

(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2020-501642

(P2020-501642A)

(43) 公表日 令和2年1月23日 (2020.1.23)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
H 0 4 R 3/00 (2006.01)	H 0 4 R 3/00 3 3 0	5 D 0 1 9
H 0 4 R 1/02 (2006.01)	H 0 4 R 1/02 3 3 0	
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 H	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2019-527514 (P2019-527514)
 (86) (22) 出願日 平成29年11月16日 (2017.11.16)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年5月22日 (2019.5.22)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/079382
 (87) 国際公開番号 W02018/095793
 (87) 国際公開日 平成30年5月31日 (2018.5.31)
 (31) 優先権主張番号 16200430.3
 (32) 優先日 平成28年11月24日 (2016.11.24)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 欧州特許庁 (EP)

(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
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療機器における電磁干渉の低減

(57) 【要約】

本発明は、EMIによる影響を受けにくい医療機器に関する。医療機器は、ボディ、第1の導電体、第2の導電体、第1の分極トランスデューサ、及び第2の分極トランスデューサを含む。第1の導電体及び第2の導電体はそれぞれボディに沿って延びる。第1の分極トランスデューサ及び第2の分極トランスデューサは、それらの外面が反対の極性を有するようにボディに取り付けられている。さらに、第1の分極トランスデューサ及び第2の分極トランスデューサは、第1の導電体と第2の導電体との間に、i) 直列にかつ同じ極性で電気接続されるか、又はii) 並列にかつ同じ極性で電気接続される。

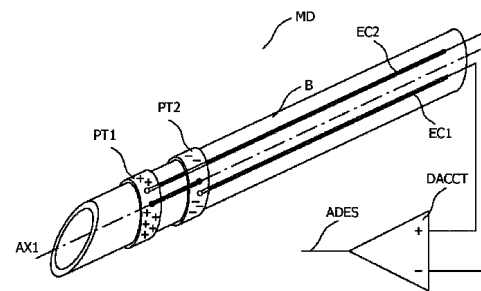


FIG. 3

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療機器のシャフトに取り付けられるトランスデューサ積層体であって、前記トランスデューサ積層体は、

第 1 の細長いフォイルと、

第 2 の細長いフォイルと、

第 1 の導電体と、

第 2 の導電体と、

超音波信号を検出するための第 1 の分極トランスデューサと、

超音波信号を検出するための第 2 の分極トランスデューサとを備え、

前記第 1 の細長いフォイル、前記第 2 の細長いフォイル、前記第 1 の導電体、及び前記第 2 の導電体はそれぞれ長軸に沿って延び、

前記長軸沿いの第 1 の位置において、前記第 1 の導電体、前記第 2 の導電体、前記第 1 の分極トランスデューサ、及び前記第 2 の分極トランスデューサは、前記第 1 の細長いフォイルと前記第 2 の細長いフォイルとの間に挟まれており、前記第 1 の分極トランスデューサ及び前記第 2 の分極トランスデューサは、互いに隣接するように、かつ、前記第 1 の細長いフォイルに面する各々の外面が反対の極性を有するように配置され、前記第 1 の分極トランスデューサ及び前記第 2 の分極トランスデューサは、前記第 1 の導電体と前記第 2 の導電体との間に、i) 直列にかつ同じ極性で電気接続されるか、又は ii) 並列にかつ同じ極性で電気接続され、

前記長軸沿いの第 2 の位置において、前記第 1 の導電体及び前記第 2 の導電体は、前記第 1 の細長いフォイルと前記第 2 の細長いフォイルとの間に挟まれており、前記第 1 の分極トランスデューサ及び前記第 2 の分極トランスデューサはいずれも、前記第 1 の細長いフォイルと前記第 2 の細長いフォイルとの間に挟まれていない、トランスデューサ積層体。

【請求項 2】

前記トランスデューサ積層体はさらに差動増幅回路を備え、前記差動増幅回路は、前記第 1 の導電体及び前記第 2 の導電体と電気接続されており、また、前記第 1 の導電体によって運ばれる電気信号と前記第 2 の導電体によって運ばれる電気信号との間の増幅された差分に対応する増幅された差分電気信号を生成する、請求項 1 に記載のトランスデューサ積層体。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載のトランスデューサ積層体を備える、医療機器。

【請求項 4】

前記医療機器はシャフトを含み、前記トランスデューサ積層体は前記シャフトの周りに巻き付けられる、請求項 3 に記載の医療機器。

【請求項 5】

超音波信号と電磁干渉とを識別するための、ソフトウェアによって実装される方法であって、前記方法は、

差動増幅回路を用いて、請求項 3 に記載の医療機器の前記第 1 の導電体によって運ばれる電気信号と前記第 2 の導電体によって運ばれる電気信号との間の差分を増幅し、増幅された差分電気信号を提供するステップであって、前記第 1 の分極トランスデューサ及び前記第 2 の分極トランスデューサは超音波信号を検出する、ステップと、

アナログ - デジタル変換回路を用いて、前記増幅された差分電気信号をデジタル信号に変換するステップとを含む、方法。

【請求項 6】

超音波イメージングプローブと、

画像再構成ユニットと、

位置決定ユニットと、

医療機器であって、

ボディと、
第 1 の導電体と、
第 2 の導電体と、
超音波信号を検出するための第 1 の分極トランスデューサと、
超音波信号を検出するための第 2 の分極トランスデューサとを備え、
前記第 1 の導電体及び前記第 2 の導電体はそれぞれ前記ボディに沿って延び、
前記第 1 の分極トランスデューサ及び前記第 2 の分極トランスデューサは、それらの
外面が反対の極性を有するように前記ボディに取り付けられており、

前記第 1 の分極トランスデューサ及び前記第 2 の分極トランスデューサは、前記第 1
の導電体と前記第 2 の導電体との間に、i) 直列にかつ同じ極性で電気接続されるか、又は
ii) 並列にかつ同じ極性で電気接続される、医療機器と、

差動増幅回路と、

アイコン提供ユニットとを備える位置追跡システムであって、

前記超音波イメージングプローブは、超音波場内の超音波信号を生成及び検出し、

前記画像再構成ユニットは、前記超音波イメージングプローブによって生成及び検出さ
れた前記超音波信号に基づいて、前記超音波場に対応する再構成された超音波画像を提供
し、

前記差動増幅回路は、前記医療機器の前記第 1 の導電体及び前記第 2 の導電体に電気接
続されており、また、前記超音波イメージングプローブと前記医療機器との間で送られた
超音波信号の検出に応答して、前記第 1 の導電体によって運ばれる電気信号と前記第 2 の
導電体によって運ばれる電気信号との間の増幅された差分に対応する増幅された差分電気
信号を供給し、

前記位置決定ユニットは、前記増幅された差分電気信号を受信し、前記増幅された差分
電気信号、及び前記超音波イメージングプローブと前記医療機器との間で送られた前記超
音波信号に基づいて、前記超音波場に対する前記医療機器の位置を計算し、

前記アイコン提供ユニットは、前記再構成された画像において、前記超音波場に対する
前記医療機器の位置を示すアイコンを提供する、位置追跡システム。

【請求項 7】

前記医療機器はさらに、i) 電気シールド及び / 又は ii) 絶縁体層を含み、前記電気
シールドは、少なくとも前記第 1 の導電体及び前記第 2 の導電体を前記電気シールドと前
記ボディとの間に挟み、前記絶縁体層は、前記ボディと前記第 1 の分極トランスデューサ
及び前記第 2 の分極トランスデューサの両方との間に配置される、請求項 6 に記載の位置
追跡システム。

【請求項 8】

前記医療機器の前記ボディは細長い形状を有する、請求項 6 に記載の位置追跡システム
。

【請求項 9】

前記第 1 の導電体及び前記第 2 の導電体はそれぞれ、前記細長いボディの周りにらせん
状に巻かれる、請求項 8 に記載の位置追跡システム。

【請求項 10】

前記第 1 の分極トランスデューサ及び前記第 2 の分極トランスデューサは、前記細長い
ボディの周りにリング状に巻かれる、請求項 9 に記載の位置追跡システム。

【請求項 11】

前記細長いボディは軸を有し、前記第 1 の分極トランスデューサ及び前記第 2 の分極ト
ランスデューサは前記軸沿いに分離される、請求項 10 に記載の位置追跡システム。

【請求項 12】

前記ボディは針を含む、請求項 6 乃至 11 のいずれか一項に記載の位置追跡システム。

【請求項 13】

前記第 1 の分極トランスデューサ及び前記第 2 の分極トランスデューサはそれぞれ圧電
材料から形成される、請求項 6 乃至 12 のいずれか一項に記載の位置追跡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

前記第 1 の導電体及び前記第 2 の導電体はそれぞれワイヤーから形成される、請求項 6 乃至 13 のいずれか一項に記載の位置追跡システム。

【請求項 15】

前記超音波イメージングプローブと前記医療機器との間で送られる前記超音波信号は、
i) 前記超音波イメージングプローブによって生成されるか、又は ii) 前記超音波イメージングプローブに取り付けられた少なくとも 3 つの超音波エミッタによって生成される、請求項 6 に記載の位置追跡システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、分極トランスデューサ (polarized transducer) を含む医療機器における電磁干渉 (EMI) の低減に関する。上記医療機器は一般的な医療機器であり、したがって本発明は多数の医療用途分野に用途を見出す。ある具体例では、分極トランスデューサは、ビーム形成超音波撮像システムの超音波場に対する医療機器の位置を追跡するのに使用される超音波検出器である。

【背景技術】

【0002】

トランスデューサは、感知機能を実行するために医療機器にしばしば含まれる。これらのトランスデューサのサブグループは、分極された又は極性を与えられた材料、すなわち、固有の分極を有する材料から形成される。センサとして使用される場合、そのような分極トランスデューサは近くの電気システムからの電磁干渉の影響を受けやすく、特に医療環境で使用される場合に起こり得る。

20

【0003】

分極トランスデューサの一例は圧電超音波検出器である。超音波検出には、一般的に、固有の分極を有するチタン酸ジルコン酸鉛 (すなわち PZT)、ポリフッ化ビニリデン (すなわち PVDF)、及びニオブ酸リチウムなどの圧電材料が使用される。超音波場に配置されたとき、超音波振動により圧電材料の表面電荷が変化する。材料に接続された電気回路を使用して表面電荷が感知され、それにより超音波が検出される。近傍の電気システムからの電磁干渉は、そのようなセンサが弱い超音波信号を検出する能力を低下させ、センサの性能を制限する可能性がある。分極トランスデューサは、焦電材料及び強誘電材料のような他の材料からも形成され得る。このような材料は、例えば赤外線、温度、圧力、及び音響センサ (すなわちマイクロフォン) 等を形成するために使用され得る。これらの分極トランスデューサも、同様に EMI の被害を受ける可能性がある。

30

【0004】

EMI を低減することが望ましい医療機器の一例は、国際特許公開 WO / 2011 / 138698 に開示されている超音波ベースのトラッキングシステムである。このシステムでは、超音波プローブと、医療機器に取り付けられた超音波検出器との間で送られる超音波信号に基づいて、医療機器の位置が、ビーム成形超音波イメージングシステムの超音波場に対して追跡される。医療機器の位置は、超音波プローブによって放出された超音波信号を医療機器上の超音波検出器によって検出されたものと関連させることによって決定される。超音波検出器は、例えば、圧電材料から形成された分極トランスデューサであり得る。そのようなシステムでは、トラッキングシステムの精度を維持する上で EMI の低減が重要である。

40

【0005】

また、国際特許公開 WO 2015 / 155649 は、医療機器を追跡するための超音波ベースのトラッキングシステムに関する。このシステムでは、超音波信号を検出するために、分極超音波検出器が同様に使用される。トラッキング検出器に隣接してダミー検出器

50

を配置し、両検出器によって生成された電気信号間の差に基づいて医療機器の位置を決定することによって、EMIが低減される。

【0006】

国際特許公開US2009/230820A1は、第1及び第2の対向する面と、前記第1及び第2の面上にそれぞれ設けられた第1及び第2の導電層とを有する圧電材料のボディから形成される圧電トランスデューサを開示する。圧電体及び導電層は、複数の別々の隣接する直列接続されたトランスデューサ素子を形成するように構築される。圧電体は、実質的に均一な分極方向、又は分極が反対の交互する複数のゾーンを有し得る。これらの素子は、周方向若しくは軸方向、又は他の超音波焦点パターンのいずれかを表示するようにスイッチング回路を介してハード配線又は接続され、また、直列構成ではなく並列接続されてもよい。

10

【0007】

国際特許公開US5298828Aは、反対方向に分極された一对のトランスデューサ素子を有する超音波トランスデューサを開示しており、これらのトランスデューサ素子は、各自の前面電極と背面電極との間に、これらの電極と密接するよう取り付けられている。前面電極はそれぞれ接地されている。背面電極はそれぞれ、各自の入出力端子に接続されている。トランスデューサが送信モードで動作しているとき、入出力端子には、差分パルス生成器又はトランス構成を使用して生成される反対極性の作動パルスが供給される。トランスデューサが受信モードで動作しているとき、超音波圧力波が前面電極に入射すると、背面電極において反対極性のパルスが生成される。これらのパルスは、差動アンプ又はトランス構成を使用して差動加算される。そのようなトランスデューサは、環境ノイズのピックアップが大きく低減されており、したがって、使用時に改善された信号対ノイズ比を有する。

20

【0008】

国際特許公開WO2015/155645A1は、導電体を含む医療機器を開示し、前記導電体は、表面と、前記表面に沿うように形成されたセンサとを含み、前記センサは、前記表面の一部の周りに、前記表面の外形に沿うように形成された圧電ポリマーを含む。圧電ポリマーは、超音波エネルギーを生成する又は受け取るように構成されている。

【0009】

しかしながら、分極トランスデューサを含む医療機器においてEMIをさらに低減するニーズが依然として存在する。

30

【発明の概要】

【0010】

本発明の目的は、分極トランスデューサを含む医療機器においてEMIを低減することである。そのために、医療機器、位置追跡システム、超音波信号と電磁干渉とを区別する、ソフトウェアによって実装される方法、及び医療機器のシャフトに取り付けられるトランスデューサ積層体が提供される。

【0011】

一側面によれば、医療機器は、ボディ、第1の導電体、第2の導電体、第1の分極トランスデューサ、及び第2の分極トランスデューサを含む。第1の導電体及び第2の導電体はそれぞれボディに沿って延びる。第1の分極トランスデューサ及び第2の分極トランスデューサは、それらの外面が反対の極性を有するようにボディに取り付けられている。さらに、第1の分極トランスデューサ及び第2の分極トランスデューサは、第1の導電体と第2の導電体との間に、i) 直列にかつ同じ極性で電気接続されるか、又はii) 並列にかつ同じ極性で電気接続される。

40

【0012】

上記のようにすることで、第1の導電体及び第2の導電体が共通のEMI信号を拾う分極トランスデューサを有する医療機器が提供される。共通のEMI信号は、第1の導電体及び第2の導電体上の電気信号を差し引くことによって除去することができる。これは、信号の差動増幅によって達成され得る。同時に、上記の電気接続は有用なトランスデュー

50

サ信号を提供し、それにより、トランスデューサの所望の感知機能を維持する。

【 0 0 1 3 】

他の側面によれば、位置追跡システムが提供される。位置追跡システムは、超音波イメージングプローブと、画像再構成ユニットと、位置決定ユニットと、上記医療機器であって、前記第1の分極トランスデューサ及び前記第2の分極トランスデューサがそれぞれ超音波信号を検出するよう構成される、医療機器と、差動増幅回路と、アイコン提供ユニットとを備える。前記超音波イメージングプローブは、超音波場内の超音波信号を生成及び検出するよう構成される。前記画像再構成ユニットは、前記超音波イメージングプローブによって生成及び検出された前記超音波信号に基づいて、前記超音波場に対応する再構成された超音波画像を提供するよう構成される。前記差動増幅回路は、前記医療機器の前記第1の導電体及び前記第2の導電体に電気接続されており、また、前記超音波イメージングプローブと前記医療機器との間で送られた超音波信号の検出に応答して、前記第1の導電体によって運ばれる電気信号と前記第2の導電体によって運ばれる電気信号との間の増幅された差分に対応する増幅された差分電気信号を供給するように構成される。前記位置決定ユニットは、前記増幅された差分電気信号を受信し、前記増幅された差分電気信号、及び前記超音波イメージングプローブと前記医療機器との間で送られた前記超音波信号に基づいて、前記超音波場に対する前記医療機器の位置を計算するように構成される。さらに、前記アイコン提供ユニットは、前記再構成された画像において、前記超音波場に対する前記医療機器の位置を示すアイコンを提供するように構成される。上記のようにすることで、EMIが低減された位置追跡システムが提供される。その結果、位置追跡の精度が向上する。

10

20

【 0 0 1 4 】

他の側面によれば、超音波信号と電磁干渉とを識別するための、ソフトウェアによって実装される方法が提供される。前記方法は、i) 差動増幅回路を用いて、請求項1に記載の医療機器の前記第1の導電体によって運ばれる電気信号と前記第2の導電体によって運ばれる電気信号との間の差分を増幅し、増幅された差分電気信号を提供するステップであって、前記第1の分極トランスデューサ及び前記第2の分極トランスデューサは超音波信号を検出する、ステップと、ii) アナログ-デジタル変換回路を用いて、前記増幅された差分電気信号をデジタル信号に変換するステップとを含む。上記のようにすることで、検出された超音波信号に対応するデジタル信号が、EMIを低減して提供される。

30

【 0 0 1 5 】

他の側面によれば、医療機器のシャフトに取り付けられるトランスデューサ積層体が提供される。医療機器は、例えば針であり得る。前記トランスデューサ積層体は、第1の細長いフォイルと、第2の細長いフォイルと、第1の導電体と、第2の導電体と、超音波信号を検出するための第1の分極トランスデューサと、超音波信号を検出するための第2の分極トランスデューサとを備える。前記第1の細長いフォイル、前記第2の細長いフォイル、前記第1の導電体、及び前記第2の導電体はそれぞれ長軸に沿って延びる。前記長軸沿いの第1の位置において、前記第1の導電体、前記第2の導電体、前記第1の分極トランスデューサ、及び前記第2の分極トランスデューサは、前記第1の細長いフォイルと前記第2の細長いフォイルとの間に挟まれている。前記第1の分極トランスデューサ及び前記第2の分極トランスデューサは互いに隣接するように、かつ、前記第1の細長いフォイルに面する各々の外面が反対の極性を有するように配置される。さらに、前記第1の分極トランスデューサ及び前記第2の分極トランスデューサは、前記第1の導電体と前記第2の導電体との間に、i) 直列にかつ同じ極性で電気接続されるか、又はii) 並列にかつ同じ極性で電気接続される。また、前記長軸沿いの第2の位置において、前記第1の導電体及び前記第2の導電体は、前記第1の細長いフォイルと前記第2の細長いフォイルとの間に挟まれており、前記第1の分極トランスデューサ及び前記第2の分極トランスデューサはいずれも、前記第1の細長いフォイルと前記第2の細長いフォイルとの間に挟まれていない。上記のようにすることで、EMIの影響を受けにくいトランスデューサ積層体が提供される。前記トランスデューサ積層体は医療機器に容易に取り付けられ、したがって

40

50

その製造を簡略化する。

【 0 0 1 6 】

従属請求項には他の側面が定められている。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】図 1 は、第 1 の分極トランスデューサ P T 1、第 2 の分極トランスデューサ P T 2、第 1 の導電体 E C 1、及び第 2 の導電体 E C 2 を含む医療機器 M D を示す。

【図 2】図 2 は、第 1 の分極トランスデューサ P T 1、第 2 の分極トランスデューサ P T 2、第 1 の導電体 E C 1、及び第 2 の導電体 E C 2 を含む、本発明の範囲に含まれない様々な電気回路を示す。

10

【図 3】図 3 は、第 1 の分極トランスデューサ P T 1、第 2 の分極トランスデューサ P T 2、第 1 の導電体 E C 1、及び第 2 の導電体 E C 2 を含む医療機器 M D を示し、ここで、第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 は、任意選択的な差動増幅回路 D A C C T に電気接続されている。

【図 4】図 4 は、超音波撮像システム U I S を含む位置トラッキングシステム P T S 及び医療機器 M D を示す。

【図 5】図 5 は、医療機器のシャフトに取り付けられ得るトランスデューサ積層体 T L を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

20

本発明の原理を説明するために、E M I による影響が低減された様々な医療機器が説明される。医療機器は針によって例示されているが、本発明は、カテーテル、ガイドワイヤー、プローブ、内視鏡、電極、ロボット、フィルタ装置、バルーン装置、ステント、僧帽弁クリップ、左心耳閉鎖装置、大動脈弁、ペースメーカー、静脈内ライン、ドレナージライン、外科用器具、組織シーリング装置、又は組織切断装置などの他の医療機器にも用途が見出されることを理解されたい。

【 0 0 1 9 】

さらに、医療機器に取り付けられた分極トランスデューサによって検出された超音波信号に基づいて医療機器の位置が決定される位置トラッキングシステムに関して、医療機器が説明されている。前記位置トラッキングシステムは、2 D 超音波イメージングプローブによって生成される画像平面に関連して医療機器の位置を決定する 2 D 超音波イメージングプローブを含むが、医療機器は、3 D イメージングプローブ、“ T R U S ” 経直腸超音波検査プローブ、“ I V U S ” 血管内超音波プローブ、“ T E E ” 経食道プローブ、“ T T E ” 経胸腔プローブ、“ T N E ” 経鼻プローブ、“ I C E ” 心臓内プローブ等、他の種類のイメージングプローブを使用する位置トラッキングシステムにも用途を見出す。より一般的には、これらの位置トラッキングシステムは、医療機器が使用され得る用途の例としてのみ使用され、医療機器は、分極トランスデューサを含む広範囲の感知用途に用途を見出し得る。これらには、限定されないが、温度、放射線、圧力、音、超音波などのセンサが含まれる。

30

【 0 0 2 0 】

40

図 1 は、第 1 の分極トランスデューサ P T 1、第 2 の分極トランスデューサ P T 2、第 1 の導電体 E C 1、及び第 2 の導電体 E C 2 を含む医療機器 M D を示す。図 1 の医療機器 M D はボディ B を有し、例えば医療用針であり得る（針のシャフトがボディ B によって表される）。任意選択的に、本体 B は導体から形成され得る。図 1 の分極トランスデューサ P T 1、P T 2 は、例えば、P V D F 材料から形成された超音波検出器であり得る。図 1 では、第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 はそれぞれボディ B に沿って延びている。第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 は、例えばアルミニウム又は金などの金属から形成され得る。あるいは、インク、接着剤、及びポリマーなどの様々な導電性材料を使用することができる。さらに、図 1 では、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は、それらの外面が反対の極性を有するようにボディ B

50

に取り付けられている。したがって、図 1 に示すように、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 は、ボディ B に対して外側を向く正電極を有し、第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は、ボディ B の表面に対して外側を向く負電極を有する。トランスデューサの正電極及び負電極は、トランスデューサにおけるポーリング方向に対応する。言い換えれば、各分極トランスデューサ P T 1、P T 2 はポーリング方向を有し、各分極トランスデューサ P T 1、P T 2 のポーリング方向はボディ B の表面に対して互いに反対向きに配置される。さらに、図 1 では、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は、第 1 の導電体 E C 1 と第 2 の導電体 E C 2 との間で電気接続されている。

【 0 0 2 1 】

図 1 A は、医療機器 M D の第 1 の実施形態を示し、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は、第 1 の導電体 E C 1 と第 2 の導電体 E C 2 との間で直列にかつ同じ極性 C C T 1 で電気接続されている。言い換えれば、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 の極性は加法的である。図 1 A の構成では、様々な外部ソースからの E M I が、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 のそれぞれの外側電極によって拾われる可能性がある。外側電極によるこの E M I ピックアップは、実際には、導電体 E C 1、E C 2 による E M I ピックアップよりも高くなり得ることが分かった。第 1 の分極トランスデューサ P T 1 の外側電極によって拾われた E M I は、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 の固有容量を介して、第 2 の導電体 E C 2 と結合する。これにより、第 2 の導電体 E C 2 上に干渉信号が生じる。同様に、第 2 の分極トランスデューサ P T 2 の外側電極によって拾われた E M I は、第 2 の分極トランスデューサ P T 2 の固有容量を介して、第 1 の導電体 E C 1 と結合する。これにより、第 1 の導電体 E C 1 上に干渉信号が生じる。干渉信号が第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 のそれぞれに存在するので、これらの導電体の両方に共通の干渉は、これらの導体上の電気信号を（例えば、それらを差動増幅することによって）減算する、すなわち差分化することによって除去することができる。C C T 1 の直列電気接続はまた、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 のそれぞれによって検出された超音波信号が、互いに打ち消し合わない電気信号を生成することを保証する。したがって、E M I が低減されるという利点を有する図 1 A の実施形態によって、有用なトランスデューサ信号を検出することができる。E M I の低減のために不可欠ではないが、好ましくは、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 と第 2 の分極トランスデューサ P T 2 との固有容量は近い又は等しく、かつ / 又は、好ましくは、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 と第 2 の分極トランスデューサ P T 2 のそれぞれの外面は近い又は等しい面積を有する。したがって、図 1 A の構成は、単一の分極トランスデューサが電気コネクタ E C 1、E C 2 と電気接続されている参照回路と比較して、低減された E M I を提供する。これは、第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 のそれぞれに共通の干渉信号が存在するからである。

【 0 0 2 2 】

図 1 B は、医療機器 M D の第 2 の実施形態を示し、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は、第 1 の導電体 E C 1 と第 2 の導電体 E C 2 との間で並列にかつ同じ極性 C C T 2 で電気接続されている。言い換えれば、各分極トランスデューサの正極性の電極は共通の正電気ノードを共有し、各分極トランスデューサ P T 1、P T 2 の負極性の電極は共通の負電気ノードを共有する。図 1 A の構成と同様に、図 1 B の構成では、様々な外部ソースからの E M I が、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 のそれぞれの外側電極によって拾われる可能性がある。図 1 B では、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 の外側電極によって拾われた E M I は、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 の固有容量を介して、第 1 の導電体 E C 1 と結合する。これにより、第 1 の導電体 E C 1 上に干渉信号が生じる。同様に、第 2 の分極トランスデューサ P T 2 の外側電極によって拾われた E M I は、第 2 の分極トランスデューサ P T 2 の固有容量を介して、第 2 の導電体 E C 2 と結合する。これにより、第 2 の導電体 E C 2 上に干渉信号が生じる。干渉信号が第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2

のそれぞれに存在するので、これらの導電体の両方に共通の干渉は、これらの導体上の電気信号を（例えば、それらを差動増幅することによって）減算する、すなわち差分化することによって除去することができる。CCT2の並列電気接続はまた、第1の分極トランスデューサPT1及び第2の分極トランスデューサPT2のそれぞれによって検出された超音波信号が、互いに打ち消し合わない電気信号を生成することを保証する。したがって、EMIが低減されるという利点を有する図1Bの実施形態によって、有用な信号を検出することができる。EMIの低減のために不可欠ではないが、好ましくは、第1の分極トランスデューサPT1と第2の分極トランスデューサPT2の固有容量は近い又は等しく、かつ/又は、好ましくは、第1の分極トランスデューサPT1と第2の分極トランスデューサPT2のそれぞれの外面は近い又は等しい面積を有する。したがって、図1Bの構成は、単一の分極トランスデューサが電気コネクタEC1、EC2と電気接続されている参照回路と比較して、低減されたEMIを提供する。これは、第1の導電体EC1及び第2の導電体EC2のそれぞれに共通の干渉信号が存在するからである。

【0023】

図1C及び図1Dは、それぞれが図1A及び図1Bの実施形態に対応する医療機器MDの第3及び第4の実施形態を示す。第3及び第4の実施形態はさらに、任意選択的な電気シールドES及び任意選択的な絶縁体層IL、IL2を含む。電気シールドESは、電気シールドESとボディBとの間に、少なくとも、第1の導電体EC1の一部と第2の導電体EC2の一部とを挟む。第1の分極トランスデューサPT1及び第2の分極トランスデューサPT2の表面積に対する導電体EC1及び第2の導電体EC2の相対的なサイズに依存して、相当なEMIがこれらの導電体によって拾われ得る。したがって、電気シールドESは、これらの導電体によって拾われるEMIを低減するように機能し得る。任意選択的に、EMI結合をさらに減らすために、電気シールドESが、例えばPT1、PT2の近くで、又は電気シールドESの長さに沿って、ボディBに電気接続されてもよい。任意選択的な絶縁体層IL2は、電気シールドESと第1の導電体EC1の一部及び第2の導電体EC2の一部との間に配置される。絶縁体層IL2は、電気シールドESと導電体EC1、EC2との間の電氣的絶縁を向上させるように機能し得る。任意選択的に、導電体EC1、EC2へのEMIの結合をさらに低減するために、電気シールドES及び/又は絶縁体層IL2はさらに、第1の分極トランスデューサPT1及び/又は第2の分極トランスデューサPT2の一部又は全部を覆ってもよい。電気シールドESは、例えば金属（例えばアルミニウム又は金）、酸化インジウムスズ、ITO、及び導電性ポリマーなどの様々な導電性材料から形成され得る。図1C及び図1Dの絶縁体層ILは、ボディBと第1の分極トランスデューサPT1、第2の分極トランスデューサPT2、第1の導電体EC1、及び第2の導電体EC2との間に配置される。あるいは、図1C及び図1Dの絶縁体層ILは、ボディBと第1の導電体EC1及び第2の導電体EC2との間にのみ配置されてもよく、又は、ボディBと第1の分極トランスデューサPT1及び第2の分極トランスデューサPT2との間にのみ配置されてもよい。絶縁体層ILは、ボディBと各導電体EC1、EC2との間、及びボディBと各分極トランスデューサPT1、PT2との間の電氣的絶縁を向上させるように働く。ボディBが金属等の導電性材料、例えば医療用針のステンレス鋼シャフトから形成される場合、絶縁体層ILはEMIを低減するのに特に有用であり得る。絶縁体層ILは、例えばポリマー、セラミック、誘電材料などから形成されてもよい。

【0024】

当然ながら、図1の第1の分極トランスデューサPT1と第2の分極トランスデューサPT2の両方の外側電極の極性を逆にしても同じ利点を達成することができる。

【0025】

図2は、第1の分極トランスデューサPT1、第2の分極トランスデューサPT2、第1の導電体EC1、及び第2の導電体EC2を含む、本発明の範囲に含まれない様々な電気回路を示す。図2A及び図2Bは、第1の分極トランスデューサPT1及び第2分極トランスデューサPT2のそれぞれによって生成される電気信号が互いに打ち消し合うので

、不適切である。図 2 C は、2 つの分極トランスデューサ P T 1、P T 2 の使用による追加のトランスデューサ信号から利益を得るが、上述の E M I 低減の仕組みからは利益を得ることができないので不適切である。

【 0 0 2 6 】

図 3 は、第 1 の分極トランスデューサ P T 1、第 2 の分極トランスデューサ P T 2、第 1 の導電体 E C 1、及び第 2 の導電体 E C 2 を含む医療機器 M D を示し、ここで、第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 は、任意選択的な差動増幅回路 D A C C T に電気接続されている。図 3 の医療機器 M D は、医療用針のシャフトであるボディ B を有する医療用針として例示されている。上述のように、代わりに他の医療機器が使用されてもよい。図 3 で使用される電気回路は図 1 A の C C T 1 に対応するが、代わりに図 1 B の C C T 2 が使用されてもよい。図 1 C 及び図 1 D に示すように、これらの電気回路 C C T 1 又は C C T 2 が、電気シールド E S 及び任意選択的な絶縁体層 I L と組み合わせて使用されてもよい。第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は超音波トランスデューサであることが好ましいが、本明細書に記載されるトランスデューサの例のような任意の他の分極トランスデューサが代わりに使用されてもよい。第 1 の分極トランスデューサ P T 1 と第 2 の分極トランスデューサ P T 2 との間の電氣的相互接続は、ワイヤー結合、導電性接着剤、はんだ付けなどの従来の電氣的相互接続技術を用いて形成され得る。あるいは、図 5 を参照して後述するトランスデューサ積層体を使用されてもよく、この場合、所望の電氣的接続は圧力接触を介して提供され得る。

【 0 0 2 7 】

図 3 の医療機器 M D は、細長い形状を有するボディ B、及び軸 A X 1 を有する。他の形状のボディ B を代わりに使用してもよい。図 3 の第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 は、それぞれ軸 A X 1 に沿って延びる。第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 はワイヤーから形成されることが好ましい。なぜなら、ワイヤーは曲げ及び巻き付けプロセスに対して頑強であるからである。あるいは、電気トラックなどの他の形状の導電体を使用してもよい。導電体への E M I は、各導電体 E C 1、E C 2 のために同様な経路を設けることによって低減され得る。そのためには、導電体の経路 E C 1、E C 2 は、互いに平行に配置されるのが好ましい。ある構成では、第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 はそれぞれ、ボディの周りにらせん状に巻き付けられてもよい。後述するように、このような螺旋状の巻き付けは、そのような細長いデバイスに取り付け可能な積層体を単純化するというさらなる利点を有する。図 3 に示すように、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は、リング状に細長いボディの周りに巻かれている。そのようなリング構成は、医療機器 M D がトランスデューサを覆い隠すことなく、医療機器 M D の軸 A X 1 の周りの感知を提供する。さらに、図 3 では、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 と第 2 の分極トランスデューサ P T 2 とは軸 A X 1 に沿って隔てられている。あるいは、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 と第 2 の分極トランスデューサ P T 2 とは、軸 A X 1 を中心にしてボディ B の円周の周りに互いに隣接して配置されてもよく、すなわち、隣り合う構成を有してもよい。

【 0 0 2 8 】

図 3 の任意選択的な差動増幅回路 D A C C T は、第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 に電気接続されており、また、第 1 の導電体 E C 1 によって運ばれる電気信号と第 2 の導電体 E C 2 によって運ばれる電気信号との間の増幅された差分に対応する増幅された差分電気信号 A D E S を生成するように構成される。差動増幅回路 D A C C T の利得係数は、例えば、1 (ユニティ) 以上であり得る。このために、電気信号の種類、すなわち、対応する分極トランスデューサ P T 1、P T 2 によって生成される電荷、電圧、又は電流に応じて、エレクトロニクス分野で知られている多くの適切な差動増幅回路が使用され得る。差動増幅回路 D A C C T は、第 1 の導電体 E C 1 によって運ばれる電気信号と第 2 の導電体 E C 2 によって運ばれる電気信号との間の増幅された差分に対応する増幅された差分電気信号 A D E S を供給する。増幅された差分電気信号 A D E S は、その後、電子回路によってさらに処理されてもよく、例えば、デジタル - アナログ変換器又は D A C 回路

を使用してデジタル化された形式に変換されてもよい。

【0029】

差動増幅回路 D A C C T による増幅プロセス及びその増幅された差分電気信号 A D E S のデジタル信号への変換プロセスを制御するために、プロセッサが設けられてもよい。したがって、プロセッサは、トランスデューサ信号と電磁干渉とを区別するためのソフトウェアによって実装される方法を実行し得る。ソフトウェアによって実装される方法は、プロセッサによって実行可能な命令としてコンピュータプログラム製品に格納され得る。コンピュータプログラム製品は、専用ハードウェア、又は適切なソフトウェアに関連づけてソフトウェアを実行可能なハードウェアによって提供されてもよい。プロセッサによって提供される場合、機能は、単一の専用プロセッサ、単一の共有プロセッサ、又は複数の個別のプロセッサ（その一部が共有されてもよい）によって提供され得る。さらに、「プロセッサ」又は「コントローラ」という用語の明示的な使用は、ソフトウェアを実行可能なハードウェアを排他的に指すように解釈されるべきではなく、以下に限定されないが、デジタル信号プロセッサ“D S P”ハードウェア、ソフトウェアを保存するためのリードオンリーメモリ“R O M”、ランダムアクセスメモリ“R A M”、非揮発性記憶装置等を暗示的に含み得る。さらに、本発明の実施形態は、コンピュータ又は任意の命令実行システムによって、又はそれらとともに使用されるプログラムコードを提供するコンピュータ可用又はコンピュータ可読記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラム製品の形式をとることができる。説明のために、コンピュータ可用又はコンピュータ可読記憶媒体は、命令実行システム、装置、又はデバイスによって使用される又はこれらに関連して使用されるプログラムを含む、格納する、通信する、伝搬する、又は転送することができる任意の装置であり得る。媒体は、電子、磁気、光学、電磁気、赤外線、又は半導体システム、装置、又はデバイス、又は伝播媒体であり得る。コンピュータ可読媒体の例には、半導体又は固体メモリ、磁気テープ、取り外し可能コンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ“R A M”、読み出し専用メモリ“R O M”、剛性磁気ディスク、及び光ディスクが含まれる。光ディスクの現在の例には、“C D - R O M”、“C D - R / W”、B l u - R a y、及び D V D が含まれる。

【0030】

上述の医療機器は、広範な用途に用途を見出す。用途の一例は、超音波信号に基づいて医療機器 M D の位置を追跡するための位置トラッキングシステムである。この用途では、医療機器 M D の第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 がそれぞれ、超音波信号を検出するように構成される。図 4 は、超音波撮像システム U I S を含む位置トラッキングシステム P T S 及び医療機器 M D を示す。

【0031】

図 4 において、超音波撮像システム U I S は、超音波撮像プローブ U I P、画像再構成ユニット I R U、撮像システムプロセッサ I S P、撮像システムインターフェース I S I、及びディスプレイ D I S P を含む。図 4 の各ユニットは、相互接続矢印で示されるように互いに連絡している。超音波撮像システム U I S は、従来の超音波撮像システムに対応する。I R U、I S P、I S I、及び D I S P は、従来、超音波撮像プローブ U I P と有線通信可能なコンソール内に配置される。また、例えば光、赤外線、又は R F 通信リンクを使用した無線通信が、有線リンクに取って代わることも考えられる。さらに、例えば P h i l i p s L u m i f y 超音波イメージングシステムのように、I R U、I S P、I S I、及び D I S P のうちの一部のユニットが超音波イメージングプローブ U I P 内に組み込まれることも考えられる。

【0032】

図 4 では、超音波イメージングプローブ U I P は、超音波場 U F 内で超音波エネルギーを送受信する線形超音波送受信機 A l e i T R A を含む。超音波場 U F は関心ボリウム V O I を遮る。超音波場 U F は図 4 では扇形であり、超音波ビーム $B_1 \dots B_k$ によって定められる。図 4 では扇形ビームが示されているが、医療機器 M D の追跡は超音波場の特定の形状に限定されず、例えば、3 D の場合も使用され得ることに留意されたい。超音波イメー

ジングプローブUIPはさらに、ビーム $B_1 \dots B_k$ 内の超音波信号の生成及び検出のために、超音波イメージングプローブUIPによって送信又は受信される信号の位相を増幅及び/又は調整するように構成された、図示しない電子ドライバ及び受信回路を含み得る。したがって、放出される及び/又は受信される超音波ビーム方向を操作するために電子ドライバ及び受信回路が使用され得る。

【0033】

使用中、図4の超音波イメージングシステムUISは以下のように操作される。オペレータは、イメージングシステムインターフェースISIを介して超音波処置を計画し得る。実行処置が選択されると、イメージングシステムインターフェースISIはイメージングシステムプロセッサISPをトリガし、超音波イメージングプローブUIPによって生成及び検出される信号を生成及び解釈するための特定用途向けプログラムを実行する。超音波イメージングシステムUISはまた、かかるプログラムを格納するための図示しないメモリを含み得る。メモリは、例えば、超音波イメージングプローブUIPによって生成される及び/又は検出される超音波信号のシーケンスを制御するように構成された超音波ビーム制御ソフトウェアを記憶し得る。画像再構成ユニットIRU（このユニットの機能は代わりに画像システムプロセッサISPによって実行されてもよい）は、超音波イメージングプローブUIPから受け取ったデータを超音波場UFに対応する画像に再構成し、その後、この画像をディスプレイDISP上に表示する。再構成された画像は、例えば、超音波輝度モード「Bモード」画像（「2Dモード」画像とも知られる）、「Cモード」画像、又はドップラーモード画像、又は実際には任意の超音波画像であり得る。

【0034】

図4にはまた、差動増幅回路DACCT、位置決定ユニットPDU、及びアイコン提供ユニットIPUと共に、例示的な医療用針の形態の医療機器MDが示されている。別々のユニットとして図示されているが、ユニットPDU及び/又はIPUの機能は超音波イメージングシステムUIS内で、例えば、ユニットIRU及びISPの機能を提供するメモリ又はプロセッサ内で実行されてもよい。

【0035】

第1の分極トランスデューサPT1及び第2の分極トランスデューサPT2はそれぞれ、超音波信号を検出するように構成される。差動増幅回路DACCTは、医療機器MDの第1の導電体EC1及び第2の導電体EC2に電気接続されており、また、超音波イメージングプローブUIPと医療機器MDとの間で送られる超音波信号の検出にตอบสนองして、第1の導電体EC1によって運ばれる電気信号と第2の導電体EC2によって運ばれる電気信号との間の増幅された差分に対応する増幅された差分電気信号ADESを供給するように構成される。したがって、第1の導電体EC1と第2の導電体EC2の両方に共通のEMIが信号ADESにおいて相殺される。位置決定ユニットPDUは、増幅された差分電気信号ADESを受信し、この信号、及び超音波イメージングプローブと医療機器との間で送られる超音波信号に基づいて、超音波場に対する医療機器の位置を計算するように構成される。

【0036】

図4に示す構成では、医療機器の位置は、超音波イメージングプローブUIPの超音波送受信機ALEITRAによって生成される超音波信号に基づいて決定される。超音波信号はその後、分極トランスデューサPT1、PT2によって検出され、すなわち、超音波イメージングプローブUIPと医療機器MDとの間を伝播する。この構成では、分極トランスデューサPT1、PT2がそれぞれビーム $B_1 \dots B_k$ に対応する超音波信号を受信する。分極トランスデューサPT1、PT2は、図1を参照して説明した電気回路CCT1、CCT2のいずれかのように電気接続され得る。増幅された差分電気信号ADESは、超音波送受信機ALEITRAによって生成された超音波信号に対応する信号を含む。位置決定ユニットPDUは、超音波送受信機ALEITRAによって生成された超音波信号を、分極トランスデューサPT1、PT2によって検出された超音波信号と相関させることによって、分極トランスデューサPT1、PT2の平均位置を特定する。より具体的には、こ

の関連付けは、 i) 分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$) によって検出された各ビーム $B_1 \dots k$ に対応する超音波信号の振幅、及び i) 各ビーム $B_1 \dots k$ の生成と、分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ による各ビームの検出との間のタイムオブフライト ($T O F$) に基づき、超音波場 $U F$ に対する分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ の最良適合位置を決定する。これは以下のように説明することができる。分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ が超音波場 $U F$ の近傍にあるとき、各ビーム $B_1 \dots k$ のうち最も近いものから分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ への超音波信号は比較的大きい振幅で検出され、一方、最も遠いビームは比較的小さい振幅で検出される。通常、最大振幅で検出されたビームは、分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ の平均位置に最も近いビームとして特定される。これは、超音波送受信機アレイ $T R A$ と分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ の平均位置との間の面内角度 $\theta_{P A}$ を定める。超音波送受信機アレイ $T R A$ 内のそれぞれのエミッタと分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ の平均位置との間のレンジは、最大振幅ビーム $B_1 \dots k$ の生成と、その後のビームの検出との間のタイムオブフライトから決定される。レンジは、タイムオブフライトに超音波伝播速度を掛けることによって決定される。したがって、レンジ及び面内角度は、超音波場 $U F$ に対する分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ の平均位置の最良適合位置を特定する。

【 0 0 3 7 】

図 4 に示されていない別の構成では、超音波イメージングプローブ $U I P$ はさらに、超音波イメージングプローブ $U I P$ に取り付けられた少なくとも 3 つの超音波エミッタを含む。少なくとも 3 つの超音波エミッタは、位置決定ユニット $P D U$ と連絡している。この構成では、再び超音波場 $U F$ を使用して、医療機器の位置を指し示す超音波画像が提供される。しかし、この構成では、位置決定ユニット $P D U$ は、超音波イメージングプローブ $U I P$ に取り付けられた少なくとも 3 つの超音波エミッタによって生成され、その後、分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ によって検出される、すなわち、超音波イメージングプローブ $U I P$ と医療機器 $M D$ との間を伝播する超音波信号に基づいて、医療機器 $M D$ の位置を計算するよう構成される。この構成では、位置決定ユニット $P D U$ は、各エミッタによって放出された超音波信号のタイムオブフライトに基づいて、各エミッタと分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ の平均位置との間の距離を決定する。分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ の平均位置はその後、三角測量を用いて決定される。これにより、少なくとも 3 つのエミッタが超音波イメージングプローブ $U I P$ に取り付けられているので、超音波イメージングプローブ $U I P$ に対する、したがって超音波場 $U F$ に対する分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ の平均位置が 3 次元で得られる。

【 0 0 3 8 】

したがって、図 4 の位置決定ユニット $P D U$ は、超音波イメージングプローブ $U I P$ と医療機器 $M D$ との間で送られる超音波信号に基づいて、超音波場 $U F$ に対する分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ の平均位置を計算するための上記構成のいずれでも使用され得る。平均位置は、分極トランスデューサ $P T 1$ 、 $P T 2$ の感度中心 ($c e n t e r - o f - s e n s i t i v i t y$) に対応する。

【 0 0 3 9 】

これらの構成の両方において、図 4 のアイコン提供ユニット $I P U$ は、再構成された画像 $R U I$ において、超音波場 $U F$ に対する医療機器 $M D$ の位置を示すアイコン $I K$ を提供するように構成される。アイコンは、例えば、円、十字、ポインタなどであり、例えば、画像融合やオーバーレイを使用して、又はアイコンの所望の位置において再構成画像 $R U I$ のコントラスト又は色を変更することによって、又は同様な画像融合技術を使用することによって、再構成画像 $R U I$ 内に提供され得る。

【 0 0 4 0 】

アイコン提供ユニット $I P U$ は、例えばプロセッサによって実現されてもよい。また、アイコン提供ユニット $I P U$ 、位置決定ユニット $P D U$ 、又は画像再構成ユニット $I R U$ の機能が 1 つ又は複数のプロセッサによって提供されてもよい。これらのプロセッサは、上記した各機能を実行するように構成された命令を含み得る。そのような命令はデータキ

10

20

30

40

50

キャリア上に含まれてもよい。さらに、これらのユニットのうちの1つ又は複数が、超音波イメージングシステムUISのイメージングシステムプロセッサISPによって提供されてもよい。

【0041】

分極トランスデューサPT1、PT2は、一般的には、ディスクリート電子部品によって提供され得る。これらはその後、図3及び図4に関連して説明したように医療機器に取り付けられ得る。別の構成では、分極トランスデューサPT1、PT2はPVDfなどのフォイルから形成され得る。そのようなフォイルはフレキシビリティを提供し、よって、医療用針のシャフトのような平坦でない物体に取り付けるのに良く適している。あるいは、PVDf分極トランスデューサは、国際特許公開WO2015155645に開示されているような浸漬コーティング法を用いて形成され得る。以下に記載される別の構成では、分極トランスデューサPT1、PT2を含むトランスデューサ積層体が提供され得る。

【0042】

図5は、医療機器のシャフトに取り付けられ得るトランスデューサ積層体TLを示す。図5Aは、トランスデューサ積層体TLを平面図で示す。図5B及び図5Cはそれぞれ、X-X'に沿った断面図を組立図及び分解図で示す。図5D及び図5Eはそれぞれ、Y-Y'に沿った断面図を組立図及び分解図で示す。図5F及び図5Gはそれぞれ、Z-Z'に沿った断面図を組立図及び分解図で示す。図5のトランスデューサ積層体TLは、第1の細長いフォイルF1、第2の細長いフォイルF2、第1の導電体EC1、第2の導電体EC2、超音波信号を検出するための第1の分極トランスデューサPT1、及び超音波信号を検出するための第2の分極トランスデューサPT2を含む。第1の細長いフォイルF1、第2の細長いフォイルF2、第1の導電体EC1、及び第2の導電体EC2はそれぞれ、長軸LAXに沿って延びる。トランスデューサ積層体TLは、EMIをさらに低減するために電気シールドESを任意選択的に含んでもよい。電気シールドESは、第1の導電体EC1及び第2の導電体EC2の少なくとも一部を覆うように配置され、また任意選択的に、第1及び第2の分極トランスデューサPT1、PT2の外表面の一部又は全部を覆ってもよい。電気シールドESは、金、アルミニウム、クロムなどの金属、又は導電性ポリマーなどの様々な導電性材料から形成され得る。

【0043】

図5Aに示す分極トランスデューサPT1、PT2及び導電体EC1、EC2は、図1Aの電気回路CCT1の形式で互いに接続されている。各分極トランスデューサPT1、PT2の分極は+及び-の記号で示されている。分極トランスデューサPT1とPT2との間の相互接続は、導電性トラックCTRによって確立されている。当然ながら、図1BのCCT2のような他の電気回路が同様にして実装されてもよい。

【0044】

図5Bに示すように、長軸LAX沿いの位置X-X'において、第1の導電体EC1、第2の導電体EC2、第1の分極トランスデューサPT1、及び第2の分極トランスデューサPT2は、第1の細長いフォイルF1と第2の細長いフォイルF2との間に挟まれる。さらに、第1の分極トランスデューサPT1と第2の分極トランスデューサPT2は互いに隣接して配置されている、すなわち隣り合う構成を有し、さらに、第1の細長いフォイルF1に面する各トランスデューサの外表面が反対の極性を有するように配置されている。図5では、PT1及びPT2は長軸LAXに沿って延びるように図示されているが、他の形状のトランスデューサや、第1の分極トランスデューサPT1及び第2の分極トランスデューサPT2が互いに隣接する他の配置も可能である。一例として、長軸LAXに沿ってPT1とPT2とを隔てるのが考えられる。例えば、PT1及びPT2は斜めに又は約90度に配置されてもよい。また、導電性トラックCTRの経路指定の対応する変更、及び所望の電気回路を達成するために必要な電氣的絶縁も用いられ得る。これらは、トランスデューサ積層体TLが機器に取り付けられるときに所望のトランスデューサ配置を提供するために使用され得る。例えば、図5のトランスデューサ積層体TLが長軸LAXを中止にとして機器の軸周りに折り畳まれている場合、トランスデューサPT1、PT2

は、機器の軸の周囲で分離される。別の例では、トランスデューサ積層体 T L が機器の軸を中心として巻き付けられている場合、トランスデューサは、機器の軸の周囲にらせん状に配置されてもよい。P T 1 及び P T 2 の向きを調整し、最も適切な巻き付け / 折り畳み取付形式を選択することによって、トランスデューサ配置の高度な柔軟性が提供される。図 5 B に戻り、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は、第 1 の導電体 E C 1 と第 2 の導電体 E C 2 との間で直列にかつ図 1 A の C C T 1 と同じ極性で電気接続されている。あるいは、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は、図 1 B の C C T 2 のように、第 1 の導電体 E C 1 と第 2 の導電体 E C 2 との間で並列にかつ同じ極性で電気接続され得る。図 5 B はまた、フォイル F 1 とフォイル F 2 とを互いに接合するために任意選択的に使用され得る第 1 の接着層 A L 1 及び第 2 の接着層 A L 2 を示す。単一の接着層が使用されたり、又は接着層を一切使用しなくてもよく、後者の場合にはファンデルワールス力を使用して 2 つのフォイルが互いに結合される。任意選択的に、トランスデューサ積層体は、トランスデューサ積層体 T L を表面に接合するために、トランスデューサ積層体 T L の外面に配置された 1 つ又は両方の接着層 A L 1 A、A L 2 A を含み得る。図 5 B で P T 1 について示されるように、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は、分極材料層 P I、及び分極材料層 P I との電気接触を提供する電極 E L A、E L B を備え得る。図 5 C に分解図として示されるように、断面 X - X' に沿って、トランスデューサ積層体 T L は、第 1 の細長いフォイル F 1 と第 2 の細長いフォイル F 2 との間に導電体 E C 1、E C 2 を挟むことによって組み立てられ得る。第 1 の分極トランスデューサ P T 1、第 2 の分極トランスデューサ P T 2、及び導電性トラック C T R は、第 1 の接着層 A L 1 内に押し込まれているように示されている。そのような構造は、導電性トラック C T R を第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 と電気接触させて保持する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

図 5 D 及び図 5 E に示すように、長軸 L A X 沿いの位置 Y - Y' において、第 1 の導電体 E C 1、第 2 の導電体 E C 2、第 1 の分極トランスデューサ P T 1、及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 は、第 1 の細長いフォイル F 1 と第 2 の細長いフォイル F 2 との間に挟まれる。しかし、ここではサンドイッチ内に導電性トラック C T R が存在しない。したがって、図 5 D 及び図 5 E に示されるように、導電性トラック C T R は、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 の表面積の一部のみを覆い得る。

【 0 0 4 6 】

図 5 F に示すように、長軸 L A X 沿いの位置 Z - Z' において、第 1 の導電体 E C 1 及び第 2 の導電体 E C 2 は第 1 の細長いフォイル F 1 と第 2 の細長いフォイル F 2 との間に挟まれており、第 1 の分極トランスデューサ P T 1 及び第 2 の分極トランスデューサ P T 2 はいずれも、第 1 の細長いフォイル F 1 と第 2 の細長いフォイル F 2 との間に挟まれていない。したがって、位置 Z - Z' はトランスデューサ積層体 T L の電氣的相互接続部を定める。

【 0 0 4 7 】

図 5 の第 1 及び第 2 の細長いフォイル F 1、F 2 は様々なポリマー材料から形成され、例えば、ポリエチレンテレフタレート (P E T)、ポリイミド (P I)、又はポリアミド (P A) が使用され得る。好ましくは、フォイルは電氣的絶縁材料から形成される。接着層 A L 1、A L 1 A、A L 2、A L 2 A は原則的には任意の接着層であり得るが、感圧接着剤、すなわち P S A 層が好ましい。感圧接着剤とは、圧力を加えると接着結合を形成する種類の材料である。好都合なことに、感圧接着剤は信頼性の高い結合を提供し、よって、組み立てが迅速な強固な構造を提供する。適切な感圧接着剤は、3 M 社製の製品 2 8 1 1 C L を含む。これらは、3 M 社によって供給される製品 9 0 1 9 のように、P S A 被覆ポリマーシートとして供給されてもよい。P S A 被覆ポリマーシートは、典型的には、除去可能な外層を剥がして接着層を露出させるよう構成されており、よって、接着層の接着

特性が求められるまで接着層が保護される。さらに、接着層 A L 1、A L 1 A、A L 2、A L 2 A は、電氣的絶縁材料から形成されることが好ましい。導電体 E C 1、E C 2 は、分極トランスデューサ P T 1、P T 2、より具体的には分極トランスデューサの対応する電極 E L A、E L B との電気接触を提供する。導電体に適した材料は金属、例えば金、アルミニウム、銅、銀、及びクロムを含む。好ましくは、導電体はワイヤーの形態をとる。通常は実質的に円形の断面を有するワイヤーは、高いフレキシビリティを有するトランスデューサ積層体 T L を提供する。図 5 の分極トランスデューサ P T 1、P T 2 は、超音波信号を検出するように構成される。好ましくは、これらは圧電材料から形成される。図 5 の分極トランスデューサ P T 1、P T 2 に好ましい材料は、ポリフッ化ビニリデン、すなわち P V D F、又は P V D F グループの関連材料、例えばポリフッ化ビニリデントリフルオロエチレンなどの P V D F コポリマー及び P (V D F - T r F E - C T F E) などの P V D F ターポリマーを含む。これらの材料は、トランスデューサ積層体 T L に容易に組み込まれる可撓性層の形態で入手可能である。

10

【 0 0 4 8 】

図 5 のトランスデューサ積層体 T L は医療機器のシャフトに取り付けられ得る。医療機器は、図 4 を参照して説明した上述の位置追跡システムのような追跡システムにおいて使用され得る。トランスデューサ積層体は、例えば医療機器のシャフトの周りに巻き付けられ、例えば図 3 に示す医療用針のシャフトの周りに巻き付けられ得る。

【 0 0 4 9 】

要約すると、E M I の影響を受けにくい医療機器が説明された。医療機器は、ボディ、第 1 の導電体、第 2 の導電体、第 1 の分極トランスデューサ、及び第 2 の分極トランスデューサを含む。第 1 の導電体及び第 2 の導電体はそれぞれボディに沿って延びる。第 1 の分極トランスデューサ及び第 2 の分極トランスデューサは、それらの外面が反対の極性を有するようにボディに取り付けられている。さらに、第 1 の分極トランスデューサ及び第 2 の分極トランスデューサは、第 1 の導電体と第 2 の導電体との間に、i) 直列にかつ同じ極性で電気接続されるか、又は i i) 並列にかつ同じ極性で電気接続される。医療機器において、第 1 の導電体及び第 2 の導電体のそれぞれにおける共通の E M I 信号は、後に、各導電体における電気信号を減算することによって相殺され得る。

20

【 0 0 5 0 】

本発明の医療機器は、図面及び上記において位置追跡システムに関連して詳細に図示及び記載されているが、本願は説明的又は例示的であり、非限定的であると考えられるべきである。さらに、本発明は開示された実施形態に限定されず、様々な医療用感知アプリケーションにおいて使用され得る。さらに、様々なシステム、装置、及び方法を提供するために、本明細書に例示された様々な実施例及び実施形態を組み合わせることができることを理解されたい。

30

【図 1 A】

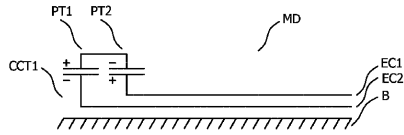


FIG. 1A

【図 1 B】

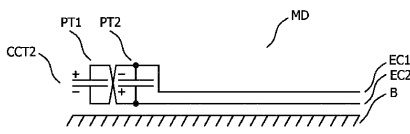


FIG. 1B

【図 1 C】

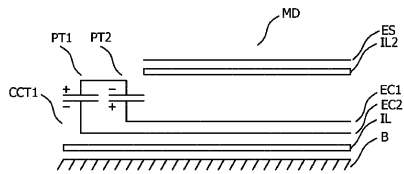


FIG. 1C

【図 1 D】

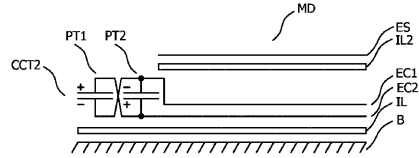


FIG. 1D

【図 2 A】

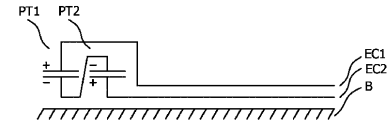


FIG. 2A (not forming part of the invention)

【図 2 B】

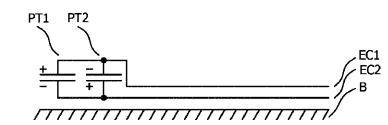


FIG. 2B (not forming part of the invention)

【図 2 C】

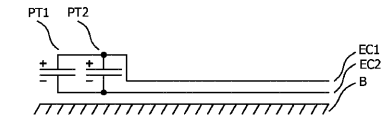


FIG. 2C (not forming part of the invention)

【図 3】

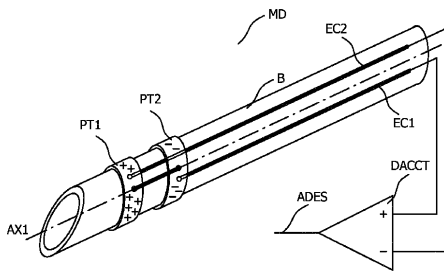


FIG. 3

【図 4】

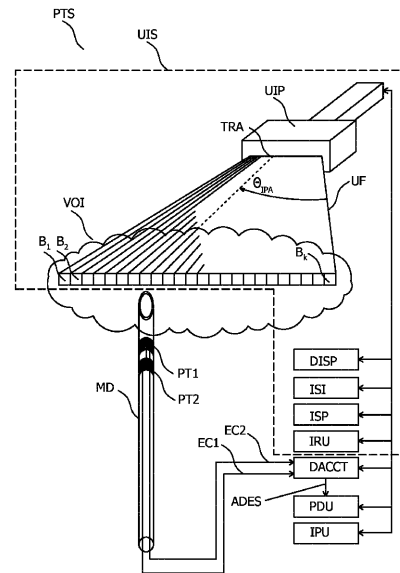
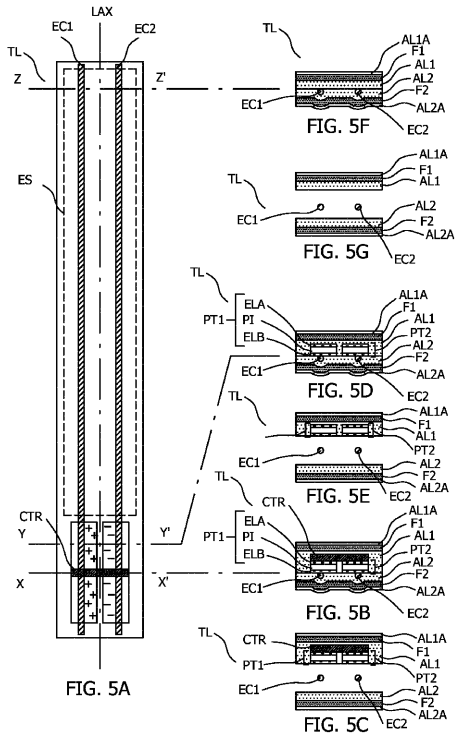


FIG. 4

【図 5 A - 5 G】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/079382

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08 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

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	US 2009/230820 A1 (NUDELMAN IGOR [IL] ET AL) 17 September 2009 (2009-09-17) paragraphs [0063], [0064], [0074]; figures 3,5 -----	1-4,6-15
A	US 5 298 828 A (RADOVANOVICH GEORGE D [AU]) 29 March 1994 (1994-03-29) figures 2,3 -----	1-4,6-15
A	WO 2015/155645 A1 (KONINKL PHILIPS NV [NL]) 15 October 2015 (2015-10-15) cited in the application figures 1,2 -----	1-4,6-15

☐ 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

23 January 2018

Date of mailing of the international search report

22/02/2018

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

Koprinarov, Ivaylo

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2017/079382**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: **5**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ EP2017/ 079382

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 5

Claim 5 is related to a software-implemented method of discriminating between ultrasound signals and electromagnetic interference. It is evident from the description the method is intended to be performed while the medical device is inserted in the human body (cf. p. 5, l. 32 - p. 6, l. 18). Since such an incision constitutes a surgical intervention, the method of the aforesaid claim is excluded from patentability under Rule 39.1(iv) PCT as methods for treatment of the human or animal body by surgery.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/079382

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2009230820 A1	17-09-2009	US 2009230820 A1	17-09-2009
		WO 2009112995 A2	17-09-2009

US 5298828 A	29-03-1994	AU 640067 B2	12-08-1993
		US 5298828 A	29-03-1994
		WO 9208329 A1	14-05-1992

WO 2015155645 A1	15-10-2015	CN 106163415 A	23-11-2016
		EP 3128931 A1	15-02-2017
		JP 2017513572 A	01-06-2017
		US 2017172618 A1	22-06-2017
		WO 2015155645 A1	15-10-2015

フロントページの続き

(81)指定国・地域 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . B l u - r a y

(72)発明者 デ ワイス ウィレム ヤン アレンド

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 EE02 FF03 GA05 GA20 GA28 GB05 GB19 GB20 GB40 GD09

5D019 BB02 BB26 BB28 EE02 FF04 GG11