



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 34 244 T2** 2006.06.22

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 949 889 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 34 244.1**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US97/20847**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 946 674.5**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 98/019636**

(86) PCT-Anmeldetag: **05.11.1997**

(87) Veröffentlichungstag  
der PCT-Anmeldung: **14.05.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **20.10.1999**

(97) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: **21.09.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **22.06.2006**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61F 2/06** (2006.01)

**A61B 17/32** (2000.01)

**A61B 17/115** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

**745618**      **07.11.1996**      **US**

(73) Patentinhaber:

**St. Jude Medical ATG, Inc., Maple Grove, Minn., US**

(74) Vertreter:

**Vossius & Partner, 81675 München**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LI,  
LU, MC, NL, PT, SE**

(72) Erfinder:

**GOLDSTEEN, S., David, Minneapolis, US;**

**BACHINSKI, J., Thomas, Lakeville, US;**

**MAZZOCCHI, Rudy, Merritt Island, US; SULLIVAN,  
J., Daniel, Medina, US**

(54) Bezeichnung: **VORRICHTUNG ZUM EINBRINGEN EINES MEDIZINISCHEN TRANSPLANTATES**

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 Trans- bzw. Implantate zur Verwendung beim Reparieren, Ersetzen oder Ergänzen natürlicher Körperorganstrukturen oder -gewebe eines Patienten in der Medizin. Ferner betrifft die Erfindung eine Vorrichtung zum Abgeben eines Transplantats zu einer Operationsstelle in einem Patienten und zum Einbauen des Transplantats an dieser Stelle. Einige Aspekte der Erfindung können andere Verwendungszwecke haben, z. B. zum Betrachten des Inneren eines Patienten, Herstellen von Zugang zum Inneren eines Patienten für andere Eingriffe usw. Ein Beispiel für die möglichen Verwendungszwecke der Erfindung ist ein minimal invasives Herz-bypassverfahren. Dieses Beispiel wird näher betrachtet, aber deutlich ist, daß verschiedene Aspekte der Erfindung viele weitere Verwendungsmöglichkeiten haben können.

**[0002]** Bekannt sind mehrere Verfahren zur Revaskularisation des menschlichen Herzens, um einen Patienten mit einer oder mehreren okkludierten Koronararterien zu behandeln. Bei den am frühesten entwickelten Verfahren dieser Art wird das Herz mittels Brustbeinmittelschnitt (Sternotomie) freigelegt. Nach operativer Freilegung des Herzens werden die Aorta und Vena cava des Patienten mit einer Herz-Lungen-Maschine verbunden, um Vitalfunktionen während des Eingriffs aufrecht zu erhalten. Der Herzschlag wird gestoppt, um die Durchführung des Eingriffs zu erleichtern. Normalerweise wird ein geeignetes Blutgefäß, z. B. eine Länge der Vena saphena (im Bein) des Patienten zur Verwendung als Transplantat gewonnen. Das Transplantat dient zur Schaffung eines neuen, unterbrechungsfreien Kanals zwischen einer Blutquelle, z. B. der Aorta, und der oder den okkludierten Koronararterien stromabwärts von der oder den Arterienokklusionen.

**[0003]** Bei einer Variante dieses Eingriffs wird eine Brustarterie des Patienten zu einer Koronararterie versetzt.

**[0004]** Obwohl die zuvor beschriebenen Sternotomieverfahren zunehmend erfolgreich sind, stellen der hohe Grad an Invasivität dieser Eingriffe und die Notwendigkeit einer Allgemeinnarkose bei diesen Verfahren erhebliche Nachteile dar. Tatsächlich schließen diese Nachteile Sternotomieverfahren bei vielen Patienten aus.

**[0005]** In letzter Zeit wurden weniger invasive Verfahren zur Revaskularisation des Herzens entwickelt. Ein Beispiel für diese Verfahren ist als Thorakostomie bekannt, bei der Öffnungen im Brustkorb des Patienten operativ hergestellt werden, um Zugang zur Brusthöhle zu erlangen. Speziell gestaltete Instrumente werden durch die Öffnungen eingeführt, damit der Operateur das Herz ohne das Trauma einer Ster-

notomie revaskularisieren kann. Dem Patienten können Medikamente verabreicht werden, um das Herz während des Eingriffs zu verlangsamen. Bei einigen Thorakostomieverfahren wird eine Brustarterie zu einer Koronararterie verlegt, um einen Bypass um eine Okklusion in der Koronararterie zu legen.

**[0006]** Thorakostomiebypassverfahren sind weniger traumatisch als Sternotomiebypassverfahren, jedoch für einige Patienten noch immer zu traumatisch. Außerdem kann die Anzahl erforderlicher Bypässe die Anzahl von Brustarterien übersteigen, wodurch Thorakostomieverfahren zur vollständigen Behandlung vieler Patienten nicht ausreichen.

**[0007]** Bei einer weiteren Technik zur Revaskularisation des menschlichen Herzens wird ein Zugang zur Brusthöhle hergestellt, indem Einschnitte zwischen den Rippen des Patienten vorgenommen werden. Bekannt ist dieser Eingriff als Thorakotomie. Er ist auch wesentlich weniger traumatisch als die Sternotomie, aber für einige Patienten immer noch zu traumatisch.

**[0008]** Die EP-A-0732087 offenbart eine Vorrichtung zum Abgeben eines Röhrentransplantats zu einem Innenbereich eines Patienten mit einer Röhrenstruktur und einer darin koaxial angeordneten Längsstruktur.

**[0009]** Die EP-A-0701800 offenbart eine Endoprothesenanordnung, die geeignet ist, in einem Körperlumen positioniert zu sein, und mit Haken versehen ist, die geeignet sind, in das Gewebe einzugreifen.

**[0010]** Angesichts dessen besteht eine Aufgabe der Erfindung darin, weniger traumatische Verfahren und Vorrichtungen zur Revaskularisation eines Patienten bereitzustellen.

**[0011]** Eine weitere Aufgabe der Erfindung ist, minimal invasive Verfahren und Vorrichtungen zum Reparieren, Ersetzen oder Ergänzen der Blutgefäße oder anderer Körperorganschläuche oder -gewebe eines Patienten bereitzustellen.

**[0012]** Als weitere Aufgabe liegt der Erfindung zugrunde, verbesserte Transplantatstrukturen zum Gebrauch beim Reparieren, Ersetzen oder Ergänzen natürlicher Körperorganstrukturen oder -gewebe bereitzustellen sowie Verfahren zur Herstellung solcher Transplantatstrukturen bereitzustellen.

**[0013]** Noch eine weitere Aufgabe der Erfindung ist, verbesserte Verfahren und Vorrichtungen zum Transportieren oder Abgeben und Einbauen von Transplantatstrukturen zum Gebrauch beim Reparieren, Ersetzen oder Ergänzen natürlicher Körperorganstrukturen oder -gewebe eines Patienten bereitzustellen.

**[0014]** Diese und weitere Aufgaben der Erfindung werden gemäß den Grundsätzen der Erfindung durch Bereitstellung einer Vorrichtung mit den Merkmalen der Ansprüche gelöst. Bereitgestellt wird diese Vorrichtung zum im wesentlichen nichtchirurgischen Einbauen einer neuen Schlauchlänge in einem Patienten zwischen zwei Teilstücken des vorhandenen Körperorganschlauchs des Patienten, wobei die neue Schlauchlänge zur Operationsstelle durch Führen entlang von vorhandenem Schlauch abgegeben, aber an der Operationsstelle so eingebaut wird, daß sie mindestens teilweise außerhalb des vorhandenen Schlauchs liegt. (Im Gebrauch hierin gehört zu einem vorhandenen Körperorganschlauch o. ä. eines Patienten sowohl ein natürlicher Schlauch als auch ein zuvor eingebauter Trans-/Implantatschlauch (natürlich und/oder künstlich). Ein früherer Einbau eines Transplantatschlauchs kann in einem vorherigen Verfahren oder früher in einem derzeitigen oder laufenden Eingriff erfolgt sein. Zu Schlauchlänge gehören auch mehrere Längen von Schlauch). An einem Ende der Operationsstelle wird veranlaßt, daß sich die neue Schlauchlänge durch eine im vorhandenen Schlauch hergestellte Öffnung nach außen erstreckt. Der sich nach außen erstreckende Endabschnitt des neuen Schlauchs wird zum anderen Ende der Operationsstelle geführt. An diesem anderen Ende wird eine weitere Öffnung im vorhandenen Schlauch hergestellt, und der vorgeschobene Endabschnitt des neuen Schlauchs wird am vorhandenen Schlauch über diese Öffnung befestigt. Der andere Endabschnitt des neuen Schlauchs (entfernt vom vorgeschobenen Abschnitt) wird am vorhandenen Schlauch an der zuerst beschriebenen Öffnung ähnlich befestigt. Jetzt ist der Einbau des neuen Schlauchs abgeschlossen, und die zum Einbau verwendete Vorrichtung kann aus dem Patienten herausgezogen werden.

**[0015]** In der am stärksten bevorzugten Ausführungsform werden alle oder im wesentlichen alle notwendigen Vorrichtungen in den Patienten über den vorhandenen Körperorganschlauch des Patienten eingeführt. Zusätzlich werden alle oder im wesentlichen alle Vorrichtungsfunktionen an der Operationsstelle vom Arzt (wozu hierin auch unterstützendes technisches Personal gehört) von außerhalb des Patientenkörpers ferngesteuert.

**[0016]** Zu bevorzugten erfindungsgemäßen Vorrichtungen gehört ein erstes längliches Instrument, das sich durch den vorhandenen Körperorganschlauch des Patienten zu einem ersten Ende der Operationsstelle erstreckt, und ein zweites längliches Instrument, das sich ähnlich durch den vorhandenen Schlauch des Patienten zu einem zweiten Ende der Operationsstelle erstreckt. Jedes Instrument weist eine Struktur auf, die den vorhandenen Schlauch am zugehörigen Ende der Operationsstelle durchdringen kann. Außerdem können diese Strukturen außerhalb

des vorhandenen Schlauchs ineinandergreifen, um einen im wesentlichen kontinuierlichen Strukturweg von einer Stelle außerhalb des Patienten, am vorhandenen Schlauch des Patienten entlang und dann aus diesem Schlauch von einem Ende zum anderen Ende der Operationsstelle zu bilden. Verwendung findet diese Struktur, um die neue Schlauchlänge in den Patienten und in Position an der Operationsstelle zu führen.

**[0017]** Vorzugsweise verfügt mindestens eines der länglichen Instrumente über Mechanismen zum Befestigen jedes Endabschnitts der neuen Schlauchlänge am benachbarten vorhandenen Körperorganschlauch. Zum Beispiel können diese Mechanismen aktive Befestigungselemente am oder in Zuordnung zum neuen Schlauch sein.

**[0018]** Der neue Schlauch kann künstlicher Implantatschlauch sein. Alternativ kann der neue Schlauch natürlicher Körperorganschlauch sein (z. B. Schlauch, der aus einer anderen Stelle im Patientenkörper gewonnen wurde). Als weitere Alternative kann der neue Schlauch eine Kombination aus künstlichem und natürlichem Schlauch sein (z. B. natürlicher Schlauch, der innerhalb von künstlichem Schlauch im wesentlichen konzentrisch angeordnet ist).

**[0019]** Eine bevorzugte künstliche Schlauchform verfügt über einen Schlauchrahmen aus einem ersten hochelastischen Material (z. B. Nitinol), das mit einem zweiten hochelastischen Material (z. B. Silikon Gummi) so abgedeckt ist, daß die Löcher im Rahmen im wesentlichen gefüllt sind. Diese Kombination erzeugt ein künstliches Implantat, das wie natürlicher Körperorganschlauch, z. B. eine natürliche Arterie, dehnbar ist. Vorzugsweise ist die Abdeckung auf dem Rahmen in einem vorbestimmten Grad porös gemacht, um ihre Biogebrauchseignung in diesem Kontext zu verbessern. Ein bevorzugtes Verfahren, um für solche Porosität zu sorgen, besteht darin, die Abdeckung aus einem elastischen Material herzustellen, das mit Teilchen eines Materials gemischt ist, das entfernt werden kann (z. B. durch Verdampfung), nachdem die Abdeckung auf das Maschenmaterial aufgebracht ist. Sind die Teilchen entfernt, verbleiben Hohlräume in der Abdeckung, die ihr die gewünschte Porosität geben.

**[0020]** Die künstlichen Implantate der Erfindung können beschichtet sein (bei Röhrenimplantaten innen und/oder außen), um ihre biologische Gebrauchseignung noch weiter zu verstärken. Beispiele für geeignete Beschichtungen sind Medikamentenbeschichtungen, hydrophile Beschichtungen, Glättungsbeschichtungen, Collagenbeschichtungen, menschliche Imp fzellenbeschichtungen usw. Die o. g. bevorzugte Porosität der Implantatbeschichtungen hilft dem Implantat, diese Beschichtungen festzuhal-

ten. Zusätzliche Vorteile der künstlichen Implantate der Erfindung sind ihre Elastizität und Dehnbarkeit (zuvor erwähnt), ihre Fähigkeit zum Einsetzen durch Schläuche mit kleinerem Durchmesser (wonach sie automatisch auf ihren vollen Durchmesser zurückkehren), die Möglichkeit, sie modular herzustellen, ihre Fähigkeit zur konzentrischen Aufnahme von natürlichem Körperorganschlauch in ihnen selbst, ihre Fähigkeit, die Entwicklung einer Endothelschicht zu unterstützen, ihre Kompatibilität mit MRI-Verfahren, ihre Fähigkeit, fluoroskopisch sichtbar gemacht zu werden, usw.

**[0021]** Obwohl zuvor Transplantate in Schlauchform beschrieben wurden, sind bestimmte Aspekte der Erfindung gleichermaßen auf andere Transplantatverfahren und auf Transplantate mit anderen Formen anwendbar.

**[0022]** Weitere Merkmale der Erfindung, ihr Wesen und verschiedene Vorteile gehen aus den beigefügten Zeichnungen und der folgenden näheren Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen hervor.

**[0023]** [Fig. 1](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht eines Abschnitts eines veranschaulichenden Verfahrens und zugehöriger Vorrichtungen;

**[0024]** [Fig. 2](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht eines Abschnitts eines spezielleren veranschaulichenden Verfahrens und zugehöriger Vorrichtungen;

**[0025]** [Fig. 3](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht, die eine veranschaulichende Ausführungsform eines Abschnitts der Vorrichtungen von [Fig. 2](#) näher darstellt.

**[0026]** [Fig. 3a](#) ist eine [Fig. 3](#) ähnelnde Ansicht einer alternativen veranschaulichenden Ausführungsform der Vorrichtungen von [Fig. 3](#).

**[0027]** [Fig. 4](#) ist eine vereinfachte Seitenansicht, die eine veranschaulichende Ausführungsform eines Abschnitts der Vorrichtungen von [Fig. 3](#) noch näher darstellt.

**[0028]** [Fig. 5](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht eines weiteren Abschnitts eines veranschaulichenden Verfahrens und zugehöriger Vorrichtungen;

**[0029]** [Fig. 6](#) ist eine [Fig. 2](#) ähnelnde Ansicht eines späteren Stadiums im veranschaulichenden Verfahren, das teilweise durch [Fig. 2](#) dargestellt ist, zusammen mit zugehörigen Vorrichtungen;

**[0030]** [Fig. 7a](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht, die eine veranschaulichende Ausführungsform eines Abschnitts der Vorrichtungen von [Fig. 6](#) näher

darstellt.

**[0031]** [Fig. 7b](#) ist eine vereinfachte Seitenansicht eines Abschnitts der Vorrichtungen von [Fig. 7a](#), wobei aber die dargestellten Elemente eine unterschiedliche körperliche Beziehung zueinander haben.

**[0032]** [Fig. 7c](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht einer alternativen Ausführungsform einer Komponente der Vorrichtungen von [Fig. 7a](#).

**[0033]** [Fig. 7d](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht einer alternativen Ausführungsform einer weiteren Komponente der Vorrichtungen von [Fig. 7a](#).

**[0034]** [Fig. 7e](#) ist eine vereinfachte Seitenansicht einer weiteren alternativen Ausführungsform der Komponente von [Fig. 7d](#).

**[0035]** [Fig. 7f](#) ist eine vereinfachte Seitenansicht einer alternativen Ausführungsform noch einer weiteren Komponente von [Fig. 7a](#).

**[0036]** [Fig. 7g](#) ist eine vereinfachte Seitenansicht einer alternativen Ausführungsform noch einer weiteren Komponente von [Fig. 7a](#).

**[0037]** [Fig. 8](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht, die einem Abschnitt von [Fig. 6](#) ähnelt und noch ein späteres Stadium im veranschaulichenden Verfahren zeigt, das teilweise durch [Fig. 6](#) dargestellt ist.

**[0038]** [Fig. 8a](#) ist eine vereinfachte Schnittansicht der Vorrichtungen von [Fig. 8](#), ohne daß die zugehörige Gewebestruktur vorhanden ist.

**[0039]** [Fig. 9](#) ist eine vereinfachte Querschnittansicht einer veranschaulichenden Ausführungsform weiterer veranschaulichender Vorrichtungen;

**[0040]** [Fig. 10](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht einer veranschaulichenden Ausführungsform eines Abschnitts der Vorrichtungen von [Fig. 9](#).

**[0041]** [Fig. 10a](#) ist eine [Fig. 10](#) ähnelnde Ansicht, die einen möglichen alternativen Aufbau der Vorrichtungen von [Fig. 10](#) zeigt.

**[0042]** [Fig. 10b](#) ist eine weitere [Fig. 10](#) ähnelnde Ansicht, die einen weiteren möglichen alternativen Aufbau der Vorrichtungen von [Fig. 10](#) zeigt.

**[0043]** [Fig. 10c](#) ist eine weitere [Fig. 10](#) ähnelnde Ansicht, die noch einen weiteren möglichen alternativen Aufbau der Vorrichtungen von [Fig. 10](#) zeigt.

**[0044]** [Fig. 11](#) ist eine [Fig. 6](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im veranschaulichenden Verfahren, das teilweise durch [Fig. 8](#) dargestellt ist,

zusammen mit zugehörigen Vorrichtungen;

[0045] [Fig. 12](#) ist eine Ansicht, die einem Abschnitt von [Fig. 11](#) ähnelt, ihn aber etwas näher darstellt, und ein noch späteres Stadium im veranschaulichenden Verfahren zeigt, das teilweise durch [Fig. 11](#) dargestellt ist.

[0046] [Fig. 12a](#) ist eine [Fig. 12](#) ähnelnde Ansicht, die einen möglichen alternativen Aufbau der Vorrichtungen von [Fig. 12](#) zeigt.

[0047] [Fig. 13](#) ist eine [Fig. 12](#) ähnelnde Ansicht, die ein noch späteres Stadium im veranschaulichenden Verfahren zeigt, das teilweise durch [Fig. 12](#) dargestellt ist.

[0048] [Fig. 14](#) ist eine [Fig. 11](#) ähnelnde Ansicht, die ein noch späteres Stadium im veranschaulichenden Verfahren zeigt, das teilweise durch [Fig. 13](#) dargestellt ist.

[0049] [Fig. 15](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht einer veranschaulichenden Ausführungsform eines Abschnitts noch weiterer veranschaulichender Vorrichtungen;

[0050] [Fig. 15a](#) ist eine vereinfachte Seitenansicht einer Struktur, die verwendet werden kann, einen Teil der Vorrichtungen von [Fig. 15](#) bereitzustellen.

[0051] [Fig. 15b](#) ist eine [Fig. 15a](#) ähnelnde Ansicht, die mehr von der Struktur zeigt, von der [Fig. 15a](#) ein Teil ist.

[0052] [Fig. 15c](#) ist eine [Fig. 15b](#) ähnelnde Ansicht, die die Struktur von [Fig. 15b](#) in einem weiteren Betriebszustand zeigt.

[0053] [Fig. 15d](#) ist eine vereinfachte Seitenansicht einer alternativen Struktur, die verwendet werden kann, einen Teil der Vorrichtungen von [Fig. 15](#) bereitzustellen.

[0054] [Fig. 15e](#) ist eine [Fig. 15d](#) ähnelnde Ansicht, die die Struktur von [Fig. 15d](#) in einem weiteren Betriebszustand zeigt.

[0055] [Fig. 15f](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht einer weiteren alternativen Struktur, die verwendet werden kann, einen Teil der Vorrichtungen von [Fig. 15](#) bereitzustellen.

[0056] [Fig. 15g](#) ist eine [Fig. 15f](#) ähnelnde Ansicht, die die Struktur von [Fig. 15f](#) in einem weiteren Betriebszustand zeigt.

[0057] [Fig. 16](#) ist eine vereinfachte Seitenansicht einer veranschaulichenden Ausführungsform einer Komponente der Vorrichtungen von [Fig. 15](#).

[0058] [Fig. 17](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht einer veranschaulichenden Ausführungsform eines weiteren Abschnitts der Vorrichtungen von [Fig. 15](#).

[0059] [Fig. 18](#) ist eine Ansicht, die einem Abschnitt von [Fig. 14](#) ähnelt, und zeigt ein noch späteres Stadium im veranschaulichenden Verfahren, das teilweise durch [Fig. 14](#) dargestellt ist.

[0060] [Fig. 19](#) ist eine [Fig. 18](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von [Fig. 18](#).

[0061] [Fig. 20](#) ist eine [Fig. 19](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von [Fig. 19](#).

[0062] [Fig. 21](#) ist eine Ansicht, die einem weiteren Abschnitt von [Fig. 14](#) ähnelt, und zeigt ein noch späteres Stadium im Verfahren von [Fig. 20](#).

[0063] [Fig. 22](#) ist eine [Fig. 21](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von [Fig. 21](#).

[0064] [Fig. 22a](#) ist eine [Fig. 22](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von [Fig. 22](#).

[0065] [Fig. 22b](#) ist eine [Fig. 22a](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von [Fig. 22a](#).

[0066] [Fig. 23](#) ist eine [Fig. 22b](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von [Fig. 22b](#).

[0067] [Fig. 24](#) ist eine [Fig. 23](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von [Fig. 23](#).

[0068] [Fig. 25](#) ist eine vereinfachte Längsschnittansicht einer veranschaulichenden Ausführungsform eines Abschnitts weiterer Vorrichtungen;

[0069] [Fig. 26](#) ist eine [Fig. 20](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von [Fig. 24](#).

[0070] [Fig. 27](#) ist eine [Fig. 26](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von [Fig. 26](#).

[0071] [Fig. 28](#) ist eine [Fig. 24](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von [Fig. 27](#).

[0072] [Fig. 29](#) ist eine [Fig. 28](#) ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von

**Fig. 28.**

[0073] **Fig. 30** ist eine **Fig. 29** ähnelnde Ansicht eines noch späteren Stadiums im Verfahren von **Fig. 29**.

[0074] **Fig. 31** ist eine **Fig. 14** ähnelnde Ansicht des Endergebnisses des Verfahrens, das durch **Fig. 30** teilweise dargestellt ist.

[0075] **Fig. 32** ist eine vereinfachte Längsschnittansicht eines Endergebnisses ähnlich wie in **Fig. 31**, aber in einem anderen Kontext.

[0076] **Fig. 33** ist eine vereinfachte Längsschnittansicht eines möglichen alternativen Aufbaus von Abschnitten der Vorrichtungen von **Fig. 15**.

[0077] **Fig. 34** ist eine vereinfachte (teilweise im Schnitt gezeigte) Seitenansicht eines alternativen Aufbaus von Abschnitten der Vorrichtungen von **Fig. 15** gemäß der Erfindung;

[0078] **Fig. 35** ist eine vereinfachte Längsschnittansicht der Vorrichtungen von **Fig. 35** in einem weiteren Betriebszustand.

[0079] **Fig. 36** ist eine vereinfachte Seitenansicht erfindungsgemäßer Vorrichtungen, die als Alternative zu bestimmten Vorrichtungskomponenten von **Fig. 15** und **Fig. 17** verwendet werden können.

[0080] **Fig. 37** ist eine vereinfachte (teilweise im Schnitt gezeigte) Seitenansicht zusätzlicher Komponenten mit den Vorrichtungen von **Fig. 36**.

[0081] **Fig. 38** ist eine vereinfachte Längsschnittansicht eines noch weiteren alternativen Aufbaus von Abschnitten der erfindungsgemäßen Vorrichtungen von **Fig. 15**; und

[0082] **Fig. 39** ist eine vereinfachte Seitenansicht, die einen möglichen Aufbau eines Abschnitts der Vorrichtungen von **Fig. 38** näher zeigt.

[0083] Da die Erfindung eine Anzahl unterschiedlicher Anwendungen hat, die jeweils einige Abwandlungen solcher Parameter wie Instrumentengröße und -form rechtfertigen können, wird davon ausgegangen, daß sich bestimmte Aspekte der Erfindung anhand relativ allgemeiner schematischer Zeichnungen am besten beschreiben lassen. Damit aber die Diskussion nicht zu abstrakt wird und die Erfindung besser zu erfassen und zu würdigen ist, wird häufig auf spezifische Verwendungszwecke der Erfindung Bezug genommen. Zum Großteil bezieht sich dies auf die Verwendung der Erfindung, um einen Bypass um eine Okklusion oder Obstruktion (allgemein als Verengung bezeichnet) in einer Koronararterie eines Patienten herzustellen, und insbesondere einen By-

pass von der Aorta zu einem Punkt entlang der Koronararterie, der stromabwärts von der Koronararterienverengung liegt. Gleichwohl sei betont, daß dies nur eine von vielen möglichen Anwendungen der Erfindung ist.

[0084] Unter der Annahme, daß die Erfindung zum Legen eines Bypass von der Aorta um eine Koronararterienverengung dienen soll, kann das Verfahren beginnen, indem ein längliches Instrument in das Kreislaufsystem des Patienten so eingeführt wird, daß sich ein distaler Abschnitt des Instruments durch die Koronararterienverengung in die Umgebung des Punkts entlang der Arterie erstreckt, an dem die Bypassverbindung hergestellt werden soll. Dargestellt ist dies in **Fig. 1**, die ein längliches Instrument **100** zeigt, das in das Kreislaufsystem **10** des Patienten an einer entfernten Stelle **12** eintritt und entlang von Gefäßen im Kreislaufsystem koaxial durchläuft, bis sein distaler Endabschnitt **104** eine Verengung **22** in einer Koronararterie **20** durchläuft und den stromabwärts gelegenen Abschnitt **24** der Arterie erreicht, an dem eine Bypassverbindung hergestellt werden soll. Zum Beispiel kann die Eintrittsstelle **12** des Instruments **100** eine Oberschenkel(Bein-) Arterie des Patienten, eine Oberarmarterie des Patienten oder jeder andere geeignete Eintrittspunkt sein. Allerdings wird klar sein, daß der Eintrittspunkt **12** normalerweise entfernt von der Stelle liegt, an der der Bypass zu legen ist, und daß die Steuerung des Instruments **100** in seiner gesamten Verwendung vom proximalen Abschnitt **102** aus erfolgt, der ständig außerhalb des Patienten liegt.

[0085] Für das diskutierte veranschaulichende Verfahren zeigt **Fig. 2** eine bevorzugte Ausführungsform des Instruments **100** in größeren Einzelheiten. Gemäß **Fig. 2** kann das Instrument **100** eine Katheterrohre **110** aufweisen, die (von der Stelle **12** in **Fig. 1**) über die Aorta **30** des Patienten zum Ostium der Koronararterie **20** eingeführt wird. Eine weitere Röhrenstruktur **120** wird anschließend vom distalen Ende des Katheters **110** durch die Verengung **22** zur Stelle **24** vorgeschoben.

[0086] In **Fig. 3** ist ein veranschaulichender Aufbau der Röhrenstruktur **120** näher gezeigt. Deutlich wird hier, daß die Struktur **120** zwei Lumen **130** und **140** haben kann. Nahe dem distalen Ende der Struktur **120** kommuniziert das Lumen **130** mit dem Inneren eines aufblasbaren Ballons **132** auf einer Seite der Struktur **120**, während sich das Lumen **140** nach außen zur Gegenseite der Struktur **120** öffnet. Das Lumen **140** enthält eine Längsstruktur **150**, die ein Stillettdraht mit einer geschärften distalen Spitze **152** sein kann (siehe **Fig. 4**). (Obwohl **Fig. 4** Einbuchtungen hinter der Spitze **152** zeigt, könnten diese Einbuchtungen bei Bedarf entfallen.) Die Struktur **120** kann mit einer distalen Federspitze **122** versehen sein, um dazu beizutragen, das distale Ende der



Struktur **120** entlang der Koronararterie **20** und durch die Verengung **22** zu führen. Ein Sicherheitsband **123** (z. B. aus dem gleichen Material wie die Spitze **122**) kann an seinem proximalen Ende mit dem distalen Ende des Teils **120** und an seinem distalen Ende mit dem distalen Ende der Spitze **122** verbunden sein, um die Leistung der Spitze **122** zu verbessern und dazu beizutragen, die Trennung eines Abschnitts der Spitze **122** von der Struktur **120** bei Beschädigung der Spitze **122** zu verhindern. Die Struktur **120** kann radiologische (z. B. strahlenundurchlässige oder fluoroskopisch anzeigbare) Markierungen **124** an geeigneten Stellen haben, die dem Arzt helfen, die Struktur nach Bedarf im Patientenkörper zu platzieren. Der Katheter **110** kann ebenfalls radiologische Markierungen **112** für ähnliche Zwecke haben. Anfangs ist der Ballon **132** abgelassen. Die Längsstruktur **150** ist anfangs im Lumen **140** eingezogen. Allerdings ist der distale Abschnitt des Lumens **140** (gemäß **142** in [Fig. 2](#)) so geformt, daß er hilft, die distale Spitze **152** der Struktur **150** nach außen zur Seite der Struktur **120** zu führen, wenn die Struktur **150** relativ zur Struktur **120** distal geschoben wird. Später wird dies näher diskutiert. Wie aus der früheren Beschreibung hervorgeht, ist jede der Komponenten **110**, **120** und **150** von außerhalb des Patienten getrennt steuerbar, was als Bereich **102** in [Fig. 1](#) allgemein dargestellt ist.

**[0087]** Als Alternative zur Bereitstellung des Ballons **132** als integraler Bestandteil einer Struktur **120** kann der Ballon **132** auf einer weiteren Längsstruktur **120'** ([Fig. 3a](#)) vorgesehen sein, die im wesentlichen parallel zu den übrigen Komponenten ist, die zuvor für die Struktur **120** beschrieben wurden. Die Struktur **120'** kann von der Struktur **120** im wesentlichen getrennt sein, oder sie kann an der Struktur **120** befestigt sein.

**[0088]** Nach Positionierung des Instruments **100** gemäß [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) wird ein zweites Längliches Instrument **200** in das Kreislaufsystem **10** des Patienten ähnlich eingeführt, was [Fig. 5](#) allgemein zeigt. Zum Beispiel kann das Instrument **200** (bei **14**) in den Patienten über eine Oberschenkelarterie, eine Oberarmarterie oder jede andere geeignete Stelle eintreten, die normalerweise wiederum von der Bypassstelle entfernt liegt. Bei Verwendung einer Oberschenkelarterie zur Aufnahme des Instruments **100** kann die andere Oberschenkelarterie zur Aufnahme des Instruments **200** dienen. Alternativ kann dieselbe Oberschenkelarterie zur Aufnahme beider Instrumente dienen. Als weitere Alternative können beliebige andere Kombinationen von Eintrittspunkten für die beiden Instrumente verwendet werden. Das Instrument **200** wird eingeführt, bis sein distales Ende benachbart zum Punkt **34** im Kreislaufsystem liegt, an dem die Verbindung mit dem Punkt **24** über einen Bypass erfolgen soll. Näher ist dies in einem spezifischeren Beispiel in [Fig. 6](#) dargestellt, in der das distale Ende des Instruments **200** an der Stelle **34** in der

Aorta **30** gezeigt ist. Die in [Fig. 6](#) gewählte spezielle Stelle **34** dient nur zur Veranschaulichung, und jede andere Stelle entlang der Aorta **30** kann statt dessen gewählt werden. Radiologische Markierungen **206** können auf dem distalen Abschnitt des Instruments **200** vorgesehen sein, um dem Arzt zu helfen, das Instrument nach Bedarf zu positionieren. Zu beachten ist, daß [Fig. 6](#) Abschnitte der Instrumente **100** und **200** nebeneinander in der Aorta **30** zeigt.

**[0089]** In [Fig. 7a](#) ist ein veranschaulichender Aufbau des Instruments **200** näher gezeigt. Gezeigt sind hier die distalen Abschnitte von Elementen **220**, **230**, **240** und **250**, die der Klarheit halber teleskopartig auseinander und aus dem distalen Ende eines Außenteils **210** geschoben sind. Freilich ist deutlich, daß alle diese Elemente anfangs ineinander und innerhalb des Außenteils **210** liegen. Tatsächlich kann das Teil **210** anfangs im Patienten positioniert sein, ohne eines oder alle Elemente **220**, **230**, **240** und **250** im Inneren zu haben, und diese Elemente können danach in das Teil **210** eingeführt werden. Zudem kann die Anzahl von Teilen wie **220**, **230** usw. größer oder kleiner als die in [Fig. 7a](#) gezeigte Anzahl sein, was von den Anforderungen eines speziellen Verfahrens abhängt.

**[0090]** Das Außenteil **210** kann ein katheterartiges Teil sein. Der distale Abschnitt des Katheters **210** kann zwei axial beabstandete ringförmige Ballons **212** und **214** tragen. Der proximale Ballon **212** ist über ein Aufblaslumen **216** im Katheter **210** aufblasbar und ablaßbar. Der distale Ballon **214** ist über ein Aufblaslumen **218** im Katheter **210** aufblasbar und ablaßbar. Die Lumen **216** und **218** sind voneinander getrennt, so daß die Ballons **212** und **214** getrennt gesteuert werden können. In [Fig. 7a](#) sind die Ballons **212** und **214** im wesentlichen abgelassen gezeigt. Das distale Ende des Katheters **210** kann gemäß **211** in [Fig. 7c](#) abgeschrägt sein, um den Durchgang des Katheters **210** durch ein Loch in der Aorta **30** zu erleichtern, was später beschrieben wird.

**[0091]** Koaxial innerhalb des Katheters **210** befindet sich ein röhrenförmiges Hüllenteil **220**. Die Hülle **220** ist relativ zum Katheter **210** längs beweglich. Der distale Abschnitt der Hülle **220** kann gemäß **222** in [Fig. 7d](#) abgeschrägt und/oder gemäß **224** in [Fig. 7e](#) mit Außengewinde versehen sein. Die Merkmale **222** und/oder **224** können vorgesehen sein, um den Durchgang der Hülle **220** durch ein Loch in der Aorta **30** zu erleichtern, was später beschrieben wird. Ist das Gewinde **224** vorgesehen, so ist die Hülle **220** (allein oder mit anderen Komponenten) um die Längsachse des Instruments **200** drehbar, damit das Gewinde **224** in das Gewebe der Aortenwand eingreifen und dazu beitragen kann, die Hülle **220** durch die Aortenwand zu ziehen.

**[0092]** Koaxial innerhalb des Hüllenteils **220** liegt

eine Lenkhilferöhre **230**. Die Röhre **230** ist relativ zur Hülle **220** längs beweglich. Die Röhre **230** kann auch relativ zur Hülle **220** drehbar sein (um die Mittellängsachse des Instruments **200**), und das distale Ende der Röhre **230** kann auf der Außenseite aus ähnlichen Gründen wie für das auf der Hülle **220** vorgesehene Gewinde **224** mit Gewinde versehen sein (bei **232** in [Fig. 7f](#) gezeigt). Vorzugsweise ist die Röhre **230** von ihrem proximalen Abschnitt aus (außerhalb des Patienten) so steuerbar, daß sie sich um einen gewünschten Betrag seitlich ablenkt, um dazu beizutragen, das Instrument **200** zur gewünschten Stelle im Patienten zu lenken, zu schieben oder zu drehen.

**[0093]** Koaxial innerhalb der Röhre **230** befindet sich eine Röhre **240**. Die Röhre **240** ist relativ zur Röhre **230** längs beweglich und kann z. B. Metall- (z. B. rostfreie Stahl-) Hypotube sein. Ein Schraubenkopf **242** ist am distalen Ende der Röhre **240** angeordnet und (bei **244**) auf seiner distalen konischen Oberfläche mit Gewinde versehen. Die Röhre **240** ist drehbar (um die Mittellängsachse des Instruments **200**, entweder allein oder mit anderen Elementen), um den Kopf **242** zu drehen und dadurch das Gewinde **244** im Eingriff mit dem Gewebe der Aortenwand zu nutzen, um dazu beizutragen, den Kopf **242** durch diese Wand zu ziehen, was später vollständiger beschrieben wird. Da die Röhre **240** hohl ist, kann sie zum Fluid- oder Druckdurchgang in oder aus dem Patienten verwendet werden.

**[0094]** Koaxial innerhalb der Röhre **240** liegt eine Längsstruktur **250**. Die Längsstruktur **250** ist relativ zur Röhre **240** längs beweglich. Die Struktur **250** kann auch relativ zur Röhre **240** und/oder zu anderen Elementen drehbar sein (um ihre Längsachse). Die Struktur **250** kann ein Draht mit einem distalen Endabschnitt **252** sein, der elastisch so vorgespannt ist, daß er sich seitlich zu einer Seite ablenkt. Der Drahtabschnitt **252** wird relativ gerade gehalten, wenn er sich innerhalb der Röhre **240** gemäß [Fig. 7a](#) befindet. Wird dagegen der Drahtabschnitt **252** aus dem distalen Ende der Röhre **240** axial herausgeschoben, krümmt er sich gemäß [Fig. 7b](#) zu einer Seite. Als Alternative oder Zusatz zur o. g. elastischen seitlichen Ablenkung kann der distale Abschnitt der Struktur **250** mit Gewinde gemäß **254** in [Fig. 7g](#) versehen sein, um dazu beizutragen, daß die Struktur **250** ihren Weg durch die Wand der Aorta **30** schneidet.

**[0095]** Alle Komponenten **210**, **220**, **230**, **240** und **250** werden von einer Stelle außerhalb des Patientenkörpers gesteuert (d. h. vom Bereich **202** in [Fig. 5](#)).

**[0096]** Befindet sich der distale Abschnitt des Katheters **210** an der gewünschten Stelle **34**, wird der proximale Ballon **212** aufgeblasen. Auch im aufgeblasenen Zustand ist der proximale Ballon **212** nicht groß genug, die Aorta **30** zu blockieren.

**[0097]** Nach Aufblasen des proximalen Ballons **212** wird der Draht **250** so distal vorgeschoben, daß sein distaler Abschnitt aus dem distalen Ende der Röhre **240** austritt und in die Wand der Aorta **30** an der Stelle **34** eindringt. Dies verankert den distalen Abschnitt des Instruments **200** an der Aortenwand an der gewünschten Stelle. Wegen seines Betriebs zum derartigen Verankern des Instruments **200** bezeichnet man den Draht **250** mitunter als Ankerdraht. Die Drehbarkeit des Drahts **250** sowie seine elastische Seitenablenkung ([Fig. 7b](#)) und/oder das Gewinde **254** ([Fig. 7g](#)) können dazu beitragen, das distale Ende des Drahts zur gewünschten Stelle **34** und an dieser Stelle fest in die Aortenwand zu bewegen, um die gewünschte Verankerung des Instruments **200** zu erreichen.

**[0098]** Ist das Instrument **200** durch den Draht **250** ausreichend verankert, werden die Röhren **230** und **240** in distaler Richtung relativ zum Draht **250** bewegt, so daß der Schraubenkopf **242** beginnt, dem Draht **250** in und durch die Aortenwand zu folgen. Während dieser Bewegung wird mindestens die Röhre **240** um ihre Längsachse gedreht, so daß das Gewinde **244** hilft, den Kopf **242** in und durch die Aortenwand zu ziehen. Der distale Abschnitt der Röhre **230** folgt dem Kopf **242** durch die Aortenwand. Ist es vorgesehen, können das Gewinde **232** und die Drehung der Röhre **230** den Transfer des Aortenwandgewebes vom Kopf **242** zur Röhre **230** erleichtern.

**[0099]** Ist die Röhre **230** durch die Aortenwand gedrungen, wird die Hülle **220** relativ zur Röhre **230** distal bewegt, so daß ein distaler Abschnitt der Hülle **220** der Röhre **230** durch die Aortenwand folgt. Ist dafür gesorgt, können die distale Abschrägung **222** und/oder das Gewinde **224** und die Drehung der Hülle **220** dem distalen Abschnitt der Hülle **220** durch die Aortenwand helfen. Danach wird der Katheter **210** relativ zur Hülle **220** distal vorgeschoben, so daß ein distaler Abschnitt des Katheters **210** der Hülle **220** durch die Aortenwand folgt. Wiederum hilft die distale Abschrägung **211** des Katheters **210** (falls vorgesehen) dem distalen Abschnitt des Katheters durch die Aortenwand. Der aufgeblasene proximale Ballon **212** verhindert, daß mehr als nur der Abschnitt des Katheters **210**, der distal zum Ballon **212** liegt, die Aortenwand durchläuft.

**[0100]** Erwähnt werden sollte, daß bei jedem Durchschieben eines weiteren, größeren der Elemente **240**, **230**, **220** und **210** durch die Aortenwand die davor vorgeschobenen Elemente feststehend gehalten oder proximal zurückgezogen werden können und vorzugsweise werden, um sie daran zu hindern, Körpergewebe außerhalb der Aorta zu verletzen.

**[0101]** Ist der distale Abschnitt des Katheters **210** durch die Aortenwand gedrungen, wird der distale Ballon **214**, der jetzt außerhalb der Aorta liegt, auch



aufgeblasen. Der Axialabstand zwischen den Ballons **212** und **214** ist vorzugsweise ausreichend klein, so daß die Aortenwand zwischen diesen beiden Ballons gemäß [Fig. 8](#) verspannt ist. Würden z. B. die Ballons **212** und **214** ohne vorhandene Aortenwand aufgeblasen, könnten sie ein Aussehen wie in [Fig. 8a](#) haben. Der enge Abstand der Ballons **212** und **214** sowie ihre elastische Vorspannung zueinander hilft, den Katheter **210** durch die Aortenwand zu verankern und ferner die Aortenwand um den Katheter abzudichten. Die Ballons **212** und **214** können durch Flüssigkeit oder Gas aufgeblasen werden, und sie können speziell beschichtet sein, um dazu beizutragen, die Abdichtung zwischen dem Katheter **210** und der Aortenwand zu verbessern.

**[0102]** Nach Erreichen des Zustands des Katheters **210** gemäß [Fig. 8](#) können alle Komponenten **220**, **230**, **240** und **250** aus dem Patienten herausgezogen werden, indem sie aus dem Katheter **210** in proximaler Richtung gezogen werden.

**[0103]** Der nächste Schritt im beschriebenen veranschaulichenden Verfahren ist das Einführen einer länglichen, lenkbaren endoskopischen Schlinge **300** in Längsrichtung in den Katheter **210**. Eine vereinfachte Querschnittsansicht einer veranschaulichenden lenkbaren endoskopischen Schlinge ist in [Fig. 9](#) gezeigt. Darstellungsgemäß weist die Schlinge **300** eine oder mehrere Hüllenstrukturen auf, z. B. **310a** und **310b**, die vom Arzt bedienbar sind, um die Schlinge zu lenken, indem er sie um einen gewünschten, variablen Betrag krummlinig ablenkt. In den Hüllen **310** befinden sich solche anderen Komponenten wie (1) ein faseroptisches Bündel **320** zum Übertragen von Licht von außerhalb des Patienten zum distalen Ende der Schlinge **300**, um für Beleuchtung jenseits des distalen Endes der Schlinge zu sorgen, (2) ein weiteres faseroptisches Bündel **330** zum Übertragen eines Bilds von jenseits des distalen Endes der Schlinge zurück zu optischer und/oder Videotechnik außerhalb des Patienten und vom Arzt verwendbar, um zu sehen, was jenseits des distalen Endes der Schlinge liegt, und (3) eine Schlingenhülle **340** mit dem eigentlichen Schlingeninstrument **350** in ihrem Inneren. Zusätzliche Lumen wie etwa **360** können für solche Zwecke vorgesehen sein wie Einleiten von Fluid, das helfen kann, die distalen Enden der faseroptischen Bündel **320** und **330** zu reinigen, zum Einleiten von Fluid zur Spülung und/oder medikamentösen Behandlung des Patienten, zum Absaugen von Fluid aus dem Patienten usw. Eventuell ist es unnötig, eine separate Schlingenhülle **340** vorzusehen, sondern das Element **340** kann lediglich ein Lumen durch die allgemeine Struktur **300** für das Schlingeninstrument **350** sein.

**[0104]** Eine veranschaulichende Ausführungsform des distalen Abschnitts des Schlingeninstruments **350** ist in [Fig. 10](#) gezeigt. In dieser Ausführungsform

weist das Instrument **350** einen Draht **352** mit einer Schlingenschlaufe **354** (auch aus Draht) an seinem distalen Ende auf. Die Schlaufe **354** ist geschlossen, wenn sie sich innerhalb der Schlingenhülle oder des Lumens **340** befindet. Bei ihrem distalen Vorschieben über das distale Ende der Hülle oder des Lumens **340** hinaus öffnet sich die Schlaufe **354** elastisch zur Form gemäß [Fig. 10](#).

**[0105]** In der alternativen Ausführungsform des Instruments **350** gemäß [Fig. 10a](#) ist die Schlingenschlaufe **354** am distalen Ende eines faseroptischen Bündels **352'** angeordnet. Das faseroptische Bündel **352** kann die Funktionen wie in der vorstehenden Beschreibung für das Bündel **320** oder das Bündel **330** erfüllen, wodurch diese Funktionen in den Instrumentenabschnitt **350** integriert sind.

**[0106]** In der weiteren alternativen Ausführungsform des Instruments **350** gemäß [Fig. 10b](#) ist die Schlingenschlaufe **354** am distalen Ende einer Röhre **352''** angeordnet, die verwendet werden kann, andere Arten von Instrumenten in die Umgebung der Schlingenschlaufe **354** abzugeben. Zum Beispiel kann die Röhre **352''** Metall- (z. B. rostfreie Stahl-) Hypotube sein, und das andere Instrument, das über diese Röhre zugeführt wird, kann ein Gewebsschneider zum Gebrauch im Zusammenwirken mit der Schlingenschlaufe **354** sein, um eine Biopsie durchzuführen.

**[0107]** In der noch weiteren alternativen Ausführungsform gemäß [Fig. 10c](#) ist die Schlingenschlaufe **354** Teil einer kontinuierlichen Drahtlänge **352a**. Ein möglicher Vorteil der Ausführungsform von [Fig. 10c](#) ist, daß sie eine variable Größe der Schlingenschlaufe **354** ermöglicht, die dadurch bestimmt wird, wieviel Draht **352a** aus dem distalen Ende des Lumens **340** vorgeschoben wird.

**[0108]** Gemäß [Fig. 11](#) wird der distale Abschnitt der lenkbaren endoskopischen Schlinge **300** über das distale Ende des Katheters **210** hinaus distal vorgeschoben und vom Arzt gelenkt, bis er benachbart zur Außenseite des Koronararterienabschnitts **24** liegt.

**[0109]** Der nächste Schritt im beschriebenen veranschaulichenden Verfahren besteht vorzugsweise darin, die Schlingenschlaufe **354** aufzuweiten, indem sie aus dem distalen Ende der Struktur **300** distal vorgeschoben wird, was [Fig. 12](#) zeigt. Alternativ könnte dieser Schritt etwas später durchgeführt werden.

**[0110]** Der nächste Schritt (auch in [Fig. 12](#) gezeigt) ist, den Ballon **132** aufzublasen, um die Röhre **120** an die entgegengesetzte Seitenwand der Koronararterie **20** an der Stelle **24** zu drücken. Danach wird der Stilettdraht **150** in distaler Richtung gemäß [Fig. 12](#) bewegt, so daß seine distale Spitze **152** die Wand der Koronararterie durchläuft. Wie zuvor erwähnt, ist das

distale Ende des Stilettdrahtlumens in der Röhre **120** so geformt, daß es hilft, den Stilettdraht **150** durch die Koronararterienwand zu führen. Nachdem der Stilettdraht **150** die Koronararterienwand durchdrungen hat, kann der Ballon **132** abgelassen werden. Der Ballon **132** kann ein Perfusionsballon sein, der fortgesetzten Blutfluß entlang der Arterie **20** auch ermöglicht, während der Ballon aufgeblasen ist.

[0111] Eventuell ist es unnötig, einen Ballon **132** direkt entgegengesetzt zum Auslaß für den Draht **150** zu haben. Zum Beispiel zeigt [Fig. 12a](#) eine alternative Ausführungsform, in der ein Perfusionsballon **132'** an der Röhre **120** proximal zum Auslaß für den Draht **150** vorgesehen ist. Der Ballon **132'** wird aufgeblasen, wenn die Lage der Röhre **120** in der Koronararterie **20** stabilisiert werden soll (z. B. während der distale Abschnitt des Drahts **150** durch die Koronararterienwand herausgeschoben wird). Eine weitere Möglichkeit ist, daß sich ein Ballon wie **132'** nahe dem distalen Ende eines Ballonkatheters befindet, aus dem sich die Röhre **120** distal erstreckt. Noch eine weitere Möglichkeit kann sein, Ballons wie **132** und **132'** ganz wegzulassen. Ist ein Ballon **132** oder **132'** vorgesehen, braucht er möglicherweise kein Perfusionsballon zu sein.

[0112] Befindet sich der distale Abschnitt des Stilettdrahts **150** außerhalb der Koronararterie **20**, besteht der nächste Schritt darin zu gewährleisten, daß der distale Abschnitt des Drahts die Schlingenschleife **354** gemäß [Fig. 12](#) oder [Fig. 12a](#) durchläuft. Erleichtern läßt sich dies durch fortgesetzten Gebrauch der visuellen Beobachtungs- und Lenkfähigkeiten der Schlinge **300**. Eine besonders bevorzugte Technik ist, die Schlingenschleife **354** so aufzuweiten, daß sie neben dem Koronararterienteilstück **24** liegt. Tritt dann der Stilettdraht **150** aus der Koronararterie bei **24** aus, durchläuft er sofort die Schlingenschleife **354**, ohne weiter manipuliert werden zu müssen.

[0113] Sobald der Draht **150** die Schlingenschleife **354** durchlaufen hat, wird die Schlingenhülle oder das Lumen **340** relativ zur Schlingenschleife distal bewegt. Dadurch schließt sich die Schlingenschleife **354** um den Draht **150**. Die Schlingenhülle oder das Lumen **340** neigt auch dazu, den distalen Abschnitt des Drahts **150** innerhalb der Hülle oder des Lumens einzufangen und diesen Drahtabschnitt umzubiegen, was [Fig. 13](#) zeigt.

[0114] Ist der Zustand gemäß [Fig. 13](#) erreicht, werden die Längsstrukturen **150** und **350** innerhalb der Schlingenhülle oder des Lumens **340** sicher ineinander eingreifen gelassen. Der nächste Schritt ist, den Draht **352** in proximaler Richtung aus dem Patienten an der Stelle **202** ([Fig. 5](#)) völlig herauszuziehen. Wegen des gegenseitigen Eingriffs zwischen den Drähten **150** und **352** zieht man durch Zurückziehen des Drahts **352** genau so viel zusätzlichen Draht **150** von

der externen Stelle **102** ([Fig. 1](#)) in den Patienten. Ist der Draht **352** vollständig aus dem Patienten entfernt, ist dann ein kontinuierlicher Draht **150** von einer Stelle außerhalb des Patienten bei **102**, durch den Patienten und zu einer Stelle **202** außerhalb des Patienten vorhanden. Jetzt kann der Draht **150** in jeder Längsrichtung durch den Patienten bewegt werden. Dieser Draht oder ein weiterer Draht könnte helfen, verschiedene Vorrichtungen in den Patienten über die Röhre(n) zu ziehen, die der Draht durchläuft.

[0115] Nachdem beschreibungsgemäß ein kontinuierlicher Draht **150** durch den Patienten hergestellt ist, kann die lenkbare endoskopische Schlinge **300** aus dem Patienten entfernt werden, indem sie proximal aus dem Katheter **210** gezogen wird. Der Zustand der Vorrichtung innerhalb des Patienten entspricht jetzt [Fig. 14](#). Zu beachten ist, daß durch die vorhandenen festen Auslässe für den Draht aus dem distalen Abschnitt der Röhre **120** und dem distalen Ende des Katheters **210** der Draht **150** daran gehindert ist, in die Gewebe **20** und **30** zu schneiden, wenn der Draht in jeder Längsrichtung gezogen wird. Der Abschnitt des Drahts **150**, der sich durch das Innere des Patienten zwischen den Elementen **120** und **210** erstreckt, kann radiologische Markierungen **154** in gleichen Abständen über seine Länge haben. Diese lassen sich vom Arzt radiologisch betrachten, um die Entfernung zwischen den Bereichen **24** und **34** über den Draht **150** zu bestimmen. Damit ist dem Arzt geholfen, die richtige Transplantatlänge zu wählen, die zwischen den Bereichen **24** und **34** notwendig ist.

[0116] Die nächste Phase des beschriebenen veranschaulichenden Verfahrens besteht darin, eine neue Schlauchlänge zwischen den Bereichen **24** und **34** einzubauen. Die neue Schlauchlänge kann ein künstliches Implantat, ein natürlicher Körperorganerschlauch, der aus dem Patientenkörper gewonnen ist, oder eine Kombination aus künstlichem und natürlichem Schlauch sein (z. B. natürlicher Schlauch koaxial innerhalb von künstlichem Schlauch). In der folgenden Diskussion wird angenommen, daß der neue Schlauch natürlicher Schlauch (z. B. eine Länge der Rosenvene des Patienten, die dazu gewonnen wurde) innerhalb eines künstlichen Conduits sein soll. Beim Gebrauch einer solchen Kombination aus natürlichen und künstlichen Conduits können beide Conduits gleichzeitig abgegeben und eingebaut werden, oder das äußere künstliche Conduit kann zuerst abgegeben und eingebaut werden, wonach das innere natürliche Conduit abgegeben und eingebaut wird. Zunächst nimmt die nachfolgende Diskussion an, daß die zuletzt genannte Technik zum Einsatz kommt.

[0117] Gemäß den zuvor genannten Annahmen ist der nächste Schritt im Procedere, den Katheter **210** und Draht **150** zu verwenden, um ein künstliches Conduit so abzugeben, daß es sich zwischen den

Bereichen **24** und **34** erstreckt. Den distalen Abschnitt einer veranschaulichenden Anordnung **400**, die dazu bestimmt ist, zeigt [Fig. 15](#). (Mehrere alternative Aufbauten dieses Abschnitts der Vorrichtung sind in späteren Darstellungen gezeigt und später beschrieben.)

[0118] Gemäß [Fig. 15](#) weist die Anordnung **400** eine mit Gewinde versehene, konische, distale Spitze **412** auf, die an einem Röhrenteil **410** (z. B. Metall-Hypotube) angeordnet ist, das der Draht **150** frei durchlaufen kann. Zusätzliche Einzelheiten zu verschiedenen möglichen Aufbauten der Spitze **412** werden später anhand von [Fig. 15a-Fig. 15g](#) dargestellt, aber hier sollte erwähnt werden, daß in dieser Ausführungsform die Spitze **412** selektiv zusammenlegbar ist, um ihr Herausziehen aus dem Patienten zu erleichtern, nachdem sie ihren Zweck erfüllt hat. Ein weiteres Röhrenteil **420** ist konzentrisch um das Röhrenteil **410** angeordnet. Ein aufblasbarer Ballon **422** ist am distalen Ende des Röhrenteils **420** befestigt. Das Röhrenteil **420** verfügt über ein sich axial erstreckendes Lumen (nicht in [Fig. 15](#) gezeigt) zum Gebrauch beim selektiven Aufblasen und Ablassen des Ballons **422**. In [Fig. 15](#) ist der Ballon **422** abgelassen gezeigt.

[0119] Koaxial um das Röhrenteil **420** befindet sich ein künstliches Implantatconduit **430**. Eine veranschaulichende Ausführungsform eines geeigneten Conduits **430** ist in [Fig. 16](#) gezeigt und verfügt über eine Röhre, die aus einem Rahmen **432** aus einem ersten hochelastischen Material (z. B. Nitinol) mit einer Abdeckung **434** aus einem zweiten hochelastischen Material (z. B. ein gummiartiges Material wie Silikon) gebildet ist, das die Löcher im Rahmen im wesentlichen füllt. Zusatzangaben zu dieser möglichen Ausführungsform des Conduits **430** und anderer künstlicher Implantatstrukturen gemäß der Erfindung liefern spätere Abschnitte dieser Beschreibung. Vorerst reicht als Erklärung aus, daß diese Struktur extrem elastisch, flexibel, geschmeidig und federnd ist. Beispielsweise kann sie auf einen kleinen Bruchteil ihres Ausgangsdurchmessers gestreckt werden und kehrt anschließend von selbst in ihre Ausgangsgröße und -form ohne irgendwelche Beschädigung oder dauerhafte Verformung zurück. Zusätzlich ist diese Struktur so dehnbar, daß sie ganz ähnlich wie natürlicher Kreislaufsystemschlauch als Reaktion auf Druckwellen im Blutfluß pulsieren kann. Dies hilft, das Conduit offen zu halten, besonders wenn es selbst als fertiges Implantatconduit verwendet wird. An seinem distalen Ende sind Verlängerungen des Rahmens **432** aufgeweitet, um elastische Haken oder Widerhaken **436** zu bilden, deren Zweck im Laufe der Beschreibung deutlich wird. Nahe dem proximalen Ende des Conduits **430** sind zwei axial beabstandete elastische Klappen **438a** und **438b** mit Widerhaken **439** vorgesehen. Der Zweck und Betrieb der Elemente **438** und **439** wird ebenfalls im Laufe

der Beschreibung klar.

[0120] In der Anordnung **400** (siehe wieder [Fig. 15](#) und auch [Fig. 17](#)) sind die Widerhaken **436** und Klappen **438** radial nach innen gedrückt und in einer Conduitabgaberöhre **440** eingeschlossen, die das Conduit **430** koaxial umgibt. Tatsächlich kann das Conduit **430** durch die Röhre **440** etwas über den Umfang zusammengedrückt sein.

[0121] Der Abschnitt der Anordnung **440**, an dem das proximale Ende des Conduits **430** liegt, ist in [Fig. 17](#) gezeigt. Deutlich ist, wie die Klappen **438** in der Conduitabgaberöhre **440** eingeschlossen sind. [Fig. 17](#) zeigt auch, wie sich die Röhren **410**, **420** und **440** aus dem proximalen Ende des Conduits **430** proximal erstrecken (nach rechts im Blick in [Fig. 17](#)), so daß der Arzt den distalen Abschnitt der Anordnung **400** von außerhalb des Patienten fernsteuern kann.

[0122] Zum Einbau des künstlichen Implantatconduits **430** in den Patienten zwischen den Bereichen **24** und **34** wird die Anordnung **400** in den Patienten am Draht **150** entlang durch den Katheter **210** geführt. Erreicht die Spitze **412** den Koronararterienabschnitt **24**, wird die Spitze **412** in und durch die Koronararterienwand gebohrt, indem die Röhre **410** und damit die Spitze **412** gedreht wird. (Die Röhre **120** kann hierbei leicht zurückgezogen sein, um sicherzustellen, daß sie nicht die Spitze **412** behindert.) Der Durchgang der Spitze **412** durch die Koronararterienwand öffnet das Loch in dieser Wand. Nachdem die Spitze **412** die Arterienwand durchläuft, dichtet sich diese Wand von selbst wieder an der Außenseite des distalen Abschnitts der Conduitabgaberöhre **440** ab, was [Fig. 18](#) zeigt.

[0123] Der nächste Schritt ist, die Röhre **410** und Spitze **412** relativ zur Abgaberöhre **440** distal zu schieben, die feststehend gehalten wird. Anfangs wird das Conduit **430** mit den Komponenten **410** und **412** distal bewegt. Geschehen kann dies durch Aufblasen des Ballons **422**, so daß er in das Conduit **430** eingreift, und anschließendes distales Bewegen der Röhre **420** mit den Komponenten **410** und **412**. Die distale Bewegung des Conduits **430** bewegt die Widerhaken **436** über das distale Ende der Abgaberöhre **440** hinaus, wodurch die Widerhaken im Inneren der Koronararterie **20** gemäß [Fig. 19](#) nach außen federn können. Dies hindert das distale Ende des Conduits **430** daran, aus der Koronararterie proximal gezogen zu werden. War der Ballon **422** während dieser Phase des Verfahrens aufgeblasen, kann er vor Beginn der nächsten Phase abgelassen werden.

[0124] Im nächsten Schritt wird die Abgaberöhre **440** etwas zurückgezogen, so daß sie aus der Koronararterie **20** herausgezogen wird. Danach wird die Röhre **420** distal bewegt, so daß der Ballon **422** radial innerhalb des Ringraums der Widerhaken **436** liegt.

Danach wird der Ballon **422** aufgeblasen, um zu gewährleisten, daß die Widerhaken **436** fest in der Koronararterie **20** sitzen. Jetzt entsprechen die Bedingungen [Fig. 20](#). Querschnitte des Ballons **422** können im Aufblaszustand L-förmig sein (wobei sich ein Schenkel des L parallel zur Längsachse des Conduits **430** erstreckt und sich der andere Schenkel des L radial nach außen von dieser Längsachse unmittelbar distal zu den Widerhaken **436** erstreckt). Dies kann weiter dazu beitragen, daß gewährleistet ist, die Widerhaken **436** in vollständigen Eingriff mit der Wand der Koronararterie **20** zu bringen.

**[0125]** Der nächste Schritt besteht im Aufblasen des Ballons **422**. Danach wird die Abgaberöhre **440** proximal zurückgezogen, bis die Klappe **438a** (aber nicht die Klappe **438b**) distal zum distalen Ende der Abgaberöhre liegt. Damit kann die Klappe **438a** gemäß [Fig. 21](#) radial nach außen federn. Anschließend wird die Röhre **420** zurückgezogen, bis der Ballon **422** genau distal zur Klappe **438a** liegt. Danach wird der Ballon **422** aufgeblasen, was zum Zustand gemäß [Fig. 21](#) führt.

**[0126]** Die nächsten Schritte bestehen in folgendem: (1) Ablassen des distalen Ballons **214**, (2) proximales Zurückziehen des Katheters **210** über eine kurze Strecke, (3) proximales Zurückziehen der Röhre **420**, um die Klappe **438a** an die Außenfläche der Aortenwand zu drücken, und (4) proximales Zurückziehen der Abgaberöhre **440** um den Betrag, der erforderlich ist, damit die Klappe **438b** gegen das Innere des Katheters **210** nach außen springen kann, was alles in [Fig. 22](#) gezeigt ist. Als Ergebnis des zuvor beschriebenen proximalen Zurückziehens der Röhre **420** werden die Widerhaken **439** auf der Klappe **438a** gezwungen, in das Aortenwandgewebe einzudringen, um zu helfen, den Eingriff zwischen der Klappe **438a** und der Wand der Aorta beizubehalten. Der aufgeblasene Ballon **422** trägt dazu bei, die Widerhaken **439** in das Gewebe einzusetzen, wenn an der Röhre **420** proximal gezogen wird.

**[0127]** Im nächsten Schritt wird der distale Abschnitt der Abgaberöhre **440** in das proximale Ende des Conduits **430** gemäß [Fig. 22a](#) eingeführt. Das distale Ende des Conduits **430** kann über den gesamten Weg bis zum proximalen Ende des Ballons **422** eingeführt werden (siehe [Fig. 23](#), die dies darstellt). Ein Zweck dieses Schritts ist, anschließend dazu beizutragen, die Geschwindigkeit zu steuern, mit der Blut beginnen kann, durch das Conduit **430** zu fließen.

**[0128]** Der nächste Schritt ist, den Katheter **210** um den Betrag proximal zurückzuziehen, der zum Freisetzen der Klappe **438b** erforderlich ist, damit sie nach außen an das Innere der Wand der Aorta **30** federt, was [Fig. 22b](#) zeigt. Der Katheter **210** kann anschließend wieder an die Klappe **438b** gemäß [Fig. 23](#) zurückgeschoben werden, um dazu beizutragen,

daß diese Klappe sicher an der Aortenwand eingreift.

**[0129]** Jetzt ist das künstliche Implantatconduit **430** vollständig zwischen dem Aortenbereich **34** und dem Koronararterienbereich **24** angelegt. Daher bestehen die nächsten Schritte darin, den Ballon **422** abzulassen und die Röhre **420** proximal herauszuziehen, die Spitze **422** zusammenzulegen und die Röhre **410** proximal herauszuziehen und die Abgaberöhre **440** proximal herauszuziehen. Das proximale Ende des Conduits **430** befindet sich nun in der Lage gemäß [Fig. 24](#). Als mögliche Alternativen zur Darstellung in [Fig. 24](#) könnte das distale Ende des Katheters **210** weiterhin gegen die proximale Klappe **438b** drücken, und/oder der distale Abschnitt der Abgaberöhre **440** könnte weiterhin innerhalb des proximalen Abschnitts des Conduits **430** bleiben. Kommt die zuletzt genannte Möglichkeit zum Einsatz, so kann die Abgabe des natürlichen Transplantatconduits (später beschrieben) durch die Röhre **440** erfolgen.

**[0130]** Mehrere veranschaulichende Ausführungsformen zusammenlegbarer Spitzen **412** sind in [Fig. 15a-Fig. 15g](#) gezeigt. In der ersten Ausführungsform (gemäß [Fig. 15a-Fig. 15c](#)) erstreckt sich ein Rahmen aus Drahtstreben **412a** vom distalen Ende der Hypotube **410** radial nach außen und proximal zurück (siehe besonders [Fig. 15a](#)). Dieser Rahmen ist mit einer etwas elastischen Polymerabdeckung **412b** abgedeckt ([Fig. 15b](#)), die mit Gewinde versehen ist, was bei **412c** gezeigt ist. Beispielsweise kann das Gewinde **412c** aus einer oder mehreren Spiralen aus Nitinoldraht oder anderem Metall hergestellt sein. Soll die Spitze **412** eingeklappt werden, wird eine weitere Hypotube **410a** (die um die Hypotube **410** angeordnet ist) relativ zur Hypotube **410** distal verschoben, um die Spitze **412** umzulegen und zusammenzufalten, was [Fig. 15c](#) zeigt.

**[0131]** In der alternativen Ausführungsform gemäß [Fig. 15d](#) und [Fig. 15e](#) hat die Spitze **412** einen mittleren Hauptabschnitt **412e**, der an der Hypotube **410** befestigt ist. Um den proximalen Abschnitt des Hauptabschnitts **412e** befinden sich mehrere dreieckförmige Abschnitte **412f**, die mit dem Hauptabschnitt **412e** jeweils durch ein Gelenk **412g** verbunden sind. Die Außenfläche der Spitze ist mit Gewinde versehen, was bei **412h** gezeigt ist. Beispielsweise kann in dieser Ausführungsform die Spitze **412** aus einem plastischen Polymermaterial hergestellt sein, und die Gelenke **412g** können sogenannte "Filmgelenke" zwischen den verschiedenen Massen des Polymers sein. Sobald die dreieckigen Abschnitte **412f** beim proximalen Zurückziehen der Spitze **412** beim Widerstand stoßen, schwenken sie um ihre Gelenke **412g** in die Positionen gemäß [Fig. 15e](#), was die Umfangsgröße der Spitze stark verkleinert.

**[0132]** In der weiteren alternativen Ausführungs-



form gemäß [Fig. 15f](#) und [Fig. 15g](#) sind Metallstreben **412j** am distalen Ende der Hypotube **410** so befestigt, daß sie sich radial nach außen und proximal nach hinten erstrecken. Obwohl in [Fig. 15f](#) und [Fig. 15g](#) nicht gezeigt, sind die Streben **412j** mit einer Abdeckung und einem Gewinde wie die Abdeckung **412b** und das Gewinde **412c** abgedeckt, die in [Fig. 15b](#) gezeigt sind und zuvor beschrieben wurden. Ein Draht **412k** verbindet einen proximalen Abschnitt jeder Strebe **412j** durch ein Loch in der Hypotube **410** mit dem distalen Ende einer weiteren Hypotube **410b**, die innerhalb der Hypotube **410** angeordnet ist. Sind die Drähte **412k** gemäß [Fig. 15f](#) entspannt, erstrecken sich die Streben **412j** radial nach außen über den Umfang der Abgaberöhre **440** hinaus. Soll die Spitze **412** zusammengelegt werden, wird die Hypotube **410b** relativ zur Hypotube **410** gemäß [Fig. 15g](#) proximal zurückgezogen. Dies veranlaßt die Drähte **412k**, die Streben **412j** einzuziehen, so daß der Außenumfang der Spitze **412** viel kleiner als der Umfang der Abgaberöhre **440** ist.

[0133] Wiederum sollte erwähnt werden, daß der Gebrauch einer mit Gewinde versehenen, zusammenlegbaren Spitze **412** gemäß der vorstehenden Beschreibung nur eine von mehreren Möglichkeiten ist. Andere Alternativen werden später diskutiert, nachdem die Diskussion des veranschaulichenden Verfahrens abgeschlossen ist, das beschrieben und nun weiter anhand von [Fig. 25](#) und anschließender Darstellungen betrachtet wird.

[0134] Wie erwähnt, nimmt das beschriebene veranschaulichende Verfahren an, daß ein natürliches Körperconduit bzw. ein natürlicher Körperschlauch (z. B. eine Länge der Vena saphena des Patienten, die für diesen Zweck gewonnen wurde) innerhalb eines künstlichen Conduits **430** nach Einbau dieses Conduits eingebaut wird. Eine veranschaulichende Anordnung **500** zum Abgeben einer natürlichen Körperschlauchlänge in das eingebaute Conduit **430** ist in [Fig. 25](#) gezeigt.

[0135] Gemäß [Fig. 25](#) weist die Anordnung **500** eine Röhre **510** auf, die um den Draht **150** so angeordnet ist, daß die Röhre **510** in jeder Richtung am Draht **150** entlang frei beweglich ist. Die Röhre **510** hat einen aufblasbaren ringförmigen Ballon **512a** nahe ihrem distalen Ende und einen weiteren aufblasbaren ringförmigen Ballon **512b**, der in proximaler Richtung vom Ballon **512a** beabstandet ist. Die Röhre **510** verfügt über getrennte Aufblaslumen (nicht gezeigt) für jeden der Ballons **512**, so daß die Ballons getrennt aufgeblasen und abgelassen werden können. Eine ringförmige Manschettenstruktur oder ein Ring **520a** ist konzentrisch um den Ballon **512a** angeordnet, und eine ähnliche ringförmige Manschettenstruktur oder ein Ring **520b** ist konzentrisch um den Ballon **512b** angeordnet. Die Ballons **512** können teilweise aufgeblasen werden. Jeder der

Ringe **520** kann sich radial nach außen erstreckende Widerhaken **522** haben. Eine Länge von natürlichem Körperschlauch **530** (z. B. der Vena saphena wie zuvor erwähnt) erstreckt sich vom Ring **520a** zum Ring **520b** um den dazwischenliegenden Abschnitt der Röhre **510**. Die Widerhaken **522** können sich durch die Abschnitte des Schlauchs **530** erstrecken, die die Ringe **520** axial überlappen. Eine Abgaberöhre **540** ist um den Schlauch **530** angeordnet. Im Gebrauch erstrecken sich die Röhren **510** und **540** proximal (nach rechts in [Fig. 25](#)) aus dem Patienten, damit der Arzt den distalen Abschnitt der Anordnung **500** fernsteuern kann.

[0136] Obwohl in [Fig. 25](#) nicht gezeigt, kann die Anordnung **500** eine Federwendel (ähnlich wie die Wendel **450** in [Fig. 36](#)) aufweisen, die sich zwischen den Ringen **520** innerhalb des Schlauchs **530** erstreckt, um zu helfen, den Schlauch **530** offen und außen an der Abgaberöhre **540** oder anschließend außen am Conduit **430** zu halten. Statt daß sich die Ballons **512** beide in derselben Röhre **510** befinden, kann der Ballon **512a** auf einer relativ kleinen ersten Röhre sein, während der Ballon **512b** auf einer größeren zweiten Röhre sitzt, die den proximalen Abschnitt der ersten Röhre konzentrisch umgibt. Die erste und zweite Röhre sind relativ zueinander axial beweglich, wodurch der Abstand zwischen den Ballons **512** für Transplantate **530** mit unterschiedlichen Längen eingestellt werden kann.

[0137] Die Anordnung **500** wird verwendet, indem sie auf dem Draht **150** plaziert wird, der in den Katheter **210** führt. Danach wird die Anordnung **500** am Draht **150** entlang durch den Katheter **210** und dann in das Conduit **430** distal vorgeschoben, bis das distale Ende des Schlauchs **530** benachbart zum distalen Ende des Conduits **430** liegt und das proximale Ende des Schlauchs **530** benachbart zum proximalen Ende des Conduits **430** liegt. Jetzt entspricht der Zustand der Vorrichtungen am distalen Ende der Anordnung **500** [Fig. 26](#). Der Zustand der Vorrichtungen am proximalen Ende des Schlauchs **530** entspricht [Fig. 28](#).

[0138] Der nächste Schritt besteht im proximalen Zurückziehen der Abgaberöhre **540**, so daß sich der distale Abschnitt des Schlauchs **530** und der distale Widerhakenring **520a** nicht mehr im Inneren des distalen Abschnitts der Abgaberöhre **540** befinden. Danach wird der distale Ballon **512a** aufgeblasen, um den Ring **520a** über den Umfang zu expandieren und die Widerhaken **522** durch den Schlauch **530** in den umgebenden Abschnitt des Conduits **430** und den Abschnitt **24** der Koronararterienwand einzusetzen. Dies sorgt für eine komplette Anastomose des distalen Endes des Schlauchs **530** an der Koronararterie **20**. [Fig. 27](#) zeigt den Zustand der Vorrichtungen in diesem Stadium des Verfahrens.



[0139] Im nächsten Schritt wird die Abgaberöhre **540** weiter proximal zurückgezogen, bis das proximale Ende des Schlauchs **530** und der proximale Ring **520b** nicht mehr innerhalb der Röhre **540** sind (siehe [Fig. 29](#)). Danach wird der proximale Ballon **512b** aufgeblasen, um den Ring **520b** über den Umfang zu expandieren und dadurch die Widerhaken **522** durch den Schlauch **530** in den umgebenden Abschnitt des Conduits **430** und den Aortenwandabschnitt **34** einzusetzen (siehe [Fig. 30](#)). Dies sorgt für eine komplette Anastomose des proximalen Endes des Schlauchs **530** an der Aorta **30**.

[0140] Der nächste Schritt besteht darin, die Ballons **512a** und **512b** abzulassen und die Röhre **510** sowie die Abgaberöhre **540** aus dem Patienten über den Katheter **210** proximal herauszuziehen. Danach wird der Draht **150** aus dem Patienten herausgezogen, indem er proximal aus dem Katheter **210** gezogen wird oder indem er proximal aus den Elementen **110** und **120** gezogen wird. Abschließend werden die Elemente **110**, **120** und **210** alle aus dem Patienten proximal herausgezogen, um das Verfahren abzuschließen. Der im Patienten verbleibende Bypass entspricht der Darstellung in [Fig. 31](#). Dieser Bypass erstreckt sich von der Aorta **30** an der Stelle **34** zur Koronararterie **20** an der Stelle **24**. Zum Bypass gehört der natürliche Körperschlauch **530** innerhalb des künstlichen Implantatconduits **430**. Ein Ende des Bypass ist durch die Widerhaken **436** und den Ring **520a** an der Koronararterie **20** verankert und anastomosiert. Das andere Ende des Bypass ist durch die Klappen **438** und den Ring **520b** an der Aorta **30** verankert und anastomosiert.

[0141] Die speziellen Verwendungszwecke der Erfindung, die zuvor näher beschrieben wurden, veranschaulichen nur viele mögliche Verwendungszwecke der Erfindung. Zu anderen Beispielen zählen Bypässe am selben Gefäß im Koronarbereich sowie Bypässe von Gefäß zu Gefäß und Bypässe am selben Gefäß in anderen Abschnitten des Kreislaufsystems (u. a. in neurologischen Bereichen, Nierenbereichen, urologischen Bereichen, gynäkologischen Bereichen und allgemein peripheren Bereichen). Ein Bypass am selben Gefäß ist ein Bypass, der sich von einem Abschnitt eines Gefäßes zu einem weiteren axial beabstandeten Abschnitt desselben Gefäßes erstreckt. In [Fig. 32](#) ist ein Bypass **620** ein Bypass am selben Gefäß um eine Verengung **612** in einem Gefäß **610**. Zum leichten Vergleich mit zuvor beschriebenen Ausführungsformen sind die verschiedenen Komponenten des Bypass **620** mit den gleichen Bezugswahlen bezeichnet, die für ähnliche Elemente in [Fig. 31](#) verwendet werden. Außerdem ist die Erfindung auf ähnliche wie die zuvor beschriebenen Verfahren anwendbar, aber für Nichtkreislaufsysteme, z. B. urologischen Schlauch.

[0142] Erwähnt wurde, daß die zusammenlegbaren

Spitzenstrukturen, die z. B. in [Fig. 15-Fig. 15g](#) gezeigt sind, nur eine von mehreren möglichen Wegen veranschaulichen, eine Struktur bereitzustellen, die die Wand der Koronararterie **20** von außerhalb der Arterie durchdringen kann. Ein weiteres Beispiel für eine geeignete Struktur ist in [Fig. 33](#) gezeigt. Zum leichten Vergleich mit [Fig. 15](#) verwendet [Fig. 33](#) Bezugswahlen mit Strichindizes für Elemente, die Elementen allgemein ähneln, die mit den entsprechenden Bezugswahlen ohne Strichindex in [Fig. 15](#) bezeichnet sind.

[0143] In der Ausführungsform gemäß [Fig. 33](#) hat eine distale Spitze **412'** ein Außengewinde **414**, um zu helfen, Gewebe wie die Wand der Koronararterie **20** zu ergreifen und zu dilatieren, wenn die Spitze **412'** um den Draht **150** durch Drehung eines sich proximal erstreckenden Röhrenschäfts **410'** gedreht wird. Das Gewinde **414** setzt sich als Gewinde **442** auf der Außenseite des distalen Abschnitts einer Röhre **440'** fort. Außerdem steht das Gewinde **414** im Schraubeingriff mit einem Gewinde **444** auf der Innenseite des distalen Abschnitts der Röhre **440'**. Werden also beide Strukturen **410'** und **440'** zusammen gedreht, tendieren die Gewinde **414** und **442** dazu, die Spitze **412'** und dann den distalen Abschnitt der Röhre **440'** in und durch die Wand der Koronararterie **20** zu ziehen. Im Verlauf dessen transferiert das Gewinde **412'** das Gewebe zum Gewinde **442**. Danach kann die Struktur **410'** aus der Struktur **440'** entfernt werden, indem die Struktur **410'** relativ zur Struktur **440'** in die Richtung gedreht wird, die bewirkt, daß die Gewinde **414** und **444** zusammenwirken, um den Spitzenabschnitt **412'** relativ zur Struktur **440'** proximal zu verschieben. Würde der Spitzenabschnitt **412'** auf diese Weise proximal über das Gewinde **444** hinaus verschoben, können die Elemente **410'** und **412'** aus dem Patienten proximal herausgezogen werden. Die Röhre **440'**, die durch die Koronararterienwand an Ort und Stelle bleibt, kann anschließend als Führungsröhre zur Abgabe einer Implantatstruktur (wie **430** ([Fig. 15-Fig. 17](#))) und zugehöriger Instrumente (wie der Struktur **420** (z. B. [Fig. 15](#) und [Fig. 17](#))) zur Operationsstelle verwendet werden.

[0144] Eine veranschaulichende erfindungsgemäße Ausführungsform ist in [Fig. 34](#) und [Fig. 35](#) gezeigt. Um wiederum den Vergleich mit [Fig. 15](#) zu erleichtern, verwenden [Fig. 34](#) und [Fig. 35](#) Bezugswahlen mit Strichindizes für Elemente, die allgemein Elementen ähneln, die durch Bezugswahlen ohne Strichindex in [Fig. 15](#) bezeichnet sind. In der Ausführungsform gemäß [Fig. 34](#) und [Fig. 35](#) sind Widerhaken **436'** mit dem distalen Ende eines Serpentinrings **439** verbunden, der seinerseits mit dem distalen Ende eines Rahmens **432'** verbunden ist. Anfangs werden die Widerhaken **436'** in Form eines distal zugespitzten Kegels durch nachgiebige Bänder **437a**, **437b**, **437c** und **437d** gehalten. Wie anderswo ent-

lang einem Implantatconduit **430'** sind die Räume zwischen den Widerhaken **436'** im wesentlichen mit einem hochelastischen Material gefüllt, z. B. Silikon-gummi. Die Bänder **437** können aus einem Polymer- oder anderen geeigneten nachgiebigen Material hergestellt sein. Alternativ könnten die Bänder **437** serpentin-förmige Metallteile sein, die dadurch nachgeben, daß sie gerader werden. Anfangs sind die Bänder **437** ausreichend stark, um die Widerhaken **436'** daran zu hindern, sich vom Conduit **430'** radial nach außen aufzuweiten, wozu die Widerhaken elastisch vorgespannt sind. Allerdings können die Bänder **437** so hergestellt sein, daß sie durch Aufblasen eines Ballons **422'** (am distalen Ende einer Röhre **420'**) innerhalb des Ringraums der Widerhaken **436'** nachgeben.

**[0145]** Die Widerhaken **436'** können durch solches Gewebe wie die Wand der Koronararterie **20** in ihrer anfänglichen Kegelform gedrückt werden. Ausreichende Schubkraft kann auf den Kegel der Widerhaken **436'** auf mehrere Weise ausgeübt werden. Beispielsweise kann die Röhre **420'** Metall- (z. B. rostfreie Stahl-) Hypotube sein, die Schubkraft auf den Kegel der Widerhaken **436'** durch Aufblasen des Ballons **422'** ausüben kann, um die Basis des Kegels zwischen dem Ballon **422'** und der Röhre **440** einzufangen. Danach kann zusätzliche Schubkraft auch über die Röhre **440** selbst ausgeübt werden.

**[0146]** Ist ein ausreichender Abschnitt der Höhe des Kegels der Widerhaken **436'** durch die Koronararterienwand gelangt, wird der Ballon **422'** gemäß **Fig. 35** innerhalb des Kegels aufgeblasen, damit die Bänder **437** nachgeben. Damit können sich die Widerhaken **436'** innerhalb der Koronararterie radial nach außen aufweiten, wodurch sie das distale Ende des Conduits **430'** an der Arterie verankern. Die Bänder **437** können in distaler Richtung zunehmend schwächer hergestellt sein, um sofortiges Nachgeben distaler Bänder wie **437a** und **437b** als Reaktion auf relativ geringes Aufblasen des Ballons **422'** zu erleichtern, wogegen proximalere Bänder wie **437c** und **437d** erst etwas später als Reaktion auf stärkeres Aufblasen des Ballons **422'** nachgeben. Dieses progressive Nachgeben kann helfen zu gewährleisten, daß sich der Ringraum der Widerhaken in der gewünschten Trompetenform innerhalb der Koronararterie aufweitet.

**[0147]** **Fig. 36** und **Fig. 37** zeigen eine weitere Verwendungsmöglichkeit einer Kegelstruktur wie der in **Fig. 34** und **Fig. 35** und veranschaulichen andere mögliche Aspekte der Erfindung. Diese Darstellungen zeigen eine Struktur, die verwendet werden kann, ein künstliches Implantatconduit oder einen natürlichen Transplantatschlauch oder sowohl ein künstliches Implantatconduit als auch einen natürlichen Transplantatschlauch gleichzeitig abzugeben (z. B. mit dem natürlichen Schlauch coaxial im Inne-

ren des künstlichen Conduits). Im speziellen Fall von **Fig. 36** und **Fig. 37** wird angenommen, daß nur natürlicher Transplantatschlauch abgegeben wird, jedoch wird deutlich sein, daß künstliches Implantatconduit gegen den natürlichen Transplantatschlauch ausgetauscht oder außen darauf zugefügt sein kann.

**[0148]** In der Ausführungsform von **Fig. 36** und **Fig. 37** ist der Kegel der Widerhaken **436'** am distalen Ende einer hochelastischen Schraubenfeder **450** angeordnet. Das proximale Ende der Wendel **450** ist an einem Ring **460** befestigt. Der Kegel der Widerhaken **436'** ist mit zusätzlichen, relativ kurzen, radial nach außen vorstehenden Widerhaken **436''** nahe der proximalen Basis des Kegels versehen. Gemäß **Fig. 37** erstrecken sich die Widerhaken **436''** in und/oder durch den distalen Abschnitt einer Länge von Transplantatschlauch **530**, von dem (wie erwähnt) in diesem Fall angenommen wird, daß es sich um natürlichen Körperorganschlauch, z. B. aus der Rosenvene, handelt. Der Ring **460** ist ähnlich mit sich radial nach außen erstreckenden Widerhaken **462** versehen, die sich in und/oder durch den proximalen Abschnitt des Transplantatschlauchs **530** erstrecken. Außerdem weist der Ring **460** sich elastisch radial nach außen erstreckende ringförmige Klappen **438a** und **438b** mit Widerhaken **439** auf, die alle den entsprechend nummerierten Elementen in **Fig. 16** ähneln. Die Feder **450**, die sich innerhalb des Schlauchs **530** zwischen dem Kegel der Widerhaken **436'** und dem Ring **460** befindet, trägt dazu bei, den Transplantatschlauch abzustützen und offen zu halten. Eine Struktur **420'** (ähnlich wie die Struktur **420'** in **Fig. 34** und **Fig. 35** und mit einem Ballon **422'** gemäß diesen Darstellungen) ist um den Draht **150** innerhalb der Strukturen **436'**, **450**, **460** und **530** angeordnet. Die Abgaberöhre **440** ist um den Schlauch **530** angeordnet.

**[0149]** Die Ausführungsform von **Fig. 36** und **Fig. 37** veranschaulicht eine Struktur, die verwendet werden kann, natürlichen Körperorganschlauch abzugeben und einzubauen, ohne daß ein künstliches Implantatconduit in voller Länge verwendet wird. Ähnlich wie in **Fig. 34** und **Fig. 35** wird die Struktur von **Fig. 37** über den Draht **150** zur Operationsstelle abgegeben. Der Kegel der Widerhaken **436'** wird durch die Wand der Koronararterie **20** gedrückt und dann innerhalb der Koronararterie radial nach außen aufgeweitet, um das distale Ende des Transplantatschlauchs an dieser Arterie zu verankern. Das distale Ende der Abgaberöhre **440** wird nach Bedarf zurückgezogen, um beim Befestigen des distalen Endes der Transplantatstruktur zu helfen. Die Befestigung des proximalen Endes der Transplantatstruktur an der Wand der Aorta **30** erfolgt ähnlich wie in der Darstellung von **Fig. 21-Fig. 24**. Während die distale Klappe **438a** genau außerhalb der Wand der Aorta **30** liegt, wird somit die Abgaberöhre **440** proximal zurückgezogen, um diese Klappe freizulegen. Dadurch wird

die Klappe **438a** freigegeben, um nach außen zu federn und in die Außenfläche der Aortenwand einzugreifen. Nachdem dies geschehen ist, liegt die proximale Klappe **438b** benachbart zur Innenfläche der Aortenwand. Die Röhre **440** wird noch weiter proximal zurückgezogen, um die Klappe **438b** freizulegen, so daß sie nach außen springen und in die Innenfläche der Aortenwand eingreifen kann. Jetzt ist das natürliche Körperorgantransplantat **530** vollständig im Patienten eingebaut. Die Strukturen **436'**, **450** und **460** bleiben im Patienten an Ort und Stelle, um dazu beizutragen, die Enden des Transplantatschlauchs **530** zu verankern, und um zu helfen, den medialen Abschnitt dieses Schlauchs offen zu halten.

[0150] In Ausführungsformen wie [Fig. 36](#) und [Fig. 37](#) ist die Wendel **450** optional. Bei Verwendung der Wendel **450** können ihre Enden an den Strukturen **436** und/oder **460** befestigt oder nicht befestigt sein.

[0151] Eine Wendel wie die Wendel **450** kann in anderen Ausführungsformen der Erfindung verwendet werden. Beispielsweise könnte eine Wendel wie die Wendel **450** zwischen den Ringen **520a** und **520b** in Ausführungsformen wie in [Fig. 25](#) zum Einsatz kommen, um zu helfen, den Transplantatschlauch **530** in dieser Ausführungsform offen zu halten.

[0152] Noch eine weitere veranschaulichende alternative Ausführungsform eines Teils der Instrumente von [Fig. 15](#) ist in [Fig. 38](#) gezeigt. Zum leichteren Vergleich mit [Fig. 15](#) verwendet [Fig. 38](#) Bezugszahlen mit zwei Strichen (") für Elemente, die Elementen allgemein ähneln, die mit den entsprechenden Bezugszahlen ohne Strichindex in [Fig. 15](#) bezeichnet sind. In der Ausführungsform von [Fig. 38](#) ist das distale Ende eines künstlichen Implantatconduits **430''** an einem expandierbaren Ring **430a** befestigt. Längliche Widerhaken **436''** erstrecken sich distal vom distalen Ende des Rings **430a**. Die distalen Enden der Widerhaken **436''** sind in proximaler Richtung zurückgebogen und erstrecken sich gerade weit genug in das distale Ende einer Röhre **420''**, um durch diese Röhre lösbar festgehalten zu werden. Die Widerhaken **436''** sind elastisch vorgespannt, um sich vom Ring **430a** radial nach außen zu erstrecken, werden aber anfangs daran gehindert, da ihre distalen Endabschnitte im distalen Ende der Röhre **420''** liegen. Dadurch bilden die Widerhaken **436''** anfangs einen distal zugespitzten Kegel, der durch solches Gewebe wie die Wand der Koronararterie **20** auf die gleiche Weise wie in der vorstehenden Beschreibung im Zusammenhang mit [Fig. 34-Fig. 37](#) gedrückt werden kann. Die Struktur **420''**, die Metall- (z. B. rostfreie Stahl-) Hypotube mit einem aufblasbaren ringförmigen Ballon **422''** nahe ihrem distalen Ende sein kann, kann verwendet werden, beim Drücken des Kegels durch das Gewebe zu helfen.

[0153] Nachdem der distale Abschnitt des Kegels der Widerhaken **436''** durch die Wand der Koronararterie **20** gedrückt ist, wird die Röhre **420''** relativ zu den Widerhaken proximal verschoben, um die distalen Endabschnitte der Widerhaken freizugeben. Dadurch können die Widerhaken **436''** vom Ring **430a** innerhalb der Koronararterie **20** radial nach außen federn, was das distale Ende des Implantatconduits in der Koronararterie verankert. Danach kann der Ring **430** über den Umfang expandiert werden, um die Größe der Verbindung zwischen der Koronararterie **20** und dem distalen Abschnitt des Implantatconduits zu erhöhen. Bei Bedarf kann jeder der Widerhaken **436''** gemäß [Fig. 39](#) um 180° gedreht sein, bevor der in das distale Ende der Röhre **420''** eintritt. Dies fördert die Drehung der äußersten distalen Endabschnitte der Widerhaken zur Koronararterienwand, wenn die Widerhaken aus der Röhre **420''** freigesetzt werden.

[0154] Der Ring **430a** und die Widerhaken **436''** können aus jedem geeigneten Material hergestellt sein, z. B. aus rostfreiem Stahl der 300er Reihe (z. B. rostfreier Stahl **316L**). Ein weiteres Material, das für die Widerhaken **436''** geeignet sein kann, ist Nitinol. Wie in zuvor beschriebenen Ausführungsformen erstreckt sich die elastische Abdeckung **434**, die Teil des Conduits **430''** bildet, vorzugsweise zu den Bereichen **430a** und **436''**.

[0155] Ein bevorzugtes künstliches Implantat (z. B. das Conduit **430** in [Fig. 16](#)) gemäß der Erfindung weist eine offene Rahmenstruktur auf (z. B. **432** in [Fig. 16](#)). Diese Rahmenstruktur kann jede gewünschte Form haben, z. B. eine Röhre, eine flache oder konturierte Bahn usw. Die Rahmenstruktur kann auf jede geeignete Weise gebildet sein, z. B. durch Schneiden von Löchern in eine anfangs nicht perforierte Struktur; Bilden eines Maschenmaterials aus Rahmenmaterialsträngen; Flechten, Stricken, Weben oder Verfilzen von Rahmenmaterialsträngen; usw. Vorzugsweise ist das Rahmenmaterial ein elastisches Material. Bevorzugte Materialien sind Metall, wengleich auch Polymermaterialien verwendet werden können. Das derzeit am stärksten bevorzugte Material ist Nitinol, und die derzeit am stärksten bevorzugte Struktur für den Rahmen eines Röhrenimplantats ist ein Geflecht aus Nitinoldrähten.

[0156] Vorzugsweise ist der zuvor beschriebene Implantatrahmen mit einer Abdeckung aus elastischem gummiartigem Material abgedeckt, das die Löcher im Rahmen wie bei **434** in [Fig. 16](#) im wesentlichen füllt. Die Abdeckung kann sich innerhalb der Rahmenstruktur, außerhalb der Rahmenstruktur oder sowohl innerhalb als auch außerhalb der Rahmenstruktur befinden. Bevorzugte gummiartige Materialien für die Abdeckung sind Polymermaterialien, insbesondere Polymerkautschukmaterialien. Das derzeit am stärksten bevorzugte gummiartige Material ist Sili-

kon. Beispiele für andere geeignete gummiartige Materialien sind dehnbare Urethan, dehnbare PTFE, Naturkautschuk u. ä. Für einige Anwendungen kann es erwünscht sein, die Abdeckung porös zu machen. Andere Anwendungen profitieren möglicherweise nicht von solcher Porosität. Somit kann die Abdeckung nach Bedarf porös oder nicht porös gemacht sein.

**[0157]** Die Implantatstruktur kann eine oder mehrere Beschichtungen über der zuvor beschriebenen Abdeckung aufweisen. Bei einem Röhrenimplantat kann (können) die Beschichtung(en) innerhalb der Röhre, außerhalb der Röhre oder sowohl innerhalb als auch außerhalb der Röhre liegen. Zu möglichen Beschichtungsmaterialien zählen biokompatible Materialien und/oder Medikamente. Zu Beispielen gehören hydrophile Polymere, z. B. hydrophiles Polyurethan (um eine gleitfähige Oberfläche zu bilden), Parylene (ein Polymer, das verbreitet zur Beschichtung von Schrittmachern verwendet wird), PTFE (das aus einem PTFE-Dampf mit Hilfe eines Verfahrens abgeschieden werden kann, das mitunter als Dampftransport bezeichnet wird), das Medikament Heparin (ein verbreitetes Antikoagulans), Collagen, menschliche Imp fzellen usw. Ein Zweck einer solchen Beschichtung kann sein, der beschichteten Oberfläche einen sehr hohen Grad an Biokompatibilität und/oder einen sehr hohen Glättegrad zu verleihen.

**[0158]** Die Implantatstruktur kann Haken, Widerhaken, Klappen oder andere ähnliche Strukturen für solche Zwecke aufweisen oder nicht aufweisen, dazu beizutragen, das Implantat im Körper zu verankern, Anastomosen zwischen dem Implantat und vorhandenem Körperschlauch herzustellen usw. Mehrere Beispiele für solche Strukturen sind in dieser Beschreibung anderswo aufgezeigt und beschrieben. Sofern vorgesehen, können solche Haken, Widerhaken, Klappen u. ä. Verlängerungen der Rahmenstruktur sein oder können mit dem Rahmen oder der Abdeckung geformt oder dazu anderweitig zugefügt sein.

**[0159]** Die am stärksten bevorzugten Implantate der Erfindung (z. B. solche mit einem Nitinolrahmen und einer Silikonabdeckung) sind hochelastisch. Durch die elastische Beschaffenheit dieser Implantatstrukturen können sie weniger invasiv eingesetzt werden (z. B. intravaskulär oder zumindest perkutan). Damit vermeidet oder verringert man die Notwendigkeit einer chirurgischen Implantation. Zum Beispiel kann ein Röhrenimplantat mit diesem Aufbau auf das Mehrfache seiner entspannten Länge gestreckt werden, was seinen Durchmesser stark verkleinert. Damit läßt sich das Implantat leichter intravaskulär abgeben. Bei der Freigabe aus der Abgabevorrichtung kehrt das Implantat automatisch in seine entspannte Länge und seinen entspannten Durchmesser zurück, ohne irgendwelche Nachteile aufgrund seiner vorherigen

Verformung zu zeigen. Beim Einbau in das Kreislaufsystem ist das Implantat so flexibel und elastisch, daß es als Reaktion auf Druckwellen oder -impulse im Blutfluß pulsiert. Diese Dehnbarkeit des Implantats kann helfen, Blutgerinnsel zu verhindern. Beschichtungen, die auf dem Implantat verwendet werden, sind vorzugsweise ähnlich dehnbar.

**[0160]** Bei den Implantaten der Erfindung, die mit einem geflochtenen Nitinoldrahtrahmen und einer Silikonabdeckung hergestellt sind, liegt der bevorzugte Drahtdurchmesser im Bereich von etwa 0,0005 bis etwa 0,01 Inch (etwa 0,0127 bis etwa 0,254 Millimeter). Ein besonders bevorzugter Drahtdurchmesser beträgt etwa 0,002 Inch (0,0508 Millimeter). Die bevorzugte Dicke der Silikonabdeckung liegt im Bereich von etwa 0,00025 bis etwa 0,1 Inch (etwa 0,00639 bis etwa 2,54 Millimeter). Zwei Abdeckungsschichten können verwendet werden: eine innerhalb und eine außerhalb der Rahmenstruktur. Ist die Abdeckung porös gemacht, liegt die bevorzugte Porengröße im Bereich von etwa 1 bis etwa 500 Mikrometern. Eine besonders bevorzugte Porengröße beträgt etwa 30 Mikrometer. Die bevorzugte Abdeckungs porosität liegt im Bereich von etwa 50 % bis etwa 95 %. Anders gesagt sind etwa 50 % bis etwa 95 % des Volumens der Abdeckung Porenraum. Sind Beschichtungen auf das Implantat aufgetragen, sind sie vorzugsweise dünner als die Abdeckung.

**[0161]** Für die bevorzugten Implantate der Erfindung weist ein bevorzugtes erfindungsgemäßes Herstellungsverfahren den Schritt des Platzierens oder Bildens der Rahmenstruktur des Implantats auf einer Form (z. B. einem stabartigen Dorn oder einer Röhre im Fall des Rahmens für ein Röhrenimplantat) auf. Die Form (z. B. Dorn) kann mit einem Trennmittel beschichtet sein, z. B. Polyvinylalkohol. Danach wird die Abdeckung auf den Rahmen oder die Form aufgebracht. Die Abdeckung wird gehärtet, und der Rahmen und die Abdeckung werden von der Form abgenommen. Etwaiges Trennmittel, das auf dem Implantat verbleibt, wird entfernt. Ist z. B. das Trennmittel Polyvinylalkohol, kann es durch Kochen des Implantats in Wasser entfernt werden. Soll eine Abdeckung auf der Innenseite des Implantats vorhanden sein, wird eine Schicht aus dem Abdeckungs material auf die Form aufgetragen, bevor die Rahmenstruktur auf der Form plaziert oder gebildet wird. Die Form kann mit einer sehr glatten Oberfläche versehen sein, um dem fertigen Implantat eine entsprechend glatte Oberfläche zu verleihen. Beispielsweise kann ein sehr glatter Dorn verwendet werden, um der Innenseite eines Röhrenimplantats eine sehr glatte Oberfläche zu verleihen.

**[0162]** Soll eine oder mehrere Beschichtungen auf dem Implantat vorhanden sein, kann das Beschichten zu jeder geeigneten Zeit erfolgen. Zum Beispiel kann das Beschichten nach Abnehmen des Implan-

tats von der Form durchgeführt werden. Die Beschichtung(en) kann (können) mit jeder geeigneten Technik aufgebracht werden, z. B. Eintauchen, elektrostatisches Spritzen, Dampftransport, in-vitro-Zellreproduktion usw.

**[0163]** Ein bevorzugtes erfindungsgemäßes Verfahren, die Implantatabdeckung porös zu machen, besteht darin, Teilchen aus einem weiteren Material mit dem Abdeckungsmaterial vor Auftragen des Abdeckungsmaterials auf den Rahmen zu mischen. Das Teilchenmaterial ist als eines ausgewählt, das stabil oder mindestens relativ stabil während der Härtung der Abdeckung auf dem Rahmen ist, aber das dann aus der gehärteten Abdeckung entfernt werden kann, was die Abdeckung mit der erwünschten Porosität zurückläßt. Zum Beispiel kann das Teilchenmaterial ein Salz wie etwa Ammoniumcarbonat sein, das bei Temperaturen im wesentlichen unter etwa 78°C relativ stabil ist, das aber bei einer erhöhten Temperatur (d. h. etwa 78°C), die für das gehärtete Beschichtungsmaterial unschädlich ist, relativ schnell verdampft. Zum Einsatz kann jedes andere Teilchenmaterial kommen, das durch Verdampfung oder Lösung entfernt werden kann. Entfernt werden kann das Teilchenmaterial z. B. durch Lösen in Wasser oder einem anderen Lösungsmittel, durch Einwirken von Luft oder einem anderen Verdampfungsmedium, durch Wärme, durch Vakuum oder auf jedem anderen geeigneten Weg.

**[0164]** Angenommen wird, daß die Porosität der Abdeckung für Kreislaufsystemimplantate von Nutzen ist. Sie kann das Wachstum einer Zellstruktur auf der Innenwand des Implantats fördern. In allen Verwendungszwecken kann die Porosität ferner bessere Haftung der o. g. Beschichtungen am Implantat fördern.

**[0165]** Verständlich ist, daß zuvor nur die Grundsätze der Erfindung veranschaulicht wurden und daß verschiedene Abwandlungen vom Fachmann vorgenommen werden können, ohne vom Schutzzumfang der Erfindung abzuweichen. Zum Beispiel ist die Reihenfolge einiger Schritte in den beschriebenen Verfahren nicht kritisch und kann bei Bedarf geändert werden. Variieren kann die Art und Weise, wie radiologische Elemente und Techniken zur Beobachtung der Vorrichtung innerhalb des Patienten genutzt werden. Zum Beispiel können radiologische Fluide in den Patienten durch verschiedene Lumen in den Vorrichtungen injiziert werden, um dazu beizutragen, die Lage verschiedener Vorrichtungskomponenten im Patienten zu überwachen, und/oder radiologische Markierungen (für die die zuvor beschriebenen Markierungen wie 112, 124 und 154 Beispiele sind) können an beliebiger Stelle an den Vorrichtungen vorgesehen sein, die für den Arzt hilfreich sein können.

## Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Abgeben eines Röhrentransplantats (**430**) zu einem Innenbereich eines Patienten mit einer Röhrenstruktur (**440**), einer Längsstruktur (**420**), die im wesentlichen koaxial in der Röhrenstruktur (**440**) angeordnet ist, wobei das Röhrentransplantat (**430**) im wesentlichen koaxial um die Längsstruktur (**400**) innerhalb der Röhrenstruktur (**440**) angeordnet ist, **dadurch gekennzeichnet**, daß:

das Röhrentransplantat Befestigungselemente (**436**) aufweist, die elastisch vorgespannt sind, um sich vom Röhrentransplantat radial nach außen zu erstrecken; und das Lumen des Röhrentransplantats (**430**) geeignet ist, mit dem Lumen eines vorhandenen Körperorganschlauchs (**20**) über ein Loch in seiner Seitenwand zu kommunizieren, um Fluidfluß zwischen den Lumen zu ermöglichen.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei: die Röhrenstruktur (**440**) relativ zum Röhrentransplantat (**430**) längs beweglich ist, um das Röhrentransplantat selektiv freizulegen; und wenn sich das Röhrentransplantat innerhalb der Röhrenstruktur befindet, die Röhrenstruktur verhindert, daß sich die Befestigungselemente (**436**) vollständig radial nach außen erstrecken.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, wobei die Röhrenstruktur (**440**) relativ zur Längsstruktur (**420**) zusätzlich längs beweglich ist, wobei die Längsstruktur im Röhrentransplantat (**430**) nach Freilegung durch Bewegung der Röhrenstruktur verbleiben kann.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, wobei die Längsstruktur (**420**) eine Transplantatbefestigungsstruktur (**422**) zum Erleichtern der Befestigung des Röhrentransplantats (**430**) im Patienten nach Freilegung durch Bewegung der Röhrenstruktur (**440**) aufweist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, wobei die Transplantatbefestigungsstruktur (**422**) einen Abschnitt der Länge des Röhrentransplantats (**430**) selektiv über den Umfang expandiert.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, wobei die Transplantatbefestigungsstruktur (**422**) einen aufblasbaren Ballon aufweist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, wobei sich der Ballon (**422**) um die Längsstruktur (**420**) innerhalb des Röhrentransplantats (**430**) ringförmig erstreckt.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei die Längsstruktur (**420**) relativ zum Röhrentransplantat (**430**) längs beweglich ist.



9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, ferner mit einer Lochöffnungsstruktur (412) benachbart zu einem distalen Ende der Röhrenstruktur (440) zum Öffnen eines Lochs durch eine Seitenwand (24) eines vorhandenen Körperorganschlauchs im Patienten, um das distale Ende der Röhrenstruktur in das Loch einzulassen.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9, wobei die Lochöffnungsstruktur (412) ferner aufweist: Fäden (412c, 412h) auf einer distal weisenden Oberfläche der Lochöffnungsstruktur, um das Hineinziehen und Durchziehen der Lochöffnungsstruktur in und durch die Seitenwand (24) zu unterstützen.

11. Vorrichtung nach Anspruch 9 oder 10, wobei die Lochöffnungsstruktur (412) aufweist: ein Spitzenteil (412') in Gewindeeingriff mit dem Inneren eines distalen Abschnitts (444) der Röhrenstruktur (440, 440'), wobei das Spitzenteil eine distale konische Oberfläche hat und aus der Röhrenstruktur durch Relativdrehung des Spitzenteils und der Röhrenstruktur distal ausfahrbar ist.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 11, wobei die Lochöffnungsstruktur (412) aufweist: mehrere Streben (436, 436'), die sich von einem distalen Abschnitt des Röhrentransplantats (430) distal erstrecken, wobei die Streben in Distalrichtung synklinal sind.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12, wobei die Streben (436, 436') selektiv expandierbar sind, so daß sie sich vom distalen Abschnitt des Röhrentransplantats (430) radial nach außen erstrecken.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13, wobei die Streben (436, 436') elastisch vorgespannt sind, um sich vom distalen Abschnitt des Röhrentransplantats (430, 430') radial nach außen zu erstrecken, und wobei die Lochöffnungsstruktur (412) ferner eine nachgiebige Struktur (437) zum anfänglichen Halten der Streben im synklinalen Zustand aufweist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 14, wobei die Längsstruktur (420, 420') eine über den Umfang expandierbare Struktur (422') benachbart zu den Streben aufweist, so daß die nachgiebige Struktur (437) über den Umfang expandierbar ist, wenn die über den Umfang expandierbare Struktur über den Umfang expandiert wird.

16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 15, wobei die Vorrichtung ferner eine Struktur (437) zum lösbaren Halten der Streben im synklinalen Zustand aufweist.

17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 16, wobei die Lochöffnungsstruktur (412) von einer

ersten Größe, die mindestens etwa die gleiche wie die Größe des distalen Endes der Röhrenstruktur (440) ist, auf eine zweite Größe über den Umfang größenveränderlich ist, die wesentlich kleiner als die Größe des distalen Endes der Röhrenstruktur ist.

18. Vorrichtung nach Anspruch 17, wobei die Lochöffnungsstruktur (412) aufweist: mehrere elastische Streben (412a), die sich von einem distalen Abschnitt der Lochöffnungsstruktur radial nach außen und proximal zurück erstrecken; und eine elastische Abdeckung (412b) über den Streben.

19. Vorrichtung nach Anspruch 18, wobei die Streben (412a) und die elastische Abdeckung (412b) selektiv umkehrbar sind, so daß sie sich vom distalen Abschnitt der Lochöffnungsstruktur distal erstrecken, wenn die Lochöffnungsstruktur auf die zweite Größe geändert werden soll.

20. Vorrichtung nach Anspruch 18 oder 19, wobei die Streben (412a) einziehbar sind, so daß sie stärker parallel zueinander sind, wenn die Lochöffnungsstruktur auf die zweite Größe geändert werden soll.

21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 20, wobei die Lochöffnungsstruktur (412) mehrere Teile (412f) aufweist, die aus einer ersten Position, in der sie sich von einer Mittellängsachse der Lochöffnungsstruktur radial nach außen erstrecken, in eine zweite Position schwenkbar sind, in der sie näher an der Mittellängsachse liegen.

22. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 21, wobei die Lochöffnungsstruktur (412) am distalen Ende einer zweiten Längsstruktur (410b) angeordnet ist, die sich in Proximalrichtung von der Lochöffnungsstruktur durch das Innere der Röhrenstruktur (440) erstreckt.

23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 22, wobei die zweite Längsstruktur (410b) relativ zum Röhrentransplantat (430) längs beweglich ist.

24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 23, wobei die Röhrenstruktur (440) zum Erreichen des Innenbereichs (24) des Patienten durch Längsdurchgang eines distalen Abschnitts der Röhrenstruktur durch einen Abschnitt des vorhandenen Körperorganschlauchs (30) des Patienten geeignet ist.

25. Vorrichtung nach Anspruch 24, wobei der distale Abschnitt der Röhrenstruktur (440) und die Längsstruktur (420) mit Steuerelementen verbunden sind und durch diese gesteuert werden, die proximal zum distalen Abschnitt liegen und die jederzeit außerhalb des Patienten bleiben.

26. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Röhrenstruktur (440) relativ zum Röhrentransplantat

(430) längs beweglich ist, um die Befestigungselemente (436, 438) freizulegen, und wobei die Längsstruktur (420) eine Befestigungsbetätigungsstruktur (422) benachbart zu den Befestigungselementen aufweist, die selektiv über den Umfang expandierbar ist, um die Befestigungselemente zu unterstützen, sich vom Röhrentransplantat radial nach außen zu erstrecken.

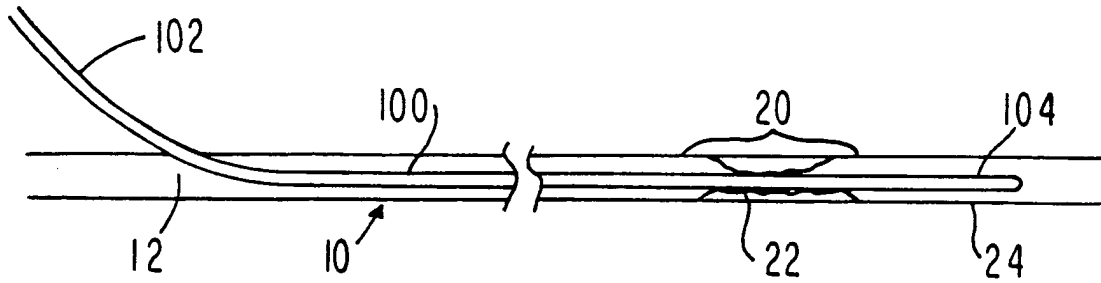
27. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26, wobei das Röhrentransplantat (430) Befestigungselemente (436, 438) aufweist, die vom Röhrentransplantat radial nach außen ausfahrbar sind.

28. Vorrichtung nach Anspruch 27, wobei die Röhrenstruktur (440) relativ zum Röhrentransplantat (430) längs beweglich ist, um die Befestigungselemente (436, 438) freizulegen, und wobei die Längsstruktur (420) eine Befestigungsbetätigungsstruktur (422) benachbart zu den Befestigungselementen aufweist, die selektiv betätigbar ist, um die Befestigungselemente zu veranlassen, sich vom Röhrentransplantat radial nach außen zu erstrecken.

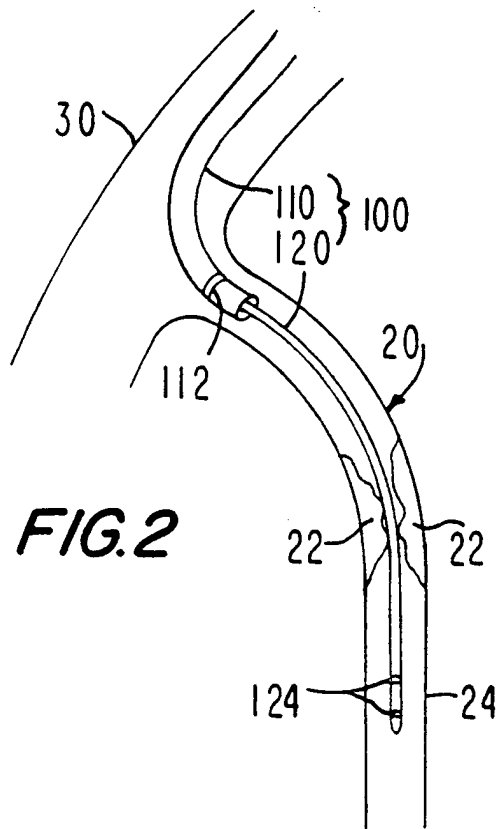
29. Vorrichtung nach Anspruch 26 oder 28, wobei die Befestigungsbetätigungsstruktur (422) einen aufblasbaren ringförmigen Ballon um die Längsstruktur aufweist.

30. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 29, wobei die Röhrenstruktur (440) und die Längsstruktur (420) entlang einer länglichen Struktur (410) längs bewegbar sind und die Längsstruktur eine Längsöffnung aufweist, durch die die längliche Struktur längs durchläuft.

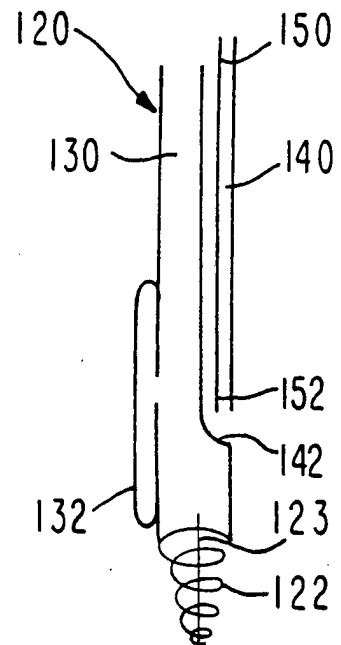
Es folgen 24 Blatt Zeichnungen



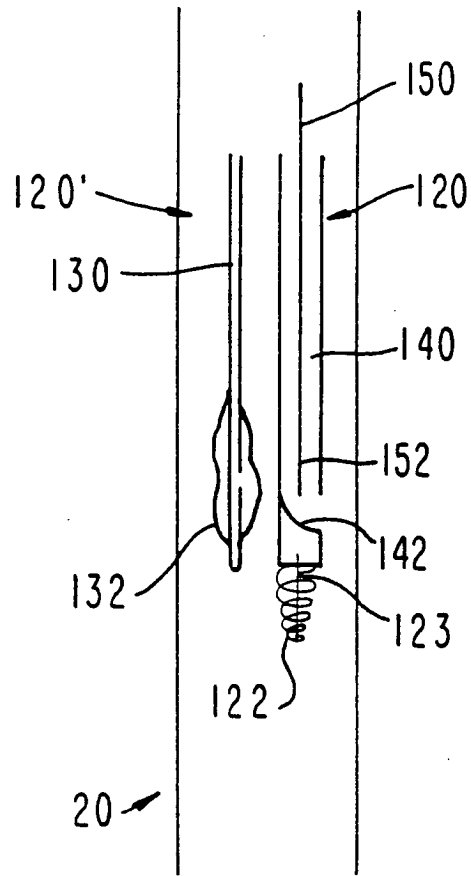
**FIG. 1**



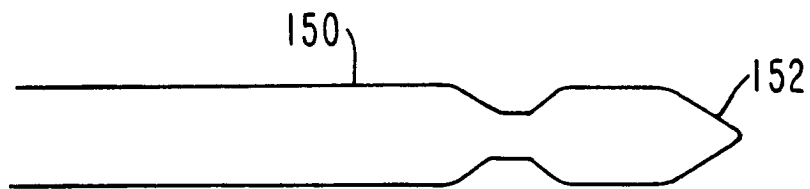
**FIG. 2**



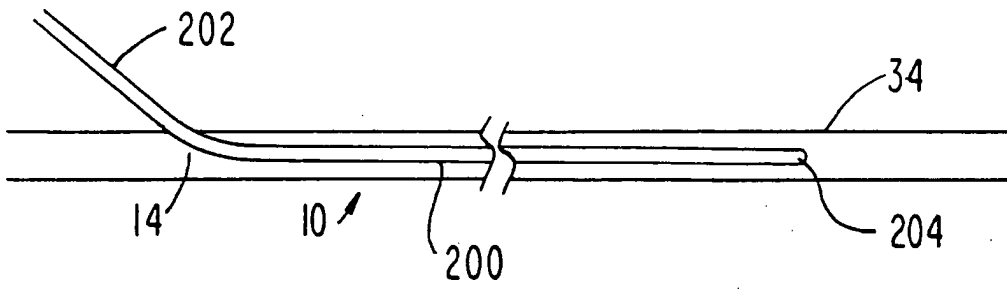
**FIG. 3**



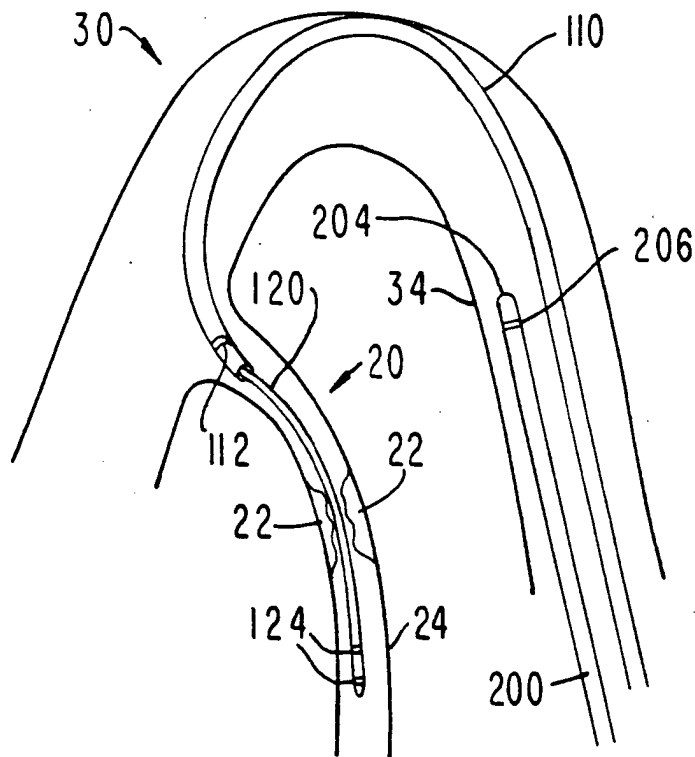
**FIG. 3a**



**FIG. 4**

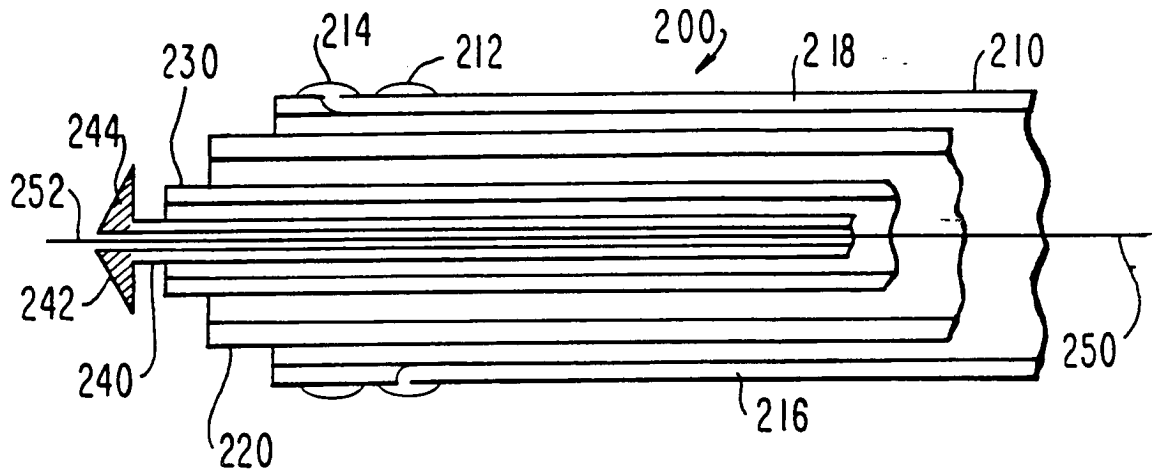


**FIG. 5**

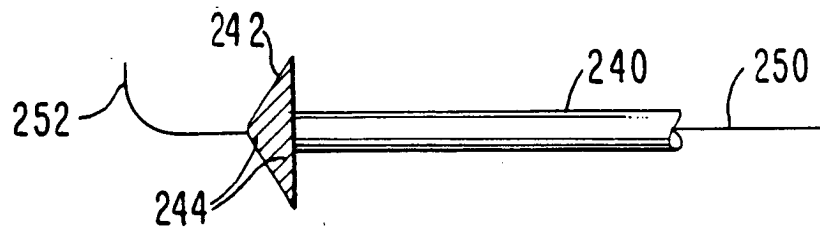


**FIG. 6**

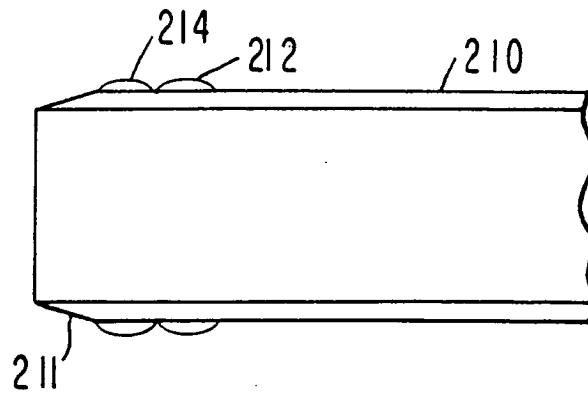




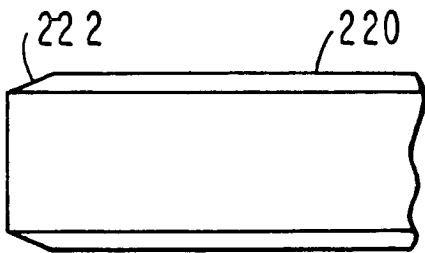
**FIG. 7a**



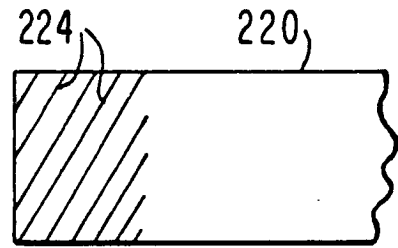
**FIG. 7b**



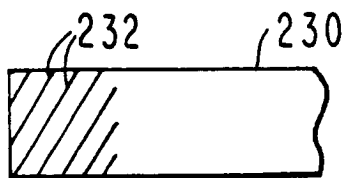
**FIG. 7c**



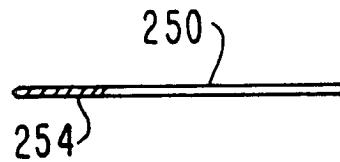
**FIG. 7d**



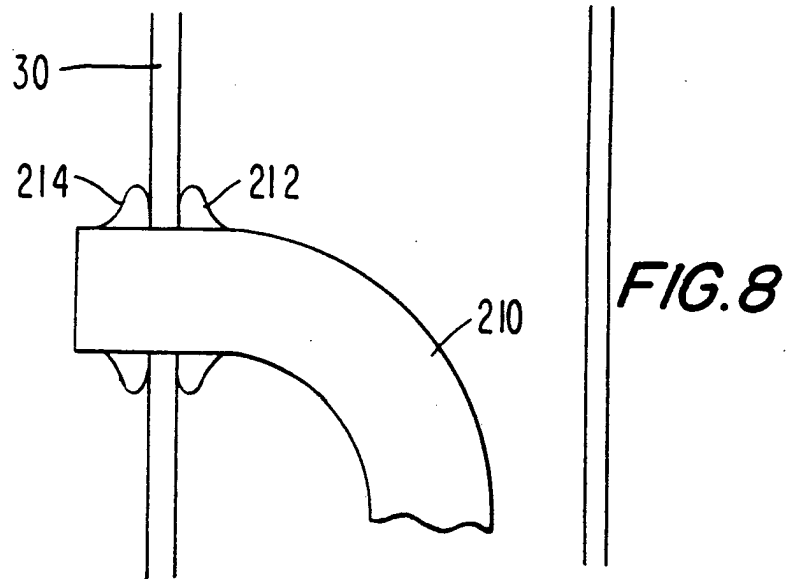
**FIG. 7e**



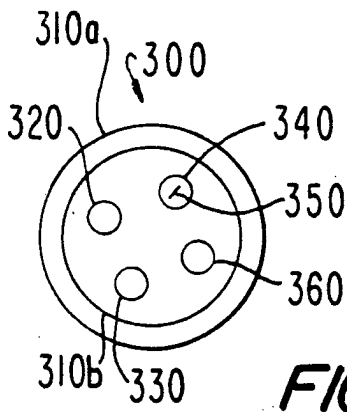
**FIG. 7f**



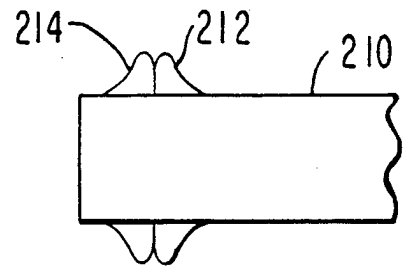
**FIG. 7g**



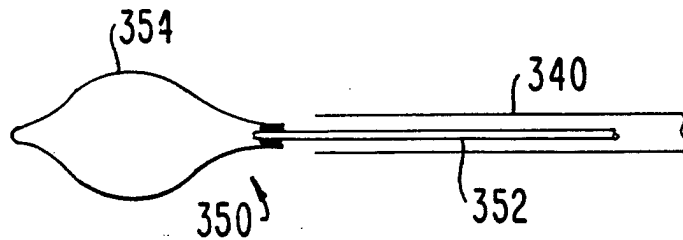
**FIG. 8**



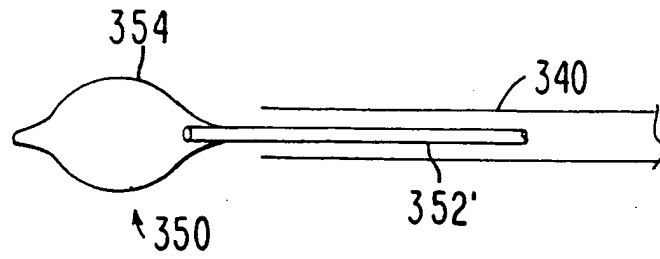
**FIG. 9**



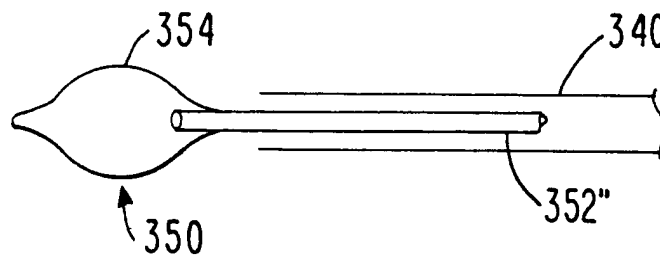
**FIG. 8a**



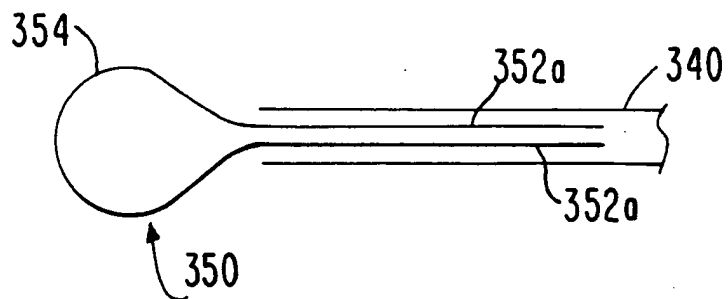
**FIG. 10**



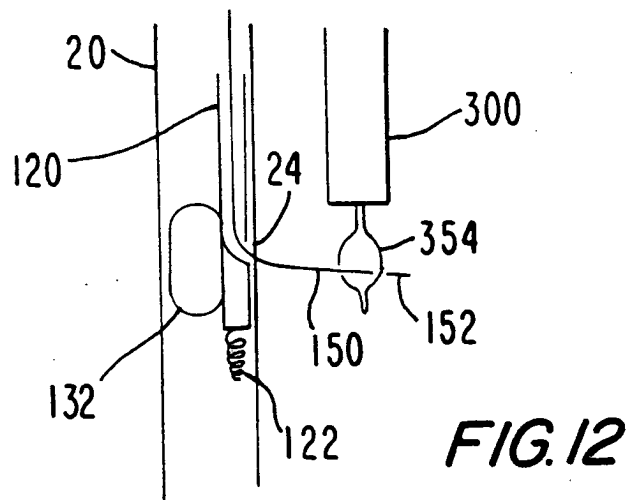
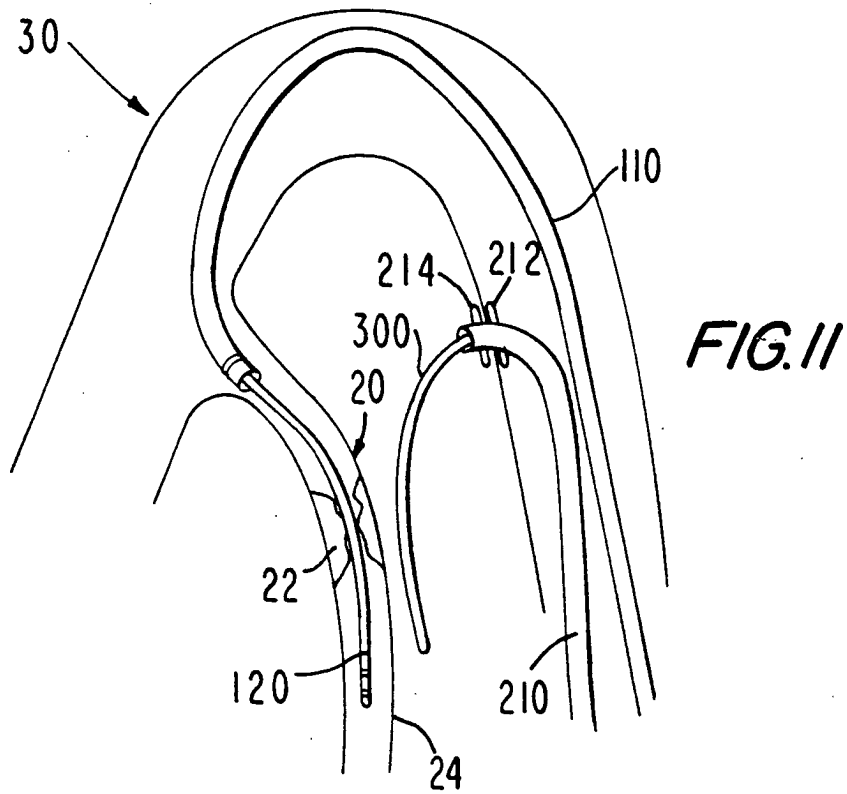
**FIG. 10a**

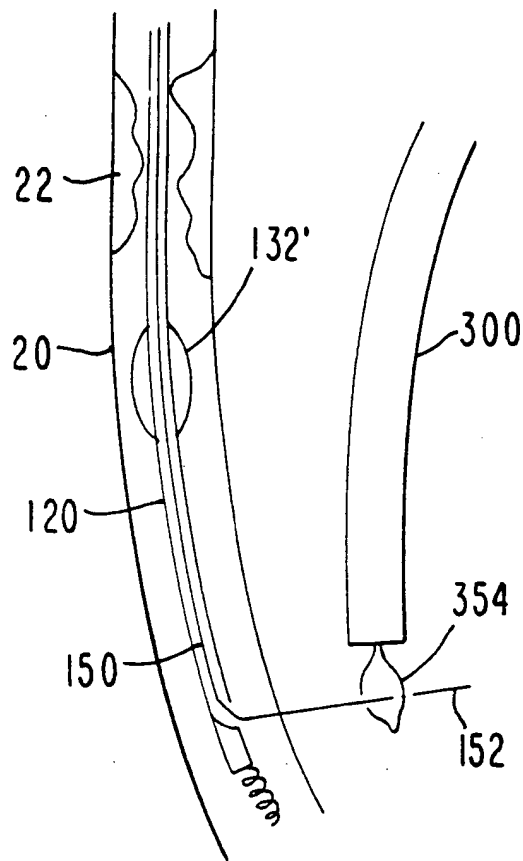


**FIG. 10b**

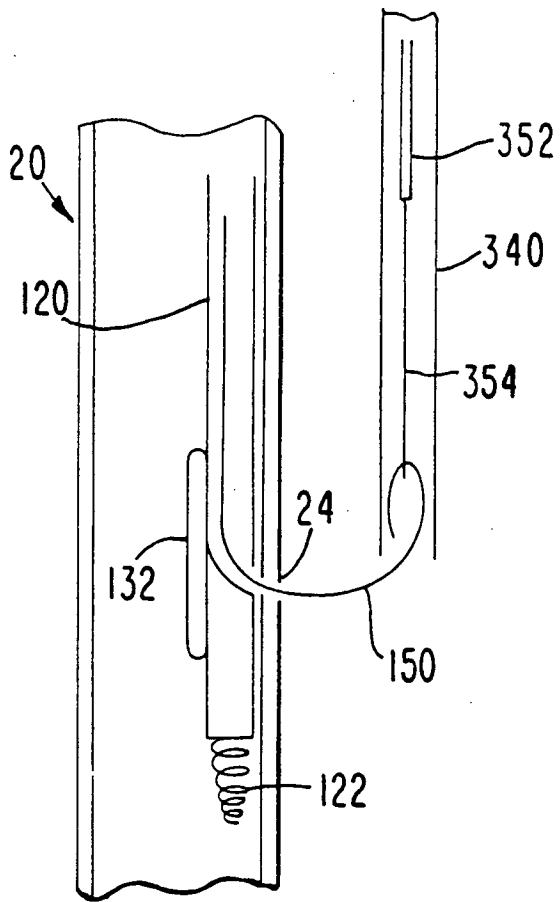


**FIG. 10c**



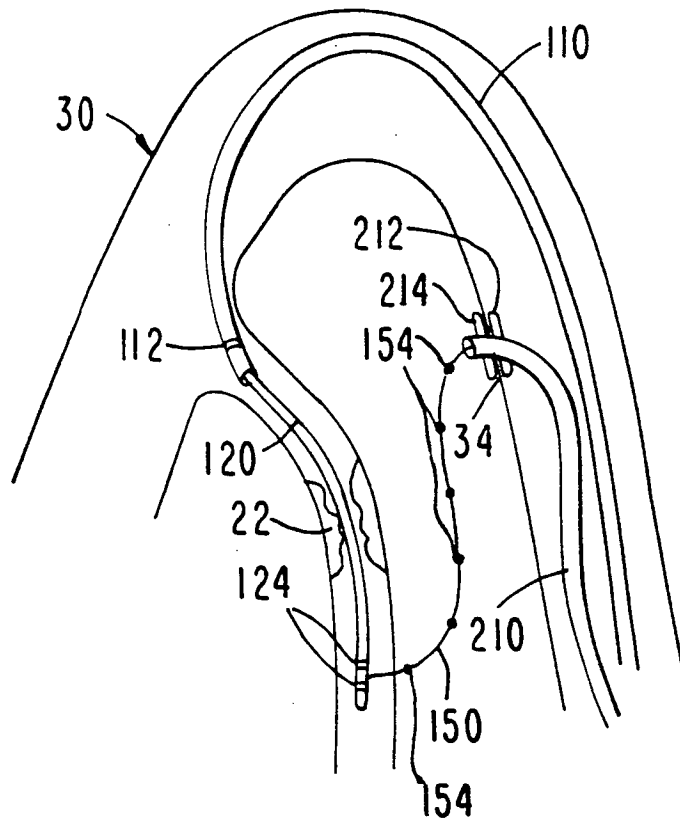


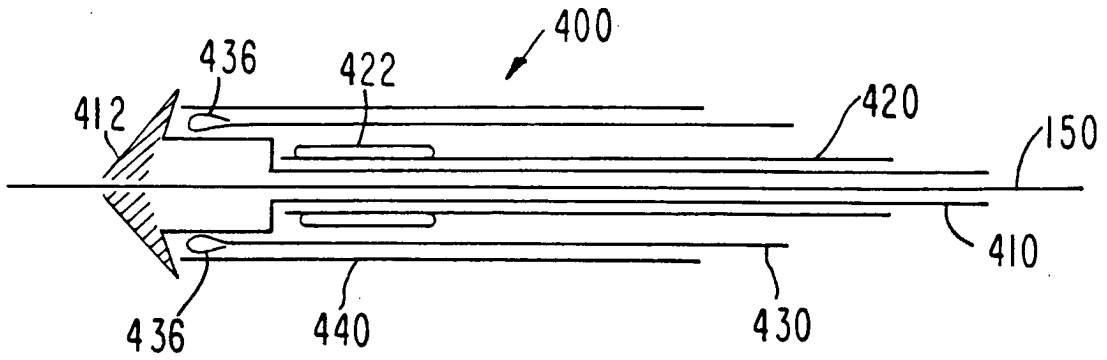
**FIG. 12a**



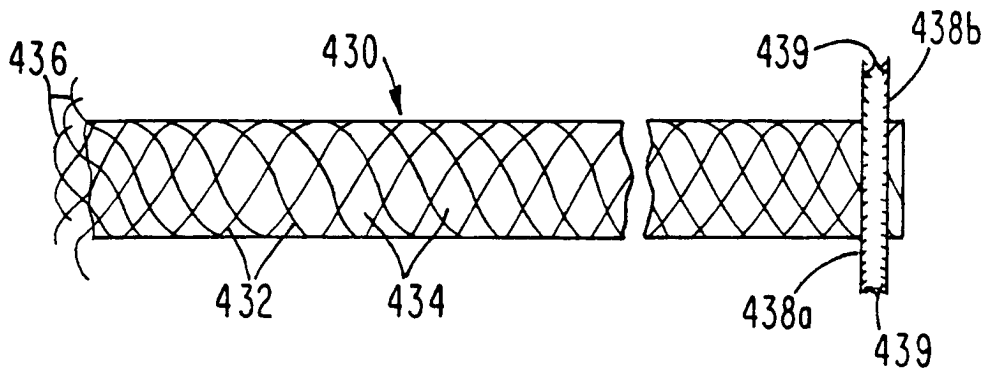
**FIG. 13**

**FIG. 14**

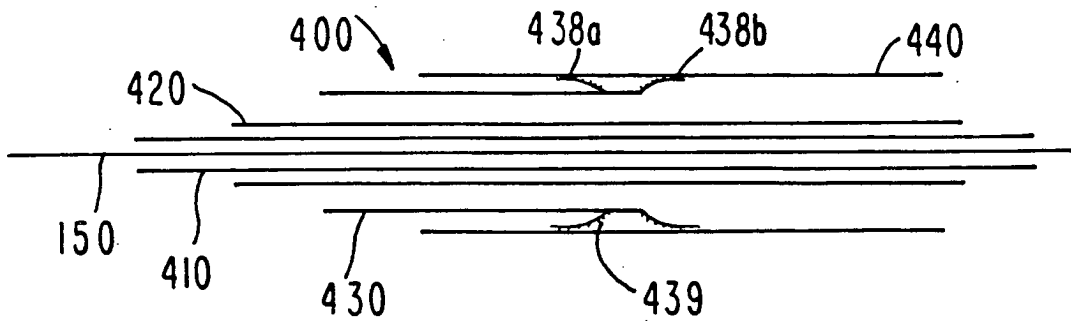




**FIG. 15**

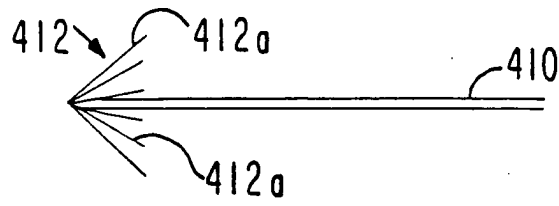


**FIG. 16**

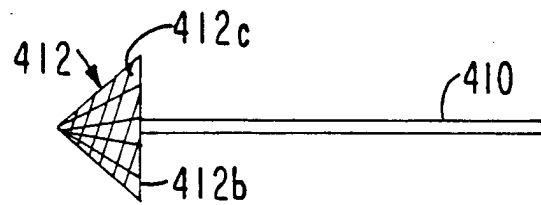


**FIG. 17**

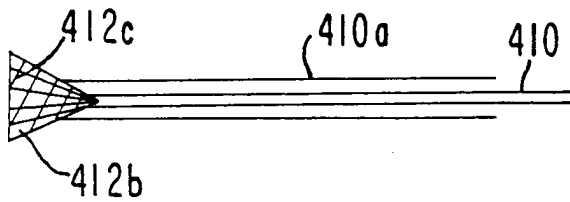




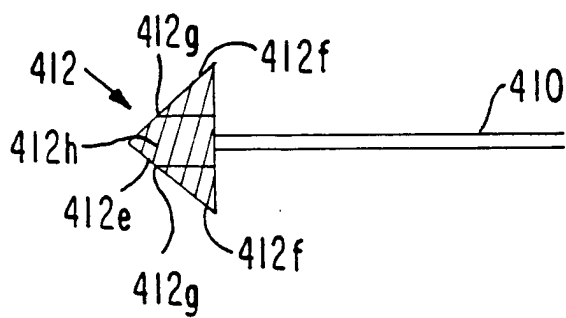
**FIG. 15a**



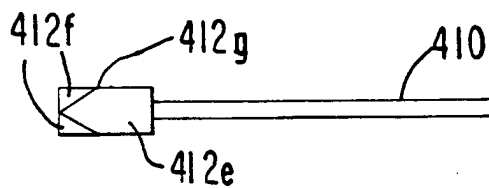
**FIG. 15b**



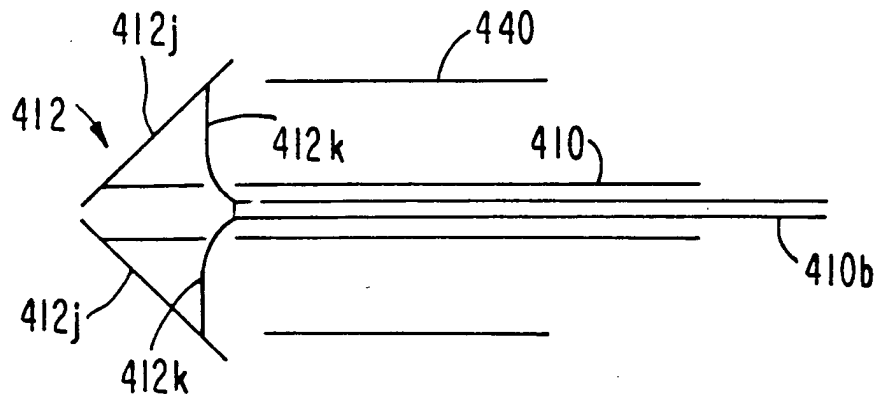
**FIG. 15c**



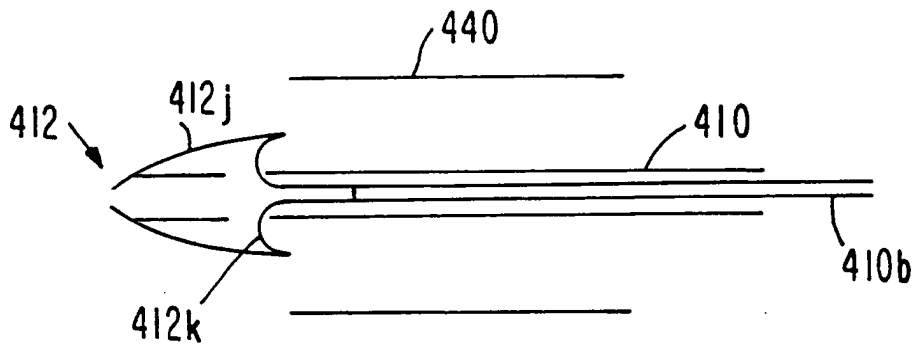
**FIG. 15d**



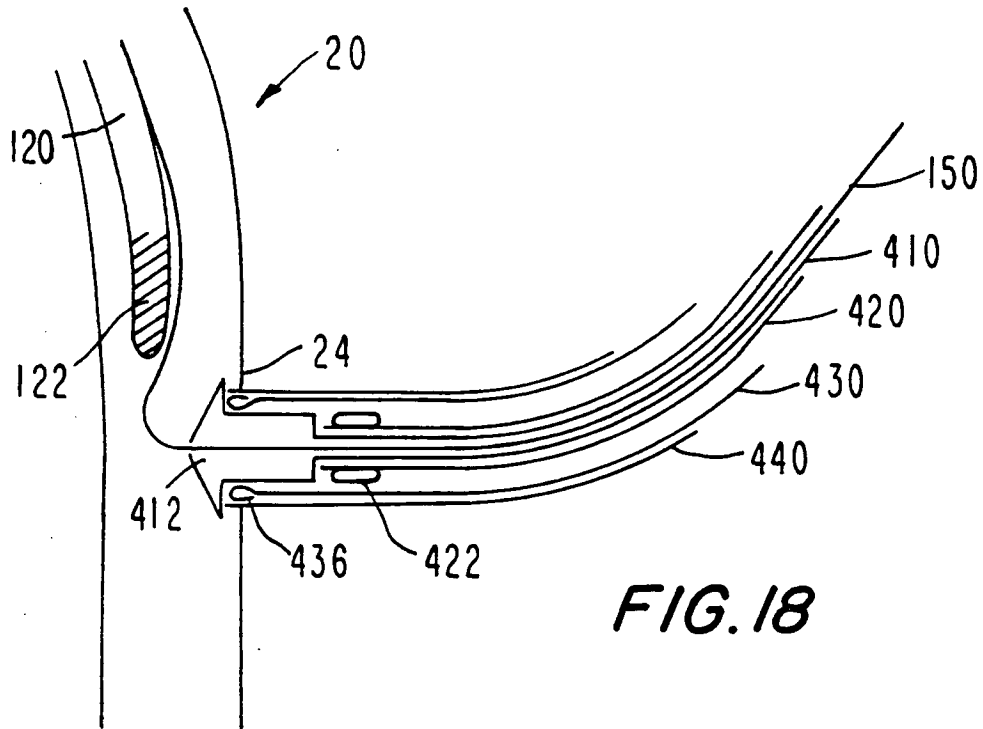
**FIG. 15e**



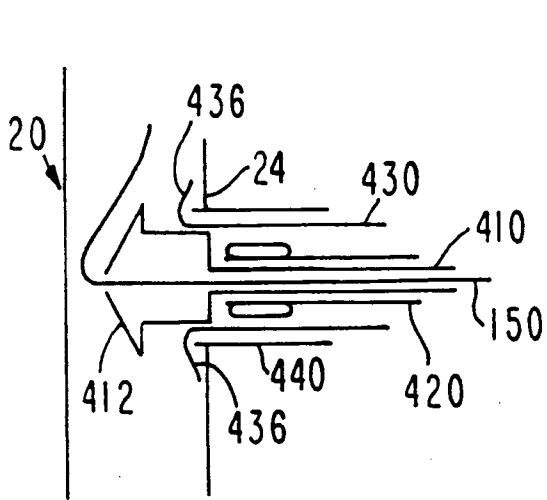
**FIG. 15f**



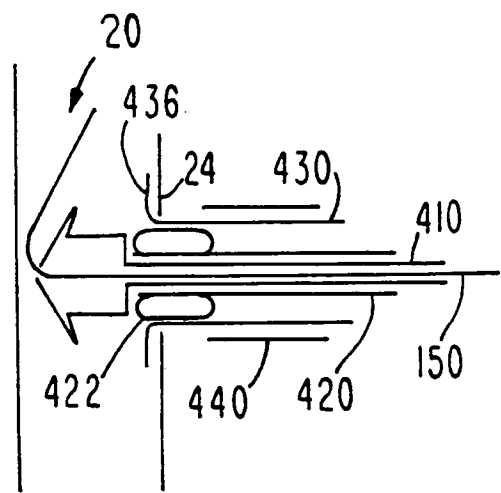
**FIG. 15g**



**FIG. 18**



**FIG. 19**



**FIG. 20**

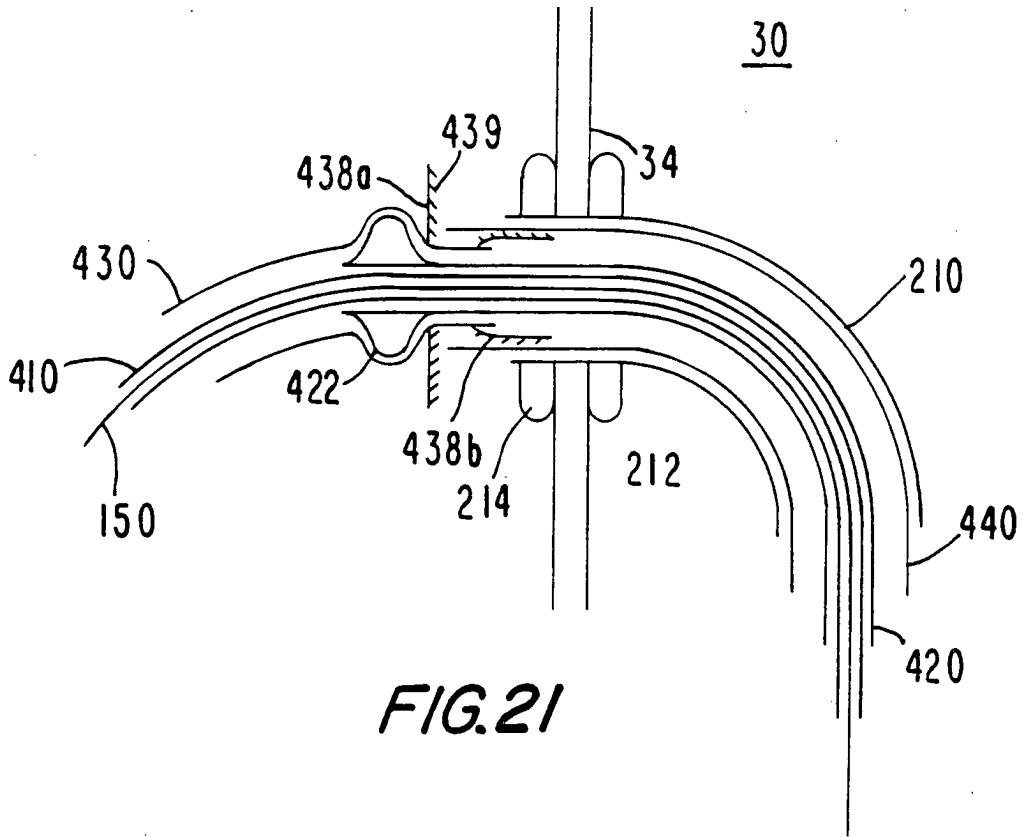


FIG. 21

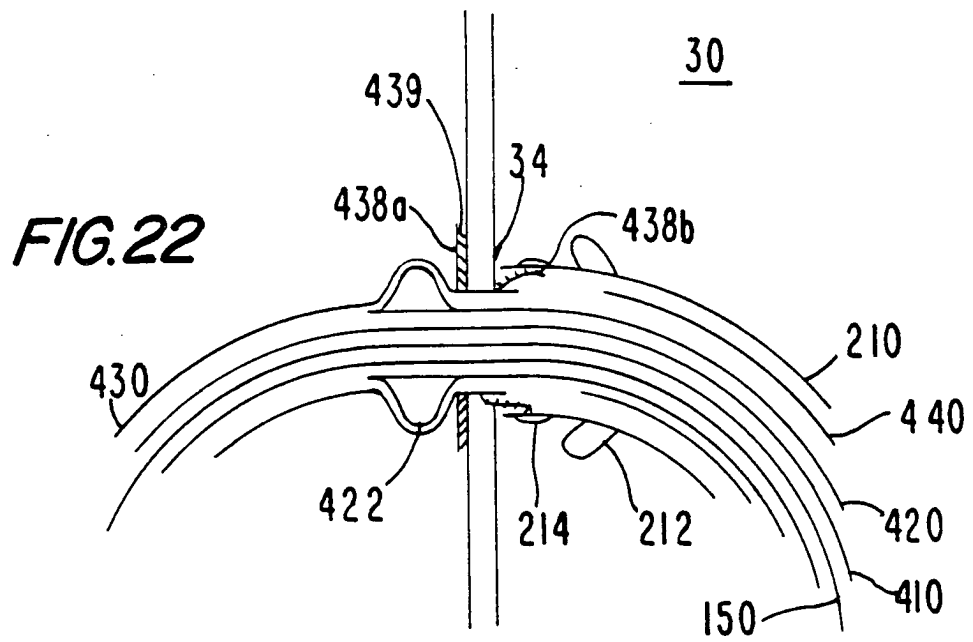
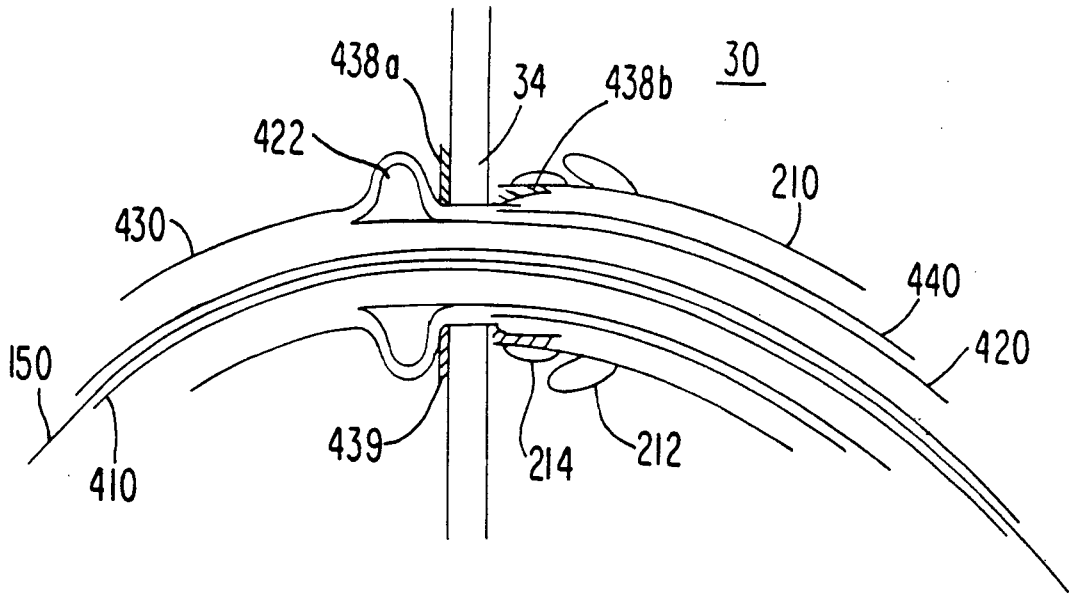
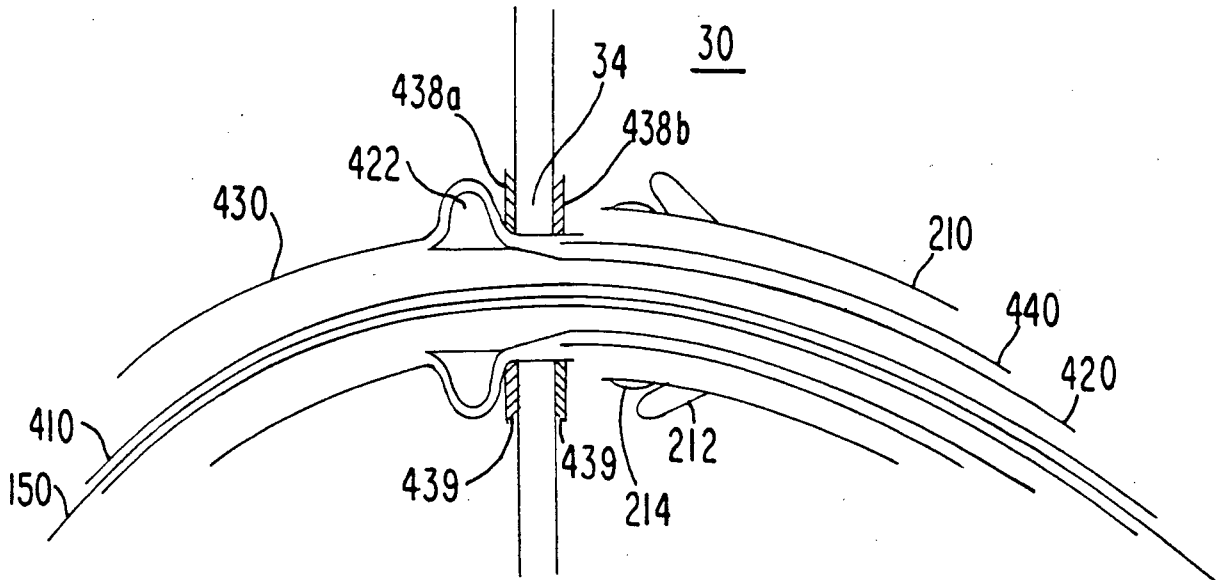


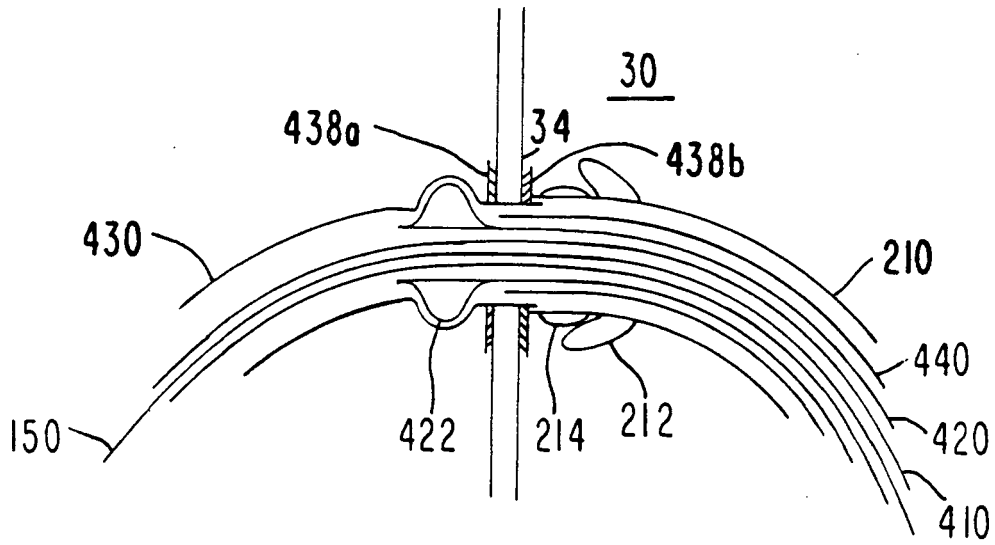
FIG. 22



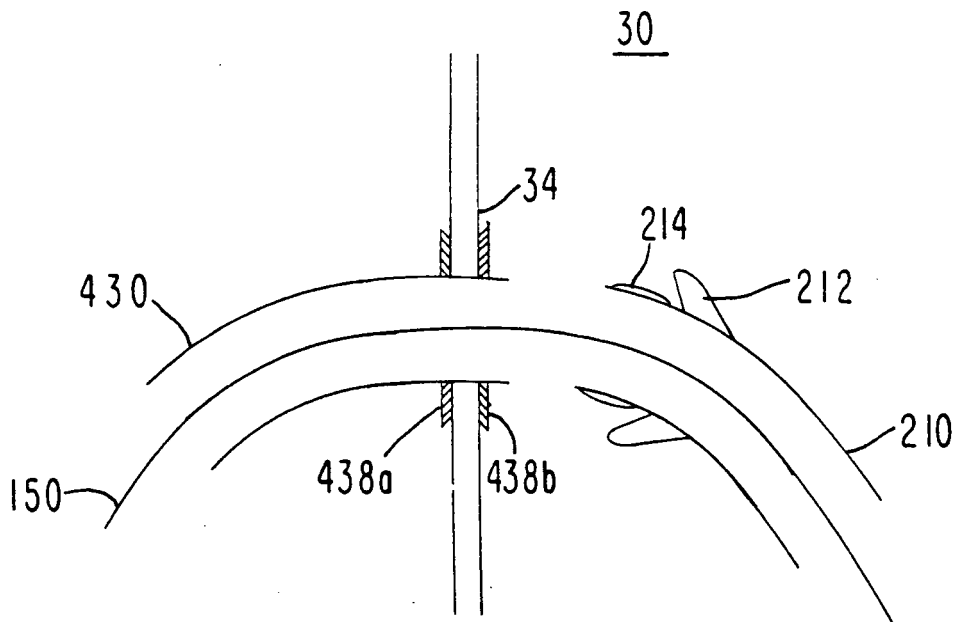
**FIG. 22a**



**FIG. 22b**

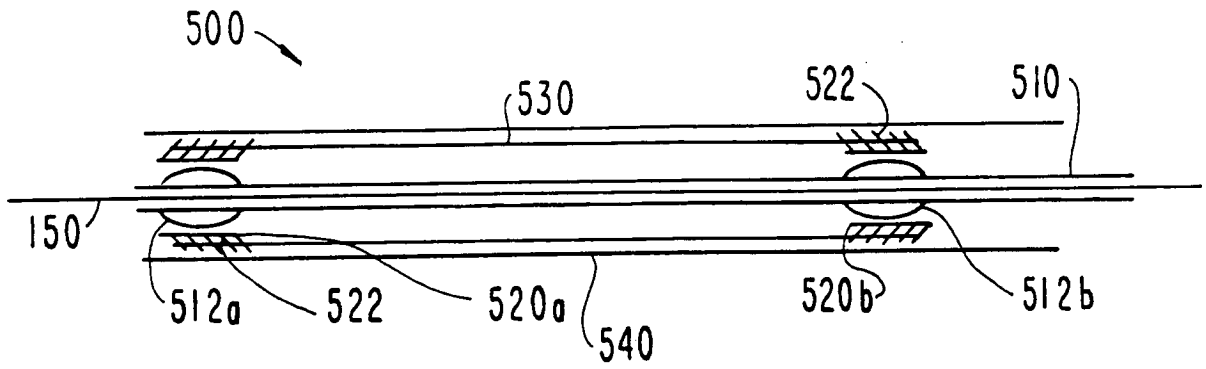


**FIG. 23**

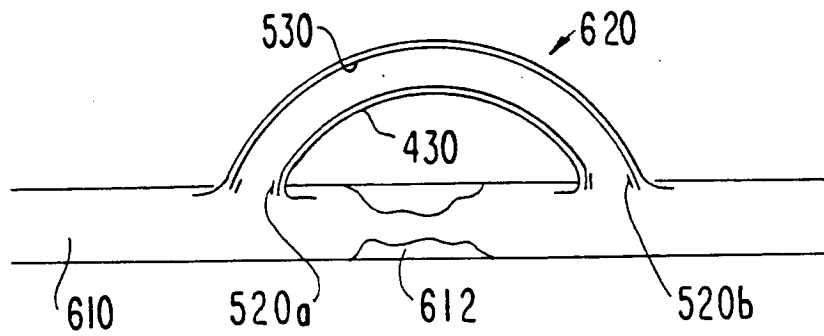


**FIG. 24**

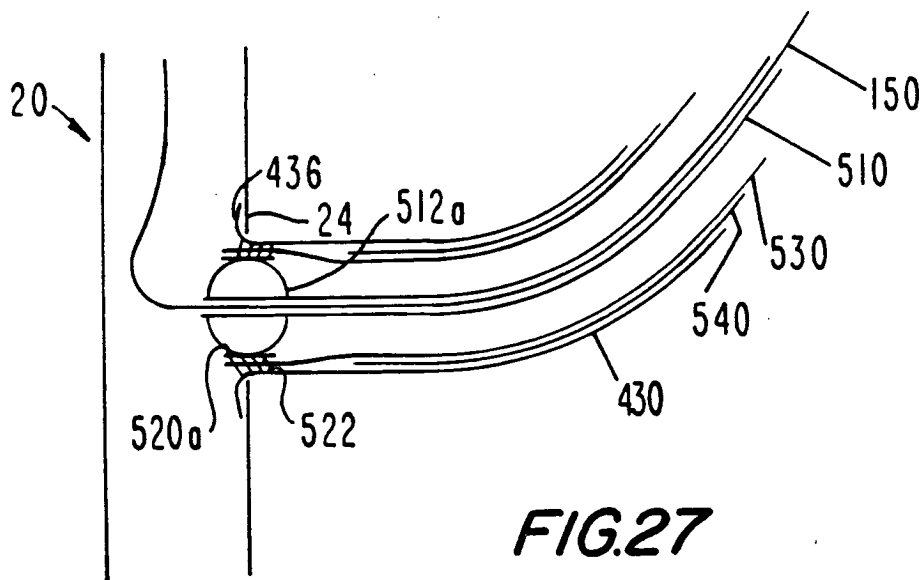
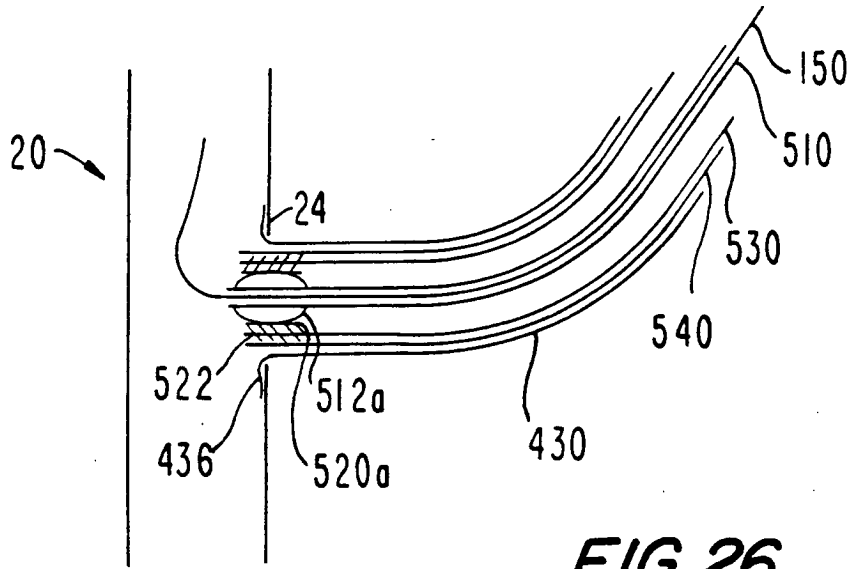


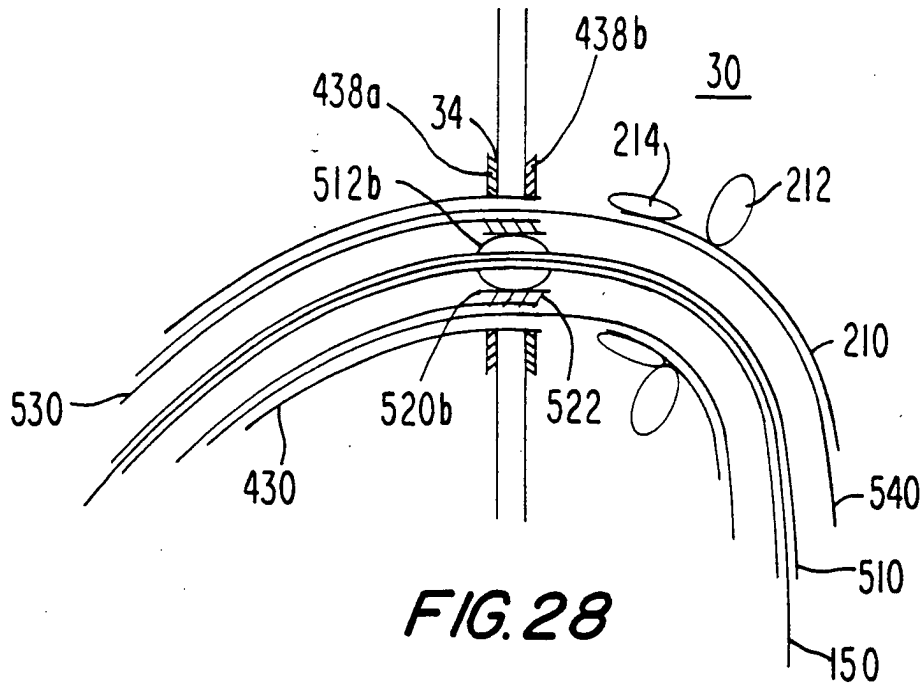


**FIG. 25**

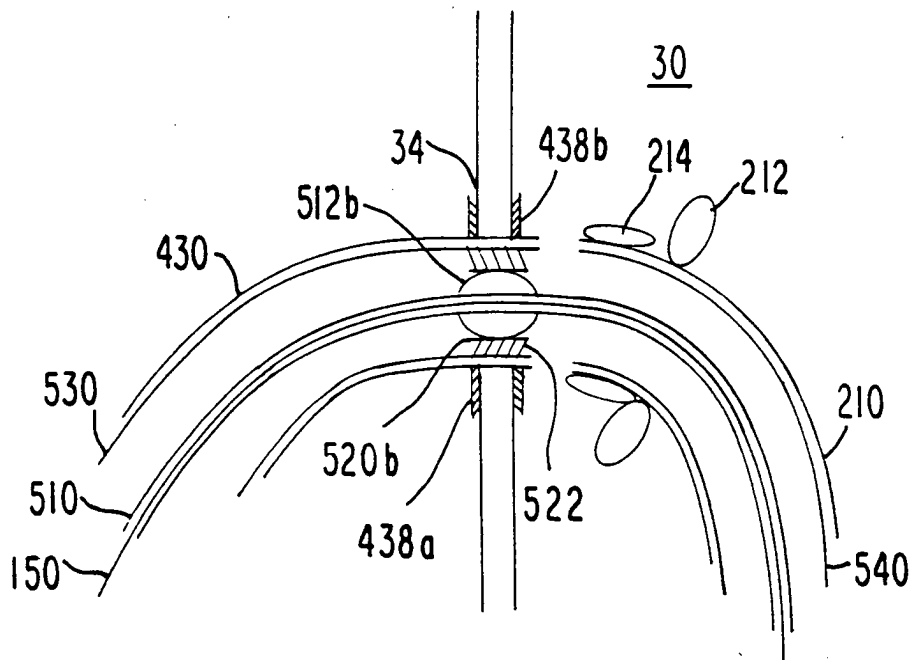


**FIG. 32**

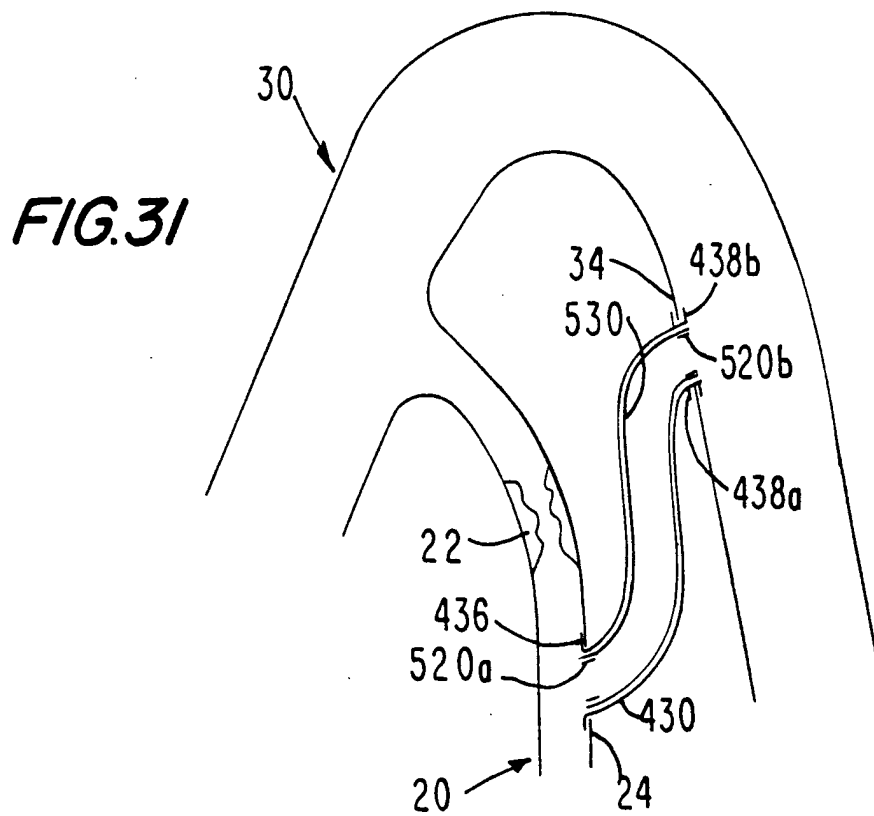
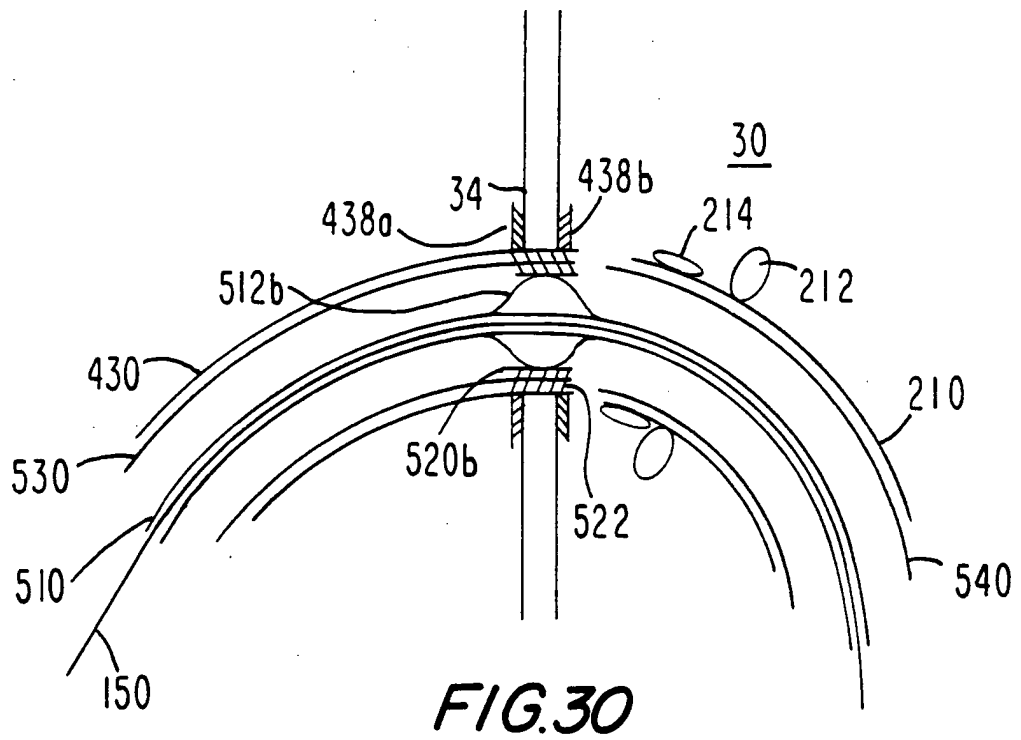


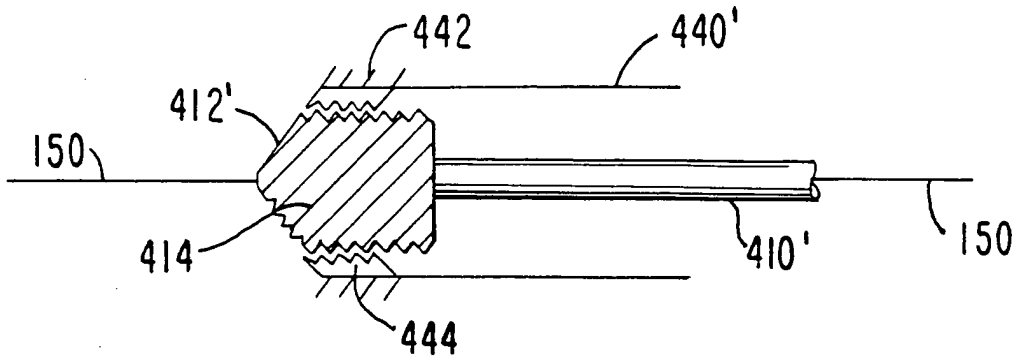


**FIG. 28**

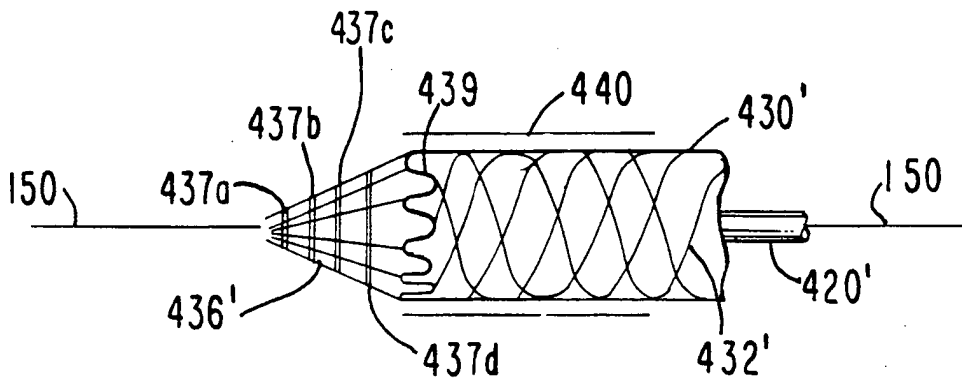


**FIG. 29**

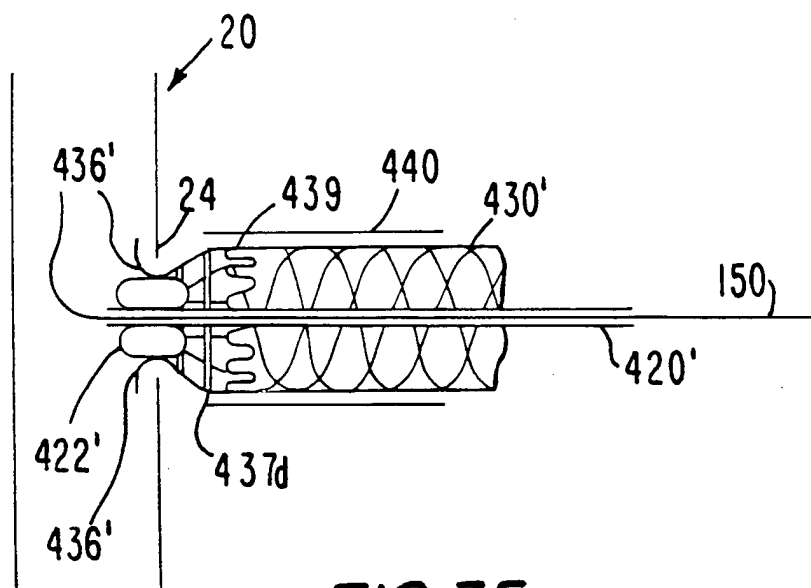




**FIG. 33**

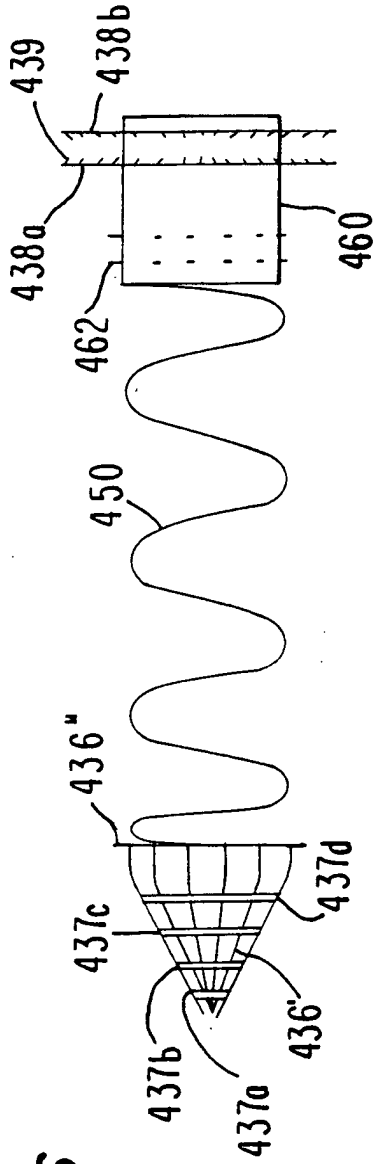


**FIG. 34**

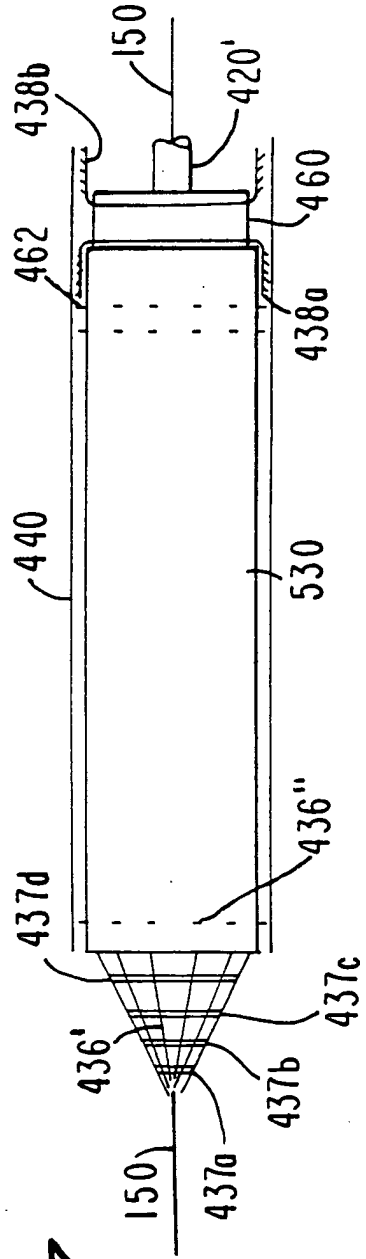


**FIG. 35**

**FIG.36**

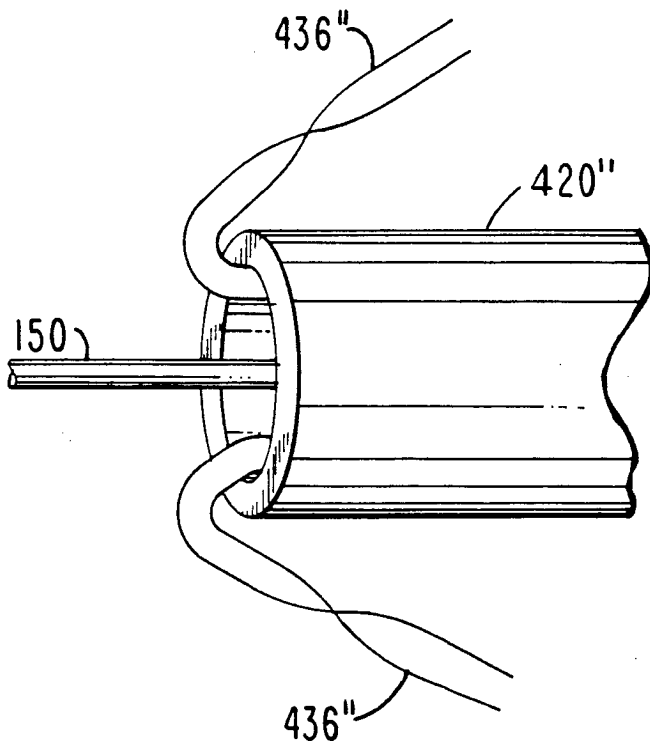
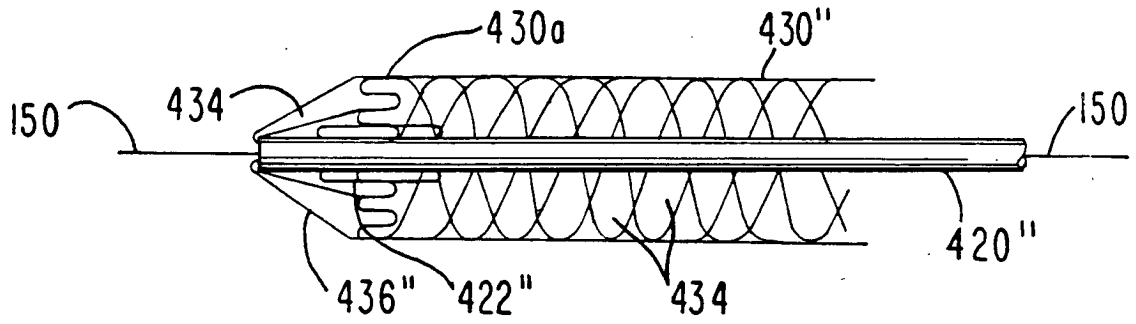


**FIG.37**





**FIG.38**



**FIG.39**