

(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2004-130135

(P2004-130135A)

(43) 公開日 平成16年4月30日(2004.4.30)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2003-348349 (P2003-348349)
 (22) 出願日 平成15年10月7日(2003.10.7)
 (31) 優先権主張番号 268207
 (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eg 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

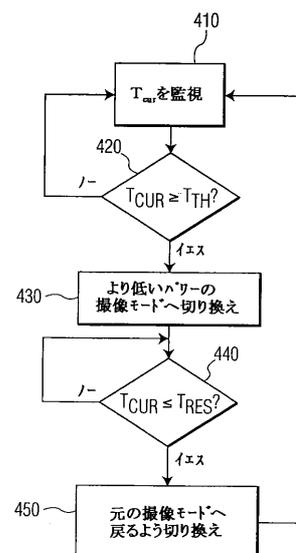
(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサ温度制御システム及び方法

(57) 【要約】

【課題】 トランスデューサを単にオフとせず、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。本発明の現在の望ましい実施例ではシステムの撮像モードを変更することでトランスデューサ面の温度を制御する。一実施例では、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いつ切り換えるかを決定すべく、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を用いる。他の実施例では、システムは所定時間経過後、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わる。他の実施例では、システムは、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くサイクルを繰り返し、得られるデータが一つの画像を形成するよう組み合わせられる、混合撮像モードへ切り換わる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像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方法であって、

撮像超音波トランスデューサの温度を監視する段階と、

撮像超音波トランスデューサの患者接触面の温度を低下させるために前記監視されている温度に基づいて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とを含む方法。

【請求項 2】

前記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は、

前記監視されている温度が閾値温度よりも高いか又は等しいときに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自動的に切り換える段階を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記より低いパワーの撮像モードへ切り換えた後に、

前記より高いパワーの撮像モードへ戻るよう切り換える段階を更に含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

前記より低いパワーの撮像モードへ切り換えた後に、

前記より高いパワーの撮像モードへ戻るよう自動的に切り換える段階を更に含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

前記戻るよう自動的に切り換える段階は、前記監視されている温度が再設定温度に達したときに前記より高いパワーの撮像モードへ戻るよう自動的に切り換える段階を含む、請求項 4 記載の方法。

【請求項 6】

前記戻るよう自動的に切り換える段階は、

所定の時間が経過した後により高いパワー撮像モードへ戻るよう自動的に切り換える段階を含む、請求項 4 記載の方法。

【請求項 7】

前記より低いパワーの撮像モードへ切り換えた後、

操作者によって、前記より高いパワーの撮像モードへ戻るよう切り換える段階を更に含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

操作者は撮像モードを監視する段階及び切り換える段階を実行する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 9】

前記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は、

前記監視されている温度が閾値温度よりも高いか又は等しいとき、現在の撮像モードから基本波撮像モードへ自動的に切り換える段階を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

前記監視されている温度が閾値温度よりも高いか又は等しいときに前記現在の撮像モードが基本波撮像モードであれば、

前記超音波トランスデューサの患者接触面の温度が低下するよう少なくとも 1 つの不定のシステムパラメータを変更する段階を更に含む、請求項 9 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

10

20

30

40

50

である時間の関係であるデューティサイクルと、
 超音波トランスデューサの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、
 のうちの少なくとも1つを含む、請求項10記載の方法。

【請求項12】

前記撮像超音波トランスデューサの温度を監視する段階は、患者接触面の温度が確認されよう前記超音波トランスデューサの中に配置される少なくとも1つの温度センサによって行われる、請求項1記載の方法。

10

【請求項13】

前記超音波トランスデューサの監視されている温度が臨界温度よりも高いか又は等しいかどうかを前記超音波トランスデューサシステムにより判定する段階と、

前記監視されている温度が前記臨界温度よりも高いか又は等しいと判定された場合には前記超音波トランスデューサをオフとする段階と、

一旦前記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決定し、

前記現在温度が再設定温度よりも低いと決定された場合に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含む、請求項1記載の方法。

20

【請求項14】

請求項1の各段階を実行する装置。

【請求項15】

撮像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方法であって、

所定の時間が経過した後に、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自動的に切り換える段階を含む方法。

30

【請求項16】

撮像超音波トランスデューサを冷却する方法であって、

前記超音波トランスデューサが動作している間、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サイクルを繰り返す段階と、

前記2つの異なる撮像モードからのデータを組み合わせる段階と、

前記組み合わせられたデータを前記超音波トランスデューサデータ用のディスプレイに示す段階とを含む方法。

【請求項17】

前記組み合わせる段階及び前記示す段階は、

前記ディスプレイ中で前記より高い撮像モードからのデータと前記より低いパワーの撮像モードからのデータの間でフレームを交互とする、請求項16記載の方法。

40

【請求項18】

前記組み合わせる段階及び前記示す段階は、

前記ディスプレイ中で前記より高い撮像モードからのデータと前記より低いパワーの撮像モードからのデータの間で走査線を交互とする、請求項16記載の方法。

【請求項19】

前記組み合わせる段階及び前記示す段階は、

前記ディスプレイ中で前記より高いパワーの撮像モードからのデータに基づいて制限された幅の中央画像を示し、前記より低いパワーの撮像モードからのデータでエッジを描くことにより複合画像を形成する、請求項16記載の方法。

50

【請求項 20】

前記より高いパワーの撮像モードは高調波撮像であり、前記より低いパワーの撮像モードは基本波撮像である、請求項 16 記載の方法。

【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。

10

【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、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 3 MHz 乃至約 5 MHz である。

20

【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ると、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 7 MHz 以上の周波数を必要とすることがある。

30

40

【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。

【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

50

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発生する振動により「ウォブラ（wobbler）」と称される。

【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。

10

【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fps：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12fps乃至約30fps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（PRF）である。殆どの商用の超音波心臓検査法のためのPRFの範囲は、一秒間当たり約200乃至約5000パルスである。PRF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。

20

30

【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（LR）に関連付けられ、以下の式、

【0010】

【数1】

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

40

で表すことができ、但し、

= 音パルスの波長

D = 走査の深さ

A = 走査の開口

である。

【0011】

50

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。

【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2D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。2D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。

10

【0013】

2D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幾つかについて以下に説明する。2D(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。この適用は、殆どの場合、超音波撮像システムの撮像モードに関連するが、本発明のシステム及び方法は他の視覚化モードにも適用されうる。

20

【0014】

より高い周波数・より大きい分解能・より小さい透過深さと、より低い周波数・より低い分解能・より大きい透過深さの問題に対しては、種々の解決策がある。1つの解決策は、透過深さを大きくするためにパワーをより高いレベルへブーストさせつつ高周波数の超音波を用いることである。他の解決策は、高調波撮像である。従来の撮像では、超音波システムは特別な周波数(「基本」周波数)の音響パルスを送信し受信する。上述のように、音響パルスの一部は、基本周波数の反射した音が処理されるトランスデューサへ反射して戻る。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は聴いていないが、他の周波数、特に基本周波数の2倍の「高調波」周波数(これは「第一高調波」と称されることがある)を聴いている。技術的により正確に述べると、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、高調波周波数(省略して「高調波」)で信号を分離する。一旦分離されると、高調波は画像を生成するために処理される。

30

【0015】

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ตอบสนอง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。

40

【0016】

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

50

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。

【0017】

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。

【0018】

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。

10

【0019】

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。

20

【0020】

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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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放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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【課題を解決するための手段】

【0031】

上述の及び他の目的は、本発明によれば、高パワー強度撮像モードと低パワー強度撮像モードを変更することにより撮像用超音波トランスデューサの温度を制御するシステム及び方法を提供することにより達成される。本発明は2つの面を有し、即ち(1)1つの撮像モードから他の撮像モードへ切り換わり、(2)撮像モード間で素早くサイクルを繰り返す(そして単一の画像を作成するためにデータを組み合わせる)という面を有している。幾つかの実施例では、超音波トランスデューサ中の温度センサからのフィードバックは切換えを制御するために用いられる。他の実施例では、切換えはどれだけの時間が経過したかに基づいて行われる。更なる他の実施例では、操作者はいつ撮像モードが切り換えられるかを制御する。

【0032】

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】

【0033】

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、内部的又は外部的に使用されることといった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。現時点における本発明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きシステムの撮像モードを変更させることによりトランスデューサ面の温度を制御する。1つの望ましい実施例では、閾値温度に達したときに、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換わる。他の実施例では、システムは、システムが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サイクルを繰り返す「混合」撮像モードへ切り換わる。

【0034】

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。

【0035】

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(thermalchromic)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

【0036】

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。

20

【0037】

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。

【0038】

本発明の望ましい実施例による撮像超音波システム温度制御方法は、図4に示される。ステップ410では、超音波トランスデューサ330の患者接触面390の現在の温度 T_{cur} は、制御器301によって監視される。このようなフィードバックを用いるシステムの例は、本願と略同時に出版され同じ譲受人に譲渡された「(Ultrasound Transducer Temperature Control System and Method using Feedback)」なる名称の米国特許出願明細書に記載されている。上述の特許出願明細書は、ここに参照として組み入れられる。ステップ420において、現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} を超えたかどうか判定される。閾値温度 T_{th} は、患者に不快感又は傷が生じうる臨界温度 T_{crit} 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_{crit} と等しい実施例では、続くステップにおいて温度が非常に急速に低下し、患者に不快感が生じないことが想定される。幾つかの実施例では、操作者は、閾値温度 T_{th} 及び/又は臨界温度 T_{crit} を選択しうる。他のシステムでは、これらは所定でありうる。

30

40

【0039】

ステップ420において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} よりも下であれば、システムは監視段階410へ戻る。他方で、ステップ420において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} よりも高いか又は等しければ、ステップ430においてシステムは現在の撮像モードから、より低いパワーの撮像モードへと切り換わる。例として、システムは、現在高調波撮像モードにあるときは、基本波(2D)撮像モードといったより低いパワーの撮像モードへ切り換わる。このモードではより低いパワーが発生されるため、超音波トランスデューサ

50

はあまり熱くはならず、システムの以前の高いパワーの撮像モードによって生ずる高い温度から冷却されることが可能となる。

【0040】

ステップ430において撮像モードが変更された後、システムはより高いパワーの撮像モードへ戻るよう再設定されるべきかどうか判定する。この実施例では、システムは、閾値温度 T_{th} よりも下の再設定温度 T_{res} に達すると再設定される。再設定温度 T_{res} は、超音波トランスデューサの最適動作温度でありうる。ステップ440において、現在温度 T_{cur} が再設定温度 T_{res} よりも低い(又は同じである)か判定される。そうであれば、ステップ450において、システムは撮像モードを元のより高いパワーの撮像モードへ戻るよう変更させ、次にステップ410における温度の監視へ戻る。温度が再設定温度 T_{res} まで低くなっていなければ、システムは監視ループの中にあるままであり(ステップ440を繰り返す)、現在の温度 T_{cur} がより高いパワー撮像モードへ戻るよう十分に低くされるまで待つ。

10

【0041】

図5中、図4の実施例に非常によく似た望ましい実施例が示されているが、図5の望ましい実施例はより高いパワーの撮像モードを再設定するのとは異なる動作を行う。図5の望ましい実施例は、ユーザがより高いパワーの撮像モードへ戻るようシステムを再設定することを可能とする。特に、図5のステップ410-430は、図4と同様であるが、システムが一旦より低いパワーの撮像モードとなると、ステップ540においてユーザが自分がより高いパワーの撮像モードへ戻ろうとしていることを示すのを待つ。このような実施例では、ユーザは、より高いパワーの撮像モードへ戻るよう切り換わる能力と、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)出るよう切り換わる能力とをいずれも有することが望ましい。このようにして、操作者は、より高いパワーの撮像モードが必要ないときに、又は、温度が高くなりすぎたことを操作者が確かめたときに、より低いパワーの撮像モードへ変更することにより閾値温度 T_{th} に達することを回避することができる。

20

【0042】

幾つかの実施例では、システムは全く再設定を行わないが、セッションが終了するまでより低いパワーの撮像モードを使用し続ける。

【0043】

図6中、一旦閾値温度 T_{th} に達すると、システムが基本波撮像モードへデフォルトで戻る本発明の望ましい実施例が示されている。システムが既に基本波撮像モードにあるとき、システムは超音波トランスデューサの温度を低下させるために送信電圧を低下させる。図6は、温度監視ステップ410から開始し、ステップ420において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} よりも高いか又は等しいか判定される。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、システムはステップ410に戻ることににより監視し続ける。

30

【0044】

ステップ420において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} よりも高いか又は等しければ、ステップ625においてシステムが現在基本波撮像モードにあるかどうか判定される。ステップ625においてシステムが基本波撮像モードにない場合、ステップ631においてシステムは基本波撮像モードへ切り換わる。ステップ631の後、方法はステップ641において再設定できるかを調べるループに入る。この文脈において、<再設定?>段階は、元のモードを再設定する任意の方法を網羅する。従って、ステップ641は図4中のステップ440の自動温度チェック、図5中のステップ540のユーザ制御された再設定、或いは、任意の他の種類の再設定機構でありうる。ステップ641においてシステムが再設定の準備ができていれば、ステップ651において元の撮像モードへ戻るよう切り換わり、監視ステップ410へ戻る。

40

【0045】

ステップ625においてシステムが基本波撮像モードにある場合、ステップ633にお

50

いてシステムは送信電圧を低下させる。ステップ 6 3 3 の後、方法は、ステップ 6 4 3 で再設定しうるかどうかをチェックするループに入る。ステップ 6 4 1 と同様、ステップ 6 4 3 は任意の種類のリセット機構でありうる。ステップ 6 4 3 においてシステムが再設定される準備ができていれば、ステップ 6 5 3 において元の送信電圧へ戻るよう切り替わり、監視ステップ 4 1 0 へ戻る。

【0046】

システムは図 6 のステップ 6 3 3 において送信電圧を低下させるが、他の実施例では超音波トランスデューサ温度を低下させるために他の超音波システムパラメータを変更させることが可能である。これらのシステムパラメータは、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中の圧電素子が作動している時間を短くする）、周波数（システムは超音波の周波数を小さくする）、フレームレート（システムはフレームレート、即ち一秒当たりの掃引の数を減少させる）、パルス繰り返し周波数（PRF - システムは一秒当たりに形成されるビームの数を減少させる）、開口（システムは開口の大きさを小さくする）、撮像深さ（システムは走査深さを小さくする）、及び/又はセクタ幅（システムは走査されているゾーンの深さを大きくする）を含むがこれらに限られるものではない。

10

【0047】

図 7 は、本発明の他の望ましい実施例を示す図である。図 7 中、システムは超音波トランスデューサ中の温度センサからのフィードバックを使用するのではなく、撮像モード間を（即ち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を）定期的に切り換えることによってトランスデューサの低い平均温度を維持しようと試みる。ステップ 7 1 0 において、クロックがゼロに設定されたところ（ $t = 0$ ）からセッションが開始する。次に、システムは、ステップ 7 2 0 において 1 つの期間 t_{period} が完了するのを待つ。期間が終わると、ステップ 7 3 0 においてシステムは撮像モードを切り換える。このシステムは、より高いパワーの撮像モードをあまり長く維持しないことにより超音波トランスデューサをより低い温度に保つ。他の実施例では、異なる撮像モードに対する時間期間は等しくなくともよい。例えば、高調波撮像モードを維持するための時間期間 $t_{\text{per-harm}}$ は基本波撮像モードを維持するための時間期間 $t_{\text{per-fundamental}}$ よりも大きくともよい。このことは、操作者がより長い時間に亘って望ましい撮像モードを用いることを可能とする。

20

30

【0048】

更に、より低いパワーの撮像モードのままいる時間を用いることは、図 4 乃至 6 のいずれでも用いることができる。言い替えれば、例えばユーザが撮像モードを元に切り換えさせるのではなく、撮像モードは所定の期間の後に戻るよう切り換わる。

【0049】

幾つかの実施例では、撮像モードが変更される方法は予め決められており、即ち装置自体の中にプログラムが組み込まれている。言い替えれば、カラーフロー撮像モードにあるとき、システムは基本波撮像モードへ切り換わるようプログラムされる。他の実施例では、操作者は超音波セッションが開始する前に撮像モードが変更される方法を選択し、他の実施例では、操作者は、超音波セッション中に撮像モードが変更される方法を選択する。ユーザがそのような制御を行うシステムの例は、本願と略同時に出版され同じ譲受人に譲渡された「Operator Supervised Temperature Control System 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。上述の特許出願明細書はここに参照として組み入れられる。

40

【0050】

図 8 に示す実施例では、操作者は、撮像モードが変更されたときに制御を行い、即ち、操作者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撮像モードを変更させるためにシステムに対して直接相互作用を行う。

【0051】

50

図 8 中、システムは、他の実施例と同様、ステップ 4 1 0 においてトランスデューサの温度を監視する。この測定された温度は、操作者が温度を監視し、温度が高くなりすぎる前に撮像モードを変更させるよう行動しうるよう、ディスプレイ上に表示される。患者接触面の現在温度のほか、現在の加熱率といった他のシステムパラメータがモニタ上に表示されう。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。表示すべき他のシステムパラメータは、印加電圧、システムの現在の撮像モード、フレームレート、セクタ幅等を含む。更に、ディスプレイは、操作者が撮像モードを変更させる正しい時間を決定しうるよう、トランスデューサが臨界温度に達するまでの残り時間を示しうる。

【 0 0 5 2 】

操作者の注意が逸れていた場合のために、ステップ 4 2 0 において現在温度 T_{cur} が閾値温度 T_{th} に達したかどうか（トランスデューサが臨界温度に達する前に操作者が行動せねばならないことを示す）判定される。温度がこの閾値に達した場合、ステップ 8 2 5 において警告が発せられる。この警告は、任意の形を取りうるものであり、例えばディスプレイ上の明るい赤の点滅する印として現れう。ステップ 8 2 5 において警告が発せられた後、ステップ 8 3 1 においてシステムはユーザがモードを切り換える要望を示したかどうかを確かめるためのチェックを行う。示していなければ、ステップ 8 2 5 において警告は続く。ステップ 8 3 1 においてユーザがモードの切り換えを開始すれば、示された撮像モードはステップ 8 4 0 において切り換えられる。

【 0 0 5 3 】

ステップ 4 2 0 において温度が閾値よりも下であれば、ステップ 8 3 0 においてシステムはユーザが現在の撮像モードを変更させることを望むかどうかを確かめるためのチェックを行う。望まない場合、方法は監視ステップ 4 1 0 へ戻る。ユーザはセッション中の任意の点において撮像モードを変更させうるため、図 8 に示すシステムは、ステップ 4 1 0、4 2 0、及び 8 3 0 からなるループ中のパラメータを変更させようとしているかどうかを確かめるために連続的にチェックを行う。このことは、これらの典型的な実施例における全ての他のステップ又は手順と同様に、多くの態様で実施されう。例えば、ユーザが撮像モードを変更させる望みを示せば、システムは実際には定期的には「チェック」を行っていないかもしれない。操作者が切り換えうる可能な撮像モードを示す他のディスプレイを生じさせる物理的なボタン又はディスプレイ上に表示される（そしてインタフェースを用いてクリックされる）仮想ボタンがあってもよい。例えば、「撮像モードを変更しますか？」とラベル付けされた仮想ボタンが、ディスプレイ画面の隅に常に表示され、ユーザがそれをクリックするのを待機してもよい。

【 0 0 5 4 】

本発明の他の面は、超音波トランスデューサを冷却するために撮像モード間での素早い繰り返しを提供する。この過熱防止方法は、全体の送信パワー（従って加熱）が減少されるよう、高いパワーの撮像モードを低いパワーの撮像モードと「混合」することからなる。この混合方法は、図 4 乃至図 8 の任意の実施例と適合性があり、即ち、システムは、より低いパワーの撮像モードへ切り換わるのではなく、混合撮像モードへ切り換わる。

【 0 0 5 5 】

上述のように、混合撮像モードは、超音波トランスデューサが例えば高調波撮像といったより高いパワーの撮像モードと例えば基本（2D）撮像といったより低いパワーの撮像モードの間で切り換える（又は繰り返す）ことにより動作するものである。この切り換えの種々のパラメータ、例えば各モードに対する時間、各モードに対する送信パワー等は、操作者によって選択されるか、システム自体によって設定される。2つの異なる撮像モードから形成される画像がユーザへ提示されるために組み合わせられる方法は、種々の形式をとりうる。ディスプレイ形式の例としては、交互フレーム、交互走査線、又は合成画像を含む。交互フレーム形式では、ディスプレイは、高調波撮像に基づく画像と基本波撮像に基づく画像との間でフレームを交互とする。この混合形式は、フリッカの出現を生じさせ、このことは画像の全体の効果はこれが異なる光源によって照明されているかのようであ

10

20

30

40

50

るため（単に交互の明るい照明と暗い照明ではないため）、あまり注意を反らすものではない。この混合モードは、高調波画像の明るさを基本波画像の明るさに自動的に調整することによって支援されうる。

【0056】

交互走査線形式では、走査平面上の交互の線は高調波画像で走査される。結果として得られる組み合わせられた画像は、走査線を平滑化して埋めるために用いられる通常のディスプレイ平均を用いて表示される。この平均化により、画像の見かけが平滑化される。合成画像形式では、合成画像は限られた幅の中央高調波画像を表示し、より低いパワーの基本波モード画像でセクタのエッジを描くことによって形成される。

【0057】

一般的に、本発明は2つの面、即ち撮像モード間での切り換えと、撮像モード間でのサイクルの繰り返し（及び単一の画像を作成するためのデータの組み合わせ）を有する。しかしながら、本発明は、上述した典型的な実施例に限られるものではなく、より複雑な方法が考えられる。1つの例として、3D撮像が明示的には説明されていないが、本発明は3D撮像に容易に適用されうる。他の例として、上述の典型的な方法のいずれも、一旦臨界温度 T_{crit} （患者の不快さ又は傷が生じうる）に達すると超音波トランスデューサがオフとされる更なる段階を追加することによって変更されうる。他の例では、超音波トランスデューサの温度が臨界温度 T_{crit} に近くなるにつれて様々なレベルの閾値警告も発生されうる。更に、典型的な実施例におけるいずれの段階も、他の典型的な実施例の段階と置き換えられるものであり、或いは他の典型的な実施例の段階に加えて使用されうるものである。

【0058】

従って、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。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【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。

【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】温度が一定の点まで冷却されたときに撮像モードが再設定される本発明の望ましい実施例による過熱防止方法のフローチャートを示す図である。

【図5】撮像モードがユーザによって再設定される本発明の他の望ましい実施例による過熱防止方法のフローチャートを示す図である。

【図6】撮像モードが基本波撮像モードに設定されるか、既に基本波撮像モードにある場合には送信電圧が低下される、本発明の更なる他の望ましい実施例による過熱防止方法のフローチャートを示す図である。

【図7】撮像モードが定期的に切り換えられる本発明の更なる他の望ましい実施例による過熱防止方法のフローチャートを示す図である。

【図8】撮像モードが操作者によって設定される本発明の更なる他の望ましい実施例による過熱防止方法のフローチャートを示す図である。

【符号の説明】

10

20

30

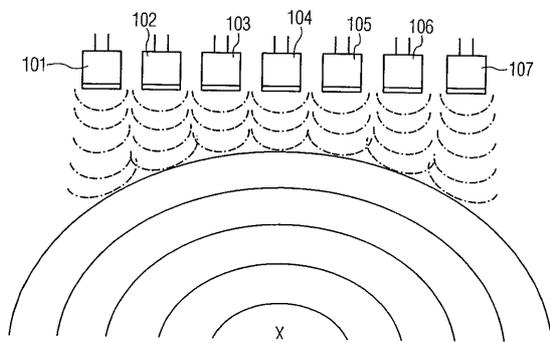
40

50

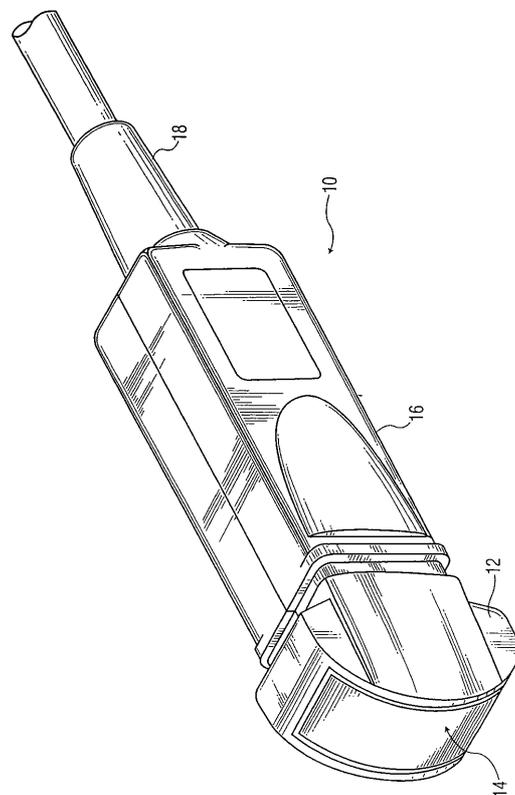
【 0 0 6 0 】

- 4 1 0 現在温度を監視
- 4 2 0 現在温度が閾値温度以上か判定
- 4 3 0 より低いパワーの撮像モードへ切り換え
- 4 4 0 現在温度が再設定温度以下であるか判定
- 4 5 0 元の撮像モードへ戻るよう切り換え

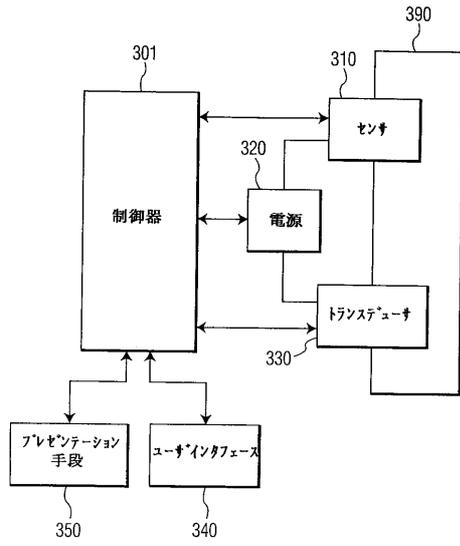
【 図 1 】



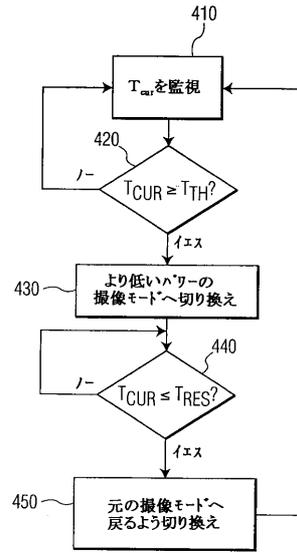
【 図 2 】



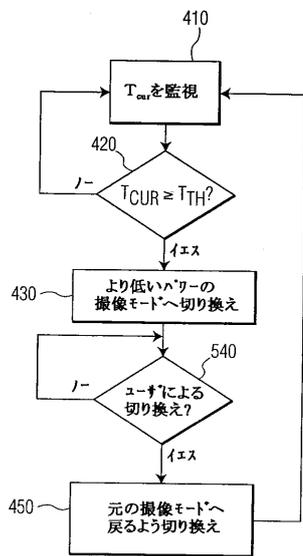
【 図 3 】



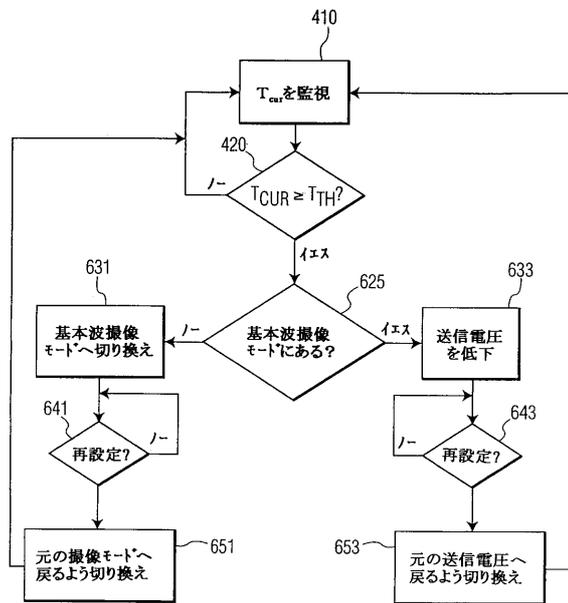
【 図 4 】



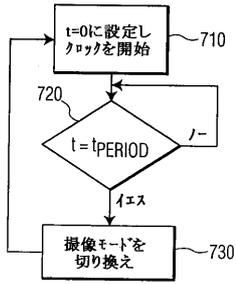
【 図 5 】



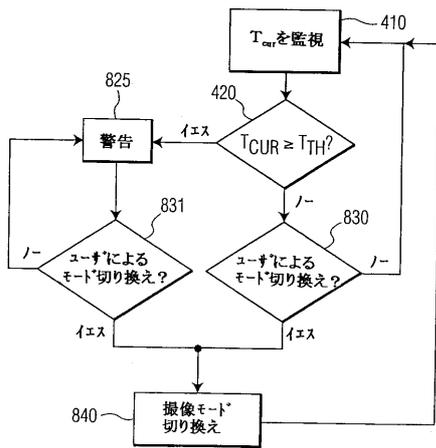
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



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 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

(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

Fターム(参考) 4C601 EE10 EE19 EE22 GA17 GA40 GC27 HH02

专利名称(译)	超声换能器温度控制系统和方法		
公开(公告)号	JP2004130135A	公开(公告)日	2004-04-30
申请号	JP2003348349	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	デイヴィッドミラー イヴァンサルゴ マイケルベジンスキー		
发明人	デイヴィッドミラー イヴァンサルゴ マイケルベジンスキー		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5238 A61B8/00 A61B8/467 A61B8/546		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/EE19 4C601/EE22 4C601/GA17 4C601/GA40 4C601/GC27 4C601/HH02 4C601/KK41 4C601/KK42 4C601/KK43		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/268207 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。本发明的当前优选实施例通过改变系统的成像模式来控制换能器表面的温度。在一个实施例中，来自于换能器中的温度感测元件的反馈被用于确定何时从较高功率成像模式切换到较低功率成像模式。在另一个实施例中，系统在预定时间之后从较高功率成像模式切换到较低功率成像模式。在另一个实施例中，系统切换到混合成像模式，在该混合成像模式中，结果数据在较高功率成像模式和较低功率成像模式之间快速循环，并且将结果数据组合以形成图像。。[选择图]图4

