

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7225218号

(P7225218)

(45)発行日 令和5年2月20日(2023.2.20)

(24)登録日 令和5年2月10日(2023.2.10)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 17/34 (2006.01)

A 6 1 B 17/34 5 1 0

請求項の数 4 (全12頁)

(21)出願番号	特願2020-513761(P2020-513761)	(73)特許権者	511099630
(86)(22)出願日	平成30年9月2日(2018.9.2)		バイオセンス・ウェブスター・(イスラエル)・リミテッド
(65)公表番号	特表2020-533072(P2020-533072 A)		Biosense Webster (Israel), Ltd.
(43)公表日	令和2年11月19日(2020.11.19)		イスラエル国 2066717 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4
(86)国際出願番号	PCT/IB2018/056694	(74)代理人	100088605
(87)国際公開番号	WO2019/049011		弁理士 加藤 公延
(87)国際公開日	平成31年3月14日(2019.3.14)	(74)代理人	100130384
審査請求日	令和3年6月22日(2021.6.22)		弁理士 大島 孝文
(31)優先権主張番号	15/698,758	(72)発明者	アルトマン・アンドレス・クラウディオ
(32)優先日	平成29年9月8日(2017.9.8)		イスラエル国、2066717 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4、ピー・オー・ボックス 275、バイオセ
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		最終頁に続く

(54)【発明の名称】 非蛍光透視経中隔処置を実行するための方法及び装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

非蛍光透視経中隔処置を実行するためのシステムであって、
カテーテルと、
デバイスであって、

シース、

イントロデューサ、及び、

前記イントロデューサ上に配置され、前記非蛍光透視経中隔処置中に組織の厚さの測定を実行するように構成されたリングトランスデューサを含む、デバイスと、を備えており、
前記リングトランスデューサは、前記イントロデューサの長手方向軸の周りに前記イントロデューサの外周面上に配置され、前記リングトランスデューサは、前記長手方向軸から離れるように前記外周面から外向きに突出している、システム。

10

【請求項 2】

前記リングトランスデューサが、0.1mm～2.0mmの直径を有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記測定が、前記リングトランスデューサから送信された複数の超音波パルスに基づくものであり、前記測定が、前記カテーテルの位置を決定する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記測定が、穿刺位置を更に決定する、請求項 3 に記載のシステム。

20

【発明の詳細な説明】**【背景技術】****【0001】**

非蛍光透視経中隔処置を実行するシステムは、カテーテルと、シース、イントロデューサ、針、及びイントロデューサ上に埋め込まれ、非蛍光透視経中隔処置中に測定を実行するように構成されたトランスデューサを含む、デバイスと、を備え得る。超音波トランスデューサは、より容易かつより正確なナビゲーションを可能にし得る。

【発明の概要】**【課題を解決するための手段】****【0002】**

トランスデューサは、イントロデューサの外面上に埋め込まれ得るか、イントロデューサの内面上に埋め込まれ得るか、又はイントロデューサ内に埋め込まれ得る。一実施形態では、トランスデューサは、リングトランスデューサであるか、別の実施形態では、トランスデューサは、円形トランスデューサである。一実施形態では、トランスデューサは、0.1mm～2.0mmの直径を有する。一実施形態では、測定は、トランスデューサから送信された複数の超音波パルスに基づくものであり、測定は、カテーテルの位置を決定する。一実施形態では、測定は、穿刺位置を更に決定する。

【0003】

一実施形態では、トランスデューサは、イントロデューサの代わりに針上に埋め込まれ得る。

【0004】

非蛍光透視経中隔処置を実行するための方法は、超音波信号をデバイス内のトランスデューサから送信する工程と、超音波信号を受信する工程と、超音波信号に基づいて測定を実行する工程と、測定を使用してカテーテルの位置を決定する工程と、を含み得、デバイスは、シース、イントロデューサ、及び針を更に含む。

【0005】

一実施形態では、本方法の超音波信号は、複数の超音波パルスである。一実施形態では、測定は、組織の厚さを決定する。一実施形態では、組織の厚さは、穿刺位置を決定することができる。一実施形態では、測定は、組織に対する距離を決定する。

【図面の簡単な説明】**【0006】**

本実施形態は、添付図面の図において、制限としてではなく、例として示される。

【図1】非蛍光透視経中隔処置を実行するための医療システムの例示的な概略描写図である。

【図2】心臓の解剖学的な前方斜視図である。

【図3】イントロデューサ上にリングトランスデューサを含む例示的なカテーテルの図である。

【図4】針上にリングトランスデューサを含む例示的なカテーテルの図である。

【図5】卵円窩を貫通し、左心房に入る、例示的なカテーテルを描写する解剖学的な図である。

【図6】非蛍光透視経中隔処置を実行するための例示的な方法の図である。

【図7】上記した要素の特徴を実施するために使用することができる例示的なコンピューティングデバイスの図である。

【発明を実施するための形態】**【0007】**

本特許出願において参照により組み込まれる文書は、本明細書において明示的又は暗示的になされる定義と対立する様式で定義される用語を含み得る。何らかの矛盾が生じる場合、本明細書における定義が優先されるとみなされるべきである。

【0008】

図1は、医療処置中に情報52を生成及び表示するために使用され得る例示的な医療シ

10

20

30

40

50

システム 20 の図である。システム 20 は、心臓内カテーテルなどのプローブ 22、及びコンソール 24 を含み得る。本明細書に記載されるとおり、プローブ 22 は、例えば、患者 28 の心臓 26 内の電位をマッピングする、又はアブレーション処置を実行するなどの診断又は治療的処置に用いられることが理解され得る。代替的に、プローブ 22 は、必要な変更を加えて、心臓、肺、又は他の体器官、並びに耳、鼻、及び喉 (ear, nose, and throat、E N T) の処置における他の治療及び / 又は診断目的に使用され得る。

【0009】

操作者 30 は、患者 28 の血管系にプローブ 22 を挿入し得、プローブ 22 の遠位端部 32 が患者の心臓 26 の心腔に入るようにする。コンソール 24 は、磁気位置検知を使用して、心臓 26 内部の遠位端部 32 の位置座標を決定し得る。位置座標を決定するために、コンソール 24 内の駆動回路 34 が磁場発生器 36 を駆動して、患者 28 の体内で磁場を生成し得る。磁場発生器 36 は、患者 28 の外にある既知の位置で患者 28 の胴の下に配置され得るコイルを含み得る。これらのコイルは、心臓 26 を含む所定の可動範囲内に磁場を生成し得る。

10

【0010】

プローブ 22 の遠位端部 32 内の位置センサ 38 が、これらの磁場に応答して電気信号を生成し得る。信号プロセッサ 40 が、位置座標及び配向座標の双方を含む遠位端部 32 のポジション座標を決定するために、これらの信号を処理し得る。上述した位置検知方法は、Biosense Webster Inc., (Diamond Bar, Calif.) 製の CARTO (商標) マッピングシステムにおいて実装されており、本明細書に引用される特許及び特許出願において詳細に説明されている。

20

【0011】

位置センサ 38 は、遠位端部 32 の位置座標を示す信号をコンソール 24 に送信し得る。位置センサ 38 は、1 つ又は 2 つ以上の小型コイルを含み得、典型的には、異なる軸に沿って配向された複数のコイルを含み得る。代替的に、位置センサ 38 は、別の種類の磁気センサ、又はインピーダンス系若しくは超音波の位置センサのような他の種類のポジショントランスデューサ、のいずれかを備え得る。図 1 は単一の位置センサ 38 を有するプローブ 22 を示しているが、本発明の実施形態は、位置センサ 38 を有しないプローブ及び 1 つ超の位置センサ 38 を有するプローブを利用し得る。

【0012】

30

プローブ 22 はまた、遠位端部 32 内に収容された力センサ 54 を含み得る。力センサ 54 は、遠位端部 32 によって心臓 26 の心内膜組織に加えられる力を測定し、コンソール 24 に送信される信号を生成し得る。力センサ 54 は、遠位端部 32 のバネによって接続された磁場送信器及び受信器を含み得、バネのたわみの測定に基づいて力の指標を生成し得る。この種類のプローブ及び力センサの更なる詳細は、参照によってそれらがあたかも完全に記載されているかのように本明細書に組み込まれる米国特許出願公開第 2009/0093806 号及び同第 2009/0138007 号で説明されている。また、遠位端部 32 は、例えば、光ファイバ又はインピーダンス測定を使用し得る別の種類の力センサを含み得る。

【0013】

40

プローブ 22 は、遠位端部 32 に連結され、インピーダンス系ポジショントランスデューサとして機能するように構成された電極 48 を含み得る。加えて又は代替的に、電極 48 は、ある特定の生理学的性質、例えば、複数の位置のうちの 1 つ又は 2 つ以上における心臓組織の局所表面電位を測定するように構成され得る。電極 48 は、心臓 26 の心内膜組織をアブレーションするために、無線周波数 (radio frequency、RF) エネルギーを印加するように構成され得る。

【0014】

例示的な医療システム 20 は、磁気系センサを使用して遠位端部 32 のポジションを測定するように構成され得るが、他のポジション追跡技術 (例えば、インピーダンス系センサ) を使用し得る。磁気位置追跡技術は、例えば、米国特許第 5,391,199 号、同

50

第5, 443, 489号、同第6, 788, 967号、同第6, 690, 963号、同第5, 558, 091号、同第6, 172, 499号、及び同第6, 177, 792号に記載されており、これらは参照によってこれらがあたかも本明細書に完全に記載されているかのように本明細書に組み込まれる。インピーダンス式位置追跡技術は、例えば、米国特許第5, 983, 126号、同第6, 456, 864号、及び同第5, 944, 022号に記載されており、これらは参照によってこれらがあたかも本明細書に完全に記載されているかのように本明細書に組み込まれる。

【0015】

信号プロセッサ40は、プローブ22から信号を受信しかつコンソール24の他の構成要素を制御するのに好適なフロントエンド回路及びインターフェース回路を有する、汎用コンピュータに含まれ得る。信号プロセッサ40は、本明細書に記載される機能を実行するように、ソフトウェアを使用してプログラムされ得る。このソフトウェアは、例えば、ネットワークを介して電子的形態でコンソール24にダウンロードされ得、又は光学的、磁氣的、若しくは電子的記録媒体など、非一時的な有形媒体上に提供され得る。代替的に、信号プロセッサ40の機能のうちの一部又は全部が、専用の又はプログラム可能なデジタルハードウェア構成要素によって実行され得る。

【0016】

図1の例では、コンソール24はまた、ケーブル44によって外部センサ46に接続され得る。外部センサ46は、例えば接着パッチを使用して患者の皮膚に取り付けられ得る体表面電極及び/又はポジションセンサを含み得る。体表面電極は、心臓組織の分極及び脱分極によって生成された電気インパルスを検出し得る。ポジションセンサは、高度なカテーテル位置及び/又は磁気位置センサを使用して、使用中にプローブ22の位置を特定し得る。図1に示されてはいないが、外部センサ46は、患者28が着用するように構成されるベストに埋め込まれ得る。外部センサ46は、患者28の呼吸周期を識別し、追跡することに役立ち得る。外部センサ46は、ケーブル44を介してコンソール24に情報を送信し得る。

【0017】

加えて又は代替的に、プローブ22及び外部センサ46は、無線インターフェースを介して、コンソール24と、また相互に、通信し得る。例えば、その開示が参照により本明細書に組み込まれる米国特許第6, 266, 551号は、とりわけ、信号処理装置及び/又は計算装置に物理的に接続されていない無線カテーテルについて記載している。もっと正確に言えば、送受信器はカテーテルの近位端に取り付けられている。送受信機は、例えば、赤外線(infrared、IR)送信、無線周波数(RF)送信、無線送信、Bluetooth送信、又は音響送信等の無線通信方法を使用して、信号処理装置及び/又は計算装置と通信する。

【0018】

プローブ22は、コンソール24内の対応する入力/出力(input/output、I/O)インターフェース42と通信し得る無線デジタルインターフェースを備えることができる。無線デジタルインターフェース及びI/Oインターフェース42は、当該技術分野で既知である任意の好適な無線通信規格、例えば、IR、RF、Bluetooth、規格のIEEE 802.11ファミリーの1つ、又はHyperLAN規格に従って動作し得る。外部センサ46は、可撓性基板上に一体化した1つ又は2つ以上の無線センサノードを含み得る。1つ又は2つ以上の無線センサノードは、ローカルデジタル信号処理を可能にする無線送信/受信ユニット(wireless transmit/receive unit、WTRU)と、無線リンクと、小型の再充電可能電池などの電源とを含み得る。

【0019】

I/Oインターフェース42は、コンソール24が、プローブ22及び外部センサ46と相互作用することを可能にし得る。信号プロセッサ40は、外部センサ46から受信した電気インパルス、並びに医療システム20のI/Oインターフェース42及び他の構成要素を介してプローブ22から受信した信号に基づいて、情報52を生成し得、この情報

10

20

30

40

50

５２は、ディスプレイ５０に示され得る。情報５２は、チャート、写真、ビデオなどの形態であり得る。

【００２０】

診断処置中、信号プロセッサ４０は、表示情報５２を提示することができ、情報５２を表すデータをメモリ５８に格納することができる。メモリ５８は、ランダムアクセスメモリ又はハードディスクドライブなど、任意の好適な揮発性及び／又は不揮発性メモリを含み得る。操作者３０は、１つ又は２つ以上の入力デバイス５９を使用して情報５２を操作することが可能であり得る。代替的に、医療システム２０は、操作者３０がプローブ２２を操作している間、コンソール２４を操作する第２の操作者を含み得る。

【００２１】

心不整脈を治療するためのいくつかの選択肢のうちの１つは、介入カテーテルに基づく処置であり得る。介入カテーテルに基づく処置は、心臓アブレーションと呼ばれる技術を含み得る。このような処置では、カテーテルを、通常、患者の鼠径部領域から心臓内に前進させることができる。所定の位置に置かれると、無線周波数（ＲＦ）エネルギーが、適切な心臓伝導を再確立する目的で、カテーテルを通して特定の位置に送達され得る。場合によっては、医師は、左心房又は左心室に由来する不整脈を治療するために、心臓の左側へのアクセスを必要とし得る。

【００２２】

心臓の左側へのアクセスを得るためには、経中隔穿刺が必要である。使用されるカテーテルは、大腿静脈又は腕頭静脈のいずれかに挿入された後、それぞれ、下大静脈又は上大静脈のいずれかを介して右心房に入る。カテーテルは、卵円窩に対して押し上げられ、隔膜を通る孔が形成される。卵円窩は、右心房と左心房との間の壁である、心房中隔のレベルにおける、心臓の右心房のくぼみである。卵円窩は、胎児発達中に卵円孔を被覆した薄い繊維シートの残りである。卵円窩の位置は、通常、蛍光透視法の使用によって決定される。経中隔穿刺が実行されると、電気生理学的カテーテルを左心房内に前進させて、不整脈を治療することができる。

【００２３】

図２は、心臓２００の解剖学的な前方斜視図である。左心房２１０及び右心房２２０は、部分が切り取られた状態で断面に示されており、心腔の内部と、卵円窩２３０、冠状静脈洞２４０及び大心静脈２５０などの関連する構造と、を示している。図２に示すように、左心房２１０及び右心房２２０は、心房中隔２６０によって分離されている。経中隔穿刺を実行するために、医師は、上大静脈２７０又は下大静脈２８０を介して右心房２２０にカテーテルを挿入し得る。

【００２４】

図３は、一実施形態における例示的なプローブ２２として機能する、例示的なカテーテル３００の図である。カテーテル３００は、シース３１０、イントロデューサ３２０、リングトランスデューサ３３０、及び遠位端３４０を含む。この例では、遠位端３４０は、１つ又は２つ以上の電極３５０を含み得る。イントロデューサ３２０は、卵円窩を穿刺するために使用され得、リングトランスデューサ３３０を含み得る。トランスデューサ３３０は、０．５ｍｍ～２．０ｍｍであり得る直径を有し得、その厚さは、０．１ｍｍ～１．５ｍｍであり得る。トランスデューサ３３０は、０～９０度の範囲であり得る角度で対向するイントロデューサの遠位端に配置することができる。したがって、トランスデューサ３３０は、完全に前方に、又は完全に側面に、又はその間のどこに面し得る。リングトランスデューサ３３０は、イントロデューサ３２０に埋め込まれ得る。別の実施例では、リングトランスデューサ３３０は、イントロデューサ３２０の外面上に位置し得る。更に別の実施例では、リングトランスデューサ３３０は、イントロデューサ３２０の内面上に位置し得る。

【００２５】

リングトランスデューサ３３０は、超音波を使用して右心房の組織内のくぼみを検出し、非蛍光透視経中隔処置中の卵円窩の領域を示すことができる。例えば、リングトランス

10

20

30

40

50

デューサ 330 は、超音波パルスを送信及び受信して、組織までの距離を測定することができる。パルス信号が、トランスデューサ 330 から生成され、システム 20 は、帰還パルスを受信するのを待つ。パルスが組織の厚さを通過していることを、異なる構造によって生成される帰還パルスから、関連する帰還パルス間の時間間隔を測定することによって測定することができる。蛍光透視法を必要とせずに、測定された距離を使用して、組織の厚さを決定し得る。処置中、操作者は、壁厚の凹部が検出され、卵円窩に到達したことを示す可聴、視覚的、又は触覚的指標を受信し得る。卵円窩に到達すると、操作者は、卵円窩をイントロデューサ 320 で穿刺し、経中隔処置を進め得る。

【0026】

図 4 は、別の実施形態における別の例示的なプローブ 22 として機能する、別の例示的なカテーテル 400 の図である。カテーテル 400 は、針上にリングトランスデューサを含む。本発明は、リングトランスデューサに限定されるものではないことに留意されたい。円形トランスデューサなどの他のトランスデューサ及び/又はリングの一部分であるトランスデューサを使用し得る。カテーテル 400 は、シース 410 及び針 420 を含み得る。シース 410 及び針 420 は、典型的には、経中隔処置に使用されるものと同じデバイスの一部である一方で、カテーテル 400 は別個のデバイスであり得る。針 420 は、卵円窩を穿刺するために使用され得、リングトランスデューサ 430 を含み得る。リングトランスデューサ 430 は、シースサイズ（イントロデューササイズ及び/又は針）に応じて変化し得、典型的なシース寸法は、 $7Fr \sim 15Fr$ の直径である。針 420 の寸法は、より小さくてもよく、直径 $0.8mm$ まで低下する。リングの厚さは、 $0.1mm \sim 1.5mm$ まで変動し得る。リングトランスデューサ 430 は、針 420 に埋め込まれ得る。別の例では、リングトランスデューサ 430 は、針 420 の外面上に位置し得る。更に別の例では、リングトランスデューサ 430 は、針 420 の内面上に位置し得る。

【0027】

リングトランスデューサ 430 は、超音波を使用して右心房の組織内のくぼみを検出し、非蛍光透視経中隔処置中の卵円窩の領域を示すことができる。例えば、リングトランスデューサ 430 は、超音波パルスを送信及び受信して、超音波用途で実行されるような組織までの距離を測定することができる。蛍光透視法を必要とせずに、測定された距離を使用して、組織の厚さを決定し得る。処置中、操作者は、壁厚の凹部が検出され、卵円窩に到達したことを示す可聴、視覚的、又は触覚的指標を受信し得る。卵円窩に到達すると、操作者は、卵円窩を針 420 で穿刺し、経中隔処置を進め得る。

【0028】

図 5 は、卵円窩を貫通し、左心房に入るカテーテル 586 などのプローブ 22 を描写する心臓 500 の解剖学的な図である。左心房 510 及び右心房 520 は、部分が切り取られた状態で断面に示されており、心腔の内部と、卵円窩 530、冠状静脈洞 540 及び大心静脈 550 などの関連する構造と、を示している。図 5 に示すように、左心房 510 及び右心房 520 は、心房中隔 560 によって分離されている。非蛍光透視経中隔穿刺を実行するために、医師は、上大静脈 570 又は下大静脈 580 を介して右心房 520 にカテーテル 586 を挿入し得る。

【0029】

この例では、カテーテル 586 は、シース 582 及びイントロデューサ 583 を含む。イントロデューサ 583 は、リングトランスデューサ 584 を含み得る。イントロデューサ 583 は、卵円窩を穿刺するために使用され得、リングトランスデューサ 584 を含み得る。リングトランスデューサ 584 は、イントロデューサ 583 に埋め込まれ得る。別の実施例では、リングトランスデューサ 584 は、イントロデューサ 583 の外面上に位置し得る。更に別の実施例では、リングトランスデューサ 584 は、イントロデューサ 583 の内面上に位置し得る。

【0030】

リングトランスデューサ 584 は、超音波を使用して右心房 520 の組織内のくぼみを検出し、卵円窩 530 の領域を示すことができる。例えば、リングトランスデューサ 58

10

20

30

40

50

4 は、超音波パルスを送信及び受信して、組織までの距離を測定することができる。蛍光透視法を必要とせずに、測定された距離を使用して、組織の厚さを決定し得る。処置中、操作者は、壁厚の凹部が検出され、卵円窩 530 に到達したことを示す可聴、視覚的、又は触覚的指標を受信し得る。卵円窩 530 に到達した後、操作者は、イントロデューサ 583 で卵円窩を穿刺し、非蛍光透視経中隔処置を進め得る。

【0031】

図 6 は、非蛍光透視経中隔処置を実行するための例示的な方法 600 の図である。この例において、工程 S1 では、イントロデューサ又は針上のリングトランスデューサは、超音波信号を送信することができる。超音波信号は、超音波パルスの形態であり得る。

【0032】

工程 S2 では、リングトランスデューサは、超音波信号を受信することができる。

【0033】

工程 S3 では、システムは、受信した超音波信号に基づいて測定を計算し得る。この測定は、組織の厚さを決定するために使用され得る。超音波信号はまた、カテーテルの位置を決定し、操作者がカテーテルを適切な標的にナビゲートするのを助けるために使用され得る。代替的に、又は組織の厚さを計算することに加えて、システムは、受信した超音波信号に基づいて、カテーテルからの組織の距離を計算し得る。

【0034】

図 7 は、上記した要素の特徴を実施するために使用することができる例示的なコンピューティングデバイス 700 の図である。コンピューティングデバイス 700 は、図 1 を参照して上記に述べたようなコンソール 24 の一部であり得る。コンピューティングデバイス 700 は、プロセッサ 702、メモリデバイス 704、通信インターフェース 706、周辺デバイスインターフェース 708、ディスプレイデバイスインターフェース 710、及び記憶デバイス 712 を含むことができる。図 7 はまた、コンピューティングデバイス 700 に接続され得るか、又はこれに含まれ得るディスプレイデバイス 714 も示している。

【0035】

メモリデバイス 704 は、ダイナミックランダムアクセスメモリ (Dynamic Random Access Memory、D-RAM)、スタティック RAM (Static RAM、S-RAM)、又は他の RAM 若しくはフラッシュメモリなどのデバイスであり得るか、又はこれらを含み得る。記憶デバイス 712 は、ハードディスク、磁気光学媒体、CD-ROM などの光学媒体、デジタル汎用ディスク (digital versatile disk、DVD)、若しくはブルーレイディスク (Blu-Ray disc、BD)、又は他の種類の電子データ格納用デバイスであり得るか、又はこれらを含み得る。

【0036】

通信インターフェース 706 は、例えば、通信ポート、有線トランシーバ、無線トランシーバ、及び/又はネットワークカードであり得る。通信インターフェース 706 は、イーサネット、光ファイバ、マイクロ波、xDSL (Digital Subscriber Line、デジタル加入者線)、無線ローカルエリアネットワーク (Wireless Local Area Network、WLAN) 技術、無線セルラー技術、及び/又は他の任意の適当な技術を用いて通信することができる。

【0037】

周辺デバイスインターフェース 708 は、1 つ又は 2 つ以上の周辺デバイスと通信するように構成されたインターフェースであり得る。周辺デバイスインターフェース 708 は、ユニバーサルシリアルバス (Universal Serial Bus、USB)、PS/2、Bluetooth、赤外線、シリアルポート、パラレルポート、及び/又は他の適当な技術などの技術を用いて動作し得る。周辺デバイスインターフェース 708 は、例えば、キーボード、マウス、トラックボール、タッチスクリーン、タッチパッド、スタイラスパッド、及び/又は他のデバイスなどの入力デバイスからの入力データを受信することができる。代替的に又は追加的に、周辺デバイスインターフェース 708 は、周辺デバイスインターフェ

10

20

30

40

50

ース 708 を介してコンピュータ 700 に取り付けられたプリンタに出力データを通信し得る。

【0038】

ディスプレイデバイスインターフェース 710 は、ディスプレイデバイス 714 にデータを通信するように構成されたインターフェースであり得る。ディスプレイデバイス 714 は、例えば、モニタ若しくはテレビディスプレイ、プラズマディスプレイ、液晶ディスプレイ (liquid crystal display、LCD)、及び/又は、フロント若しくはリアプロジェクション型、発光ダイオード (light emitting diode、LED)、有機発光ダイオード (OLED)、又はデジタル光処理 (Digital Light Processing、DLP) に基づくディスプレイであり得る。ディスプレイデバイスインターフェース 710 は、ビデオグラフィックスアレイ (Video Graphics Array、VGA)、スーパー VGA (S-VGA)、デジタルビジュアルインターフェース (Digital Visual Interface、DVI)、高精細マルチメディアインターフェース (High-Definition Multimedia Interface、HDMI)、又は他の適当な技術などの技術を用いて動作することができる。ディスプレイデバイスインターフェース 710 は、プロセッサ 702 からの表示データをディスプレイデバイス 714 に通信し、ディスプレイデバイス 714 で表示させることができる。図 7 に示されるように、ディスプレイデバイス 714 は、コンピューティングデバイス 700 の外部にあり、ディスプレイデバイスインターフェース 710 を介してコンピューティングデバイス 700 に接続することができる。代替的に、ディスプレイデバイス 714 は、コンピューティングデバイス 700 に含まれ得る。

【0039】

図 6 のコンピューティングデバイス 700 の一例を、上記に述べた任意の特徴又は特徴の任意の組み合わせを実行するように構成することができる。そのような例では、メモリデバイス 704 及び/又は記憶デバイス 712 は、プロセッサ 702 によって実行されたときにプロセッサ 702 に上記に述べた任意の機能又は機能の任意の組み合わせを実行させる命令を格納することができる。これに加えるか又はこれに代えて、そのような例では、上記に述べた機能の各々又はいずれかを、プロセッサ 702 と、メモリデバイス 704、通信インターフェース 706、周辺デバイスインターフェース 708、ディスプレイデバイスインターフェース 710、及び/又は記憶デバイス 712 との組み合わせによって実行することができる。

【0040】

図 7 は、コンピューティングデバイス 700 が、単一のプロセッサ 702、単一のメモリデバイス 704、単一の通信インターフェース 706、単一の周辺デバイスインターフェース 708、単一のディスプレイデバイスインターフェース 710、及び単一の記憶デバイス 712 を含むことを示しているが、コンピューティングデバイスはこれらの構成要素 702、704、706、708、710、712 のそれぞれを複数個、又は任意の組み合わせで含み得、適宜変更を加えることで上記に述べたものと同等の機能を実行するように構成することができる。

【0041】

特徴及び要素が特定の組み合わせで上に記載されるが、当業者であれば、特徴又は要素の各々を単独で又は他の特徴及び要素と組み合わせて使用することができることを理解するであろう。加えて、本明細書に記載される方法は、コンピュータ又はプロセッサで実行するために、コンピュータ可読媒体に組み込まれるコンピュータプログラム、ソフトウェア、又はファームウェアにおいて実装され得る。コンピュータ可読媒体の例には、電子信号 (有線又は無線接続を介して送信される) 及びコンピュータ可読記憶媒体が挙げられる。コンピュータ可読記憶媒体の例には、読み取り専用メモリ (read only memory、ROM)、ランダムアクセスメモリ (RAM)、レジスタ、キャッシュメモリ、半導体メモリ装置、磁気媒体、例えば内蔵ハードディスク及びリムーバブルディスク、磁気光学媒体、並びに光学媒体、例えば、CD-ROM ディスク及びデジタル多用途ディスク (DVD) が挙げられるが、これらに限定されない。

【 0 0 4 2 】

〔実施の態様〕

- (1) 非蛍光透視経中隔処置を実行するためのシステムであって、
カテーテルと、
デバイスであって、
シース、
イントロデューサ、
針、及び

前記イントロデューサ上に埋め込まれ、前記非蛍光透視経中隔処置中に組織の厚さの測定を実行するように構成されたトランスデューサを含む、デバイスと、を備える、システム。

10

(2) 前記トランスデューサが、前記イントロデューサの外面上に埋め込まれるか、前記イントロデューサの内面上に埋め込まれるか、又は前記イントロデューサ内に埋め込まれるか、のうちの1つである、実施態様1に記載のシステム。

(3) 前記トランスデューサは、リングトランスデューサ又は円形トランスデューサのうちの一方である、実施態様1に記載のシステム。

(4) 前記トランスデューサが、0.1mm～2.0mmの直径を有する、実施態様1に記載のシステム。

(5) 前記測定が、前記トランスデューサから送信された複数の超音波パルスに基づくものであり、前記測定が、前記カテーテルの位置を決定する、実施態様1に記載のシステム。

20

【 0 0 4 3 】

(6) 前記測定が、穿刺位置を更に決定する、実施態様5に記載のシステム。

- (7) 非蛍光透視経中隔処置を実行するためのシステムであって、前記システムが、
カテーテルと、
デバイスであって、
シース、
イントロデューサ、及び

針であって、前記針上に埋め込まれたトランスデューサを有しており、前記トランスデューサが、前記非蛍光透視経中隔処置中に組織の厚さの測定を実行するように構成されている、針を含む、デバイスと、を備える、システム。

30

(8) 前記測定が、前記トランスデューサから送信された複数の超音波パルスに基づくものであり、前記測定は、前記カテーテルの位置及び穿刺位置を決定する、実施態様7に記載のデバイス。

(9) 前記トランスデューサが、リングトランスデューサ又は円形トランスデューサのうちの一方である、実施態様7に記載のデバイス。

(10) 前記トランスデューサが、0.1mm～2.0mmの直径を有する、実施態様7に記載のデバイス。

【 0 0 4 4 】

- (11) 非蛍光透視経中隔処置を実行するための方法であって、
デバイス内のトランスデューサから超音波信号を送信する工程と、
前記超音波信号を受信する工程と、
前記超音波信号に基づいて組織の厚さの測定を実行する工程と、
前記測定を使用してカテーテルの位置を決定する工程と、を含み、
前記デバイスが、シース、イントロデューサ、及び針を更に備える、方法。

40

(12) 前記超音波信号が、複数の超音波パルスである、実施態様11に記載の方法。

(13) 前記測定が、組織の厚さを決定する、実施態様11に記載の方法。

(14) 前記組織の厚さが、穿刺位置を決定するために使用される、実施態様11に記載の方法。

(15) 前記測定が、組織に対する距離を決定する、実施態様11に記載の方法。

50

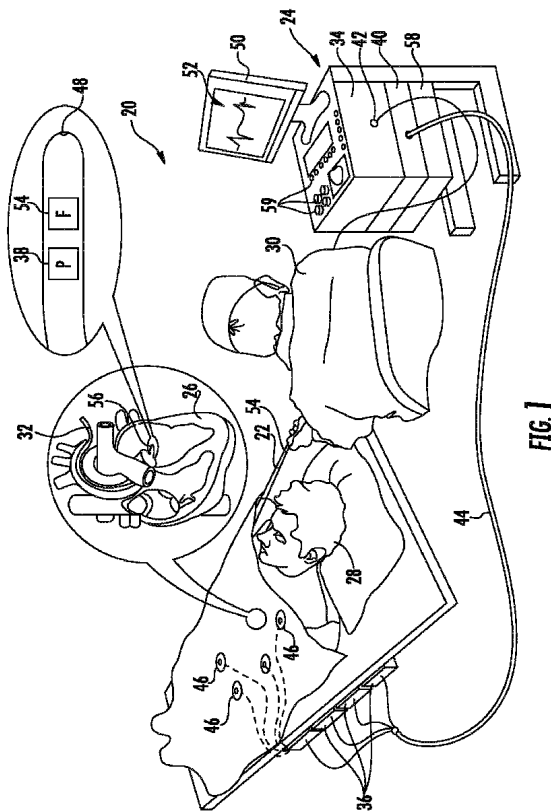
【 0 0 4 5 】

(1 6) 前記トランスデューサが、前記イントロデューサの外面上に埋め込まれるか、前記イントロデューサの内面上に埋め込まれるか、又は前記イントロデューサ内に埋め込まれるか、のうちの1つである、実施態様 1 1 に記載の方法。

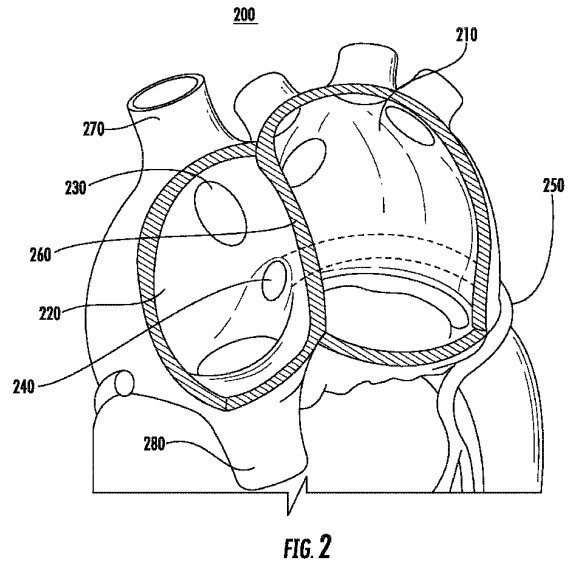
(1 7) 前記トランスデューサが、リングトランスデューサ又は円形トランスデューサのうちの一方である、実施態様 1 1 に記載の方法。

【 図 面 】

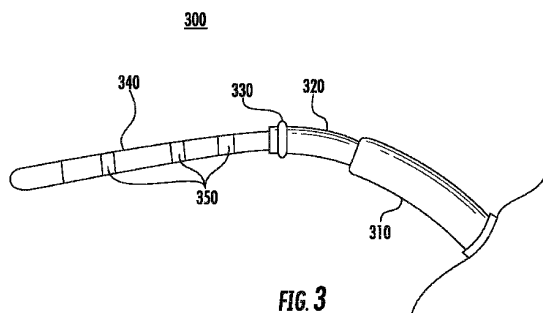
【 図 1 】



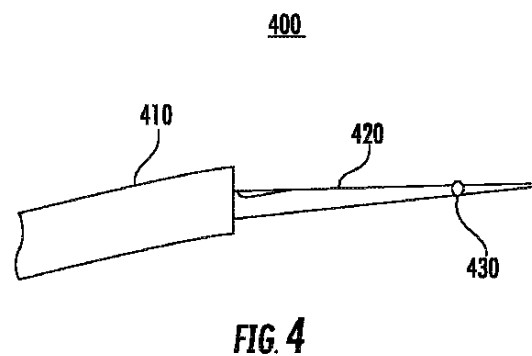
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



10

20

30

40

50

【図5】

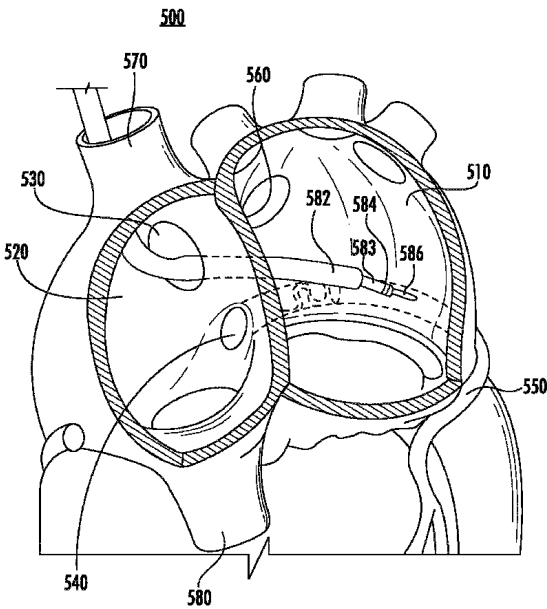
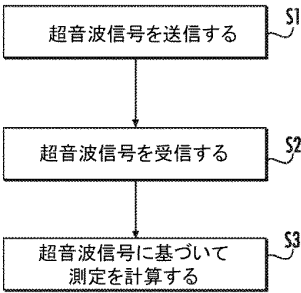


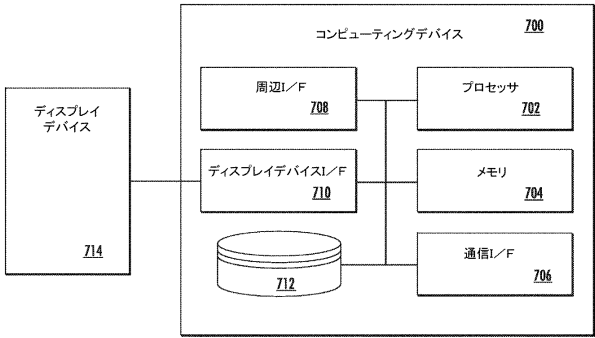
FIG. 5

【図6】

600



【図7】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

ンス・ウェブスター・(イスラエル)・リミテッド 気付け

審査官 下村 一石

- (56)参考文献 特表 2 0 1 0 - 5 2 6 5 9 8 (J P , A)
特表 2 0 1 7 - 5 1 8 1 0 2 (J P , A)
特開平 0 5 - 3 3 7 1 2 7 (J P , A)
特表 2 0 0 6 - 5 1 1 2 9 1 (J P , A)
特表 2 0 0 8 - 5 3 1 2 2 1 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 0 0 7 3 1 1 0 (U S , A 1)
特表 2 0 1 3 - 5 3 4 4 4 8 (J P , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
A 6 1 B 1 7 / 3 4