

(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2009-500061

(P2009-500061A)

(43) 公表日 平成21年1月8日(2009.1.8)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00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2008-519025 (P2008-519025)
 (86) (22) 出願日 平成18年6月15日 (2006.6.15)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年12月27日 (2007.12.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/051937
 (87) 国際公開番号 W02007/000680
 (87) 国際公開日 平成19年1月4日 (2007.1.4)
 (31) 優先権主張番号 60/695,044
 (32) 優先日 平成17年6月29日 (2005.6.29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

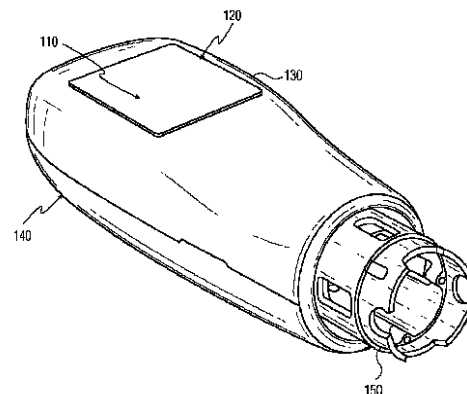
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100141128
 弁理士 松本 晃一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波振動子における最適化された温度測定

(57) 【要約】

患部接触表面で患部と接し、前記患部を画像化する音響窓と、前記患部接触表面での患部接触温度を定めるため、前記音響窓内に設置された少なくとも一つの温度センサと、を有する医療用超音波振動子、およびそのような医療用超音波振動子を有する医療用超音波画像化システムが提供される。医療用超音波画像化システムは、さらに、前記定められた患部接触温度に従って、前記超音波振動子の電力画像化モードを制御する制御器を有する。また、医療用超音波画像化システムを用いて患部を画像化する方法であって、前記患部を画像化するため、前記音響窓の前記患部接触表面を前記患部に接触させるステップと、前記少なくとも一つの温度センサから、前記患部接触表面で前記超音波振動子の患部接触温度を定めるステップと、前記定められた患部接触温度に応じて、前記超音波振動子の電力画像化モードを制御するステップとを有する方法が提供される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患部接触表面で患部と接し、前記患部を画像化する音響窓と、
前記患部接触表面での患部接触温度を定めるため、前記音響窓内に設置された少なくとも一つの温度センサと、
を有する医療用超音波振動子。

【請求項 2】

前記少なくとも一つのセンサは、負の温度係数を有するサーミスタ、熱電対、抵抗温度検出器、および熱クロミック液晶に用いる光ファイバセンサからなる群から選択されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用超音波振動子。

10

【請求項 3】

前記音響窓は、少なくとも一つの層を有することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用超音波振動子。

【請求項 4】

前記少なくとも一つの層は、熱可塑性エラストマー、成形性プラスチック、および硬質プラスチックからなる群から選択された層であることを特徴とする請求項 3 に記載の医療用超音波振動子。

【請求項 5】

前記熱可塑性エラストマーは、スチレン - エチレン - ブチレン - スチレン (SEBS) またはポリ - エーテル - ブロック - アミド (PEBA X) であることを特徴とする請求項 4 に記載の医療用超音波振動子。

20

【請求項 6】

前記成形性プラスチックは、室温加硫 (RTV) シリコン、ウレタンおよびエポキシからなる群から選定されることを特徴とする請求項 4 に記載の医療用超音波振動子。

【請求項 7】

前記少なくとも一つの層は、ポリエチレン、ポリエステルおよびポリイミドからなる群から選定される不浸透性高分子であることを特徴とする請求項 3 に記載の医療用超音波振動子。

【請求項 8】

前記センサは、前記少なくとも一つの層内に埋設されることを特徴とする請求項 3 に記載の医療用超音波振動子。

30

【請求項 9】

前記少なくとも一つの層は、内層およびコア層を有し、前記センサは、前記内層と前記コア層の間に設置されることを特徴とする請求項 3 に記載の医療用超音波振動子。

【請求項 10】

前記少なくとも一つのセンサは、前記音響窓の中心近傍、前記音響窓の中心近傍からずれた位置、前記音響窓の端部近傍、および前記音響窓のホットスポット近傍からなる群から選定された一つの場所に配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用超音波振動子。

【請求項 11】

(i) 患部接触表面で患部と接し、前記患部を画像化する音響窓、および (ii) 前記患部接触表面での患部接触温度を定めるため、前記音響窓内に設置された少なくとも一つの温度センサを有する超音波振動子と、

40

前記定められた患部接触温度に従って、前記超音波振動子の電力画像化モードを制御する制御器と、

を有する医療用超音波画像化システム。

【請求項 12】

さらに、

前記患部の画像を表示する提示手段と、

ソノグラフ取扱者からの前記制御器への入力を受信するユーザインターフェースと、

50

を有することを特徴とする請求項 1 1 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 1 3】

さらに、

(i) 前記少なくとも一つのセンサからの患部接触温度を監視し、(i i) 前記監視された患部接触温度に基づいて、低電力画像化モードと高電力画像化モードの間を切り替える、患部安全用フィードバック手段を有することを特徴とする請求項 1 1 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 1 4】

さらに、(i) 前記少なくとも一つのセンサからの患部接触温度を監視し、(i i) 前記監視された患部接触温度を前記ソノグラフ取扱者に表示し、(i i i) 前記ユーザインターフェースを介して、前記ソノグラフ取扱者からの入力を受信し、(i v) 前記ソノグラフ取扱者からの前記受信された入力に基づいて、低電力画像化モードと高電力画像化モードの間を切り替える、患部安全用フィードバック手段を有することを特徴とする請求項 1 2 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 1 5】

前記超音波振動子の前記少なくとも一つのセンサは、負の温度係数を有するサーミスタ、熱電対、抵抗温度検出器、および熱クロミック液晶に用いる光ファイバセンサからなる群から選択されることを特徴とする請求項 1 1 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 1 6】

前記超音波振動子の前記音響窓は、少なくとも一つの層を有することを特徴とする請求項 1 1 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 1 7】

前記少なくとも一つの層は、熱可塑性エラストマー、成形性プラスチック、および硬質プラスチックからなる群から選択された層であることを特徴とする請求項 1 6 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 1 8】

前記熱可塑性エラストマーは、スチレン - エチレン - ブチレン - スチレン (S E B S) またはポリ - エーテル - ブロック - アミド (P E B A X) であることを特徴とする請求項 1 7 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 1 9】

前記成形性プラスチックは、室温加硫 (R T V) シリコーン、ウレタンおよびエポキシからなる群から選定されることを特徴とする請求項 1 7 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 2 0】

前記少なくとも一つの層は、ポリエチレン、ポリエステルおよびポリイミドからなる群から選定された不浸透性高分子であることを特徴とする請求項 1 6 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 2 1】

前記少なくとも一つのセンサは、前記少なくとも一つの層内に埋設されることを特徴とする請求項 1 6 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 2 2】

前記少なくとも一つの層は、内層およびコア層を有し、前記少なくとも一つのセンサは、前記内層と前記コア層の間に設置されることを特徴とする請求項 1 6 に記載の医療用超音波画像化システム。

【請求項 2 3】

前記超音波振動子の前記少なくとも一つのセンサは、前記音響窓の中心近傍、前記音響窓の中心近傍からずれた位置、前記音響窓の端部近傍、および前記音響窓のホットスポット近傍からなる群から選定された一つの場所に配置されることを特徴とする請求項 1 1 に記載の医療用超音波画像化システム。

10

20

30

40

50

【請求項 24】

医療用超音波画像化システムを用いて患部を画像化する方法であって、

前記画像化システムは、患部接触表面を有する音響窓、および前記音響窓内に設置された少なくとも一つの温度センサを有する超音波振動子を有し、

当該方法は、

(a) 前記患部を画像化するため、前記音響窓の前記患部接触表面を前記患部に接触させるステップと、

(b) 前記少なくとも一つの温度センサから、前記患部接触表面で前記超音波振動子の患部接触温度を定めるステップと、

(c) 前記定められた患部接触温度に応じて、前記超音波振動子の電力画像化モードを制御するステップと、

を有する方法。

【請求項 25】

さらに、

前記定められた患部接触温度をソノグラフ取扱者に表示するステップと、

前記表示された患部接触温度に基づいて、前記ソノグラフ取扱者からの入力を受信するステップと、

前記ソノグラフ取扱者からの前記受信された入力に従って、前記超音波振動子の前記電力画像化モードを制御するステップと、

を有することを特徴とする請求項 24 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、全般に超音波医療用振動子に関する。特に本発明は、温度測定が最適化された超音波医療用振動子、超音波システムおよびその超音波による患部安全用フィードバック方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波医療用振動子（「振動子」）は、患者の内部器官の観察に使用されている。振動子の超音波範囲は、実質的にその下限で表され、これは 20 kHz であり、人間が聞くことのできる最大周波数とほぼ近い。振動子は、超音波パルスを放射し、これは、患者の体内の構造物に反響（すなわち反射）し、屈折し、または吸収される。反射されたエコーは、振動子によって受信され、受信された信号は、ビデオ装置に表示される画像に変換される。そのような変換は、内部器官からの反射の強度が隣接する構造物間の「音響インピーダンス」によって変化することにより、可能となる。組織の音響インピーダンスは、その密度に関連し、2つの隣接する組織間の音響インピーダンスの差異が大きいほど、それらの境界の反射性がより強くなる。

【0003】

超音波ビームの周波数は、画像解像度と振動子の侵入能の両方に影響を及ぼす。周波数が高い超音波は、より長い近フィールド（すなわち、音ビーム経路において、振動子からの距離の増大とともに、ビーム径が減少する領域）を有し、遠フィールド（すなわち、音ビーム経路において、振動子の距離の増加とともに、ビーム径が増大する領域）での発散がより小さくなる。従って、高い周波数の超音波では、小さな構造物に対してより高い解像度が可能となる。しかしながら、高周波数の超音波は、これらのエネルギーが、患者の体内の軟組織により吸収され、散乱されてしまうため、侵入性が弱い。一方、低い周波数の超音波は、より長い侵入深さを有するが、受信画像は、より不明確になる。（音波を用いて）人の内部器官を画像化するための従来の周波数範囲は、通常約 3 MHz から約 5 MHz である。

【0004】

通常、2種類の分解能が利用される：方位分解能と距離分解能である。方位分解能は、

10

20

30

40

50

横に隣り合った対象を分解する能力であり、前述のように、周波数に比例的な影響を受ける（周波数の増大とともに、方位分解能は高くなる）。幼児および子供の場合、高周波数の振動子が使用される。深い侵入性があまり必要ではなく、方位分解能を高めることにより、より小さな構造物を視認することができるからである。内部構造物が大きく、深い侵入性が必要となる大人には、より低い周波数が使用される。当然のことながら、適切な使用周波数を定める場合、対象の年齢よりも、視認対象（および正確な画像化のため）の構造、組織または器官が重要となる。例えば、大人の診断用の胸部の画像化には、約 7 MHz 以上の周波数が必要となる。距離分解能は、上下にある対象を分解する能力である。これは、侵入深さに関連するため、距離分解能は、振動子の周波数に反比例する（患部の寸法に依存する）。大きな患部では、高い周波数のビームは、振動子と最近接の対象に吸収されてしまうため、侵入深さおよび距離分解能が低下する。

【 0 0 0 5 】

超音波システムは、（前述の理由から）高周波数で作動し、最大音響強度で作動することが好ましい。音響強度の最大化は、侵入深さの増大、および信号対ノイズ比（S/NR）の最大化により、画像化特性を向上させる。しかしながら、周波数が高くなり、音響強度が大きくなると、振動子が加熱されるため、患部と相互作用する振動子の表面温度には、規制限界（および現実的な限界）がある。特に、振動子の患部接触表面の上限温度は、通常、約 41 または周囲温度よりも約 16 高い温度であると解されている。

【 0 0 0 6 】

振動子表面の熱は、振動子の圧電素子内で生じる電気音響エネルギー変換過程と、隣接する振動子材料（および患部）を通過し、および/または振動子材料に入る音響エネルギーとの両方により発生する。加熱の問題に対処するため、異なる方法およびシステムが開発されており、これらは、アクティブおよびパッシブの 2 種類に分類される。パッシブな対策は、冷却機構を使用するものであり、すなわち、外部振動子表面をできる限り大面積化して、放熱を広げるものである。通常、振動子配列により生じた熱は、固体熱伝導体により吸収され、その後、この捕獲された熱は、熱伝達により振動子の外部ケースの方に移動され、この外部ケースにより、周囲雰囲気中に放熱することができる。理想的には、外部熱伝達表面領域は、振動子の全外部表面領域で構成される。

【 0 0 0 7 】

パッシブ熱放射システムの一例は、米国特許第 5,231,103 号（'103 特許）にあり、この文献は、本願の参考文献として取り入れられている。振動子の内部にある放熱板装置は、振動子 10 のヘッド 12 上の面 14（すなわち、患部接触表面）内の圧電素子の背面の振動子 10 の内側に設置される。放熱板装置は、振動子の全長に延在し、ヘッド 12 を介して、面 14 からハンドル 16 および電力ケーブル 18 の側に熱を伝達する。放熱板と振動子ハウジングの接着には、熱伝導性エポキシが使用され、放熱板から振動子ハウジングに熱が伝達される。

【 0 0 0 8 】

パッシブ放熱システムの別の例は、米国特許第 5,555,887 号（'887 特許）にあり、この文献は、本願の参考文献として取り入れられている。'887 特許では、振動子配列の前の音響レンズ材料内にアルミニウム薄膜を埋設することにより、内視鏡の超音波振動子の熱放射が可能となる。熱は、アルミニウム薄膜により、放熱板に伝達され、この放熱板は、プローブの患部接触表面から離れた位置に設置される。本願の参考文献として取り入れられている米国特許第 5,721,463 号（'463 特許）には、パッシブ放熱システムが示されており、このシステムでは、同軸ケーブル束が使用され、プローブの面から熱が放出される。

【 0 0 0 9 】

これらのパッシブ放熱板は、有効ではあるが、これらの場合、振動子全体に熱放射抵抗が加わることになる。ほとんどの振動子において、根本的な限界は、熱が外部ケース表面に均一に広がったとしても、それは、振動子駆動電力の数ワット分しかないことであり、このため、平均的な振動子表面温度は、患者またはソノグラフ取扱者にとっては、依然と

10

20

30

40

50

して許容できないほど高い。これらの場合、特に、表面積が小さな小型振動子の場合、過度の温度上昇のため、これを許容可能な音響強度限界で作動させることはできないと考えられる。

【0010】

一方、アクティブな対策の場合は、循環冷媒システムのようなアクティブな冷却手段が使用される。例えば、本願の参照文献として取り入れられている米国特許第5,560,362号(’362特許)には、熱放射システムが示されており、このシステムは、排気手段または加圧手段により、気体または液体の冷媒がケーブル中をアクティブに循環し、その一部が振動子配列の近傍に置かれる。このシステムは、単一パス、複数のパスまたは密閉ループ式の循環システムとすることができ、冷媒は、熱交換器、ヒートパイプ、熱電クーラ、気化器/凝縮器システム、および/または相変化材料を通る。

10

【0011】

振動子の内部にまたはこれに隣接して設置された温度センサからのフィードバック信号を用いて、振動子の温度を監視または制御する、いくつかの異なる超音波振動子冷却システムがある。患部接触表面温度が、安全閾値温度またはその近傍に達したと判断されると、熱量を抑制するため、振動子への電力が制限される。しかしながら、これは、超音波画質に悪影響を及ぼす。できる限り正確に、患部接触表面温度を測定することが好ましく、これにより、最良の画質を得るための利用可能な最大電力で、振動子を作動させることが可能となる。

【0012】

20

フィードバック制御を用いた超音波振動子冷却システムは、米国特許第6,210,356号(’356特許)に示されており、これは、本願の参照文献として取り入れられている。’356特許は、治療処置として、患者の体内のサイトに超音波エネルギー(および恐らく薬物)を提供するカテーテルに関する。従って’356特許では、超音波振動子による画像処理または検知処理は、行われない。超音波振動子に隣接するカテーテルの表面コーティングには、温度センサが設置され、カテーテルの外部表面での温度測定が可能となる。この測定結果は、超音波振動子の電力回路用のフィードバック制御信号として使用される。ユーザが所定の温度を設定した後、測定温度の所定の温度に対する上下に合わせて、電力回路が同じ割合で、電力を減少または増加させる。また’356特許に記載のシステムは、安全制御ロジックを有し、これは、温度センサの温度が安全閾値を超えた際に、その温度を検出する。これが生じた場合、電力回路は、超音波振動子への電力の提供を中止する。しかしながら、そのようなフィードバック制御システムは、超音波画像処理/測定用途には、不向きである場合がある。

30

【0013】

治療超音波処理中の突然の電力遮断が、悪影響を及ぼさない場合であっても、画像処理/測定動作中の突然の電力遮断は、危険を伴う可能性がある(例えば、外科手術中の突然の停電は、危険である)。危険でないにしても、画像処理の中止により、画像データの診断および解析がより難しくなる。

【0014】

40

前述の従来システムは、患部接触表面からある距離だけ離して、振動子の内部にまたはこれに隣接して設置された温度センサを有する。そのため、温度センサによる温度は、患部接触表面とは異なる場合がある。患部接触表面の温度を予想するため、アルゴリズムが開発されている。このアルゴリズムは、ある組の環境条件に対して補正される。もしアルゴリズムの開発に使用されたものとは条件が異なる場合、システムは、患部接触表面の温度を正確に予想することができない。

【特許文献1】米国特許第5,231,103号明細書

【特許文献2】米国特許第5,555,887号明細書

【特許文献3】米国特許第5,721,463号明細書

【特許文献4】米国特許第5,560,362号明細書

【特許文献5】米国特許第6,210,356号明細書

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

超音波医療用振動子において、各種改善がされているにも関わらず、患部の安全性に及ぼす危険性を軽減し、想定される最良の画質を得るため、従来技術に対して、患部接触表面温度をより正確に検出することができ、温度測定が最適化された超音波医療用振動子、システムおよび方法を提供することに要望がある。

【0016】

本発明は、温度測定が最適化された超音波医療用振動子、超音波画像化システム、およびその超音波による患部安全用フィードバック方法に関する。

10

【課題を解決するための手段】

【0017】

本発明の実施例では、
患部接触表面で患部と接し、前記患部を画像化する音響窓と、
前記患部接触表面での患部接触温度を定めるため、前記音響窓内に設置された少なくとも一つの温度センサと、
を有する医療用超音波振動子が提供される。

【0018】

本発明の別の実施例では、
(i) 患部接触表面で患部と接し、前記患部を画像化する音響窓、および(ii) 前記患部接触表面での患部接触温度を定めるため、前記音響窓内に設置された少なくとも一つの温度センサを有する超音波振動子と、
前記定められた患部接触温度に従って、前記超音波振動子の電力画像化モードを制御する制御器と、
を有する医療用超音波画像化システムが提供される。

20

【0019】

本発明のさらに別の実施例では、
医療用超音波画像化システムを用いて患部を画像化する方法であって、
前記画像化システムは、患部接触表面を有する音響窓、および前記音響窓内に設置された少なくとも一つの温度センサを有する超音波振動子を有し、
当該方法は、
前記患部を画像化するため、前記音響窓の前記患部接触表面を前記患部に接触させるステップと、
前記少なくとも一つの温度センサから、前記患部接触表面で前記超音波振動子の患部接触温度を定めるステップと、
前記定められた患部接触温度に応じて、前記超音波振動子の電力画像化モードを制御するステップと、
を有する方法が提供される。

30

【0020】

本発明の特徴および利点は、添付図面と組み合わせられた以下の詳細な説明により、当業者には明らかであろう。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

本発明は、温度測定が最適化された超音波医療用振動子、超音波画像化システム、およびその超音波による患部安全用フィードバック方法に関する。異なる実施例において、実施態様の細部が異なっていたとしても、本発明は、いかなる特定の種類の超音波振動子、またはいかなる特定の画像化モードにも限定されるものではない。図1乃至2Fによる超音波医療用振動子の音響窓内の温度検出素子(センサ)の位置は、患部接触表面の温度の正確な測定のため提供され、図4乃至7の異なる患部安全用フィードバック方法により、振動子の温度が正確に制御される。図3に示す超音波医療用画像化システムの各機能モジ

50

ュールは、称呼された機能または機能組み合わせの抽象化物として、理解する必要がある。各々は、特定の実施例を実施する上での必要性に応じて、組み合わせられても、さらに分離されても良い。これらの機能は、ソフトウェア、ハードウェア、またはこれらの組み合わせで実施されても良い。超音波画像化システムは、必要に応じて、従来のパッシブまたはアクティブ放熱式の方法およびシステムを有しても良い。

【0022】

図1には、以降の図3に関連して示された、超音波画像化システムの超音波医療用振動子130の一例を示す。超音波医療用振動子（以降、「振動子」）130は、温度を測定する少なくとも一つの温度検出素子（以降、「センサ」）110と、患部画像化用の患部接触表面を提供する音響窓120とを有する。回路140は、センサ110からの温度読み取り値を、制御器（またはプロセッサに）中継し、この制御器は、図3乃至7を参照して以下に詳細に示すように、振動子の全体の動作を制御する。相互接続部150は、振動子をケーブル（図示されていない）に固定し、以降の図3に関連して示す超音波画像化システムに、振動子を相互接続する。以降の図2A乃至2Fに詳しく示すように、センサ110（または、図2D乃至2Fを参照して示すような、複数のセンサ110A、110B）は、音響窓120内に設置され、患部接触表面での温度の正確な測定が可能となるとともに、患部の安全に対する危険性が軽減される。音響窓120は、いかなる複数の構成および材料であっても良く、これにより、音響窓120を介した音響エネルギーの透過性に対して、適正な音響特性が得られる。音響窓120の構成は、以降に図2A乃至2Fを参照して示される、1層、2層または3層の構成を含む。温度検出素子は、音響窓120の患部接触表面における正確な温度読み値を提供するいかなるセンサであっても良く、十分に小さくされ、音響画質に悪影響または有害性を及ぼし得る、音響窓120を通る超音波エネルギーの透過に対する、想定される干渉または妨害が軽減される。センサ110（または図2D乃至2Fのセンサ110A、110B）の許容可能な寸法は、音響窓120を透過する音響エネルギーの波長に相関する。特に、センサからのエネルギーの反射および散乱を最小限に抑制して、音響画像への干渉を軽減するため、センサは、波長の小さな部分であることが好ましい。

【0023】

また図1を参照すると、音響窓120内のセンサ110の位置は、特定の超音波画像化システムの仕様に基づいて定められる。特に、特定用途の場合、センサ110の設置に最も適したいくつかの位置が存在する。全ての位置に共通する事項は、音響窓120を通る音響エネルギーの透過に対する干渉を軽減し、音響窓120のホットスポットの温度を測定することができることである。通常、振動子130のホットスポットは、音響エネルギーが音響窓120を透過する領域の中心にある。音響窓120の端部にセンサ110を配置することにより、音響画質に対するセンサの干渉を最小化することができる。あるいは、音響窓120の中心にセンサ110を配置することにより、干渉の危険性を最小限に抑制したまま、最良の全体的な温度読み値を提供することができる。音響画質に対する想定される干渉の危険性は、センサの寸法が、音響窓120を通る音響エネルギーの波長の小さな部分である場合、軽減される。また、球状の音響窓構造では、センサ110は、歯型、球状音響窓構造における振動子配列（図示されていない）からの音響エネルギーの干渉を回避するように配置される。有意な測定が可能となる、音響窓120内の複数の非中心配置があり得る。例えば、音響窓120内の非中心配置があり、超音波チップ（図示されていない）は、ここにホットスポットを形成する。ホットスポットの測定により、音響窓の最高温部の位置が測定され、患部の安全性が向上する。また、センサ110を中心からずらすことにより、いわゆる「可変翼のCWモード」、すなわち振動子130の半分を用いて超音波エネルギーが送信され、残りの半分を用いて超音波エネルギーが受容されるモードで、超音波画像化振動子を使用した際に利点を得られる。送信側は、受領側よりも温度が高くなる。従って、送信側の上部にセンサ110を配置することにより、振動子130の最高温領域のより正確な測定が可能となる。

【0024】

図 1 を参照して示したように、センサ 110 は、音響窓 120 を通る超音波エネルギーの透過に対する想定される干渉または妨害を軽減する、いかなるセンサであっても良い。センサ 110 は、サーミスタ、熱電対、抵抗温度検出器 (RTD)、熱クロミック液晶を用いた光ファイバセンサ、または前述の 2 もしくは 3 以上のいかなるセンサ (図 1 に示した振動子 130 に、複数のセンサが使用される場合) であっても良い。センサ 110 は、負の温度係数 (NTC) を有するサーミスタ (セラミック半導体) であることが好ましい。NTC サーミスタは、ガラスビード、ディスク、チップ等の形態であっても良く、NTC サーミスタは、約 0.005 インチの直径のビードであることが好ましい。NTC サーミスタの温度上昇に対応する電気抵抗の比較的大きな変化により、温度変化に対する迅速な応答が得られ、これは、以降、図 4 乃至 7 を参照して説明する、患部安全用フィードバック方法に、特に有意である。また、NTC サーミスタの小型寸法により、超音波エネルギーに対する妨害が軽減され、改良された音響画質がもたらされる。

10

20

30

40

50

【0025】

図 2 A には、図 1 に示した音響窓 120 の構成の一例を示すが、この音響窓は、単層構造内に単一のセンサを有する。この構成では、センサ 110 は、単層音響窓 250 内に埋設される。センサ 110 は、前述の図 1 に対応して示した目的、すなわち、単層の音響窓 250 を通る音響エネルギーの透過に対する干渉を軽減し、単層の音響窓 250 内のホットスポットの温度を測定するように配置されることに留意する必要がある。この構成では、単層の音響窓 250 は、RTV (室温加硫) シリコン、ウレタンまたはエポキシのような成形性プラスチックである。センサ 110 は、適当な型を用いて、型のキャビティ内部にセンサを適正に配置し、注入することにより、または型のキャビティに液体窓材料を注入することにより、製造過程中に成形性プラスチックに埋設されても良い。またこの構成に、硬質プラスチックを使用しても良い。センサ 110 は、典型的には射出成形法により、製造工程中に、硬質プラスチック内に埋設される。以降に図 3 を参照して示すように、可撓性回路 140 は、電気接触部を介して、センサ 110 を制御器 (またはプロセッサ) に相互接続する。音響エネルギーの透過に適した音響特性を提供し、環境因子に対して十分に耐性のある、例えばポリウレタンのような他の材料を、単層の音響窓 250 に使用することも考えられる。

【0026】

図 2 B には、図 1 に示した音響窓 120 の別の構成例を示す。この音響窓は、多層化構造内に単一のセンサを有する。この構成では、音響窓は、外層 210、コア 220、センサ 110 および可撓性回路 140 を有する。耐性外層 210 は、超音波画像化操作の間、患部と接する患部接触表面を提供する。外層 210 は、環境的に耐性を有する材料で構成され、ポリエチレン、ポリエステル、ポリイミドのような、不浸透性高分子材料であることが好ましい。コア層 220 は、エラストマー材料 (すなわち、「エラストマー」) であり、その音響特性、すなわち音響インピーダンスおよび音の速度に基づいて選定される。通常、いかなる熱可塑性エラストマーが使用されても良い。エラストマーは、SEBS (スチレン - エチレン - ブチレン - スチレン) または PEBAX (ポリ - エーテル - ブロック - アミド) であることが好ましい。センサ 110 は、コア層 220 と外層 210 の間に配置される。外層 210 は、環境的なバリアを提供し、コア層 220 を外部環境から分離する。ここで、先に図 2 A を参照して示したように、コア層 220 は、成形性プラスチックまたは硬質プラスチックであっても良いことに留意する必要がある。図 3 を参照して以降に示すように、可撓性回路 140 は、電気接触部を介して、センサ 110 を制御器 (またはプロセッサ) に相互接続する。

【0027】

図 2 C には、図 1 に示した音響窓 120 のさらに別の構成例を示す。この音響窓は、別の多層化層構造内に、単一のセンサを有する。この構成では、音響窓は、外層 210、コア 220、センサ 110、可撓性回路 140、および内層 230 を有する。前述のように、外層 210 は、超音波画像化操作中に患部と接する、患部接触表面を提供する。外層 210 およびコア層 220 は、図 2 B を参照して示した前述の材料で構成される。内層 23

0 は、ジュボンテイジンフィルムスによるマイラ (Mylar) のような、ポリエステル材料で構成される。ただしこの構成では、センサ 110 は、内層 230 とコア層 220 の間に配置される。内層 230 および外層 210 は、環境バリアを提供し、コア層 220 が外部環境から分離されるとともに、図 1 に示す振動子 130 の内部から分離される。またコア層 220 は、前述の図 2 A を参照して示したように、成形性プラスチックまたは硬質プラスチックであっても良い。可撓性回路 140 は、図 3 を参照して示したように、電気接触部を介して、センサ 110 を制御器 (プロセッサ) に相互接続する。

【0028】

図 2 D には、図 1 に示した音響窓 120 のさらに別の構成例を示す。この構成窓は、単層構造内に複数のセンサを有する。この構成では、センサ 110 A、110 B は、単層の音響窓 250 内に埋設される。温度センサ 110 A、110 B は、前述の図 1 に関して示した目的により、単層の音響窓 250 内に配置され、すなわち、単層の音響窓 250 を通る音響エネルギーの透過性に及ぼす干渉を軽減して、単層の音響窓 250 内のホットスポットの温度を測定するように配置される。図 2 D には 2 つのセンサが示されているが、特定の仕様に基づいて、いかなる数のセンサを提供しても良いことは、容易に考えられる。音響窓は、前述の図 2 A を参照して示したように、成形性プラスチックまたは硬質プラスチックである。明確化および簡略化のため、以降の図 3 に示すように、一つの可撓性回路 140 が、電気接触部 240 を介して、センサ 110 A を制御器 (またはプロセッサ) 310 に相互接続するように示されているが、センサ 110 B 用の、およびいかなる追加のセンサ用の追加の可撓性回路が提供されても良いことを理解する必要がある。前述のように、特に図 2 A を参照して示したように、音響エネルギーの透過に適した音響特性を提供し、環境因子に十分な耐性を有する他の材料を、単層の音響窓 250 に使用しても良い。複数のセンサ 110 A、110 B からの温度測定結果は、平均化され、平均温度が提供されても良い。あるいは、温度測定結果として、複数のセンサ 110 A、110 B のうち、センサの最高温度読み値が使用されても良い。最後に、複数のセンサ 110 A、110 B のような他のセンサとともに、基本センサを温度測定に使用しても良く、これによりセンサが故障した場合、温度測定の冗長性が提供される。

【0029】

図 2 E には、図 1 に示した音響窓 120 のさらに別の構成を示す。この構成窓は、多層化構造内に複数のセンサを有する。この構成では、音響窓は、外側層 210、コア 220、センサ 110 A、110 B、および可撓性回路 140 を有する。外層 210 は、超音波画像化操作中、患部と接する患部接触表面を提供する。外層 210 およびコア層 220 は、図 2 B を参照して示した材料で構成される。センサ 110 A、110 B は、外層 210 とコア層 220 の間に配置される。外層 210 は、環境バリアを提供し、コア層 220 を外部環境から分離する。図 2 D を参照して示したように、複数のセンサ 110 A、110 B は、平均温度を提供するように配置されても良い。あるいは、温度測定結果として、複数のセンサ 110 A、110 B のうちの最高温度読み値を使用しても良い。最後に、複数のセンサ 110 A、110 B のような他のセンサとともに、基本センサを温度測定に使用しても良く、これによりセンサが故障した場合、温度測定の冗長性が提供される。

【0030】

図 2 F には、図 1 に示した音響窓 120 のさらに別の構成を示す。この構成窓は、別の多層化構造内に複数のセンサを有する。この構成では、音響窓は、外側層 210、コア 220、センサ 110 A、110 B、可撓性回路 140、および内層 230 を有する。外層 210 は、超音波画像化操作中に患部と接する患部接触表面を提供する。外層 210 およびコア層 220 は、図 2 B を参照して示した材料で構成される。内層 230 は、図 2 C を参照して示した材料で構成される。センサ 110 A、110 B は、内層 230 と被覆層 220 の間に配置される。内層 230 および外層 210 は、環境バリアを提供し、コア層 220 を外部環境から分離するとともに、図 1 に示した振動子 130 の内部から分離する。前述の図 2 D を参照して示したように、複数のセンサ 110 A、110 B からの温度測定結果は、平均化され、平均温度が提供されても良い。あるいは、複数のセンサ 110 A、

1 1 0 Bのうちのセンサの最高温度読み値を、温度測定結果として用いても良い。最後に、複数のセンサ1 1 0 A、1 1 0 Bのような他のセンサとともに、基本センサを温度測定に使用しても良く、これによりセンサが故障した場合、温度測定の冗長性が提供される。

【0031】

図3には、超音波医療用画像化システムの例を示すが、このシステムは、図1乃至2Fを参照して示した超音波医療用振動子を有する。制御器310の制御下にある電源320は、超音波医療用画像化システムの各種部材に電力を供給する。また振動子130も、制御器310の制御下にある。例えば、制御器310は、振動子130に送られる電力量を制御し、これにより、振動子の電力画像化モードが制御される。制御器は、メモリ330を有し、このメモリは、画像化システムを制御する各種プログラム指令を保管する。以下の図4乃至7を参照して示す、患部安全用フィードバック方法の指令は、メモリ330に保管される。さらに制御器は、メモリ330内の指令を実行し、以下の図4乃至7を参照して示す方法を実施する。メモリ330は、画像化システム内のいかなる場所に配置されても良いことに留意する必要がある。前述のように、本発明は、いかなる特定の種類の超音波画像化システムに限定されるものでもなく、いかなる特定の画像化または非画像化モードに限定されるものでもない。ユーザインターフェース340により、ユーザ（すなわち「ソノグラフ取扱者」）は、超音波システムの状況を監視し、および/または超音波システムと相互作用することができる：これは、キーボード（およびマウス）、マイクロフォン（および音声認識ソフトウェア）、携帯入力装置、または他のいかなる形態の入力装置を有しても良い。提示用手段350は、システムパラメータを提供するためのものであり、これは、実施された超音波評価の結果を見るために使用されても使用されなくても良い。提示用手段350は、表示モニタ、スピーカ（音声合成または予備録音スピーチのいずれかを有する）、またはシステムパラメータの状態を表し、および/もしくはソノグラフ取扱者が超音波システムと相互作用することのできる、他のいかなる手段を有しても良い。

【0032】

図4には、患部安全用フィードバック方法のフローチャートの例を示すが、この方法では、図3に示した超音波医療用画像化システム内において、所定の温度で画像化モードがリセットされる。ステップ410では、制御器310は、センサ110からの測定結果である、超音波振動子130の音響窓120の患部接触表面における現在の温度 $T_{c u r}$ を監視する。ステップ410では、振動子130が、最高電力画像化モード（すなわち、「元の画像化モード」）にあると仮定される。例えば図2D乃至2Fのセンサ110A、110Bのような、2以上のセンサが使用されている場合、現在の温度 $T_{c u r}$ として測定最高温度が使用され、あるいは測定結果が平均化され、現在の温度 $T_{c u r}$ が得られることに留意する必要がある。ステップ420では、現在の温度 $T_{c u r}$ が閾値温度 $T_{t h}$ を超えているかどうか判断される。閾値温度 $T_{t h}$ は、臨界温度 $T_{c r i}$ 以下のいかなる温度であっても良く、この臨界温度 $T_{c r i}$ は、被画像化患部に、不快感および/または障害が生じ得る温度である。ステップ420において、現在の温度 $T_{c u r}$ が閾値温度 $T_{t h}$ よりも低い場合、当該方法は、監視ステップ410に戻る。ステップ420において、現在の温度 $T_{c u r}$ が閾値温度 $T_{t h}$ 以上の場合、ステップ430において、当該方法により、低電力画像化モードに切り替えられる。低電力画像化モードで生じる低電力のため、振動子130は、高温にはならず、さらに、それまでの最大電力画像化モードにより生じた高温から冷却することが可能となる。ステップ430での低電力画像化モードへの切り替えは、1または2以上のシステムパラメータを変化（むしろ抑制）させることにより行われ、これによりステップ430において温度が低下する。変化する1または2以上のシステムパラメータは、予め定められていても良く、すなわち画像化システムにハードウェア化またはプログラム化されていても良い。あるいは、変化する1または2以上のパラメータは、ソノグラフ取扱者によって入力されても良く、この取扱者が、1または2以上のシステムパラメータの変化量を選択および決定しても良い。

【0033】

10

20

30

40

50

さらに図 4 を参照すると、ステップ 4 4 0 では、画像化システムを元の画像化モードにリセットする必要があるかどうか判断される。リセットは、現在の温度 $T_{c u r}$ がリセット温度 $T_{r e s}$ 以下になっているかどうかに基づいて判断され、この温度 $T_{r e s}$ は、閾値温度 $T_{t h}$ よりも低い。ステップ 4 4 0 において、現在の温度 $T_{c u r}$ がリセット温度 $T_{r e s}$ 以下であると判断された場合、画像化システムは、ステップ 4 5 0 において、元の画像化モードに切り替えられる。元の画像化モードへのリセットは、以前にステップ 4 3 0 で変化された 1 または 2 以上のシステムパラメータを、元の値、すなわちステップ 4 3 0 でのそれらの変化前の設定に戻すことにより行われる。あるいは、ステップ 4 4 0 でのリセットが不要であると判断された場合、当該方法は、現在の温度 $T_{c u r}$ の監視ステップを継続し、これは、ステップ 4 4 0 において、条件が合致し、ステップ 4 5 0 において、元の画像化モードへのリセットが実施されるまで続く。その後、図 4 の方法は、ステップ 4 1 0 での監視ステップに継続される。他のリセット方法も可能であり、例えば、ソノグラフ取扱者により手動リセットが行われても良い。振動子温度を低下させるため、変化させることの可能なシステムパラメータは、米国特許第 6,709,392 号に示されており、この文献は、本願の参考文献として取り入れられている。システムは、望ましい条件または特定の条件に要求されるような、これらのリセット方法もしくはこれらのリセット方法の組み合わせの、いかなるものを使用しても良い。さらに、ある状況では、画像化システムは、元の画像化モードにリセットされなくても良く、ソノグラフ取扱者が画像化操作を完了するまで、低電力画像化モードが継続されても良いことに留意する必要がある。

10

20

【0034】

図 5 には、患部安全用フィードバック方法のフローチャートの一例を示すが、この方法では、図 3 に示した超音波医療用画像化システム内で、ユーザ入力を介して、画像化モードがリセットされる。図 5 のステップにおいて、図 4 のステップと等しいものは、同一の機能を実施するものであり、これらは、そっくりそのまま組み込まれているため、ここでは説明しない。図 5 においては、ステップ 4 4 0 がステップ 5 4 0 と置換され、当該方法では、ユーザ入力の画像化システムが監視され、ソノグラフ取扱者が、低電力画像化モードから、元の電力画像化モードに戻す切り替えを指示したかどうか判断される。ステップ 5 4 0 において、ソノグラフ取扱者により、切り替えが指示されたと判断された場合、当該方法では、ステップ 4 5 0 において、超音波画像化システムが元の画像化モードに切り替えられる。従ってソノグラフ取扱者は、ステップ 4 5 0 において、最高電力画像化モード（元の画像化モード）に切り替える資格を有する。図 5 の方法では、ステップ 4 1 0 の監視ステップが継続される。ただし、明確化および簡略化のため示さなかったが、同様に、ソノグラフ取扱者は、ステップ 4 5 0 における元の画像化から、ステップ 4 3 0 での低電力画像化モードに切り替える資格を有することを理解する必要がある。この方法では、元の電力画像化モードが必要ではない場合、またはソノグラフ取扱者により温度が著しく上昇していることが確認された場合、ソノグラフ取扱者が低電力画像化モードに変更することにより、温度が閾値温度 $T_{t h}$ に到達することを回避しても良い。

30

【0035】

図 6 には、患部安全用フィードバック方法のフローチャートを示すが、この方法では、図 3 に示す超音波医療用画像化システム内で、画像化モードが基本画像化モードにリセットされ、または画像化モードが既に基本画像化モードに設定されている場合、超音波医療用振動子の伝達電圧が抑制される。特に、一度閾値温度 $T_{t h}$ に到達した場合、電力画像化モードは、デフォルトの基本画像化モードにされる。システムが既に基本画像化モードにある場合、このシステムは、超音波振動子 130 の温度を下げるため、伝達電圧を抑制する。ステップ 4 1 0 では、画像化システムは、元の電力画像化モードにあることに留意する必要がある。ステップ 4 1 0 では、温度 $T_{c u r}$ が監視され、ステップ 4 2 0 では、現在の温度 $T_{c u r}$ が閾値温度 $T_{t h}$ 以上であるかどうか判断される。ステップ 4 2 0 において、現在の温度 $T_{c u r}$ が閾値温度 $T_{t h}$ よりも低い場合、当該方法は、ステップ 4 1 0 に戻り、継続して監視を行う。ステップ 4 2 0 において、現在の温度 $T_{c u r}$ が閾

40

50

値温度 T_{th} 以上の場合は、当該方法は、ステップ 625 に進む。

【0036】

さらに図 6 を参照すると、ステップ 625 では、画像化システムが現在、基本画像化モードにあるかどうか判断される。ステップ 625 において、画像化システムが基本画像化モードにない場合、システムは、ステップ 630 において、基本画像化モードに切り替えられる。その後、ステップ 635 では、画像化システムを元の電力画像化モードにリセットする必要があるかどうか判断される。この記載において、リセットステップ 635 は、画像化システムを元の電力画像化モードにリセットする、いかなる方法をも網羅する。従って、ステップ 635 は、図 4 を参照して示した自動判断ステップ 440、図 5 を参照して示したユーザ制御判断ステップ 540、または他のいかなる種類のリセットステップであっても良い。ステップ 635 において、画像化システムがリセットされる必要があると判断されると、当該方法は、ステップ 640 に進み、画像化システムは、元の画像化モードに切り替えられ、当該方法は、ステップ 410 の監視ステップに戻る。

10

20

30

40

50

【0037】

さらに図 6 を参照すると、ステップ 625 において、システムが基本画像化モードにある場合、当該方法は、ステップ 645 において、画像化システムの伝達電圧を抑制する。ステップ 650 では、ステップ 635 のリセットに関する記載と同様の方法で、画像化システムをリセットして、元の電力画像化モードにする必要があるかどうか判断される。ステップ 650 において、画像化システムをリセットする必要があると判断されると、当該方法は、ステップ 655 に進み、画像化システムは、元の画像化モードに切り替えられ、当該方法は、ステップ 410 において、監視ステップに戻る。ステップ 645 での画像化システムの伝達電圧の抑制ステップは、画像化システムの他のパラメータを変化させ、超音波振動子温度を下げるステップと置換されても良いことに留意する必要がある。これらのシステムパラメータは、これに限られるものではないが、ジューティサイクル（各伝送 受信サイクルの間、システムは、圧電素子が活性になる時間量を抑制する）、周波数（システムは、超音波の音波周波数を抑制する）、フレームレート（システムは、フレームレートを抑制し、すなわち、単位秒当たりの走査の数を抑制する）、パルス繰り返し周波数（「PRF」、システムは、単位秒当たりに形成されるビーム数を抑制する）、絞り（システムは、絞りの寸法を抑制する）、画像化深さ（システムは、走査深さを抑制する）、および/またはセクタ幅（システムは、被走査領域の幅を抑制する）を含む。

【0038】

図 7 には、患部安全用フィードバック方法のフローチャートの一例を示すが、この方法では、ユーザ入力を介して、画像化モードが設定されまたはリセットされる。制御器 310 は、超音波振動子 130 の音響窓 120 の患部接触表面での、センサ 110 からの測定結果である現在の温度 T_{cur} を監視する。ステップ 410 では、振動子 130 は、最大電力画像化モード（すなわち「元の画像化モード」）であることが仮定される。図 2D 乃至 2F のセンサ 110A、110B のような、2 以上のセンサが使用される場合、現在の温度 T_{cur} として、最高温度測定値が使用されても良く、あるいは測定結果を平均化することにより、現在の温度 T_{cur} が得られても良いことに留意する必要がある。この監視温度は、掲示手段 350 に表示される。ソノグラフ取扱者が温度を監視し、または観察しても良く、電力画像化モードを変化させる役割を担っても良い。患部接触表面の現在の温度 T_{cur} に加えて、前述のような他の画像化システムのパラメータを、掲示手段 350 に表示させても良い。温度および他のシステムパラメータの情報は、様々な方法で表示されても良く、ゲージアイコン、デジタル読み出し、ヒストグラム、または他の視覚的に量が表示される、いかなる方法で表示されても良い。他のシステムパラメータは、電圧、電流、電力画像モード、フレームレート、セクタ幅等を含んでも良い。また、振動子が臨界温度 T_{cri} に到達するまでの残留時間が表示されても良く、これにより、ソノグラフ取扱者は、電力画像化モードの正確な変更時間を正確に判断することができる。

【0039】

さらに図 7 を参照すると、当該方法は、ステップ 420 に進み、ここでは、現在の温度

T_{cur} が閾値温度 T_{th} 以上であるかどうか判断される。現在の温度 T_{cur} が、閾値温度 T_{th} 以上である場合、警告が鳴り、または警告が発せられ、ソノグラフ取扱者に対して、振動子が臨界温度 T_{crit} に到達する前に、画像化モードを切り替える必要があることが知られる。警告は、ソノグラフ取扱者の注意を喚起するいかなる好適な形態であっても良く、例えば音声、視覚的または視聴覚的な警告である。例えば、警告は、音声を発し、および/または点滅アイコンを掲示手段 350 に示しても良い。ステップ 725 において警告が発せられると、ステップ 735 では、ソノグラフ取扱者によってモードの切り替えが開始されたかどうか判断される。ステップ 735 において、ソノグラフ取扱者がモード切替を開始していない場合、当該方法は、ステップ 725 に戻り、再度警告が発せられる。ステップ 735 において、ソノグラフ取扱者が、画像化モードの切り替えを開始した場合、ステップ 750 において、画像化モードが切り替えられ、図 7 の方法は、ステップ 410 の監視ステップに戻る。

10

【0040】

図 7 をさらに参照すると、ステップ 420 において、現在の温度 T_{cur} が閾値温度よりも低い場合、ステップ 740 では、ソノグラフ取扱者が画像化モードの切り替えを開始したかどうか判断される。ステップ 740 において、ソノグラフ取扱者がモードの切り替えを開始していない場合、当該方法は、ステップ 410 に戻り、当該方法により現在の温度 T_{cur} が監視される。ステップ 740 において、ソノグラフ取扱者が画像化モードの切り替えを開始した場合、ステップ 750 では、画像化モードが切り替えられ、図 7 の方法は、監視ステップ 410 に戻る。

20

【0041】

異なる画像化モードから形成された画像が表示用に組み合わせられ、ユーザが各種形態を得ることができることに留意する必要がある。表示フォーマットの一例には、交互フレーム、交互走査ライン、または複合画像が含まれる。交互フレームフォーマットでは、表示の際に、調和画像処理に基づく画像と、基本画像処理に基づく画像の間で、フレームが交互に入れ替えられる。この混合フォーマットでは、ちらつきのある外観が形成されるが、画像の全体的な影響としては、この画像が、異なる照明により照射されているように見えるため、これは、それほど注意を散漫にさせる原因にはならない（単に照影を明るくしたり暗くしたりするものではない）。調和画像の輝度を、基本画像の輝度に自動的に適合させることにより、この混合フォーマットを支援することができる。交互走査ラインフォーマットでは、走査面において、調和画像とともにラインが一つおきに走査される。得られる結合画像は、規則表示平均化方式で表示され、この方式は、走査ラインの充填および平坦化に使用される。この規則表示の平均化により、画像の外観が滑らかになる。複合画像フォーマットでは、限られた幅の調和画像を中心に表示し、低電力で、基本モード画像にセクタの端部を書き込むことにより、複合画像が形成される。

30

【0042】

本発明は、前述の実施例に限られるものではなく、より複雑な方法も想定される。例えば、3D 画像については明確に説明しなかったが、本画像化システムは、3D 画像処理に容易に適用することができる。別の例では、前述のいかなる方法も、追加ステップを加えることにより修正することができ、追加ステップでは、一度臨界温度 T_{crit} （患部に不快感または障害が生じ得る温度）に達すると、超音波振動子がオフにされても良い。さらに別の例では、超音波振動子温度が臨界温度 T_{crit} に近づくにつれて、各種レベルの閾値警告が生じても良い。

40

【0043】

音響窓に配置された温度センサにより測定される患部接触表面での温度により、前述の超音波画像化システムおよび患部安全用方法が増強されることを理解する必要がある。温度測定により、そのような温度を予測する場合に比べて、音響窓の温度を正確に定めることが可能となり、より厳しい制御下で、患部の安全性および快適性が確保される。これは、前述の患部安全用方法により、より迅速に調整することができる。

【0044】

50

好適実施例に適用される本発明の基本的な新しい特徴が説明され示されたが、当業者には、本発明の思想から逸脱しないで、示された装置の形態、細部、および操作に関する、各種省略、置換および変更が可能であることを理解する必要がある。例えば、同じ結果を得るため、実質的に同一の機能を備え、実質的に同じ方法を実施する、これらの素子および/または方法ステップの全ての組み合わせが、本発明の範囲に属することは、明確である。また、本発明のいかなる開示形態または実施例に関して示されたおよび/または説明された、構造および/または素子および/または方法ステップは、いかなる他の開示、説明、提案された形態、または設計的選択のための一般的な事項としての実施例に組み込まれても良いことに留意する必要がある。このことは、本発明は、添付の特許請求の範囲によってのみ、定められることを意味するものである。

10

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】超音波画像化システムの超音波医療用振動子の一例である。

【図2A】少なくとも一つの層と少なくとも一つの温度センサとを有する、図1に示す音響窓の分解構成例である。

【図2B】少なくとも一つの層と少なくとも一つの温度センサとを有する、図1に示す音響窓の分解構成例である。

【図2C】少なくとも一つの層と少なくとも一つの温度センサとを有する、図1に示す音響窓の分解構成例である。

【図2D】少なくとも一つの層と少なくとも一つの温度センサとを有する、図1に示す音響窓の分解構成例である。

20

【図2E】少なくとも一つの層と少なくとも一つの温度センサとを有する、図1に示す音響窓の分解構成例である。

【図2F】少なくとも一つの層と少なくとも一つの温度センサとを有する、図1に示す音響窓の分解構成例である。

【図3】図1に示す超音波医療用振動子を有する、超音波医療用画像化システムのブロック図の一例である。

【図4】図3に示す超音波医療用画像化システム内の、所定の温度で画像化モードをリセットする、患部安全用フィードバック方法のフローチャートの一例である。

【図5】図3に示す超音波医療用画像化システム内の、ユーザ入力を介して画像化モードをリセットする、患部安全用フィードバック方法のフローチャートの一例である。

30

【図6】図3に示す超音波医療用画像化システム内の、画像化モードを基本画像化モードにリセットし、または画像化モードが既に基本画像化モードに設定されている場合、超音波医療用振動子の伝送電圧を抑制する、患部安全用フィードバック方法のフローチャートの一例である。

【図7】ユーザ入力を介して画像化モードを設定またはリセットする、患部安全用フィードバック方法のフローチャートの一例である。

【図 1】

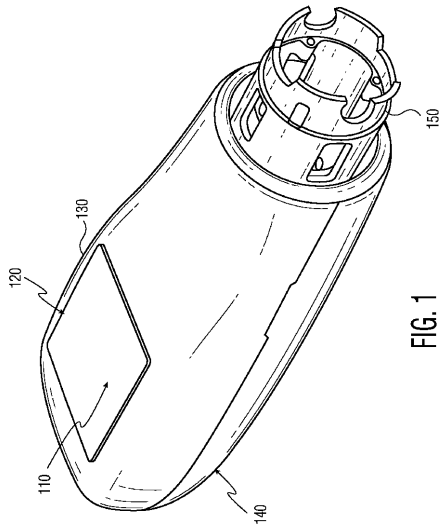


FIG. 1

【図 2 B】

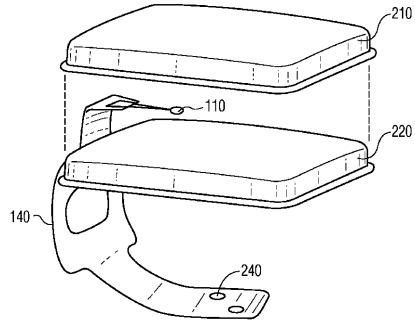


FIG. 2B

【図 2 A】

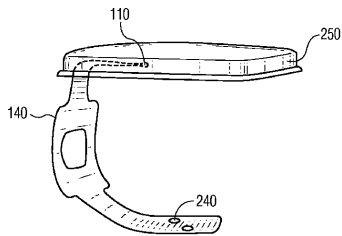


FIG. 2A

【図 2 C】

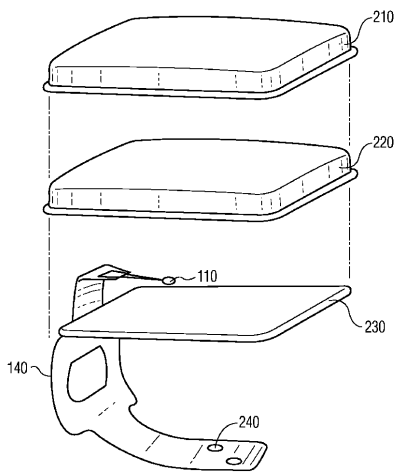


FIG. 2C

【図 2 D】

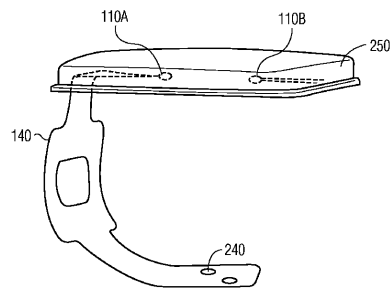


FIG. 2D

【図 2 E】

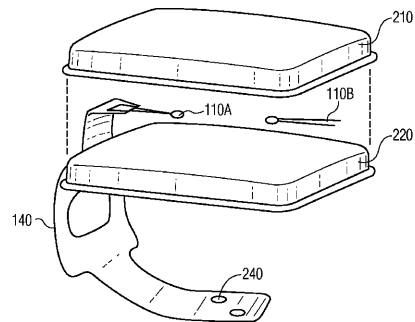


FIG. 2E

【 図 2 F 】

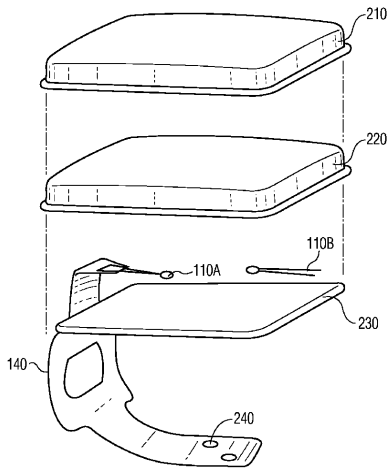


FIG. 2F

【 図 3 】

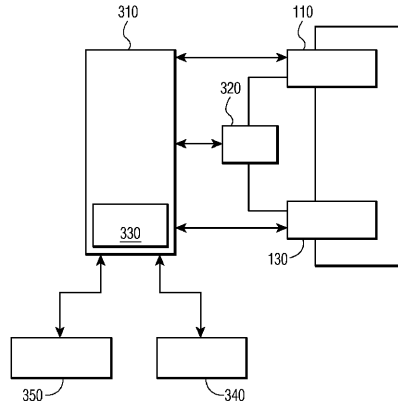


FIG. 3

【 図 4 】

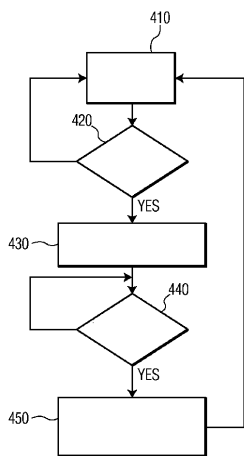


FIG. 4

【 図 5 】

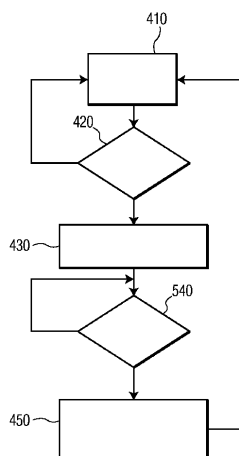


FIG. 5

【 図 6 】

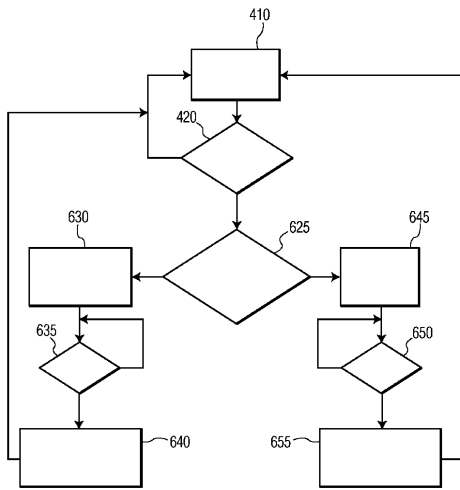


FIG. 6

【 図 7 】

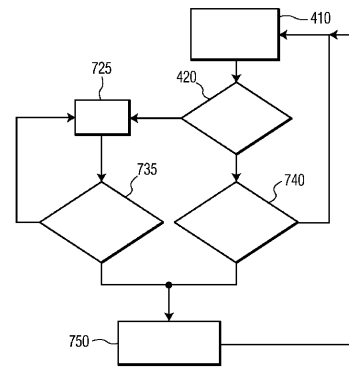


FIG. 7

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/051937

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01N29/06 A61B8/13		
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) G01N 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 practical, 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.
X	US 2004/236223 A1 (BARNES STEPHEN R [US] ET AL) 25 November 2004 (2004-11-25) paragraphs [0028] - [0032]; figures	1-25
X	US 2004/267137 A1 (PESZYNSKI MICHAEL [US] ET AL) 30 December 2004 (2004-12-30) paragraph [0024] - paragraph [0027]; figure 5	1-25
X	WO 2005/002445 A (MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD [JP]; FUJII KIYOSHI) 13 January 2005 (2005-01-13) abstract	1
A	US 2004/258127 A1 (RAMAMURTHY BHASKAR [US] ET AL) 23 December 2004 (2004-12-23) abstract; figures	1-25
----- -/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 document 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		Date of mailing of the international search report
17 January 2007		29/01/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Savage, John

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/051937

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 5 788 636 A (CURLEY MICHAEL G [US]) 4 August 1998 (1998-08-04) column 2, line 37 - line 38; figure 1	1-25

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2006/051937

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2004236223 A1	25-11-2004	WO 2004105613 A1	09-12-2004
US 2004267137 A1	30-12-2004	NONE	
WO 2005002445 A	13-01-2005	DE 112004001167 T5	11-05-2006
		JP 2005021475 A	27-01-2005
		US 2006241426 A1	26-10-2006
US 2004258127 A1	23-12-2004	NONE	
US 5788636 A	04-08-1998	AU 6437698 A	09-09-1998
		DE 19882137 T0	18-05-2000
		JP 2001513664 T	04-09-2001
		WO 9836679 A2	27-08-1998

フロントページの続き

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

(72)発明者 ソロモン, ロドニー ジェイ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー スカボロー
・ロード 3 4 5 ピー・オー・ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 バイロン, ジャックリン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー スカボロー
・ロード 3 4 5 ピー・オー・ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 ノールズ, ヘザー

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー スカボロー
・ロード 3 4 5 ピー・オー・ボックス 3 0 0 1

Fターム(参考) 4C601 BB07 DE02 EE19 GA01 GB26 GB28 GB41 GB42 KK16 KK31
KK34

专利名称(译)	超声换能器中的温度测量优化		
公开(公告)号	JP2009500061A	公开(公告)日	2009-01-08
申请号	JP2008519025	申请日	2006-06-15
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ソロモンロドニージェイ バイロンジャックリン ノールズヘザー		
发明人	ソロモン,ロドニー ジェイ バイロン,ジャックリン ノールズ,ヘザー		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/546 G01N2291/02881 G01S7/5205		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB07 4C601/DE02 4C601/EE19 4C601/GA01 4C601/GB26 4C601/GB28 4C601/GB41 4C601/GB42 4C601/KK16 4C601/KK31 4C601/KK34		
代理人(译)	伊藤忠彦 松本浩一		
优先权	60/695044 2005-06-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在受影响的区域接触表面的受影响区域，并且用于成像患部，以限定患处接触温度在受影响的区域接触表面声窗接触，用于具有至少一个温度传感器的医疗用途，安装在声学在窗口提供了一种超声换能器和具有这种医用超声换能器的医用超声成像系统是的。医学超声成像系统还包括控制器，用于根据限定的受影响区域接触温度控制超声换能器的功率成像模式。还提供的是通过使用医疗超声成像系统，用于成像患部成像患部的方法，所述声学窗口到受影响的区域的受影响的区域接触表面接触的步骤，所述至少一个从两个温度传感器确定受影响部分接触表面上的超声换能器的受影响部分接触温度的步骤并且响应于限定的受影响区域接触温度来控制超声换能器的功率成像模式。

