

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5775689号
(P5775689)

(45) 発行日 平成27年9月9日(2015.9.9)

(24) 登録日 平成27年7月10日(2015.7.10)

(51) Int.Cl.
A 6 1 M 25/095 (2006.01)

F I
A 6 1 M 25/095

請求項の数 15 外国語出願 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2010-289163 (P2010-289163)	(73) 特許権者	505338361
(22) 出願日	平成22年12月27日 (2010.12.27)		カスタム メディカル アプリケーション
(65) 公開番号	特開2011-143245 (P2011-143245A)		ズ インク.
(43) 公開日	平成23年7月28日 (2011.7.28)		Custom Medical Appl
審査請求日	平成25年11月22日 (2013.11.22)		ications, Inc.
(31) 優先権主張番号	61/335, 771		アメリカ合衆国 ニューヨーク州, ジョン
(32) 優先日	平成22年1月12日 (2010.1.12)		ズタウン, サル ランドリオ ドライブ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		1 4 1
		(74) 代理人	100102978
			弁理士 清水 初志
		(74) 代理人	100102118
			弁理士 春名 雅夫
		(74) 代理人	100160923
			弁理士 山口 裕孝
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 超音波誘導エコー源性カテーテルおよび関連する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内部に管腔が形成された硬膜外カテーテルを形成する段階、
該硬膜外カテーテルの近位部分から該硬膜外カテーテルの遠位部分に延びる該硬膜外カ
テーテルの管腔内にコードを配置する段階を含む、エコー源性構造を該硬膜外カテーテル
の管腔内に配置する段階、および

該硬膜外カテーテルの遠位端のエコー源性を改善するために、該エコー源性構造の一部
分を、該硬膜外カテーテルの遠位部分で、該硬膜外カテーテルの中実部分内に配置する段
階

を含む、対象に対して実施される硬膜外臨床処置のための、超音波誘導を使用したツール
を形成する方法。

10

【請求項 2】

エコー源性構造を硬膜外カテーテルの管腔内に配置する段階が、ばねを該硬膜外カテー
テルの管腔内に配置することを含む、請求項1記載の方法。

【請求項 3】

複数の編み合わされたコードを含むためにコードを選択することをさらに含む、請求項
2記載の方法。

【請求項 4】

ばねの一部を、流体がばねの少なくとも二つのコイルの間を流れることを可能にする
ピッチを表すように形成することをさらに含む、請求項2記載の方法。

20

【請求項 5】

エコー源性構造を硬膜外カテーテルの管腔内に配置する段階が、

該コードの第一の部分が該硬膜外カテーテルの近位部分から該硬膜外カテーテルの遠位部分まで延び、該コードの第二の部分が該硬膜外カテーテルの遠位部分から該硬膜外カテーテルの近位部分に向けて延びるように該コードを折り返すことをさらに含む、請求項1記載の方法。

【請求項 6】

使用中に硬膜外カテーテルの破損部分を対象から取り出すための手段を提供するために、エコー源性構造を該硬膜外カテーテルの管腔内に形成する段階をさらに含む、請求項1～5のいずれか一項記載の方法。

10

【請求項 7】

使用中に硬膜外カテーテルの破損部分を対象から取り出すための手段を提供するために、エコー源性構造を該硬膜外カテーテルの管腔内に形成する段階が、コードを該硬膜外カテーテルの中に通して延ばし、該コードを該硬膜外カテーテルの遠位端で球または球状部材により終端させることを含む、請求項6記載の方法。

【請求項 8】

硬膜外カテーテルの配置を誘導するために使用される超音波センサによる画像化の改善のために、コード、ばね、および球または球状部材の少なくとも一つによって該硬膜外カテーテルの遠位端のエコー源性を高める段階をさらに含む、請求項7記載の方法。

【請求項 9】

20

管腔が内部に形成され、遠位部分で複数の開口部（aperture）が側壁に形成された、硬膜外カテーテルチューブ、および

少なくとも部分的に該硬膜外カテーテルチューブの中実な遠位端内に配置され、該硬膜外カテーテルチューブの側壁に形成された複数の開口部のうちの少なくとも一つの開口部に沿って延び、かつ該硬膜外カテーテルの配置を誘導するために使用される超音波センサによる画像化の改善のために該硬膜外カテーテルの遠位部分のエコー源性を高める、エコー源性構造

を備える、超音波誘導を援用して流体を対象の体腔または組織に送達する、および/または対象の体腔または組織から試料採取するための硬膜外カテーテル。

【請求項 10】

30

エコー源性構造が、少なくとも一つの開口（opening）を内部に形成し、該少なくとも一つの開口により、硬膜外カテーテルチューブ内に形成された管腔が、該硬膜外カテーテルチューブの側壁に形成された複数の開口部のうちの少なくとも一つの開口部と流体連通することが可能になる、請求項9記載の硬膜外カテーテル。

【請求項 11】

エコー源性構造が、複数のコイルを含むばねを含み、該複数のコイルのうちの少なくとも二つのコイルが、エコー源性構造中に少なくとも一つの開口を形成するピッチを有する、請求項10記載の硬膜外カテーテル。

【請求項 12】

エコー源性構造が編み合わせメッシュを含み、該編み合わせメッシュの重なっている部分が該エコー源性構造中に少なくとも一つの開口を形成する、請求項10記載の硬膜外カテーテル。

40

【請求項 13】

エコー源性構造が、硬膜外カテーテルの近位部分から該硬膜外カテーテルの遠位部分に延びるコードを含む、請求項10～12のいずれか一項記載の硬膜外カテーテル。

【請求項 14】

エコー源性構造がコードを含み、該コードが、硬膜外カテーテルチューブの近位部分から該硬膜外カテーテルチューブの遠位部分まで延びる第一の部分、および

該硬膜外カテーテルチューブの遠位部分から該硬膜外カテーテルチューブの近位部分に

50

向けて延びる第二の部分
を備え、

該第一の部分および該第二の部分が折り返し部分で接続されており、該折り返し部分の一部分が該硬膜外カテーテルチューブの遠位端と実質的に同一平面に配置されている、請求項10記載の硬膜外カテーテル。

【請求項15】

折り返し部分が、硬膜外カテーテルチューブによって少なくとも部分的に包囲されて中実な固体遠位端を形成する、請求項14記載の硬膜外カテーテル。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

優先権主張

本出願は、2010年1月12日出願の「ULTRASOUND GUIDED ECHOGENIC CATHETER AND RELATED METHODS」と題する米国特許仮出願第61/335,771号の恩典を主張する。

【0002】

技術分野

本発明は概して、医療装置および医療方法の分野に関する。特に、本発明は、超音波を使用して、改善されたエコー源性を有する特別に設計されたカテーテルを誘導する方法、改善されたエコー源性を有するカテーテルを形成する方法、および改善されたエコー源性を有するカテーテルに関する。

20

【背景技術】

【0003】

参照によりその内容全体が本明細書に組み込まれる特許文献1に記載されているように、超音波は、臨床処置中に有用なフィードバックを臨床従事者に提供することができる。

【0004】

解像度が大幅に改善された、より一層精巧な超音波機器（たとえば、SonoSite（登録商標）NanoMaxx（登録商標）、Sシリーズ、MicroMaxx（登録商標）またはM-Turbo（登録商標）装置。詳細はインターネット上sonosite.comで入手可能）の到来とともに、臨床従事者がツール（たとえば切断または切除装置、凝血装置、ステープラ、生検鉗子、針、カニューレなど）を最適に配置し、使用する能力が向上している。

30

【0005】

たとえば、麻酔を送達するためのカテーテル（たとえば硬膜外カテーテル）の不適切な配置は、20%～40%の二次的閉塞不全を生じさせるおそれがある。たとえば、非特許文献1を参照されたい。

【0006】

しかし、残念ながら、重要な器官および組織の近くの体のもっとも狭い隙間でツールを使用すると、体内でツールを誘導し、配置することに伴うさらなる危険および予想外のツール故障に伴うさらなる危険が生じる。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0007】

【特許文献1】Gronningsaeterらへの米国特許第6,019,724号（2000年2月1日）

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】Tui & Bhargava, Atlas of Ultrasound and Nerve Stimulation-Guided Regional Anesthesia, 16.1 (2007)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の目的は、対象に対して実施される臨床処置のためのツールを超音波誘導するた

50

めの方法および装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

流体を対象の体腔または組織に送達する、および／または対象の体腔または組織から試料採取するための小径カテーテル（たとえば硬膜外カテーテル）の配置の方法における改良であって、超音波誘導を使用してそれを実施することを含む改良が記載される。本方法は、痛覚制御における末梢神経ブロックのための針およびカテーテル配置に関して特に有用である。

【0011】

改良された方法において使用される改良された小径カテーテルもまた記載される。改良されたカテーテルは、遠位部分が改変されている可撓性カテーテルチューブを使用する。そのような改変は、（超音波誘導の改善のために）カテーテルチューブのエコー源性を高め、いくつかの態様においては、（ここでもまた、超音波センサによる誘導の改善のために）カテーテルチューブの破断強さおよび剛性を高めることによってカテーテルチューブを強化することができるエコー源性構造（たとえば、コイル巻き部材またはばね、非平坦面、編み合わせメッシュ、コードなど）を遠位部分に組み込むことを含む。具現化される場合、チューブの補強部分は、可撓性を維持しつつ超音波によって誘導可能である。

10

【0012】

さらなる態様において、エコー源性構造は、カテーテルチューブの遠位部分に形成された開口部（aperture）に沿って延びることができる。

20

【0013】

なおさらなる態様において、カテーテルチューブの遠位端は切頭されてもよく、超音波画像化を増強するために、エコー源性構造の一部がカテーテルチューブの遠位端と実質的に同一平面になってもよい。

【0014】

なおさらなる態様において、カテーテルは、使用中にカテーテルの破損部分を対象から取り出すための手段を提供するために、その中を通して延びるコードを有する。コードは、破損部分を対象から取り出すのに有用な球または球状部材で終端することができる。

【0015】

特定の態様において、たとえば、刺激カテーテルの場合にそうであるように、カテーテル遠位端の金属球を使用して「刺激」を加えることができる。

30

【0016】

なおさらなる態様において、エコー源性構造は、カテーテルの遠位部分に配置されたばねを含むことができる。

【0017】

なおさらなる態様において、エコー源性構造は、カテーテル中に配置された重なっている部分を有するコードを含むことができる。

【0018】

本発明のカテーテルを製造し、使用方法もまた開示される。

【0019】

より具体的には、本発明は以下を提供する。

40

[1]

内部に管腔が形成されたカテーテルを形成する段階、

エコー源性構造を該カテーテルの管腔内に配置する段階、および

該カテーテルの遠位端のエコー源性を改善するために、該エコー源性構造の一部を該カテーテルの遠位端に配置する段階

を含む、対象に対して実施される臨床処置のための、超音波誘導を使用したツールを形成する方法。

[2]

エコー源性構造をカテーテルの管腔内に配置する段階が、ばねを該カテーテルの管腔内

50

に配置し、該ばねの一部分を該カテーテルの遠位端と同一平面に配置することを含む、[1]の方法。

[3]

ばねの一部分がチューブの遠位端と実質的に同一平面になるように該チューブの遠位部分を断ち切ることをさらに含む、[2]の方法。

[4]

ばねの一部分を、流体がばねの少なくとも二つのコイルの間を流れることを可能にするピッチを表すように形成することをさらに含む、[2]の方法。

[5]

エコー源性構造をカテーテルの管腔内に配置する段階が、
コードを該カテーテルの管腔内に配置すること、および
該コードの第一の部分が該カテーテルの近位部分から該カテーテルの遠位部分まで延び、該コードの第二の部分が該カテーテルの遠位部分から該カテーテルの近位部分に向けて延びるように該コードを折り返すこと
をさらに含む、[1]の方法。

10

[6]

使用中にカテーテルの破損部分を対象から取り出すための手段を提供するために、エコー源性構造を該カテーテルの管腔内に形成する段階をさらに含む、[1]～[5]のいずれかの方法。

[7]

使用中にカテーテルの破損部分を対象から取り出すための手段を提供するために、エコー源性構造を該カテーテルの管腔内に形成する段階が、コードを該カテーテルの中を通して延ばし、該コードを該カテーテルの遠位端で球または球状部材により終端させることを含む、[6]の方法。

20

[8]

カテーテルの配置を誘導するために使用される超音波センサによる画像化の改善のために、コード、ばね、および球または球状部材の少なくとも一つによって該カテーテルの遠位端のエコー源性を高める段階をさらに含む、[7]の方法。

[9]

管腔が内部に形成され、遠位部分で複数の開口部（aperture）が側壁に形成された、カテーテルチューブ、および

30

少なくとも部分的に該カテーテルチューブの遠位部分内に配置され、該カテーテルチューブの側壁に形成された複数の開口部のうちの少なくとも一つの開口部に沿って延び、かつ該カテーテルの配置を誘導するために使用される超音波センサによる画像化の改善のために該カテーテルの遠位部分のエコー源性を高める、エコー源性構造を備える、超音波誘導を援用して流体を対象の体腔または組織に送達する、および/または対象の体腔または組織から試料採取するためのカテーテル。

[10]

エコー源性構造が、少なくとも一つの開口（opening）を内部に形成し、該少なくとも一つの開口により、カテーテルチューブ内に形成された管腔が、該カテーテルチューブの側壁に形成された複数の開口部のうちの少なくとも一つの開口部と流体連通することが可能になる、[9]のカテーテル。

40

[11]

エコー源性構造が、複数のコイルを含むばねを含み、該複数のコイルのうちの少なくとも二つのコイルが、エコー源性構造中に少なくとも一つの開口を形成するピッチを有する、[10]のカテーテル。

[12]

エコー源性構造が編み合わせメッシュを含み、該編み合わせメッシュの重なっている部分が該エコー源性構造中に少なくとも一つの開口を形成する、[10]のカテーテル。

[13]

50

カテーテルチューブの遠位端が、該カテーテルチューブの切頭された平面部分を含み、かつエコー源性構造の遠位端が該カテーテルチューブの遠位端と実質的に同一平面にある、[10]～[12]のいずれか一つのカテーテル。

[14]

エコー源性構造がコードを含み、該コードが、

カテーテルチューブの近位部分から該カテーテルチューブの遠位部分まで延びる第一の部分、および

該カテーテルチューブの遠位部分から該カテーテルチューブの近位部分に向けて延びる第二の部分

を備え、

該第一の部分および該第二の部分が折り返し部分で接続されており、該折り返し部分の一部分が該カテーテルチューブの遠位端と実質的に同一平面に配置されている、

[10]のカテーテル。

[15]

折り返し部分が、カテーテルチューブによって少なくとも部分的に包囲されて中実な末端部分を形成する、[14]のカテーテル。

[16]

[1]～[15]のいずれか一つのツールを使用する、対象に対して実施される臨床処置のための超音波誘導の方法。

【発明の効果】

【0020】

本発明は、対象に対して実施される臨床処置のためのツールを超音波誘導するための方法および装置であって、カテーテルのエコー源性を高める、カテーテルの遠位部分に配置されたエコー源性構造を有するカテーテルを含む、方法および装置を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】シリンジと結合した本発明の態様を示す。

【図2】コネクタハブの一部分を断面で示す、図1の態様を示す。

【図3】図1および2の態様のカテーテルの遠位部分の、拡大した部分断面図を示す。

【図4A】本発明の態様のカテーテルの近位部分の、拡大した部分断面図を示す。

【図4B】本発明の態様のカテーテルの近位部分の、拡大した部分断面図を示す。

【図5】本発明のもう一つの態様の、ばねを含むカテーテルの遠位部分の、拡大した部分断面図を示す。

【図6】本発明のさらに別の態様の、非平坦面を含むカテーテルの遠位部分の、拡大した部分断面図を示す。

【図7】本発明のさらに別の態様の、編み合わせメッシュを含むカテーテルの遠位部分の、拡大した部分断面図を示す。

【図8】本発明のさらに別の態様の、重なっているコードを含むカテーテルの遠位部分の、拡大した部分断面図を示す。

【図9】カテーテルチューブの近位部分の代替態様の、拡大した部分断面図を示す。

【図10】図9の断面線10-10から見た図9の態様の、拡大した断面図である。

【図11】麻酔アセンブリの断面図である。

【図12】麻酔アセンブリのもう一つの断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

態様の詳細な説明

本明細書に提示されるイラストは、いずれかの特定のカテーテルまたは臨床処置ツールの実際の図であることを意図したものではなく、本発明の態様を説明するために使用される理想化された描写にすぎない。さらには、図面を通して共通の要素は同じ番号指定を保持することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

本参照によりその全体が本明細書に組み込まれるRaczへの米国特許第5,490,845号(1996年2月13日)に記載されているように、「薬物を脊柱管、脊柱腔、硬膜外腔、血管、体腔などに導入するために小径カテーテルが使用される。そのような小径カテーテルは、その単壁構造のせいで、体熱にさらされながら反復動するとき、他の体腔に移動するかまたはよじれて、それにより、その中を通る薬物の流れを妨げる傾向を有する。そのような問題は、カテーテルが脊柱管内で使用される場合、特に厄介である。カテーテルの移動の場合、カテーテルのよじれにより、カテーテル管腔の閉塞およびそれに伴って血液または脊髄液を抜き取ることができないせいで、吸引およびそのような移動の形跡の視認が妨げられる。小径カテーテルのための典型的な従来技術カテーテル配置ユニットが米国特許第3,856,009号、第4,518,383号、第4,650,472号、第5,084,022号、第5,106,376号、第5,129,889号、第5,213,578号および第5,232,442号(それぞれの内容が本参照により本明細書に組み込まれる)に示されている。そのような小径カテーテルの使用に伴うもう一つの問題は、破損しやすいこと、および破損部分が体腔中に残る可能性があることである。そのようなカテーテル破損部分の取り出しは困難または不可能であることがある。」

10

【 0 0 2 4 】

これらの問題は、米国特許第5,490,845号において、カテーテルの閉塞を防止して流体をその中を通して流し、使用中、脊柱管、脊柱腔、硬膜外腔、血管、体腔などからの破損部分の取り出しを可能にすることによって対処されている。具体的には、内容が本参照により本明細書に組み込まれるRaczへの米国特許第5,899,891号(1999年5月4日)によって記載されているように、米国特許第5,490,845号は、チューブの長手に沿って延び、チューブの遠位端および近位端から突出する管腔内コード部材(コード)を含むカテーテルチューブを含む可撓性カテーテルを開示したものである。このように配置されたコードは、流体投与中にチューブの圧壊を防ぐのに役立ち、チューブの遠位端から外に延びるコードの部分はまた、カテーテルの使用中に取れるおそれのあるチューブのパーツの保持および取り出しを支援する。

20

【 0 0 2 5 】

組み込まれる米国特許第5,899,891号はさらに、「一端または両端が改変された可撓性チューブを使用するカテーテル。そのような改変は一般に、チューブ末端の内部を、その破断強さおよび、おそらくは、その剛性を高めることによって強化することを含むが、一般に、チップの可撓性を低下させることを伴わない。一つの態様において、チューブ末端の改変は、チューブ内に収容される管腔内コードの特別な配置を含む。」と記載している。

30

【 0 0 2 6 】

本発明は、方法および装置において、カテーテルの遠位部分(たとえばカテーテルチップ)が改変されたカテーテルを使用する。したがって、本発明は、カテーテルチューブの遠位部分が、エコー源性であるような方法で改変されており、エコーを発生させる(すなわち、超音波診察においてシグナルを返す)能力を高めるカテーテルを含む。図1および2に示すように、そのような改変は、カテーテルチューブの内部かつその遠位部分に、少なくとも部分的にチューブ内に配置されたエコー源性構造(たとえば、コイル巻き部材またはばね、非平坦面、編み合わせメッシュ、コードなど)を組み込むことを含む。いくつかの態様において、カテーテルチューブ内に配置されたエコー源性構造はまた、カテーテルチューブの補強部分を可撓性に維持する様式でカテーテルチューブの遠位部分を支持し、補強するように働くことができる。いくつかの態様において、カテーテルは、その中を通して延びるコードを含むことができる。コードは、カテーテルの遠位端で、球もしくは球状部材、エコー源性構造またはカテーテルチューブに取り付けられてもよい。

40

【 0 0 2 7 】

本参照によりその内容全体が本明細書に組み込まれるDavisらへの米国特許第5,490,521号(1996年2月13日)の図7および8とは異なり、本発明のいくつかの態様において使用されるエコー源性構造は、カテーテルの遠位端の切頭された平面端までずっと延びてもよく

50

、または遠位端の切頭された平面端のできるだけ近くまで延びてもよい。このような配置は、超音波画像化を増強し、カテーテルの構造完全性を改善することができ、具現化された場合の球および/または球状部材と遠位端カテーテルチップとの間の相互作用を増強することができる。いくつかの態様において、エコー源性構造は、カテーテルチューブの管腔とカテーテルチューブの側壁に形成された穴とを流体結合させるために、流体がその中を通ることを可能にすることができる。さらなる態様において、エコー源性構造は、超音波画像化を増強を提供し、カテーテルの使用中に取れるおそれのあるカテーテルチューブのパーツの保持および取り出しを支援することができる重なったコードを含むことができる。

【0028】

10

このように配置されたエコー源性構造は、超音波によるより良好な検出のためにカテーテルチップのエコー源性を高め、(可撓性を維持しつつ)カテーテルの遠位部分の剛性を高めるように働く。エコー源性構造がコードまたは球構造によって具現化されている場合、エコー源性構造は、カテーテルの遠位部分の剛性を高めながらも、必要ならば球と相互作用して、チューブの残部から取れるおそれのあるチューブの部分を収集することができる。

【0029】

図1および2に示すように、カテーテル10は、たとえば、コネクタハブ24をその上に有するシリンジ22とともに使用することができる。図示するように、カテーテル10は、中空の円柱形部材、たとえばカテーテルチューブ20を備え、カテーテルチューブ20は、その中を20
通って延び、かつカテーテルチューブ20の遠位端32で終端する管腔内部材(たとえばコード26)を有する。いくつかの態様において、コード20は、カテーテルチューブ20の拡大末端28で(たとえば球または球状部材で)終端することもできる。他の態様(たとえば、図5を参照して示し、記載する態様)において、コード20は、カテーテルチューブ20の遠位端32に隣接して配置されたばね30で終端することもできる。チューブ20は、約25cm(10インチ)~約90cm(36インチ)の長さを有することができる。図1および2に示すように、カテーテルチューブ20の遠位端32は、実質的に切頭されて平坦面を有することができる。コード26の末端は、カテーテルチューブ20の管腔21から延び、カテーテルチューブ20の管腔21内で自由に動くこともできる。

【0030】

30

本明細書で開示されるカテーテルにおいて使用するためのコード26は、いくつかの巻き付き金属ワイヤ(たとえばステンレススチール製)を有するケーブルを含むことができる。コード26はまた、場合によっては編み合わされた少なくとも三つのケーブルを含む編み合わせひもであることもできる。そのようなコードは強く、低アレルギー性であり、可撓性である。または、コード26は、金属ワイヤ、他の導電性材料、プラスチック(たとえばナイロン)、他のポリマー、絹または他の適当な材料でできていてもよい。いくつかの態様において、コード26は、たとえば比較的長期間の使用中にカテーテルの閉塞を防ぐために、抗血栓剤または他の物質を含むように製造されることもできる。さらなる態様において、他の化学薬品、たとえば防腐剤および麻酔剤を導入することもできる。

【0031】

40

図2を参照すると、コネクタハブ24がカテーテルチューブ20とともに示されている。カテーテルチューブ20は、プッシュ35とカテーテルチューブ20の近位部分36との相互作用によってコネクタハブ24内に保持される。コード26が何らかの理由でカテーテルチューブ20の近位部分36に固定されない場合、コード26は、プッシュ35とコネクタハブ24の雄側部分との間に捕捉されていてもよい。

【0032】

図3は、図1および2に示すカテーテル10の遠位部分33の、拡大した部分断面図を示す。図3を参照すると、エコー源性構造は少なくとも部分的にカテーテルチューブ20内に配置されることができる。たとえば、コイル巻き部材、たとえばばね30が、少なくとも部分的にカテーテルチューブ20内に、カテーテルチューブ20の遠位端32に隣接して配置されるこ 50

とができる。ばね30の断面外径はカテーテル10の管腔21の断面直径のそれに近似する。コード26はばね30の中を通して延びることができる。いくつかの態様において、ばね30は、カテーテルチューブ20の末端までずっと延び、カテーテルチューブ20の末端と実質的に同一平面にあることができる。ばね30は、カテーテルチューブ20に接着、熱成形、または溶着されることができる。複数の開口部または穴34（たとえば、直径約0.4mm（約0.015インチ）の穴）をカテーテルの遠位部分33のカテーテル10の側壁に形成して、流体がカテーテル10によってその中を通して運ばれることを可能にすることもできる。拡大末端28がカテーテルチューブ20の遠位端32で管腔21を閉塞するならば、（たとえば、流体を、対象の体腔または組織に送達するため、および/または対象の体腔または組織から試料採取するために）遠位部分33の複数の穴34が、流体をカテーテルチューブ20の管腔21からカテーテルチューブ20の側壁に形成された穴34へ、および穴34から管腔21へ通すことができる。同じく図3に示すように、ばね30は、カテーテルチューブ20の管腔21およびカテーテルチューブ20に形成された穴34の中を通る流体に干渉しないよう、カテーテルチューブ20の遠位部分33に配置されてもよい。

10

【0033】

ばねは、ステンレススチールから形成することができ、エコー源性の増大のために、ばねのピッチを調節することができる（または、コイルの幅を調節することができる）。

【0034】

いくつかの態様において、カテーテルチューブ20、コード26、およびばね30は、いっしょに溶着されることもできる。そのように形成される中実な部分の長さは、カテーテルチューブ20の遠位部分33の強度を増しながらもカテーテルチューブ20の側壁に形成された穴34に干渉しないように、選択される（たとえば、カテーテルチューブ20の外径の約半分から約2倍）。

20

【0035】

いくつかの態様において、コード26は、ばね30の一部分に（たとえば接着、溶接、成形などにより）取り付けられることもできる。たとえば、コード26は、図4Aに示すばね38およびコード26の取り付けと同様な様式で、ばね30の内部部分に溶接（たとえばタック溶接）されることができ、ばね30と接続することができる。いくつかの態様において、コード26の拡大末端28がばね30に取り付けられることもできる。たとえば、溶接法（たとえばタングステン不活性ガス溶接法）を使用して、コード26の拡大末端28を形成し、コード26をばね30に取り付けることができる。

30

【0036】

図4Aは、図1および2に示すカテーテルチューブ20の近位部分36の、拡大した部分断面図を示す。図4Aに示すように、コード26は、コイル巻き部材、たとえば、カテーテルチューブ20の近位部分36内に収容されたばね38に溶接部40で（たとえば接着、溶接、成形などによって）結合させることができる。ばね38は、ばね38の長手または周囲に配置された接着剤によってカテーテルチューブ20に取り付けられることができる。いくつかの態様において、コード26は、接着剤の使用によってばね38に接着することができる。コイル巻き部材38は、カテーテルチューブ20の近位部分36の強度を高めながらも流体が中を（またそれにより、チューブ20の管腔21の中を）流れる管腔を画成する。

40

【0037】

図4Bは、本発明のもう一つの態様のカテーテルチューブ20の近位部分36の、拡大した部分断面図を示す。図4Bに示すように、コード26は、カテーテルチューブ20の近位部分36で自由に動くことができる（たとえば、カテーテルチューブ20に取り付けられていない）。いくつかの態様において、コード26は、カテーテルチューブ20の近位端37に対して実質的に同一平面になる（または、わずかに凹む）ように切断されることができる。そのような態様において、コード26は、さらなる構造、たとえばコネクタハブ24（図2）に結合されることができる。

【0038】

図5は、本発明のもう一つの態様のカテーテルチューブ20の遠位部分33の、拡大した部

50

分断面図を示す。図5を参照すると、ばね130などのエコー源性構造が、少なくとも部分的にカテーテルチューブ20内で、カテーテルチューブ20の遠位端32に隣接して配置されることができる。ばね130の断面外径はカテーテルチューブ20の管腔21の断面直径のそれに近似する。ばね130は、カテーテルチューブ20の管腔21と、カテーテルチューブ20の側壁に形成された穴34との流体結合にばね130が干渉しないよう、カテーテルチューブ20の遠位部分33に配置されてもよい。たとえば、ばね130の一部分は、流体がばね130のコイル132の間を流れ、穴34を通してカテーテルチューブ20の管腔21から出ることを可能にするピッチ（すなわち、一つのコイルの中心から隣接コイルの中心までの距離）を含むことができる。いくつかの態様において、ばね130は、比較的小さなピッチを有する第一の部分134と比較的大きなピッチを有する第二の部分136とを含むことができる（すなわち、第二の部分136は第一の部分134よりも大きなピッチを有する）。図5に示すように、ばね130の第一の部分134は、図3を参照して示しかつ記載したばね30またはその一部分に類似していてもよい。第二の部分136の比較的大きなピッチは、カテーテルチューブ20の管腔21とカテーテルチューブ20に形成された穴34との間の流体連通（すなわち流体結合）を可能にすることができる。

10

【0039】

図6は、本発明のもう一つの態様のカテーテルチューブ20の遠位部分33の拡大図を示す。図6を参照すると、エコー源性構造、たとえば非平坦面230を有する構造（たとえば、コイル巻き部材に類似した一連の隆起として示されている）が、カテーテルチューブ20内で、カテーテルチューブ20の遠位端32に隣接して配置されることができる。非平坦面230は、管腔21を画成するカテーテルチューブ20の内面に形成されている。いくつかの態様において、非平坦面230は、カテーテルチューブ20とは別個に形成され、カテーテルチューブ20の遠位端32に隣接してその中に配置された構造であることもできる。非平坦面230は、カテーテルチューブ20の内面を平坦に敷設するならば、内面的一部分（たとえば非平坦面230）が非平面になるということにおいて非平坦であることができる。非平坦面230は、非平坦面230を形成する構造が、カテーテルチューブ20の管腔21およびカテーテルチューブ20に形成された穴34の中を通る流体に干渉しないよう、カテーテルチューブ20の遠位部分33に配置されることができる。たとえば、カテーテルチューブ20に形成された穴34に隣接する非平坦面230の構造中の開口が、カテーテルチューブ20の管腔21と、カテーテルチューブ20の側壁に形成された穴34との間の流体連通を可能にすることができる。

20

30

【0040】

図7は、本発明のもう一つの態様のカテーテルチューブ20の遠位部分33の拡大図を示す。図7を参照すると、編み合わせメッシュ330などのエコー源性構造が、少なくとも部分的にカテーテルチューブ20内で、カテーテルチューブ20の遠位端32に隣接して配置されることができる。編み合わせメッシュ330の断面外径はカテーテルチューブ20の管腔21の断面直径のそれに近似する。編み合わせメッシュ330は、カテーテルチューブ20の管腔21およびカテーテルチューブ20に形成された穴34の中を通る流体に編み合わせメッシュ330が干渉しないよう、カテーテルチューブ20の遠位部分33に配置されることができる。たとえば、編み合わせメッシュ330は、流体が編み合わせメッシュ330の中を流れることを可能にし、カテーテルチューブ20の管腔21と、カテーテルチューブ20の側壁に形成された穴34との間の流体連通を可能にすることができる、編み合わせメッシュの中に形成された開口（たとえば、編み合わせメッシュ330の重なっている部分同士の間形成された開口）を含むことができる。

40

【0041】

図8は、本発明のもう一つの態様のカテーテルチューブ20の遠位部分33の拡大図を示す。図8を参照すると、カテーテルチューブ20は、エコー源性構造、たとえばカテーテルチューブの中を延びるコード126（たとえば編み合わせコード）を含む。図1～4Bを参照して示したコード26と同様に、コード126は、カテーテルチューブ20の近位部分からカテーテルチューブ20の遠位部分33まで少なくとも部分的に延びる第一の部分127を含む。たとえば、コード126は、図4Bに示すように、カテーテルチューブ20の遠位部分33からカ

50

カテーテルチューブ20の近位部分36まで延びることができ、カテーテルチューブ20の近位部分36で自由に動くことができる（たとえば、カテーテルチューブ20に取り付けられていない）。コード126はまた、使用中にカテーテル10の破損部分を対象から取り出すための手段を提供するために、カテーテル10に固定されていてもよい。

【0042】

さらに図8を参照すると、コード126はまた、カテーテルチューブ33の遠位部分33に折り返し部分128を含む。折り返し部分128は、コード126の第二の部分129がカテーテルチューブ20の遠位部分33からカテーテルチューブ20の近位部分に向けて延びることを可能にし、コード126の重なった区画を形成する（すなわち、第二の部分129が、コード126の横軸に沿ってコード126の第一の部分127と部分的に重なる）。いくつかの態様において、コード126の第二の部分129は、もっとも近い穴34（すなわち、カテーテルチューブ20の近位部分にもっとも近い位置にある穴34）まで（カテーテルチューブ20の近位部分に向かう方向に）延びることができる。いくつかの態様において、コード126の折り返し部分128の一部分が、カテーテルチューブ20の遠位端32に隣接して配置されることができる。たとえば、コード126の折り返し部分128は、カテーテルチューブ20の中実な末端121内に形成されることができる（すなわち、コード126の折り返し部分128はカテーテルチューブ20の材料によって実質的に包囲されている）。そのような態様において、コード126の折り返し部分128は、実質的にカテーテルチューブ20の遠位端32まで延び、その遠位端32でカテーテルチューブ20によって覆われる。他の態様において、カテーテルチューブ20の遠位端32は管腔21に向けて開いていることもでき、コードは、他の様式で遠位端32に固定される（たとえば、カテーテルチューブ20の側壁中に固定される、球または球状部材によって固定される、など）こともできる。コード126は、その第一の部分127と第二の部分129との間に、カテーテルチューブ20の管腔21とカテーテルチューブ20の側壁に形成された穴34との間の流体連絡を可能にする開口を形成することができる。

【0043】

いくつかの態様において、エコー源性構造（たとえばばね、非平坦面、編み合わせメッシュ、コードなど）は、臨床処置ツール（たとえばカテーテル）内、たとえば、臨床処置ツールの遠位端の可撓性脊髓針などに配置されることもできる。そのような可撓性脊髓針は、たとえば、本参照によりその全体が本明細書に組み込まれる、2007年10月31日出願の「Method of Using Flexible Spinal Needle Assemblies」と題する米国特許出願公開報US2008/0065017A1に開示されている。たとえば、組み込まれるUS2008/0065017A1に記載されているように、可撓性脊髓針アセンブリは、可撓性針のようなカテーテルを含むことができる。可撓性針は、本明細書に記載されるもののなどのエコー源性構造を可撓性針内に含むことができる。いくつかの態様において、可撓性針は、可撓性針の遠位部分でエコー源性構造を形成する、編み合わせワイヤ（たとえば、16カウント0.0254mm（0.001インチ）編み合わせワイヤ）で構成されたコード（本明細書に記載されるコード26、126に類似）を含むことができる。

【0044】

図9および10は、カテーテルチューブ20の近位部分36の代替態様を示す。この態様において、チューブの近位部分36は、チューブの最初の1～約4cm分における接着剤44の組み込みによって改変され、強化されている。図9および10に示すように、接着剤は、コード26をカテーテルチューブ20内に固定しながら、流体をその中を通して流すための流路46（たとえば、直径約0.3mm（0.012インチ）の流路）を含むように形成されている。

【0045】

図11および12を参照すると、カテーテルチューブ20が、対象（たとえば、ヒトなどの哺乳動物）の脊柱管の中で使用される状態で示されている。超音波誘導の下（センサは図示せず）、硬膜外針50が、患者の皮膚に対してわずかに斜めに、先端52が靱帯54を通過し、硬膜外腔56に入るまで挿入される。ひとたび針50の先端52が硬膜外腔56に達すると、誘導子60が、硬膜壁62に当接するまで針50の管腔に挿入され、その様子を超音波機器によって画像化することができる。その後、スタイレット70を所定の位置に有するカテーテルチュ

ープ20が誘導子60の管腔に挿入される。スタイレット70は、その繊維を拡げることにより、硬膜壁62を貫通する。カテーテルチューブ20およびスタイレット70のいずれも、超音波誘導の下、くも膜下腔64の中に進められる。そして、スタイレット70が取り除かれ、シリンジを使用して脊髄液が抜き取られる。カテーテルチューブ20の近位部分は患者の体の外側に維持され、任意の所望のチューブ、シリンジなどに結合されることができる。容易に理解されるように、カテーテルチューブ20の部分が患者内で破損したとしても、一体化または非一体化コード26を引くことによって回収することができる。また、カテーテルチューブ20がよじれたとしても、コード26は、カテーテルの中を通して流体を流す。

【0046】

同じく図11および12に見てとれるように、カテーテルチューブ20の遠位部分に配置されたエコー源性構造（たとえば、ばね30）は、カテーテルチューブ20の遠位部分がエコーを発生させる（すなわち、超音波診察においてエコー源性であり、シグナルを返す）能力を増強することができる。カテーテルチューブ20の遠位部分がエコーを発生させる能力を高めることにより、超音波誘導を使用してカテーテルを対象内に配置する処置中、カテーテルチューブ20の遠位部分を比較的容易に識別し、見つけることができる。

【0047】

遠位チップの硬膜外電気刺激を使用して、成人患者および小児患者の両方において硬膜外腔中の硬膜外カテーテルの配置を確認することができる。電気刺激からの運動応答は、特に、硬膜外カテーテルを誤配置した場合（たとえば、くも膜下、硬膜下または血管内）に読み取られる。たとえば、そのような態様においては、双極性電気刺激を使用することができ。しかし、専用のカテーテルにより、脊髄電位のモニタリング、硬膜外圧の計測、および脊髄刺激をはじめとする多くの他の機能が提供されうる。

【0048】

硬膜外カテーテルとしての使用を示したが、本発明はまた、たとえば、対象への薬物の髄腔内投与のために使用することもできる。

【0049】

本発明の装置を知ったのち、それを製造する方法が当業者には容易に明らかになるであろう。たとえば、カテーテルチューブは、テーパおよび穴が事前に設けられた外径0.9mm（0.035インチ）、内径0.6mm（0.025インチ）の可撓性TECOTHANE（登録商標）55Dポリウレタンチューブまたはナイロン（たとえばPEBAX（登録商標）55D）でできていてもよい。または、本参照により内容が本明細書に組み込まれるHahnらへの米国特許第5,129,889号（1992年7月14日）に開示されているものと同様な様式で、合成吸収性ポリマーでできていることもできる。コードは、たとえば、ねじれた0.009 1×2ステンレスまたは直径0.25mm（0.010インチ）ナイロンであることができる。したがって、拡大部分は0.86mm（0.035インチ）の直径を有することができる。コイル巻き部材は、304ステンレスばね（外径0.6mm（0.024インチ）、内径0.4mm（0.016インチ））でできていることができる。編み合わせメッシュおよび非平坦面を含む構造は、金属（たとえば304ステンレススチール）、ポリマー（たとえばナイロン）などでできていることができる。接着剤は、UV硬化性可撓性接着剤（タイプAAS 2465 LV）であることができる。

【0050】

たとえば、改良されたカテーテルを製造する方法は、適切な長さのチューブを得る段階、エコー源性構造（たとえばばね）をチューブの遠位部分内に配置し、固定する段階、およびばねの一部分がチューブの遠位端と実質的に同一平面になるようにチューブの遠位端を断ち切る段階（たとえば、無菌条件下、かみそりを用いて）を含むことができる。

【0051】

本発明は、対象に対して実施される臨床処置のための、超音波誘導を使用したツールを形成する方法であって、管腔が内部に形成されたカテーテルを形成する段階、エコー源性構造をカテーテルの管腔内に配置する段階、およびカテーテルの遠位端のエコー源性を改善するためにエコー源性構造の一部分をカテーテルの遠位端に配置する段階を含む方法を含む。

【 0 0 5 2 】

そのような態様において、エコー源性構造をカテーテルの管腔内に配置することができ、これは、ばねをカテーテルの管腔内に配置し、ばねの一部分をカテーテルの遠位端と同一平面に配置することを含む。

【 0 0 5 3 】

そのような態様はさらに、ばねの一部分を、流体がばねの少なくとも二つのコイルの間を流れることを可能にするピッチを表すように形成することを含むことができる。

【 0 0 5 4 】

このような態様において、エコー源性構造をカテーテルの管腔内に配置することができ、これは、編み合わせメッシュをカテーテルの管腔内に配置することを含む。

10

【 0 0 5 5 】

このような態様において、エコー源性構造をカテーテルの管腔内に配置することができ、これは、カテーテルの管腔内に非平坦面を形成することをさらに含む。

【 0 0 5 6 】

このような態様において、エコー源性構造をカテーテルの管腔内に配置することができ、これは、コードをカテーテルの管腔内に配置すること、およびコードの第一の部分がカテーテルの近位部分からカテーテルの遠位部分まで延び、コードの第二の部分がカテーテルの遠位部分からカテーテルの近位部分に向けて延びるようにコードを折り返すことをさらに含む。このような態様において、コードは、使用中にカテーテルの破損部分を対象から取り出すための手段を提供するために、カテーテルの遠位端に固定されていてもよい。

20

【 0 0 5 7 】

本発明はまた、対象に対して実施される臨床処置のためのツールを超音波誘導する方法を含み、ここで改良として、エコー源性の改善のためにエコー源性構造をその遠位部分に有するカテーテルを、ツールとして、使用中にカテーテルの破損部分を対象から取り出すための手段とともに使用することが含まれる。そのような態様はさらに、エコー源性構造、およびカテーテルの破損部分を一つのコードから取り出すための手段を形成することを含むことができる。

【 0 0 5 8 】

そのような態様はさらに、カテーテルの遠位端でコードの一部分を重ねてエコー源性構造を形成することを含むことができる。

30

【 0 0 5 9 】

そのような態様はさらに、エコー源性構造をばねから形成すること、およびばねの一部分をカテーテルの遠位端まで延ばすことを含むことができる。そのような態様において、カテーテルの破損部分を取り出すための手段は、コードをカテーテルの中に通して延ばし、コードをカテーテルの遠位端の球または球状部材で終端させることを含むことができる。そのような態様はさらに、カテーテルを対象から抜き取るとき、ばねの一部分を球または球状部材と当接させることを含むことができる。

【 0 0 6 0 】

そのような態様はさらに、コードを、そのエコー源性を高めるように形成することを含むことができる。

40

【 0 0 6 1 】

そのような態様はさらに、ばねおよび球または球状部材によって、カテーテルの配置を誘導するために使用される超音波センサによる画像化の改善のためにカテーテルの遠位端のエコー源性を高めることを含むことができる。

【 0 0 6 2 】

本発明はまた、超音波誘導を援用して流体を対象の体腔または組織に送達する、および/または対象の体腔または組織から試料採取するためのカテーテルを含み、カテーテルは、管腔が内部に形成され、遠位部分でカテーテルチューブの側壁に複数の開口部が形成されたカテーテルチューブ；および、少なくとも部分的にカテーテルチューブの遠位部分内に配置され、カテーテルチューブの側壁に形成された複数の開口部のうちの少なくとも一

50

つの開口部に沿って延び、かつカテーテルの配置を誘導するために使用される超音波センサによる画像化の改善のためにカテーテルの遠位部分のエコー源性を高めるエコー源性構造を含む。

【0063】

そのようなカテーテルにおいて、エコー源性構造は、少なくとも一つの開口をその中に形成することができ、その少なくとも一つの開口は、カテーテルチューブに形成された管腔が、カテーテルチューブの側壁に形成された複数の開口部のうちの少なくとも一つの開口部と流体連通することを可能にする。

【0064】

そのような態様において、エコー源性構造は、複数のコイルを含むばねを含むことができ、その複数のコイルのうちの少なくとも二つのコイルが、エコー源性構造中に少なくとも一つの開口を形成するピッチを有する。

10

【0065】

そのような態様において、ばねは、第一のピッチを有する第一の部分および第二のピッチを有する第二の部分を含むことができ、第一のピッチは第二のピッチよりも小さく、第二のピッチの一部分がエコー源性構造中の少なくとも一つの開口を形成する。

【0066】

そのような態様において、エコー源性構造は編み合わせメッシュを含むことができ、編み合わせメッシュの重なっている部分同士がエコー源性構造中の少なくとも一つの開口を形成する。

20

【0067】

本発明はさらに、超音波誘導を援用して流体を対象の体腔または組織に送達する、および/または対象の体腔または組織から試料採取するためのカテーテルを含み、カテーテルは、近位端および遠位端を有するカテーテルチューブ（遠位端は、カテーテルチューブの切頭された平面部分である）；および、少なくとも部分的にカテーテルチューブの遠位部分内に配置され、その一部分がカテーテルチューブの遠位端と実質的に同一平面にあるエコー源性構造を含む。エコー源性構造は、カテーテルの配置を誘導するために使用される超音波センサによる画像化の改善のためにカテーテルの遠位部分のエコー源性を高める。

【0068】

そのようなカテーテルにおいて、エコー源性構造はばねを含むことができる。

30

【0069】

そのような態様において、ばねは、第一のピッチを有する第一の部分および第二のピッチを有する第二の部分を含むことができ、第二のピッチは第一のピッチよりも大きく、第二のピッチは、カテーテルチューブ内の流体が、カテーテルチューブの側壁に形成された少なくとも一つの開口部と流体連通することを可能にする。

【0070】

そのようなカテーテルにおいて、エコー源性構造は編み合わせメッシュを含むことができる。

【0071】

そのような態様において、エコー源性構造はコードを含むことができ、コードは、カテーテルチューブの近位部分からカテーテルチューブの遠位部分まで延びる第一の部分、およびカテーテルチューブの遠位部分からカテーテルチューブの近位部分に向けて延びる第二の部分を含み、第一の部分および第二の部分は折り返し部分で接続されており、折り返し部分の一部分がカテーテルチューブの遠位端と実質的に同一平面に配置されている。

40

【0072】

本発明はさらに、超音波誘導を援用して流体を対象の体腔または組織に送達する、および/または対象の体腔または組織から試料採取するためのカテーテルを含み、カテーテルは、管腔が内部に形成されたカテーテルチューブ；および、少なくとも部分的にカテーテルチューブの管腔中に配置されたコードを含む。コードは、カテーテルチューブの近位部分からカテーテルチューブの遠位部分まで延びる第一の部分、およびカテーテルチューブ

50

の遠位部分からカテーテルチューブの近位部分に向けて延びる第二の部分を含み、第一の部分および第二の部分が折り返し部分で接続されている。

【 0 0 7 3 】

そのようなカテーテルの場合、折り返し部分は、実質的にカテーテルの遠位端まで延びることができ、折り返し部分は、カテーテルチューブによって実質的に包囲されて中実な末端部分を形成する。

【 0 0 7 4 】

本発明はさらに、超音波誘導を援用して流体を対象の体腔または組織に送達する、および/または対象の体腔または組織から試料採取するためのカテーテルを含み、カテーテルは、近位端および遠位端を有するチューブ（遠位端は、チューブの切頭された平面部分である）；エコー源性の改善のための、チューブの遠位部分内に配置され、チューブの遠位端までずっと延びるばね；および破損部分を対象から取り出すのに有用な、チューブの中を通過して延び、球または球状部材で終端するコードを含む。使用中にカテーテルを対象から抜き取るとき、球または球状部材がばねおよびカテーテルの遠位端に当接し、さらに、球または球状部材が、ばねとともに、カテーテルの配置を誘導するために使用される超音波センサによる画像化の改善のためにカテーテルの遠位部分のエコー源性を高める。

【 0 0 7 5 】

本発明はまた、そのようなカテーテルを製造する方法であって、適切な長さのチューブを得る段階、ばねをチューブの遠位部分内に配置し、固定する段階、およびばねの一部分がチューブの遠位端と実質的に同一平面になるようにチューブの遠位部分を断ち切る段階を含む方法を含む。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 6 】

10：カテーテル

20：カテーテルチューブ

21：管腔

22：シリンジ

24：コネクタハブ

26：コード

28：拡大末端

30：ばね

32：遠位端

33：遠位部分

34：穴

35：プッシュ

36：近位部分

37：近位端

38：ばね

40：溶接部

44：接着剤

46：流路

50：硬膜外針

52：先端

54：靱帯

56：硬膜外腔

60：誘導子

62：硬膜壁

64：くも膜下腔

70：スタイレット

121：中実な末端

10

20

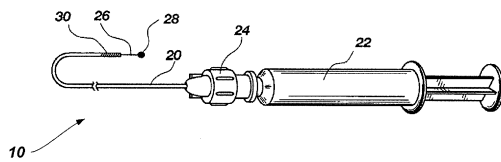
30

40

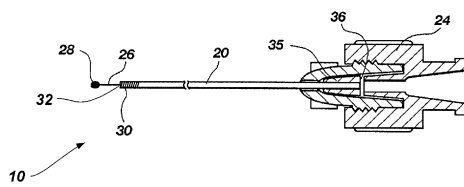
50

- 126 : コード
- 127 : 第一の部分
- 128 : 折り返し部分
- 129 : 第二の部分
- 130 : ばね
- 132 : コイル
- 134 : 第一の部分
- 136 : 第二の部分
- 230 : 非平坦面
- 330 : 編み合わせメッシュ

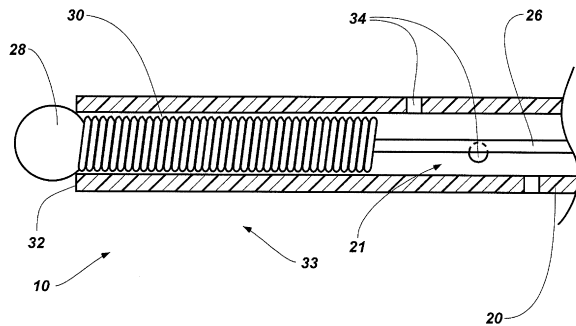
【図 1】



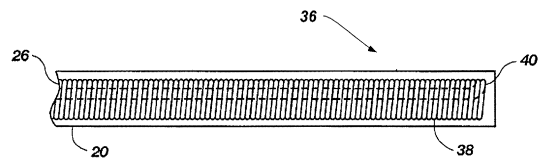
【図 2】



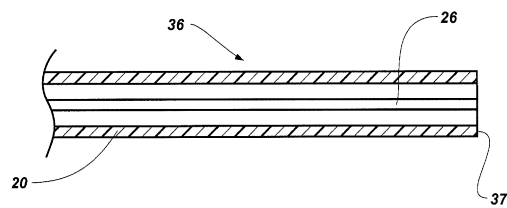
【図 3】



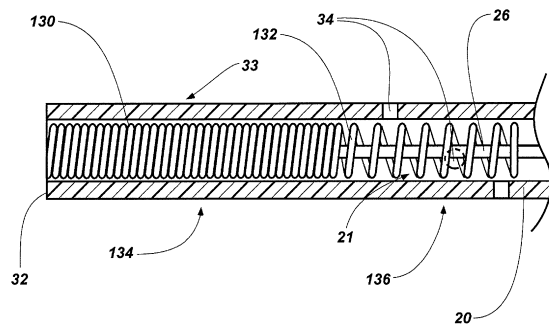
【図 4 A】



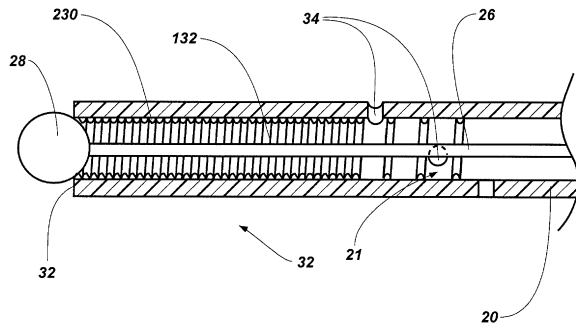
【図 4 B】



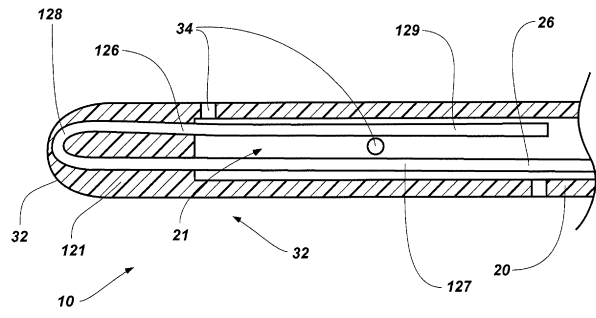
【図 5】



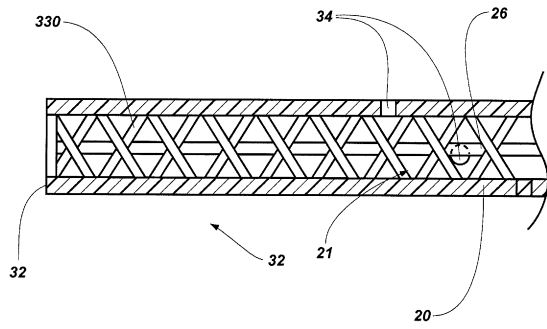
【図 6】



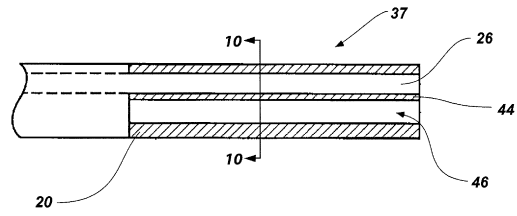
【図 8】



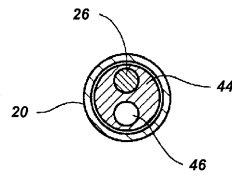
【図 7】



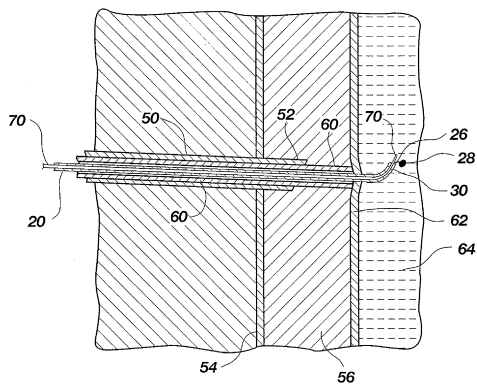
【図 9】



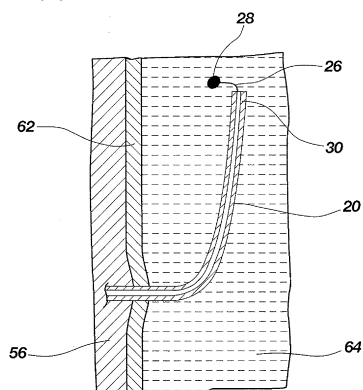
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (74)代理人 100119507
弁理士 刑部 俊
- (74)代理人 100142929
弁理士 井上 隆一
- (74)代理人 100148699
弁理士 佐藤 利光
- (74)代理人 100128048
弁理士 新見 浩一
- (74)代理人 100129506
弁理士 小林 智彦
- (74)代理人 100114340
弁理士 大関 雅人
- (74)代理人 100114889
弁理士 五十嵐 義弘
- (74)代理人 100121072
弁理士 川本 和弥
- (72)発明者 ラーツ エヌ . サンダー
アメリカ合衆国 テキサス州 コッペル バンカーズ コテージ レーン 714

審査官 姫島 卓弥

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2004/0106891(US, A1)
特開平08-131548(JP, A)
米国特許第05899891(US, A)
特開平10-071208(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61M 25/095
A61B 17/00