

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6568321号  
(P6568321)

(45) 発行日 令和1年8月28日(2019.8.28)

(24) 登録日 令和1年8月9日(2019.8.9)

(51) Int. Cl. F I  
A 6 1 B 34/20 (2016.01) A 6 1 B 34/20

請求項の数 18 (全 26 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2018-540133 (P2018-540133)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成29年2月2日(2017.2.2)</p> <p>(65) 公表番号 特表2019-511258 (P2019-511258A)</p> <p>(43) 公表日 平成31年4月25日(2019.4.25)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/US2017/016291</p> <p>(87) 国際公開番号 W02017/136599</p> <p>(87) 国際公開日 平成29年8月10日(2017.8.10)</p> <p>審査請求日 平成30年10月3日(2018.10.3)</p> <p>(31) 優先権主張番号 62/290,818</p> <p>(32) 優先日 平成28年2月3日(2016.2.3)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 516134383 セント・ジュード・メディカル・インター ナショナル・ホールディング・エスエーア ールエル St. Jude Medical In ternational Holding S. a, r. l. ルクセンブルク 2449 ルクセンブル ク、プールバード ロワイヤル、 26、 リージャス センター Regus Center, 26, b oulevard Royal, L-24 49 Luxembourg, Luxem bourg</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
---	---

(54) 【発明の名称】 ソース誘導誤差の消去のシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁場環境において使用するための医療デバイス・アセンブリであって、  
近位端部分と遠位端部分とを有する細長いシャフトと、  
前記シャフトの前記遠位端部分に沿って配設され、かつ、ツイスト・ペアに電氣的に結  
合される位置センサであって、前記ツイスト・ペアは、第1のリード線と第2のリード線  
とを備えており、前記位置センサから前記シャフトの前記近位端部分に延びている、前記  
位置センサと、

第1の端部と、第2の端部と、前記第1の端部に配設される複数の接続点と、を有する  
デバイス・コネクタと、を備え、

前記複数の接続点の第1のリード・ピンと第2のリード・ピンとが、前記第1のリード  
線と前記第2のリード線とに電氣的に結合されており、

前記コネクタは、さらに、

前記複数の接続点の第1のデバイス補償ピンを第2のデバイス補償ピンと電氣的に接  
続する誤差ループ・セグメントであって、前記第1のデバイス補償ピンと前記第2のデバ  
イス補償ピンとが、それぞれ、補償ループを形成するために前記デバイス・コネクタの前  
記第2の端部と嵌合するように構成される相補型ケーブル・コネクタの相補型第1のケー  
ブル補償接続点と相補型第2のケーブル補償接続点と電氣的に接続するように構成される  
、前記誤差ループ・セグメントを備える、医療デバイス・アセンブリ。

【請求項 2】

前記医療デバイスは、さらに、  
 前記シャフトの前記近位端部分に配設されるハンドルを備え、  
 前記医療デバイスの前記デバイス・コネクタが、前記ハンドル内に配設される、請求項  
 1に記載の医療デバイス・アセンブリ。

【請求項3】

前記医療デバイスは、さらに、  
 前記シャフトの前記近位端部分に配設されるハンドルを備え、  
 前記センサの前記第1のリード線と前記第2のリード線とが、前記ハンドルの少なくとも  
 も一部分を通して延び、そこから延びたピグテールを形成し、  
 前記医療デバイスの前記デバイス・コネクタが、前記ピグテールの端部に配設される、  
 請求項1に記載の医療デバイス・アセンブリ。

10

【請求項4】

前記誤差ループ・セグメントが、ジャンパ・ワイヤを備える、請求項1から3のいずれ  
 か一項に記載の医療デバイス・アセンブリ。

【請求項5】

前記医療デバイス・アセンブリは、さらに、  
 第1の端部と第2の端部とを有する電気ケーブルをさらに備え、  
 前記ケーブルは、  
 ツイスト・ペア・パターンで配置され、前記ケーブルの前記第1の端部と前記第2の  
 端部との間に延びる第1のケーブル・リード線および第2のケーブル・リード線と、  
 ツイスト・ペア・パターンで配置され、前記ケーブルの前記第1の端部と前記第2の  
 端部との間に延びる第1の補償リード線および第2の補償リード線と、  
 前記ケーブルの前記第1の端部に配設されるケーブル・コネクタと、を備え、  
 前記ケーブルの前記コネクタが、第1の端部と、第2の端部と、前記第1の端部に配設  
 される複数の接続点と、を備え、  
 前記第1のケーブル・リード線と前記第2のケーブル・リード線とが、前記ケーブルの  
 前記コネクタの前記複数の接続点の第1のケーブル・センサ・ピンと第2のケーブル・セ  
 ンサ・ピンとに電氣的に接続され、  
 前記第1の補償リード線と前記第2の補償リード線とが、前記ケーブルの前記コネクタ  
 の前記複数の接続点の第1のケーブル補償ピンと第2のケーブル補償ピンとに電氣的に接  
 続される、請求項1から4のいずれか一項に記載の医療デバイス・アセンブリ。

20

30

【請求項6】

磁場環境において医療デバイスとともに使用するように構成される接続箱であって、  
 センサ増幅器と、  
 補償増幅器と、  
 減算器と  
 を備え、  
 前記センサ増幅器が、センサ信号を受信し、増幅センサ信号を出力するように構成され  
 、  
 前記補償増幅器が、補償信号を受信し、増幅補償信号を出力するように構成され、  
 前記減算器が、前記センサ増幅器と前記補償増幅器とに電氣的に結合され、前記増幅セ  
 ンサ信号と前記増幅補償信号とから補正信号を導出し、出力するように構成され、  
 前記補償増幅器が、第1の補償増幅器であり、  
 前記増幅補償信号が、第1の増幅補償信号であり、  
 前記接続箱は、さらに、  
 第2の補償信号を受信し、第2の増幅補償信号を出力するように構成される第2の補償  
 増幅器を備え、  
 前記減算器が、さらに、前記補正信号を導出し、出力する前に、前記第1の増幅補償信  
 号と前記第2の増幅補償信号とを平均化した平均化増幅補償信号を算出し、前記増幅セン  
 サ信号と前記平均化増幅補償信号とから前記補正信号を導出し、出力するように構成され

40

50

る、接続箱。

【請求項 7】

前記接続箱は、さらに、第 3 の増幅器を備え、

前記第 3 の増幅器が、第 2 のセンサ信号を受信し、第 2 の増幅センサ信号を出力するように構成される、請求項 6 に記載の接続箱。

【請求項 8】

前記補正信号が、第 1 の補正信号であり、

前記減算器が、第 2 の補正信号を導出し、出力するように構成される、請求項 7 に記載の接続箱。

【請求項 9】

前記接続箱は、さらに、第 4 の増幅器を備え、

前記第 4 の増幅器が、第 3 のセンサ信号を受信し、第 3 の増幅センサ信号を出力するように構成され、

前記減算器が、第 3 の補正信号を導出し、出力するように構成される、請求項 8 に記載の接続箱。

【請求項 10】

医療デバイスの補正センサ信号を出力するためのシステムであって、

センサ・ツイスト・ペアに結合され、かつ、第 1 のセンサ信号を送信するように構成される磁気センサを備える前記医療デバイスであって、前記センサ・ツイスト・ペアが、前記医療デバイス的一部分を通して延び、デバイス・コネクタに結合され、前記デバイス・コネクタが、さらに、第 1 のデバイス補償ピンと、第 2 のデバイス補償ピンと、誤差ループ・セグメントと、を備え、前記誤差ループ・セグメントが、前記第 1 の補償ピンと前記第 2 の補償ピンとに電気的に結合される、前記医療デバイスと、

第 1 のケーブル・コネクタと、第 2 のケーブル・コネクタと、ケーブル・ツイスト・ペアと、補償ツイスト・ペアと、を備えるケーブルであって、前記ケーブル・ツイスト・ペアと前記補償ツイスト・ペアとが、前記第 1 のケーブル・コネクタと前記第 2 のケーブル・コネクタとに結合され、前記第 1 のケーブル・コネクタが、前記デバイス・コネクタに結合するように構成され、前記第 2 のケーブル・コネクタが、接続箱に結合するように構成される、前記ケーブルと、

センサ増幅器と、補償増幅器と、減算器と、を備える前記接続箱であって、前記センサ増幅器が、前記磁気センサによって送信される前記第 1 のセンサ信号を受信し、増幅センサ信号を前記減算器に出力するように構成され、前記補償増幅器が、前記補償ツイスト・ペアから補償信号を受信し、増幅補償信号を前記減算器に出力するように構成され、前記減算器が、前記増幅センサ信号と前記増幅補償信号とから補正信号を導出し、出力するように構成される、前記接続箱と、

を備える、システム。

【請求項 11】

前記システムは、さらに、

第 2 のセンサ・ツイスト・ペアに結合され、第 2 のケーブル・ツイスト・ペアと第 2 のセンサ増幅器とに第 2 のセンサ信号を送信するように構成される第 2 の磁気センサを備え

、前記第 2 のセンサ増幅器が、前記減算器に第 2 の増幅センサ信号を出力するように構成され、

前記減算器が、第 2 の補正信号を導出し、出力するように構成される、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記デバイス・コネクタが、さらに、第 1 のデバイス・センサ・ピンと第 2 のデバイス・センサ・ピンとを備え、

前記センサ・ツイスト・ペアが、前記第 1 のデバイス・センサ・ピンと前記第 2 のデバイス・センサ・ピンとに結合される、請求項 10 又は 11 に記載のシステム。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 3】

前記第 1 のケーブル・コネクタが、さらに、第 1 のケーブル・センサ・ピンと第 2 のケーブル・センサ・ピンとを備え、

前記ケーブル・ツイスト・ペアが、前記第 1 のケーブル・センサ・ピンと前記第 2 のケーブル・センサ・ピンとに結合される、請求項 1 2 に記載のシステム。

## 【請求項 1 4】

前記第 1 のケーブル・コネクタが、さらに、第 1 のケーブル補償ピンと第 2 のケーブル補償ピンとを備え、

前記補償ツイスト・ペアが、前記第 1 のケーブル補償ピンと前記第 2 のケーブル補償ピンとに結合される、請求項 1 3 に記載のシステム。

## 【請求項 1 5】

前記第 1 のデバイス補償ピンと、前記第 2 のデバイス補償ピンと、前記誤差ループ・セグメントと、前記補償ツイスト・ペアと、前記補償増幅器とが、第 1 の補償ループを備え、

前記システムが、さらに、第 2 の補償ループを備える、請求項 1 0 から 1 4 のいずれか一項に記載のシステム。

## 【請求項 1 6】

前記増幅補償信号が、第 1 の増幅補償信号であり、

前記第 2 の補償ループが、第 2 の増幅補償信号を出力するように構成される、請求項 1 5 に記載のシステム。

## 【請求項 1 7】

前記減算器が、前記補正信号を導出し、出力する前に、前記第 1 の補償信号と前記第 2 の補償信号とを平均化した平均化増幅補償信号を算出し、前記増幅センサ信号と前記平均化増幅補償信号とから前記補正信号を導出し、出力するように構成される、請求項 1 6 に記載のシステム。

## 【請求項 1 8】

前記補正信号が、第 1 の補正信号であり、

前記減算器が、前記第 1 の増幅補償信号と前記第 2 の増幅補償信号とを利用して、第 1 の補正信号と第 2 の補正信号とを出力するように構成される、請求項 1 6 に記載のシステム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0 0 0 1】

本開示は、1 つまたは複数の診断および / または治療的医療処置を実行するためのシステムおよび方法に関し、本システムは、一部、磁場ベースの医療用測位システムを備える。より詳細には、本開示は、1 つまたは複数の診断および / または治療的医療処置を実行するためのシステムの様々な構成要素に関し、構成要素は、磁場ベースの医療用測位システムによって作成される磁場環境において使用するよう構成される。

## 【背景技術】

## 【0 0 0 2】

例えば、心臓などの人体構造の異なる部分に係る様々な医療診断および治療処置の実行を助けるために、いくつかの異なるタイプの医療用測位システムが使用され得る。特に、概して、これらのシステムは、可視化およびナビゲーションの目的のために、例えば、カテーテルおよびシースなどの患者の体内に配設された 1 つまたは複数の医療デバイスの位置および向き ( P & O : p o s i t i o n a n d o r i e n t a t i o n ) を決定する能力を与え得る。

## 【0 0 0 3】

1 つのそのようなタイプの医療用測位システムは、磁場ベースの医療用測位システムである。磁場ベースのシステムは、概して、動作環境中の患者ベッドまたは別の構成要素に接続されるか、または、その近くに配置される 1 つまたは複数の磁場生成器を含む。場

10

20

30

40

50

生成器は、センサ制御された低強度のAC磁場を、注目エリア内に配設される医療デバイスの中または上に配設される1つまたは複数の磁気センサの位置及び向きを決定し、追跡するために利用される注目エリア（即ち、解剖学的領域）内に与えるように構成される。より詳細には、磁気コイルを備えてもよい各磁気センサは、磁場の1つまたは複数の特性を示すそれぞれの信号を検出し、生成するように構成される。医療用測位システムは、次いで、センサ（従って、医療デバイス）に関連する1つまたは複数の位置及び向き読取値を生成するために生成された信号を処理する。医療デバイスの位置及び向きは、その後、磁場に関連して追跡することができる。

【0004】

上記で簡単に説明したように、そのような医療用測位システムとともに使用され得る医療デバイスは、カテーテルおよびシースなどの細長い医療デバイスを含む。これらの医療デバイスは、概して、近位端部分と、遠位端部分と、遠位端部分または遠位端部分の近くのシャフトの中または上に取り付けられる1つまたは複数のセンサと、を有する細長いシャフトを備える。同じく、上記で簡単に説明したように、医療デバイスのセンサは、システムが、センサ、したがって、拡大すると、医療デバイスの位置及び向きを決定することができるように構成されたコイルの形態の磁気センサを備えてもよい。より詳細には、各センサは、医療デバイスのシャフト内にパッケージングし、かつ、センサの位置及び向きを決定するためにシステムによって使用される磁場中に配置されたときに電流を生成するのに好適であるサイズを有するコイルを形成するために小直径コアの周りに所定の回数巻かれたワイヤのループを備えてもよい。

【0005】

上記の説明は現在の分野を示すものにすぎず、請求範囲の否認と解釈すべきではない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

様々な実施形態では、本発明は、概して、磁場環境において使用するよう構成された医療デバイス・アセンブリを対象とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

一実施形態では、磁場環境において使用するための医療デバイス・アセンブリは、近位端部分と遠位端部分とを有する細長いシャフトと、シャフトの遠位端部分に沿って配設され、かつ、ツイスト・ペアに電氣的に結合される位置センサと、を備えることができる。ツイスト・ペアは、第1のリード線と第2のリード線とを備えることができ、位置センサからシャフトの近位端部分に延びることができる。医療デバイス・アセンブリは、さらに、第1の端部と、第2の端部と、第1の端部に配設される複数の接続点と、を有するデバイス・コネクタを備えることができる。複数の接続点の第1のリード・ピンと第2のリード・ピンとは、それぞれ、第1のリード線と第2のリード線とに電氣的に結合することができ、コネクタは、さらに、複数の接続点の第1のデバイス補償ピンを第2のデバイス補償ピンと電氣的に接続する誤差ループ・セグメントを備えることができる。第1のデバイス補償接続点と第2のデバイス補償接続点とは、それぞれ、補償ループを形成するためにデバイス・コネクタの第2の端部と嵌合するように構成される相補型ケーブル・コネクタの相補型第1のケーブル補償接続点と相補型第2のケーブル補償接続点と電氣的に接続するように構成することができる。

【0008】

別の実施形態では、接続箱は、磁場環境において医療デバイスとともに使用するよう構成することができる。接続箱は、センサ増幅器と、補償増幅器と、減算器と、を備えることができる。センサ増幅器は、センサ信号を受信し、増幅センサ信号を出力するように構成することができる。補償増幅器は、補償信号を受信し、増幅補償信号を出力するように構成することができる。減算器は、センサ増幅器と補償増幅器とに電氣的に結合することができ、増幅センサ信号と増幅補償信号とから補正信号を導出し、出力するように構成

10

20

30

40

50

することができる。

【0009】

別の実施形態では、医療デバイスの補正センサ信号を出力するためのシステムは、センサ・ツイスト・ペアに結合され、かつ、第1のセンサ信号を送信するように構成されるセンサを備える医療デバイスを備えることができる。センサ・ツイスト・ペアは、医療デバイス的一部分を通して延びることができ、デバイス・コネクタに結合することができる。デバイス・コネクタは、さらに、第1のデバイス補償ピンと、第2のデバイス補償ピンと、誤差ループ・セグメントと、を備えることができる。誤差ループ・セグメントは、第1の補償ピンと第2の補償ピンとに電氣的に結合することができる。ケーブルは、第1のケーブル・コネクタと、第2のケーブル・コネクタと、ケーブル・ツイスト・ペアと、補償ツイスト・ペアと、を備えることができる。ケーブル・ツイスト・ペアと補償ツイスト・ペアとは、第1のケーブル・コネクタと第2のケーブル・コネクタとに結合することができる。第1のケーブル・コネクタは、デバイス・コネクタに結合するように構成することができ、第2のケーブル・コネクタは、接続箱に結合するように構成することができる。接続箱は、センサ増幅器と、補償増幅器と、減算器と、を備えることができる。センサ増幅器は、磁気センサによって送信される第1のセンサ信号を受信し、増幅センサ信号を減算器に出力するように構成することができる。補償増幅器は、補償ツイスト・ペアから補償信号を受信し、増幅補償信号を減算器に出力するように構成することができ、減算器は、増幅センサ信号と増幅補償信号とから補正信号を導出し、出力するように構成することができる。

10

20

【0010】

本発明の上記のおよび他の態様、特徴、詳細、効用、および利点は、以下の説明および特許請求の範囲を読み取ること、および添付の図面を検討することから明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】1つまたは複数の診断または治療処置を実行するための、磁場ベースの医療用測位システムを備えるシステムの概略図を示す。

【図2】図1に示すシステムにおいて使用するように構成される、例えば、カテーテルなどの細長い医療デバイス一部分の概略図を示す。

【図3A】図2に示す医療デバイスの電気機械コネクタの代替実施形態の等角図を示す。

30

【図3B】図2に示す医療デバイスの電気機械コネクタの代替実施形態の等角図を示す。

【図4】図1に示すシステムにおいて使用するように構成される磁場ベースの医療用測位システムの概略図を示す。

【図5】2つの電気機械コネクタが互いに嵌合されるときに2つのコネクタの間に作成される磁気ピックアップ・ループを示す2つの電気機械コネクタ間の従来の接続配置の概略図を示す。

【図6】医療デバイスとケーブルとの間の接続配置の一実施形態の等角図を示す。

【図7A】少なくとも1つのセンサ・リード線ペアと、コネクタの接続点のそれぞれのペア間の誤差補償ループ・セグメントと、に適合するように構成される、例えば、図3Aに示す電気機械コネクタなどの電気機械コネクタの端部の平面図及び概略図を示す。

40

【図7B】少なくとも1つのセンサ・リード線ペアと、コネクタの接続点のそれぞれのペア間の誤差補償ループ・セグメントと、に適合するように構成される、例えば、図3Aに示す電気機械コネクタなどの電気機械コネクタの端部の平面図及び概略図を示す。

【図8】磁気センサから補償信号を受信する誤差補償ループの概略図を示す。

【図9】例えば、図1に示すシステムの構成要素を電氣的に接続するように構成された電気ケーブルの一実施形態の等角図を示す。

【図10A】電気ケーブルの電気機械コネクタの代替的で例示的な実施形態の等角図を示す。

【図10B】電気ケーブルの電気機械コネクタの代替的で例示的な実施形態の等角図を示す。

50

【図 1 1】接続箱の斜視図を示す。

【図 1 2 A】接続箱の一実施形態の概略図を示す。

【図 1 2 B】接続箱の一実施形態の概略図を示す。

【図 1 3 A】磁気送信機アセンブリへのコネクタの近さによるループ信号振幅の量を示すグラフを示す。

【図 1 3 B】磁気送信機アセンブリへのコネクタの近さによって誘起された誤差の量を示すグラフを示す。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本明細書では、様々な装置および/またはシステムの様々な実施形態について説明する。本明細書で説明し、添付の図面に示す実施形態の全体的な構造、機能、製造、および/または使用の完全な理解を与えるために多数の具体的な詳細を記載する。しかしながら、実施形態がそのような具体的な詳細なしに実施され得ることが当業者には理解されよう。他の例では、本明細書で説明する実施形態を不明瞭にしないように、よく知られている動作、構成要素、および要素については詳細に説明しない。本明細書で説明し、図示する実施形態が非限定的な例であることを当業者ならば理解されよう。したがって、本明細書で開示する特定の構造および機能詳細は代表的なものであることがあり、必ずしも実施形態の範囲を限定するとは限らず、その範囲は、添付の特許請求の範囲によってのみ定義されることを理解されよう。

【0013】

「様々な実施形態」、「いくつかの実施形態」、「一実施形態」、「実施形態」、「例示的な実施形態」などへの本明細書全体にわたる言及は、実施形態に関して説明する特定の特徵、構造、または特性が少なくとも1つの実施形態中に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体にわたって所定の位置にある句である「様々な実施形態では」、「いくつかの実施形態では」、「一実施形態では」、「実施形態では」、「例示的な実施形態では」などの出現は、必ずしもすべて同じ実施形態に言及しているとは限らない。さらに、特定の特徵、構造、または特性が、1つまたは複数の実施形態中に任意の好適な方法で組み合わされ得る。したがって、そのような組合せが非論理的でないか、または非機能的でないことを仮定すれば、一実施形態に関して図示し、説明する特定の特徵、構造、または特性は、全体的にまたは部分的に、限定はしないが1つまたは複数の他の実施形態の特徵、構造、または特性と組み合わされ得る。

【0014】

「近位 (proximal)」および「遠位 (distal)」という用語が患者を処置するために使用される器具の一端を操作する臨床医に関して本明細書全体にわたって使用され得ることを理解されたい。「近位」という用語は、臨床医に最も近い器具の部分を指し、「遠位」という用語は、臨床医から最も遠くに位置する部分を指す。さらに、簡潔および明快さのために、「垂直」、「水平」、「上」、および「下」などの空間用語が、図示された実施形態に関して本明細書で使用され得ることを理解されよう。ただし、外科用器具は多くの向きおよび位置で使用され得、これらの用語は、限定するものでも絶対的なものでもない。

【0015】

次に、様々な図中の同一のまたは同様の構成要素を識別するために同様の参照番号が使用される図面を参照すると、図 1 に、例えば、心臓などの人体構造の様々な部分に関係する1つまたは複数の診断および/または治療的医療処置を実行するためのシステム 10 の一実施形態を示す。明快さおよび例示のために、以下に記載する説明は、心臓関連の適用例のためだけに使用されるシステムに関したものになる。ただし、本開示が、任意の数の他の解剖学関連の適用例に関して実装され、使用され得ることを理解されたい。したがって、本開示は、心臓関連の適用例に限定されるものではない。

【0016】

一実施形態では、図 1 を参照すると、システム 10 は、医療デバイス 12 と医療用測位

10

20

30

40

50

システム 14 とを備える。医療デバイス 12 は、例えば、カテーテルまたはシースなどの細長い医療デバイスを備えてもよい。例示および明快さのために、以下の説明は、医療デバイス 12 が、カテーテル（カテーテル 12）を備える実施形態に限定する。ただし、本開示が、そのような実施形態に限定されるように意図されておらず、むしろ、他の実施形態では、医療デバイスが、例えば、限定はしないが、シース、イントロデューサなどの他の細長い医療デバイスを備えてもよいことが理解されよう。

【0017】

引き続き、図 1 を参照すると、カテーテル 12 は、患者の体 16、より詳細には、患者の心臓 18 に挿入されるように構成される。カテーテル 12 は、ハンドル 20 と、近位端部分 24 および遠位端部分 26 を有するシャフト 22 と、カテーテル 12 のシャフト 22 の中または上に取り付けられる 1 つまたは複数のセンサ 28 と、を含んでもよい。本明細書で使用する、「センサ (sensor) 28」または「センサ (sensors) 28」は、適宜に、一般的に図示のように、1 つまたは複数のセンサ 28<sub>1</sub>、28<sub>2</sub> ~ 28<sub>N</sub> を指すことがある。一実施形態では、センサ 28 は、シャフト 22 の遠位端部分 26 に配設される。カテーテル 12 は、例えば、限定はしないが、温度センサ、追加のセンサまたは電極、（例えば、RF アブレーション・エネルギーを伝えるためのアブレーション先端電極、高密度焦点式超音波アブレーション要素などの）アブレーション要素などの他の従来の構成要素と、対応する導体またはリード線と、をさらに含んでもよい。一実施形態では、カテーテル 12 は、カテーテル 12、特に、そのセンサ 28 を、例えば、医療用測位システム 14 などのシステム 10 の他の構成要素に結合することを可能にするように構成された電気機械コネクタ 30 をさらに備える。

10

20

【0018】

シャフト 22 の近位端部分 24 に配設されるハンドル 20 は、臨床医がカテーテル 12 を保持するための場所を提供し、さらに、患者の体 16 内でシャフト 22 を操縦または誘導するための手段を提供してもよい。例えば、ハンドル 20 は、シャフト 22 を操縦するためにシャフト 22 のカテーテル 12 を通って遠位端部分 26 まで延びた 1 つまたは複数のステアリング・ワイヤを操作する手段を含んでもよい。ハンドル 20 が当技術分野では慣用のものであり、ハンドル 20 の構造が変動し得ることを理解されよう。別の実施形態では、カテーテル 12 は、ロボットのように駆動または制御されてもよい。したがって、そのような実施形態では、カテーテル 12、特に、そのシャフト 22 を操縦または誘導するために臨床医がハンドルを操作するのではなく、カテーテル 12 を操作するためにロボットが使用される。

30

【0019】

シャフト 22 は、体 16 内で移動するように構成された細長く、管状の、可撓性のある部材である。シャフト 22 は、例えば、限定はしないが、信号処理および調整のために使用される、例えば、センサ 28、関連する導体、および、場合によっては追加の電子機器など、シャフト 22 上に取り付けられたセンサおよび / または電極を支持する。シャフト 22 は、また、（灌注液、低温アブレーション液、及び、体液を含む）流体、薬品、および / または、外科用ツールまたは器具の移送、送達、および / または、除去を可能にしてもよい。シャフト 22 は、ポリウレタンなどの従来の材料から製造されてもよく、電気導体、流体、または外科用ツールを格納および / または移送するように構成される 1 つまたは複数の管腔を定義する。シャフト 22 は、従来のイントロデューサを通して体 16 内の血管または他の構造に導入されてもよい。シャフト 22 は、次いで、当技術分野でよく知られている手段を使用して心臓 18 などの所望のロケーションに体 16 を通して操縦または誘導されてもよい。

40

【0020】

カテーテル 12 のシャフト 22 の中または上に取り付けられるセンサ 28 は、例えば、限定はしないが、電気生理学的検査、ペーシング、心臓マッピング、およびアブレーションを含む様々な診断および治療目的のために提供されてもよい。一実施形態では、センサ 28 のうちの 1 つまたは複数が、ロケーションまたは位置検知機能を実行するために提供

50

される。より詳細には、以下でより詳細に説明するように、センサ 28 のうちの 1 つまたは複数は、特に、いくつかの時点においてカテーテル 12 とシャフト 22 の遠位端部分 26 とのロケーション（位置および向きまたは「P & O」）に関する情報を与える位置センサとなるように構成される。従って、そのような実施形態では、カテーテル 12 が、心臓 18 の注目する構造の表面に沿っておよび / または構造の内部の周りを移動するとき、注目する構造の表面および / または中の他のロケーションに対応するロケーション・データ・ポイントを収集するために、センサ 28 が使用され得る。これらのロケーション・データ・ポイントは、次いで、例えば、限定はしないが、注目する構造の表面モデルの構造など、いくつかの目的のために使用され得る。明快さおよび例示のために、以下の説明は、カテーテル 12 の単一のセンサ 28 が位置センサを備える実施形態に関する。ただし、本開示の趣旨および範囲内にとどまる他の実施形態では、カテーテル 12 は、2 つ以上の位置センサならびに他の診断および / または治療機能を実行するように構成される他のセンサまたは電極を備えてもよいことを理解されよう。以下でより詳細に説明するように、センサ 28 は、例えば、医療用測位システム 14 などのシステム 10 の他の構成要素にセンサ 28 を電氣的に結合するように構成され、センサ 28 の感知要素（例えば、コイル）から延びるリード線 32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub> のペアを備える。

#### 【0021】

以下でより詳細に説明するように、電気機械コネクタ 30 は、特に、カテーテル 12 のセンサ 28 のリード線 32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>、ならびに、例えば、カテーテル 12 とシステム 10 の他の構成要素（例えば、医療用測位システム 14、アブレーション生成器、電気生理記録システム、接続箱、刺激システム、組織接触感知システムなど）との間に延びるケーブル 34 などのワイヤまたはケーブルに電氣的および機械的接続を提供する。一実施形態では、図 1 に示すように、コネクタ 30 は、カテーテル 12 のハンドル 20 内に配設される。別の実施形態では、ハンドル 20 内に、または、ハンドル 20 の一部として配設されるのではなく、コネクタ 30 は、ハンドル 20 から離れて配設される。例えば、図 2 に示すように、コネクタ 30 は、医療デバイス 12 のハンドル 20 から延びるピグテール 36 の端部に配設されてもよい。

#### 【0022】

コネクタ 30 が位置する場所に関わらず、図 3 A および図 3 B に示す実施形態などの実施形態では、コネクタ 30 の第 1 の端部 38 は、複数の接続点 40 を有し、センサ 28 のリード線 32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub> のペアの各リード線は、接続点 40 の 1 つに電氣的におよび機械的に接続または結合される。本明細書で使用する、「接続点 40 (connection point 40)」または「接続点 40 (connection points 40)」は、適宜に、一般的に図示のように、1 つまたは複数の接続点 40<sub>1</sub>、40<sub>2</sub> ~ 40<sub>N</sub> を指すことがある。一実施形態では、接続点の各々は、ピンを備えることができる。第 1 の端部 38 の反対側のコネクタ 30 の第 2 の端部 42 は、カテーテル 12、特に、カテーテル 12 のセンサ 28 と、例えば、医療用測位システム 14 または接続箱などのシステム 10 の他の構成要素との間の接合部分を提供するように構成される。例えば、図 3 A に示す実施形態などの実施形態では、コネクタ 30 の第 2 の端部 42 は、コネクタ 30 の第 1 の端部 38 に配設される接続点 40 に電氣的に結合されるか、または、それを備える複数の接続点 44 を有する雄型プラグ・コネクタの形態であってもよい（例えば、接続点 40 は、コネクタ 30 の第 1 の端部 38 と第 2 の端部 42 とを通過して延び得る）。そのような実施形態では、コネクタ 30 の第 2 の端部 42 は、コネクタ 30 の接続点 44 を受け入れるように構成される複数のソケット接点を有する相補型雌型レセプタクル・コネクタと嵌合するように構成される。代替的に、図 3 B に示すように、コネクタ 30 の第 2 の端部 42 は、ケーブルの相補型雄型プラグ・コネクタからの対応する数の接続点を受容するように構成された複数のソケット 46 を有する雌型レセプタクル・コネクタの形態であってもよい。

#### 【0023】

従って、コネクタ 30 の特定の形態に関わらず、コネクタ 30 は、例えば、医療用測位

10

20

30

40

50

システム 14 などのシステム 10 の 1 つまたは複数の構成要素へのカテーテル 12 およびそのセンサ 28 の電氣的接続を可能にするように構成される。

【0024】

これらのタイプの医療デバイスを磁場ベースの医療用測位システムと組み合わせて使用することの 1 つの欠点は、磁場を受けると、センサとは別個、またはセンサから離れていると見なされるワイヤの任意のループが磁気ピックアップとして作用し得るということである。これは、センサによって生成された信号にノイズまたは干渉が加えられ、それによって、信号に基づく位置及び向きの方定の精度に悪影響を及ぼす（即ち、センサによって生成された信号に基づいて方定されたセンサの位置及び向きに誤差を生じさせる）可能性がある。例えば、コイルを形成するためにコアの周りに複数回巻きつけられたワイヤは、コイルから延びる 2 つの端部またはリード線を有し得る。これらのリード線は、コイルから医療デバイスのシャフトに沿って通され、センサを、例えば、医療用測位システムの他の構成要素またはそれとの中間にある構成要素（例えば、増幅器、プロセッサなど）に電氣的に結合することを可能にする電気コネクタ中で終端される。しかしながら、医療デバイスのシャフト内に配置されるとき、これらの 2 本のリード線は、磁場を受けるまたは磁場に曝露されるときに電流を生成し得るワイヤのループを形成する働きをし得る。上記で説明したように、これは、センサから送信されている電流信号へのノイズまたは干渉の追加を生じ得る。

10

【0025】

カテーテル自体において、上記で説明した問題に対処するために使用される 1 つの従来の技術は、センサから終端点までのリード線の長さに沿ってツイスト・ペア・パターンでセンサの 2 本のリード線を配置することである。そのような配置は、ワイヤ中の磁気ピックアップを防止または少なくとも実質的に最小化することが知られている。従って、医療デバイスのシャフトの長さに沿った磁気ピックアップを防止することによって、センサによって生成および送信される信号に悪影響を及ぼし得る干渉またはノイズが、防止または少なくとも実質的に最小化される。しかしながら、この技術は、医療デバイスのシャフトの長さに沿って発生する干渉を制限するのに有用であったが、医療デバイスの他のエリアまたはロケーション、または、医療デバイスが一部であるシステム内の他のエリアまたはロケーションに関する問題を完全には解決しない。一実施形態では、ツイスト・ペアは、ツイスト・ケーブルのペアを備えることができる。別の実施形態では、ツイスト・ペアは、プリント導体を備えることができる。また他の実施形態では、ツイスト・ペアは、当業者に知られている他の方法を備えることができる。これらの実施形態は、本明細書に完全に記載されているかのように参照により本明細書に組み込まれる、2015年7月2日出願された米国出願第 14 / 790 , 541 号にさらに記載されている。

20

30

【0026】

上記で説明したように、センサの 2 本のリード線は、シャフトの近位端部分において、または、近位端部分の近く（例えば、シャフトの近位端部分に近接して位置するデバイスのハンドル内またはその近く）に配設され得る電気コネクタにおいて終端される。医療デバイスのハンドル部分、したがって、リード線が結合される電気コネクタは、処置中に患者に近接して配設されるので、電気コネクタとケーブルとは、医療用測位システムによって印加される磁場を受けるか、または、その磁場に曝露され得る。したがって、電気コネクタ及びケーブルは、磁気ピックアップとして働くことができ、したがって、電流が磁場によって誘起され得る。上記で説明したように、そのような生成された電流は、センサによって生成され、送信される信号にノイズまたは干渉をもたらす、そこから方定されるセンサ・ロケーションに有意でない誤差をもたらす可能性がある。

40

【0027】

図 1 および図 4 を参照して、医療用測位システム 14 について説明する。医療用測位システム 14 は、カテーテル 12 のセンサ 28 の位置及び向き、したがって、カテーテル 12 の位置及び向きを方定するために提供される。一実施形態では、医療用測位システム 14 は、例えば、それらの開示全体が、参照により本明細書に組み込まれる、米国特許第 6

50

、498、944号、第6、788、967号、および第6、690、963号のうちの1つまたは複数を参照しながら概して示される、Biosense Websterから利用可能なCarto（登録商標）システム、またはそれらの開示全体が、参照により本明細書に組み込まれる、米国特許第6、233、476号、第7、197、354号、第7、386、339号のうちの1つまたは複数を参照しながら概して示される、（現在、St. Jude Medical社が所有する）MediGuide社からのMediGuide（登録商標）システムなどの磁場ベースのシステムを備えてもよい。代替的に、医療用測位システム14は、例えば、限定はしないが、同じく、Biosense Websterから利用可能なCarto 3（登録商標）システムなどの、磁場ベースのシステムと電界ベースのシステムとの組み合わせを備えてもよい。

10

#### 【0028】

一実施形態では、一般論的に、医療用測位システム14は、少なくとも部分的に、位置及び向き決定を行うための磁気送信機アセンブリ（MTA）48と磁気処理コア50とを備える。MTA48は、図4においてモーション・ボックス52として指定される予め定義された3次元空間中の患者の胸部空洞中とその周辺で低強度の磁場を生成するように構成される。そのような実施形態では、上記で簡単に説明したように、カテーテル12は、センサ28がモーション・ボックス52内に配設されたときにMTA48によって適用される低強度の磁場の1つまたは複数の特性を検出するように構成される磁気センサを備える位置センサ28を含む。一実施形態では、磁気コイルを備えるセンサ28は、処理コア50に電気的に接続され、磁気処理コア50に与えられた磁場の感知された特性に対応する信号を生成するように構成される。処理コア50は、検出信号にตอบสนองし、センサ28のための3次元位置及び向き読取値を計算するように構成される。したがって、医療用測位システム14により、3次元空間中のカテーテル12の各磁気センサ28のリアルタイム追跡、したがって、カテーテル12のリアルタイム追跡が可能になる。

20

#### 【0029】

上記で説明したように、カテーテルなどの細長い医療デバイスと併せた磁場ベースの医療用測位システムの使用の1つの欠点は、磁場を受けるとセンサ28の感知要素（例えば、コイル）とは別個の、異なるものであるワイヤの任意のループが磁気ピックアップとして働き得るということである。したがって、ノイズまたは干渉がセンサ28によって生成された信号に加えられ、それによって、それらの信号に基づく位置及び向き決定に有意でない誤差がもたらされ得る。例えば、図1～図3Bを参照すると、センサ28が、コアの周りに複数回巻きつけられたワイヤによって形成される磁気コイルを備える例では、センサ28のリード線32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>は、コイルからカテーテル12のシャフト22に沿ってシャフト22の近位端まで通され、ここで、それらは、例えば、コネクタ30などの電気機械コネクタで終端され得る。より詳細には、リード線32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>は、コネクタ30のそれぞれの接続点40に（例えば、はんだ付け、圧着などで）結合される。しかしながら、シャフト22の長さを超えて、リード線32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>は、磁場を受けるまたは磁場に曝露されると磁気ピックアップとして働き得るワイヤのループを形成し、それによって、センサ28によって生成された信号への干渉を生じ得る。このことが発生するのを防止するために、リード線32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>は、センサ28の感知要素からコネクタ30のリード線32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>の終端点の近くの点までのその長さに沿ってツイスト・ペア・パターンにおいて配置されてもよい。

30

40

#### 【0030】

リード線32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>のツイスト・ペア配置は、リード線32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>内のそれらの長さに沿ったノイズの生成を防止するのに適しているが、それは、問題に対する完全な解決策をもたらさない。より詳細には、コネクタ30の接続点40に接続するために、リード線32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>は、よりを解かれ、次いで、それぞれの接続点40に接続され得る。例えば、図3Aおよび図3Bに示す実施形態では、リード線32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>は、よりを解かれ、次いで、それぞれ、接続点40<sub>1</sub>、40<sub>2</sub>に結合または接続される。リード線32<sub>1</sub>、32<sub>2</sub>のよりを解かれた部分と、接続点40（例えば、40<sub>1</sub>、40<sub>2</sub>）の長さ

50

、接続点40間の比較的長い距離または空間との組合せは、図5に示すように、コネクタ30が、例えば、ケーブル34などのケーブルの対応する電気機械コネクタ56と嵌合するときに磁気ループ54の形成を生じる。患者ベッドに比較的に近接している、コネクタ30とコネクタ56との間の接続のロケーションにより、このループ54は、MTA48によって印加される磁場を受けるか、またはその磁場に曝露され得、したがって、センサ28によって生成された信号中にノイズまたは干渉を生成し得る。

#### 【0031】

信号中のノイズまたは干渉を最小化する1つの方法は、コネクタ30を相補型コネクタ(例えば、コネクタ56)に接合し、センサから接続箱まで伸びるリード線のペアによって形成される磁気ループに対してエリアが実質的に等しく、向きが反対である第2の磁気ループ58を形成することである。したがって、コネクタ30とコネクタ56との間の接続が磁場を受けるか、または磁場に曝露されるとき、2つのループ内において誘起される電流は、等しいが、反対方向になり、それによって、電流が互いにオフセットすることとなる。このようにして、センサ28によって生成され、コネクタ30、56を通して送信される信号への干渉が、防止されるか、または少なくとも実質的に最小化される。この方法は、本明細書に完全に記載されているかのように参照により本明細書に組み込まれる、2012年7月31日に出願された米国出願第13/563,239号にさらに記載されている。

#### 【0032】

図6は、ノイズまたは干渉の生成を防止または最小化する別の方法の一実施形態を示す。ケーブル134へのコネクタ130の接続配置またはアSEMBリでのノイズまたは干渉の生成を防止または少なくとも最小化するために、カテーテル・コネクタ130に結合することができる相補型ケーブル・コネクタ138を備えることができるケーブル134を示すシステム110が示されている。図示の実施形態では、カテーテル・コネクタ130は、カテーテルの近位側から延びることができるピグテール136に結合することができる。他の実施形態では、カテーテル・コネクタは、本開示内で説明した方法とは別の、当業者に知られている他の方法でカテーテルに結合することができる。カテーテル・コネクタ130が相補型ケーブル・コネクタ136と嵌合すると、誤差測定ループとして使用することができる第2の磁気ループを形成することができる。誤差測定ループは、カテーテル・コネクタ130、相補型ケーブル・コネクタ138、及び、ケーブル134の中に生成することができ、システム中に生成されるノイズまたは干渉のうちの一部を除去するために使用することができる。

#### 【0033】

誤差測定ループを含めることに加えて、一実施形態では、カテーテル・コネクタ130及び相補型ケーブル・コネクタ138の一方または両方が遮蔽されていてもよい。より詳細には、高い透磁率を有する材料から形成される(図3Aおよび図10Aに最も良く示されている)磁気シールド77が、コネクタの一方または両方の外部ハウジング上に配置されてもよい。より詳細には、一般に「ミューメタル」(例えば、ニッケル鉄合金)として知られるものから形成される磁気シールドは、カテーテル・コネクタ130と相補型ケーブル・コネクタ138との両方の上に配置されてもよい。磁気シールドは、電気コネクタの各々が曝露される磁場の強度を効果的に低減するように働く。

#### 【0034】

図7Aに、リード線の第1のツイスト・ペア203に結合されたコネクタ201の一実施形態を示す。コネクタ201は、第1の補償ピン211と、第2の補償ピン212と、誤差ループ・セグメント213と、第1のリード・ピン209と、第2のリード・ピン210と、を備えることができる。第1のリード・ピン209は、第1のリード線205に結合することができ、第2のリード・ピン210は、第2のリード線206に結合することができる。誤差ループ・セグメント213は、導電性材料を備えることができ、第1の補償ピン211と第2の補償ピン212とに結合し、それらの間に延びることができ、コネクタの材料内に作成されるノイズまたはアーティファクトを補償するために使用され得

10

20

30

40

50

る誤差測定ループに2つの接続点を結合することができる。一実施形態では、誤差ループ・セグメントは、ジャンパ・ケーブルを備えることができる。コネクタ201は、単一のセンサを備えるカテーテルに第1のツイスト・ペア203によって結合することができる。他の実施形態では、カテーテルは、複数のセンサを備えることができ、リード線の複数のツイスト・ペアは、コネクタ201に結合することができる。図7Bに、リード線の複数のツイスト・ペアに結合されたコネクタの一実施形態が見られる。

#### 【0035】

図7Bに、リード線の3つのツイスト・ペアに結合されたコネクタ230の別の実施形態を示す。コネクタ230は、第1の補償ピン246と、第2の補償ピン247と、誤差ループ・セグメント249と、第1のリード・ピン240と、第2のリード・ピン241と、第3のリード・ピン242と、第4のリード・ピン243と、第5のリード・ピン244と、第6のリード・ピン245と、を備えることができる。誤差ループ・セグメント249は、第1の補償ピン246と第2の補償ピン247との間に延びることができ、コネクタの材料内に作成されるノイズまたはアーティファクトを補償するために使用することができる誤差測定ループに2つの接続点を結合することができる。コネクタ230は、第1のリード線251と第2のリード線252とを備えることができる第1のツイスト・ペア231を通して第1のセンサに結合することができる。コネクタは、さらに、第3のリード線253と第4のリード線254とを備えることができる第2のツイスト・ペア233を通して第2のセンサに結合することができる。コネクタは、さらにまた、第5のリード線255と第6のリード線256とを備えることができる第3のツイスト・ペア235を通して第3のセンサに結合することができる。他の実施形態では、コネクタは、カテーテルの様々な数のセンサまたは他の構成要素に結合することができる。一実施形態では、コネクタは、さらに、少なくとも1つの熱電対に結合することができる。別の実施形態では、コネクタは、カテーテルの遠位端上に配設される1つまたは複数の電極に結合することができる。1つまたは複数の電極は、アブレーション・エネルギーを移送するため、電気信号を感知するために使用するため、または本明細書で説明するように磁気センサの支援を用いてまたは用いることなく電極のロケーションを決定するために使用することができる。

#### 【0036】

上記で簡単に説明したように、システム10は、カテーテル12をシステム10の1つまたは複数の他の構成要素と接続するために使用され得るケーブル（例えば、上記で説明したケーブル134）をさらに備えてもよい。一実施形態では、カテーテル12とケーブル134とは、医療デバイス・アセンブリを形成するために組み合わせてもよく、一方、別の実施形態では、ケーブル134は、カテーテル12が接続されているシステム10の構成要素の一部であってもよい。

#### 【0037】

図8に、本明細書で説明するように、ノイズの生成を防止するかまたは最小化するシステムの部分の実施形態を示す。センサ303は、センサ・ツイスト・ペア306に結合することができる。センサ303は、上記で説明したように、カテーテルまたは他の医療デバイス内であってもよい。センサ・ツイスト・ペア306は、第1のセンサ・リード線304と第2のセンサ・リード線305とを備えることができ、カテーテルまたは他の医療デバイスを通してデバイス・コネクタ308まで延びることができる。

#### 【0038】

デバイス・コネクタ308は、第1のデバイス・センサ・ピン310と、第2のデバイス・センサ・ピン311と、第1のデバイス補償ピン312と、第2のデバイス補償ピン313と、誤差ループ・セグメント315と、を備えることができる。第1のセンサ・リード線304は、第1のデバイス・センサ・ピン310に結合することができ、第2のセンサ・リード線305は、第2のデバイス・センサ・ピン311に結合することができる。誤差ループ・セグメント315は、第1のデバイス補償ピン312を第2のデバイス補償ピン313に結合することができる。デバイス・コネクタ308は、第1のケーブル・

10

20

30

40

50

コネクタ309に結合するようにサイズ決定され、かつ、第1のケーブル・コネクタ309に結合するように構成することができる。

【0039】

第1のケーブル・コネクタ309は、第1のケーブル・センサ・ピン316と、第2のケーブル・センサ・ピン317と、第1のケーブル補償ピン318と、第2のケーブル補償ピン319と、を備えることができる。第1のケーブル・センサ・ピン316は、第1のケーブル・リード線322に結合することができ、第2のケーブル・センサ・ピン317は、第2のケーブル・リード線323に結合することができる。第1のケーブル・リード線322と第2のケーブル・リード線323とは、ケーブル・ツイスト・ペア321を構成するために一緒に撚り合わされ得る。第1のケーブル・センサ・ピン316は、第1のデバイス・センサ・ピン310に電氣的に接続されるように構成することができる。第2のケーブル・センサ・ピン317は、第2のデバイス・センサ・ピン311に電氣的に接続されるように構成することができる。接続の結果として、センサ303からの信号は、センサ・ツイスト・ペア306を通り、デバイス・コネクタ308、第1のケーブル・コネクタ309を通り、ケーブル・ツイスト・ペア321に沿って送信することができる。さらに、第1のケーブル補償ピン318は、第1の補償リード線325に結合することができ、第2のケーブル補償ピン319は、第2の補償リード線326に結合することができる。第1の補償リード線325と第2の補償リード線326とは、補償ツイスト・ペア324を形成するために一緒に撚り合わされ得る。第1のケーブル補償ピン318は、第1のデバイス補償ピン312に電氣的に接続されるように構成することができる。第2のケーブル補償ピン319は、第2のデバイス補償ピン313に電氣的に接続されるように構成することができる。

【0040】

上記で説明した接続の結果として、デバイス・コネクタ308とケーブル・コネクタ309とを通して生成されるノイズは、補償ツイスト・ペア324を通して送信することができ、ケーブル・ツイスト・ペア321を通して送信される信号からノイズを除去するためにシステムによって使用することができる。ケーブル・ツイスト・ペア321は、センサ増幅器329に結合することができ、補償ツイスト・ペアは、補償増幅器330に結合することができる。センサ増幅器329は、ケーブル・ツイスト・ペア321からセンサ信号を受信することができる。増幅センサ信号332は、センサ増幅器329から減算器334に送信することができる。補償増幅器は、補償ツイスト・ペア324から補償信号を受信することができる。増幅補償信号333は、補償増幅器330から減算器334に送信することができる。減算器334は、増幅センサ信号332から増幅補償信号333を減算することができ、次いで、補正信号335を送信することができる。補正信号335は、医療用測位システムあるいは他のシステムまたはデバイスに送信することができる。補正信号335は、補償ループ328を使用して生成することができる。補償ループ328は、誤差ループ・セグメント315と、第1のデバイス補償ピン312と、第2のデバイス補償ピン313と、第1のケーブル補償ピン318と、第2のケーブル補償ピン319と、補償ツイスト・ペア324と、補償増幅器330と、を備えることができる。一実施形態では、センサ増幅器と補償増幅器と減算器とは、全体を通して説明したようにケーブル内に位置することができる。補正信号は、次いで、接続箱または他のデバイスに出力することができる。別の実施形態では、センサ増幅器と補償増幅器と減算器とは、接続箱または他の要素内に位置することができ、ケーブル・ツイスト・ペアと補償ツイスト・ペアとは、別個のコネクタを通して接続箱または他の要素に接続するように構成することができる。別の実施形態では、センサ増幅器と補償増幅器と減算器とは、ケーブル・コネクタに隣接して、または、ケーブル・コネクタ内に存在することができる。

【0041】

図8に、単一のセンサと単一の補償ループとを有する実施形態を示す。他の実施形態では、システムは、センサごとに別個のツイスト・ペアを有する複数のセンサを備えることができる。減算器は、補償ループからの補償信号を用いてセンサの各々からの信号を導出

10

20

30

40

50

することができる。また別の実施形態では、システムは、複数のセンサと複数の補償ループとを備えることができる。減算器は、複数の補償ループのうちの1つからの信号を減算することによって複数のセンサの各々のための補正信号を導出するように構成することができる。また別の実施形態では、システムは、複数の補償ループを備えることができ、減算器は、センサ信号の各々のための補正信号を導出する前に、複数の補償ループから受信された信号を平均化することができる。また別の実施形態では、システムは、少なくとも1つのセンサと複数の補償ループとを備えることができ、減算器は、補償ループの各々およびセンサごとに別個の補正信号を出力することができる。一例として、システムが、単一のセンサと2つの補償ループとを備える場合に、減算器は、第1の補償ループを使用して第1の補正信号を出力し、第2の補償ループを使用して第2の補正信号を出力することができる。また別の実施形態では、誤差ループ・セグメントを補償ループから除去することができ、本体補償ツイスト・ペアをカテーテルまたは他の医療デバイスを通して延ばし、カテーテルまたは他の医療デバイスの細長い本体内に固定することができる。本体補償ツイスト・ペアの遠位端は、導電性セグメントによって一緒に短絡、または、一緒に溶接またはろう接することができる。本体補償ツイスト・ペアを備える補償ループによって生成された任意の信号は、次いで、減算器によって補正信号を導出するために使用することができる。

#### 【0042】

図9は、第1の端部355に、例えば、上記で説明したコネクタ56などの第1の電気機械コネクタ353と、第2の端部359に配設された第2の電気機械コネクタ361と、を備えるケーブル351を示す。ケーブル351は、第1のコネクタ353と第2のコネクタ361との間、したがって、第1の端部355と第2の端部359との間に延びる、上記の図8で説明した複数の細長い電気導体をさらに備える。カテーテルが単一のセンサを備える一実施形態では、ケーブル351は、図8に関して上記で説明したように電気導体の2つのペアを備えていてもよい。ただし、カテーテル12が複数のセンサ28を備える一実施形態では、ケーブル34は、カテーテルのセンサごとに電気導体のペアを備えてもよく、補償ループのための電気導体の少なくとも1つの他のペアを備えてもよい。

#### 【0043】

カテーテル12のセンサ・リード線32と同様に、医療用測位システム14によって生成される磁場に近接した結果としてケーブル351が配設され得る磁気環境を考慮するために、電気導体64の各ペアは、ケーブル34の長さに沿ってツイスト・ペア・パターンで配置されてもよい。明快さおよび例示のために、以下の説明は、カテーテル12が単一のセンサ28を備える実施形態に関するものであり、したがって、ケーブル34は、センサ28のための電気導体64の単一のペア（即ち、電気導体64<sub>1</sub>、64<sub>2</sub>）と、補償ループのための電気導体64のペアと、を備える。周知のように、電気導体64とコネクタ353、361とに加えて、ケーブル351は、1つまたは複数の絶縁層、ならびに電気導体64を囲む外部シース357をさらに備えていてもよい。

#### 【0044】

図10Aおよび図10Bを参照すると、カテーテル12のコネクタ30、130に関して上記で説明したように、コネクタ456、480の各々は、第1の端部484と第2の端部486とを備える。各コネクタ456、480の第1の端部484は、複数の接続点462を有し、ケーブル434の各電気導体464は、各コネクタ456、480の接続点462の各々に電気的および機械的に接続または結合される（即ち、各電気導体464の1つの端部は、コネクタ456のそれぞれのピン462に接続され、各電気導体464の他端は、コネクタ480のそれぞれのピン462に接続される）。各コネクタ456、480の第2の端部486は、ケーブル・コネクタ456の場合は、ケーブル434とカテーテル12との間に、コネクタ480の場合は、ケーブル434と、例えば、医療用測位システム14または接続箱などのシステム10の別の構成要素との間に接合部分を提供するように構成される。

#### 【0045】

10

20

30

40

50

図10Aに示す実施形態などの実施形態では、コネクタ456、480の一方または両方の第2の端部486は、コネクタ456、480の第1の端部484に配設された接続点462に電氣的に結合されるか、またはそれを備える複数の接続点488を有する雄型プラグ・コネクタの形態であってもよい(即ち、接続点462はコネクタ456、480の第1の端部484と第2の端部486とを通過して延びていてもよい)。そのような実施形態では、コネクタ456、480の第2の端部486は、コネクタ456、480の接続点488を受容するように構成された複数のソケット接点を有するそれぞれの相補型雌型レセプタクル・コネクタと嵌合するように構成される。代替的に、図10Bに示すように、コネクタ456、480の一方または両方の第2の端部486は、それぞれの相補型雄型プラグ・コネクタからの対応する数の接続点を受容するように構成された複数のソケット490を有する雌型レセプタクル・コネクタの形態であってもよい。

10

## 【0046】

したがって、コネクタ456、480の特定の形態に関わらず、ケーブル434は、カテーテル12およびセンサ28の電氣的接続、特に、例えば、医療用測位システム14、または以下でより詳細に説明するように、接続箱などのシステム10の1つまたは複数の構成要素への電氣的接続を可能にするように構成される。

## 【0047】

上記で説明したように、ケーブル34は、カテーテル12およびセンサ28を、特に、システム10の1つまたは複数の他の構成要素に電氣的および機械的に接続するように構成される。同じく上記で説明したように、ケーブル34は、システム10の別の構成要素の相補型電気機械コネクタと嵌合する構成される電気機械コネクタ80を含む。1つのそのような構成要素は、図4に示した実施形態に示したように、カテーテル12と、例えば、医療用測位システム14と、の間に配設された接続箱94である。

20

## 【0048】

接続箱594は、多くの目的を果たしてもよい。例えば、図4に示す実施形態などの実施形態では、接続箱94は、センサ28によって生成された信号を増幅するための少なくとも1つの増幅器回路を格納するように構成される。図11に示す実施形態などの別の実施形態では、接続箱594は、少なくとも部分的に、複数のカテーテル12に対応する複数のケーブル34を単一のケーブルに統合するように構成されてもよく、単一のケーブルは、次いで、システム10の1つまたは複数の他の構成要素(例えば、増幅器、医療用測位システム14、アブレーション生成器、電気生理記録システム、組織接触感知システムなど)に通される。

30

## 【0049】

いずれの場合も、図11を参照すると、接続箱594は、1つまたは複数の構成要素を格納するように構成されたハウジング596を備える。ハウジング596は、例えば、プラスチックなどのいくつかの材料から構築されてもよい。医療用測位システム14によって生成される磁場に接続箱が近接することに起因して、接続箱594は、磁場シールドをさらに含み得る。例えば、一実施形態では、接続箱594は、例えば、ミュウメタルなどの材料によって遮蔽されてもよく、その材料は、磁気シールドとして構成され、かつ、ハウジング594内の構成要素が曝露される磁場の強度を効果的に除去または実質的に低減するように働く。

40

## 【0050】

接続箱594は、それぞれ電気機械コネクタ598の形態の1つまたは複数の入力ポートをさらに備えることができ、入力ポートは、例えば、ケーブル34のコネクタ80などの、例えば、1つまたは複数のそれぞれの相補型電気機械コネクタと嵌合するように構成されるハウジング596の壁中に配設される。一実施形態では、コネクタ598の第1の端部は、ハウジング596の内部に配設され、複数の接続点を有する。一実施形態では、2つ以上の接続点が、それぞれの電気導体によってハウジング596内に配設された回路板のヘッダに電氣的に接続される。第1の端部の反対側のコネクタ598の第2の端部は、例えば、ケーブル34のコネクタ80などの、例えば、1つまたは複数のそれぞれの相

50

補型電気機械コネクタと嵌合し、したがって、カテーテル12と、センサ28と、特に、接続箱594との間の接合部分を提供するように構成される。

【0051】

例えば、一実施形態では、コネクタ598の第2の端部は、コネクタ598の第1の端部に配設された接続点に電氣的に結合されるか、またはそれを備える複数の接続点を有する雄型プラグ・コネクタの形態であってもよい。そのような実施形態では、コネクタ598の第2の端部は、コネクタ598の接続点を受容するように構成された複数のソケット接点を有する、例えば、ケーブル34のコネクタ80など、ケーブルの相補型雌型レセプタクル・コネクタと嵌合するように構成される。代替的に、コネクタ598の第2の端部は、例えば、ケーブル34のコネクタ80などのケーブルの相補型雄型プラグ・コネクタからの対応する数の接続点を受容するように構成された複数のソケットを有する雌型レセプタクル・コネクタの形態であってもよい。

10

【0052】

明快さおよび例示のために、以下の説明は、接続箱594が単入力ポートコネクタ598を有する実施形態に限定する。同じ理由から、以下の説明は、コネクタ598の第1の端部が4つの接続点のみを備えるように、コネクタ598が単一のセンサ・カテーテルに適應するように構成された実施形態に限定する。ただし、他の実施形態では、接続箱594が、任意の数の入力ポートまたはコネクタ598、ならびにその上に取り付けられた任意の数のセンサを有するカテーテルに適應するように構成されたコネクタ598を備えてもよいことを理解されよう。したがって、接続箱594が、2つ以上のコネクタ598、または2つ以上のセンサを有するカテーテルに適應するようにそれぞれ構成された1つまたは複数のコネクタ598を備える実施形態は、本開示の趣旨および範囲内にとどまる。

20

【0053】

一実施形態では、コネクタ598もまた遮蔽されていてもよい。より詳細には、高い透磁率をもつ材料から形成された磁気シールド(図示省略)が、コネクタ598の外部ハウジング上に配置されていてもよい。より詳細には、例えば、ミュメタルから形成される磁気シールドを、コネクタ598上に配置することができる。磁気シールドは、電気コネクタが曝露される磁場の強度を効果的に低減するように働く。

【0054】

上記の他の場所で説明したように、接続箱594の出力ポートの説明が、主に、コネクタが単一のセンサ・カテーテル12に適應するように構成された実施形態に関するものであったが、本開示が、そのように限定されるように意図されていないことを理解されよう。むしろ、他の実施形態では、接続箱594は、1つまたは複数の単一または複数センサ・カテーテルに適應するようにそれぞれ構成された1つまたは複数の出力ポートコネクタを備えていてもよく、そのような実施形態は、本開示の趣旨および範囲内にとどまる。

30

【0055】

図12Aおよび図12Bは、本開示による、接続箱の2つの実施形態を示す。図12Aは、第1の増幅器503と、第2の増幅器505と、減算器507と、を備える接続箱501を示す。接続箱501は、センサおよび補償ループからの信号を受信することができる。接続箱501は、次いで、センサおよび補償ループからの信号を増幅し、増幅信号から補正信号を導出することができる。接続箱501は、次いで、補正信号を処理することができる外部構成要素に補正信号を出力することができる。図12Bは、接続箱511の別の実施形態を示す。接続箱511は、第1の増幅器513と、第2の増幅器514と、第3の増幅器515と、第4の増幅器516と、を備えることができる。一実施形態では、第1の増幅器513は、第1のセンサ信号を増幅することができ、第2の増幅器514は、第2のセンサ信号を増幅することができ、第3の増幅器515は、第3のセンサ信号を増幅することができ、第4の増幅器516は、補償信号を増幅することができる。接続箱511は、次いで、少なくとも1つの補正信号を導出するために増幅信号を処理することができる減算器または他の構成要素に増幅信号を出力することができる。一実施形態では、第1の補正信号と第2の補正信号と第3の補正信号とは、第1の増幅センサ信号と、

40

50

第2の増幅センサ信号と、第3の増幅センサ信号と、増幅補償信号とから導出することができる。

【0056】

図13Aは、MTAへのコネクタの近さによって変動するループ信号の振幅を示す。グラフは、コネクタ・ループのみを含む実施形態を示す。図13Bは、MTAへのコネクタの近さによって変動する誘起誤差の量を示す。グラフは、コネクタ誤差を有するカテテル・センサを含む実施形態を示す。

【0057】

本発明の実施形態について、ある程度の特殊性を伴って上記で説明したが、当業者は、本発明の趣旨または範囲から逸脱することなく開示する実施形態に多数の変更を行うことができる。すべての方向についての言及（例えば、上、下、上向き、下向き、左、右、左側、右側、上部、下部、上記、下記、垂直、水平、時計回り、および反時計回り）は、本発明の読者の理解を助ける目的のために使用され、特に、本発明の位置、向き、または使用を制限するものではない。結合についての言及（例えば、取り付けられた、結合された、接続されたなど）は、広く解釈されるべきであり、要素の接続間の中間部材および要素間の相対的な移動を含み得る。したがって、結合についての言及は、必ずしも、2つの要素が直接接続され、互いに固定関係にあることを推論するとは限らない。上記の説明に含まれている、または添付の図面に示されているすべての事物が、限定するものではなく、例示的なものにすぎないと解釈されなければならないものとする。詳細または構造の変更は、添付の特許請求の範囲において定義されている発明の趣旨から逸脱することなく行われ得る。

【0058】

参照により本明細書に組み込まれると言われるいかなる特許、公報、または他の開示資料も、全体的にまたは部分的に、組み込まれた資料が本開示に記載されている既存の定義、記述、または他の開示資料と競合しない限りにおいて本明細書に組み込まれる。したがって、必要な程度まで、本開示は、本明細書に明示的に記載されているように、参照により本明細書に組み込まれる任意の矛盾材料に取って代わる。参照により本明細書に組み込まれると言われるが、本明細書に記載の既存の定義、記述、または他の開示資料と矛盾する任意の材料またはその一部分は、その組み込まれた材料と既存の開示資料との間に矛盾を生じない限り組み込まれることになる。以下の項目は、国際出願時の特許請求の範囲に記載の要素である。

[項目1]

磁場環境において使用するための医療デバイス・アセンブリであって、  
近位端部分と遠位端部分とを有する細長いシャフトと、  
前記シャフトの前記遠位端部分に沿って配設され、かつ、ツイスト・ペアに電氣的に結合される位置センサであって、前記ツイスト・ペアは、第1のリード線と第2のリード線とを備えており、前記位置センサから前記シャフトの前記近位端部分に延びている、前記位置センサと、

第1の端部と、第2の端部と、前記第1の端部に配設される複数の接続点と、を有するデバイス・コネクタと、を備え、

前記複数の接続点の第1のリード・ピンと第2のリード・ピンとが、前記第1のリード線と前記第2のリード線とに電氣的に結合されており、

前記コネクタは、さらに、

前記複数の接続点の第1のデバイス補償ピンを第2のデバイス補償ピンと電氣的に接続する誤差ループ・セグメントであって、前記第1のデバイス補償接続点と前記第2のデバイス補償接続点とが、それぞれ、補償ループを形成するために前記デバイス・コネクタの前記第2の端部と嵌合するように構成される相補型ケーブル・コネクタの相補型第1のケーブル補償接続点と相補型第2のケーブル補償接続点と電氣的に接続するように構成される、前記誤差ループ・セグメントを備える、医療デバイス・アセンブリ。

[項目2]

10

20

30

40

50

前記医療デバイスは、さらに、  
前記シャフトの前記近位端部分に配設されるハンドルを備え、  
前記医療デバイスの前記デバイス・コネクタが、前記ハンドル内に配設される、項目 1  
に記載の医療デバイス・アセンブリ。

[ 項目 3 ]

前記医療デバイスは、さらに、  
前記シャフトの前記近位端部分に配設されるハンドルを備え、  
前記センサの前記第 1 のリード線と前記第 2 のリード線とが、前記ハンドルの少なくとも  
も一部分を通して延び、そこから延びたピグテールを形成し、  
前記医療デバイスの前記デバイス・コネクタが、前記ピグテールの端部に配設される、  
項目 1 に記載の医療デバイス・アセンブリ。

10

[ 項目 4 ]

前記誤差ループ・セグメントが、ジャンパ・ワイヤを備える、項目 1 に記載の医療デバ  
イス・アセンブリ。

[ 項目 5 ]

前記医療デバイス・アセンブリは、さらに、  
第 1 の端部と第 2 の端部とを有する電気ケーブルをさらに備え、  
前記ケーブルは、  
ツイスト・ペア・パターンで配置され、前記ケーブルの前記第 1 の端部と前記第 2 の  
端部との間に延びる第 1 のケーブル・リード線および第 2 のケーブル・リード線と、  
ツイスト・ペア・パターンで配置され、前記ケーブルの前記第 1 の端部と前記第 2 の  
端部との間に延びる第 1 の補償リード線および第 2 の補償リード線と、  
前記ケーブルの前記第 1 の端部に配設されるケーブル・コネクタと、を備え、  
前記ケーブルの前記コネクタが、第 1 の端部と、第 2 の端部と、前記第 1 の端部に配設  
される複数の接続点と、を備え、  
前記第 1 のケーブル・リード線と前記第 2 のケーブル・リード線とが、前記ケーブルの  
前記コネクタの前記複数の接続点の第 1 のケーブル・センサ・ピンと第 2 のケーブル・セ  
ンサ・ピンとに電氣的に接続され、  
前記第 1 の補償リード線と前記第 2 の補償リード線とが、前記ケーブルの前記コネクタ  
の前記複数の接続点の第 1 のケーブル補償ピンと第 2 のケーブル補償ピンとに電氣的に接  
続される、項目 1 に記載の医療デバイス・アセンブリ。

20

30

[ 項目 6 ]

磁場環境において医療デバイスとともに使用するように構成される接続箱であって、  
センサ増幅器と、  
補償増幅器と、  
減算器と  
を備え、  
前記センサ増幅器が、センサ信号を受信し、増幅センサ信号を出力するように構成され  
、

前記補償増幅器が、補償信号を受信し、増幅補償信号を出力するように構成され、  
前記減算器が、前記センサ増幅器と前記補償増幅器とに電氣的に結合され、前記増幅セ  
ンサ信号と前記増幅補償信号とから補正信号を導出し、出力するように構成される、接続  
箱。

40

[ 項目 7 ]

前記接続箱は、さらに、第 3 の増幅器を備え、  
前記第 3 の増幅器が、第 2 のセンサ信号を受信し、第 2 の増幅センサ信号を出力するよ  
うに構成される、項目 6 に記載の接続箱。

[ 項目 8 ]

前記補正信号が、第 1 の補正信号であり、  
前記減算器が、第 2 の補正信号を導出し、出力するように構成される、項目 7 に記載の

50

接続箱。

[ 項目 9 ]

前記接続箱は、さらに、第 4 の増幅器を備え、  
前記第 4 の増幅器が、第 3 のセンサ信号を受信し、第 3 の増幅センサ信号を出力するよ  
うに構成され、

前記減算器が、第 3 の補正信号を導出し、出力するように構成される、項目 8 に記載の  
接続箱。

[ 項目 10 ]

前記補償増幅器が、第 1 の補償増幅器であり、  
前記増幅補償信号が、第 1 の増幅補償信号であり、  
前記接続箱は、さらに、  
第 2 の補償信号を受信し、第 2 の増幅補償信号を出力するように構成される第 2 の補償  
増幅器を備える、項目 6 に記載の接続箱。

10

[ 項目 11 ]

前記減算器が、さらに、前記補正信号を導出し、出力する前に、前記第 1 の増幅補償信  
号と前記第 2 の増幅補償信号とから前記信号を平均化するように構成される、項目 10 に  
記載の接続箱。

[ 項目 12 ]

医療デバイスの補正センサ信号を出力するためのシステムであって、  
センサ・ツイスト・ペアに結合され、かつ、第 1 のセンサ信号を送信するように構成さ  
れるセンサを備える前記医療デバイスであって、前記センサ・ツイスト・ペアが、前記医  
療デバイスの一部を通して延び、デバイス・コネクタに結合され、前記デバイス・コネ  
クタが、さらに、第 1 のデバイス補償ピンと、第 2 のデバイス補償ピンと、誤差ループ・  
セグメントと、を備え、前記誤差ループ・セグメントが、前記第 1 の補償ピンと前記第 2  
の補償ピンとに電気的に結合される、前記医療デバイスと、

20

第 1 のケーブル・コネクタと、第 2 のケーブル・コネクタと、ケーブル・ツイスト・ペ  
アと、補償ツイスト・ペアと、を備えるケーブルであって、前記ケーブル・ツイスト・ペ  
アと前記補償ツイスト・ペアとが、前記第 1 のケーブル・コネクタと前記第 2 のケーブル  
・コネクタとに結合され、前記第 1 のケーブル・コネクタが、前記デバイス・コネクタに  
結合するように構成され、前記第 2 のケーブル・コネクタが、接続箱に結合するよう  
に構成される、前記ケーブルと、

30

センサ増幅器と、補償増幅器と、減算器と、を備える前記接続箱であって、前記センサ  
増幅器が、前記磁気センサによって送信される前記第 1 のセンサ信号を受信し、増幅セン  
サ信号を前記減算器に出力するように構成され、前記補償増幅器が、前記補償ツイスト・  
ペアから補償信号を受信し、増幅補償信号を前記減算器に出力するように構成され、前記  
減算器が、前記増幅センサ信号と前記増幅補償信号とから補正信号を導出し、出力するよ  
うに構成される、前記接続箱と、

を備える、システム。

[ 項目 13 ]

前記システムは、さらに、  
第 2 のセンサ・ツイスト・ペアに結合され、第 2 のケーブル・ツイスト・ペアと第 2 の  
センサ増幅器とに第 2 のセンサ信号を送信するように構成される第 2 の磁気センサを備え  
、

40

前記第 2 のセンサ増幅器が、前記減算器に第 2 の増幅センサ信号を出力するように構成  
され、

前記減算器が、第 2 の補正信号を導出し、出力するように構成される、項目 12 に記載  
のシステム。

[ 項目 14 ]

前記デバイス・コネクタが、さらに、第 1 のデバイス・センサ・ピンと第 2 のデバイス  
・センサ・ピンとを備え、

50

前記センサ・ツイスト・ペアが、前記第 1 のデバイス・センサ・ピンと前記第 2 のデバイス・センサ・ピンとに結合される、項目 1 2 に記載のシステム。

[ 項目 1 5 ]

前記第 1 のケーブル・コネクタが、さらに、第 1 のケーブル・センサ・ピンと第 2 のケーブル・センサ・ピンとを備え、

前記ケーブル・ツイスト・ペアが、前記第 1 のケーブル・センサ・ピンと前記第 2 のケーブル・センサ・ピンとに結合される、項目 1 4 に記載のシステム。

[ 項目 1 6 ]

前記第 1 のケーブル・コネクタが、さらに、第 1 のケーブル補償ピンと第 2 のケーブル補償ピンとを備え、

前記補償ツイスト・ペアが、前記第 1 のケーブル補償ピンと前記第 2 のケーブル補償ピンとに結合される、項目 1 5 に記載のシステム。

[ 項目 1 7 ]

前記第 1 のデバイス補償ピンと、前記第 2 のデバイス補償ピンと、前記誤差ループ・セグメントと、前記補償ツイスト・ペアと、前記補償増幅器とが、第 1 の補償ループを備え、

前記システムが、さらに、第 2 の補償ループを備える、項目 1 2 に記載のシステム。

[ 項目 1 8 ]

前記増幅補償信号が、第 1 の増幅補償信号であり、

前記第 2 の補償ループが、第 2 の増幅補償信号を出力するように構成される、項目 1 7 に記載のシステム。

[ 項目 1 9 ]

前記減算器が、前記補正信号を導出し、出力する前に、前記第 1 の補償信号と前記第 2 の補償信号とを平均化するように構成される、項目 1 8 に記載のシステム。

[ 項目 2 0 ]

前記補正信号が、第 1 の補正信号であり、

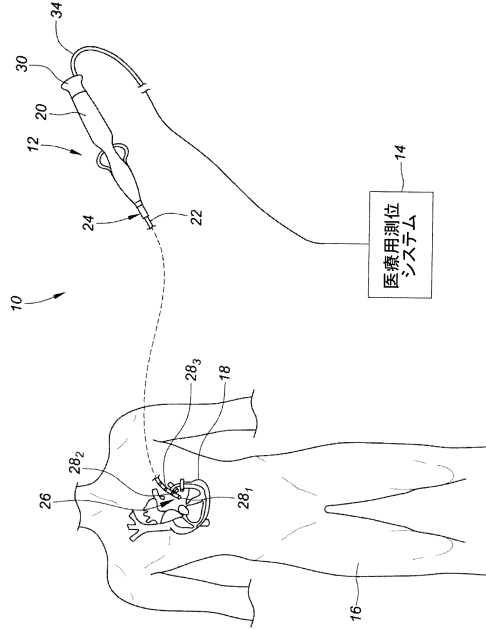
前記減算器が、前記第 1 の増幅補償信号と前記第 2 の増幅補償信号とを利用して、第 1 の補正信号と第 2 の補正信号とを出力するように構成される、項目 1 8 に記載のシステム

。

10

20

【 図 1 】



【 図 2 】

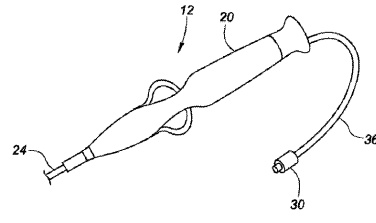


FIG. 2

【 図 3 A 】

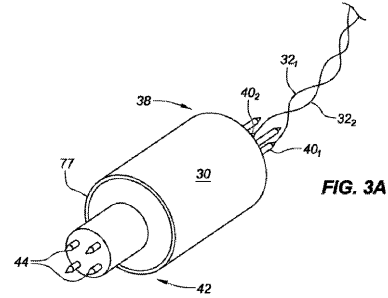


FIG. 3A

【 図 3 B 】

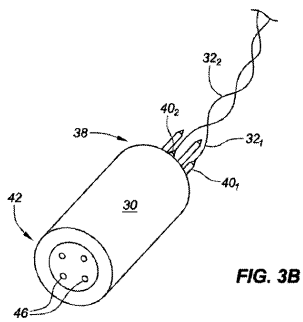


FIG. 3B

【 図 4 】

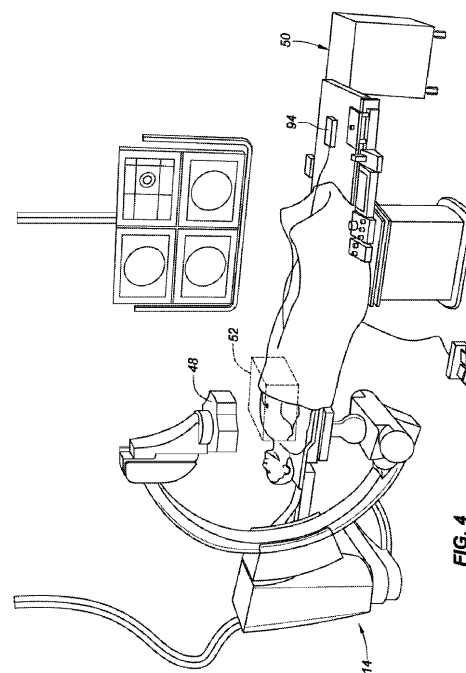


FIG. 4

【 図 5 】

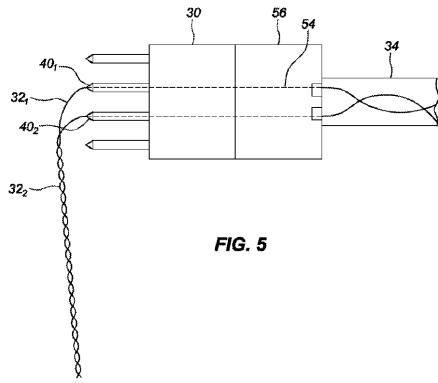


FIG. 5

【 図 6 】

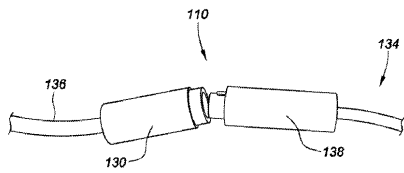


FIG. 6

【 図 7 A 】

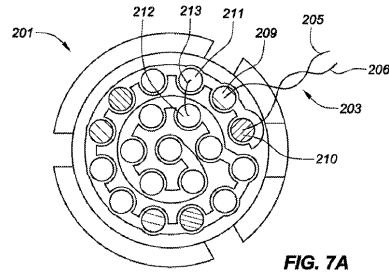


FIG. 7A

【 図 7 B 】

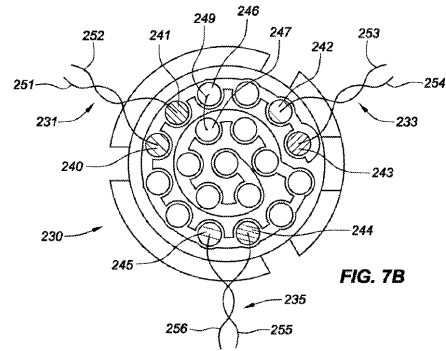


FIG. 7B

【 図 8 】

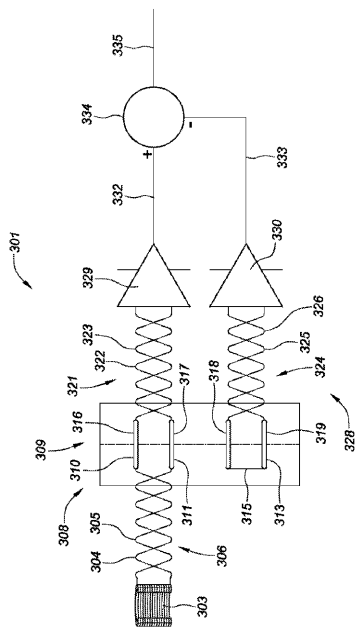


FIG. 8

【 図 9 】

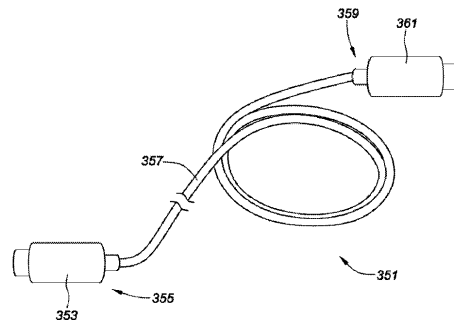


FIG. 9

【 図 1 0 A 】

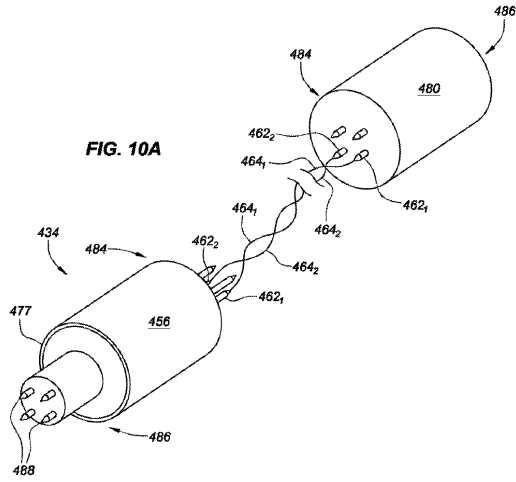


FIG. 10A

【 図 1 0 B 】

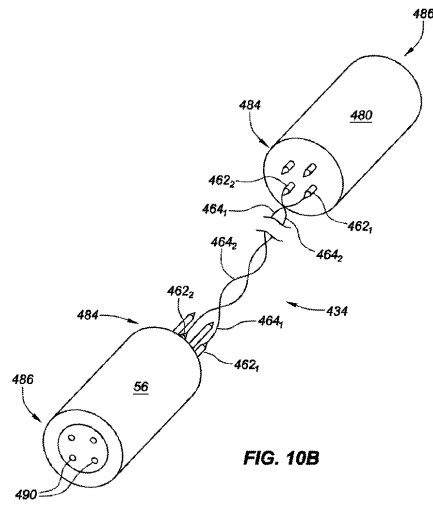


FIG. 10B

【 図 1 1 】

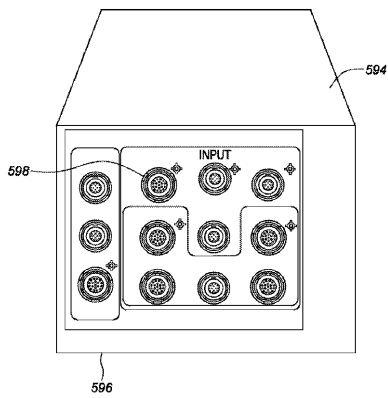


FIG. 11

【 図 1 2 B 】

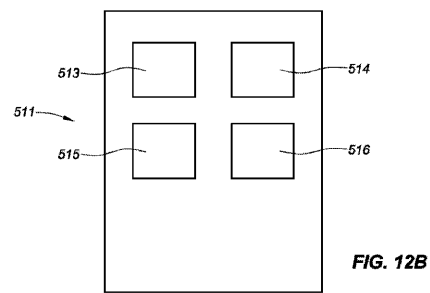


FIG. 12B

【 図 1 2 A 】

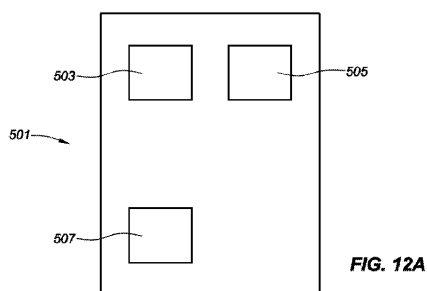
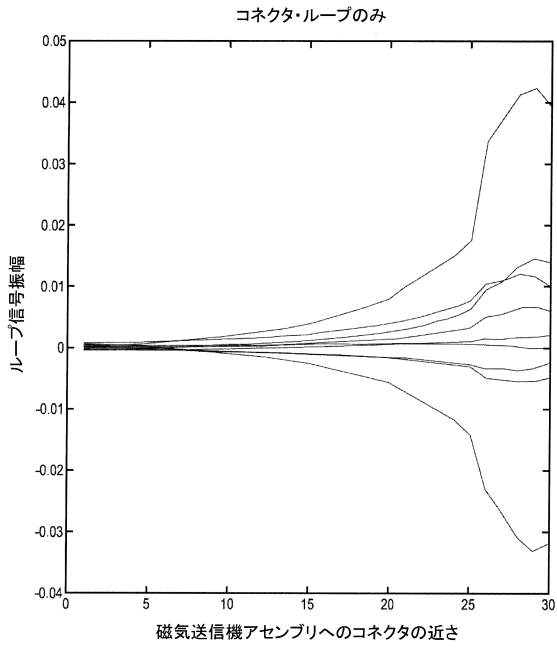
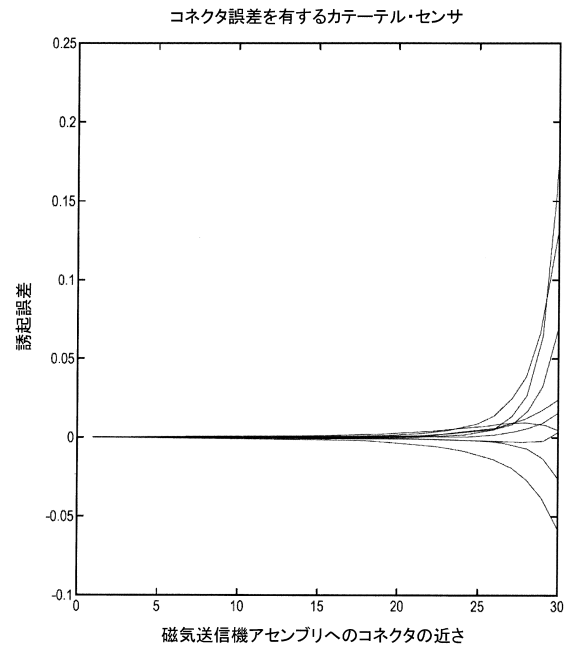


FIG. 12A

【図13A】



【図13B】



---

フロントページの続き

(74)代理人 110000110

特許業務法人快友国際特許事務所

(72)発明者 ダレン カーター

アメリカ合衆国、 5 5 1 2 6、 ミネソタ州、 ショービュー、 タートル レーン ウェスト  
4 9 3 7

(72)発明者 ライアン エム． アルブ

アメリカ合衆国、 5 5 4 1 9、 ミネソタ州、 ミネアポリス、 オリバー アベニュー サウ  
ス 5 3 4 5

審査官 後藤 健志

(56)参考文献 特開2015 - 134166 (JP, A)

米国特許出願公開第2014 / 0039302 (US, A1)

特開2010 - 017549 (JP, A)

特開2013 - 020969 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 3 4 / 2 0