

(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2017-536218
(P2017-536218A)

(43) 公表日 平成29年12月7日(2017.12.7)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2017-546036 (P2017-546036)	(71) 出願人	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5, High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(86) (22) 出願日	平成27年11月24日 (2015.11.24)	(74) 代理人	110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ
(85) 翻訳文提出日	平成29年6月14日 (2017.6.14)		
(86) 国際出願番号	PCT/EP2015/077510		
(87) 国際公開番号	W02016/083379		
(87) 国際公開日	平成28年6月2日 (2016.6.2)		
(31) 優先権主張番号	14194648.3		
(32) 優先日	平成26年11月25日 (2014.11.25)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療機器の使用を監視するシステム

(57) 【要約】

本発明は、少なくとも1つの超音波エミッタ/センサ要素321を有する医療機器3の識別特性を決定するシステム1を提供する。識別特性は、駆動信号に対する超音波エミッタ/センサ要素321からの検出信号に基づく。システム1は、既知の医療機器のデータベース211、511から、医療機器を識別可能である。さらに、システム1は、医療機器3の使用の継続時間及び頻度を更新可能であるとともに、使用の所定の限度を超えた場合に、医療機器3のさらなる使用を禁止可能である。

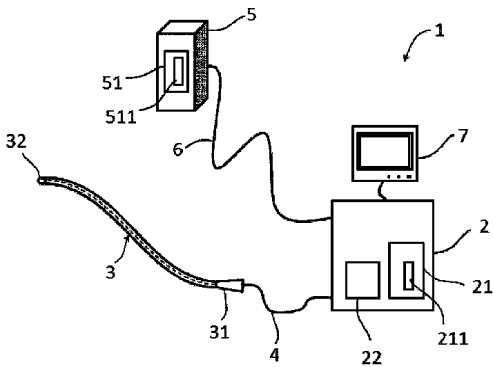


Fig. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波エミッタ / センサ要素を担持する医療機器の識別特性を認識するシステムであって、前記システムは、

前記医療機器に動作可能に結合される装置を備え、

前記装置は、前記超音波エミッタ / センサ要素に駆動信号を送信するとともに、前記超音波エミッタ / センサ要素から検出信号を受信し、

前記装置は更に、プロセッサを備え、

前記装置の前記プロセッサは、前記超音波エミッタ / センサ要素からの検出信号を処理して前記医療機器の前記識別特性を決定するように動作可能であり、

前記プロセッサは更に、前記装置への前記医療機器の結合の後、医療機器の既知の識別特性のデータベースから前記医療機器の前記識別特性を認識するように動作可能である、システム。

10

【請求項 2】

前記医療機器の前記識別特性が、少なくとも 2 つの超音波エミッタ / センサ要素からの検出信号に基づいて決定され、前記少なくとも 2 つの超音波エミッタ / センサ要素が、異なる方向に配向されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記医療機器の前記識別特性が、圧電性超音波エミッタ / センサアレイ又は容量性マイクロマシン超音波エミッタ / センサアレイに由来する少なくとも 1 つの超音波エミッタ / センサ要素からの検出信号に基づいて決定される、請求項 1 に記載のシステム。

20

【請求項 4】

前記識別特性が、特徴ベクトルである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記識別特性が、少なくとも音響結合材料を含む超音波エミッタ / センサ要素から受信された検出信号に基づいて、医療機器に対して決定される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記プロセッサが、前記装置に結合された前記医療機器の前記識別特性を医療機器の既知の識別特性のデータベースに追加することによって、前記データベースを更新するように動作可能である、請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 7】

医療機器の既知の識別特性の前記データベースが、前記装置の内部メモリユニットに格納された、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

医療機器の既知の識別特性の前記データベースが、外部サーバ上に位置付けられており、前記装置が、前記外部サーバと通信を行って、少なくとも前記医療機器の前記識別特性の送信及び / 又は受信を行う、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記医療機器と前記装置との間の伝送経路及び / 又は前記装置と外部サーバとの間の伝送経路が無線接続によって構成された、請求項 1 に記載のシステム。

40

【請求項 10】

前記プロセッサが、特徴ベクトル差の 2 次ノルムに基づいて、データベースから前記医療機器の前記識別特性を認識するように動作可能である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記プロセッサが、前記医療機器の使用の継続時間及び頻度に関する前記データベースの情報を更新するように動作可能である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記プロセッサが、前記医療機器の使用の所定の限度を超えた場合に、警告信号を前記システムのユーザに送信するように動作可能である、請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 13】

50

前記装置が、前記所定の限度を超えた前記医療機器の使用に対する警告メッセージによって、外部サーバ上の医療機器の既知の識別特性の前記データベースを更新するように動作可能である、請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記装置が、前記医療機器の使用の所定の限度を超えた場合に、前記超音波エミッタ / センサ要素の使用を中断する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 15】

組織にエネルギーを印加するエネルギー源ユニットをさらに備え、前記装置が、前記医療機器の使用の所定の限度を超えた場合に、前記エネルギー源ユニットから前記医療機器へのエネルギーの伝達を無効化する、請求項 1 に記載のシステム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療機器を識別するシステムに関する。さらに、本発明は、医療機器の使用を監視及び制御するシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

身体の状態を診断又は処置する医療機器を使用すると、医療機器の表面上又は構造内に生物由来物質が取り込まれる可能性がある。医療機器を使用後に洗浄して消毒することにより、再利用のための十分安全な状態を提供可能である。しかし、消毒時の材料疲労及び化学反応によって、反復的な消毒サイクル後には、医療機器の使用が安全でない状態となる場合がある。

20

【0003】

米国特許第 5,651,780 号は、所定の運用特性を一意に識別する識別コードを電子的に保持するカテーテルを提示している。このカテーテルは、所定のプロンプトに応答して、識別コードを外部リーダに伝送可能である。その識別コードに関連する装置が読み取り、これを所定の運用基準と比較する。識別コードは、カテーテルハンドルに組み込まれた固体マイクロチップに予めプログラミング可能である。或いは、識別手段は、カテーテルに組み込まれた規定の電気抵抗値を有する抵抗器に基づくことができ、関連する装置によって検知された場合に、この電気抵抗値が識別コードとなる。この装置では、カテーテルの機能特性が意図する相互作用に適していないことを識別コードが示している場合、機能的なカテーテル構成要素との相互作用が不可能である。カテーテルは、使用情報を固体マイクロチップに格納して、再利用を防止することができる。

30

【0004】

識別コードを保持するマイクロチップ等の特定の電子機器又は特定の抵抗値に基づいて医療機器を識別する抵抗器の組み込みには、読み出し及び制御を目的とした電子装置との接続も必要である。カテーテル又はインターベンションニードル等の高密度の医療機器に追加の電子装置を組み込むことには、このような医療機器の厳密な寸法要件のため、重大な技術的課題が存在する。さらに、柔軟性及び取り扱いやすさ等、運用システムとの医療機器の接続に関する機能的要件は、識別マイクロチップ又は電気抵抗に求められる特定の接続の読み出し電子装置への追加と矛盾している。医療機器に組み込まれた任意の付加的な電子構成要素のほか、読み出し電子装置と医療機器との間の長い伝送線は、超音波エミッタ / センサ要素を備えた医療機器の意図的な使用中に測定される検出信号に対する潜在的な電磁干渉負担を表す。

40

【0005】

WO2008/032239A2 は、実証及び検証を目的としてシステムの能力の包括的なシミュレーションレポートを生成する医療システムであって、超音波撮像プローブ、超音波信号経路、処理ユニット、ディスクドライブ、及びレポートプリンタを備えた、医療システムを提示している。包括的なレポートシミュレーションは、信号に対応する患者データ及び生データを医療システムに含まれる第 1 のデータベースに格納するステップと

50

、生データを処理して視覚的に考え得る情報に対応するデータを取得するステップと、患者データ及び視覚的に考え得る情報を用いてレポートシミュレーションを生成するステップとによって実現される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、識別目的に特有の付加的な受動電子装置及び／又は能動電子装置を組み込むことなく、超音波エミッタ／センサ要素を備えた医療機器を識別するシステムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明によれば、上記目的は、少なくとも1つの超音波エミッタ／センサ要素を担持する医療機器の識別特性を認識するシステムであって、医療機器に対して動作可能に結合されるように構成された装置を備え、この装置が、超音波エミッタ／センサ要素に駆動信号を送信するとともに、超音波エミッタ／センサ要素から検出信号を受信するように構成され、この装置が、プロセッサをさらに備えており、プロセッサが、超音波エミッタ／センサからの検出信号を処理して医療機器の識別特性を決定するように動作可能であり、プロセッサが更に、装置に対する医療機器の結合の後、医療機器の既知の識別特性のデータベースから上記医療機器の識別特性を認識するように動作可能である、システムによって実現される。

【0008】

本発明の利点は、識別コードを保持する特定の電子機器並びに読み出し及び制御を目的とした電子装置を別途組み込む必要なく、システムの既存の構成要素を用いて、少なくとも1つの超音波エミッタ／センサ要素を備えた医療機器の同一性を決定することにある。

【0009】

超音波エミッタ／センサ要素は、電気駆動信号によって超音波を生成する能動部と、音響波を所望の媒体にのみ結合する受動部とを備える。受動部は、望ましくない方向の超音波の伝達を減衰させる基材（例えば、機器の近位シャフト）と、超音波を所望の方向で媒体へと効率的に結合する整合層（例えば、解剖学的構造、空気等）とを備える。

【0010】

医療機器に組み込まれた超音波エミッタ／センサ要素は、当該超音波エミッタ／センサ要素の能動部の面に固定された少なくとも1つの音響結合材料を含む。装置が送信した一定強度の電気駆動パルスシーケンスによって、能動部は超音波を生成するが、これは、音響結合材料内で散乱して反射する。超音波エミッタ／センサ要素の能動部は、その表面に達した超音波を検出し、検出信号を装置のプロセッサに送信するが、これは、超音波エミッタ／センサ要素の識別特性ひいては医療機器の識別特性を処理する。このような識別特性は、超音波エミッタ／センサ要素による検出無線周波数信号のデータサンプル部分集合を含む特徴ベクトルであってもよい。実際のデータサンプル部分集合は、超音波の伝達方向の音響結合材料の厚さに制限されているが、これは、超音波エミッタ／センサ構成のみによって決まり、周囲の状況とは無関係である。音響結合材料と周囲環境との界面から検出された超音波信号及び界面を越えて検出された超音波信号は、周囲の状況に強く依存するため、超音波エミッタ／センサ要素の識別目的には適していない。

【0011】

超音波エミッタ／センサ要素は、能動エミッタ／センサ要素、基材、音響結合層、及び接合材を含む音響スタックのわずかな固有の製造欠陥及び／又は偏差によって、電気駆動パルスシーケンスに対する一意の応答を提示する。さらには、同じ電気駆動パルスシーケンスに対して、より差別化された超音波エミッタ／センサ要素の応答が生成されるように、超音波エミッタ／センサ要素の製造プロセスに微小な欠陥が任意で追加されるようになっていてもよい。

【0012】

10

20

30

40

50

超音波エミッタ／センサ要素は、圧電性超音波エミッタ／センサアレイ又は容量性マイクロマシン超音波エミッタ／センサアレイに由来していてもよい。超音波エミッタ／センサアレイは、衝突した超音波によって解剖学的構造から散乱・反射する超音波を受信する開口部を増大する。

【0013】

アレイの複数の超音波エミッタ／センサ要素によって、個々の識別特性を組み合わせられる。本発明の一実施形態において、個々の特性の組み合わせは、超音波エミッタ／センサ要素の個々の特徴ベクトルを組み立てることにより、医療機器の特徴ベクトルを構成することによって実現される。

【0014】

医療機器の超音波エミッタ／センサ要素は、異なる方向に配向されていてもよい。医療機器に対して様々な配向で位置決めされた対象となる解剖学的構造（例えば、心腔に位置付けられたカテーテルに対する心臓生体構造）の場合、超音波エミッタ／センサ要素は、様々な方向の配向により、心臓生体構造の組織領域の関連位置と併せて、組織特性に関する情報を提供するのが好都合である。

【0015】

このシステムの一実施形態において、プロセッサは、装置に結合された上記医療機器の識別特性を医療機器の既知の識別特性のデータベースに追加することによって、当該データベースを更新するように動作可能である。データベースは、装置の内部メモリユニットに格納されていてもよいし、或いは、外部サーバのメモリユニットに格納されていてもよい。装置は、有線又は無線通信によって、継続的又は定期的に外部サーバと通信を行って、少なくとも医療機器の識別特性の送信及び／又は受信を行うように構成されていてもよい。

【0016】

このシステムの一実施形態において、プロセッサは、特徴ベクトル差の2次ノルムに基づいて、医療機器の既知の識別特性のデータベースから上記医療機器の識別特性を認識するように動作可能である。

【0017】

このシステムのさらなる実施形態において、プロセッサは、医療機器の使用の継続時間及び頻度に関するデータベースの情報を更新するように動作可能である。したがって、超音波エミッタ／センサ要素が組み込まれた医療機器の使用の程度を記録可能である。

【0018】

本発明のさらなる実施形態において、プロセッサは、医療機器の所定の使用を超えた場合に、警告信号をシステムのユーザに送信するように動作可能である。警告信号は、システムの画面に表示される視覚信号又はテキスト、触覚フィードバック、音響信号等であってもよい。

【0019】

本発明の別の実施形態において、装置は、所定の限度を超えた医療機器の使用に対する警告メッセージによって、外部サーバ上の医療機器の既知の識別特性のデータベースを更新するように動作可能である。その主要な利益として、発せられた警告信号に対するシステムのユーザの反応に関係なく、推奨限界から逸脱する医療機器の使用を記録可能である。

【0020】

このシステムの代替実施形態において、装置は、医療機器の所定の使用を超えた場合に、少なくとも1つの超音波エミッタ／センサ要素の使用を中断するように構成されている。その主要な利益として、医療機器の複数回の再利用に反復的な消毒サイクルが必要であり、材料疲労又は望ましくない化学反応によって危険な状態となり得る潜在的に危険な状態において、医療機器の再利用が阻止される。

【0021】

さらに別の実施形態において、このシステムは、組織にエネルギーを印加するエネルギ

10

20

30

40

50

ー源ユニットをさらに備え、装置が、医療機器の所定の使用を超えた場合に、エネルギー源ユニットから医療機器へのエネルギーの伝達を許可しないように構成されている。組織にエネルギーを印加するように動作可能な医療機器は、潜在的に、単回使用の使い捨て機器であってもよい。医療機器の危険な使用は、医療機器の不適切な使用が試みられていることを認識した後、医療機器へのエネルギーの伝達を無効化することによって阻止される。

【 0 0 2 2 】

本発明の追加の態様及び利点については、添付の図面の参照及び併用によって最も理解が深められる以下の詳細な説明から、より明らかとなるであろう。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 2 3 】

【図 1】本発明に係るシステムの一実施形態を模式的且つ例示的に示した図である。

【図 2】本発明に係る医療機器の遠位端の一実施形態を模式的且つ例示的に示した図である。

【図 3 A】本発明に係るシステムで使用する超音波エミッタ / センサ要素の断面を示した図である。

【図 3 B】本発明に係るシステムで使用する超音波エミッタ / センサ要素の断面を示した図である。

【図 4】超音波エミッタ / センサ要素の検出信号をグラフ表示した図である。

【図 5 A】本発明に係る医療機器の識別特性の決定に用いられる応答関数をグラフ表示した図である。

20

【図 5 B】本発明に係る医療機器の識別特性の決定に用いられる応答関数をグラフ表示した図である。

【図 6 A】本発明に係るシステムで使用する医療機器の遠位端の一実施形態を模式的且つ例示的に示した図である。

【図 6 B】本発明に係るシステムで使用する医療機器の遠位端の一実施形態を模式的且つ例示的に示した図である。

【図 6 C】本発明に係るシステムで使用する医療機器の遠位端の一実施形態を模式的且つ例示的に示した図である。

【図 7】複数の超音波エミッタ / センサ要素を備えた医療機器の識別特性の決定に用いられる応答関数をグラフ表示した図である。

30

【図 8 A】2つの異なる段階における医療機器の応答関数をグラフ表示した図である。

【図 8 B】2つの異なる段階における2つの医療機器の応答関数をグラフ表示した図である。

【図 9 A】複数の超音波エミッタ / センサ要素を備えた医療機器について、2つの異なる段階で決定された応答関数をグラフ表示した図である。

【図 9 B】複数の超音波エミッタ / センサ要素を備えた2つの異なる医療機器の応答関数をグラフ表示した図である。

【図 10 A】医療機器の識別に用いられる特徴ベクトル差の2次ノルムを例示した図である。

40

【図 10 B】医療機器の識別に用いられる特徴ベクトル差の2次ノルムを例示した図である。

【図 11】心臓組織にエネルギーを印加する医療機器を識別するシステムの一実施形態を模式的且つ例示的に示した図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

図 1 に示す本発明に係るシステム 1 の一実施形態は、医療機器 3 に対して動作可能に結合された装置 2 と、医療機器 3 で収集された超音波測定情報を表示する表示ユニット 7 とを含む。装置 2 は、伝送経路 4 を介して、医療機器 3 に組み込まれた少なくとも1つの超音波エミッタ / センサ要素に駆動信号を送信するとともに、同じ伝送経路を介して、超音

50

波エミッタ / センサ要素から検出信号を受信するように構成されている。装置 2 は、医療機器 3 に組み込まれた超音波エミッタ / センサ要素からの検出信号を処理するように動作可能なプロセッサ 22 をさらに備える。

【0025】

装置は、検出信号を処理した結果のデータをローカルに格納する内部メモリユニット 21 を備える。或いは、内部メモリユニットは、取り外し可能なメモリユニットであってもよい。本発明に係る一実施形態において、装置 2 は、検出信号を処理した結果のデータの送信及び / 又は受信を行う伝送経路 6 を介して、外部サーバ 5 と通信を行うように構成可能である。伝送経路 6 によれば、装置 2 の内部メモリユニット 21 に格納されたデータと外部サーバ 5 のメモリユニット 51 に格納されたデータとの同期が可能である。

10

【0026】

医療機器と装置 2 との間の伝送経路 4 及び装置 2 と外部サーバ 5 との間の伝送経路 6 は、有線接続であってもよいし、無線接続であってもよい。表示ユニット 7 は、装置 2 に組み込まれて、携帯型システムに利点をもたらすものであってもよい。

【0027】

医療機器 3 の細長本体は、伝送経路 4 を介して医療機器を装置 2 に結合させる近位端 31 と、遠位端 32 とを備える。医療機器 3 の近位端 31 は、伝送経路 4 を用いずに直接、装置 2 に結合されていてもよい。

【0028】

図 2 には、医療機器の遠位端 32 の一実施形態を模式的且つ例示的に示している。軸方向に配向された超音波エミッタ / センサ要素 321 がケーシング 329 に組み込まれている。超音波エミッタ / センサ要素 321 は、医療機器の遠位端 32 の前方の生体構造の情報を提供可能である。ケーシング 329 の材料は、電気絶縁特性又は導電特性を有していてもよい。ポリエーテルブロックアミド（例えば、PEBA X）等の電気絶縁材料が熱可塑性を示すことから、ケーシングは容易に形成可能である。一方、無線周波数電流の形態のエネルギーを組織に印加するのには、導電材料（例えば、プラチナ・イリジウム合金）が適している。

20

【0029】

超音波エミッタ / センサ要素 321 は、受信した電気駆動信号によって超音波を生成する能動部と、音響波を所望の方向の媒体に効率的に結合する受動部とを備えた多層スタック構成である。図 3 A は、能動部 101 として圧電材料（例えば、PZT5H、ポリフッ化ビニリデン）を含む超音波エミッタ / センサ要素 321 の断面を示している。能動部 101 の両面には、導電層が処理されて、電気駆動信号による圧電材料の励起が可能である。或いは、超音波エミッタ / センサ要素の能動部は、容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ（CMUT）セル 111 であってもよい。図 3 B は、このような超音波エミッタ / センサ要素の断面を模式的に示している。電気駆動信号は、一方が膜に組み込まれ、他方が膜支持基体に組み込まれた 2 つの導電性電極 112 に適用される。いずれの場合も、能動素子が圧電材料 101 又は CMUT セル 111 であるならば、電気駆動信号の受信により生成された長手方向の超音波は、能動部の両面に垂直な両方向に伝わる。超音波を急速に減衰させるため、エミッタ / センサ要素の能動部の一方側には、基層 102 が適用されていてもよい。基層は通例、音響波を効率的に減衰させる材料マトリクス内の散乱粒子の複合材料である。超音波エミッタ / センサ要素の能動部の他面には、少なくとも 1 つの音響結合層 103 が処理されており、これは、超音波と周囲環境との効率的な結合、能動部の機械的、化学的、及び電氣的保護等、複数の目的に対応する。適当な音響結合材料は、ポリジメチルシロキサン（PDMS）、各種ポリエーテルブロックアミド（PEBA X）、ポリブタジエン、パリレン等である。音響結合材料は、周囲環境に向かって超音波の焦点合わせ又は焦点外しを行うレンズ効果を備えた様々な形態を有していてもよい。図 4 には、単サイクルの正弦波形状駆動信号による超音波エミッタ / センサ要素の検出信号 230 をグラフ表示している。本発明の説明のため、単サイクルの正弦波形状駆動信号を使用しているものの、各駆動信号の受信によって超音波センサ / エミッタ要素の能動部が

30

40

50

超音波を生成可能であることを前提として、その他任意の形態の駆動信号を超音波エミッタ／センサ要素に適用可能である。

【 0 0 3 0 】

検出信号 2 3 0 は、装置が受信した無線周波数 (R F) 信号である。このグラフ表示において、 y 軸は、 R F 信号の振幅を表し、 x 軸は、超音波の伝達方向の深さを表す。或いは、この深さは、超音波エミッタ／センサ要素を囲む媒体を通して超音波がある距離を進むのに掛かる時間である超音波の飛行時間で表されるようになっていてもよい。

【 0 0 3 1 】

超音波が伝達される周囲環境の状態の再現性が非常に低いため、周囲環境から超音波エミッタ／センサ要素へと散乱・反射する超音波は事実上、時間的に可変である。超音波エミッタ／センサ要素の識別目的に検出信号を使用するため、周囲環境が検出信号に及ぼす影響は、取り除かれるようにするのが好ましい。

【 0 0 3 2 】

超音波エミッタ／センサ要素の識別特性は、図 3 A 及び図 3 B に示す多層スタック内に由来する検出信号に基づくべきである。超音波エミッタ／センサ要素の識別特性の決定に使用可能な検出信号の実際の長さは、一方では電気駆動信号に対する超音波エミッタ／センサ要素の能動部の反応時点によって、他方では音響結合材料と周囲環境との界面からの超音波の反射によって決まる。したがって、音響結合材料 1 0 3 の厚さ及び組成は明らかである。多層スタックの超音波エミッタ／センサ要素の材料の厚さ及び組成が既知である場合、識別目的に使用可能な検出信号の長さは、多層スタックにおける音速に基づいて決定可能である。しかし、ほとんどの実際的事例においては、各層の厚さ、組成、及び表面仕上げの避けられないわずかな変動によって、それぞれの超音波エミッタ／センサ要素が一意となり、識別目的に使用可能な検出信号の長さの差はわずかである。

【 0 0 3 3 】

周囲環境の如何なる状況にも本発明を実際に使用可能となるほか、多層スタックの組成が既知及び未知のいずれの超音波エミッタ／センサ要素に対しても本発明に影響が出ないようにするために、限られた時間内で同じ駆動信号に対して同じ超音波エミッタ／センサ要素の複数の R F 検出信号線を処理することにより、検出信号が求められるのが好ましい。

【 0 0 3 4 】

周囲環境の状況の変化が最も小さい場合は、検出信号が不安定になる可能性があり、ノイズ及び時間的に可変な信号 (例えば、医療機器と心臓組織との間の相対運動) として現れる場合がある。好適な実施形態においては、再帰的低域通過フィルタによって、周囲環境の状況と関連する寄与を検出信号から取り除くことにより、超音波エミッタ／センサ要素の応答関数が求められる。再帰的フィルタは、以下の循環関係を用いて実現可能である。

$$y_d[n] = \alpha \cdot y_d[n-1] + \beta \cdot \{x_d[n] + x_d[n-1]\} \quad (\text{式 1})$$

ここで、 $x_d[n]$ は、深さ d での離散時間指数 n における R F 線サンプル値であり、 $y_d[n]$ は、同じ時間及び深さ指数の場合の低域通過フィルタリング後の R F 線サンプルである。パラメータ α 及び β は、以下により与えられる。

【 0 0 3 5 】

【 数 1 】

$$\alpha = \frac{\tau \cdot f_{\text{PRF}} - 1}{\tau \cdot f_{\text{PRF}}} \quad (\text{式 2})$$

【 0 0 3 6 】

【数 2】

$$\beta = \frac{1}{2 \cdot \tau \cdot f_{PRF}} \quad (式3)$$

ここで、 f_{PRF} は、パルス繰り返し数（ヘルツ）であり、 τ は、再帰の平均化継続時間（秒）又は有効期間を規定する時定数である。

【0037】

図 5 A には、能動部として圧電材料を含む超音波エミッタ／センサ要素 3 2 1 の応答関数 2 3 1 をグラフ表示している。同じような方法で、能動部として C M U T セル 1 1 1 を含む超音波エミッタ／センサ要素の応答関数 2 4 1 を求めることができ、これを図 5 B に例示している。

10

【0038】

プロセッサは、以下により、超音波エミッタ／センサ要素の識別特性を表す特徴ベクトルを演算するように構成されている。

【0039】

【数 3】

$$\vec{f} = [y_{d_0}, y_{d_1}, \dots, y_{d_{max}}]^T \quad (式4)$$

20

ここで、ベクトルの要素は、特徴ベクトルの演算に考慮される最大深さ d_{max} までの様々な深さにおける時間平均 R F 線値である。

【0040】

複数の超音波エミッタ／センサ要素が医療機器に組み入れられていてもよい。図 6 A ~ 図 6 C には、このような実施形態を模式的且つ例示的に示している。図 6 A において、医療機器 3 の遠位端 3 2 は、ケーシング 3 2 9 に組み込まれた軸方向配向の超音波エミッタ／センサ要素 3 2 1 及び半径方向配向の超音波エミッタ／センサ要素 3 2 2、3 2 3 の組み合わせを含む。本実施形態は、医療機器の遠位端 3 2 を囲む生体構造に関して、より多くの情報を提供可能である。

【0041】

30

医療機器に組み込まれた複数の超音波エミッタ／センサ要素によって、個々の識別特性を組み合わせられる。本発明の一実施形態において、個々の特性の組み合わせは、医療機器の特徴ベクトル

【0042】

【数 4】

$$\vec{F}$$

を構成することによって実現されるが、これは、超音波エミッタ／センサ要素の個々の特徴ベクトルを組み立てることによって求められる。

40

【0043】

【数 5】

$$\vec{F} = [f_1^T, f_2^T, \dots, f_m^T]^T \quad (式5)$$

ここで、 $f_1, \dots, f_m$ は、医療機器の識別特性の決定に m 個の超音波エミッタ／センサ要素が考慮される個々の超音波エミッタ／センサ要素の特徴ベクトルである。

【0044】

図 7 は、図 6 A に示す 3 つの超音波エミッタ／センサ要素が遠位端 3 2 に組み込まれた医療機器 3 の識別特性の決定に用いられる応答関数を示している。軸方向の超音波エミッ

50

タ/センサ要素は、図2に示す医療機器のものと同一であると考えられ、応答関数231は図5Aにて表される。医療機器の応答関数251には、軸方向の超音波エミッタ/センサ要素321の応答関数231のほか、半径方向に配向された2つの超音波エミッタ/センサ要素322及び323に対応する応答関数232及び233を含む。

【0045】

代替実施形態において、軸方向に配向された超音波エミッタ/センサ要素321は、図6Bに示すように、超音波エミッタ/センサ要素マトリクス324に由来していてもよい。この構成は、医療機器3の遠位端32の前方の生体構造を表す3次元超音波情報を提供可能である。しかし、遠位先端を囲む生体構造の3次元レンダリングの最適な表現として、医療機器の遠位端は、網羅範囲が十分な超音波エミッタ/センサ要素マトリクスを必要とする場合がある。図6Cには、このような実施形態を模式的且つ例示的に示しており、医療機器の遠位端には、軸方向、斜め方向、及び半径方向に配向された要素321、325、及び322をそれぞれ含む。

【0046】

超音波エミッタ/センサ要素のアレイ又はマトリクスを備えた医療機器の識別特性は、式5に従って超音波エミッタ/センサ要素の複数の個々の特徴ベクトルを組み立てることによって生成可能である。

【0047】

医療機器の構成に応じて、式4及び最終的に式5により医療機器3の識別特性が決まったら、装置2のプロセッサ22は、医療機器の識別特性のデータベース211を作成するように動作可能である。さらに、プロセッサは、装置2に結合された医療機器3の識別特性を医療機器の既知の識別特性の既存のデータベース211に追加することによって、当該データベースを更新するように動作可能である。データベース211は、装置2の内部メモリユニット21に格納されていてもよいし、或いは、外部サーバ5のメモリユニット51に格納されていてもよい。

【0048】

既知の医療機器の識別特性のデータベース511は、新たに製造される医療機器の生産施設で組み立て及び/又は更新が行われる中央データベースであってもよい。

【0049】

装置2は、継続的又は定期的に外部サーバ5と通信を行って、医療機器の少なくとも1つの識別特性の送信及び/又は受信を行うように構成されている。これにより、最初の使用場所での装置2に対する医療機器3の結合後、新たな医療機器の識別特性によって、既存のデータベース511を更新することができる。このような構成の主要な利点として、中央データベースには、複数の現場で製造された医療機器の識別特性を供給可能である。

【0050】

患者の診断及び/又は処置条件によっては、医療機器の表面上又は構造内に生物由来物質が取り込まれる可能性がある。医療機器を使用後に洗浄して消毒することにより、医療機器の再利用のための十分安全な状態を提供可能である。しかし、消毒時の材料疲労及び化学反応によって、医療機器のその後の使用が安全でない状態となる場合がある。したがって、緩い構造の構成要素（例えば、血流中のカテーテル構成要素）又は医療機器の再利用を原因として広がる感染病と関連する悪影響を回避するため、医療機器の使用を監視することの重要性が大きくなっている。

【0051】

超音波エミッタ/センサ要素の特徴ベクトルに基づく識別特性が付与された医療機器は、それぞれの使用時に識別可能である。

【0052】

超音波エミッタ/センサ要素からの検出信号を処理するように動作可能なプロセッサ22は、装置2に結合された場合に、同じ医療機器の識別特性を繰り返し決定することができる。さらに、装置のプロセッサは、装置に対する医療機器の結合後、医療機器の既知の識別特性のデータベース211又は511から上記医療機器の識別特性を認識するように

動作可能である。データベースからの既知の機器による上記医療機器の識別の時点の超音波エミッタ／センサ要素の駆動信号は、当該医療機器の識別特性が初めて決定され、データベースに追加された時点の超音波エミッタ／センサ要素の駆動信号と形状及び振幅が同じである必要がある。

【 0 0 5 3 】

図 8 A のグラフ表示は、2 つの異なる時点 t_1 及び t_2 に決定された超音波エミッタ／センサ要素の応答関数が酷似しているため、応答関数 2 3 1 の表示が完全に重なっていることを示している。したがって、特徴ベクトルに基づいて 2 つの異なる時点に決定された同じ超音波エミッタ／センサ要素の識別特性についても、酷似することになる。これに対して、図 8 B では、2 つの似ていない超音波エミッタ／センサ要素の応答関数 2 3 1 及び 2 3 5 が著しく異なっており、その結果、識別特性も似ていない。

10

【 0 0 5 4 】

複数の超音波エミッタ／センサ要素の個々の識別特性の組み合わせに基づく識別特性を有する医療機器の場合、様々な段階で決定された識別特性は、大きな類似性を示す。図 9 A のグラフ表示は、3 つの超音波エミッタ／センサ要素を備えた医療機器（図 6 A ）について、2 つの異なる段階で決定された応答関数が重なっており、その結果、識別特性も酷似していることを示している。一方、類似構成の 2 つの異なる医療機器は、似ていない応答関数 2 5 1 及び 2 5 5 を示しており、これを図 9 B にグラフ表示している。

【 0 0 5 5 】

本発明の一実施態様において、医療機器の識別は、識別対象の医療機器の特徴ベクトルとデータベースからの既知の医療機器の特徴ベクトルとの差の 2 次ノルムに基づくことができる。2 次ノルムは、以下に従って演算される。

20

【 0 0 5 6 】

【 数 6 】

$$Q_i = \|\vec{F} - \vec{F}_i\|_2; \quad i = 1..q \quad (\text{式6})$$

ここで、 q は、データベースの最大医療機器数である。 Q_i が固定閾値

【 0 0 5 7 】

【 数 7 】

30

9

よりも小さい場合は、当該医療機器がデータベース中の i 番目の医療機器と同一である。効率化のため、医療機器の識別後は、さらなる 2 次ノルムの演算が省略されるようになっていてもよい。

【 0 0 5 8 】

閾値

【 0 0 5 9 】

【 数 8 】

40

9

は、超音波エミッタ／センサ要素を備えた医療機器の大きな集合（好ましくは、100 超（ $q > 100$ ））を取り込み、同じ駆動信号を超音波エミッタ／センサ要素に印加して 2 つの相対的に異なる時点 t_1 及び t_2 に RF 検出信号線を測定することによって、決定可能である。医療機器の応答関数及び特徴ベクトルを求めた後、すべての医療機器対 i 及び j について、2 次ノルムを演算可能である。 q 個の医療機器の場合、2 つの異なる段階において、 $q \times q$ 個の 2 次ノルム値を求める。パラメータ

【 0 0 6 0 】

50

【数 9】

 ϑ

は、2 次ノルム値に基づいて 2 つのクラスが分離され、第 1 のクラスが 2 つの異なる時点
で同一の医療機器対 i 、 i を含み、2 次ノルムが

【0 0 6 1】

【数 1 0】

$$\|\overrightarrow{F_i(t_1)} - \overrightarrow{F_i(t_2)}\|_2 < \vartheta, \quad (\text{式7.1})$$

10

であり、第 2 のクラスが時点とは無関係に、似ていない医療機器対 i 、 j ($i \neq j$) を含
み、2 次ノルムが

【0 0 6 2】

【数 1 1】

$$\|\overrightarrow{F_i(t_1 \text{ or } t_1)} - \overrightarrow{F_j(t_1 \text{ or } t_2)}\|_2 > \vartheta. \quad (\text{式7.2})$$

であるように選定される。

【0 0 6 3】

図 1 0 A 及び図 1 0 B は、図 6 A に示す構成の 7 つの異なる医療機器の識別の結果を例
示している。医療機器は、心臓生体構造を超音波撮像する軸方向に配向された 1 つの超音
波エミッタ/センサ要素 3 2 1 及び半径方向に配向された 2 つの超音波エミッタ/センサ
要素 3 2 2、3 2 3 を備えたカテーテルである。第 1 の段階 t_1 において、カテーテルは
、超音波エミッタ/センサ要素に駆動信号を送信するとともに超音波エミッタ/センサ要
素から検出信号を受信するように構成された装置 2 に結合されている。プロセッサは、式
1 ~ 式 5 に基づいて、各カテーテルの特徴ベクトルを演算するように構成されており、こ
れらが、時点 t_1 におけるカテーテルの識別特性 $C_1(t_1) \cdots C_7(t_1)$ として割
り当てられる。これらの識別特性は、データベース 2 1 1 の形態で、装置 2 の内部メモリ
2 1 に格納される。第 2 の段階 t_2 において、同じ 7 つのカテーテルは、第 1 の段階 t_1
と同じ駆動信号を超音波エミッタ/センサ要素に送信するように構成された装置 2 に結合
されている。超音波エミッタ/センサ要素からの受信検出信号が処理されるとともに、式
1 ~ 式 5 に基づいて、各カテーテルの特徴ベクトルが演算され、これらがその後、時点 t_2
におけるカテーテルの識別特性 $C_1(t_2) \cdots C_7(t_2)$ として割り当てられる。
プロセッサは、式 6 に従って、2 つの異なる時点の考え得るすべてのカテーテル対の特
徴ベクトル差の 2 次ノルムを演算するように動作可能であり、如何なるカテーテル対にお
いても、識別特性の一方が第 1 の段階 t_1 、他方が第 2 の段階 t_2 に対応するようにする。
図 1 0 A は、特徴ベクトル差の 2 次ノルムを表している。暗い矩形 4 0 1 の区域は、グラ
フ表示の対角に見られ、2 つの異なる段階 t_1 及び t_2 における同一カテーテルの比較の
場合に、2 次ノルムの値が小さいことを意味する。

【0 0 6 4】

式 7 . 1 及び式 7 . 2 により決定された閾値

【0 0 6 5】

【数 1 2】

 ϑ

を用いることにより、図 1 0 B に示すように、似ているカテーテル識別特性と似ていな
いカテーテル識別特性との間の 2 成分分離が求められ得る。

【0 0 6 6】

医療機器の識別は、安全上の理由から医療機器の使用を記録する必要がある場合の所要
ステップを表す。図 1 に示すシステム 1 により、医療機器の使用の追跡が可能となる。プ

50

ロセッサ 2 2 は、医療機器 3 が装置 2 に結合された場合に、識別特性に基づいて、データベース 2 1 1 又は 5 1 1 から医療機器を識別するように動作可能である。医療機器を識別したら、プロセッサは、医療機器の使用の継続時間に関するデータベースの情報を更新するように動作可能である。装置 2 に対する医療機器 3 の複数の結合に際しても、プロセッサは同様に、データベースの医療機器の使用の頻度を更新するように構成されていてもよい。

【0067】

本発明のさらなる実施形態において、プロセッサは、医療機器の所定の使用を超えた場合に、警告信号を当該システムのユーザに送信するように動作可能である。警告信号は、システムの画面 7 に表示される視覚信号又はテキストであってもよい。或いは、警告信号は、システム 1 の構成要素のうちの 1 つに組み込まれたスピーカを通して伝わる音響信号であってもよいし、医療機器 3 の近位端 3 1 のハンドルの機械的振動等の触覚フィードバックであってもよい。

【0068】

本発明の別の実施形態において、装置 2 は、外部サーバ 5 と通信を行うとともに、所定の限度を超えた医療機器の使用に対する警告メッセージによって、医療機器の既知の識別特性のデータベース 5 1 1 を更新するように動作可能である。その主要な利益として、発せられた警告信号に対するシステムのユーザの反応に関係なく、推奨限界から逸脱する医療機器の使用を記録可能である。

【0069】

このシステムの代替実施形態において、装置は、医療機器の所定の使用を超えた場合に、少なくとも 1 つの超音波エミッタ / センサ要素の使用を中断するように構成されている。超音波エミッタ / センサ要素の使用の中断には、様々なメカニズムを使用可能である。プロセッサは、使用対象の医療機器を識別するように動作可能であり、さらに、データベース 2 1 1 又は 5 1 1 により、医療機器の使用に際して記録されたデータをチェックするように構成されている。医療機器の所定の使用に達した場合又は所定の使用を超えた場合、装置は、医療機器 3 に組み込まれた超音波エミッタ / センサ要素への駆動信号の送信を禁止するように構成されている。代替実施形態において、装置は、超音波エミッタ / センサ要素への駆動信号の送信を許可するように構成されているが、画面 7 への超音波情報の表示は遮る。さらに別の実施形態において、装置は、機器の所定の使用を超えた場合に、駆動信号を非常に短くて高い電圧信号に変換するように構成されており、結果として、超音波エミッタ / センサ要素の能動部が減極するため、如何なる駆動信号を別途受信した場合にも超音波を生成できない。

【0070】

図 1 1 は、システム 1 の構成要素のほか、伝送経路 9 で装置 2 に結合されたエネルギー源ユニット 8 を備えたシステム 1 0 の一実施形態を示している。接続経路 4 を通して医療機器 3 に接続されたエネルギー源ユニット 8 は、医療機器の遠位端 3 2 の導電ケーシング 3 2 9 に無線周波数電流を供給可能である。生物 1 1 の身体上に配置され、エネルギー源ユニット 8 に接続された中立電極（図示せず）は、生物の身体を通して電気回路が確実に閉じるようにする。エネルギー源ユニットは、無線周波数電流を供給して、医療機器 3 の遠位端 3 2 のケーシング 3 2 9 との心臓組織の接触点にて心臓 1 2 の組織を局所的に加熱するように動作可能である。類似の実施形態において、エネルギー源ユニット 8 は、電磁放射の形態のエネルギーを医療機器に供給するように構成されていてもよい。

【0071】

データベース 2 1 1 又は 5 1 1 により、システム 1 0 に結合された医療機器 3 がその所定の使用を超えた医療機器として識別された場合、装置 2 は、エネルギー源ユニット 8 から医療機器へのエネルギーの伝達を無効化し、その結果として、エネルギー印加による心臓組織の加熱を禁止するように構成されている。これは、エネルギー源ユニット 8 のプロセッサに信号を送信するように動作可能な装置 2 のプロセッサにより実現可能であり、この信号を受信して、エネルギー源ユニット 8 から医療機器 3 へのエネルギーの伝達が禁止

される。心臓組織にエネルギーを印加するように動作可能な医療機器は、潜在的に、単回使用の使い捨て機器であってもよい。医療機器の危険な使用は、医療機器の不適切な使用が試みられていることを認識した後、医療機器へのエネルギーの伝達を禁止することによって阻止される。

【0072】

当業者であれば、図面、開示内容、及び添付の特許請求の範囲の検討によって、開示の実施形態の他の変形例を理解し、特許請求の範囲に係る発明の実施に際して実現可能である。

【0073】

医療機器は、生物の身体の内側又は外側で用いられる超音波エミッタ/センサ要素を備えた機器であってもよい。医療機器の機能的使用は、超音波撮像、光音響撮像、超音波を用いた機器追跡、エネルギー印加時の組織特性変化の超音波監視と組み合わせられた高強度超音波又はその他任意のエネルギー形態による組織へのエネルギー印加等のインターベンション使用であってもよい。超音波エミッタ/センサ要素を備えたインターベンション医療機器の場合は、読み出し及び制御用電子装置と併せてマイクロチップ等の付加的な機器を組み込むよりも、識別目的として、システムに組み込み済みの要素及び電子装置を使用するのが有益である。医療機器の識別に用いられる超音波エミッタ/センサ要素は、必ずしも医療機器3の遠位端32に組み込まれる必要はなく、代わりに、近位端31のハンドル等、医療機器の任意の構造部に組み込まれていてもよい。

10

【0074】

特許請求の範囲に列挙する複数の項目の機能を単一のユニット又は機器が実行するようにしてもよい。相互に異なる従属請求項に特定の手段が列挙されているという事実だけでは、これら手段の組み合わせを都合良く使用できない、ということにならない。特許請求の範囲において、単語「備える (comprising)」は、他の要素又はステップを除外するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は、複数を除くものではない。

20

【0075】

特許請求の範囲における如何なる参照記号も、その範囲を制限するものと解釈されるべきではない。

【図 1】

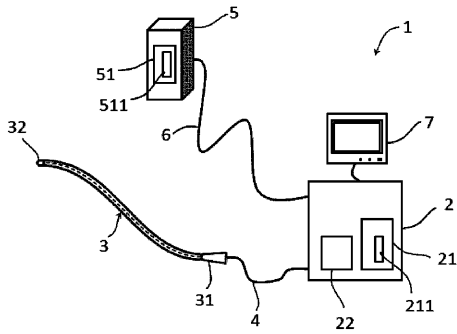


Fig. 1

【図 2】

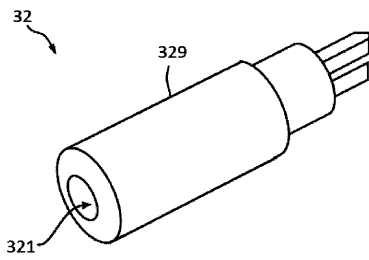


Fig. 2

【図 3 A】

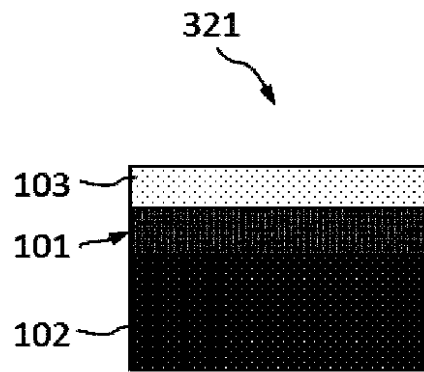


Fig. 3A

【図 3 B】

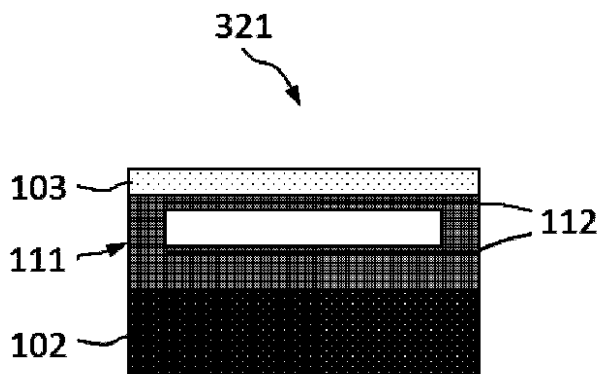


Fig. 3B

【図 4】

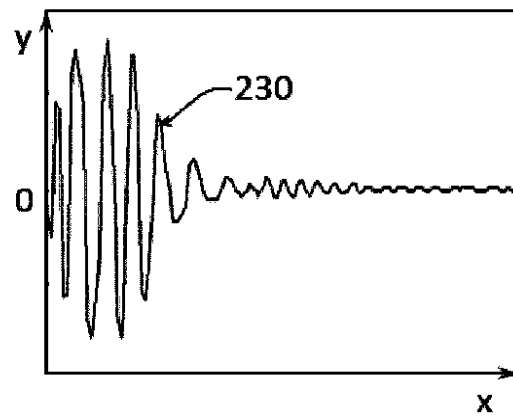


Fig. 4

【図 5 A】

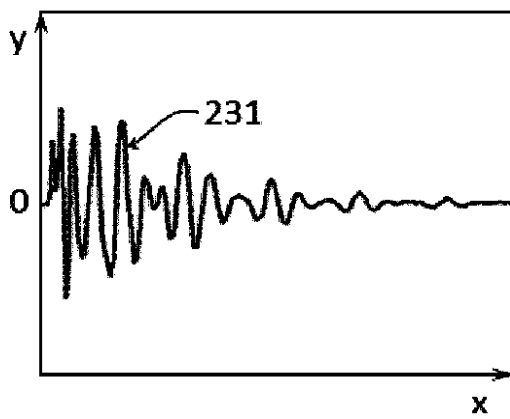


Fig. 5A

【図 5 B】

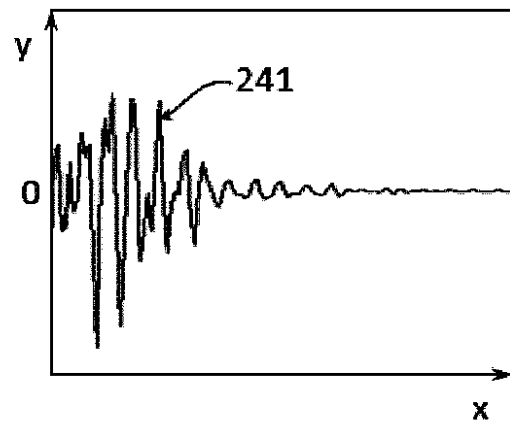


Fig. 5B

【図 6 A】

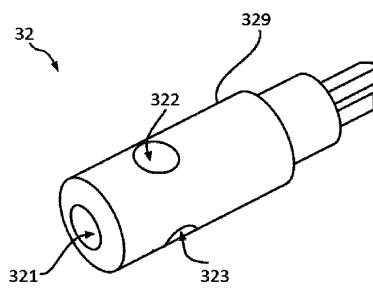


Fig. 6A

【図 6 C】

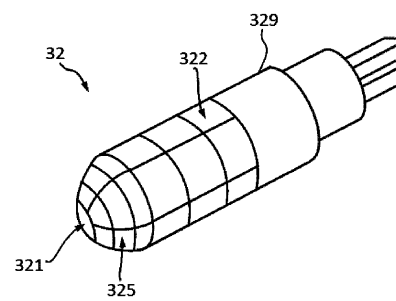


Fig. 6C

【図 6 B】

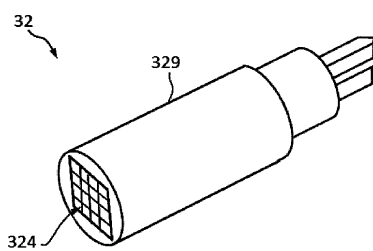
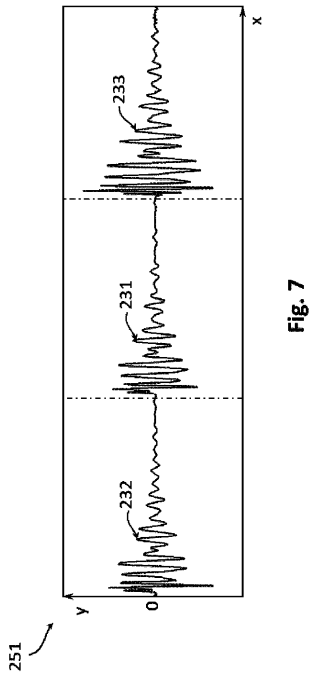


Fig. 6B

【図 7】



【図 8 A】

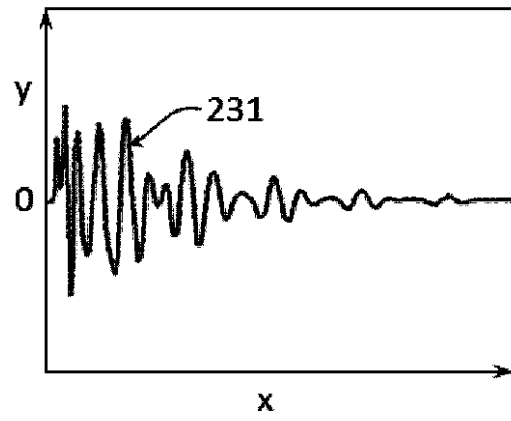


Fig. 8A

【図 8 B】

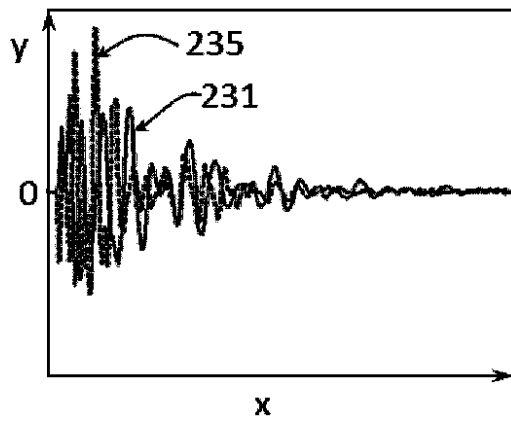


Fig. 8B

【図 9 A】

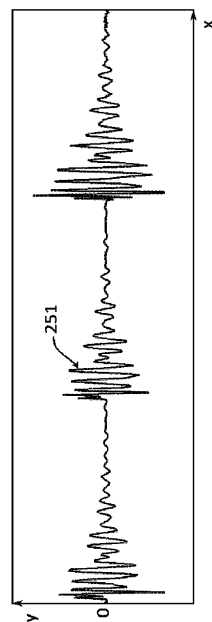


Fig. 9A

【図 9 B】

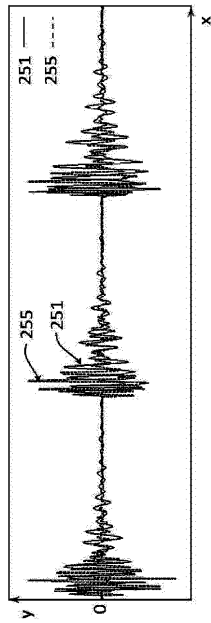


Fig. 9B

【図 10 A】

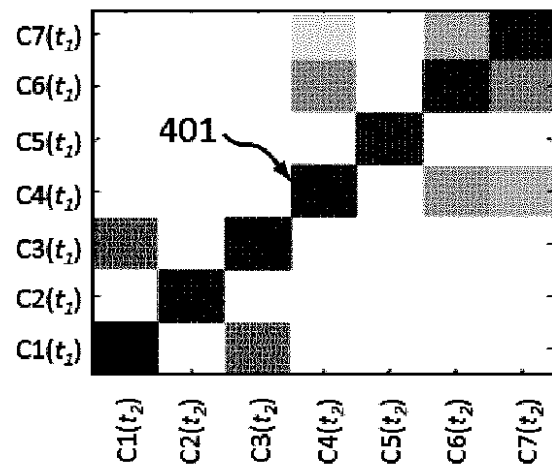


Fig. 10A

【図 10 B】

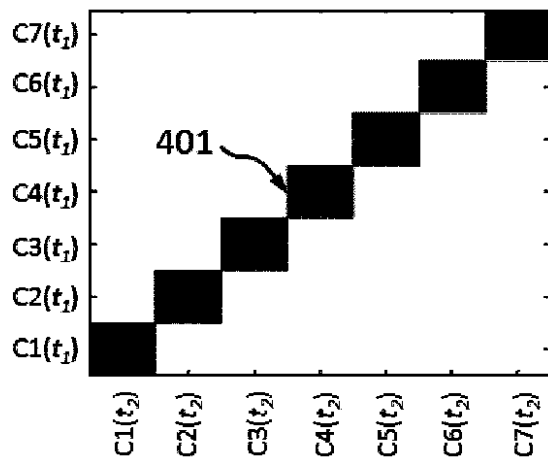


Fig. 10B

【図 11】

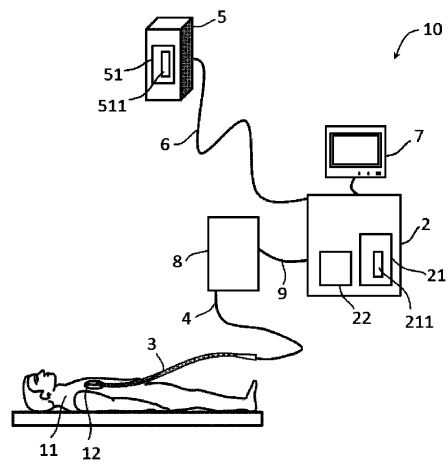


Fig. 11

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/077510

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/00
ADD.

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)

A61B A61N

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 practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2008/032239 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; CANFIELD EARL [US]) 20 March 2008 (2008-03-20) paragraph [0019]	6,11
X	----- WO 2006/006107 A1 (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]; KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]) 19 January 2006 (2006-01-19)	1-11
Y	page 10, lines 23-30 page 11, lines 9-12, 25-29 page 12, lines 12-16 page 13, lines 21-27 page 4, lines 11-21 page 5, lines 10-18 figures 1,3 ----- -/-	12-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

24 February 2016

Date of mailing of the international search report

02/03/2016

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Hemb, Björn

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2015/077510

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 2010/305450 A1 (KOSAKU HIDEKI [JP]) 2 December 2010 (2010-12-02) figures 2,3,7 -----	1-15
A	US 2011/105904 A1 (WATANABE YASUHIRO [JP]) 5 May 2011 (2011-05-05) figure 3 -----	1-15
A	US 2007/239006 A1 (KAMIYAMA NAOHISA [JP] ET AL) 11 October 2007 (2007-10-11) abstract -----	1-15
A	EP 2 305 124 A1 (OLYMPUS CORP [JP]) 6 April 2011 (2011-04-06) column 2, lines 45-58 -----	1-15
A	US 5 552 645 A (WENG LEE [US]) 3 September 1996 (1996-09-03) column 2, lines 2-7,45-58 figure 1 -----	1-15
Y	US 5 651 780 A (JACKSON JEROME [US] ET AL) 29 July 1997 (1997-07-29) cited in the application column 8 -----	12-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/077510

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2008032239 A2	20-03-2008	CN 101511271 A EP 2068715 A2 JP 2010503100 A US 2009326898 A1 WO 2008032239 A2	19-08-2009 17-06-2009 28-01-2010 31-12-2009 20-03-2008
WO 2006006107 A1	19-01-2006	NONE	
US 2010305450 A1	02-12-2010	CN 101897598 A JP 5398362 B2 JP 2010274060 A KR 20100129682 A US 2010305450 A1	01-12-2010 29-01-2014 09-12-2010 09-12-2010 02-12-2010
US 2011105904 A1	05-05-2011	CN 102076264 A EP 2422703 A1 JP 5549598 B2 US 2011105904 A1 WO 2010122791 A1	25-05-2011 29-02-2012 16-07-2014 05-05-2011 28-10-2010
US 2007239006 A1	11-10-2007	CN 101032411 A JP 4772540 B2 JP 2007236823 A US 2007239006 A1	12-09-2007 14-09-2011 20-09-2007 11-10-2007
EP 2305124 A1	06-04-2011	EP 1795132 A1 EP 2305124 A1 US 2007293762 A1 US 2011140576 A1 WO 2006033232 A1	13-06-2007 06-04-2011 20-12-2007 16-06-2011 30-03-2006
US 5552645 A	03-09-1996	DE 19520368 A1 JP H07328000 A US 5552645 A	14-12-1995 19-12-1995 03-09-1996
US 5651780 A	29-07-1997	CA 2148714 A1 EP 0746249 A1 JP H08506738 A US 5383874 A US 5651780 A WO 9410921 A1	26-05-1994 11-12-1996 23-07-1996 24-01-1995 29-07-1997 26-05-1994

フロントページの続き

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

(72)発明者 フォッケンロード スティーブン アントニー ウィレム
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ストロウケン ルイス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ベルト ハルム ヤン ウィレム
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 コーレン アレクサンダー フランシスクス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ミハイロビッチ ネナド
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE12 FE03 GA33 GB06 JB32 JB34

专利名称(译)	一种监测医疗设备使用的系统		
公开(公告)号	JP2017536218A	公开(公告)日	2017-12-07
申请号	JP2017546036	申请日	2015-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	フォッケンロード ステイーブン アントニー ウィレム ストロウケン ルイス ベルト ハルム ヤン ウィレム コーレン アレクサンダー フランシスクス ミハイロ ビッチ ネナド		
发明人	フォッケンロード ステイーブン アントニー ウィレム ストロウケン ルイス ベルト ハルム ヤン ウィレム コーレン アレクサンダー フランシスクス ミハイロ ビッチ ネナド		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4438 A61B8/4477 A61B8/4483 A61B8/52 B06B1/0207 B06B2201/40 B06B2201/76 G01S7/5205 G01S15/8909 G16H40/40 G16H40/63 A61B8/565 B06B1/0292 B06B1/06		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE12 4C601/FE03 4C601/GA33 4C601/GB06 4C601/JB32 4C601/JB34		
优先权	2014194648 2014-11-25 EP		
其他公开文献	JP6574489B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种用于确定具有至少一个超声发射器/传感器元件321的医疗设备3的签名的系统1。该签名基于来自超声发射器/传感器元件321的驱动信号的检测信号。系统1可以从已知医疗设备数据库211和511中识别医疗设备。此外，系统1可以更新医疗设备3的使用时间和频率，并且当超过预定使用限制时可以禁止进一步使用医疗设备3。

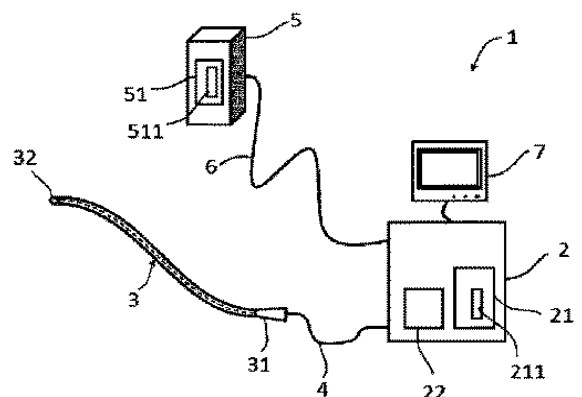


Fig. 1