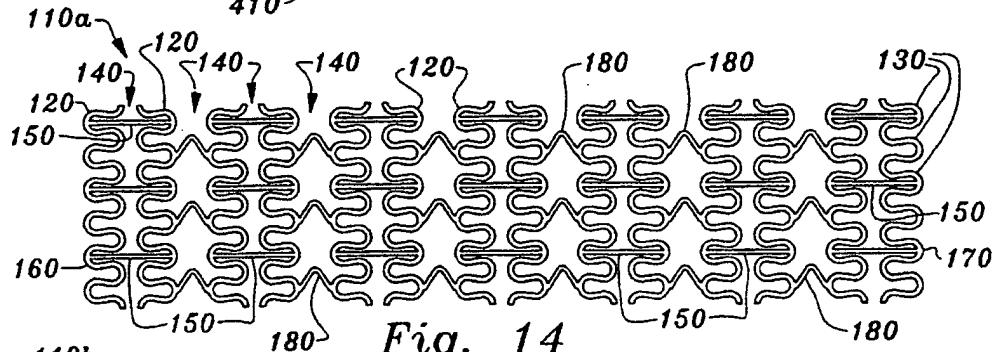
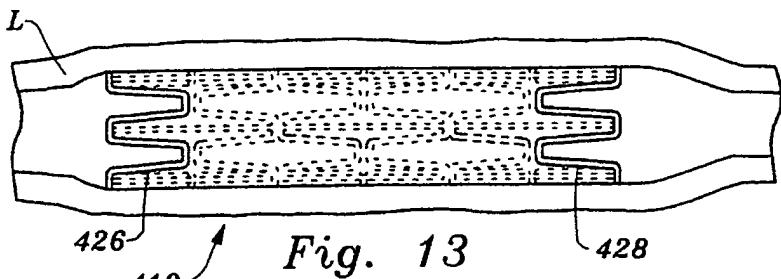
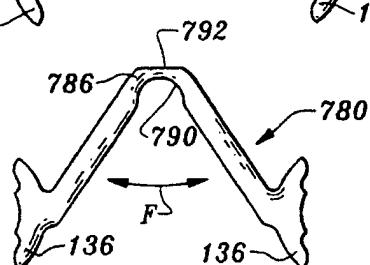
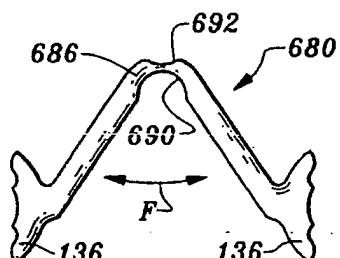
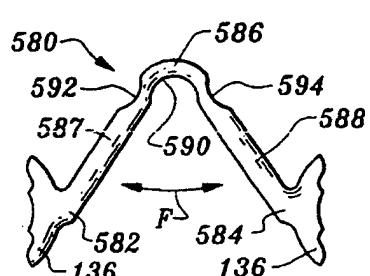
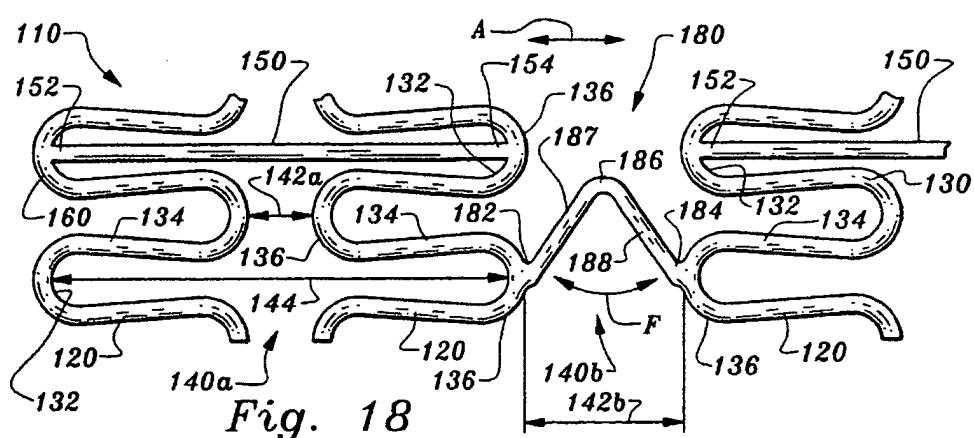
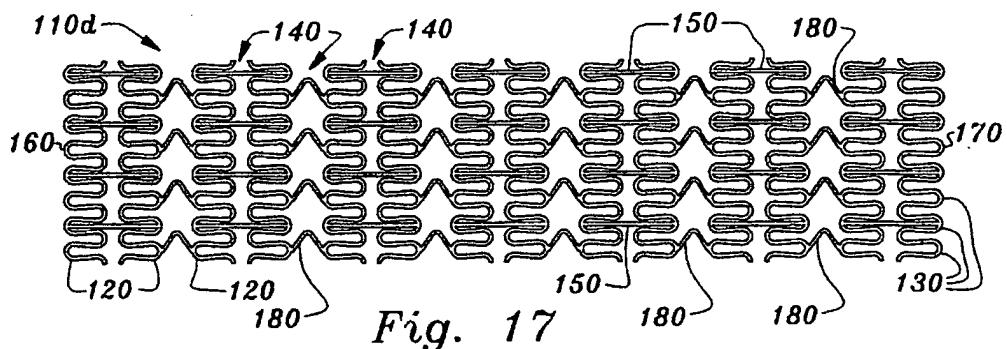
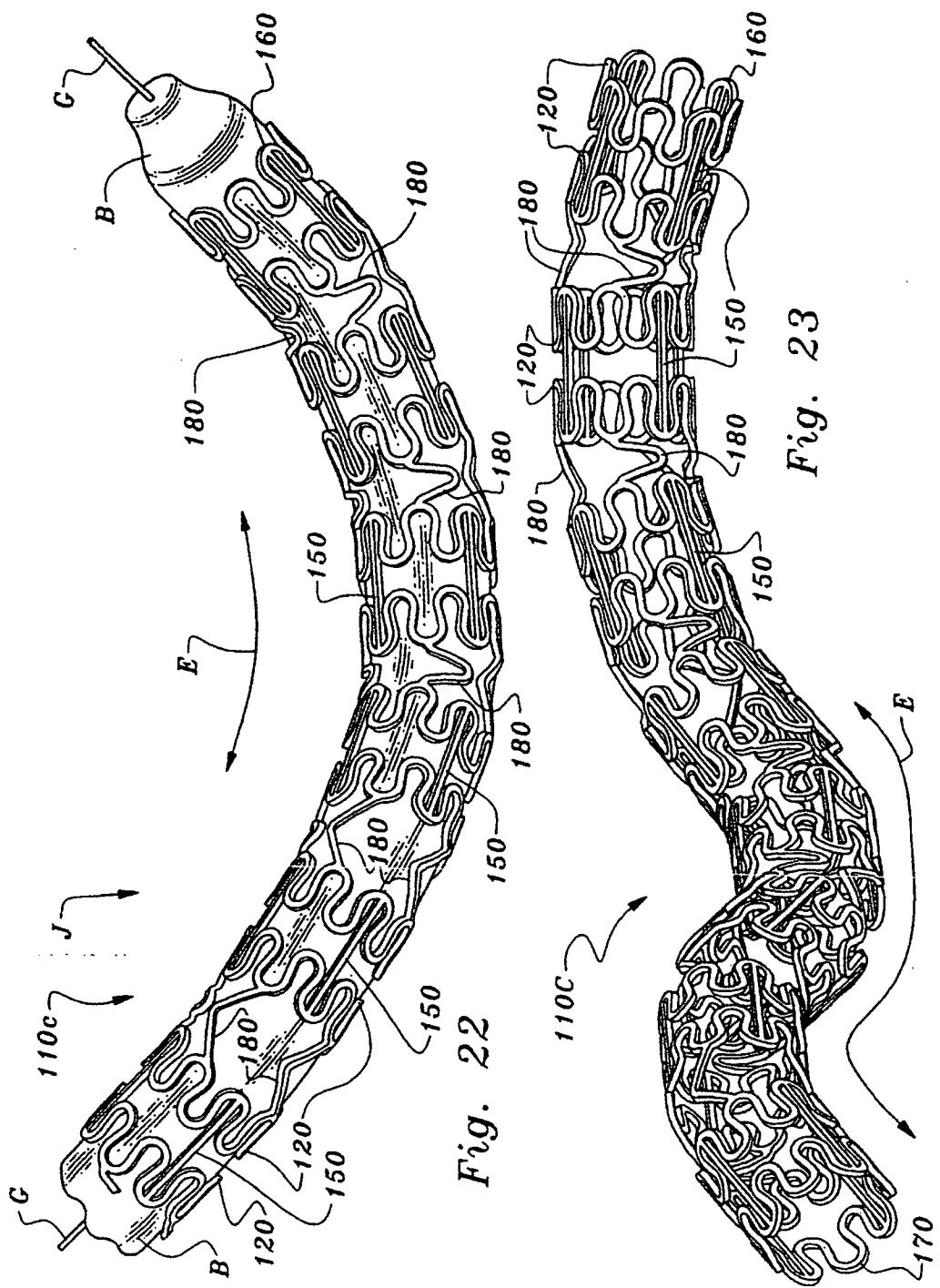


Fig. 12







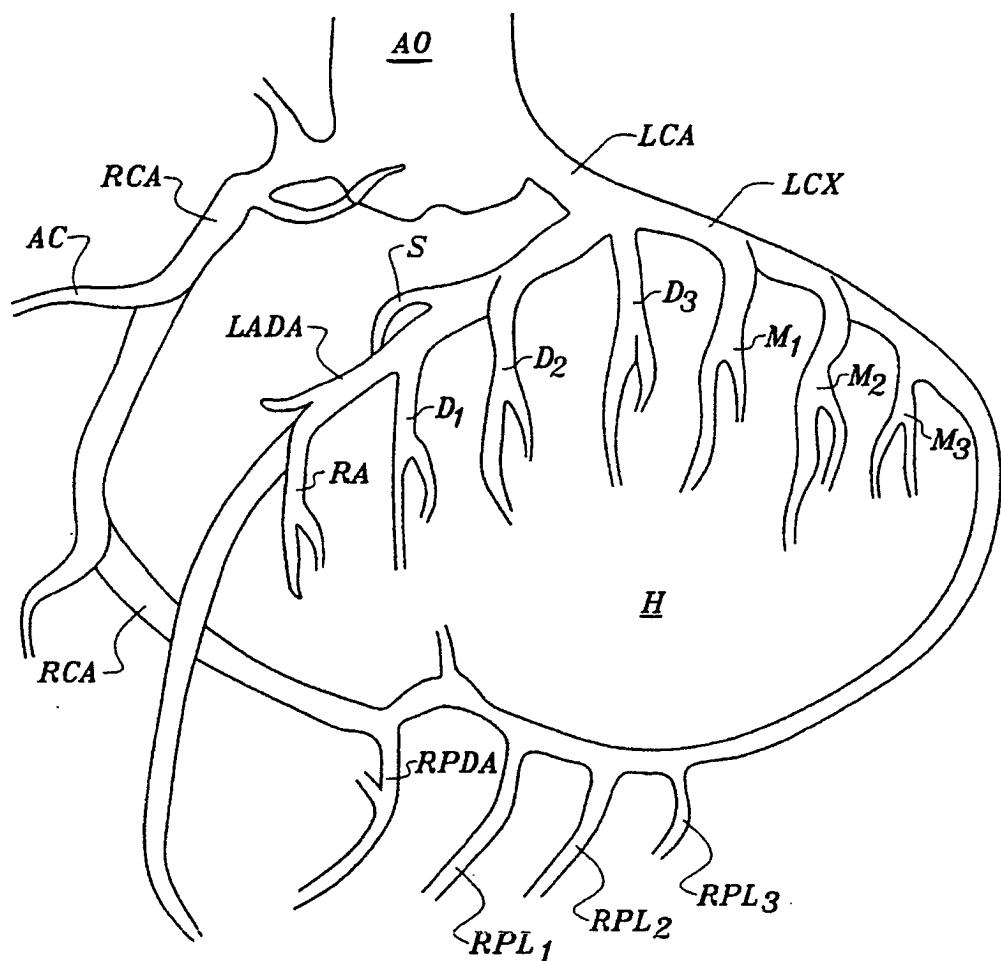


Fig. 24