

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-130136

(P2004-130136A)

(43) 公開日 平成16年4月30日(2004.4.30)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

G 0 1 N 29/24

F I

A 6 1 B 8/00

G 0 1 N 29/24

テーマコード (参考)

2 G 0 4 7

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2003-348350 (P2003-348350)
 (22) 出願日 平成15年10月7日 (2003.10.7)
 (31) 優先権主張番号 268261
 (32) 優先日 平成14年10月10日 (2002.10.10)
 (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
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

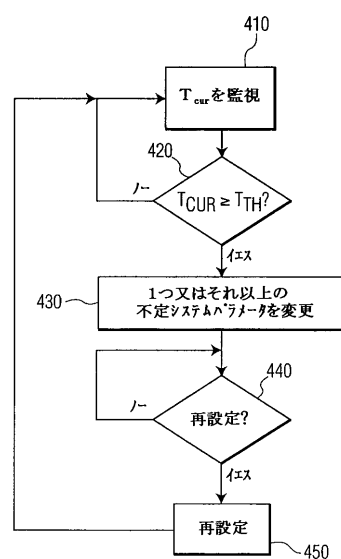
(54) 【発明の名称】 フィードバックを用いた撮像超音波トランスデューサ温度制御システム及び方法

(57) 【要約】

【課題】 トランスデューサを単にオフとせずに、超音波トランスデューサの温度を低下させるシステム及び方法を提供することを目的とする。

【解決手段】 超音波トランスデューサの熱を制御するシステム及び方法が開示される。現在の望ましい実施例では、トランスデューサ中に配置された温度検出素子からのフィードバックに基づき動作システムパラメータを変更してトランスデューサの温度を制御する。選択された不定システムパラメータは、超音波システムの構成、超音波システムのユーザ制御、又は2つの組合せにより予め設定される。一実施例ではシステムの用いる撮像モードに基づき異なる不定システムパラメータが変更される。2つの他の実施例では1以上の不定システムパラメータが現在温度と望ましい動作温度の間の差に比例した量変更される。他の実施例では閾値温度に達したと温度フィードバックが示すとシステムはより低いパワーの撮像モードに切り換わる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波トランスデューサシステム中の撮像超音波トランスデューサを冷却する方法であって、

前記撮像超音波トランスデューサの温度を決定する段階と、

前記撮像超音波トランスデューサの前記決定された温度に基づいて前記撮像超音波トランスデューサの少なくとも 1 つの不定システムパラメータに適切な変更を行う段階とを含む、方法。

【請求項 2】

前記撮像超音波トランスデューサの前記決定された温度に基づいて少なくとも 1 つの不定システムパラメータに適切な変更を行う段階は、 10

前記決定された温度が閾値温度よりも高いか又は等しいかどうかを判定する段階と、

前記決定された温度が閾値温度よりも高いか又は等しいと判定された場合、少なくとも 1 つの不定システムパラメータの適切な変更を行う段階とを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記決定された温度が閾値温度よりも高いか又は等しいと判定された場合、少なくとも 1 つの不定システムパラメータの適切な変更を行う段階は、

撮像モードが基本波モードである場合は、

前記超音波トランスデューサ中の送信素子への印加電圧を低下させる段階と、

撮像モードが高調波モードである場合は、 20

前記超音波トランスデューサのフレームレートを低下させる段階と、

撮像モードがカラーフロー撮像モードである場合は、

カラーセクタ幅を減少させる段階とを含む、請求項 2 記載の方法。

【請求項 4】

前記決定された温度が閾値温度よりも高いか又は等しいと判定された場合、少なくとも 1 つの不定システムパラメータの適切な変更を行う段階は、

前記カラーセクタ幅を減少させる段階の前に、

前記カラーセクタ幅が最小レベルであるかどうかを判定し、

前記カラーセクタ幅が最小レベルであれば基本波撮像モードへ変更する段階と、

前記フレームレートを低下させる段階の前に、 30

前記フレームレートが最小レベルであるかどうかを判定し、

前記フレームレートが最小レベルであれば基本波撮像モードへ変更する段階と、

を更に含む、請求項 3 記載の方法。

【請求項 5】

前記決定された温度に基づいて少なくとも 1 つの不定システムパラメータの適切な変更を行う段階は、

前記少なくとも 1 つの不定システムパラメータを調整するために閉ループフィードバック制御アルゴリズムを使用する段階を含み、フィードバックは前記決定された温度である、

請求項 1 記載の方法。 40

【請求項 6】

前記閉ループフィードバック制御アルゴリズムは線形又は非線形のいずれかである、請求項 5 記載の方法。

【請求項 7】

前記決定された温度に基づいて少なくとも 1 つの不定システムパラメータの適切な変更を行う段階は、

少なくとも 1 つのシステムパラメータを変更する段階を含み、前記少なくとも 1 つの不定システムパラメータの変更の量は所定の動作温度値からの温度変動の量に基づく、請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

前記少なくとも１つのシステムパラメータを変更する段階は、前記所定の動作温度値からの温度変動の量に基づいて前記少なくとも１つの不定システムパラメータの変更の量を決定するために比例・積分・微分（PID）アルゴリズムを用いる、請求項７記載の方法。

【請求項９】

前記適切な変更は、

前記決定された温度が所定の動作温度値よりも上回っている又は下回っている量、又は

、
前記決定された温度が所定の閾値温度値に等しいか又はそれよりも高いかどうか、
の少なくとも一方に基づく、請求項１記載の方法。

10

【請求項１０】

前記超音波トランスデューサシステムは非基本波撮像モードにあり、前記適切な変更は

、
前記所定の温度が約４２度以上であれば撮像モードを基本波撮像モードへ変更する、請求項１記載の方法。

【請求項１１】

前記少なくとも１つの不定システムパラメータは、

超音波トランスデューサが受信中である時間に対する超音波トランスデューサが送信中である時間の関係を示すデューティサイクルと、

前記超音波トランスデューサ中の送信素子への印加電圧と、

超音波の周波数と、

超音波トランスデューサのフレームレートと、

超音波トランスデューサのパルス繰り返し周波数（PRF）と、

超音波トランスデューサの開口と、

超音波トランスデューサの撮像深さと、

超音波トランスデューサのセクタ幅と、

超音波トランスデューサの撮像モードと、

のうちの少なくとも１つを含む、請求項１記載の方法。

20

【請求項１２】

前記決定された温度に基づいて少なくとも１つの不定システムパラメータの適切な変更
を行う段階は、

30

望ましいより高いパワーの撮像モードからあまり望ましくないより低いパワーの撮像モードへ切り換える段階を含む、請求項１記載の方法。

【請求項１３】

前記少なくとも１つの不定システムパラメータを元の状態に戻よう再設定する段階を更に含み、前記元の状態は前記適切な変更が行われる前の少なくとも１つの不定システムパラメータの状態である、請求項１記載の方法。

【請求項１４】

前記再設定段階は、

a) 前記超音波トランスデューサシステムの操作者によって開始されること、

40

b) 前記超音波トランスデューサが十分に冷却されたときに前記超音波トランスデューサシステムによって開始されること、及び、

c) 指示された時間期間の後に前記超音波トランスデューサシステムによって開始されること、

のうちの少なくとも１つである、請求項１３記載の方法。

【請求項１５】

前記超音波トランスデューサの所定の温度が臨界温度以上であるかどうかを判定する段階と、

前記所定の温度が前記臨界温度以上であると判定された場合に前記超音波トランスデューサをオフとする段階と、

50

一旦前記超音波トランスデューサがオフとされると、
前記超音波トランスデューサの現在温度を決定し、
前記現在温度が前記臨界温度よりも低いかどうかを判定し、
前記現在温度が前記臨界温度よりも低いと判定された場合は前記超音波トランスデューサを再びオンとする段階とを更に含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 16】

超音波トランスデューサシステム中の超音波トランスデューサを冷却するシステムであって、

前記超音波トランスデューサの少なくとも一部の温度を検出する少なくとも 1 つの温度センサと、

前記検出された温度に基づいて前記選択された少なくとも 1 つの不定システムパラメータに適切な変更を行い、前記適切な変更は前記超音波トランスデューサの温度の低下を生じさせる、制御器とを含む、システム。

【請求項 17】

前記制御器は、前記検出された温度が閾値温度よりも高いか又は等しいかどうかを判定し、前記決定された温度が閾値温度よりも高いか又は等しいと判定されると、少なくとも 1 つの不定システムパラメータの適切な変更を行う、請求項 16 記載のシステム。

【請求項 18】

前記制御器は前記少なくとも 1 つの不定システムパラメータを調整するために閉ループフィードバック制御アルゴリズムを使用し、フィードバックは前記決定された温度である、請求項 16 記載のシステム。

【請求項 19】

前記制御器は、少なくとも 1 つのシステムパラメータを変更し、前記少なくとも 1 つの不定システムパラメータの変更の量は所定の動作温度値からの温度変動の量に基づく、請求項 16 記載のシステム。

【請求項 20】

前記少なくとも 1 つの不定システムパラメータは、
超音波トランスデューサが受信中である時間に対する超音波トランスデューサが送信中である時間の関係を示すデューティサイクルと、

前記超音波トランスデューサ中の送信素子への印加電圧と、

超音波の周波数と、

超音波トランスデューサのフレームレートと、

超音波トランスデューサのパルス繰り返し周波数 (PRF) と、

超音波トランスデューサの開口と、

超音波トランスデューサの撮像深さと、

超音波トランスデューサのセクタ幅と、

超音波トランスデューサの撮像モードと、

のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 16 記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して撮像超音波医用トランスデューサ組立体の分野に係り、特にトランスデューサを冷却する装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

撮像超音波医用トランスデューサは、患者の内臓を観察するために用いられる。超音波範囲は、本質的にはその下限、即ち人間が聴くことができる略最も高い周波数である 20 kHz によって示される。医用トランスデューサは、体の中で組織によって反響 (即ち反射) し、屈折し、又は吸収される超音波パルスを発する。反射されたエコー (反響) はトランスデューサによって受信され、これらの受信された信号は画像へ変換される。このよ

10

20

30

40

50

うな変換は、内臓からの反射が隣接する構造との「音響インピーダンス」に従って強度が変化するために可能である。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が大きければ大きいほど、それらの境界の反射性は高くなる。

【0003】

超音波ビームの周波数は、超音波装置の画像分解能と透過能力の両方に影響を与える。より高い周波数の超音波はより長い近距離音場（即ち音のビームの経路中でトランスデューサからの距離が小さくなればなるほどビーム径が大きくなる領域）を有し、遠距離音場（即ち音のビームの経路中でトランスデューサからの距離が大きくなればなるほどビーム径が大きくなる領域）ではビームの開きが少ない。即ち、より高い周波数の超音波は小さい構造のより高い分解能を可能とする。しかしながら、高い周波数の超音波は、そのエネルギーが軟組織によって吸収され散乱されてしまうため、透過能力はより低い。一方で、より低い周波数の超音波は、透過深さはより深いが、受信した画像はあまりはっきりと示されない。（超音波を用いて）人間の内臓を撮像するための従来の周波数範囲は、一般的には約3MHz乃至約5MHzである。

10

【0004】

超音波撮像トランスデューサには一般的に2種類の分解能、即ち、方位（lateral）分解能とアキシアル（axial）分解能が適用される。方位分解能は、互いに横に並べられた対象を分解する能力であり、上述のように、周波数により比例的に影響を受ける（周波数が高くなればなるほど、方位分解能は高くなる）。幼児や小児の場合、深い透過はあまり必要ではなく、より大きい方位解像度でより小さい構造を見ることができするため、より高い周波数のトランスデューサが用いられる。成人では、内部構造がより大きく、深い透過がより必要とされるため、より低い周波数が用いられる。もちろん、使用されるべき適切な周波数を決定するとき、被検体の年齢よりも見ようとする構造、組織、又は器官（及び撮像の正確な目的）の方が問題となりうる。例えば、成人に対して診断胸部撮像を行うときは、約7MHz以上の周波数を必要とすることがある。

20

【0005】

アキシアル分解能は、互いに上下に配置される対象を分解する能力である。これは透過深さに関連するため、アキシアル解像度は（患者の大きさに依存して）トランスデューサの周波数に反比例する。大きい患者では、より高い周波数ビームはトランスデューサに最も近い対象によって速く吸収されるため、透過深さ及びアキシアル分解能が低下される。

30

【0006】

超音波トランスデューサの合焦は、2つの方法、即ち機械的方法又は電気的方法のうちのいずれかで行われうる。機械的合焦方法は、トランスデューサの表面上に音響レンズを配置すること、又は凹面とともにトランスデューサを用いることによって行われる。1つ又はそれ以上の圧電素子が用いられる。2次元撮像のための掃引ビームを形成するために、単一の素子が前後に振動してもよく、幾つかの素子が回転されてもよく、又は単一の素子が一組の音響ミラーと共に使用されてもよい。この最後の種類の（音響ミラーを有する）トランスデューサは、ミラーがハウジングの中で回転又は振動するときに発生する振動により「ウォブラ（wobbler）」と称される。

40

【0007】

電子的合焦方法は、配列状に配置された多数の圧電素子がビームを形成し合焦するために順番に刺激（又は「発射」）されるフェーズドアレイと称される処理を用いる。環状配列では、円形又はリング状の素子及び/又は配列が用いられる。線形配列では、ビームを形成し合焦するために一列の素子が用いられる。トランスデューサは、送信素子の配列と、受信素子の同様な配列とを含む。どのようにして線形配列が音のビームを形成し合焦するかの例を図1に示す。点Xにおいて合焦させるために、最初に外側素子101及び107が、次に素子102及び106が、その次に素子103及び105が、そして最後に素子104が発射する。図1に示すように、結果として得られる波面が合わさって、Xが焦点である超音波パルスの半円を形成する。発射の順次的なパターンを変化させることに

50

より、トランスデューサから合焦点 X への距離は変更されうる。更に、発射の順次的なパターンを変化させることは、ビームを操縦 (steer) するために使用されうる。操縦は、図 1 中で合焦点 X を左右に動かすために用いられる。一連のビームを左右に高速に操縦することにより、2 次元の断面画像が形成される。

【0008】

2 次元モードでは、左から右への一回の掃引がフレームであり、一秒間の掃引の数がフレームレート (又は f p s : 一秒間当たりのフレーム数) である。従来のフレームレートは、約 12 f p s 乃至約 30 f p s の範囲内である。時間が経つにつれて形成されるビームの数は、一秒間当たりのフレームで測定されるパルス繰り返し周波数 (P R F) である。殆どの商用の超音波心臓検査法のための P R F の範囲は、一秒間当たり約 200 乃至約 5000 パルスである。P R F は、実行されている撮像の種類によって変化する。各秒に費やされる時間の殆どは、エコーがトランスデューサ中の受信素子へ戻るのを待つために用いられる。言い替えると、ビームが形成された後、ビームが種々の対象へ進み、そのうちの幾らかの音エネルギーが (エコーとして) トランスデューサの受信素子へ戻る間、送信素子は休止状態にある。送信素子が音エネルギーを送信している間の時間は、デューティファクタと称される。殆どのトランスデューサは、約 99% の時間を受信器として動作しており、その場合、デューティファクタは 1 (%) である。

10

【0009】

開口は、トランスデューサアレイのアクティブな送信及び受信部のサイズである。開口は、平方センチメートルで測定され、画像を形成するために同時に使用されるトランスデューサ素子の数の関数である。開口サイズの共通の測定値は F ナンバー又は F # であり、これは開口に対する深さの比率として定義される。これらの値は方位分解能 (L R) に関連付けられ、以下の式、

20

【0010】

【数 1】

$$LR = \lambda * F\# = \lambda * \frac{D}{A}$$

で表すことができ、但し、

30

λ = 音パルスの波長

D = 走査の深さ

A = 走査の開口

である。

【0011】

上記の式からわかるように、一定の周波数では、画像全体を通じて均一な方位分解能を保つために、開口の寸法は走査深さが増加するにつれて増加せねばならない。多くの超音波システムは、走査深さ設定に基づいて送信開口を選定し、受信開口を連続的に変化させる。低い F # を達成することが望ましく、このことは、走査深さは所望の被検体の位置によって制限されるため、大きい開口のサイズを求めることと等しい。また、小さい波長を求めることも望ましく、これはより高い周波数を求めることに等しい。

40

【0012】

超音波トランスデューサの動作には多数のモードがある。基本的なモードは、A モード、B モード、M モード、及び 2 D モードである。A モードは、信号が反射音エネルギーの振幅に依存するスパイクとして表示される振幅モードである。B モードは、信号が反射音エネルギーの振幅に依存する輝度を有する種々の点として表示される輝度モードである。M モードは、B モードが適用され、帯状記録紙レコーダが深さ及び時間の関数として構造を視覚化することを可能とする運動モードである。2 D モードは、構造が深さ及び幅の関数として見られるよう B モードが (上述のように) ビームを掃引することによって空間的に適用される二次元 (撮像) モードである。

50

【 0 0 1 3 】

2 Dモードは、最も基本的な、基本波撮像モードを示す。やはり2つの次元（幾つかの新しい技術では3つの次元）で撮像する他の撮像モードがあるが、これらは通常は画像を生成するのに用いられる技術／方法論に基づくそれら自身の名称で呼ばれる。これらの他の撮像モードのうちの幾つかについて以下に説明する。2 D（又は「基本波」）モードという用語が用いられる場合、これは基本的な空間的に適応されたBモードのみを示し、全ての二次元撮像モードを示すわけではない。

【 0 0 1 4 】

より高い周波数・より高い解像度・より小さい透過深さと、より低い周波数・より低い解像度・より大きい透過深さの問題には種々の解決策がある。1つの解決策は、高調波撮像である。従来の撮像では、超音波システムは、特定の周波数（「基本」周波数）の音パルスを送信及び受信する。上述のように、音パルスの部分はトランスデューサへ反射して戻り、基本周波数の反射した音はトランスデューサにおいて処理される。高調波撮像では、トランスデューサは基本周波数について聴いていないが、他の周波数、特に基本周波数の2倍である「高調波」周波数（これは「第一高調波」と称されることもある）について聴いている。技術的により正確には、トランスデューサは、基本波及び高調波を含む多数の周波数からなる信号を受信し、高調波の信号（省略して「高調波」）を分離する。一旦分離されると、高調波は画像を生成するよう処理される。

10

【 0 0 1 5 】

高調波は、人間の介在により支援されて、又は支援されずに、撮像されるべき対象によって生成される。支援されている場合、高調波は患者の体に注入される超音波「造影剤」によって生成される。これらの造影剤は、一般的にはパルスが当たったときに2種類のエコーを生じさせる微小なバブルを含む。最初に、従来のエコーは基本周波数に基づいて反射して戻る。しかし、次にバブルが（パルスに応答して）振動し、それにより高調波信号が発生する。これらの造影剤は（拍子木で叩いたときの鐘のような）高調波エコーを作る目的で作られるため、高調波周波数で非常に強いエコーが発生し、それにより非常に優れた高コントラストの画像を生成する。

20

【 0 0 1 6 】

造影剤に頼らないとき、高調波撮像は、体自体の組織によって発生される高調波（超音波パルスによって「鳴らされた」もの）を用いる。明らかに、これらの高調波は造影剤からの高調波ほどは明瞭な画像を発生しない。組織中に高調波を作る能力は、超音波ビームの視野中での組織の位置に依存する。最も顕著な撮像効果は、超音波ビームの焦点又はその付近（即ち中距離音場）に位置する高調波からのものである。近距離音場中の組織からは高調波は発生されず、遠距離音場中で発生される高調波は、生成された後に急速に減衰する。

30

【 0 0 1 7 】

高調波撮像は多数の利点を有する。高調波周波数で形成されるビームはより狭く、より低いサイドローブを有し、それによりグレースケールコントラスト分解能をかなり改善する。更に、高調波は体の内部で発生されるため、脂肪層を二回通過するのではなく一回だけ通過する。

40

【 0 0 1 8 】

幾つかの他の撮像モードは、近づく物体からの音の周波数がより高い周波数を有し、その逆に、遠ざかる物体からの音はより低い周波数を有する現象であるドップラー効果に依存する。超音波システムでは、この効果は被検体中の血流の速度及び方向を決定するのに用いられる。ドップラー技術は、連続波モード（即ちトランスデューサアレイの一部が送信している間に同時にトランスデューサアレイの他の部分が受信している）で動作する超音波トランスデューサとともに使用されうる。

【 0 0 1 9 】

パルス波ドップラー効果技術は、血流の研究では非常に正確であることが分かっている。しかしながら、測定されている血流の速度がナイキスト限界（PRFの半分）を超える

50

と、超音波読み取りは不正確となる。殆どのドップラー技術は、この効果を避けるために出来る限り高いPRFを達成しようと試みる。1つの種類の撮像、即ち、カラーフロー撮像又はCFIは、例えば層流から乱流への遷移といった流れの乱れを検出するために(「エイリアシング」と称される)この効果を用いる。CFIでは、方向及び速度流れデータのため色マッピングを用いて多数のサンプル体積が検出され表示される。共通のマッピングフォーマットは、BART(Blue Away, Red Towards)、RABT(Red Away, Blue Towards)、又は、彩度が乱れ/加速度を示し、色強度がより高い速度を示すエンハンスド/分散流れマップである。幾つかのマップは、加速する速度及び乱れを示すために第三の色である緑を用いる。

【0020】

10

超音波システムは、(上述の理由により)最も高い周波数及び最大の音響強度で動作することが望ましい。音響強度を最大化することにより、透過深さを増加させ信号対雑音比(SNR)を最大化することにより撮像のパフォーマンスが高まる。しかしながら、より高い周波数とより大きい音響強度は、超音波トランスデューサを加熱させ、被検体に対して相互作用しているときは超音波プローブの表面温度に法的制限(及び実用上の制限)がある。特に、超音波トランスデューサの患者接触面についての温度の上限は一般的には、約41℃、或いは、周囲温度よりも16℃高い温度であると考えられている。

【0021】

トランスデューサ表面の熱は、トランスデューサの圧電素子中で生ずる電気音響エネルギー変換処理と、トランスデューサ材料(及び患者自身)を通過する及び/又は隣接する音響エネルギーの両方によって生成される。加熱問題を扱うために異なる方法及びシステムが開発され、これらは2つの種類、即ち能動型と受動型に分けられる。受動型の解決策は、受動冷却機構、即ち放散される熱を出来るだけ大きい外部トランスデューサ表面積へ広げるものを用いるものである。一般的には、トランスデューサアレイによって発せられる熱は、固体熱導体によって吸収され、この取得された熱は熱対流によってトランスデューサの外部ケースへ移動され、そこで大気中へ放散される。理想的には、外部熱対流表面積は、トランスデューサの外部表面積全体からなる。

20

【0022】

受動的な熱放散システムの1つの例は、ここに参照として組み入れられる特許文献1に記載されている。図2は、特許文献1のトランスデューサの外観を示す図である。ヒートシンク装置(トランスデューサの内部にあるため図示されていない)は、トランスデューサ10の内部に、トランスデューサ10のヘッド12上の面14(即ち患者接触面)の中の圧電素子の後ろに配置される。ヒートシンクは、トランスデューサの長さ全体に亘って延び、熱を面14から遠ざかるようヘッド12を通じてハンドル15及び電源ケーブル18の側へ伝導する。熱伝導性エポキシは、ヒートシンクをトランスデューサ筐体に取り付けるために、及び、ヒートシンクからトランスデューサ筐体へ熱を導電するために用いられる。

30

【0023】

受動的な放熱システムの他の例は、ここに参照として組み入れられる特許文献2に記載されている。特許文献2は、トランスデューサアレイの前の音響レンズ材料にアルミニウム箔を埋め込むことにより内視鏡超音波トランスデューサに熱の放散を適用する。熱は、プローブの患者接触面から距離を置いて配置されたヒートシンクへアルミニウム箔によって伝導される。ここに参照として組み入れられる特許文献3は、プローブの面から遠ざかるように熱を発散させるために一束の同軸ケーブルを用いる受動的な熱放散システムを記載している。

40

【0024】

受動的なヒートシンクは効果的であるが、トランスデューサの全体的な熱放散抵抗を高める。基本的な制限は、殆どのトランスデューサにおいて、熱が外部筐体面上に均一に広がったとしても、数ワットのトランスデューサの駆動電力でトランスデューサの平均表面温度が患者又は超音波撮影者に関して許容可能でなくなることである。これらの場合、特

50

に小さい表面積を有する小さいトランスデューサでは、過剰な温度により、許容可能な音響強度制限で動作することが出来ないことがあるであろう。

【0025】

一方で、能動的な解決策は、例えば循環冷媒システムといった能動冷却手段を用いる。1つの例として、ここに参照として組み入れられる特許文献4は、ポンプ又は予圧手段が、その一部がトランスデューサアレイの近傍にあるケーブル中で気体又は液体の冷媒を循環させる熱放散システムを記載している。システムは、シングルパス、マルチパス、又は閉ループの循環システムでありえ、冷媒は熱交換器、熱パイプ、熱電式冷却器、蒸発装置/凝縮装置システム、及び/又は相変化材料を通りうる。

【0026】

フィードバック制御を用いる超音波トランスデューサ冷却システムは、ここに参照として組み入れられる特許文献5に示されている。特許文献5は、患者の体の中の部位への治療上の処置として超音波エネルギー（及びおそらく薬剤）を与えるカテーテルに関するものである。従って、特許文献5では、撮像又は検出は超音波トランスデューサによっては行われぬ。温度センサは、カテーテルの外面上の温度の測定値を与えるために超音波トランスデューサに並んでカテーテルの表面コーティング中に配置される。この測定値は超音波トランスデューサの電源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、電源回路は、測定された温度が所定の温度よりも上であるか下であるのと同じく比例して電力を減少又は増加させる。

【0027】

特許文献5に記載の装置はまた、温度センサにおける温度がいつ安全閾値を超えたかを検出する安全制御論理部を含む。これが生ずると、電源回路は超音波トランスデューサへの電力の供給を停止する。しかしながら、このようなフィードバック制御システムは、超音波撮像/測定適用には不適切でありうる。

【0028】

超音波治療セッション中に突然電力を切断することは損傷を与えるものではないかもしれないが、撮像/測定セッション中に突然電力を切断することは潜在的に危険であり得る（例えば外科的処置中に突然停電が生ずることとなる）。危険でない場合も、画像をオフとすることにより、診断及び画像データの解析が困難となる。従って、トランスデューサを単にオフとするのではなく、一般的に超音波トランスデューサの、また特に患者接触面の温度を低下させるシステム及び方法が必要とされる。更に、従来の能動的な又は受動的な熱放散システムの代替物として、またはそれらの付属物として付加的に作用しうるシステム及び方法が必要とされる。

【特許文献1】米国特許第5,213,103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

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0029】

本発明は、トランスデューサを単にオフとするのではなく、一般的に超音波トランスデューサの、また特に患者接触面の温度を低下させるシステム及び方法を提供することを一つの目的とする。

【0030】

本発明は、従来の能動的な又は受動的な熱放散システムの代替物として、またはそれらの付属物として付加的に作用しうる撮像用超音波トランスデューサの温度を低下させるためのシステム及び方法を提供することを他の目的とする。

【0031】

本発明は、撮像超音波トランスデューサシステムの操作者が、超音波トランスデューサ

10

20

30

40

50

を冷却するために超音波トランスデューサシステムがどのようにしてパラメータを変更するかを制御するシステム及び方法を提供することを更なる目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0032】

上述の及び他の目的は、トランスデューサ中に配置された温度検出素子からのフィードバックに基づいて不定システムパラメータを変更することによって撮像超音波トランスデューサの温度を制御する本発明によるシステム及び方法によって達成される。選択された不定システムパラメータは、超音波システムの構成によって、超音波システムのユーザの制御の下に、又は2つの組み合わせによって予め設定されうる。

【0033】

1つの典型的な実施例では、システムがどの撮像モードを用いているかに基づいて異なる不定システムパラメータが変更される。2つの他の典型的な実施例では、1つ又はそれ以上の不定システムパラメータが現在温度と望ましい動作温度の間の差に比例する量だけ変更される。他の典型的な実施例では、システムは、閾値温度に達したことを温度フィードバックが示したときに、より低いパワーの撮像モードへ切り換わる。更なる典型的な実施例では、他の典型的な実施例からのステップが組み合わされる。

【0034】

本発明の他の目的及び特徴は、添付の図面とともに以下の詳細な説明から明らかとなる。しかしながら、図面は単に図示の目的のために示されるものであって、添付の請求の範囲に記載の本発明の限定事項を定義するものと理解されてはならない。また、図面は必ずしも縮尺通りに示されておらず、特に示さない限り、単に本願に記載の構造及び手順を概念的に示すためのものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

本発明は、超音波トランスデューサの患者接触面からの輻射熱を制御する新規なシステム及び方法に係る。実施の詳細は異なる実施例ごとに異なりうるが、本発明は、超音波トランスデューサの特定の種類や、撮像及び/又はデータ解析の特定のモードに限られない。本発明の現時点の望ましい実施例は、トランスデューサ中に配置された温度検出素子からのフィードバックに基づいて動作システムパラメータを変更することによってトランスデューサ面の温度を制御する。どの動作パラメータが変更され選択されたパラメータがどのようにして変化するかは、撮像モード、(使用されている熱放散システムがあれば)使用されている熱放散システムの種類、特定の超音波システム等に依存する。更に、これらの選択は、超音波システムの構成によって、又は超音波システムの制御下で、又は2つの組み合わせによって予め設定されうる。

【0036】

図3に、本発明の望ましい実施例における機能モジュールのブロック図を示す。各機能モジュールは、名称が付けられた機能又は機能の組合せの抽象化として理解されるべきであり、夫々は、特定の実施例を実施するために必要なように組み合わせられるか又は更に分割されうる。これらの機能は、ソフトウェア、ハードウェア、又はその2つの組合せの中で実施されうる。

【0037】

図3中、マイクロプロセッサの形をとりうる制御器301は、超音波装置の全体の機能を制御する。制御器301は、温度センサ310からの測定信号を受信する。考えられうる温度センサは、例えばサーミスタ、熱電対、抵抗温度検出器(RTD)、サーマルクロミック(thermal chromic)液晶を用いる光ファイバ温度センサ等の任意の公知の従来の温度センサを含みうる。1つ又はそれ以上の温度センサ310があってもよく、超音波システム内でのそれらの適切な配置は、当業者によって知られているようにシステムの用途と種類に依存する。望ましい実施例では、温度センサ310の適切な配置は、超音波トランスデューサの患者接触面390の表面温度を確かめるための最も適した位置である。

10

20

30

40

50

【0038】

制御器301の制御下の電源320は、超音波システムの種々の構成要素へ電力を供給する。例えば、制御器301は、超音波トランスデューサ330へ送られる電力の量を制御する。超音波トランスデューサ330もまた、制御器301の制御下にある。本発明は、特定の種類の撮像超音波システムに限られるものではなく、また、特定の撮像又は非撮像モードに限られるものでもない。ユーザインタフェース340は、ユーザが超音波システムの状態を監視すること及び/又は超音波システムと相互作用することを可能とし、キーボード(及びマウス)、マイクロホン(及び音声認識ソフトウェア)、手持ち式入力装置、又は、本発明と互換性のある任意の形式の入力装置を含みうる。プレゼンテーション手段350は、システムパラメータを示すためのものであって、実行されている超音波テストの結果を見るために使用されることがあり、また使用されないこともある。プレゼンテーション手段350は、ディスプレイモニタ、スピーカ(音声合成又は予め記録された音声のいずれかを有する)、又はシステムパラメータの状態を示し及び/又はユーザが超音波システムと対話することを可能とする任意の他の手段を含みうる。

10

【0039】

かならずしも必要ではないが、本発明による超音波システムはまた、能動的又は受動的な熱放散システムを含みうる。本発明の幾つかの実施例では、本発明自体が超音波トランスデューサのための唯一の熱放散システムとして作用する。

【0040】

本発明による撮像超音波システム温度制御方法を、図4中にその最も広い形で示す。ステップ410において、超音波トランスデューサ330の患者接触面390の現在温度 T_{cur} は制御器301によって監視される。ステップ420において、現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} を超えたかどうかを判定する。閾値温度 T_{th} は、患者に対して不快感又は傷が生じうる臨界温度 T_c よりも低い(又は等しい)任意の温度でありうる。明らかに、 T_{th} が臨界温度 T_c と等しい実施例では、続くステップにより温度が非常に急速に低下し、患者に対して不快感が生じないことが想定される。ステップ420において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} よりも低ければ、システムは監視段階410へ戻る。

20

【0041】

一方で、ステップ420において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} よりも高い又は等しい場合、システムは、ステップ430において温度を低下させるために1つ又はそれ以上のシステムパラメータ(「不定システムパラメータ」と称される)を変更する。本願の記載では、不定システムパラメータは、本発明が単なる減少に加えてシステムパラメータに対してなされうる幅広い範囲の「変更」に適用されることを示すために、単に減少(又は増加)されるのではなく「変更」されるものとして示す。

30

【0042】

1つの望ましい実施例では、変更されるべき1つ又はそれ以上の不変システムパラメータは所定であり、即ちそれらは装置のハードウェアに組み込まれるかソフトウェアに予めプログラムされる。他の望ましい実施例では、操作者は、不定システムパラメータと、不定システムパラメータに対する変更の種類及び量とを選択する。

【0043】

ステップ430において1つ又はそれ以上の不定システムパラメータが変更された後、システムは、ステップ440において「公称の」操作条件へ再設定されるべきかどうかを判定する。そうであれば、ステップ450においてシステムは再設定され、そうでなければシステムは再設定されるべきかどうかを調べ続ける。望ましい実施例では、公称の操作条件は、不定システムパラメータがステップ430の前にどのようにして設定されたかである。幾つかの実施例ではユーザは自分でシステムを再設定しうる。幾つかの実施例では、現在温度が閾値温度 T_{th} よりも下であるときにシステムは再設定される。他の実施例では、システムは、閾値温度 T_{th} よりも下の再設定温度 T_{res} に達したときに再設定される。また、幾つかの実施例では、システムは全く再設定されないが、セッションが終了するまでその不定システムパラメータのままに維持される。各実施例は、これらの再設定方法

40

50

のいずれか又は組み合わせを使用しうる。

【0044】

超音波トランスデューサの温度を低下させるために変更されうる不定システムパラメータは、以下のものを含むが、以下のものに限られるものではない。

デューティサイクル：システムは各送信・受信サイクル中に送信する圧電素子が動作している時間を減少させる。

印加電圧：システムは送信素子に印加される電圧を減少させ、それにより強度（及び温度）の低下が生ずる。

（撮像）モード：システムはより高いパワーの撮像モードからより低いパワーの撮像モードへ切り替わり、即ち、高調波撮像から2D（基本波）撮像へ、3D撮像から2D又は高調波撮像へ、2DモードからMモードへ等に切り替わる。 10

周波数：システムは超音波の周波数を低下させる。

フレームレート：システムはフレームレート（1秒間当たりの掃引の数）を低下させる。

パルス繰り返し周波数（PRF）：システムは1秒間当たりに形成されるビームの数を減少させる。

開口：システムは開口の寸法を減少させる。

（撮像）深さ：システムは走査深さを減少させる。

セクタ幅：システムは走査されているゾーンの幅を減少させる。

【0045】

本発明の他の実施例によれば、不定システムパラメータが変化する態様は規則に従うものであってもよく、例えば、選択されたシステムパラメータが変化する間に1つ又はそれ以上のシステムパラメータが一定であることが望ましいことがある（従ってシステムに対して他の選択されていない不定システムパラメータを変更することを要求する）。例えば、セッション中にF#が一定に維持されることが望まれうる。従って、開口が不定システムパラメータとして選ばれた場合、システムはF#が一定の値に維持されることを確実にするために深さも変更する必要がある。規則は、はるかに複雑なものであってもよい。例えば、規則は、 X が状態Aにあるときは、パラメータYをQの量だけ変化させるが、（ZがAであるとともに）パラメータZが状態Bにあれば、パラメータWを設定値Vへ変化させる」といった形をとりうる。望ましい実施例では、システムは既にプログラムされた規則フォーマットを有し、例えば`< if - then >`フォーマット又は`< 他のパラメータを変化させることによりこのパラメータを一定に保つ >`規則フォーマットは、操作者が選択する選択肢であり、次に操作者は空欄を埋める。 20 30

【0046】

他の例として、非常に正確な画像を維持するよりも現在のカラーフローの一定の画像を維持することの方が望ましいことがある。この場合、不定システムパラメータのリストが使用されてもよく、リストは好みによる降順とされている。リスト上の第1の不定システムパラメータは、印加電圧、又は送信パワーでありえ、第2の不定システムパラメータはフレームレートでありうる。システムは、一定の限界、例えば通常の送信パワーの50%に達するまで送信電力を低下させ続けうる。その後、システムはリスト上の第2の項目であるフレームレートへ移り、それを減少させ始める。 40

【0047】

以下、本発明の幅を示すために、幾つかの典型的な実施例について説明する。図中、同じステップに対して同じ参照番号を用いる。

【0048】

図5中、第1の典型的な実施例を示す。この実施例では、変更する不定システムパラメータは超音波システムの現在の撮像モードに依存する。図4と同様、ステップ410において現在温度 T_{cur} が監視され、ステップ420において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} を超えたかどうか判定される。ステップ420において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} よりも低ければ、システムは監視段階410へ戻る。ステップ420において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} よりも高い又は等しい場合、システムは、そのときどの撮像モードにある 50

かに基づいて特定の不定システムパラメータを変更させる。

【0049】

特に図5において、システムは、ステップ531においてシステムがカラーフロー撮像モードにあるかどうかを判定する。システムがカラーフロー撮像モードにある場合、ステップ532においてセクタ幅が減少される。カラーフロー撮像モードにない場合、ステップ533において高調波撮像モードにあるかどうかを判定する。そうであれば、ステップ534においてフレームレートが減少される。ステップ533において高調波撮像モードにない場合、システムは基本波撮像モードにあると想定され、ステップ536において送信電圧が低下される。不定システムパラメータが（ステップ532、ステップ534、又はステップ536において）変更された後、ステップ540においてユーザはシステムを再設定すべきかどうかを安定する。ユーザがシステムを再設定すると決めると、システムはステップ450において再設定され、監視ステップ410へ戻る。

10

【0050】

ステップ540においてユーザがシステムが再設定されるべきかどうかを判定するために、図3に示す超音波システムのプレゼンテーション手段350は、超音波トランスデューサの現在状態が示されている操作者のディスプレイである。例えば、患者接触面の現在の温度又は現在の加熱率（又は任意の現在のシステムパラメータ）は、モニタ上に表示されうる。この情報は、例えばゲージアイコン、デジタル読み出し値、ヒストグラム、又は画面上に量を示す任意の他の方法といった種々の方法で表示されうる。

【0051】

図6に、第2の典型的な実施例を示す。この実施例では、閾値 T_{th} を超過したときにフィードバックループが使用される「半分閉じた」ループフィードバック制御が用いられる。図4と同様、ステップ410において現在温度 T_{cur} が監視され、ステップ420において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} を超えたかどうか判定される。閾値温度 T_{th} を超えていれば、ステップ631において現在温度 T_{cur} と望ましい動作温度 T_{ope} との間の差 Δ が決定される。望ましい動作温度 T_{ope} は、超音波トランスデューサの患者接触面の最適温度である。幾つかの実施例では、望ましい動作温度 T_{ope} は閾値温度 T_{th} と同じである。次に、ステップ633において差 Δ に比例して所定の不定システムパラメータが変更される。例えば、所定の不定システムパラメータが印加電圧（即ち送信中の超音波トランスデューサ素子へ印加される電圧）であれば、印加電圧は差 Δ に比例した量だけ低下される。この種類の比例した応答は、意図される効果、即ち温度の低下、を得るためにシステムパラメータの非常に正確な調整を与える。

20

30

【0052】

ステップ633において不定システムパラメータが変更された後、ステップ640において現在温度 T_{cur} が望ましい動作温度 T_{ope} に略等しく又はそれよりも少なくなったかどうか判定される。ステップ633における不定システムパラメータの変更により現在温度 T_{cur} を低下させる時間があるよう、ステップ633と640の間に意図的な一時停止があってもよい。ステップ640において現在温度が動作温度 T_{ope} に等しければ、システムはステップ650において再設定され、監視ステップ410へ戻る。そうでなければ、システムは（一時停止を伴って）判定段階640へループして戻る。

40

【0053】

ステップ640及び650を省くことも可能であり、その場合、システムは、ステップ633において1つ又はそれ以上のパラメータを減少させた後（おそらくは一時停止の後）監視ステップ410へ戻る。他の実施例では、ステップ640において現在温度 T_{cur} が望ましい動作温度 T_{ope} に略等しく又はそれよりも低くなっていなければ、システムはステップ631へ戻りうる。言い替えると、そのような実施例では、ステップ640において現在温度が望ましい動作温度 T_{ope} に等しくなければ、システムは、ステップ631における温度の差 Δ の計算へ戻り、ステップ633において不定システムパラメータを比例した量だけ変更する。

【0054】

50

図 7 に、第 3 の典型的な実施例を示す。この実施例では、1 つ又はそれ以上のシステムパラメータを再調整するためにフィードバックループが連続的に使用される「純粋な」閉ループフィードバック制御が用いられる。図 7 中、ステップ 4 1 0 において現在温度 T_{cur} が監視され、ステップ 6 3 1 において現在温度 T_{cur} と望ましい動作温度 T_{ope} との間の差 Δ が決定される。次に、ステップ 7 3 3 において、差 Δ に比例して 1 つ又はそれ以上の不定システムパラメータが変更される。次に、サイクルは繰り返される。図 6 の半分閉じたフィードバックループと図 7 の純粋に閉じたフィードバックループの間には 2 つの本質的な差がある。まず、図 7 のステップ 7 3 3 のシステムは、不定システムパラメータを増加させるか減少させるかのいずれかを行うのに対して、図 6 のシステムは一方のみ、即ち不定システムパラメータの増加又は減少のみを行う。例えば、不定システムパラメータが送信電圧である場合、図 6 中のステップ 6 3 3 は送信電圧を常に減少させ、一方、図 7 のステップ 7 3 3 の送信電圧は、差 Δ が負の値であるのか正の値であるのかに依存して増加又は減少する。第二に、図 7 のフィードバックループは連続的にループしているのに対して、図 6 のシステムは閾値温度 T_{th} に達した場合にパラメータ変更ステップに入る。

10

20

30

40

50

【0055】

図 8 に、第 4 の典型的な実施例を示す。この実施例では、不定システムパラメータは撮像モードであり、過熱防止方法は、システムの現在のより高いパワーの撮像モードからより低いパワーの撮像モードへ切り換えることにより行われる。このようにして、全体の送信パワー（従って加熱）は低下される。図 4、図 5、図 6 に示すように、ステップ 4 1 0 において現在温度 T_{cur} が監視され、ステップ 4 2 0 において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} を超過したかどうか判定する。閾値温度 T_{th} を超過すると、ステップ 8 3 1 においてシステムはより低いパワーの撮像モードとなる。例として、システムが現在は高調波撮像モードにある場合、例えば基本（2D）撮像といったより低いパワーの撮像モードへ切り替わる。

【0056】

ステップ 8 3 1 においてシステムがより低いパワーの撮像モードに入った後、ステップ 6 3 5 において現在温度 T_{cur} が望ましい動作温度 T_{ope} に略等しく又はそれよりも低くなったかどうか判定される。そうならないければ、システムはより低いパワーの撮像モードのままである。ステップ 6 3 5 において現在温度 T_{cur} が望ましい動作温度 T_{ope} に略等しく又はそれよりも低ければ、システムはステップ 8 4 0 において再設定され、そこでシステムはステップ 8 3 1 において混合撮像モードに入る前の撮像モードへ戻る。次に、システムはステップ 4 1 0 における監視に戻る。他の実施例では、ユーザは自分が温度が十分に低いと感じたときにシステムをより高いパワーの撮像モードへ再設定してもよい。

【0057】

他の実施例では、システムは、閾値温度に達したときにより高いパワーの撮像モードとより低いパワーの撮像モードの間で素早い繰り返しを行いうる。これがどのようにして行われうるかは、本願と略同時に出版され同じ譲受人に譲渡された「Imaging Ultrasound Transducer System and Method」なる名称の米国特許出願に記載されている。上述の特許出願は、ここに参照として組み入れられる。

【0058】

上述のように、これらの典型的な実施例は例示のためだけであって、本願発明を制限するものではない。例えば、これらの例示的な実施例のうちのいずれのステップも、他の典型的な実施例のいずれのステップとも混合されうる。この例を図 9 に示し、図 9 では、図 5 に示す第 1 の典型的な実施例のステップが図 8 に示す第 4 の典型的な実施例の一般的なステップの特定の例と組み合わせられている。

【0059】

図 9 に示す第 5 の典型的な実施例では、システムは、図 5 の第 1 の典型的な実施例と同様に、超音波システムの現在の撮像モードに依存して 1 つの不定システムパラメータを変更することから開始する。しかしながら、一旦その不定システムパラメータが動作の最小

レベルまで低下すると、図 8 の第 4 の典型的な実施例と同様に、システムは他のシステムパラメータ、即ち撮像モードを変更する。

【 0 0 6 0 】

他の典型的な実施例と同様、システムは、ステップ 4 1 0 において現在温度 T_{cur} を監視することによって開始し、ステップ 4 2 0 において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} を超えたかどうか判定される。ステップ 4 2 0 において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} よりも低ければ、システムは監視段階 4 1 0 へ戻る。ステップ 4 2 0 において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} よりも高い又は等しい場合、システムは、ステップ 9 3 1 において高調波撮像モードにあるかどうかを判定する。そうであれば、ステップ 9 3 2 においてフレームレートがその最小まで減少されたかどうかを判定する。ステップ 9 3 2 においてフレームレートがその最小まで減少されていないと判定されると、ステップ 5 3 4 においてフレームレートが減少される。ステップ 9 3 2 においてフレームレートがその最小まで減少されたと判定されると、ステップ 9 3 9 においてスイッチはより低いパワーの撮像モード、即ち基本波撮像モードへ切り換わる。

10

【 0 0 6 1 】

ステップ 9 3 1 において高調波撮像モードにない場合、次に、ステップ 9 3 3 においてカラーフロー撮像モードにあるかどうか判定する。カラーフロー撮像モードにあれば、ステップ 9 3 4 においてセクタ幅がその最小まで減少されたかどうかを判定する。ステップ 9 3 4 においてセクタ幅がその最小まで減少されていないと判定されると、ステップ 5 3 2 においてセクタ幅が減少される。ステップ 9 3 4 においてセクタ幅がその最小に達したと判定されると、ステップ 9 3 9 においてシステムはより低いパワーの撮像モード、即ち基本波撮像モードに切り換わる。ステップ 9 3 3 においてカラーフロー撮像モードにない場合、ステップ 5 3 6 において送信電圧が減少される。システムがどの撮像モードにあるかを判定する段階（ステップ 9 3 1 及び 9 3 3）は、これらの段階が抽象的且つ概念的であることを示すために図 5 とは逆の順序であり、これらは任意の順序で任意の時間に行われうる。

20

【 0 0 6 2 】

1 つの不定システムパラメータが（ステップ 5 3 2、ステップ 5 3 4、ステップ 5 3 6、又はステップ 9 3 9 で）変更された後、システムは（パラメータの変更により温度が低下するよう）しばらく一時停止し、次に監視ステップ 4 1 0 へ戻る。この実施例では、システムは再設定されないが、最小に達するまで特定のシステムパラメータ（高調波又はカラーフロー撮像モードにある場合）を減少させ続け、その時点において撮像モードを変更させる。他の実施例はこのように（再設定なしに）動作してもよく、この実施例は、いったん温度が一定の閾値よりも下になるとシステム又は操作者が変更されたパラメータを再設定しうる更なるステップが加えられてもよい。

30

【 0 0 6 3 】

同様に、本発明の実施例と適合性のある多くの更なるステップがあり、そのうちの幾つかについて以下説明する。

【 0 0 6 4 】

幾つかの実施例では、操作者は、不定システムパラメータと、変更の種類及び量を選択する。1 つのこのような実施例では、超音波システムは操作者に対して、セッション中に温度が過剰な高さに危険なほど近いことが警告され、操作者に対して、患者接触面の温度を低下させるために 1 つ又はそれ以上の不定システムパラメータを変更させることを選択するよう指示する。他のかかる実施例では、ユーザは超音波システムの温度及び他のパラメータを監視し、温度が臨界点に達する前に 1 つ又はそれ以上のシステムパラメータを変更するためにシステムと直接相互作用する。操作者は、超音波セッション中の任意の点においてこれを行いうる。更なるかかる実施例では、ユーザは予め、セッション中に自動的に変更されうる不定システムパラメータを選択する。ユーザによって監視されたトランスデューサ冷却システムは、本願と略同時に願出され同じ譲受人に譲渡された「Operator Supervised Temperature Control System

40

50

m and Method for an Ultrasound Transducer」なる名称の米国特許出願明細書に記載されている。上述の特許出願は、ここに参照として組み入れられる。

【0065】

他の実施例では、超音波トランスデューサが、患者が傷つけられることや不愉快にされる臨界温度に達することが防止される更なるステップがある。これらの実施例では、超音波トランスデューサは、温度が臨界点に達するとオフとされる。

【0066】

本発明の望ましい実施例に適用されるように本発明の基本的な新規な特徴について図示し、説明し指摘したが、当業者によれば本発明の趣旨を逸脱することなく説明された装置及びそれらの動作の形式及び詳細に関して様々な省略、置換、及び変更がなされうることが理解されよう。例えば、同じ結果を達成するための略同じ方法で略同じ機能を実行する要素及び／又は方法段階の全ての組み合わせは、本発明の範囲内にあることが意図される。更に、本発明のいずれの開示された形状又は実施例に関して図示及び／又は説明された構造及び／又は要素及び／又は方法段階は、一般的な設計上の選択事項として任意の他の開示された又は説明された又は提案された形式又は実施例に組み込まれうる。従って、本発明は添付の請求の範囲によってのみ限定されることが意図される。

10

【図面の簡単な説明】

【0067】

【図1】典型的な超音波ビームがどのようにして圧電素子の線形配列によって形成されるかを示す図である。

20

【図2】従来技術の超音波トランスデューサプローブを示す図である。

【図3】本発明の望ましい実施例による超音波トランスデューサシステムの機能モジュールを示すブロック図である。

【図4】本発明の望ましい実施例による温度冷却方法を示すフローチャートである。

【図5】システムがどの撮像モードにあるかに基づいて特定のシステムパラメータが変更される、本発明の第1の典型的な実施例による温度冷却方法を示すフローチャートである。

【図6】「半分閉じた」フィードバックループが用いられる、本発明の第2の典型的な実施例による温度冷却方法を示すフローチャートである。

30

【図7】閉じたフィードバックループが用いられる、本発明の第3の典型的な実施例による温度冷却方法を示すフローチャートである。

【図8】システムがより低いパワーの撮像モードに入る、本発明の第4の典型的な実施例による温度冷却方法を示すフローチャートである。

【図9】図5のステップが図8のステップの特定の例と組み合わせられる、第5の典型的な実施例による温度冷却方法を示すフローチャートである。

【符号の説明】

【0068】

410 現在温度を監視

420 現在温度が閾値温度以上か判定

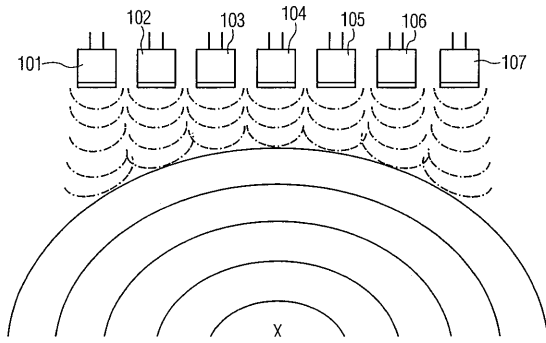
430 1つ又はそれ以上の不定システムパラメータを変更

440 再設定するか

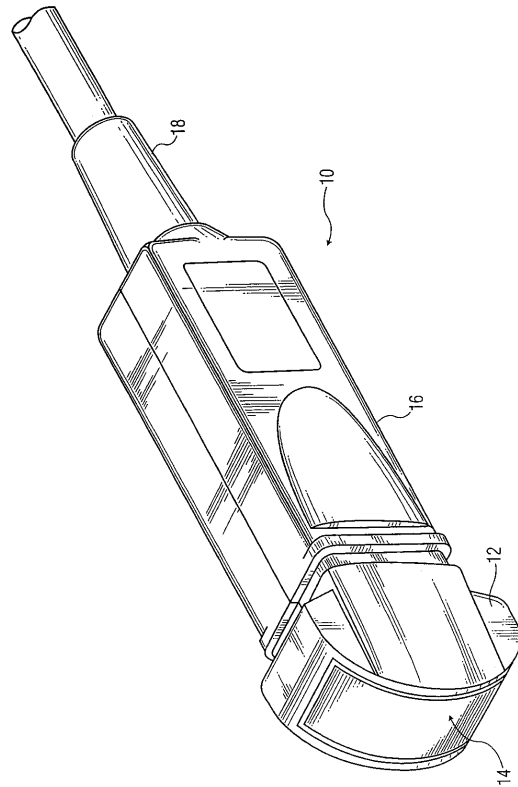
450 再設定

40

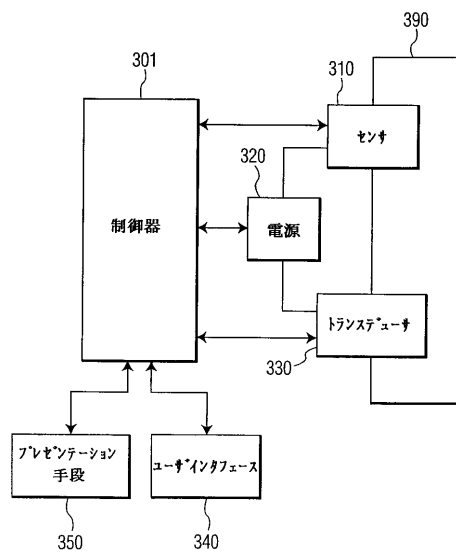
【図 1】



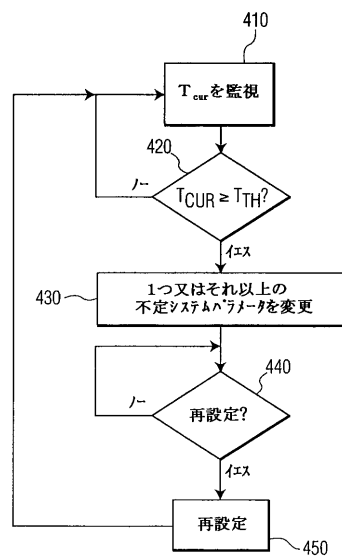
【図 2】



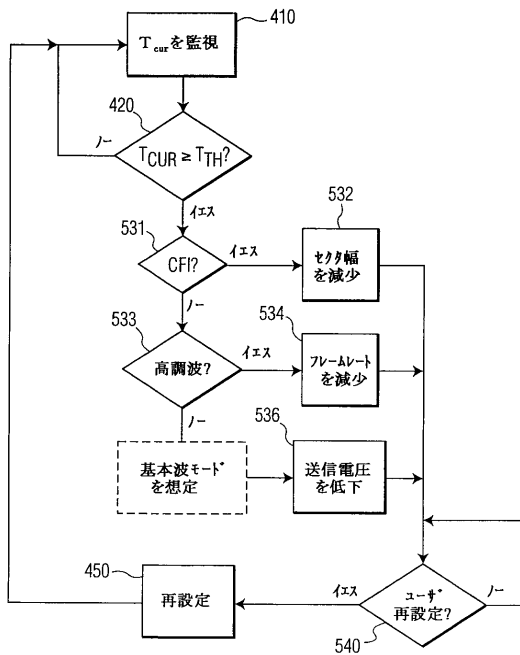
【図 3】



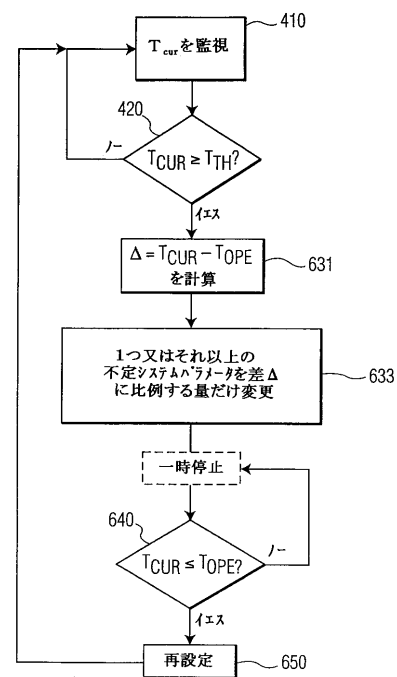
【図 4】



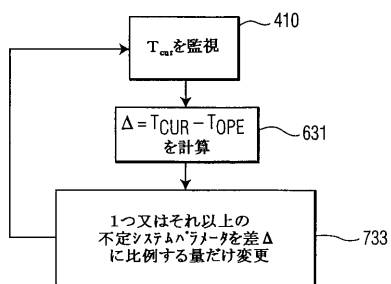
【図 5】



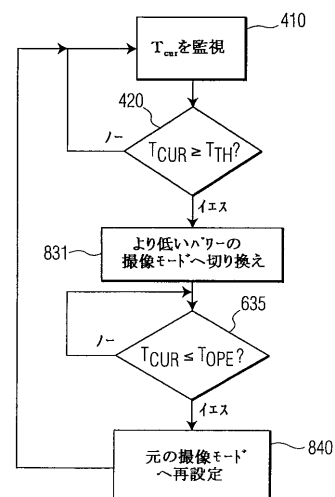
【図 6】



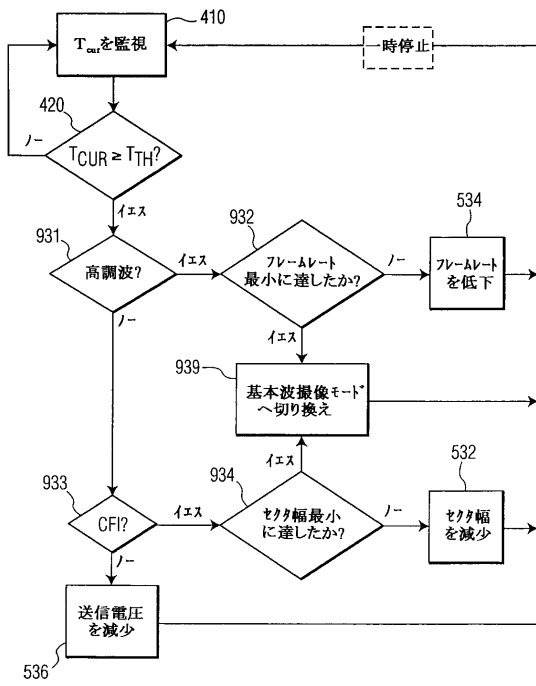
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 イヴァン サルゴ

アメリカ合衆国，マサチューセッツ州 01810，アンドーヴァー，ブルックサイド・ドライブ
500

(72)発明者 マイケル ペジンスキー

アメリカ合衆国，マサチューセッツ州 01950，ニューベリーポート，ウィルソン・ウェイ
4

(72)発明者 デイヴィッド ミラー

アメリカ合衆国，マサチューセッツ州 01801，ウーバン，レイク・アヴェニュー 34，ア
パートメント ビー

F ターム(参考) 2G047 EA11 GA10 GF10 GF11 GF20 GG06

4C601 DE08 EE10 EE19 EE22 GA17 HH05 HH13 HH14 HH15

专利名称(译)	成像超声换能器温度控制系统和使用反馈的方法		
公开(公告)号	JP2004130136A	公开(公告)日	2004-04-30
申请号	JP2003348350	申请日	2003-10-07
[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	イヴァンサルゴ マイケルペジンスキー デイヴィッドミラー		
发明人	イヴァン サルゴ マイケル ペジンスキー デイヴィッド ミラー		
IPC分类号	G01N29/24 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/481 A61B8/546		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24		
F-TERM分类号	2G047/EA11 2G047/GA10 2G047/GF10 2G047/GF11 2G047/GF20 2G047/GG06 4C601/DE08 4C601/EE10 4C601/EE19 4C601/EE22 4C601/GA17 4C601/HH05 4C601/HH13 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/HH07		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/268261 2002-10-10 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种无需简单关闭换能器即可降低超声换能器温度的系统和方法。公开了用于控制超声换能器的热量的系统和方法。在当前的优选实施例中，操作系统参数被修改以基于来自位于换能器中的温度感测元件的反馈来控制换能器的温度。所选的不确定系统参数可以通过超声系统配置，超声系统用户控制或两者的组合来预设。在一实施例中，基于系统所使用的成像模式来改变不同的不确定系统参数。在另两个实施例中，一个或多个不确定的系统参数被改变与当前温度和期望工作温度之间的差成比例的量。在另一个实施例中，当温度反馈指示已经达到阈值温度时，系统切换到较低功率成像模式。[选择图]图4

