

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-519059

(P2006-519059A)

(43) 公表日 平成18年8月24日(2006.8.24)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 M 25/01 (2006.01) A 6 1 M 25/00 4 5 0 F 4 C 1 6 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

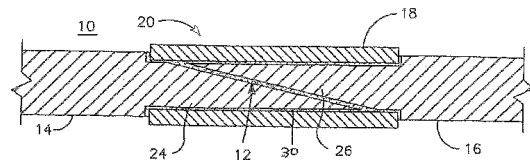
(21) 出願番号	特願2006-503816 (P2006-503816)	(71) 出願人	500332814 ボストン サイエントフィック リミテッド
(86) (22) 出願日	平成16年2月24日 (2004. 2. 24)		バルバドス国 クライスト チャーチ ヘイスティングス シーストン ハウス ピー. オー. ボックス 1 3 1 7
(85) 翻訳文提出日	平成17年8月31日 (2005. 8. 31)	(74) 代理人	100068755 弁理士 恩田 博宣
(86) 国際出願番号	PCT/US2004/005343	(74) 代理人	100105957 弁理士 恩田 誠
(87) 国際公開番号	W02004/075941	(72) 発明者	レイノルズ、ブライアン アール. アメリカ合衆国 5 5 3 0 3 ミネソタ州 ラムジー クスキモ ストリート エヌ ダブリュ. 1 4 7 5 2
(87) 国際公開日	平成16年9月10日 (2004. 9. 10)		
(31) 優先権主張番号	10/375, 766		
(32) 優先日	平成15年2月26日 (2003. 2. 26)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複合材の医療装置

(57) 【要約】

医療装置のための代替となる設計、材料、および製造方法を開示する。幾つかの実施態様は、端部を備える第1の部分と、開口を自身の中に画定するコネクタ部材とを備える複合材の医療装置に関する。長尺状部分の端部は前記開口中へと延在する。ピスマス合金接続材料は前記開口内に配設され、接続材料は固化すると膨張し、コネクタ部材内にて圧縮力を発揮するように構成されている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

端部を備える長尺状部分と、
内部に開口を画定する構造部材であって、その開口中へと長尺状部分の端部が延在している構造部材と、

前記開口内に配設されたビスマス合金接続材料と、同接続材料は固化されると膨張し、前記構造部材の開口内において圧縮力を発揮するように構成されている医療装置。

【請求項 2】

ビスマス合金接続材料は固化され、膨張し、構造部材に対して、および長尺状部分に対して圧縮力を付与し、構造部材と長尺状部分との間に機械的なインターロックを付与する請求項 1 に記載の医療装置。

10

【請求項 3】

構造部材は該構造部材中に第 2 の開口を画定し、該医療装置は、端部を備える第 2 の長尺状部分であって、その端部が第 2 の開口中へと延在している第 2 の長尺状部分と、

第 2 の開口内に配設されたビスマス合金接続材料とをさらに備え、該接続材料は固化されると膨張し、構造部材内に圧縮力を発揮するように構成されている請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 4】

第 1 の開口と第 2 の開口とは、構造部材中に画定された共通の内腔の対向する両端部に存する開口である請求項 3 に記載の医療装置。

20

【請求項 5】

第 1 の長尺状部分は先端側の端部を有する基端側部分を備え、第 2 の長尺状部分は基端側の端部を有する先端側部分を備え、構造部材は、第 1 の開口および第 2 の開口を有する内腔を画定するコネクタ部材を備え、基端側部分の先端側の端部は第 1 の開口を通過して内腔中へと延在し、先端側部分の基端側の端部は第 2 の開口を通過して内腔中へと延在し、ビスマス合金接続材料は内腔中に配設され、接続材料は固化されたときに膨張し、コネクタ部材内において圧縮力を発揮するように構成されている請求項 4 に記載の医療装置。

【請求項 6】

ビスマス合金接続材料は 200 以下の範囲の共晶融点を有すること、および、ビスマス合金接続材料は、150 以下の範囲の共晶融点を有することのうちのいずれかである請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の医療装置。

30

【請求項 7】

ビスマス合金接続材料は、約 4 ~ 約 80 重量%の範囲のビスマスを含む請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 8】

ビスマス合金接続材料は、ビスマスと、スズ、インジウムおよびこれらの混合物から選択される付加的な合金元素とを含む請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 9】

ビスマス合金接続材料は、約 35 ~ 約 45 重量%の範囲のビスマスと約 55 ~ 約 65 重量%の範囲のスズとを含むこと、および、ビスマス合金接続材料は、約 53 ~ 約 63 重量%の範囲のビスマスと約 37 ~ 約 47 重量%の範囲のスズとを含むことの中のいずれかである請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の医療装置。

40

【請求項 10】

ビスマス合金接続材料は共晶性のビスマス - スズ合金である請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 11】

ビスマス合金接続材料は約 2 ~ 約 10 重量%の範囲のビスマスと約 90 ~ 約 98 重量%の範囲のインジウムとを含むこと、ビスマス合金接続材料は約 62 ~ 約 72 重量%の範囲のビスマスと約 28 ~ 約 38 重量%の範囲のインジウムとを含むこと、および、ビスマス合金接続材料は約 29 ~ 約 39 重量%の範囲のビスマスと約 61 ~ 約 71 重量%の範囲の

50

インジウムとを含むことのうちのいずれかである請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 1 2】

ビスマス合金接続材料は共晶性のビスマス - インジウム合金である請求項 1 乃至 8 および請求項 1 1 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 1 3】

ビスマス合金接続材料は、約 5 3 ~ 約 6 3 重量 % の範囲のビスマスと、約 2 0 ~ 約 3 0 重量 % の範囲のインジウムと、約 1 2 ~ 約 2 2 重量 % の範囲のスズとを含む、請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 1 4】

ビスマス合金接続材料は共晶性のビスマス - インジウム - スズ合金である請求項 1 乃至 8 および請求項 1 3 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 1 5】

ビスマス合金接続材料は固化され、膨張し、コネクタ部材と基端側部分の先端側の端部および先端側部分の基端側の端部とに対して圧縮力を発揮し、コネクタ部材と長尺状部分の端部との間に機械的なインターロックを付与する請求項 5 に記載の医療装置。

【請求項 1 6】

基端側部分は第 1 の柔軟性を有し、先端側部分は第 2 の柔軟性を有し、基端側部分の先端側の端部と先端側部分の基端側の端部とはオーバーラップし、第 1 の柔軟性と第 2 の柔軟性を混合した領域を形成する請求項 5 または請求項 1 5 に記載の医療装置。

【請求項 1 7】

基端側部分の先端側の端部はサイズが小さくなっており、且つ、先端側部分の基端側の端部はサイズが小さくなっている請求項 5 , 1 5 , 1 6 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 1 8】

前記サイズが小さくなっている部分は均一な形状を有する請求項 1 7 に記載の医療装置。

【請求項 1 9】

前記サイズが小さくなっている部分はテーパを有する請求項 1 7 に記載の医療装置。

【請求項 2 0】

前記サイズが小さくなっている部分はインターロックする形状を有する請求項 1 7 に記載の医療装置。

【請求項 2 1】

基端側部分の先端側の端部と先端側部分の基端側の端部とは、コネクタ部材内において、突き合わせ接合部を画定するように連結されている請求項 5 または請求項 1 5 に記載の医療装置。

【請求項 2 2】

基端側部分の先端側の端部はテーパ状部分を画定し、先端側部分の基端側の端部はテーパ状部分を画定し、且つ、双方のテーパ状の部分は少なくとも一部分が相互に重なっている請求項 5 および請求項 1 5 乃至 2 0 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 2 3】

長尺状部分は金属および合金のうちのいずれかを含み、任意で、同金属および合金のうちのいずれかは、ステンレススチール、ニッケル - チタン合金、ニッケル - クロム合金、ニッケル - クロム - 鉄合金、コバルト合金、およびこれらの組合せのうちのいずれかを含む請求項 1 乃至 2 2 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 2 4】

前記医療装置は、先端側部分の少なくとも一部の周囲に配設された外部構造体を更に備える請求項 5 および請求項 1 5 乃至 2 2 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 2 5】

構造部材は金属および合金のうちのいずれかを含み、任意で、同金属および合金のうち

10

20

30

40

50

のいずれかは、ステンレススチール、ニッケル - チタン合金、ニッケル - クロム合金、ニッケル - クロム - 鉄合金、コバルト合金、およびこれらの組合せのうちのいずれかを含む請求項 1 乃至 2 4 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 2 6】

構造部材はポリマーおよび金属 - ポリマー複合材のうちのいずれかを含む請求項 1 乃至 2 4 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 2 7】

コネクタ構造体は、基端側部分の先端側の端部と先端側部分の基端側の端部との周囲に配設された管状部材を備える請求項 5 および請求項 1 5 乃至 2 2 のいずれか一項に記載の医療装置。

10

【請求項 2 8】

第 2 の長尺状部分は金属および合金のうちのいずれかを含み、任意で、同金属および合金のうちのいずれかは、ステンレススチール、ニッケル - チタン合金、ニッケル - クロム合金、ニッケル - クロム - 鉄合金、コバルト合金、およびこれらの組合せのうちのいずれかを含む請求項 3 乃至 5 および請求項 1 5 乃至 2 2 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 2 9】

医療装置はガイドワイヤを備える請求項 1 乃至 2 8 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 3 0】

先端側の端部を有する基端側部分と、

基端側の端部を有する先端側部分と、

20

基端側部分の先端側の端部と先端側部分の基端側の端部とに隣接して配設されたコネクタ構造体と、

コネクタ構造体と基端側部分および先端側部分の両端部とに対して圧縮力を付与して、コネクタ構造体と基端側部分および先端側部分との間に機械的なインターロックを付与する手段と、同手段はビスマス合金接続材料であることとを備えるガイドワイヤ。

【請求項 3 1】

端部を有する長尺状部分を供する工程と、

内部に開口を画定する構造部材を供する工程と、

長尺状部分の端部を前記開口中へと配設する工程と、

ビスマス合金接続材料を前記開口内に配設する工程と、

30

ビスマス合金接続材料を固化させ、膨張させて構造部材の前記開口内にて圧縮力を発揮するようにさせる工程とを備える請求項 1 乃至 2 9 のいずれか一項に記載の医療装置を製造する方法。

【請求項 3 2】

端部を有する第 1 の長尺状部分を供する工程と、

端部を有する第 2 の長尺状部分を供する工程と、

第 1 の開口と第 2 の開口とを画定する構造部材を供する工程と、

第 1 の長尺状部分の端部を第 1 の開口中へと配設する工程と、

第 2 の長尺状部分の端部を第 2 の開口中へと配設する工程と、

ビスマス合金接続材料を、第 1 の開口および第 2 の開口内に配設する工程と、

40

ビスマス合金接続材料を固化させ、膨張させて、構造部材の第 1 の開口および第 2 の開口内にて圧縮力を発揮させる工程とを備える請求項 3 乃至 5、請求項 1 5 乃至 2 4、および請求項 2 7 および 2 8 のいずれか一項に記載の医療装置を製造する方法。

【請求項 3 3】

第 1 の開口と第 2 の開口とは、構造部材に画定された共通する内腔の反対側の末端に存する開口である請求項 3 2 に記載の方法。

【請求項 3 4】

医療装置はガイドワイヤを備える請求項 3 2 または 3 3 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【0001】

本発明は、一般的には医療装置に関する。より詳細には、本発明は相互に接合された2種以上の構造要素を備える医療装置、および、これを製造する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

ガイドワイヤおよびカテーテルなどの広範な医療装置は、患者の体内構造各所における操縦および処置を容易にするために開発されてきた。患者の体内構造は蛇行しているため、このような医療装置においては幾つかの性能特性を組み合わせることが望ましい。ある性能特性を医療装置に付与するために、相互に接合された多数の構造要素を備える医療装置を提供することは広く知られている。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

従来技術では、医療装置における構造要素を接合するための様々な構造および機構を提示している。これらの様々な構造および機構は、夫々、ある種の長所と短所とを有する。しかしながら、これらに代わる医療装置用の構造およびアセンブリを提供することが現在も継続的に必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明は、代替となる医療装置の構造およびアセンブリを製造するための幾つかの代替となるデザイン、材料、および製造方法を提供する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0005】

本発明の様々な実施態様を、付随する図面と関連付けつつ、以下に詳細に説明されることを考慮すると、本発明は一層十分に理解され得る。

本発明には種々の改変および変更した形態が可能であるので、本発明の具体例は図面の例示により図示され、詳細に説明される。しかし、本発明は、本発明を説明された特定の実施態様に限定されるべきものではないことは理解されるべきである。反対に、本発明は、本発明の精神と範囲の中に属する全ての改変、等価なもの、および代替を包含するべきものである。

30

【0006】

以下の定義される用語に関し、本明細書の請求項または他の箇所に異なる定義が記載されない限り、下記の定義が適用されるものとする。

全ての数値は、明確に記載されているか否かにかかわらず、ここでは「約」なる語により修飾されているものとみなす。「約」なる語は、一般的には、当業者が記載された数値と等価（即ち、同一の機能または結果を有する）であると考えられる数字の範囲を意味する。多くの事例において、「約」なる語は、最も近似の重要な数値に概数化された数字を含むことができる。

【0007】

重量パーセント、wt%、重量%などは同義語であり、物質の重量を構成物の重量で割り、更に100を掛けた、物質の濃度を指す。

40

末尾による数値範囲の表示は、その範囲にある全ての数を包含する（例えば、1から5は、1、1.5、2、2.75、3、3.80、4、および、5を含む）。

【0008】

本明細書および添付の請求項に使用されているように、「または」なる語は、明確に異なる記載がない限り、「および/または」を包含する意味にて概して用いられる。

以下の説明は図面を参照しつつ読まれるべきであるが、図面において、同様な数字は幾つかの図面にわたって同様な要素を示している。詳細な説明および図面は、請求されている発明の種々の実施態様の例を図示するものであり、限定を意図したものではない。

【0009】

50

本発明の少なくとも幾つかの実施態様は、ビスマス合金接続材料を用いて接合された2つ以上の構造要素を備える医療装置、または、医療装置に用いられるための部品または構造体を提供する。ビスマス合金接続材料は、固化すると膨張するように構成されている。ある実施態様は、開口を自身の中に画定する構造部材と、その開口中へと延在する部分を有する他の部品または構造体とを備える。ビスマス合金接続材料はまた、前記開口内に存在する。ビスマス合金接続材料は、固化すると膨張し、開口内において圧縮力を発揮する。圧縮力は、構造部材の開口の内面、および開口中へと延在する他の部品または構造体の部分の上に圧縮力を付与することにより、構造部材を他の部品または構造体に対して接合するように作用する。これにより、機械的なインターロックが、構造部材と他の部品または構造体との間に付与される。

10

【0010】

ある実施態様において、このようなビスマス合金接続材料の使用により、幾つかの利点を得られる。例えば、ある実施態様において、このような材料を用いて得られる接合は、接合されるべき部品の材料との合金化または化学的な接着に依存しないので、汚染物質または表面の酸化物が完全に無いような接合されるべき表面を供することに関して懸念する必要がない。かくして、接合される材料の表面の従来調製法はかなりの量の処理や調製を要求するが、ビスマス合金接続材料を用いる少なくとも幾つかの実施態様においては、多くのこのような処理や調製は必要ではない。これは多くの理由から有利であり、特に、接合される部品がこのような処理に曝し難い場合には有利である。例えば、幾つかの部品は極めて小さいか、若しくは、このような処理または調製では物理的に届き難い部分を有する可能性がある。更に、幾つかの部品は、苛烈な調製方法または処理方法でも充分には反応しないか、若しくは、そのような調製または処理に供することができないような材料から形成されている場合もある。

20

【0011】

ある実施態様において、構造部材は、2つ以上の他の部品または構造体を相互に接合するのに特に適するように構成されたコネクタ部材である。例えば、構造部材は、ビスマス合金接続材料を用いて接合するために、中に挿入されるワイヤまたはハイポチューブなどの長尺状部材の端部のような、他の構造部分を把持するのに特に適するように構成されたコネクタ管であってよい。ある他の実施態様においては、構造部材は医療装置の部品であって、その部品は、それ自身の一部上に、ビスマス合金接続材料を用いて構造部材を装置の他の部品との接合に適するように構成された孔または開口を備える。例えば、構造部材は、自身の端部に開口または内腔を画定するワイヤまたはハイポチューブ、若しくは、他のこのような構造体であることができる。

30

【0012】

以下の説明の大部分において、ガイドワイヤに関して具体的に参照しつつ議論されるが、本発明は大部分の医療装置に適用され得る。例えば、本発明は、カテーテル用のシャフト（例えば、ガイドカテーテル、バルーンカテーテル、ステントデリバリーカテーテルなど）、輸液装置、先端保護装置、または回転装置用のシャフト（アテローム切除カテーテル、IVUS（血管内超音波検査法）用カテーテルなど）に適用され得る。幾つかの実施態様において、医療装置は特に脈管内適用に用いられるのに特に適するように構成されている。

40

【0013】

図1乃至図4は、基端側ガイドワイヤ部分14と先端側ガイドワイヤ部分16とを連結する接続部20を備えるガイドワイヤ10の一部の断面図を図示する。図1は、最終の研磨工程前のガイドワイヤ10と接続部20とを図示する。図2は、平滑な外形を呈する最終研磨工程後のガイドワイヤ10と接続部20とを図示する。図1および図2の実施態様は、オーバーラップした（重なり合った）テーパ状の接合部12、コネクタ構造体18、およびビスマス合金接続材料30を用いる。

【0014】

図3の実施態様は、図1, 2の実施態様と類似であるが、基端側ガイドワイヤ部分14

50

と先端側ガイドワイヤ部分 16 との間の接続部 20 は、オーバーラップ接合部 12 を用いておらず、突き合わせ接合部 13 を用いている。図 4 の実施態様もまた、図 1 および図 2 と類似であるが、基端側ガイドワイヤ部分 14 と先端側ガイドワイヤ部分 16 との間の接続部 20 は、テーパ状ではないオーバーラップ接合部 12 を用いている。

【0015】

当業者であれば、基端側および先端側ガイドワイヤ部分 14, 16 の材料、構造および寸法は、主として最終的なガイドワイヤの所望の特性および機能により決められること、および、広い範囲の材料、構造および寸法が用いられることが分かるであろう。

【0016】

例えば、基端側および先端側ガイドワイヤ部分 14, 16 は、図示されるような中実の断面を有していてもよいし、または、中空の断面を有していてもよい。更に、ガイドワイヤの所望の特性により、使用に適するいかなる材料から形成されていてもよい。適切な材料の例としては、金属、合金、および、ポリマーがある。ある実施態様において、溶接、はんだ付け、ろう付け、かしめ、摩擦嵌合、接着剤接着などの金属連結技術に適する金属または合金を用いることが望ましい。本願において使用されているように、基端側部分 14 および先端側部分 16 は、一般に、ガイドワイヤの任意の部分に沿って隣接した任意の 2 つのガイドワイヤ部分を指す。

【0017】

ある実施態様において、基端側ガイドワイヤ部分 14 は、直線状の 304 ヴステンレススチールワイヤのような比較的高剛性の材料にて形成することができる。別の方法としては、基端側部分 14 は、ニッケル - チタン合金、ニッケル - クロム合金、ニッケル - クロム - 鉄合金、コバルト合金などの金属または合金、高機能ポリマーなどのポリマー材料、若しくは他の適当な材料などより成ることができる。一般に、基端側部分 14 を構成するために用いられる材料は、押し込み性やトルク伝達性のために比較的高剛性の材料が選択され得る。

【0018】

ある実施態様において、先端側ガイドワイヤ部分 16 は、直線状の超弾性（即ち、擬弾性）、または、線形弾性を有する合金（例えば、ニッケル - チタン）ワイヤ、またはこれに代わって、高機能ポリマーなどのポリマー材料、または類似のこのような材料などの比較的柔軟な材料から形成することができる。別の方法としては、先端側部分 16 は、ステンレススチール、ニッケル - クロム合金、ニッケル - クロム - 鉄合金、コバルト合金などの金属または合金、または、他の適当な材料より成ることができる。一般に、先端側部分 16 を構成するために用いられる材料は、追従性向上のために比較的柔軟なものが選択され得る。

【0019】

ある特定な実施態様において、先端側部分 16 は線形弾性を有するニッケル - チタン合金で、例えば、線形弾性を有するニチノールである。ニチノールなる語は、この材料の形状記憶の挙動を最初に発見した米国海軍武器研究所（Naval Ordnance Laboratory、NOL）の研究者らのグループにより新たに造られた。ニチノールなる語は、ニッケルの化学記号（Ni）、チタンの化学記号（Ti）、および、海軍武器研究所の頭文字（NOL）を含む頭字語である。

【0020】

市中で入手可能なニチノール合金の一群の中で、線形弾性と称される範疇のものは、従来の形状記憶および超弾性なる種類のものとは組成上は類似しているが、独特で有用な機械的特性を示す。冷間加工、方向性を有する応力、および、熱処理を巧妙に適用することにより、ワイヤは応力 - 歪み曲線における超弾性プラトーまたはフラグ域をほぼ呈することがないように製造される。反面、回復可能な歪が増大するにつれて、応力はほぼ線形の関係に沿って、塑性変形が開始するまで増大し続ける。ある実施態様において、線形弾性を有するニッケル - チタン合金は、広い温度範囲にわたって、DSC および DMTA 解析により検出されるマルテンサイト / オーステナイト相変化を一切示さない合金である。例え

10

20

30

40

50

ば、ある実施態様において、約 - 60 から約 120 の範囲において、DSCおよびDMA解析により検出されるマルテンサイト/オーステナイト相変化がない。従って、このような材料の機械的な屈曲特性は、一般に、この極めて広い温度範囲にわたり温度の効果に対し不活性である。特定の実施態様において、常温即ち室温におけるこの合金の機械特性は、体温における機械特性とほぼ同一である。ある実施態様において、先端側部分16に線形弾性を有するニッケル-チタン合金を使用すると、ガイドワイヤは蛇行した体内構造における秀逸な押し込み性を発揮することが可能である。

【0021】

ある実施態様において、線形弾性を有するニッケル-チタン合金は、約50~約60重量%のニッケルを含み、残部はほぼチタンよりなる。特定の実施態様において、組成は約54~約57重量%のニッケルを含む。適切なニッケル-チタン合金の一例は、日本国神奈川県10の株式会社古河テクノマテリアルより市販されているFHP-NT合金(商標)である。ニッケル-チタン合金の幾つかの例は、米国特許第5,238,004号および米国特許第6,508,803号に開示されている。

【0022】

特定の実施態様において、基端側ガイドワイヤ部分14は、0.254~0.508mm(0.01~0.02インチ)の直径と、約1.27~約2.79m(約50~約110インチ)の長さとを有するステンレススチールワイヤから形成される。また、先端側ガイドワイヤ部分16は、基端側ガイドワイヤ部分14の直径に適合する直径から約0.051mm(約0.002インチ)までの範囲にある直径と、7.63cmから38.1020cm(3から15インチ)の長さとを有する線形弾性ニチノールワイヤから形成される。

【0023】

基端側部分14の先端側の端部24と先端側部分16の基端側の端部26と(即ち、接合される端部)は、図1乃至2にて図示されているように、オーバーラップテーパ接合部12を形成できる。代案としては、接合端部24,26は、図3に示される如き突き合わせ接合部13を形成してもよい。突き合わせ接合部13の接合端部24,26は、相互に直接接触していてもよいし、または、図3に示されるように、接合端部同士の間にある程度の空間を有することもできる。更なる代替案として、接合端部24,26は、図4に示されるような非テーパ状のオーバーラップ接合部12を形成してもよい。非テーパ状端部24,26の1つまたは双方は、図5Aに示されるように均一な形状(直径)2330、図5Bに示される機械的なインターロックを目的とした球状部25、または、図5Cに示される機械的なインターロックを目的としたらせん形状27を有することが可能である。更に、ある実施態様において、オーバーラップ型の接合部、または、突き合わせ型の接合部を用いて、接合端部とコネクタ構造体または接続材料との間の一層良好な機械的なインターロックを備えるために、接合端部のいずれかの外面部分に、溝、突条、粗面または型押し面などの付加的な構造を設けてもよい。

【0024】

図1、図2および図4に図示されている実施態様において、端部24,26はオーバーラップ接合部12を形成するように重なり合っている。オーバーラップ接合部12は、所望であれば、オーバーラップ接合部12の断面を形成する各端部24,26の特性を併せることにより、基端側部分14の剛性と先端側部分16の剛性とを融合するように作用する。この様にして、接合部12は、基端側部分14の柔軟性と先端側部分16の柔軟性との間にある相対的な柔軟性を有する柔軟性移行領域を形成する。40

【0025】

図1乃至2に図示されているテーパ状の実施態様においては、端部24,26は、断面積が接続部20の中央に向かって徐々に減少する接続形状を有するように、テーパ状に、または、他の形状に形成され得る。テーパ状のオーバーラップ部12は、所望の移行特性により、端部24,26の均等な、または、不均等な移行部を画定することができる。例えば、端部24,26は、図示されているような直線的なテーパ状であってもよいし、曲線的なテーパ状であってもよいし、または段階的にテーパ化されていてもよ50

い。図示されるように直線的なテーパ状である場合、テーパの角度は多様であってよい。ガイドワイヤ10の長手中央軸を基準とすると、端部24, 26の末端から測定して、テーパの角度は鋭角(即ち、90度未満)であり、例えば、5度から45度の範囲にあってよい。テーパ状の端部24, 26の角度を変化させると、幾何学の原理に基づきオーバーラップ接合部12の長さも変化する。オーバーラップ接合部12の長さは、剛性がより緩慢に(更に長く)、または、より急激に(より短い長さで)移行するように選択され得る。

【0026】

先に記述したように、基端側ガイドワイヤ部分14と先端側ガイドワイヤ部分16とは、異なる柔軟性を呈する異種材料(異なる弾性率を有する材料)から形成され得る。例えば、基端側ガイドワイヤ部分14はステンレススチールワイヤから形成され、先端側ガイドワイヤ部分16はニッケル-チタン合金ワイヤから形成され得る。これら二者が同一の寸法である場合、弾性率の差異は3:1となる。このような弾性率(即ち、柔軟性)の差異は、キックや破断になり得る曲げ、および/または、ねじれの間、応力集中点を生じる可能性がある。オーバーラップ部分12によりもたらされる漸進的な剛性の移行により、応力は接続部20の長さ全体にわたって分散され、それにより、ガイドワイヤ10が接合部でキックを生じる可能性を減少させる。

10

【0027】

漸進的な剛性の移行は、また、接続部20がより先端側に位置することを可能にする。この実施態様によると、先端側部分16は基端側部分14より短く製造され得る。相対的に長い基端側部分14を備えることは、ガイドワイヤ10のトルク伝達性および押し込み性の向上に有利である。1つのみの接続部20を図示したが、異なる剛性の他のガイドワイヤ部を接合するために付加的な接続部20を使用してもよい。

20

【0028】

コネクタ構造体18は、それ自身に1つ以上の開口、または構造体を通過して延在する1つ以上の内腔を画定する構造体を備えることができる。ある実施態様において、コネクタ構造体18は、図示されているようなハイポチューブ、または、コイル状のワイヤなどのほぼ管状の構造体である。コネクタ18は、基端側部分14と先端側部分16との端部24, 26を受承するのに適切な寸法および形状の内径と、最終の研磨工程に適合するに十分な外径とを有することができる。図示された実施態様において、コネクタ構造体の外面は一般には断面形状が円形であるが、他の実施態様においては、他の形状、例えば、楕円、または、多辺形の形状が使用され得る。ある実施態様において、コネクタ18に所望の程度の柔軟性を付与するように、コネクタ18はコネクタ本体に形成される1つ以上の溝、切り込み、細長い孔などを備えることができる。このような構造体の例は、「連節型の体内用医療装置(Articulating Intracorporeal Medical Device)」と題され、本願と同日に出願された米国特許出願(代理人事件番号第1001.1668101号)に開示されている。異なるシャフト部分を接合するのに使用可能な適切な技術および構造の他の例は、2001年10月5日に出願された米国特許出願番号第09/972,276号、および、2002年2月28日に出願された米国特許出願番号第10/068,992号に開示されている。医療装置構成に使用可能な構造および材料の付加的な例はまた、米国特許出願「長尺状の体内用医療装置(Elongated Intracorporeal medical Device)」(代理人事件番号第1001.1673101号、同日付にて出願)に開示されている。

30

40

【0029】

例示的な実施態様において、コネクタ18はほぼ管状であり、約0.127mmから約0.508mm(約0.005インチから約0.02インチ)の内径と、約0.254mmから約0.635mm(約0.01インチから約0.025インチ)の外径を有することができる。具体的な実施態様において、コネクタ18は約0.254mm(約0.010インチ)の内径と、約0.356mm(約0.014インチ)の外径とを有することができる。ガイドワイヤ10およびコネクタ18の最終的な直径は、例えば、0.254m

50

mから0.457mm(0.010インチから0.018インチ)であることが可能である。限定するためではなく例示をする方法によれば、コネクタ18は、約6.35~63.5mm(約0.25~2.5インチ)のオーバーラップ部分12に対して、約25.4~76.2mm(約1.0~3.0インチ)の長さを有し得る。しかし、ある他の実施態様においては、この型の構成は例えば、末梢からの挿入を目的としたものより大径のワイヤまたは他の構造体に適用され得る。このようなワイヤは直径0.889mm(0.035インチ)の大きさであってよく、従って、より長いコネクタと、それに対応して一層長くなるオーバーラップ部とを有する。

【0030】

コネクタ18は、金属または合金を含むか、または、金属または合金から形成され、かつ放射線不透過性の材料を含むことができる。適切な金属または合金には、ステンレススチール、ニッケル-チタン合金(例えば、ニチノール)、ニッケル-クロム合金、ニッケル-クロム-鉄合金、コバルト合金、ニッケル、または、他の適切な材料などがある。一例として、UNS N06625と称するニッケル-クロム-鉄合金があり、カリフォルニア州グローバービーチのカリフォルニアファインワイヤカンパニー(California Fine Wire Company)から得られるインコネル(INCONEL、商標)625の商品名にて入手可能である。ニッケル-モリブデン-クロム合金の一例は、UNS 10276と称され、インディアナ州フォートウェインのフォートウェインメタルリサーチプロダクツカンパニー(Fort Wayne Metal Research Products Company)からアロイC276なる商品名で入手可能である。ニッケル-モリブデン合金の例は、ハステロイ(商標)群の合金であり、一例は、インディアナ州フォートウェインのフォートウェインメタルリサーチプロダクツカンパニー(Fort Wayne Metal Research Products Company)からの商品名アロイB2にて入手可能である。代替案として、コネクタ18は、ポリマー、または金属-ポリマー複合体などからなることが可能である。上述したように、コネクタ18、またはコネクタの部分はまた、放射線不透過性の材料から形成されるか、または、放射線不透過性の材料を含むことが可能である。放射線不透過性の材料とは、医療処置中にX線透視画面または他の画像形成技術において、比較的明るい画像を作成することができる材料であると理解される。この比較的明るい画像は、装置10の使用者が、装置の存在する場所を判定し易くする。放射線不透過性の材料の例は、金、白金、パラジウム、タンタル、タングステン合金、放射線不透過性の充填材が装填されたプラスチック材料などが含まれ得るが、これらに限定されるものではない。

【0031】

ある実施態様において、コネクタ構造体、すなわち、それ自身に1つ以上の開口を画定する構造体は、相互に接合されている構造要素の内の1つの部分であってもよいし、または、相互に接合されている構造要素の内の1つと一体化されていてもよいことは理解されるべきである。例えば、コネクタ構造体は、その内部に画定された開口、凹部、または、内腔を備えるワイヤまたはハイポチューブの端部により画定され得、それらの開口、凹部、または内腔には、ピスマス合金接続材料と他の構造体の端部とが、前記コネクタ構造体に接続するために挿入される。更に、コネクタ構造体は、ここで議論したようなピスマス合金接続材料を用いて他の構造体に対して接合されている一方、接着接合、熱接合、はんだ付け、ろう付け、溶接、機械的な接合(例えば、かしめ、摩擦嵌合など)などの更に従来から知られる技術を用いて相互に接続されている構造体の内の1つと結合されていてもよい。

【0032】

接合部を作製するのに用いるピスマス合金接続材料、例えば接続材料30は、固化の際、または、固化の後、膨張または増大する特性を有するのに適するように構成されている。少なくとも幾つかの実施態様において、液状ピスマス合金は、冷却中には通常の熱収縮が起こり得るが、固化中に形成される結晶構造は同一質量の液状物よりも大きな体積を占

める。ビスマス合金接続材料は、例えばコネクタ構造体の開口内などの所定の空間内に閉じ込められている場合、合金がこの空間内で固化し、膨張または増大するにつれて、圧縮力が生じる。

【0033】

適切なビスマス合金接続材料の幾つかの例としては、スズ、インジウム、カドミウム、鉛などの付加的な合金用元素を含むビスマスの合金が挙げられる。ある実施態様において、完成した医療装置は生体との接触、または、生体への挿入が行われるという事実により、合金は人体との接触が容認されるものとして知られている元素のみが含まれるべきである。例えば、スズ、インジウムなどの元素を含むビスマス合金は、人体との接触がより好ましく容認され得る。幾つかの例の合金は約4～80重量%の範囲のビスマスを含み、残部は他の合金用元素であることが可能である。幾つかの適切な合金の例、および、幾つかの合金内での成分の重量%の範囲の例、および、このような合金の幾つかの具体例は、以下の表1に示されるような成分の範囲を有する合金である。

【0034】

【表1】

合金の種類	幾つかの実施態様における成分の範囲	左記の範囲に入る具体的な合金の1例
ビスマス-スズ合金	Bi 35～45重量%、 Sn 55～65重量%	Bi 40重量%、 Sn 60重量%
ビスマス-スズ合金	Bi 53～63重量%、 Sn 37～47重量%	Bi 58重量%、 Sn 42重量%
ビスマス-インジウム合金	Bi 2～10重量%、 In 90～98重量%	Bi 5重量%、 In 95重量%
ビスマス-インジウム合金	Bi 62～72重量%、 In 28～38重量%	Bi 67重量%、 In 33重量%
ビスマス-インジウム合金	Bi 29～39重量%、 In 61～71重量%	Bi 34重量%、 In 66重量%
ビスマス-インジウム-スズ合金	Bi 53～63重量%、 In 20～30重量%、 Sn 12～22重量%	Bi 重量%、 In 重量%、 Sn 重量%

【0035】

接続材料として使用され得る少なくとも幾つかのビスマス合金は、他の合金と比較して、比較的低い溶融温度により特徴付けられる。例えば、ある実施態様において、用いられるビスマス合金は、約50～約260の範囲に融点を有するとの意味である易融金属として特徴付けされる。ある実施態様において、合金は約200以下の範囲の、または、約150以下の範囲の融点を有する。ある実施態様において、使用される合金は使用されている合金の特殊な種類である共晶合金である。共晶合金とは、合金の成分比を変更することにより得られ得る最低融点（即ち、共融点）を有する特殊な合金を意味する。同一な金属の他の組合せと対照すると、共晶合金は、明確で、最低の融点を有する。このような共晶合金においては、上記の最低融点は共晶融点であろう。

【0036】

接続材料が温度感性を有する材料から成る、または、温度感性を有する材料を含む構造

要素と共に使用されると、低い溶融温度は有用である。例えば、あるニッケル - チタン合金は、高温に暴露することによりアニール、または、形状固定される。従って、低温の融点を有する合金を使用することにより、他の構造体と接合される必要のあるこのようなニッケル - チタン合金からなる所望の熱処理をされた状態の構造体を保持し易くできる。

【0037】

ガイドワイヤ10の接続部20を製造するには、基端側および先端側ガイドワイヤ14、16の端部24、26に研磨または他の加工を施し、所望のサイズおよび形状（例えば、均一な直径23、球状部25、のらせん形状27、粗面化した表面など）を形成して、コネクタ構造体18のサイズおよび形状に適合させるか、または、構成される接合部の型（例えば、オーバーラップ接合部、突き合わせ接合部など）に適合させる。更に、端部24、26とコネクタ18とのサイズおよび形状は、ピスマス合金接続材料30が介在し、かつ液体状態において接続材料が流動するのを許容するように構成され得る。コネクタ管18などのコネクタ構造体を収容するために、基端側および先端側ガイドワイヤ部分14、16内に、研磨によって凹んだ段差を設けてもよい。

10

【0038】

基端側および先端側ガイドワイヤ部分14、16の端部24、26とピスマス合金接続材料30とは、コネクタ構造体18に画定された内腔中に配置され、ピスマス合金接続材料30が固化し膨張し、内腔内で圧縮力を発揮する。内腔中の圧縮力は、コネクタ構造体18を基端側および先端側ガイドワイヤ部分14、16の端部24、26に対して接続し、これにより、基端側および先端側ガイドワイヤ部分14、16を相互に接続するように作用する。基端側および先端側ガイドワイヤ部分14、16の端部24、26とピスマス合金接続材料30とは、このような接続部を形成可能な任意の適切な工程、または方法を用いて、コネクタ構造体18の内腔内に配置され得る。

20

【0039】

例えば、ある実施態様において、十分な量のピスマス合金接続材料が、基端側および先端側ガイドワイヤ部分14、16の1つまたは両方の端部24、26に付与され、ピスマス合金接続材料は固化させられる。ピスマス合金接続材料は、任意の適切な工程、例えば、溶融めっき工程、塗布工程、スプレー工程、メッキ工程などを用いて付設され得る。その後、端部24、26は、コネクタ管18内の内腔に寸法上の干渉が生じるまで挿入される。その後、ピスマス合金接続材料は、ピスマス合金接続材料の融点よりも高い温度に加熱される。ガイドワイヤ部14、16に対して付加的な挿入力を加え、更にコネクタ構造体および接着位置に向けて端部24、26の軸線方向の動きを付与する。例えば、基端側部分14の先端側の端部24と先端側部分16の基端側の端部26とは、コネクタ構造体18内のオーバーラップ12に、または、端部 - 端部突き合わせ13配置部に互いに隣接して位置され得る。ある実施態様において、端部24、26は接着位置に移動され、過剰のピスマス合金接続材料がコネクタ構造体18の内腔内から排除され得る。これは、開口または内腔が容量に対して一杯であることを示す。ピスマス合金接続材料30は、内腔内において冷却され固化される。ピスマス合金接続材料は固化するにつれ、ピスマス合金接続材料は膨張し、内腔内において圧縮力を発揮する。内腔内におけるこの圧縮力は、コネクタ構造体18と、基端側および先端側ガイドワイヤ部分14、16の端部24、26との間に機械的なインターロックを付与し、それにより、基端側および先端側ガイドワイヤ部分14、16を相互に接合するように作用する。

30

40

【0040】

更に、ある実施態様において、内腔内におけるピスマス合金の膨張の結果として、ガイドワイヤ部14、16は、コネクタ構造体18の内腔からわずかに外方へ移動し得る。ある実施態様において、膨張の量は予測可能で、一定であるので、ワイヤの部品はこの膨張を適切に補償するように寸法を決めることが可能である。更に、コネクタ18の外部で固化するピスマス合金は、コネクタの直ぐ基端側および先端側において張力緩和部を形成するか、または張力緩和部として機能するように作用し得る。ある実施態様において、コネクタ18の外部で固化するピスマス合金は、一定の直径を有し、歪み除去には有益であり

50

得る。

【0041】

代案として、十分な量のビスマス合金接続材料は、基端側および先端側ガイドワイヤ部分14, 16の1つまたは両方の端部24, 26に付与され得る。次いで1つまたは両方の端部24, 26は、ビスマス合金接続材料の固化に先立ち、コネクタ管18内の内腔内の接着位置に挿入される。ビスマス合金接続材料30は、その後、冷却され、固化して膨張し、先に議論されたように接合部を提供する。

【0042】

他の代替の方法は、端部24, 26の内腔への挿入に先立ち、ビスマス合金接続材料をコネクタ構造体18の内腔内に配設することを伴うことができる。このような実施態様において、端部24, 26は、ビスマス合金接続材料の固化に先立ち、内腔内の接着位置に挿入され得る。他のこのような実施態様においては、ビスマス合金接続材料は固化され、その後、端部24, 26の内腔内の接着位置への挿入に先立って、または、挿入中に、再加熱される。その後再度、ビスマス合金接続材料30は、冷却、固化、膨張され、先に議論されたように接合部を提供する。

【0043】

多くの場合、恒久的な接合（解除可能な接合の反対としての）が行われる。しかし、ビスマス合金接続材料の性質により、接合部は切り離され得る、若しくは、接続材料を再加熱し、接合部の部品を分離または再加工することにより、加工し直すことができる。

【0044】

一旦接合されると、コネクタ管18と基端側および先端側ガイドワイヤ部分14, 16とは、形状または柔軟性などの所望の特性を付与するように加工または形成され得る。例えば、コネクタ管18と基端側および先端側ガイドワイヤ部分14, 16とは、心なし研磨加工され、接続部20にわたって平滑で均一な外形を付与し、基端側ガイドワイヤ部分14と先端側ガイドワイヤ部分16との間のわずかな位置ずれを正すことができる。ガイドワイヤの他の部分も同様に研磨し、所望のテーパおよび直径の変更をすることができる。例えば、基端側および先端側ガイドワイヤ部分14, 16の1つまたは双方は、連続的なテーパ状をなしたり、1つのテーパ状の部分をもったり、または異なる直径を備える幾つかの、もしくは一連のテーパ状の部分をもったり、あるいは、一定の直径を有したりすることが可能である。ある実施態様において、前記部分14, 16はテーパ状、または、端部の先端に向けて断面積が小さくなる形状を有する他の形状である。テーパ状であれば、部分14, 16は、所望の移行特性に応じて、均等な、または不均等な移行部を備えることが可能である。例えば、部分14, 16の1つまたは双方は、直線的なテーパ状、曲線的なテーパ状、または段階的なテーパ状であってよい。いずれのこのようなテーパの角度は所望の柔軟性により変化することが可能である。テーパの長さは、剛性がより緩やかに（更に長く）、または、より急に（より短い長さで）移行するように選択され得る。心なし研削技術は、接続部20を研削し過ぎないようにするために、位置合わせシステム採用のセンサ（例えば、光学/反射、磁気）を使用することができる。ある実施態様において、構成中に非類似の材料が存在すると、均一な材料の削除をし、滑らかな移行部を作成し、隣接する部品間を結びつけるために用いられる研削技術および加工に影響する。更に、心なし研削技術は、CBN（立方晶窒化ホウ素）またはダイヤモンド研削材を用いる研削ホイールを使用し、研削工程中に接続部20を噛むことなく形状を作り、整形することができる。

【0045】

ある実施態様において、最終的に研削され、または他の加工をされ整形されると、柔軟なコイル（コイル状のチップなど）、および/または、ポリマー被覆（ポリマー製のチップなど）（任意であるが、接続部20を被覆する）、またはこれらの組合せ、および、放射線不透過マーカなどの他のこのような構造体、安全テープおよび/または整形テープ（巻物または巻物ではないもの）などは、ガイドワイヤ10上に、例えば、先端側部分に隣接して配置され得る。ガイドワイヤ構成のある例は、例えば、チップの構成は、200

10

20

30

40

50

2年2月28日に出願された米国特許出願番号第10/068,992号「複合材ガイドワイヤ(Composite Guidewire)」に開示されている。更に、ある実施態様において、被覆、例えば滑面の被覆(例えば親水性の)または他の種類の被覆を、ガイドワイヤの全部または一部に設けてもよい。様々な被覆がガイドワイヤの様々な部位に設けることが可能である。このような被覆の例、および、このような被覆を形成するのに用いられる材料、および方法は、米国特許第6,139,510号および米国特許第5,772,609号に見出すことができる。

【0046】

図6を参照すると、基端側ガイドワイヤ部分14および先端側ガイドワイヤ部分16の接続部20は突き合わせ接合部13を用いているが、連結された端部24,26は互いに離間していることを除き、図3の実施態様と類似の他の例示的な実施態様が図示されている。更に、図6の実施態様において、連結された端部24,26は直径減少部40,41を備える。直径減少部40は、テーパ部42と一定直径部43とを備える。直径減少部41は、テーパ部44と一定直径部45とを備える。一定直径部43,45は、コネクタ18内に適合するように形成され、先に議論されたようにビスマス易融合金材料を用いてコネクタ18に対して接合されている。医療装置構成に使用され得る構造および材料の幾つかの更なる例はまた、「長尺状の体内用医療装置(Elongated Intracorporal Medical Device)」と題され、本願と同日に出願された米国特許出願(代理人事件番号第1001.1673101号、)に開示されている。

10

【0047】

本開示は、多くの点において、単に例示的なものであることは理解されるべきである。細部の、特に形状、サイズ、および工程の組合せにおける変更は、本発明の範囲を逸脱することなく為され得る。例えば、代替の構造体は医療装置の基端部と先端部との接合に使用され得る。更に、柔軟なコイルチップ、ポリマー被覆チップ、巻物状にした安全/整形ワイヤを備えるチップ、またはこれらの組合せ、および他のこのような構造体などの代替のチップ構成は、医療装置上に設置され得る。本発明の範囲は、勿論、請求項に記載された文章に規定されている。

20

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】ガイドワイヤ(研磨前)の基端側部分と先端側部分との連結のためのオーバーラップテーパ接合部および管状コネクタを使用した接合を備えるガイドワイヤとして示される医療装置の断面部分図。

30

【図2】図1のガイドワイヤ(研磨後)の断面部分図。

【図3】ガイドワイヤ(研磨後)の基端側部分と先端側部分との連結のための突き合わせ接合部および管状コネクタを使用した接合を備える代替のガイドワイヤの断面部分図。

【図4】ガイドワイヤ(研磨後)の基端側部分と先端側部分との連結のためのオーバーラップ接合部および管状コネクタを使用した接合を備える代替のガイドワイヤの断面部分図。

【図5A】図4のガイドワイヤの実施態様にて用いられる先端側部分の断面部分図。

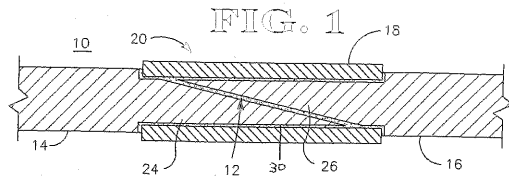
【図5B】図4のガイドワイヤの実施態様にて用いられる先端側部分の断面部分図。

40

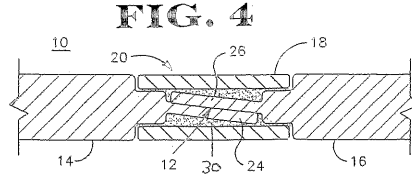
【図5C】図4のガイドワイヤの実施態様にて用いられる先端側部分の断面部分図。

【図6】ガイドワイヤの基端側部分と先端側部分との連結のための接合部および管状コネクタを使用した接合であり、ガイドワイヤの基端側部分と先端側部分との間に空間が存する代替のガイドワイヤの断面部分図。

【 図 1 】



【 図 4 】



【 図 2 】

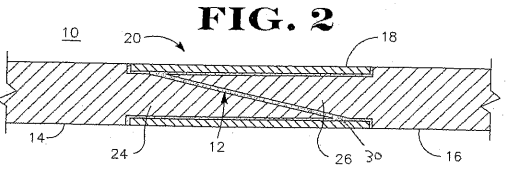
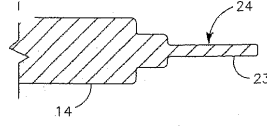


FIG. 5A



【 図 3 】

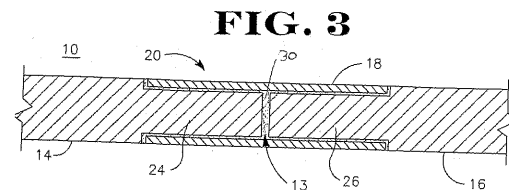


FIG. 5B

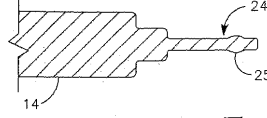
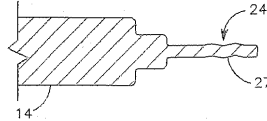


FIG. 5C



【 図 6 】

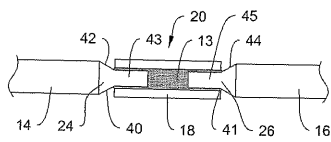


FIG.6

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US2004/005343

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61L31/02 A61M25/01		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61M A61L		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 838 230 A (TERUMO CORP) 29 April 1998 (1998-04-29) page 2, lines 5,6,21-25,53-57 page 3, lines 1-5,56-58 page 4, lines 35-44 page 5, lines 45-47 page 10, lines 1-8 claims; figures	1-34
A	EP 0 689 849 A (SCHNEIDER EUROP AG) 3 January 1996 (1996-01-03) page 3 claims	1-34
A	EP 0 806 220 A (TARGET THERAPEUTICS INC) 12 November 1997 (1997-11-12) claims; figures	1-34
	----- --/-- -----	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
* Special categories of cited documents:		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
E earlier document but published on or after the international filing date		*X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*Z* document member of the same patent family
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
6 August 2004	17/08/2004	
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Böhm, I	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US2004/005343

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 238 004 A (ALVAREZ DE TOLEDO FERNANDO ET AL) 24 August 1993 (1993-08-24) cited in the application column 2 column 3 column 6 -----	1,30-32
A	WO 00/40286 A (ADVANCED CARDIOVASCULAR SYSTEM) 13 July 2000 (2000-07-13) claims -----	1,30-32
A	US 5 772 609 A (CHUNG CHI J ET AL) 30 June 1998 (1998-06-30) cited in the application column 1, lines 18-21 column 3, lines 1-23 & EP 0 838 230 A (TERUMO CORP) 29 April 1998 (1998-04-29) -----	1,30
A,P	WO 03/030982 A (SCIMED LIFE SYSTEMS INC) 17 April 2003 (2003-04-17) page 1 page 8 - page 9 figures; tables -----	1-34
A,P	EP 1 287 846 A (TARGET THERAPEUTICS INC) 5 March 2003 (2003-03-05) the whole document -----	1-34

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/US2004/005343

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0838230	A	29-04-1998	JP 3380691 B2	24-02-2003
			JP 10118005 A	12-05-1998
			JP 11057014 A	02-03-1999
			DE 69724903 D1	23-10-2003
			DE 69724903 T2	15-07-2004
			EP 1325763 A2	09-07-2003
			EP 0838230 A2	29-04-1998
			US 6001068 A	14-12-1999
			EP 0689849	A
AT 185979 T	15-11-1999			
AU 686319 B2	05-02-1998			
AU 1624395 A	26-10-1995			
CA 2145620 A1	12-10-1995			
DE 69421386 D1	02-12-1999			
DE 69421386 T2	23-03-2000			
DK 689849 T3	27-12-1999			
ES 2139031 T3	01-02-2000			
JP 3140323 B2	05-03-2001			
JP 7299146 A	14-11-1995			
US 5617875 A	08-04-1997			
EP 0806220	A	12-11-1997		
			AT 253953 T	15-11-2003
			AU 704689 B2	29-04-1999
			AU 1658697 A	06-11-1997
			CA 2200766 A1	31-10-1997
			DE 69726044 D1	18-12-2003
			EP 1287846 A2	05-03-2003
			EP 0806220 A2	12-11-1997
			ES 2210456 T3	01-07-2004
			JP 3181533 B2	03-07-2001
			JP 10033689 A	10-02-1998
			NO 971762 A	31-10-1997
			US 5238004	A
DE 69127078 D1	04-09-1997			
DE 69127078 T2	22-01-1998			
EP 0526527 A1	10-02-1993			
JP 3297434 B2	02-07-2002			
JP 5508559 T	02-12-1993			
WO 9115152 A1	17-10-1991			
WO 0040286	A	13-07-2000	US 6234981 B1	22-05-2001
			EP 1140270 A1	10-10-2001
			JP 2002534167 T	15-10-2002
			WO 0040286 A1	13-07-2000
			US 2001011158 A1	02-08-2001
US 5772609	A	30-06-1998	US 5409015 A	25-04-1995
			AU 708401 B2	05-08-1999
			AU 3915695 A	06-06-1996
			CA 2164022 A1	30-05-1996
			EP 0714673 A2	05-06-1996
			JP 8238319 A	17-09-1996
			US 5749837 A	12-05-1998
			US 5769796 A	23-06-1998
			AT 201998 T	15-06-2001

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No
 PCT/US2004/005343

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 5772609	A	AU 670204 B2	04-07-1996	
		AU 6946794 A	12-12-1994	
		CA 2126314 A1	24-11-1994	
		DE 69427465 D1	19-07-2001	
		DE 69427465 T2	06-06-2002	
		EP 0681492 A1	15-11-1995	
		ES 2159559 T3	16-10-2001	
		JP 2799248 B2	17-09-1998	
		JP 7505561 T	22-06-1995	
		WO 9426337 A1	24-11-1994	
		US 5636642 A	10-06-1997	
EP 0838230	A	29-04-1998	JP 3380691 B2	24-02-2003
		JP 10118005 A	12-05-1998	
		JP 11057014 A	02-03-1999	
		DE 69724903 D1	23-10-2003	
		DE 69724903 T2	15-07-2004	
		EP 1325763 A2	09-07-2003	
		EP 0838230 A2	29-04-1998	
		US 6001068 A	14-12-1999	
		WO 03030982	A	17-04-2003
US 2003069521 A1	10-04-2003			
CA 2462335 A1	17-04-2003			
EP 1432467 A2	30-06-2004			
WO 03030982 A2	17-04-2003			
EP 1287846	A	05-03-2003	US 6488637 B1	03-12-2002
		EP 1287846 A2	05-03-2003	
		AT 253953 T	15-11-2003	
		AU 704689 B2	29-04-1999	
		AU 1658697 A	06-11-1997	
		CA 2200766 A1	31-10-1997	
		DE 69726044 D1	18-12-2003	
		EP 0806220 A2	12-11-1997	
		ES 2210456 T3	01-07-2004	
		JP 3181533 B2	03-07-2001	
		JP 10033689 A	10-02-1998	
		NO 971762 A	31-10-1997	

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 スクジンス、ピーター

アメリカ合衆国 5 5 4 0 3 ミネソタ州 ミネアポリス アービング アベニュー サウス 1
7 0 8

Fターム(参考) 4C167 AA28 BB02 BB04 BB11 BB18 BB20 CC08 FF03 GG23 GG24
HH01