

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 126126

(P2003 - 126126A)

(43)公開日 平成15年5月7日(2003.5.7)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード (参考)
A 6 1 F 2/06		A 6 1 F 2/06	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/00		A 6 1 B 5/00	M 4 C 0 9 7
5/07		5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2002 - 194031(P2002 - 194031)

(22)出願日 平成14年7月3日(2002.7.3)

(31)優先権主張番号 01810650.0

(32)優先日 平成13年7月4日(2001.7.4)

(33)優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71)出願人 500251869
 ズルツァー マーケッツ アンド テクノ
 ロジー アクチェンゲゼルシャフト
 SULZER MARKETS AND
 TECHNOLOGY AG
 スイス国 CH - 8401 ヴィンターツール
 チュルヒャーシュトラッセ 12 ポストフ
 ァッハ 414

(72)発明者 ティム アシュトン
 イギリス国 エアーシャー、ウェスト キ
 ルブライド、ヤートン プラー、20

(74)代理人 100066692
 弁理士 浅村 皓 (外 3 名)

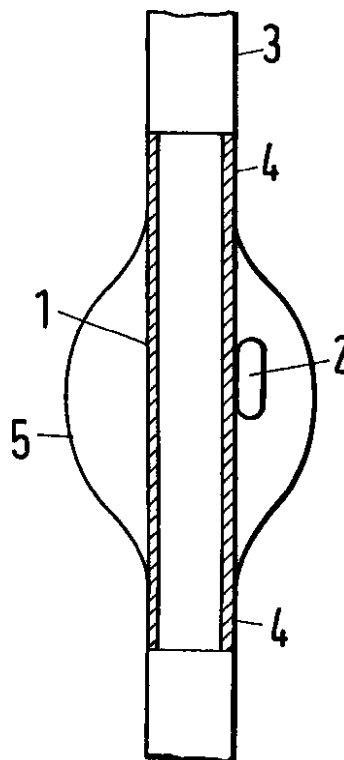
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 測定プローブを備えた血管プロテーゼ

(57)【要約】

【課題】 追加のコストや複雑さを伴わずに、はめ込まれた血管プロテーゼの接合性を周期的、あるいは継続的にモニターすることを可能にするモニタリングシステムを提供する。

【解決手段】 トランスポンダを有する測定プローブ (2) から成る医療用の血管プロテーゼ (1) を提供する。測定プローブは血管プロテーゼに固定され、血管プロテーゼの機能を長期に渡ってモニターすることが可能となる。評価出来る、血圧値といったような適した測定パラメータが測定プローブ (2) により検出され、トランスポンダにより無線方式でトランシーバ装置に伝送される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 トランスポンダ(40、40'、40")を備えた測定プローブ(2、32)を含む血管プロテゼにおいて、前記計測プローブは血管プロテゼに固定することが可能であり、血管プロテゼ(1、31)の機能が検査可能であることにより該計測プローブは測定パラメータの検出に適するものであり、そして、前記トランスポンダ(40、40'、40")はトランシーバ装置(60)と相互通信を行うように構成されていることを特徴とする血管プロテゼ。

【請求項2】 測定プローブ(2、32)は機械的に血管プロテゼ(1、31)に連結され、かつ/または血管プロテゼ(1、31)に一体にされていることを特徴とする請求項1に記載された血管プロテゼ。

【請求項3】 測定プローブ(2、32)は少なくとも1つの固着ライン(33)により血管プロテゼ(1、31)の外側表面に固着されていることを特徴とする請求項1あるいは請求項2に記載された血管プロテゼ。

【請求項4】 血管プロテゼ(1、31)に固定することの可能な測定プローブ(2、32)は圧力センサー(6、6'、6")を含むことを特徴とする請求項1から請求項3までのいずれか1項に記載された血管プロテゼ。

【請求項5】 血管プロテゼ壁は柔軟性があり、血管プロテゼと測定プローブは体内の血管を通し挿入されることが出来ることを特徴とする請求項1から請求項4までのいずれか1項に記載された血管プロテゼ。

【請求項6】 挿入状態において内部より病的血管拡張を分離させる目的で、血管プロテゼ(1、31)はほぼホース状に形成され、また、拡張血管に関して血管プロテゼ(1、31)の接合性をモニターすることが出来るように測定プローブ(2、32)が血管プロテゼ(1、31)の外側表面に配置されていることを特徴とする請求項1から請求項5までのいずれか1項に記載された血管プロテゼ。

【請求項7】 測定プローブ(2、32)は、スリーブ(25)と、スリーブ(25)内部に置かれた圧力センサー(6、6'、6")とを含み、そして、前記スリーブ(25)は圧力伝達媒体(26)で満たされていることを特徴とする請求項1から請求項6までのいずれか1項に記載された血管プロテゼ。

【請求項8】 トランスポンダ(40、40'、40")は受動トランスポンダとして構成されていることを特徴とする請求項1から請求項7までのいずれか1項に記載された血管プロテゼ。

【請求項9】 受動トランスポンダ40'は容量式圧力センサー(6')とインダクタ(28)とを含み、そして、容量式圧力センサー(6')とインダクタ(28)は共振回路を形成するように相互に接続されていることを特徴とする請求項8に記載された血管プロテゼ。

【請求項10】 受動トランスポンダ(40")は誘導圧力センサー(6")とコンデンサ(27)とを含み、そして、誘導圧力センサー(6")とコンデンサ(27)は共振回路を形成するように相互に接続されていることを特徴とする請求項8に記載の血管プロテゼ。

【請求項11】 トランスポンダ(40、40'、40")は追加的に非線形コンポーネント(29)を含み、これにより、測定プローブ(2、32)によって判断される測定値は、トランスポンダ(40、40'、40")が励磁される励磁周波数とは異なる周波数にて伝送されることを特徴とする請求項8から請求項10までのいずれか1項に記載された血管プロテゼ。

【請求項12】 請求項1から請求項11までのいずれか1項に記載された血管プロテゼ(1、31)に備えられた測定プローブ(2)のトランスポンダ(40)と相互通信を交し、質問機アンテナ(13)を備えたトランシーバ装置(60)において、血管プロテゼ(1、31)が挿入されたその身体の部分を囲むような形状に形成されていることを特徴とするトランシーバ装置。

【請求項13】 質問機アンテナ13がベルトの形状の装置に配列されていることを特徴とする請求項12に記載されたトランシーバ装置。

【請求項14】 質問機アンテナが少なくとも1つの第1アンテナと、少なくとも1つの第2アンテナとを含み、そして、2つのアンテナが連結アンテナの遠方界が減衰されるように連結されていることを特徴とする請求項12あるいは請求項13に記載されたトランシーバ装置。

【請求項15】 請求項1から請求項11までのいずれか1項に記載された血管プロテゼ(1、31)に固定された測定プローブ(2、32)を有する血管プロテゼ(1、31)の挿入方法であって、該方法が、折りたたまれた血管プロテゼ(1、31)とこれに固定された測定プローブ(2、32)をカテーテル(34)内に挿入し、該カテーテル(34)を体内の血管に挿入し、はめ込み予定箇所にカテーテル(34)を位置決めし、コントロールロッド(35)により血管プロテゼ(1、31)とこれに固定された測定プローブ(2、32)が押し出される、ことを含み、血管プロテゼ(1、31)がその全長にまで広げられ、そして、測定プローブ(2、32)がその最終位置に配置されることを特徴とする血管プロテゼの挿入方法。

【請求項16】 測定プローブ(2、32)が各ケースにおいて2つの固着ライン(33)により血管プロテゼ(1、31)の外側表面に固着され、測定プローブ(2、32)が血管プロテゼ(1、31)の開放間に固着ライン(33)により血管プロテゼ(1、31)の外側表面上に引っ張られ、そして、測定プローブ(2、32)が血管プロテゼの外側表面

に固定されるように、4つの固着ライン(33)が開放工程の終了状態において伸張されることを特徴とする請求項15に記載された血管プロテゼの挿入方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、トランスポンダを含む測定プローブを備えた血管プロテゼに関するものである。これにおいては、測定プローブが血管プロテゼに固定することが可能であり、血管プロテゼの機能を検査することが出来ることから測定パラメータの検出に適している。そして、トランスポンダはトランシーバ装置と相互に通信するよう構成されている。

【0002】

【従来の技術および発明が解決しようとする課題】今日、血管プロテゼは、血管性障害、血管疾患、および血管性異常の治療において医療に用いられている。その使用の及ぶ領域は、血管内部にとどまらず、例をあげると、気管、消化管、また尿路の領域におよぶ。血管プロテゼの典型的な例には、血管拡張部(いわゆる動脈瘤)の治療に使用されている、Sulzer Vascutek Ltd.社によるAnaconda™という製品があげられる。血管プロテゼは、拡張ポイントを分離し、血圧を安定させ、かつ、さらなる拡張と問題とされている血管の破裂を避けるために、置かれている血管内に挿入される。図1は挿入された状態にあるこうした血管プロテゼを示している。血管プロテゼは基本的には、袋状の血管拡張部を分離させるために血管3に挿入された一本のホース1から成る。損傷のない血管プロテゼにより、ホースピース1から血管壁までのトランジション4は、血管拡張部5の両サイドで完全に接合される。これにより、血管3から血管拡張部5内に血液が入り込むことはない。よって、血管拡張部5は、血管3に広がる血圧が緩和され、さらに拡張することはない。しかし、トランジションで漏出が生じた場合、血液は血管拡張部5に入り込んでしまう。その結果、これが破裂するまでさらに拡張を行う。この過程が時間内に見つけ出されず、阻止されなかった場合には、患者側にとって致命的な問題となる。血管プロテゼが正しく機能することは、本例においては血管プロテゼ1とトランジション4の接合性が、患者側にとり決定的に重要な問題となる。しかし、はめ込まれた血管プロテゼの接合性の周期的な、あるいは継続的なモニターを可能にすることに適しているモニタリングシステムが従来技術においては欠乏している。カテーテルの端部に固定され、状態パラメータや、温度、血圧等の測定パラメータが体内で局部的に検出されることの可能な測定プローブについて文献番号WO99/59467において明確な記載がなされている。しかしながら、文献番号WO99/59467において記載されているような測定プローブにおいて、外科的工程を経ずに、はめ込まれた血管プロテ

ゼの機能を検査するための測定を実行することは一般的には不可能である。文献番号WO99/59467に記載された測定プローブのさらなる欠点は、測定プローブが測定を行うための測定ポイントに別々に導入、配置されなくてはならないという事実である。これは、追加コストが要求され、かつ複雑さが伴うことを意味するものである。

【0003】従来技術による欠点を回避するとともに、血管プロテゼの機能をモニタリングするシステムを可能にすることが本発明の第一目的である。特に、本システムは早期に開始した漏出を検出することに適している。

【0004】

【発明を解決するための手段】本目的は、請求項において明確化されているような本発明の主旨において達成される。

【0005】本発明の血管プロテゼは、血管プロテゼに固定することの可能なトランスポンダを備えた測定プローブから成る。この計測プローブは、血管プロテゼの機能が検査可能であることから測定パラメータを検出することに適している。また、トランスポンダは、例えば、いわゆる質問機といったようなトランシーバ装置と相互通信を行うように構成されている。血管プロテゼの機能が検査可能であることによる測定パラメータは、例えば、量的変化や形状変化、力、血圧などのような物理的パラメータや、血液ガスやたんぱく質等の、pH値や電解質の濃度などのような生物学的なパラメータである。本発明の血管プロテゼにより、すでに開始している漏出の発生といったような、挿入された血管プロテゼに関連する変化を、例えば15分ごとのような周期的な検出と、さらに上記測定パラメータの長期的な評価により早期に検出することが可能になる。

【0006】測定プローブはおそらく機械的に血管プロテゼに連結されるか、もしくは血管プロテゼに統合される。望ましい実施形態においては、測定プローブは固定ラインにより血管プロテゼの表面に固定される。

【0007】血管プロテゼは望ましくは柔軟性があり、身体の血管を通して測定プローブと共に挿入することが可能である。この目的において、例えば、折りたたまれた血管プロテゼとこれに固定された測定プローブはカテーテル内に挿入され、このように準備されたカテーテルが体内の血管に導入され、はめ込み予定箇所に配置される。血管プロテゼとこれに固定された測定プローブは、コントロールロッドによりカテーテルから押し出され、血管プロテゼは全長にまで広げられ、測定プローブはその最終的な位置にくる。本発明の方法は、測定プローブを別々に挿入する必要がなくなるという長所を有する。さらに、本発明による簡単な方法において、血管プロテゼの外側表面といった、血管プロテゼの挿入後、外科的にのみアクセス可能な部分に測定プロー

ブを配置することが可能となる。

【0008】血管プロテゼは、その挿入状態において病的血管拡張を内側から分離させる目的で、望ましくはほぼホース状に形成され、かつ/あるいは、血管あるいは血管の一部の形状の複製がなされる。このとき、血管拡張に関して血管プロテゼの接合がモニター出来るように測定プローブが血管プロテゼの外側表面に配置される。

【0009】望ましい実施形態において、測定プローブはスリーブと、スリーブ内部に置かれた圧力センサーとから成る。スリーブは圧力伝達媒体で満たされている。スリーブは、スリーブの全体表面が圧力の測定において圧力吸収体として働くように弾性であることが望ましい。それにより圧力測定に伴う変形は最小化となる。これは、測定プローブに沈着物が形成される場合、特に有効である。

【0010】トランスポンダは受動トランスポンダとして構成されることが望ましい。受動トランスポンダは、それ自身の別電源を持たずに測定値を無線伝送する電気伝送装置である。圧力センサーは、例えば容量式圧力センサーとインダクタを含むトランスポンダにより、受動トランスポンダ回路に統合されることが望ましい。この場合、容量式圧力センサーとインダクタは共振回路を形成するよう相互に接続されている。あるいは、受動トランスポンダに、相互に共振回路を形成する誘導圧力センサーとコンデンサを配備させることも可能である。こうしたトランスポンダは最小の努力で達成することが出来る。受動トランスポンダは、追加的に、例えば容量ダイオードといったような非線形コンポーネントを備えることが望ましい。非線形コンポーネントにより調波が作り出され、それにより、伝送される測定値は、トランスポンダが励磁される質問機ラジエーションの周波数とは異なる周波数にて伝送される。こうして、トランスポンダ信号はレシーバ側において質問機ラジエーションとうまく分離される。

【0011】本発明の血管プロテゼのトランスポンダと相互通信を行うために特に適したトランシーバ装置について請求項12に記載する。トランシーバ装置は、血管プロテゼが挿入された、例えば胃の中の、身体の一部を囲むように設計された質問機アンテナから成る。質問機アンテナでその身体の一部を完全に囲みこむことで、血管プロテゼと関連のトランスポンダが体内に深く配置されているとき、質問機アンテナとトランスポンダ間の連結がうまくいくという長所がある。質問機アンテナはベルト状装置に配列されることが望ましい。質問機アンテナは望ましくは、少なくとも1つの第1アンテナと、1つの第2アンテナから成る。ここで、2つのアンテナは連結アンテナの遠方界が減衰されるように連結される。このアンテナ配列は、トランスポンダの無線エネルギー供給が損なわれることなく、比較的強い質問機

ラジエーションによる周囲計器と無線サービスの干渉を回避することが可能であるという長所を有する。

【0012】本発明のさらなる効果的な実施の形態について請求項と図面により理解することが出来る。

【0013】本発明の実施の形態および図面に関して以下においてより詳細な説明を行う。

【0014】

【発明の実施の形態】本発明の第一実施形態に基づく血管プロテゼを図2に示している。血管プロテゼは、血管3内に挿入されて袋状の血管拡張部5を分離させるホースピース1と、ホースピース1に固定された測定プローブ2とから成る。損傷のない血管プロテゼにより、ホースピース1から血管壁までのトランジション4は、血管拡張部5の両サイドで完全に接合されている。それにより、血管3から血管拡張部5に血液が入り込むことはない。血管拡張部5はこのように血管3に広がる血圧が緩和され、さらに拡張することはない。血管拡張部5に関してホースピースの接合をモニターする目的で、測定プローブ2がホースピース1の外側表面に固定されている。

【0015】図3は本発明の第一の実施の形態に基づく測定プローブ2を示したものである。測定プローブ2は、弾性スリーブ25、ホースピース1と血管拡張部5間にて取り囲まれた量の血圧を測定するための圧力センサー6、および、測定された血圧値を伝えるアンテナ10を備えた受動トランスポンダから成る。圧力センサー6はスリーブ25の内部に配置され、スリーブ25は、例えばオイルあるいはジェルといったような圧力伝達媒体26で満たされており、これは、スリーブ25に働く圧力を圧力センサー6に伝える。圧力測定に伴うスリーブの変形が最小であることから、沈着物が測定プローブ上に形成される場合、このアレンジメントは特に有効である。しかし、圧力センサー6を外部に配置することや、ケーブルによりトランスポンダ40に連結することも可能であり、あるいは、これを測定プローブスリーブ25に統合することもまた可能である。圧力センサーの測定原理は、圧電抵抗、容量式、誘電、磁気弾性、等の種類のいづれでもよい。

【0016】本実施の形態において、圧力センサーは受動トランスポンダと連結している。受動トランスポンダはそれ自身の電源を持たずに測定値の無線伝送を行う電子伝送装置である。トランスポンダは、以下において質問機とも呼ばれるトランシーバ装置により起動されるため、高周波ラジエーションが照射される。さらに、次にトランスポンダは、伝送される情報で変調される高周波キャリア信号を放出する。このトランスポンダ信号はトランシーバ装置のレシーバで受信されることが可能であり、伝送情報を得る目的で復調される。測定回路のエネルギー供給も同様に便宜上トランスポンダにより取り出される放射エネルギーから生じる。

【0017】図4は、本発明の第一の実施の形態に基づく受動トランスポンダの回路ブロック図である。トランスポンダ40は質問機より放出される高周波電圧フィールドによりエネルギー供給される。ラジエーションはアンテナ10における高周波ラジエーションを含み、整流器11において整流され、そしてフィードモジュール12に供給される。フィードモジュール12には、整流器により供給された直流電流により充電されるストレージコンデンサが備えられているとともに、さらに、コンデンサにおける電圧が所望の稼働電圧に達した際にトランスポンダ40をスイッチオンにし、また、最小稼働電圧がそれ以下になったときに再度トランスポンダ40をスイッチオフにするスイッチが備えられている。この種のエネルギー供給は連続稼働モードである。連続稼働においては充電フェーズに数秒が可能であるが、通例では伝送フェーズは秒の小数部のみで済むため、連続稼働モードにおいては、質問機とトランスポンダが同時作動する二重稼働よりも非常に弱い放射フィールドのみを必要とするという長所がある。圧力センサー6に供給される測定値は信号処理モジュール7で処理される。ここでそれは、例えば、周波数変調補助キャリアに変換されるか、あるいはデジタル化される。このように処理された信号は、オシレータ9で作りに出されたキャリアを変調するモジュレータ8に供給される。この変調されたキャリアはアンテナ10に供給され、トランスポンダ信号としてそこから放射される。キャリア信号はまた、オシレータ9のかわりに、質問機ラジエーションからの、反射、あるいは周波数乗算または除算から得ることも可能である。トランスポンダのアンテナインピーダンスの変調を従来のモジュレータのかわりに使用することも可能である。キャリア信号が質問機ラジエーションから得られる場合、これは、いわゆる、ロード変調、吸収変調、あるいは後方散乱変調となる。

【0018】図5aに示した別の形態においては、圧力センサーは、容量式圧力センサー6'およびインダクタ28とから構成されるトランスポンダ40'により受動トランスポンダ回路に統合される。容量式圧力センサー6'およびインダクタ28は共振回路を形成するように相互に接続することが可能である。この共振回路が質問機の高周波ラジエーションによって励磁される場合、共振回路は高周波ラジエーションを放射する。放出されるラジエーションのフェーズは圧力によって変化する。もしくは、図5bに示すように、トランスポンダ40''を誘導圧力センサー6''とコンデンサ27から構成することも可能である。誘導圧力センサー6''およびコンデンサ27は共振回路を形成するように相互に接続することが可能である。この種類のトランスポンダ40'およびトランスポンダ40''は最低限のコストにて、かつ、ほとんど複雑さを伴わずに達成することが出来る。トランスポンダ40'とトランスポンダ40''は追加

的に、例えば容量ダイオードのような非線形コンポーネント29を備えることが望ましい。非線形コンポーネント29により調波が作り出され、伝送される測定値がトランスポンダ40'とトランスポンダ40''が励磁される質問機回路の周波数と異なる周波数にて伝送される。それにより、トランスポンダ信号はレシーバ側において質問機ラジエーションとうまく分離される。

【0019】図6aおよび図7aは、本発明の第一の実施の形態に基づく質問機アンテナ13と、質問機60のブロック図を示したものである。質問機アンテナ13は電気的にシールドされたループアンテナとしてセットアップされている。ループ設計とすることにより、血管プロテーゼがアンテナと共に挿入されるボディ部分を囲むことが出来る。これには、血管プロテーゼと関連のトランスポンダが体内の深部に置かれるとき、質問機アンテナとトランスポンダ間の接続がうまくいくという長所がある。ループアンテナ13は以下のように組み立てされる。実際のアンテナワイヤ14が、ポイント16にて遮断されているホース状シールド15の内部に同軸状に配置される。遮断シールドにより干渉電界ではなくアンテナの近傍界で磁界だけが確実に発生する。コンデンサがループアンテナ13のフィードポイント17に置かれ、これによりアンテナは共振するように調整が可能となる。このフィードポイント17は、シールドされたケーブル18を介して高周波発生器19に接続される。トランスポンダから放出されたトランスポンダ信号は同一アンテナ13により受信され、フィードポイント17にて取り出され、そして周波数分離フィルタ20およびケーブル21を介してレシーバ22に導かれる。周波数分離フィルタ20は、比較的強い質問機信号がレシーバ入力に達することを回避して、これにダメージを与えるのを回避する。

【0020】図6bは、本発明による質問機アンテナの望ましい別の形態を示したものである。補償ループ23が、ループアンテナ13の全範囲に対するほぼ半分の範囲に当たる間隔にて、ループアンテナ13に平行に、かつアンテナ13に対して対称的に両サイドに取り付けられる。補償ループ23は、その振幅がループアンテナ13のアンテナ電流に全体的にほとんど一致し、かつ、そのフェーズがそのアンテナ電流に関して180度変位する補償電流により供給される。それにより近傍界なしにループアンテナ13の遠方界は大きく抑制される。これは、実質的に減衰されている無線エネルギー供給にとって重要である。例えば、補償電流はループアンテナ13のフィードポイント17から取り出され、整合回路24を介して補償ループ24に供給される。補償電流の振幅およびフェーズは、遠方界の最適な抑制のため、整合回路によって設定されることが出来る。この別の形態において、受動トランスポンダのエネルギー供給に必要な、比較的強い質問機ラジエーションの遠方界による

他の計器や無線サービスの干渉を広く回避出来るという長所を有する。さらに別の形態では、補償システムは1つのみの補償ループ23から成る。またさらなる別の形態では、補償ループ23は供給されない。

【0021】アンテナ13のみから成る、あるいは上記の別形態に記載のアンテナ13と補償システム17、23、および24とから成る質問機アンテナは柔軟性のあるベルト状に設計されることが望ましい。測定を行うために、このベルトは、関連する測定プローブを備える血管プロテアーゼが挿入される適切な身体の部分の周囲にわたすことが出来る。このベルトの形状の質問機アンテナを図6cに示している。

【0022】図8aは、本発明の第二実施形態に基づく、挿入段階中の血管プロテアーゼを示したものであり、図8bはこれを完全に広げた状態の同一の血管プロテアーゼを示したものである。図8aにおいて、しっかりと折りたたまれた血管プロテアーゼ31がカテーテル34に挿入されている。各ケースにおいて2つの固定ライン33により血管プロテアーゼ31の外側表面で両端に固定された測定プローブ32は、折りたたまれた血管プロテアーゼ31の前か後に直接配置される。測定プローブ32はスリムであり、かつ、生物学的適合が備わる。測定プローブ32の長さとはほぼ同一サイズである。血管プロテアーゼ31を押し出し、そしてこれを広げるコントロールロッド35はカテーテル34に沿って伸張する。

【0023】図9aおよび図9bは、本発明の第二の実施の形態に基づく血管プロテアーゼを、血管拡張部、いわゆる動脈瘤に挿入した状態を示している。しっかりと折りたたまれた血管プロテアーゼ31が、固定ライン33により血管プロテアーゼ31に固定された測定プローブ32と共にカテーテル34に挿入されている。図9aは、カテーテル34内で折りたたまれた血管プロテアーゼ31を示している。このようにして準備がなされたカテーテル34は、はめ込み予定箇所に、例えば、動脈瘤36の部分に配置される。血管プロテアーゼ31とこれに固定された測定プローブ32はカテーテル34から押し出され、血管プロテアーゼ31はコントロールロッドにより広げられる。図9bは広げられている間の血管プロテアーゼ31を示したものである。血管プロテアーゼ31が広げられている間、測定プローブ32は、固定ラインにより、血管プロテアーゼ31の外側表面上に引っ張られる。この開放工程が終了すると、血管プロテアーゼはその全長にまで広*

*げられ、そして、測定プローブが血管プロテアーゼ31の外側表面に固定されるよう4つの固定ライン33が伸張される。図9cは、動脈瘤36において完全に広げられた血管プロテアーゼ31を示したものである。本発明の方法においては、測定プローブを別々にはめ込む必要がなくなるという長所を有する。さらに、血管プロテアーゼの外側表面のような、血管プロテアーゼの挿入後に外科的にのみアクセスが可能なポイントに、本発明による簡単な方法で測定プローブを配置させることが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】挿入された状態にある従来の血管プロテアーゼの縦断面図である。

【図2】挿入された状態にある本発明の第一の実施の形態に基づく血管プロテアーゼの縦断面図である。

【図3】本発明の第一の実施の形態に基づく測定プローブの断面図である。

【図4】本発明の第一の実施の形態に基づく受動トランスポンダのブロック図である。

【図5a】インテグレートド容量式圧力センサーを備えたまた別の受動トランスポンダの回路図である。

【図5b】インテグレートド誘導圧力センサーを備えたまた別の受動トランスポンダの回路図である。

【図6a】本発明の第一の実施の形態に基づく質問機アンテナを示す図である。

【図6b】1つの第1アンテナと2つの第2アンテナを備えた質問機アンテナを示す図である。

【図6c】図6bの質問機アンテナの構造設計図である。

【図7】本発明の第一の実施の形態に基づく質問機のブロック図である。

【図8a】本発明の第二の実施の形態に基づく挿入段階の血管プロテアーゼを示す図である。

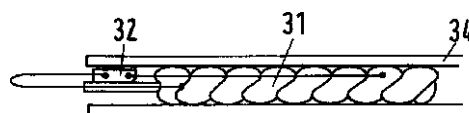
【図8b】本発明の第二の実施の形態に基づく完全に広げられた状態の血管プロテアーゼを示す図である。

【図9a】本発明の第二の実施の形態に基づく、カテーテル内で折りたたまれた状態にある血管プロテアーゼの縦断面図である。

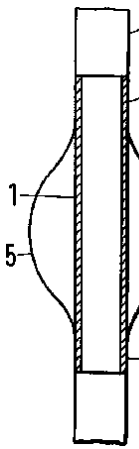
【図9b】本発明の第二の実施の形態に基づく、開ききる間の血管プロテアーゼの縦断面図である。

【図9c】本発明の第二の実施の形態に基づく、動脈瘤内に完全に広げられた状態の血管プロテアーゼの縦断面図である。

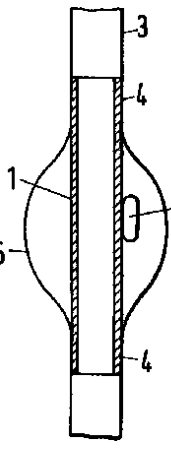
【図9a】



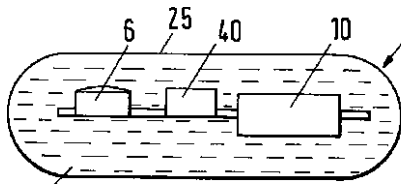
【図1】



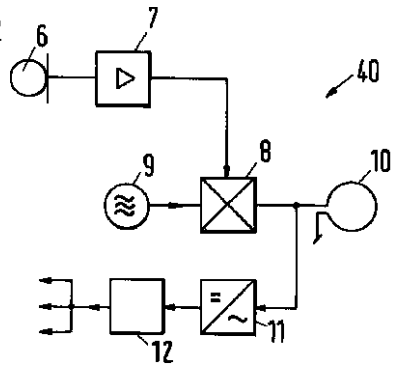
【図2】



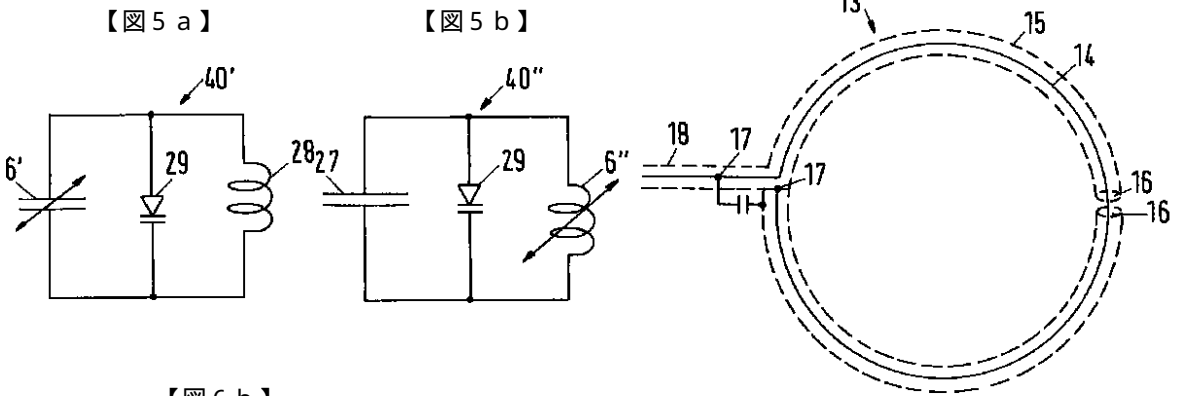
【図3】



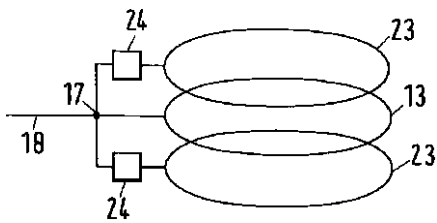
【図4】



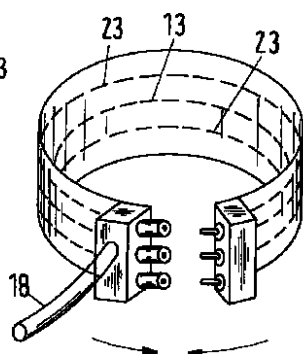
【図6 a】



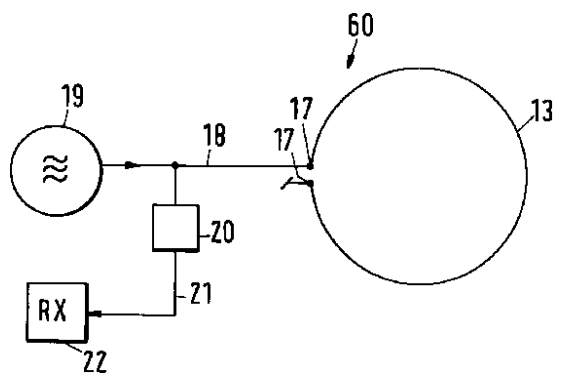
【図6 b】



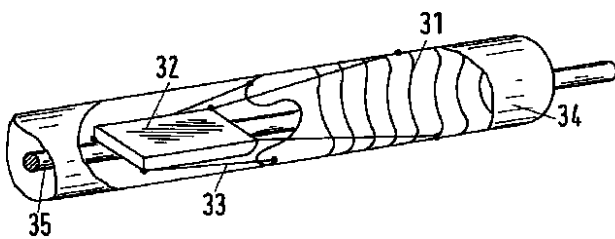
【図6 c】



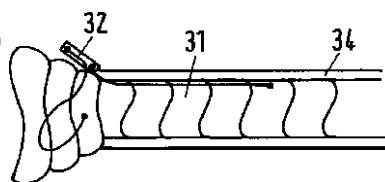
【図7】



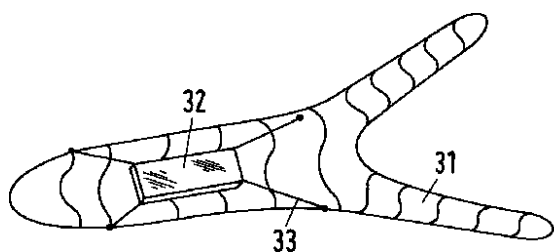
【図8 a】



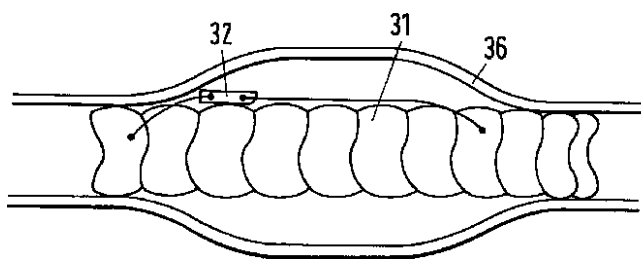
【図9 b】



【図8b】



【図9c】



フロントページの続き

(72)発明者 ティム アシュトン
イギリス国 エアーシャー、ウェスト キ
ルブライド、ヤートン プラー、20

(72)発明者 エーリッヒ クラオイ
スイス国 ゾイザッハ、ゴットヘルフシュ
トラーセ 77

(72)発明者 ウルス モーザー
スイス国 チューリッヒ、ヴォーゲルサン
クシュトラーセ 46

(72)発明者 フェリックス ヒルト
スイス国 ヴィラ、ホフステッテン

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC05 CC07 CC09
4C097 BB01 CC20

专利名称(译)	带测量探头的血管假体		
公开(公告)号	JP2003126126A	公开(公告)日	2003-05-07
申请号	JP2002194031	申请日	2002-07-03
申请(专利权)人(译)	苏尔寿市场和技术股份公司		
[标]发明人	タイムアシュトン エーリッヒクラオイ ウルスモーザー フェリックスヒルト		
发明人	タイム アシュトン エーリッヒ クラオイ ウルス モーザー フェリックス ヒルト		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0215 A61B5/07 A61F2/06		
CPC分类号	A61B5/6876 A61B5/0031 A61B5/0215 A61B5/145 A61B5/14546 A61B5/6884 A61F2/06		
FI分类号	A61F2/06 A61B5/00.M A61B5/07 A61B5/07.100		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC05 4C038/CC07 4C038/CC09 4C097/BB01 4C097/CC20 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB06 4C117/XC21 4C117/XD25 4C117/XE12 4C117/XE15 4C117/XE52 4C117/XH02		
优先权	2001810650 2001-07-04 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种监视系统，该监视系统能够定期或连续地监视已拟合的血管假体的接合性，而不会增加成本和复杂性。一种医用血管假体（1），其包括具有应答器的测量探针（2）。测量探针被固定在血管假体上，并且可以长时间监视血管假体的功能。可以评估的合适的测量参数（例如血压值）由测量探头（2）检测，并由应答器以无线方式传输到收发器设备。

