

(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2013-178247

(P2013-178247A)

(43) 公開日 平成25年9月9日(2013.9.9)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
G 0 1 S 15/89 (2006.01)	G O 1 S 15/89	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L 外国語出願 (全 62 頁)

(21) 出願番号 特願2013-37325 (P2013-37325)
 (22) 出願日 平成25年2月27日 (2013.2.27)
 (31) 優先権主張番号 13/407,638
 (32) 優先日 平成24年2月28日 (2012.2.28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 593063105
 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Solutions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51
 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.
 (74) 代理人 100114890
 弁理士 アイゼル・フェリックス＝ラインハルト

最終頁に続く

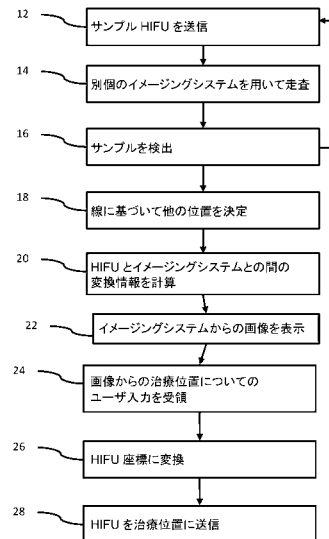
(54) 【発明の名称】 高密度焦点式超音波とイメージングとの位置合わせ

(57) 【要約】

【課題】 高密度焦点式超音波 (HIFU) をイメージングと位置合わせするための方法を提供する。

【解決手段】 温度上昇などのHIFUトランスデューサ (32) からの送信の影響が別のイメージング用トランスデューサ (40) によって検出される。複数の送信 (12) により、HIFUトランスデューサからの送信の、イメージングシステムの座標における複数の位置が決定される (16)。イメージングシステム (40) に関する変換情報が検出された影響から決定される (20)。変換情報は、イメージングシステム (40) の画像中に示される位置をHIFUの提供のためのHIFUトランスデューサ (32) の座標と関係させるために用いることができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

高密度焦点式超音波（HIFU）をイメージングと位置合わせするための方法であって、

HIFUシステム（42）から高密度焦点式超音波の波形のサンプルを患者の第1の領域に送信するステップ（12）と、なお、当該サンプルは当該波形とは振幅、持続期間または振幅と持続期間の両方が異なり、

イメージングシステム（40）により、前記患者の第1の領域を走査するステップ（14）と、

前記サンプルに起因する応答を検出するステップ（16）と、なお、当該検出ステップ（16）は前記走査ステップからのものであり、

前記HIFUシステム（42）の座標と前記イメージングシステム（40）の座標との間の変換情報を計算するステップ（20）と、なお、当該変換情報は、前記応答により検出される、前記第1の領域に送信するステップにより生じる前記応答の第1の位置に基づくものであり、

前記イメージングシステム（40）の画像を表示するステップ（22）と、

前記画像に関連した治療位置についてのユーザ入力を受け付けるステップ（24）と、

前記治療位置を、前記変換情報を用いて前記HIFUシステム（42）の座標に変換するステップ（26）と、

前記HIFUシステム（42）の座標における前記治療位置に基づいて焦点合わせされた前記波形を送信するステップ（28）と、

を含む、方法。

【請求項 2】

前記送信ステップ（12）、前記走査ステップ（14）および前記検出ステップ（16）を、少なくとも第2の位置および第3の位置について繰り返し、なお、前記変換情報を計算するステップ（20）は前記第1の位置、前記第2の位置および前記第3の位置に基づいて計算するステップ（20）を含む、請求項1記載の方法。

【請求項 3】

前記第1の位置はビーム軌線の一部であり、前記変換情報は、前記第1の位置を含む前記ビーム軌線に基づいて計算される（20）、請求項1記載の方法。

【請求項 4】

前記ビーム軌線の原点を決定するステップ（18）をさらに含み、前記計算ステップ（20）は、当該原点に基づいて前記変換情報を計算する（20）、請求項3記載の方法。

【請求項 5】

前記計算ステップ（20）は誤差最少化を実行するステップを含む、請求項1記載の方法。

【請求項 6】

前記計算ステップ（20）は、アフィン変換のための平行移動、回転および拡大縮小を決定するステップを含む、請求項1記載の方法。

【請求項 7】

前記計算ステップ（20）は、非線形変換として前記変換情報を計算するステップ（20）を含む、請求項1記載の方法。

【請求項 8】

前記サンプルを送信するステップ（12）は、低線量の高密度焦点式超音波の波形を送信するステップを含み、

前記波形を送信するステップ（28）は、高線量の高密度焦点式超音波の波形を送信するステップを含む、

請求項1記載の方法。

【請求項 9】

前記スキャンステップ(14)および前記検出ステップ(16)は、温度測定を実行するステップを含み、前記応答には温度が含まれる、請求項1記載の方法。

【請求項10】

前記温度測定を実行するステップは、超音波温度測定を実行するステップを含む、請求項9記載の方法。

【請求項11】

前記HIFUシステム(42)は治療用トランスデューサ(32)を含み、前記イメージングシステム(40)は前記治療用トランスデューサ(32)とは別だが前記治療用トランスデューサ(32)と柔軟に接続されているイメージング用トランスデューサ(34)を含み、

前記変換情報を計算するステップ(20)は、前記イメージング用トランスデューサ(34)に対して前記治療用トランスデューサ(32)を位置合わせするステップを含み、

前記変換ステップ(26)は、前記波形が前記治療位置に焦点合わせされるように、前記柔軟な接続を説明する、請求項1記載の方法。

【請求項12】

高密度焦点式超音波(HIFU)をイメージングと位置合わせするための、プログラムされたプロセッサ(62)により実行可能な命令を表すデータが記録されたコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体(64)において、

前記記録媒体(64)は、治療装置により、1組の処理超音波を異なる複数の治療焦点に送信するステップ(12)、

イメージングシステム(40)により、前記処理超音波の異なる複数の検出された焦点を検出するステップ(16)、および

前記異なる複数の治療焦点および前記異なる複数の検出された焦点に基づいて、前記治療装置と前記イメージングシステム(40)との間の座標変換情報を決定するステップ(20)

のための命令を含む、

ことを特徴とするコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体(64)。

【請求項13】

前記送信ステップ(12)は、組織の温度を5度未満上昇させるのに十分な線量で前記処理超音波を送信するステップを含む、請求項12記載のコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体(64)。

【請求項14】

前記検出ステップ(16)は1つの領域の温度を検出するステップ(16)を含み、前記複数の検出された焦点は高温の位置に対応する、請求項12記載のコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体(64)。

【請求項15】

前記座標変換情報を決定するステップ(20)は、誤差を最少化するステップを含む、請求項12記載のコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体(64)。

【請求項16】

前記処理超音波のビーム軌線を検出するステップ、および、前記ビーム軌線から、前記処理超音波に共通する原点を見つけるステップをさらに含み、

前記座標変換情報を決定するステップ(20)は、前記原点に基づいて決定するステップを含む、

請求項12記載のコンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体(64)。

【請求項17】

高密度焦点式超音波(HIFU)をイメージングと位置合わせするためのシステムであ

10

20

30

40

50

って、

高密度焦点式超音波を送信する少なくとも1つの治療用トランスデューサ(32)と、
イメージングのための音響エネルギーを送信する少なくとも1つのイメージング用トランスデューサ(34)と、

前記少なくとも1つの治療用トランスデューサ(32)と、前記少なくとも1つのイメージング用トランスデューサとの間のコネクタと、なお、当該コネクタは患者の形状に合わされており、

前記少なくとも1つの治療用トランスデューサ(32)に関連づけられた座標と、前記少なくとも1つのイメージング用トランスデューサ(34)に関連づけられた座標との間の変換情報を決定するプロセッサ(62)と、なお、当該変換情報は、前記少なくとも1つのイメージング用トランスデューサ(34)を用いて検出された、少なくとも1つの治療用トランスデューサ(32)の複数の焦点に基づいている、
を有する、ことを特徴とするシステム。

10

【請求項18】

前記少なくとも1つの治療用トランスデューサ(32)は、第1の多次元エレメントアレイを含み、

前記少なくとも1つのイメージング用トランスデューサ(34)は、第2の多次元エレメントアレイを含み、

前記システムは、

前記少なくとも1つの治療用トランスデューサ(32)の複数の焦点に焦点合わせされた1組の低線量の処理超音波を生成する送信ビーム整形器(52)と、

20

前記患者の1つの領域を走査する受信ビーム整形器(56)と、
をさらに有し、

前記プロセッサ(62)は、前記受信ビーム整形器(56)から受け取ったデータから前記複数の焦点を検出する、
請求項17記載のシステム。

【請求項19】

前記プロセッサ(62)は低線量の高密度焦点式超音波により生じる熱に関連づけられた複数の位置を検出し、当該複数の位置は前記複数の焦点を含む、請求項17記載のシステム。

30

【請求項20】

前記少なくとも1つの治療用トランスデューサ(32)は、複数の治療用トランスデューサ(32)を含み、

前記少なくとも1つのイメージング用トランスデューサ(34)は、前記複数の治療用トランスデューサ(32)と交互に配置された複数のイメージング用トランスデューサ(34)を含み、

前記コネクタは柔軟なカフを含んで構成されている、

請求項17記載のシステム。

【請求項21】

前記プロセッサ(62)は、前記少なくとも1つのイメージング用トランスデューサ(34)を用いて得られた1つの画像上の1つの治療位置を受け取り、

40

前記変換情報を用いて前記少なくとも1つの治療用トランスデューサ(32)からの高密度焦点式超音波の送信のための1つの治療位置を決定し、

前記治療位置に対して高密度焦点式超音波を送信させる、

請求項17記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、高密度焦点式超音波(HIFU)に関する。特に、HIFUシステムのために画像から治療領域が決定される。

50

【背景技術】

【0002】

HIFU治療法において、HIFU治療装置によって熱による焼灼が行われ、イメージングシステムによって焼灼の進行が観察される。イメージングシステムは画像を表示し、ユーザに治療に関する所望の標的領域を指示させる。正しい対象領域に照射するため、イメージングシステムの座標はHIFU治療装置の座標と位置合わせされる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

一体型システムでは、治療用トランスデューサおよびイメージング用トランスデューサは、設定されたまたは固定された相対位置を有する。結果的に、変換情報は固定され、したがって予め決定可能である。イメージングシステムが治療装置を視野に入れることができる（たとえば、イメージング用走査にHIFU用トランスデューサの走査が含まれる）システムに関して、座標変換情報はHIFUトランスデューサの既知の位置にある基点マーカから決定可能である。これらの基点マーカが画像内で検出される。変換情報は検出されたマーカから決定可能である。しかし、関係が固定されていない環境では、基点マーカは使用できず、かつ/または、イメージング装置がHIFUトランスデューサを視野に入れることができない場合、座標変換情報を決定するための代替的な方法が必要である。

【課題を解決するための手段】

【0004】

まず、以下に記載の好適な実施形態には、高密度焦点式超音波（HIFU）をイメージングと位置合わせするための方法、コンピュータ読み取り可能媒体、命令およびシステムが含まれる。HIFUトランスデューサからの送信による組織への影響、たとえば、組織の温度上昇または変位が、別個のイメージングシステムにより検出される。複数の送信によって、HIFUトランスデューサからの複数の送信位置がイメージングシステムの座標において決定される。イメージングシステムの座標をHIFUトランスデューサの座標に関連づける変換情報は、検出された影響から決定される。変換情報は、たとえば、イメージングシステムの画像中に示される位置を、HIFUの適用のためにHIFUトランスデューサの座標と関連づけるために用いられる。イメージングシステムは、HIFUトランスデューサまたは基点を走査する必要はなく、固定された関係は必要とされない。

【0005】

第1の態様では、高密度焦点式超音波（HIFU）をイメージングと位置合わせするための方法が提供される。HIFUシステムは高密度焦点式超音波の波形のサンプルを患者の第1の領域に送信する。当該サンプルは当該波形とは振幅、持続期間または振幅と持続期間の両方が異なっている。イメージングシステムが、患者の第1の領域を走査する。サンプルに起因する応答、たとえば温度が検出される。HIFUシステムの座標とイメージングシステムの座標との間の変換情報が計算される。当該変換情報は、上記応答により検出される、第1の領域への送信により生じる応答の第1の位置に基づくものである。イメージングシステムの画像が表示される。画像に関係する治療位置についてのユーザ入力を受け付けられる。治療位置が、変換情報を用いてHIFUシステムの座標に変換される。波形は、HIFUシステムの座標における治療位置に基づいて焦点合わせされ、送信される。

【0006】

第2の態様では、コンピュータ読み取り可能な不揮発性記録媒体は、高密度焦点式超音波（HIFU）をイメージングと位置合わせするための、プログラムされたプロセッサにより実行可能な命令を表すデータを内部に記録している。当該記録媒体は、治療装置により、1組の処理超音波を異なる複数の治療焦点に送信するステップ、イメージングシステムにより、処理超音波の異なる複数の検出された焦点を検出するステップ、および異なる複数の治療焦点および異なる複数の検出された焦点に基づいて、治療装置とイメージングシステムとの間の座標変換情報を決定するステップのための命令を含む。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

第3の態様では、高密度焦点式超音波（HIFU）をイメージングと位置合わせするためのシステムが提供される。少なくとも1つの治療用トランスデューサが高密度焦点式超音波を送信する。少なくとも1つのイメージング用トランスデューサがイメージングのための音響エネルギーを送信する。コネクタが少なくとも1つの治療用トランスデューサ（32）と、少なくとも1つのイメージング用トランスデューサとの間に設けられている、当該コネクタは患者の形状に合わされている。プロセッサが、少なくとも1つの治療用トランスデューサに関連づけられた座標と、少なくとも1つのイメージング用トランスデューサに関連づけられた座標との間の変換情報を決定する。当該変換情報は、少なくとも1つのイメージング用トランスデューサを用いて検出された、少なくとも1つの治療用トランスデューサの複数の焦点に基づいている。

10

【 0 0 0 8 】

本発明は、添付の特許請求の範囲により定められ、この部分におけるいずれの記載も、特許請求の範囲の限定とみなされるものではない。本発明の別の態様および利点は、好ましい実施形態と関連して以下に説明される。

【 0 0 0 9 】

構成要素および数値は必ずしも縮尺を定めるものではなく、本発明の基礎を示すものである。さらに、図面中、同様の参照番号は、種々の図を通して対応する部分を示す。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 高密度焦点式超音波（HIFU）をイメージングと位置合わせするための方法の一実施形態のフローチャート図である。

20

【 図 2 】 温度で検出された焦点の位置を含む医用超音波画像の例である。

【 図 3 】 高密度焦点式超音波（HIFU）をイメージングと位置合わせするためのシステムの一実施形態のブロック図である。

【 図 4 】 一実施形態にかかるイメージングとHIFUトランスデューサシステムとの組み合わせの外観図である。

【 図 5 】 医用診断超音波イメージングシステムの一実施形態のブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 1 】

一組の処理超音波が治療装置によって組織内に送信される。処理超音波の組織への影響が、イメージングシステムにより検出される。組織への影響には温度および/または（組織）変位が含まれる。検出により、治療装置のプログラムされた複数の焦点と、イメージングシステムの検出された複数の焦点とのマッチングされた1つの組が得られる。複数のマッチングされた組が座標の変換情報（平行移動、拡大縮小および/または回転）の決定に用いられる。イメージングシステムおよび治療装置は、互いに対して固定的に位置づけられておらず、イメージング装置は治療装置の位置を十分に解像することはできず、イメージングシステムによる治療用送信の影響の検出は対応する2つの座標系を空間的に関連づけるために用いることができる。

30

【 0 0 1 2 】

図1は高密度焦点式超音波（HIFU）をイメージングと位置合わせするための方法の一実施形態を示す。この方法により、2つの座標系の間の変換情報が求められ、および、この変換情報の使用が提供される。他の実施形態では、変換情報は計算されるがその後使用されない。この方法は図3、4または5のシステムまたは異なるシステムを用いて実現される。

40

【 0 0 1 3 】

追加的な、異なるまたはより少ないステップが用いられてもよい。たとえば、ステップ18は任意である。別の例として、ステップ12、14、16および20は、少なくともステップ22、24、26および28無しで用いられる。これらのステップは、図示の順序または異なる順序で行われる。

50

【 0 0 1 4 】

これらのステップは治療のために行われる。所定の患者に対する治療では、患者は治療のための準備がなされている。音波技師または医師は患者の上に1つ以上のトランスデューサを置く。焼灼または他の治療のために高密度焦点式超音波（HIFU）を開始する前に、イメージングシステムと治療装置とを位置合わせするための変換情報が決定される。イメージングシステムと治療装置との相対位置は異なる患者または配置に対して異なりうるため、治療を開始するために上記決定がなされる。変換情報が決定された後、治療装置およびイメージング装置の再配置をすること無く治療を開始することができる。相対位置が変わっても、変換情報は再計算可能である。変換情報はトリガに応じてまたは周期的に再計算可能である。熱治療が開始されると、変換情報の計算および/または使用ステップは繰り返される。

10

【 0 0 1 5 】

イメージングシステムの画像またはデータから識別された治療のための位置が、変換情報を用いて、治療装置の座標に変換される。治療装置は、変換情報に基づいて正しい位置を扱うように作動される。

【 0 0 1 6 】

ステップ12において、高密度焦点式超音波の波形のサンプルが送信される。送信は、HIFUシステムなどの治療装置により行われる。HIFUシステムとして、治療装置は、治療用トランスデューサを備える。他の実施形態では、異なる種類の送信および装置が患者の組織の治療のために用いられる。

20

【 0 0 1 7 】

HIFUに関して、送信される励起（excitation）は音響エネルギーである。この音響エネルギーは焦点合わせされ、ビームに沿った深度の焦点位置を有する三次元ビーム形状が得られる。励起はフェーズドアレイおよび/または機械焦点を用いて焦点合わせされる。焦点は固定されるかまたは操作可能とされる。励起は一次元、たとえば仰角次元においては焦点合わせされない。励起が患者の組織内に送信される。所定の送信において、単一ビームが形成される。あるいは、所定の送信において、個別の焦点を有する多重ビームが形成される。

【 0 0 1 8 】

励起は、治療用励起として生成される。あるいは、励起は、治療用励起を模倣（emulate）したものである。高密度焦点式超音波の波形のサンプルが送信される。治療用励起と、概して同じ焦点、振幅、周波数および/または他の特性がサンプル用に用いられる。サンプルは治療的影響を実質的に避けるように用いられる。たとえば、振幅、持続時間またはその両方が治療波形と比較して低いものとされる（たとえば、約200W/cm²の桁のI_{spp}および約600マイクロ秒の桁の持続時間）。「実質的に」治療的影響を避けることで、治療領域などの領域の一般化が可能となる。単一の点が収差または焦点ひずみによって閾値レベルを超えて加熱されうるが、治療領域全体は模倣による治療的影響から回避される。治療的影響を避けることにより、組織の変化点またはキャビテーションの形成点に対する加熱が避けられる。たとえば、生物学的影響には、約41~45の組織温度における高熱、約45を超える温度でのタンパク変性および約50を超える温度での組織壊死が含まれる。組織の硬度は45以下の温度でさえ影響される。45を超える温度では、粘性および/または硬度の上昇が起こりうる。約50を越える温度では、組織は高い硬度および/または高い減衰を有しうる。模倣についての制限は任意に設けることができ、たとえば、5以上の温度上昇を防ぐことが試みられる。

30

40

【 0 0 1 9 】

高密度焦点式超音波の波形のサンプルの低線量照射は、組織内に検出可能な応答を生じさせる。たとえば、焦点領域における温度は、1~4の範囲で、たとえば約2~3の範囲で上昇しうる、焦点領域以外の位置では、温度はサンプルに対してほとんどまたは全く上昇しない。別の例として、検出可能な応答は、組織の変位である。代替的な実施形態では、治療波形の低線量照射によりある治療的影響、たとえば、硬度の上昇（たとえば約

50

45 への温度上昇)が生じるが、他の治療的影響は避けられる(たとえば50 以上の温度への温度上昇は避けられる)。組織の弾性、ひずみまたは硬度はサンプルに起因して変化する。

【0020】

ステップ14において、イメージングシステムは、治療サンプルに対する治療的応答を検出するために患者を走査する。任意のイメージングシステムを用いることができる。一実施形態では、イメージングシステムは医用診断超音波システムである。イメージングシステムは、患者の走査用のトランスデューサを有する。別の実施形態では、イメージングシステムは磁気共鳴システムである。磁石および電気パルスが原子または分子の応答を検出するために用いられる。他のイメージングモダリティたとえば、サンプルの組織への影響を検出可能なモダリティを用いてもよい。たとえば、超音波システムおよび磁気共鳴システムの両方によって組織内の温度または温度変化を検出してよい。変位または他の影響もまた検出可能である。

10

【0021】

イメージングシステムのセンサ、たとえばトランスデューサは、治療装置とは別個である。各トランスデューサには異なるケーシングが用いられる。一実施形態では、治療用トランスデューサおよびイメージング用トランスデューサは接続されているが、柔軟なまたは可動な構造によって接続されている。別の実施形態では、接続は設けられていない。手持ち型、ロボット保持型、固定(たとえば患者のベッドに配置)または他の別個の固定化がセンサに用いられる。電子回路またはプロセッサは共有であっても無くてもよいが、相對座標系を定めるトランスデューサ同士は互いに固定位置にない。

20

【0022】

ステップ14において、イメージングシステムは、患者を走査し、ステップ16において、ステップ12のサンプル送信の影響を検出する。任意の種類、走査フォーマットまたはイメージングモードを用いることができる。たとえば、ハーモニクイメージングが造影剤の追加的使用の有無にかかわらず用いられる。別の例として、B-モード、カラーフローモード、スペクトルドップラーモード、M-モードまたは他のイメージングモードが用いられる。任意のモードの磁気共鳴を用いることができる。

【0023】

解剖学的または他の情報を表すデータが患者から得られる。このデータは、患者の点、線、エリアまたはボリュームを表す。超音波イメージングに関して、複数の超音波周波数における複数の波形が送信され、エコーが受信される。これらの音響エコーは、患者の領域内のサンプリングされた位置を表すために、電気信号に変換されかつビーム整形される。ビーム整形データはフィルタリングされるかまたは他の方法で処理される。ビーム整形データは検出され、たとえば強度が決定される。同じ位置からの一連のエコー信号を、速度、分散および/またはエネルギーを推定するために用いることができる。たとえば、送信波形の1つ以上の高調波におけるエコーが処理される。検出された値はフィルタリングされ、かつ/または、表示フォーマットに走査変換される。患者を表す超音波データは超音波処理経路に沿った任意の点からのものであり、たとえば、ビーム整形前のチャンネルデータ、検出前の同相および直角位相データまたは無線周波数、検出データ、あるいは、走査変換データである。

30

40

【0024】

解剖学的な超音波情報は、実際のデータである。たとえば、B-モードデータは組織構造を表している。別の例として、フローデータは血管に関連する位置を示している。代替的にまたは付加的に、解剖学的超音波情報は、実際のデータに由来する。たとえば、種々の位置における組織の種類が、スペックル特性、エコー強度、組織構造とのテンプレートマッチングまたは他の処理から決定される。別の例として、超音波データが血管または他の流体領域を表すことを決定するために、B-モードデータまたはカラーフローデータとともに領域拡張が用いられる。たとえば、生体構造の現在の分布、たとえば表示される器官のリストが決定される。

50

【 0 0 2 5 】

磁気共鳴に関して、受信データは投影強度を示している。トモグラフィーまたは他の処理を用いて、種々の位置からの応答強度が決定される。異なる複数のパルスシーケンスを走査領域における異なる分子および/または異なる特性の検出に用いることができる。

【 0 0 2 6 】

走査はサンプルの適用中または適用後に行われる。たとえば、温度または温度変化を検出するための走査がサンプルの送信後かつ温度平均化の前に行われる。別の例として、走査は、組織の変位または温度変化を検出するために、サンプルの送信前および直後に行われる。

【 0 0 2 7 】

ステップ 16 において、サンプルの組織への影響が検出される。たとえば、サンプルに起因する温度または温度変化が検出される。イメージングシステムはステップ 14 における走査によって得られるデータからの影響を検出する。影響は応答の変化として検出され、または、絶対値（たとえば温度）として検出される。

10

【 0 0 2 8 】

一実施形態では、検出される影響は温度である。サンプルは焦点領域におけるより大きな温度変化を生じさせる。たとえば、焦点領域における絶対温度はどの領域におけるよりも大きい。たとえば、ビームに沿った温度または温度変化はビームの外側よりも大きい。

【 0 0 2 9 】

走査および検出により温度測定を行うことにより、種々の位置の温度が決定可能である。温度測定画像またはデータが、サンプルに関連づけられた視野内の温度上昇を検出するために用いられる。

20

【 0 0 3 0 】

温度に関連する任意の測定を用いることができる。たとえば超音波測定が複数の異なる位置について用いられる。任意の現在既知のまたは今後開発される超音波を用いる温度関連測定を用いることができる。たとえば、加熱の際に組織は膨張する。膨張測定は温度を示しうる。温度関連測定は、温度を直接または間接的に示しうる。たとえば、導電性または含水量に関するパラメタの測定（たとえば、組織の種類の測定）は間接的に温度に影響しうる。これらの測定は、たとえば、生の超音波データに関するものであり、または、超音波データに由来するものである。一実施形態では、組織の変位、音速、後方散乱強度および受信信号の正規化相関係数のうちの 2 つ以上、たとえば 4 つ全てが行われる。他の測定たとえば血管壁の拡張も可能である。

30

【 0 0 3 1 】

組織の変位は一次元、二次元または三次元のオフセットを決定することにより測定される。絶対差または最大相関の最小和に関連づけられた変位が決定される。現在の走査データは、基準データセットたとえば従前のまたは最初の走査に対して、平行移動され、回転され、かつ/または、拡大縮小される。最大のまたは十分な類似性に関連したオフセットが変位として決定される。B - モードデータまたはハーモニックモードデータが用いられるが、他のデータを用いてもよい。1 つの位置について計算された変位を、サーチまたは別の位置のサーチまたは領域のサーチを洗練するためにも用いることができる。変位の他の測定も用いることができる。

40

【 0 0 3 2 】

音速は、加熱前からの受信時間と加熱中の受信時間との比較により測定できる。パルスが送信される。所定の位置から戻るエコーに関する時間が、トランスデューサから当該位置への、そして、当該位置から戻る音の速度を決定するために用いることができる。任意の開口を用いることができ、たとえば、種々の開口を用いて同じ位置について個別に測定して平均化する。別の実施形態では、信号が相関される。たとえば、ビーム整形後の同相の直角位相信号が基準信号と相関される。基準信号と現在の信号との間の位相オフセットが決定される。送信波形の周波数（すなわち、超音波周波数）を使用して、位相差を時間または音速に変換するために用いられる。音速に対する他の測定も用いることができる。

50

【0033】

後方散乱強度はB - モードまたはM - モードである。エコー信号のエンベロープの強度またはエネルギーが決定される。

【0034】

たとえば、受信信号の正規化相関係数が測定される。検出前のビーム整形データ、たとえば同相の直角位相データが相互相関される。一実施形態では、1つの基準サンプルまたは複数のサンプルが得られる。サンプルの送信中または送信後、その後のサンプルが得られる。各位置に関して、空間窓、たとえば深度における3つの波長によって、相互相関性についてのデータが定められる。窓は長さ、エリアまたはボリュームを定める。現在のデータは窓空間内の基準データと相互相関される。正規化相互相関が窓内のデータについて行われる。新たなデータが得られ、相互相関が行われる。

10

【0035】

温度に関係する、任意の音響または物理パラメータまたは該パラメータの任意の変化が測定可能である。他の測定には組織の弾性、ひずみ、ひずみ速度、動き（たとえば、変位またはカラーフロー測定）または反射パワー（たとえば後方散乱相互セクション）が含まれる。

【0036】

一実施形態では、温度は直接測定ではなくモデルから推定される。上述の1つ以上の種類の情報はモデルへの入力として用いることができる。実際のデータおよび/または生成されたデータはモデルと組み合わせて用いられるべき解剖学的パラメータである。超音波走査に加えて、臨床情報または他の情報を温度決定のために得てもよい。たとえば、遺伝子情報または他の組織関連データが患者記録からマイニング可能である。温度関係情報の決定に寄与する任意の特徴も用いることができる。

20

【0037】

膨張、収縮、含水率または他の治療パラメータも、現在の温度を示しうる。測定の分類に関係なく、これらの測定はモデルへの入力として用いられ、または、モデルへの入力のための値の計算のために用いられる。データは1つ以上の位置に対して提供され、たとえば二次元領域または三次元領域の全ての位置に関するデータを提供する。あるいは、データは全体領域、たとえば、全体領域についての一回照射またはエネルギーレベルに一般的に関係する。

30

【0038】

温度関係測定がモデルに適用される。測定またはデータは生データとして入力される。あるいは、値（すなわち、測定および/またはデータ）が処理され、処理された値が入力される。たとえば、値は空間的に及び/または時間的にフィルタリングされる。別の例として、異なる種類の値がこれらの値から計算可能であり、たとえば、これらの値から分散、導関数、正規化、または他の関数が決定される。別の例では、現在値と基準値または前値との間の変化が決定される。時間窓にわたるこれらの値の時間履歴を用いることができる。これらの値はモデルの特徴としての入力である。

【0039】

モデルの出力は、入力として用いることができる。これらの値はサンプルの適用中に適用される。モデルの最初の適用に関して、フィードバックが基準温度、たとえば患者の温度と置き換えられる。モデルをさらに適用するために、前の出力が入力としてフィードバックされ、時間依存モデルを提供する。モデルにより出力される温度関連情報は、情報の時間履歴、たとえば、1つ以上の他の時間における温度としてフィードバックされる。サンプルの送信中、測定されたまたは受信された値は更新される（すなわち現在値はモデルの各適用のための入力である）が、前値も用いられうる。フィードバックにより前の時間における領域内の推定された温度空間分布または温度関係情報が得られる。モデルのその後の出力は超音波データまたは他の値と、モデリングの前の出力とに基づいている。値の時間履歴は入力として用いることができ、温度に関係するパラメータおよび治療的影響に関係するパラメータの時間履歴および空間分布がモデルの特徴として用いられる。代替的实施

40

50

形態では、フィードバックは用いられない。

【0040】

モデルは、入力情報から、温度または温度分布（すなわち、種々の位置および/または時間における温度）を出力する。得られる温度はカ氏またはセ氏などの任意の単位であってよい。温度の解像度は、任意のレベルであってよく、たとえば、複数の温度範囲のうちの1つとして温度を出力する。あるいは、他の温度関係情報は、温度、照射量または指標値における変化などの出力である。

【0041】

任意のモデル、たとえば、ニューラルネットワークまたは区分的線型モデルを用いることができる。モデルは理論または実験に基づいてプログラムされまたは設計されている。一実施形態では、モデルは機械学習モデルである。モデルはバックグラウンド（ground truth）を用いて標識化された1組の訓練データ、たとえば、実際温度に関連づけられた訓練データから訓練される。たとえば、種々の測定または受信データが複数の患者のそれぞれについて経時的に得られる。サンプル治療の送信中、温度が測定される。この温度がバックグラウンドである。1つ以上の種々の機械学習プロセスを通じて、モデルは所定の値および/または任意のフィードバックから温度を予測するよう訓練される。

10

【0042】

任意の機械学習アルゴリズムまたは分類アプローチを用いることができる。たとえば、サポートベクターマシン（たとえば2-norm SVM）、線形回帰、ブースティングネットワーク、確率ブースティングツリー、線形判別分析、関連ベクターマシン、ニューラルネットワーク、これらの組み合わせ、または、他の既知のまたは今後開発される機械学習が用いられる。機械学習により行列または他の出力が得られる。行列は既知の結果を含む訓練データのデータベースの分析から得られる。機械学習アルゴリズムにより、結果に対する異なる入力の特徴が決定される。学習により入力の特徴のサブセットのみを選択することができ、または、全ての可能な入力特徴を用いることができる。プログラムは使用すべき入力特徴に対しまたは訓練の実行に対し影響を与えまたは制御してもよい。たとえば、プログラムはリアルタイムで利用可能な測定に対する利用可能な特徴を制限してもよい。分類のためのモデルが与える行列は入力特徴を結果と関連づける。機械訓練により、1つ以上の入力変数と結果との関係が得られ、これにより、人手では容易に実行できない関係の検証または生成が可能となる。

20

30

【0043】

モデルは温度関連情報の確率を表す。この確率は温度関連情報に関する尤度である。異なる温度に関連づけられた確率の範囲が出力される。あるいは、最も高い確率を有する温度が出力される。他の実施形態では、温度関連情報は確率情報無しで出力される。

【0044】

機械学習の代替として、人手でプログラムされたモデルを用いることができる。モデルは、機械訓練を用いて検証可能である。一実施形態では、温度分布モデルが用いられる。熱分布モデルは異なる組織、流体または構造の熱伝導性、密度または他の挙動を説明する。熱分布モデルは温度、温度関連情報、測定または他のデータを受け取る。入力情報は、疎であってよく、たとえば、すべてではないが1つ以上の位置に関する温度情報を有する。熱分布モデルは他の位置の温度を決定する。熱分布モデルは、他の複数の時間または時間および位置の両方における温度を決定することができる。

40

【0045】

別の実施形態では、熱分布モデルは、生体構造に基づいて温度を修正する。たとえば、機械学習モデルは一樣な組織についての温度を推定する。温度出力は、熱伝導性の血管または流体領域の周囲の温度の低下などの、領域内の組織の違いを説明するために修正される。

【0046】

特徴の入力に応答して、モデルは温度関連情報たとえば温度を出力する。図2は温度オーバーレイを含むB-モード超音波画像を示す。画像の中央下方の領域は、より高温であ

50

るためにより暗い。最も暗い領域が、最も高温に対応する。温度の時間的な持続性を用いることができ、たとえば、最も高い温度が維持される所について、推定が各位置について経時的に行われる。

【0047】

温度の空間分布がイメージング装置の座標における焦点領域の識別に用いられる。測定は領域内の複数の位置について行われる。完全なまたは粗いサンプリングを用いることができる。測定は、時間にわたって、しかし、前の測定とは独立に行われる。代替的にまたは付加的に、基準または任意の前の（たとえば直近の）測定における変化を用いることができる。

【0048】

リアルタイムではない測定たとえばベースライン温度を用いることができる。領域内の温度分布に関するMRIベースの測定を用いることができる。リアルタイム測定を用いることができ、たとえば患者の領域に熱治療を適用する間に行われる超音波測定と関連づける。

【0049】

HIFUのためのビーム位置または焦点領域は、組織変位情報、温度または他の特性を用いて決定される。十分な大きさの変位、温度、ひずみ、ひずみ率（strain rate）、剪断（shear）、剪断速度、または、剪断率に関連づけられた位置が識別される。変位を用いる実施例または実施形態では、代替的にひずみ、ひずみ速度、剪断、剪断速度または他の派生の変位を用いることができる。

【0050】

変位、温度または温度変化が比較的高い位置が、閾値の適用によって識別される。閾値は所定のデータセットに対して予めプログラムされまたは適応されてもよい。閾値は正規化され、たとえばビームの可能な位置または焦点領域から離れた空間位置におけるデータに基づいた閾値である。別の例として、関心領域にわたる変位または温度の平均または他の割合が決定される。平均または他の割合を超えた最大の変位または温度と関連づけられた位置が、ビームまたは焦点位置を示す。変位または温度データは、閾値の適用前に空間的にフィルタリングされるか、または、フィルタリングされない。変位または温度は、閾値の適用の後にローパスフィルタリングされてもよい。他のまたは付加的な実施形態では、閾値は適用されず、または、ノイズ閾値が用いられる。

【0051】

励起に対する組織の応答は、走査線、焦点位置、または変位の他の副領域の決定に用いられる。分布は、任意の収差、組織の違いまたは理想からの他の偏差によって影響される、中心線、焦点位置または任意の代表的形状を示す。複数の点または異なる複数の線がたとえば計算される。この例では、点および線が用いられる。点、線または他の領域を検出するために、任意のマニュアルの、半自動のまたは自動の方法が用いられる。

【0052】

エリアまたはボリューム内に線または点が決定される。たとえば、線または点の位置は、ボリュームを表す温度を用いて決定される。点の位置は、一次元領域たとえば線に沿った点において決定可能である。線または領域のみについて温度が測定されるが、線または点の位置を決定するために用いられない場合であっても、温度をより付加的な次元の領域について測定できる。

【0053】

点は線とは独立に計算されてもよい。たとえば、温度フィールド内の最大温度が決定される。温度の上昇した最大領域の中心、拡大する領域、収縮する領域または他の処理を点の探索に用いることができる。点は、細分化を用いても用いなくても決定可能である。点は、たとえば、領域の重心、たとえば、温度上昇した最大の細分化領域である。一実施形態では、点はより高い温度値の線に沿った最大温度値（たとえば最大のエコーひずみ値）である。線に沿った温度は、最大または中心の位置を決定する前に、任意の他のフィルタリングに加えてローパスフィルタリングされてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

上昇したまたはより高い温度の線は、サンプル H I F U 送信のビーム軌線または走査線を表す。ビーム軌線の線または曲線は、単純な焦点の中心では無く、計算される。線は領域内の複数の位置の座標から計算される。収縮する領域、たとえば閾値を超える温度における骨格の走査を用いることができる。一実施形態では、直線、曲線または他の線を領域に適合させるために回帰分析が行われる。線は領域の中心または他の位置を通り、サンプル H I F U ビームの中心の位置を示している。

【 0 0 5 5 】

図 1 にステップ 1 6 からステップ 1 2 へのフィードバックが示されている。変換情報に関して、複数の点および / または線が識別される。ステップ 1 2 におけるサンプル H I F U の、変換ステップ 1 4 における走査、および、ステップ 1 6 における検出は、異なる位置について繰り返される。サンプル H I F U はエリアまたはボリューム内の異なる位置に対して連続的に送信される。1 組の処理超音波が異なる複数の治療焦点で送信される。各送信の焦点は、エリアまたはボリュームのサンプリングのために変更される。低線量処理超音波のパターンが対象領域に送信される。

10

【 0 0 5 6 】

処理超音波の異なる複数の焦点が検出される。たとえば、処理超音波に関連する加熱パターンが異なる複数の焦点についてイメージングシステムによって検出される。繰り返しにより、治療装置の焦点とイメージングシステムの検出された焦点の座標とのマッチングされた組が得られる。

20

【 0 0 5 7 】

任意の回数 of 繰り返しを行ってもよい。たとえば、1 つのボリュームに対して 3 つの焦点が検出される。より多くの焦点を検出してもよい。

【 0 0 5 8 】

ステップ 1 8 において、焦点を除く他の位置が両方の座標系において識別される。イメージングシステムによって検出された焦点に対してマッチングされた H I F U システムの焦点の別の空間的多様性について、サンプルに関連づけられた線が用いられる。その代わりにまたはそれに加えて、線の原点が決定される。H I F U トランスデューサからビーム軌線が生じる位置が原点である。線の適合化 (line fitting) の使用および端点またはアレイとの交点の探索により、原点が決定される。端点は温度上昇または変位が始まる位置によって見いだすことができる。アレイはイメージングシステムから戻る超音波によって検出可能であり、線のアレイとの交点が見いだされる。

30

【 0 0 5 9 】

別の実施形態では、原点または他の位置は複数のビーム軌線から識別される。サンプル H I F U の異なる複数の焦点への送信は同じ位置から生じるように制御される。位置はアレイの上、アレイの後ろまたはアレイの前である。各ビーム軌線への線の適合化により、交差点が見いだされる。したがって、交差点はイメージングシステムからのデータにより検出され、たとえば温度測定から得られ、H I F U トランスデューサに対する送信パラメータに基づいて知られる。

【 0 0 6 0 】

1 つ以上のビーム軌線を用いて、2 つの座標系において知られている複数の焦点の他に 1 つ以上の位置が識別可能である。たとえば、交点が 1 つの位置を示しうる。その位置からの 1 つ以上の走査線を H I F U トランスデューサ上の異なる原点を見いだすために用いることができる。共通の原点または一本の線の原点を交点を識別せずに見いだすことができる。ビーム軌線は治療装置の中心または位置を外挿するために用いることができる。

40

【 0 0 6 1 】

ステップ 2 0 において、H I F U システムの座標とイメージングシステムの座標との間の変換情報が計算される。変換情報によって、治療用トランスデューサまたは装置がイメージング用システムまたはトランスデューサに対して位置合わせされる。座標変換情報が決定され、一方のシステムに関する空間位置と、他方のシステムに関する空間位置とが関

50

連づけられる。位置合わせがされると、イメージングシステムのデータから示される位置または画像中の位置は、治療システムのための位置に変換可能であり、治療領域の正確な識別と、治療領域に対する適用が可能となる。

【0062】

変換情報は2つのシステムにとって既知の位置から決定される。イメージングシステムにより検出される複数のサンプル送信の複数の焦点から、2つのシステムにおけるマッチングされた位置が得られる。たとえば、治療システムは治療システムの座標中の定められた位置に対してサンプルを焦点合わせする。温度変化、変位または送信の他の影響が、イメージングシステムにけるデータから検出され、イメージングシステムにおける複数のサンプル焦点の複数の位置が識別される。治療システムの焦点および検出された焦点は、2つのシステムにおいて既知の位置である。これらのマッチングされた位置は、2つの座標系に関係する変換情報を得るために用いられる。

10

【0063】

変換情報は2つの座標系においてマッチングされた他の複数の位置を用いて計算してもよい。たとえば、ビーム軌線（たとえば線または曲線）は、治療システムの送信パラメータから決定され、イメージングシステムによって検出される。原点、交点または他のマッチングされた位置を用いてもよい。

【0064】

座標系を位置合わせするための任意の技術を用いることができる。一実施形態では、誤差最少化が行われる。異なる座標系からの同じ位置を配列しまたは空間的に関連づけるために、たとえば、最小二乗分析を用いて、誤差を最少化する。誤差最少化アルゴリズムを用いて、プログラムされたまたは設定された治療装置座標と、検出されたイメージングシステムの座標との間の変換情報を決定することができる。マッチング位置間、たとえば、サンプル送信に用いられてイメージングシステムによって検出される焦点間の誤差は、最少化される。別の例として、相関、絶対差の最小和または他の同様の方法が行われる。2つの座標系における点および/または線は、互いに対して平行移動され、回転され、拡大縮小される。差の最大相関または最小和が得られる平行移動、回転および/または拡大縮小が、変換である。

20

【0065】

変換情報により、1つの座標系における座標または位置を、別の座標系における座標または位置に関連づけるための、平行移動、回転および/または拡大縮小が行われる。変換はアフィン変換であってよい。変換は座標系全体の固定的なシフトである。別の実施形態では、変換情報は、非線形変換情報として計算される。たとえば、三次元スプライン補間座標間で計算される。非線形変換情報によってワーピングが行われ、異なる位置に関する異なるシフトが可能となる。計算された変換情報は、行列、スプラインまたは座標系間の関係の他の非線形表現である。

30

【0066】

ステップ22～28は変換情報の使用のためのものである。ステップ22において、1つの画像が表示される。この画像はイメージングシステムによって得られる。画像は患者の二次元領域からなる。あるいは、画像は、三次元表現（すなわち、ボリュームを表すデータからレンダリングされた二次元画像）である。別の実施形態では、画像は1つの空間次元（たとえばM-モード）を表し、または、経時的な個々の距離ゲートのサンプリングを表す（たとえば1つ以上の位置におけるスペクトルドップラー）。

40

【0067】

B-モード、カラーフローモード（たとえばドップラー速度、エネルギーおよび/または分散）、組織ドップラー、M-モード、スペクトルドップラー、ハーモニックモード、造影剤、灌流、弾性、ひずみ、ひずみ速度、剪断速度、弾性率、パラメトリック、または、他の現在既知のまたは今後開発されるイメージングなどを用いることができる。一実施形態では、解剖学的情報が表示され、B-モードまたはハーモニックB-モード画像など。イメージングシステムが磁気共鳴システムである場合、他の種類の画像を得ることがで

50

きる。

【0068】

画像はたとえば温度関連情報を含む。温度関連情報は、温度または照射量などの値として表示される。時間に基づくまたは線に沿った温度グラフが表示されうる。一実施形態では、温度は色にマッピングされ、二次元画像または三次元表現にオーバーレイされる。マッピングでは温度関連情報に基づいて色が調節され、たとえば、赤のシェードまたは赤と黄の間の色が異なる温度に対して異なっている。温度変化は、その代わりに、出力色にマッピングされるか、または、それに加えて色の輝度または他の態様にマッピングされる。オーバーレイが生体構造を表す超音波画像に重ね合わされ、たとえば、B-モード画像上にオーバーレイされる。オーバーレイは、解剖学的情報に位置合わせされる。オーバーレイは治療システムに関する焦点の現在位置を示し、背景となる生体構造画像は治療されるべき解剖構造を示す。

10

【0069】

イメージングシステムは画像を生成する。この画像は変換情報の計算の一部として得られたデータからのものである。あるいは、この画像は、変換情報の計算後に得られたデータ、または、変換情報の計算中にインターリーブされたデータからのものである。

【0070】

ステップ24において、ユーザ入力を受け取られる。タッチ画面、マウス、トラックボールとボタン、矢印キーなどのユーザインタフェースからの信号を受け取られる。

【0071】

ユーザは、表示画像に関係する治療領域を指定する。たとえば、画像上の1つの位置（たとえば点）または複数の位置（たとえば、線、エリアまたはボリューム位置）がユーザにより選択される。これらの位置は治療されるべき生体構造からなる。代替的实施形態では、プロセッサはユーザ入力無く治療領域を識別する。たとえば、プロセッサは病変を見いだすためにコンピュータ支援診断を適用する。

20

【0072】

ユーザは同様に照射量または他の情報を入力可能である。種々の設定はHIFUにさらされる健康な組織を最少化しつつ、治療すべき組織全体に所望のビームを与える。

【0073】

ステップ26において、選択された治療位置がイメージングシステムの座標から治療システムの座標に変換される。治療位置は、患者の一次元、二次元または三次元領域である。治療システムにおける選択された領域に関する位置は、イメージングシステムからの位置を変換することにより決定される。組織の治療の前に、HIFUビームまたは治療の位置が決定される。治療のための焦点は、イメージングシステムから識別された位置に、または、これに関連して設定される。

30

【0074】

変換は補間または他の数学的計算である。イメージングシステムにおける位置を考えると、変換における平行移動、回転および/または拡大縮小が治療システムにおける位置を決定するために位置に対して用いられる。変換によって、治療波形は、治療位置に焦点合わせされる。

40

【0075】

治療システムおよびイメージングシステムの独立性の主要因は変換である。たとえば、治療用トランスデューサおよびイメージング用トランスデューサは、カフまたはブランケットで、患者の上に配置される。異なるシステムのトランスデューサ同士が互いに柔軟に接続されているが、相対的な位置は知られていない。これら自身が基点またはアレイを検知するのではなく、または、それに加えて、温度または影響測定に基づく位置合わせを用いることができる。位置センサ（たとえば角度測定、光学測定、磁気位置センサまたは他の装置）を用いることなくまたはそれに加えて、影響測定に基づく位置合わせを用いることができる。

【0076】

50

ステップ 28 において、治療波形が送信される。焦点位置、原点、走査線または治療の適用は変換情報に基づいている。患者の治療位置に関する治療システムにおける座標は、変換情報から決定される。照射量、焦点および/または他の治療特性は治療位置について確立される。

【0077】

HIFUの実施形態において、高密度焦点式超音波治療波形が送信される。高電圧波形が高密度焦点式超音波トランスデューサに適用され、これが音響領域のHIFU治療波形を生成する。HIFUパルスは、位相アレイおよび/または機械焦点を用いて焦点合わせされ、高強度音響エネルギーを焦点またはビーム位置における組織に与える。

【0078】

治療では、ステップ 12 において送信された、サンプルよりも多量の照射量が与えられる。治療用超音波パルスは任意の所望の周波数および振幅において複数のサイクルを有している。一実施形態では、治療用パルスは、たとえば500kHz~20MHzの超音波周波数においてわずか一秒または数秒の間持続する。任意のピーク強度が可能であり、たとえば、 $100\text{W}/\text{cm}^2$ 以上、 $500\text{W}/\text{cm}^2$ 以上または $1000\sim 2000\text{W}/\text{cm}^2$ あるいは約 $1000\text{W}/\text{cm}^2$ であってよい。任意の既知のまたは今後開発される治療波形が、任意の強度、周波数および/またはサイクルで用いることができる。波形は連続的または間欠的である。

【0079】

治療用超音波パルスは所望の組織位置に熱を発生させることにより組織を治療する。その強度は、また組織に応力を発生させる。パルスは組織を、正および負の音響圧力をもって、トランスデューサに向かう方向およびトランスデューサから離れる方向に押圧する。十分に長い治療パルスの間、組織に実質的に一定のひずみが形成される。ひずみは組織硬度E、粘性およびHIFU放射力からの応力に依存する。治療パルス中の定常状態の応力は平均HIFU強度Iの組織内音速cに対する比に比例する。

【0080】

HIFU波形は生化学的変化も生成しうる。治療用音響エネルギーの熱的影響は熱膨張によるボリューム、音速(c)、組織硬度(E)および/または組織中の流体の粘性()における変化を生じさせうる。治療用音響エネルギーはまた、放射圧などの機械的影響、ストリーミングおよび/またはキャビテーションも誘導しうる、生物学的影響にはたとえば約41~45の組織温度での異常高熱、45超の温度でのタンパク質変性、および、50超の温度での組織壊死が含まれる。組織の硬度は45以下の温度でさえも影響されうる。45超の温度では、粘性および/または硬度の増大が生じうる。50超の温度では、組織は高い硬度および/または高い減衰(attenuation)を有しうる。

【0081】

HIFUは連続的であっても散発的であってもよい。任意の処理レジームを用いることができる。現在の治療中または治療の異なる期間中において、ステップ22のイメージングと、ステップ24の入力と、ステップ25の変換が繰り返されてもよい。ステップ28の治療波形はステップ22のイメージングによりインターリーブされる。HIFU治療はビーム位置が決定される間、停止する。別の代替例では、HIFUは1つの周波数またはコーディングにて実行され、励起の送信およびイメージングのための対応する受信が、異なる周波数またはコーディングにて行われ、同時の作動が可能とされる。インターリーブングにより、ユーザまたはシステムは継続的にHIFUビームを位置づけることができる。患者またはトランスデューサが位置を動かすと、ビームは適当な組織を処理するために変更可能である。組織内の音速が治療によって変化する場合、ビームは適当な組織の治療のために変更可能である。

【0082】

変換情報は一度計算されるか、または、更新される。たとえば、患者またはトランスデューサの位置はシフトしうる。変換情報は2つの座標系の間のような配置の変化を説明するために更新されうる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 3 】

図 3 は高密度焦点式超音波 (H I F U) のイメージングとの位置合わせのためのシステムの一実施形態を示す。システムは上述の方法または異なる方法を実行する。他のシステムを用いてもよい。

【 0 0 8 4 】

システムは、患者 4 4 について用いるためのイメージングシステム 4 0 と治療用システム 4 2 とを含む。イメージングシステム 4 0 は磁気共鳴、治療用超音波、X 線、コンピュータトモグラフィまたは他のイメージングシステムである。治療用システム 4 2 は H I F U システム、マイクロ波システム、照射システムまたは他の送信される治療エネルギーの線源である。

10

【 0 0 8 5 】

イメージングシステム 4 0 と治療システム 4 2 とは個別のシステムである。2 つのシステム 4 0、4 2 の座標同士は異なっている。たとえば、個別のトランスデューサが、治療用とイメージング用とに用いられる。

【 0 0 8 6 】

イメージングシステム 4 0 と治療システム 4 2 とは、変換情報の計算を可能とするために通信する。一方のシステムの位置または座標情報は、他方のシステムに通信される。代替的に、治療用システム 4 2 の予め定めた焦点および対応する座標情報は、既知であるか、または、イメージング用システム 4 0 に保存されている。

【 0 0 8 7 】

システムの一方のプロセッサが変換情報を計算する。あるいは、別個のコンピュータが変換情報の計算のために設けられている。たとえば、パーソナルコンピュータ、ワークステーションまたはサーバがシステム 4 0、4 2 の一方または両方から受け取ったデータから変換情報を計算する。

20

【 0 0 8 8 】

いくつかの構成エレメント、たとえば、処理回路は共有されていてよい。一実施形態では、個別のトランスデューサが用いられるが、しかし、そうでなければ、処理は共通のシステムにより実行される。図 4 は、個別のトランスデューサ 3 2、3 4 の 1 つの実施例の構成を示す。図 5 は、図 4 のトランスデューサ 3 2、3 4 の動作のための 1 つの実施例の超音波システム、または、他の治療およびイメージング用トランスデューサ構成を示す。

30

【 0 0 8 9 】

図 5 の超音波システムは送信ビーム整形器 5 2 と、トランスデューサ 5 4 と、受信ビーム整形器 5 6 と、イメージプロセッサ 5 8 と、ディスプレイ 6 0 と、プロセッサ 6 2 と、メモリ 6 4 とを有する。付加的な、異なるまたはより少ないコンポーネントを有するようにしてもよい。たとえば、独立したディテクタおよび走査変換器をさらに設けてもよい。別の例として、個別の送信ビーム整形器が治療用に設けられる。

【 0 0 9 0 】

超音波システムは医用診断超音波イメージングシステムである。イメージングには、二次元、三次元、B - モード、ドップラー、カラーフロー、スペクトルドップラー、M - モードまたは他の既知のまたは今後開発されるイメージングモダリティが含まれる。超音波システムはフルサイズのカート搭載型システム、比較的小型のポータブルシステム、携帯型システムまたは他の既知のまたは今後開発される超音波イメージングシステムである。別の実施形態では、プロセッサ 6 2 およびメモリ 6 4 は個別のシステムの一部である。たとえば、プロセッサ 6 2 およびメモリ 6 4 は、超音波システムから独立して動作するワークステーションまたはパーソナルコンピュータである。別の例として、プロセッサ 6 2 およびメモリ 6 4 は治療システム 4 2 の一部である。

40

【 0 0 9 1 】

トランスデューサ 5 4 は、1 つ以上の治療用トランスデューサ 3 2 を含む (図 4 参照) 。治療用トランスデューサ 3 2 は、任意の既知のまたは今後開発される、電気エネルギーから高密度焦点式超音波を生成するトランスデューサである。ムーブメントまたはレンズ

50

により機械的に焦点が調整されるような、1つの部材を設けてもよい。電氣的な焦点合わせまたは操作のための、一次元または多次元アレイの複数のエレメント、たとえば $N \times M$ (N および M は1より大きい)個のエレメントのアレイを用いることができる。

【0092】

エレメントは、電気エネルギーを音響エネルギーに変換するための、圧電、微小電気機械または他のトランスデューサである。たとえば、治療用トランスデューサ32は、容量性膜超音波トランスデューサである。

【0093】

治療用トランスデューサ32は、患者の外部から作用可能である。たとえば、治療用トランスデューサ32は患者の肌に対するプローブまたは他の装置である。治療用トランスデューサ32は手持ちされるか、装置により位置づけされるか、または、患者に対してベルトで固定される。他の実施形態では、治療用トランスデューサ32は、患者の内部からの作用のために、プローブ、カテーテルまたは他の装置の内部にある。

10

【0094】

一実施形態では、ただ1つの治療用トランスデューサ32が設けられている。他の実施形態では、複数の治療用トランスデューサ32が設けられている。たとえば、エレメントの複数の二次元アレイが、異なる複数の位置から治療領域への送信のために用いられる。図4は、少なくとも3つの治療用トランスデューサ32を有するカフ構造を示す。

【0095】

各トランスデューサエレメントは、送信ビーム整形器52からの電気エネルギーを受け取るために送信ビーム整形器52に接続されている。治療用トランスデューサ32は電気エネルギーを治療またはサンプリングのための音響ビームに変換する。

20

【0096】

トランスデューサ54(図5参照)は、1つ以上のイメージング用トランスデューサ34(図4参照)を有する。イメージング用トランスデューサ34は、治療用トランスデューサ32と、種類、材料、寸法、形状および構造が同一であるかまたは異なっている。たとえば、1つ以上のイメージング用トランスデューサ14はそれぞれ超音波トランスデューサエレメントの1つの多次元アレイを有する。イメージング用トランスデューサ34は、任意の既知のまたは今後開発される診断用超音波イメージング用トランスデューサである。イメージング用トランスデューサ34は音響エネルギーを送受信するよう動作可能である。

30

【0097】

一実施形態では、ただ1つのトランスデューサ34が設けられている。他の実施形態では、複数のイメージング用トランスデューサ34が設けられている。たとえば、複数のエレメントの複数の二次元アレイが、異なる複数の位置から治療領域を含む患者領域へ送信するために用いられる。図4は、少なくとも3つのイメージング用トランスデューサ34を有するカフ構造を示す。

【0098】

治療用トランスデューサ32およびイメージング用トランスデューサ34は、互いに別個のものである。固定位置または既知の相対位置は用いられない。たとえば、異なる柔軟なケーブルが、同一の電子回路と接続されているが、ケーブルは、生じうる離間距離を限定する以外の相対位置を示さない。

40

【0099】

別の実施形態では、治療用トランスデューサ32はイメージング用トランスデューサ34と接続されているが固定的ではない。コネクタは柔軟であるかまたは可動である。たとえば、治療用トランスデューサ32およびイメージング用トランスデューサ34はカフまたはブランケットに設けられている(図4参照)。ブランケットは、ビーム整形器52、56および/またはプロセッサ62を有するかまたは有しない、複数のトランスデューサ32、34を固定的に、半固定的にまたは柔軟に保持するための、プラスチック、金属、繊維、または他の材料である。たとえば、図4は、複数のトランスデューサ32、34を

50

有するブラケットを示す。ヒンジ、他の構造、または、外部ケーシングはトランスデューサ 3 2、3 4 を相互接続する。たとえば、ヒンジはトランスデューサ 3 2、3 4 を相互接続する。トランスデューサ 3 2、3 4 の 1 つ以上の組がより固定的に接続されてよい。

【0100】

ブラケットは、イメージング用トランスデューサ 3 4 および治療用トランスデューサ 3 2 としての他のすべてのトランスデューサを含む。他の比率及び / または構成も用いることができる。1 つ、複数、または全てのトランスデューサは二重使用装置であってよく、たとえば、各トランスデューサは治療用かつイメージング用である。一実施形態では、各イメージング用トランスデューサ 3 4 は、ボリュームを表すデータを取得するために、三次元的に、電子的または電気的にかつ機械的に走査するよう動作可能である。たとえば、トランスデューサ 3 4 は、少なくともより深い深度において、隣接するイメージング用トランスデューサ 3 4 の走査ボリューム同士が重なるように配置されている。

10

【0101】

繊維、プラスチックまたは他の材料などのカバーが、トランスデューサ 3 2、3 4 を相対的に接続している。ブラケットは患者を包囲し、または患者の上に置かれるためのカフまたは他の構造である、図 4 は、骨により示される腕または脚の周囲を少なくとも部分的に巻くトランスデューサ 3 2、3 4 のブラケットを示す。超音波装置は、柔軟な表面内に埋め込まれ、医学的な注意を必要とする体の領域の周囲に巻かれている。この形状により、肢の回りの 360 度画像を取得でき、または、複数のトランスデューサアレイのうちの 1 つのアレイを用いるよりも、より大きい複数のボリュームを取得できる。

20

【0102】

配置に応じて、治療用トランスデューサ 3 2 とイメージング用トランスデューサ 3 4 との相対位置は異なりうる。これらのトランスデューサ 3 2、3 4 の間の空間関係は測定可能である。位置合わせおよび対応する変換情報の計算は、たとえば、患者の上への配置の後に行われる。サンプル処置が行われ、結果的な影響（たとえば温度または変化）が検出される。送信および検出からのマッチングされた位置は変換情報を計算するために用いられる。

【0103】

相対位置の付加的な指標を測定してもよい。たとえば、センサは両者の間の相対的な動きを測定する。任意のセンサ、たとえば、磁気位置センサ、ひずみゲージ、光ファイバまたは他のセンサを用いることができる。代替的にまたは付加的に、アレイからの音響応答は相対位置を示す。基点を用いてもよい。イメージングデータの相関は、イメージング用トランスデューサ 3 4 同士の間空間関係を示しうる。他の実施形態では、同じアレイが治療用とイメージング用の両方に用いられ、データ相関はイメージング用トランスデューサ 3 4 と治療用トランスデューサ 3 2 との空間関係を示す。付加的な位置指標が、変換情報を決定するためのさらに別の情報として用いられる。代替的に、個別の変換情報が得られて、結果が平均される。

30

【0104】

送信ビーム整形器 5 2 は、1 つ以上の、超音波送信器、メモリ、パルサー、波形生成器、増幅器、遅延器、位相回転器、乗算器、加算器、デジタルアナログ変換器、フィルタ、これらの組み合わせ、および、他の既知のまたは今後開発される送信ビーム整形器コンポーネントである。送信ビーム整形器 5 2 は、送信開口の各エレメントのための送信信号を生成するための複数のチャンネルに構成されている。各エレメントのための送信信号は、1 つ以上の走査線に沿って音響エネルギーを焦点合わせするために、互いに対して相対的に遅延され、アポダイズされている。異なる振幅、周波数、帯域幅、遅延、スペクトルエネルギー分布または他の特性の信号が、送信中に、1 つ以上のエレメントのために生成される。

40

【0105】

送信ビーム整形器 5 2 は、治療用トランスデューサ 3 2 および / またはイメージング用トランスデューサ 3 4 に接続されている。一実施形態では、同じ送信ビーム整形器 5 2 が

50

両方のために用いられる。他の実施形態では、異なるまたは個別の送信ビーム整形器 5 2 が用いられる。

【0106】

イメージングのため、送信ビーム整形器 5 2 は所定走査パターンで複数のビームを送信する。生成波に応じたトランスデューサ 3 4 からの音響波の送信の際、1 つ以上のビームが形成される。一連の送信ビームが、二次元または多次元領域を走査するために生成される。セクタ、Vector (商標)、線形または他の走査フォーマットを用いることができる。同じ領域が複数回走査される。フローまたはドップラーイメージングのため、および、ストレインイメージングのため、一連の走査が用いられる。ドップラーイメージングにおいて、たとえば、一連の走査には隣接走査線の走査の前に、同じ走査線に沿った複数のビームが含まれる。ストレインイメージングのため、走査またはフレームインターリーブを用いることができる(すなわち、再走査の前に全体領域を走査する)。代替的实施形態では、送信ビーム整形器 5 2 はより高速な走査のために、平面波または発散波を生成する。

10

【0107】

治療のために、送信ビーム整形器 5 2 は 1 つ以上のビームを送信する。変換情報を計算するため、音響ビームは高密度焦点式超音波のサンプルである。これらのサンプルは、治療用に用いられるよりも、より小さい開口、振幅またはこれらの組み合わせを有する。これらのサンプルは H I F U 波形を模倣し、温度を上昇させるまたは組織に他の検出可能な影響(たとえば変位)を生じるために十分なものである。

20

【0108】

これらのサンプルは治療領域に関わらず異なる複数の焦点に送信される。これらの焦点は、対象のボリュームまたはエリア全体にわたってランダムにまたは規則的に分散される。1 組のサンプルが送信される。

【0109】

実際の治療のために、送信ビーム整形器 5 2 は H I F U 用の音響エネルギーを生成する。高密度焦点式超音波トランスデューサ 3 4 は、高密度焦点式超音波治療波形を発生させる。相対的な遅延同士により音響エネルギーが焦点合わせされる。所定の送信は、実質的に同時の、所与の複数の遅延での、異なる複数のエレメントによる音響エネルギーの送信に対応する。送信は、組織の治療のための超音波エネルギーのパルスを供給する。送信はたとえば、繰り返されるか、または、進行している(複数サイクルの)複数の波形を含んでいる。

30

【0110】

受信ビーム整形器 5 6 は、患者の領域を表す超音波データを取得するよう構成されている。超音波データは温度関連情報の測定用、解剖学的情報の取得用、変位の検出用および/または他のデータの受信用である。解剖学的情報は、少なくとも部分的に、超音波データからのものである。

【0111】

受信ビーム整形器 5 6 は、トランスデューサ 5 4 の異なる複数のエレメントから受信される信号を個別に処理するための複数のチャンネルを有する。各チャンネルは、たとえば、遅延、位相回転器、増幅器、フィルタ、乗算器、加算器、アナログデジタル変換器、制御プロセッサ、これらの組み合わせ、および、任意の既知のまたは今後開発される受信ビーム整形器を含む。受信ビーム整形器 5 6 はまた、異なる複数のチャンネルからの信号を 1 つのビーム整形された信号に混合するための 1 つ以上の加算器を有する。後続のフィルタをさらに設けてもよい。他の現在既知のまたは今後開発される受信ビーム整形器を用いてもよい。1 回の送信からの音響エコーを表す複数の電気信号は、受信ビーム整形器 5 6 の複数のチャンネルを通される。受信ビーム整形器 5 6 は、走査領域内の 1 つ以上の位置を表す、同相かつ直角位相の、無線周波数、または、他のデータを出力する。検出前の、チャンネルデータまたは受信ビーム整形されたデータは、プロセッサ 6 2 によって用いられうる。

40

【0112】

50

受信ビーム整形された信号は、その後検出され、画像プロセッサ58により超音波画像を生成するために用いられる。画像プロセッサ58はB-モード/M-モード検出器、ドップラー/フロー/組織動き予測器、調波検出器、造影剤検出器、スペクトルドップラー予測器、これらの組み合わせ、または、現在既知のまたは今後開発される、受信信号から画像を生成するための装置である。画像プロセッサ58は走査変換器を含んでよい。検出されたまたは予測された信号は、たとえば、走査変換の前または後に、プロセッサ62によって用いられる。

【0113】

ディスプレイ60はモニタ、LCD、プラズマ、プロジェクタ、プリンタまたは他の既知のまたは今後開発されるディスプレイ装置である。ディスプレイ60は、患者の領域および/または熱治療の影響を表す画像を表示するよう構成されている。たとえば、生体構造画像が表示される。別の例として、温度または関連情報は値、グラフまたは二次元表示として出力される。プロセッサ62および/または画像プロセッサ58はディスプレイ60用の表示信号を生成する。表示信号は、たとえばRGB値であり、プロセッサ62により使用可能である。

10

【0114】

プロセッサ62は、制御プロセッサ、ビーム整形器プロセッサ、汎用プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ、デジタルコンポーネント、アナログコンポーネント、ハードウェア回路、これらの組み合わせ、および、情報処理用の他の現在既知のまたは今後開発される装置である。プロセッサ62はコンピュータコードにより、サンプル治療送信からの影響の位置を識別するように構成されている。たとえば、プロセッサ62は、熱治療の治療領域への影響をモデル化する。治療領域内の1つ以上の位置の温度が、モデルへの入力に基づいて推定される。温度または温度関連情報を推定するために、コンピュータコードによって、機械学習モデルおよび/または熱モデルが実現される。このモデルは、1つ以上の入力特徴に基づいて推定するための、行列、アルゴリズムまたはこれらの組み合わせである。一実施形態では、プロセッサ62は米国特許出願公開2011/0060221(本明細書中に参照により含まれる)に開示されるように温度情報を推定する。他の実施形態では、プロセッサ62はモデルを用いずに温度を推定するための1つ以上のパラメタの測定を用いる。

20

【0115】

プロセッサ62は温度または他のイメージングに基づく情報からサンプルHIFU送信の種々の焦点を検出する。たとえば、受信ビーム整形器56から受信したデータが低線量の高密度焦点式超音波により生じるピーク加熱または他の治療に関連する位置を検出するために用いられる。たとえば、1つ以上のサンプルに関するビーム軌線または走査線が検出される。軌線の原点および/または交点がたとえば検出される。

30

【0116】

プロセッサ62は、治療用トランスデューサ32と関連する座標とイメージング用トランスデューサ34と関連する座標との間の変換情報を決定する。変換情報は、たとえば、所定の治療用トランスデューサ32とは別のイメージング用トランスデューサ34についての、または、これらのグループについてのものである。一実施形態では、たとえば、全てのトランスデューサ32、34の共通のグリッドまたは座標系への変換情報が計算される。イメージング用トランスデューサ34はたとえば共通の座標系上にあり、たとえば相対位置を検出するために異なるトランスデューサ34からデータ相関を用いる。1つ以上の治療用トランスデューサ32はイメージング用の座標系と位置合わせされる。

40

【0117】

変換情報は、治療用トランスデューサ32から送信されてイメージング用トランスデューサ34によって検出された複数のサンプルの焦点に基づいている。両方のシステムからの焦点を用いることにより、両座標空間の間の誤差が最少化される。任意の種類の変換情報が計算可能である。

【0118】

50

プロセッサ 6 2 はイメージングシステム 4 0 の複数画像から識別された治療領域に対する直接の治療に、変換情報を用いる。1 つ以上のイメージング用トランスデューサ 3 4 で取得される 1 つの画像上の 1 つの治療位置が受信される。1 つ以上の治療用トランスデューサ 3 2 からの高密度焦点式超音波の送信のための 1 つの治療位置が、変換情報を用いて決定される。イメージングシステム 4 0 における位置が治療システム 4 2 における位置に変換される。プロセッサ 6 2 は、次いで、治療位置に対して、高密度焦点式超音波を送信させる。これらの位置は、治療システム 4 2 に送信されるか、または、治療システム 4 2 の焦点に関する制御のために用いられる。

【 0 1 1 9 】

メモリ 6 4 は、高密度焦点式超音波 (H I F U) をイメージングと位置合わせするためのプログラムされたプロセッサによって実行可能な命令を示すデータが保存されている不揮発性コンピュータ読み取り可能媒体である。本明細書中に記載の処理、方法および / または技術を実現するための命令が、コンピュータ読み取り可能媒体またはメモリ、たとえば、キャッシュ、バッファ、R A M、リムーバブル媒体、ハードドライブまたは他のコンピュータ読み取り可能媒体に保存されている。コンピュータ読み取り可能媒体には、様々な種類の揮発性および不揮発性の保存媒体が含まれる。図面中に記載のまたは本明細書中に記載の機能、ステップまたはタスクは、コンピュータ読み取り可能媒体に保存された 1 つ以上の命令の組に応じて実行される。機能、ステップまたはタスクは、特定の命令の組、記録媒体、プロセッサまたは処理ストラテジによらず、ソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコード等によって、単独でまたは組み合わせで実行可能である。同様に、処理ストラテジには、たとえば、多重処理、多重タスキング、並行処理等が含まれる。一実施形態では、命令は、ローカルまたはリモートシステムによる読み込みのためのリムーバブル媒体に保存される。他の実施形態では、命令はコンピュータネットワークまたは電話線を通じた転送のためにリモート位置に保存される。さらに他の実施形態では、命令は、所定のコンピュータ、C P U、G P U またはシステム内に保存される。

【 0 1 2 0 】

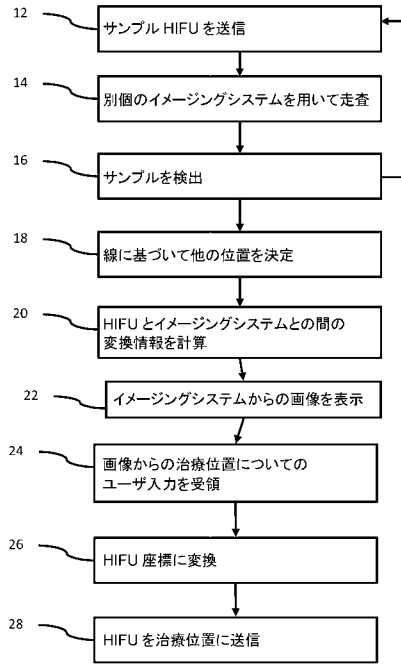
本発明について種々の実施形態を参照して上記で説明したが、多くの変更および修正が、本発明の範囲から逸脱すること無くなしうる。したがって、上述の詳細な説明は、限定的なものではなく、例示的なものであり、添付の特許請求の範囲は、全ての均等物を含め、本発明の中心および範囲を定めるものではない。

10

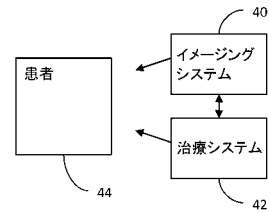
20

30

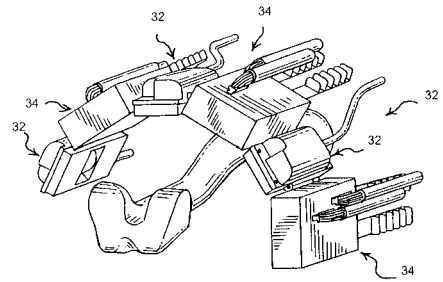
【 図 1 】



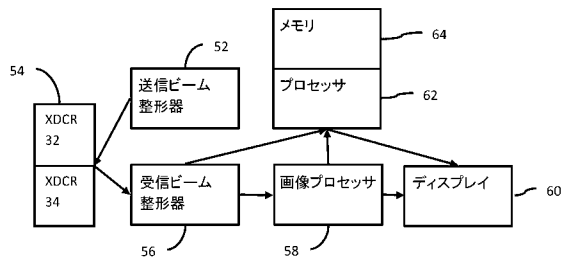
【 図 3 】



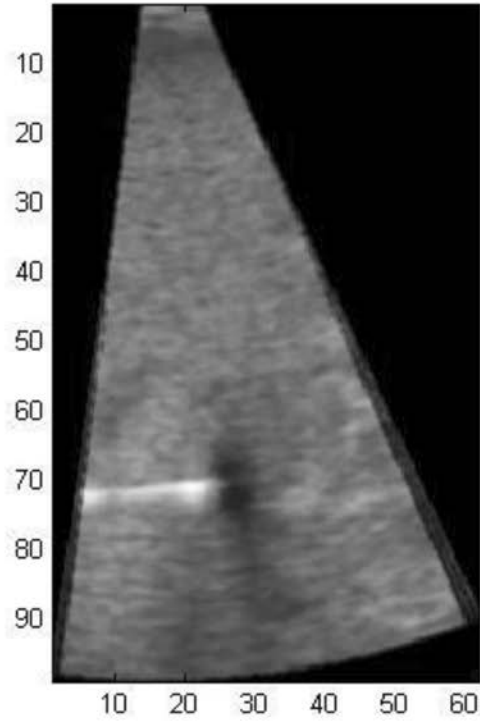
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 スティーヴン ジェイ. シュー

アメリカ合衆国 ワシントン イサクア ノースウェスト ドッグウッド ストリート 360

アパートメント エイチ201

(72)発明者 リーシャン ファン

アメリカ合衆国 ワシントン サマミッシュ トゥハンドレッドアンドセブンティサード プレイ

ス サウスイースト 1204

(72)発明者 ケヴィン マイケル シーキンズ

アメリカ合衆国 ワシントン ヤーローポイント ポインツドライブ ノースイースト 8808

Fターム(参考) 4C601 BB06 DD22 EE09 EE10 FF13 FF15 GA18 GA25 JC32 KK02

KK24 LL38

5J083 AA02 AB17 AD01 AD13 AE08 BA01 BC14 BD06 CA12 CC02

DC05 EA01 EB05

【 外国語明細書 】

Title of Invention**HIGH INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND REGISTRATION WITH IMAGING****Detailed Explanation of the Invention****BACKGROUND**

The present embodiments relate to high intensity focused ultrasound (HIFU). In particular, the treatment region from an image is determined for the HIFU system.

In HIFU therapy, a HIFU therapy device ablates by heat, and an imaging system monitors the progress of the ablation. The imaging system displays an image, allowing the user to indicate the desired target region for therapy. In order to dose the correct regions of interest, the imaging system's coordinates are registered with the HIFU therapy device's coordinates.

In an integrated system, the therapy transducer and imaging transducer have a set or fixed relative position. As a result, the transformation is static and therefore may be determined in advance. For systems where the imaging system may view the therapy device (e.g., the imaging scan includes scanning the HIFU transducer), the coordinate transformation may be determined from fiducial markers at known locations on the HIFU transducer. These fiducial markers are detected within images. A transform may be determined from the detected markers. However, in the circumstance where the relationship is not fixed, the fiducial markers are not available, and/or when the imaging device cannot see the HIFU transducer, an alternative method to determine the coordinate transformation is needed.

BRIEF SUMMARY

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, computer readable media, instructions, and systems for registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging. The tissue effects of transmission from a HIFU transducer, such as a rise in temperature or displacement of tissue, are detected by a separate imaging system. By using multiple transmissions, a plurality of locations of the transmissions from the HIFU transducer are determined within the imaging system coordinates. A transform relating the imaging system coordinates to the HIFU transducer

coordinates is determined from the detected effects. The transform may be used to relate locations indicated in images of the imaging system with coordinates of the HIFU transducer for application of HIFU. The imaging system may not have to scan the HIFU transducer or fiducials, and a fixed relationship may not be needed.

In a first aspect, a method is provided for registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging. A HIFU system transmits a sample of a high intensity focused ultrasound waveform to a first region of a patient. The sample has a different amplitude, duration, or both amplitude and duration from the waveform. An imaging system scans the first region of the patient. A response, such as temperature, due to the sample is detected from the scanning. A transform between coordinates of the HIFU system and coordinates of the imaging system is calculated. The transform is a function of a first location of the response caused by the transmitting to the first region as detected by the response. An image of the imaging system is displayed. User input of a treatment location relative to the image is received. The treatment location is transformed to the coordinates of the HIFU system with the transform. The waveform is focused as a function of the treatment location in the coordinates of the HIFU system and transmitted.

In a second aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging. The storage medium includes instructions for transmitting, by a therapy device, a set of sonications to different therapy foci, detecting, by an imaging system, different detected foci of the sonications, and determining a coordinate transform between the therapy device and the imaging system as a function of the different therapy foci and detected foci.

In a third aspect, a system is provided for registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging. At least one therapy transducer is operable to transmit high intensity focused ultrasound. At least one imaging transducer is operable to transmit acoustic energy for imaging. A connector is between the at least one therapy transducer and the at least one imaging transducer. The connector is operable to conform to a patient. A processor is

configured to determine a transformation between coordinates associated with the at least one therapy transducer and associated with the at least one imaging transducer. The transformation is a function of foci of the at least one therapy transducer detected with the at least one imaging transducer.

The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims. Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments.

The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the invention. Moreover, in the Figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

Brief Explanation of the Drawings

Figure 1 is a flow chart diagram of one embodiment of a method of registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging;

Figure 2 is an example medical ultrasound image with a location of a temperature detected focus;

Figure 3 is a block diagram of one embodiment of a system for registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging;

Figure 4 is a perspective view of a combination imaging and HIFU transducer system according to one embodiment; and

Figure 5 is a block diagram of one embodiment of a medical diagnostic ultrasound imaging system.

DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS

A set of sonications are transmitted by the therapy device into tissue. The tissue effects of the sonications are detected by the imaging system. Tissue effects include temperature and/or displacement. The detection provides a matched set of programmed foci of the therapy device and detected foci of the imaging system. The matched sets are used to determine a coordinate transformation (shift, scale, and/or rotate). Where the imaging system and therapy device are not rigidly positioned relative to each

other and the imaging device may not adequately resolve the position of the therapy device, detecting effects of the therapy transmission by the imaging system may be used to spatially relate the corresponding coordinate systems.

Figure 1 shows one embodiment of a method of registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging. The method provides for determining a transform between coordinate systems and use of the transform. In other embodiments, the transform is calculated without subsequent use. The method is implemented using the system of Figures 3, 4, or 5, or a different system.

Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, act 18 is optional. As another example, acts 12, 14, 16, and 20 are provided without at least acts 22, 24, 26, and 28. The acts are performed in the order shown or a different order.

The acts are performed for therapy. In a therapy session for a given patient, the patient is readied for the therapy. A sonographer or physician places one or more transducers on the patient. Before the high intensity focused ultrasound (HIFU) begins for ablation or other treatment, the transform to register the imaging system with the therapy device is determined. Since the relative positions of the imaging system and therapy device may be different for different patients or placements, the determination is performed to begin the therapy session. After the transformation is determined, the therapy may begin without repositioning of the therapy device and the imaging system. If the relative positions are changed, the transformation may be recalculated. The transformation may be recalculated in response to a trigger or periodically. Once thermal therapy begins, the transform calculation and/or use acts are repeated.

Using the transformation, locations for treatment identified from the images or data of the imaging system are transformed to coordinates of the therapy device. The therapy device is activated to treat the correct location based on the transform.

In act 12, a sample of a high intensity focused ultrasound therapy waveform is transmitted. The transmission is by the therapy device, such as a HIFU system. As a HIFU system, the therapy device includes a therapy

transducer. In other embodiments, a different kind of transmission and device is provided for treating tissue of a patient.

For HIFU, the transmitted excitation is acoustic energy. The acoustic energy is focused, resulting in a three-dimensional beam profile with a focal location at a depth along the beam. The excitation is focused using a phased array and/or mechanical focus. The focus may be fixed or steerable. The excitation may be unfocused in one dimension, such as the elevation dimension. The excitation is transmitted into tissue of a patient. For a given transmission, a single beam is formed. Alternatively, multiple beams with respective foci are formed for a given transmission.

The excitation is generated as a therapy excitation. Alternatively, the excitation emulates the therapy excitation. A sample of the high intensity focused ultrasound therapy waveform is transmitted. A generally same focus, amplitude, frequency, and/or other characteristic as the therapy excitation are provided for the sample. The sample is used to substantially avoid therapeutic effect. For example, the amplitude, duration, or both are reduced as compared to a therapy waveform (e.g., I_{sppa} on the order of about 200 W/cm^2 and duration on the order of about 600 micro seconds). "Substantially" avoiding therapeutic effect allows for generalization to a region, such as the region of treatment. A single point may be heated above a threshold level due to aberrations or focal distortion, but the treatment region overall avoids therapeutic effect from the emulation. Avoiding therapeutic effect may be avoiding heating to the point of altering the tissue or creating cavitations. For example, biological effects may include hyperthermia at tissue temperature of about 41-45°C, protein denaturation at temperatures above 45°C, and tissue necrosis at temperatures above 50°C. Tissue stiffness may be affected even at temperatures below 45°C. At temperatures above 45°C, increases in viscosity and/or stiffness may occur. At temperatures above 50°C, the tissue may have a high stiffness and/or high attenuation. Any limit on the emulation may be provided, such as attempting to prevent a temperature increase of five degrees or more Celsius.

The lower dose of the sample high intensity focused ultrasound therapy waveform causes a detectable response in the tissue. For

example, the temperature at the focal region may increase in the range of 1-4 degrees, such as about 2-3 degrees. At locations other than the focal region, the temperature may increase less or not at all in response to the sample. As another example, the detectable response is tissue displacement. In alternative embodiments, the lower dose of the therapy waveform causes some therapeutic effect, such as increasing stiffness (e.g., raise the temperature to about 45 °C), but avoids other therapeutic effect (e.g., avoids raising the temperature to 50 °C or higher). The elasticity, strain, or stiffness of the tissue changes due to the sample.

In act 14, the imaging system scans the patient to detect the tissue response to the therapy sample. Any imaging system may be used. In one embodiment, the imaging system is a medical diagnostic ultrasound imaging system. The imaging system includes a transducer for scanning the patient. In another embodiment, the imaging system is a magnetic resonance system. Magnets and electrical pulses are used to detect the response of atoms or molecules. Other imaging modalities may be used, such as any modality capable of detecting the effect of the sample on the tissue. For example, both ultrasound and magnetic resonance systems may detect temperature or temperature changes in tissue. Displacement or other effects may also be detected.

The sensor of the imaging system, such as the transducer, is separate from the therapy device. Different housings are used for the transducers. In one embodiment, the therapy transducer and the imaging transducer are connected, but by a flexible or moveable structure. In another embodiment, no connection is provided. Handheld, robot held, fixed (e.g., positioned in a patient bed), or other separate fixtures may be provided for the sensors. Electronics or processors may or may not be shared, but the transducers defining the relative coordinate systems are not in fixed positions relative to each other.

In act 14, the imaging system scans the patient to detect, in act 16, the effect of the sample transmission of act 12. Any type of scan, scan format, or imaging mode may be used. For example, harmonic imaging is used with or without added contrast agents. As another example, B-mode,

color flow mode, spectral Doppler mode, M-mode, or other imaging mode is used. Any mode of magnetic resonance may be used.

Data representing anatomical or other information is acquired from the patient. The data represents a point, a line, an area, or a volume of the patient. For ultrasound imaging, waveforms at ultrasound frequencies are transmitted, and echoes are received. The acoustic echoes are converted into electrical signals and beamformed to represent sampled locations within a region of the patient. The beamformed data may be filtered or otherwise processed. The beamformed data may be detected, such as determining intensity. A sequence of echo signals from a same location may be used to estimate velocity, variance, and/or energy. Echoes at one or more harmonics of the transmitted waveforms may be processed. The detected values may be filtered and/or scan converted to a display format. The ultrasound data representing the patient is from any point along the ultrasound processing path, such as channel data prior to beamformation, radio frequency or in-phase and quadrature data prior to detection, detected data, or scan converted data.

The anatomical ultrasound information is the actual data. For example, B-mode data represents tissue structures. As another example, flow data indicates locations associated with a vessel. Alternatively or additionally, the anatomical ultrasound information is derived from the actual data. For example, the type of tissue at different locations is determined from a speckle characteristic, echo intensity, template matching with tissue structure, or other processing. As another example, region growing is used with B-mode data or color flow data to determine that the ultrasound data represents a vessel or other fluid region. A current distribution of anatomy, such as a list of represented organs, may be determined.

For magnetic resonance, the received data indicates projection intensities. Using tomography or other processing, the intensity of response from different locations is determined. Different pulse sequences may be used to detect different molecules and/or characteristics at the scan region.

The scan occurs during application of the sample or after application. For example, the scanning to detect temperature or temperature

change may occur after transmission of the sample but before temperature equalization. As another example, the scanning occurs prior to and immediately after transmission of the sample to detect displacement of the tissue or change of temperature.

In act 16, the effect of the sample on the tissue is detected. For example, the temperature or temperature change due to the sample is detected. The imaging system detects the effect from the data obtained by scanning in act 14. The effect may be detected as a change in response or may be detected as an absolute (e.g., temperature).

In one embodiment, the detected effect is temperature. The sample causes a change in temperature greater at the focal region. The absolute temperature at the focal region may be greater than elsewhere in the region. The temperature or temperature change along the beam may be greater than outside the beam.

By performing thermometry by scanning and detecting, the temperature of various locations may be determined. Thermometry images or data is used to detect the temperature rise within the field of view associated with the sample.

Any temperature related measurement may be used. Ultrasound measurements may be provided for a plurality of different locations. Any now known or later developed temperature related measurement using ultrasound may be used. For example, tissue expands when heated. Measuring the expansion may indicate temperature. Temperature related measurements may directly or indirectly indicate a temperature. For example, a measure of a parameter related to conductivity or water content (e.g., a measurement of the type of tissue) may indirectly impact the temperature. The measurements may be for raw ultrasound data or may be derived from ultrasound data. In one embodiment, two or more, such as all four, of tissue displacement, speed of sound, backscatter intensity, and a normalized correlation coefficient of received signals are performed. Other measurements are possible, such as expansion of vessel walls.

Tissue displacement is measured by determining an offset in one, two, or three-dimensions. A displacement associated with a minimum sum of

absolute differences or highest correlation is determined. The current scan data is translated, rotated, and/or scaled relative to a reference dataset, such as a previous or initial scan. The offset associated with a greatest or sufficient similarity is determined as the displacement. B-mode or harmonic mode data is used, but other data may be used. The displacement calculated for one location may be used to refine the search or search region in another location. Other measures of displacement may be used.

The speed of sound may be measured by comparison in receive time from prior to heating with receive time during heating. A pulse is transmitted. The time for the echo to return from a given location may be used to determine the speed of sound from the transducer to the location and back. Any aperture may be used, such as separately measuring for the same locations with different apertures and averaging. In another embodiment, signals are correlated. For example, in-phase and quadrature signals after beamformation are correlated with reference signals. A phase offset between the reference and current signals is determined. The frequency of the transmitted waveform (i.e., ultrasound frequency) is used to convert the phase difference to a time or speed of sound. Other measurements of the speed of sound may be used.

The backscatter intensity is B-mode or M-mode. The intensity or energy of the envelope of the echo signal is determined.

The normalized correlation coefficient of received signals may be measured. Beamformed data prior to detection, such as in-phase and quadrature data, is cross-correlated. In one embodiment, a reference sample or samples are acquired. During or after transmission of the sample, subsequent samples are acquired. For each location, a spatial window, such as three wavelengths in depth, defines the data for correlation. The window defines a length, area or volume. The current data is correlated with the reference data within the window space. The normalized cross-correlation is performed for the data in the window. As new data is acquired, further cross-correlation is performed.

Any temperature associated acoustic and physical parameters or changes in the parameters may be measured. Other measurements include

tissue elasticity, strain, strain rate, motion (e.g., displacement or color flow measurement), or reflected power (e.g., backscatter cross-section).

In one embodiment, the temperature is estimated from a model rather than directly measured. One or more of the types of information discussed above may be used as inputs to the model. The actual data and/or derived information are anatomical parameters to be used in combination with the model. In addition to the ultrasound scanning, clinical or other information may be acquired for determining the temperature. For example, genetic information or other tissue related data may be mined from a patient record. Any feature contributing to determination of temperature related information may be used.

Expansion, shrinkage, water content, or other therapy parameters may indicate a current temperature. Regardless of the categorization of the measurement, the measurements are used as inputs to a model or to calculate values for input to the model. The data is provided for one or more locations, such as providing data for all locations in a two- or three-dimensional region. Alternatively, the data is generally associated with the entire region, such as one dose or energy level for the entire region.

The temperature related measurements are applied to a model. The measurements or data are input as raw data. Alternatively, the values (i.e., measurements and/or data) are processed and the processed values are input. For example, the values are filtered spatially and/or temporally. As another example, a different type of value may be calculated from the values, such as determining a variance, a derivative, normalized, or other function from the values. In another example, the change between the current values and reference or previous values is determined. A time-history of the values over a window of time may be used. The values are input as features of the model.

The output of the model may be used as an input. The values are applied during the application of the sample. For an initial application of the model, the feedback is replaced with a reference temperature, such as the temperature of the patient. For further application of the model, the previous output is fed back as an input, providing a time-dependent model. The

temperature related information output by the model is fed back as a time history of the information, such as temperature at one or more other times. During transmission of the sample, the measured or received values are updated (i.e., current values are input for each application of the model), but previous values may also be used. The feedback provides an estimated spatial distribution of temperature or related information in the region at a previous time. The subsequent output of the model is a function of the ultrasound data or other values and a previous output of the modeling. The time-history of the values may be used as inputs, such that the time history and spatial distributions of the temperature-associated and therapeutic effect-related parameters are used as features of the model. In alternative embodiment, no feedback is used.

The model outputs a temperature or temperature distribution (i.e., temperature at different locations and/or times) from the input information. The derived temperature may be in any unit, such as degrees Fahrenheit or Celsius. The resolution of the temperature may be at any level, such as outputting temperature as in one of multiple two or other degree ranges. Alternatively, other temperature related information is output, such as a change in temperature, a dose, or an index value.

Any model may be used, such as a neural network or a piecewise linear model. The model is programmed or designed based on theory or experimentation. In one embodiment, the model is a machine-learned model. The model is trained from a set of training data labeled with a ground truth, such as training data associated with actual temperatures. For example, the various measures or receive data are acquired over time for each of multiple patients. During transmission of the sample therapy, the temperature is measured. The temperature is the ground truth. Through one or more various machine-learning processes, the model is trained to predict temperature given the values and/or any feedback.

Any machine-learning algorithm or approach to classification may be used. For example, a support vector machine (e.g., 2-norm SVM), linear regression, boosting network, probabilistic boosting tree, linear discriminant analysis, relevance vector machine, neural network,

combinations thereof, or other now known or later developed machine learning is provided. The machine learning provides a matrix or other output. The matrix is derived from analysis of a database of training data with known results. The machine-learning algorithm determines the relationship of different inputs to the result. The learning may select only a subset of input features or may use all available input features. A programmer may influence or control which input features to use or other performance of the training. For example, the programmer may limit the available features to measurements available in real-time. The matrix associates input features with outcomes, providing a model for classifying. Machine training provides relationships using one or more input variables with outcome, allowing for verification or creation of interrelationships not easily performed manually.

The model represents a probability of temperature related information. This probability is a likelihood for the temperature related information. A range of probabilities associated with different temperatures is output. Alternatively, the temperature with the highest probability is output. In other embodiments, the temperature related information is output without probability information.

As an alternative to machine learning, manually programmed models may be used. The model may be validated using machine training. In one embodiment, a thermal distribution model is used. The thermal distribution model accounts for the thermal conductivity, density, or other behavior of different tissues, fluids, or structures. The thermal distribution model receives temperatures, temperature related information, measurements, or other data. The input information may be sparse, such as having temperature information for one or more, but fewer than all locations. The thermal distribution model determines the temperature at other locations. The thermal distribution model may determine the temperature at other times or both time and location.

In another embodiment, the thermal distribution model corrects temperatures based on anatomy. For example, a machine-learned model estimates temperature for uniform tissue. The temperature output is

corrected to account for tissue differences in the region, such as reducing the temperature around thermally conductive vessels or fluid regions.

In response to input of the features, the model outputs the temperature related information, such as temperature. Figure 2 shows a B-mode ultrasound image with a temperature overlay. The region in the lower center of the image is darker due to higher temperature. The darkest region corresponds to the highest temperature. Temporal persistence of the temperature may be used, such as maintaining a highest temperature where estimates are performed over time for each location.

The spatial distribution of temperature is used to identify a focal region within the imaging device's coordinates. Measurements are performed for multiple locations in a region. Full or sparse sampling may be used. The measurements are performed over time, but independent of previous measurements. Alternatively or additionally, a change in a measurement from a reference or any previous (e.g., most recent) measurement may be used.

Non-real time measurements may be used, such as a baseline temperature. MRI-based measurements for temperature distribution in a region may be used. Real-time measurements may be used, such as associated with ultrasound measurements performed during application of thermal therapy to a region of the patient.

A beam location or focal region for the HIFU is determined using the displacement of tissue information, temperature, or other characteristic. Locations associated with sufficient magnitude of displacement, temperature, strain, strain rate, shear, shear velocity, or shear modulus are identified. Where examples or embodiments use displacements, alternatively strain, strain rate, shear, shear velocity, or other derivatives of displacement may be used.

Locations where the displacement, temperature, or temperature change is relatively high are identified by applying a threshold. The threshold may be preprogrammed or adapted to a given data set. The threshold may be normalized, such as a threshold based on data at spatial locations spaced away from the likely location of the beam or focal region. As another example, an average or other percentage displacement or temperature across

a region of interest is determined. Locations associated with a maximum displacement or temperature greater than the average or other percentage indicates beam or focal locations. The displacement or temperature data may or may not be spatially filtered prior to application of the threshold. The displacements or temperatures may be low pass filtered after application of the threshold. In other or additional embodiments, no threshold is applied, or a noise threshold is used.

The response of the tissue to the excitation is used to determine the scan line, focal point, or other sub-region of the displacements. The distribution indicates the center line, focal point, or any representative shape as affected by any aberrations, tissue differences, or other deviations from ideal. Multiple points or different lines may be calculated. In examples herein, point and line are used. Any manual, semi-automatic, or automatic approach to detecting the point, line or other region.

The line or point is determined within an area or a volume. For example, the location of the line or point is determined using temperatures representing a volume. The location of the point may be determined in a one dimensional region, such as the location being along a line. Temperature is measured for just the line or area, but may be measured for regions with additional dimensions even if not used to determine the location of the line or point.

The point may be calculated independently of the line. For example, a maximum temperature in a field of temperatures is determined. A center of a largest region of increased temperature, region growing, region shrinking, or other processes may be used to find the point. The point may be determined with or without segmentation. The point may be a center of gravity for a region, such as the largest segmented region of increased temperature. In one embodiment, the point is a maximum temperature value (e.g., highest echo strain value) along a line of higher temperature values. The temperatures along the line may be low pass filtered in addition to any other filtering before determining the location of the maximum or center.

The line of increased or higher temperatures represents the beam trajectory or scan line of the sample HIFU transmission. The beam trajectory

line or curve is calculated rather than a simple center of focus. The line is calculated from the coordinates of the locations within the region. Region shrinking may be used, such as a skeleton operation on temperatures above a threshold. In one embodiment, a regression analysis is performed to fit a straight, curved or other line to the region. The line is through the center or other location of the region, indicating the location of the center of the sample HIFU beam.

Figure 1 shows a feedback from act 16 to act 12. For transformation, multiple points and/or lines are identified. The transmission of the sample HIFU in act 12, scanning in act 14, and detection in act 16 are repeated for different locations. The sample HIFU is sequentially transmitted to different locations within an area or volume. A set of sonications is transmitted with different therapy foci. The focus for each transmission is changed to sample the area or volume. A low dose sonication pattern is transmitted into the region of interest.

The different foci of the sonications are detected. For example, the heating pattern associated with the sonication is detected by the imaging system for different foci. The repetition results in a matched set of therapy device foci and imaging system coordinates of detected foci.

Any number of repetitions may be used. For example, three foci are detected for a volume. More foci may be detected.

In act 18, other locations than the foci are identified in both coordinate systems. For further spatial diversity of the matched HIFU system foci to the detected foci by the imaging system, the line associated with the sample is used. Alternatively or additionally, an origin of the line is determined. The position where the beam trajectory emanates from the HIFU transducer is the origin. By using the line fitting and finding an end or intersection with an array, the origin is determined. The end may be found by a location where increased temperatures or displacement begins. The array may be detected with ultrasound return from the imaging system so that the intersection of the line with the array is found.

In another embodiment, the origin or another location is identified from a plurality of beam trajectories. The transmissions of sample HIFU to the

different foci are controlled to emanate from a same location. The location is on the array, behind the array, or in front of the array. By line fitting to each beam trajectory, the point of intersection is found. The point of intersection is thus detected by data from the imaging system, such as derived from thermometry, and known based on the transmit parameters relative to the HIFU transducer.

Using one or more beam trajectories, one or more locations in addition to the foci known in both coordinate systems may be identified. For example, the intersection may indicate one location. One or more scan lines from that location may be used to find different origins on the HIFU transducer. A common origin or origin of a single line may be found without identification of the intersection. The beam trajectories may be used to extrapolate the center or position of the therapy device.

In act 20, a transform between coordinates of the HIFU system and coordinates of the imaging system is calculated. The transform registers the therapy transducer or device relative to the imaging system or transducer. A coordinate transform is determined, associating spatial locations relative to one system with spatial locations relative to another system. Given the registration, a location indicated in images or from data of the imaging system may be transformed to a location for the therapy system, allowing accurate identification of and application to a treatment region.

The transform is determined from the locations known to both systems. The foci of the sample transmissions detected by the imaging system provide matched locations in both systems. For example, the therapy system focuses the samples to locations defined in the coordinates of the therapy system. The temperature change, displacement, or other effect of the transmissions is detected from data in the imaging system, resulting in identification of the locations of the sample foci in the imaging system. The therapy system foci and the detected foci are at known locations in both systems. These matched locations are used to derive the transform relating the coordinate systems.

The transform may be calculated using other locations matched in both coordinate systems. For example, the beam trajectory (e.g., line or

curve) is determined from the transmit parameters of the therapy system and detected by the imaging system. Origins, intersections or other matched locations may be used.

Any technique for registering coordinate systems may be used. In one embodiment, error minimization is performed. For example, a least squares analysis minimizes the error to align or spatially relate the same locations from the different coordinate systems. An error minimization algorithm may be used to determine a transformation between the programmed or set therapy device coordinates and detected imaging system coordinates. The error between matched locations, such as the foci used for the sample transmissions and detected by the imaging system, is minimized. As another example, a correlation, minimum sum of absolute differences, or other similarity measure is performed. The points and/or lines in both coordinate systems are translated, rotated, and/or scaled relative to each other. The translation, rotation, and/or scale resulting in the greatest correlation or minimum sum of differences is the transform.

The transformation provides for a translation, rotation, and/or scaling to associate coordinates or locations in one coordinate system with coordinates or locations in another coordinate system. The transformation may be an affine transformation. The transformation is a rigid shift of the entire coordinate systems. In another embodiment, the transform is calculated as a non-linear transform. For example, a 3-D spline interpolation is calculated between coordinates. The non-linear transform provides for warping, allowing different shifts for different locations. The calculated transform is a matrix, spline or other non-linear representation of the relationship between coordinate systems.

Acts 22-28 are for use of the transform. In act 22, an image is displayed. The image is acquired by the imaging system. The image is of a two-dimensional region of the patient. Alternatively, the image is a three-dimensional representation (i.e., two-dimensional image rendered from data representing a volume). In other embodiments, the image represents one spatial dimension (e.g., M-mode) or represents a sampling of individual range gates over time (e.g., spectral Doppler at one or more locations).

Any type of image may be used, such as a B-mode, color flow mode (e.g., Doppler velocity, energy, and/or variance), tissue Doppler, M-mode, spectral Doppler, harmonic mode, contrast agent, perfusion, elasticity, strain, strain rate, shear velocity, modulus, parametric, or other now known or later developed imaging. In one embodiment, anatomical information is displayed, such as a B-mode or harmonic B-mode image. Where the imaging system is a magnetic resonance system, other types of images may be provided.

The image may include the temperature related information. The temperature related information is displayed as a value, such as a temperature or dose. A graph of temperature as a function of time or along a line may be displayed. In one embodiment, the temperature is mapped to color and overlaid on a two-dimensional image or a three-dimensional representation. The mapping modulates the color as a function of the temperature related information, such as the shade of red or color between red and yellow being different for different temperatures. The change in temperature may alternatively be mapped to the output color or additionally mapped to brightness or other aspect of the color. The overlay is laid over an ultrasound image representing the anatomy, such as overlaid on a B-mode image. The overlay is registered to the anatomic information. The overlay indicates a current location of focus for the therapy system and the underlying anatomical image may show the anatomy to be treated.

The imaging system generates the image. The image is from data acquired as part of calculating the transform. Alternatively, the image is from data acquired after calculating the transform or interleaved during calculating of the transform.

In act 24, user input is received. Signals from a user interface, such as a touch screen, mouse or trackball and button, or arrow keys, are received.

The user indicates a treatment region relative the displayed image. For example, a single location (e.g., point) or multiple locations (e.g., line, area, or volume location) on the image is selected by the user. The location or locations are of anatomy that is to be treated. In alternative embodiments,

a processor identifies the treatment region without user input. For example, the processor applies computer assisted diagnosis to find a lesion.

The user may input dose or other information as well. Various settings may be selected to provide a desired beam over the tissue to be treated while minimizing healthy tissue subjected to the HIFU.

In act 26, the selected treatment location is transformed from the imaging system coordinates to the therapy system coordinates. The treatment location is a one, two, or three-dimensional region of the patient. The locations for the selected region in the therapy system are determined by transforming the locations from the imaging system. Before subjecting the tissue to treatment, the position of the HIFU beam or therapy is determined. The focus for treatment is set to be at or relative to the locations identified from the imaging system.

The transformation is an interpolation or other mathematical calculation. Given a location in the imaging system, the translation, rotation, and/or scaling of the transform are applied to the location to determine the location in the therapy system. With the transformation, the therapy waveform is focused for the treatment location.

The transformation accounts for the independence of the therapy and imaging systems. For example, transducers for therapy and imaging are placed on the patient in a cuff or blanket. The transducers of the different systems are flexibly connected together, but the relative position is not known. Rather than or in addition to sensing fiducials or the arrays themselves, the temperature or effect measurement-based registration may be used. Rather than or in addition to using position sensors (e.g., angle measurement, optical measurement, magnetic position sensors or other devices), the effect measurement-based registration may be used.

In act 28, a therapy waveform is transmitted. The location of the focus, origin, scan line, or application of the therapy is based on the transformation. The coordinates in the therapy system for the treatment location of the patient are determined from the transformation. The dose, angle, focus, and/or other characteristics of the therapy are established for the treatment location.

In the HIFU embodiment, high intensity focused ultrasound therapy waveforms are transmitted. High voltage waveforms are applied to the high intensity focused ultrasound transducer, which generates the HIFU therapy waveforms in the acoustic domain. The HIFU pulse or pulses are focused using a phased array and/or mechanical focus and provide the high intensity acoustic energy to tissue at a focal or beam location.

The therapy provides a greater dose than the samples transmitted in act 12. The therapeutic ultrasound pulse has a plurality of cycles at any desired frequency and amplitude. In one embodiment, the therapeutic pulse lasts for a fraction of a second to seconds at an ultrasound frequency, such as 500 KHz-20MHz. Any peak intensity may be provided, such as 100 or more watts per square centimeter, 500 or more watts per square centimeter, 1000-2000 watts per square centimeter, or about 1000 watts per square centimeter. Any now known or later developed therapeutic waveform with any intensity, frequency, and/or number of cycles may be used. The waveform is continuous or intermittent.

The therapeutic ultrasound pulse treats the tissue by generating heat at the desired tissue location. The intensity also generates stress on the tissue. The pulse pushes the tissue towards and away from the transducer with negative and positive acoustic pressures. For a sufficiently long therapeutic pulse, a substantially constant strain on the tissue is created. The strain, ϵ , is a function of the tissue stiffness, E , the viscosity, η , and the stress from HIFU radiation force. The steady state stress during the therapeutic pulse is proportional to the ratio of average HIFU intensity, I , to the speed of sound in the tissue, c .

The HIFU waveforms may also generate biomechanical changes. The thermal effects of the therapy acoustic energy may cause changes in volume due to thermal expansion, in the speed of sound (c), in tissue stiffness (E), and/or in the viscosity (η) of fluids in the tissue. The therapy acoustic energy may also induce mechanical effects, such as radiation pressure, streaming, and/or cavitations. The biological effects may include hyperthermia at tissue temperature of about 41-45°C, protein denaturation at temperatures above 45°C, and tissue necrosis at temperatures above 50°C.

Tissue stiffness may be affected even at temperatures below 45°C. At temperatures above 45°C, increases in viscosity and/or stiffness may occur. At temperatures above 50°C, the tissue may have a high stiffness and/or high attenuation.

The HIFU may be continuous or sporadic. Any treatment regimen may be used. During ongoing treatment or in between different fractions of the treatment, the imaging of act 22, input of act 24, and transformation of act 26 may be repeated. The therapy waveforms of act 28 are interleaved with the imaging of act 22. The HIFU treatment ceases while the beam location is determined. In another alternative, the HIFU is performed at one frequency or coding, and the transmission of the excitations and corresponding reception for imaging are performed at a different frequency or coding, allowing operation at the same time. The interleaving allows user or system positioning of the HIFU beam on an on-going basis. If the patient or transducer shifts position, the beam may be altered to treat the appropriate tissue. If the speed of sound in the tissue changes due to the treatment, the beam may be altered to treat the appropriate tissue.

The transformation is calculated once or is also updated. For example, the patient or transducer positions may shift. The transformation may be updated to account for such changes of alignment between the coordinate systems.

Figure 3 shows one embodiment of a system for registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging. The system performs the method described above or a different method. Other systems may be used.

The system includes an imaging system 40 and a therapy system 42 for use with the patient 44. The imaging system 40 is a magnetic resonance, diagnostic ultrasound, x-ray, computed tomography or other imaging system. The therapy system 42 is a HIFU system, microwave system, radiation system, or other source of transmitted therapeutic energy.

The imaging system 40 and therapy system 42 are separate systems. The coordinates of the systems 40, 42 are different. For example, separate transducers are used for therapy and imaging.

The systems 40, 42 communicate to allow calculation of a transform. The location or coordinate information of one system is communicated to the other system. Alternatively, predetermined foci and corresponding coordinate information of the therapy system 42 are known or stored in the imaging system 40.

A processor in one of the systems calculates the transform. Alternatively, a separate computer is provided for calculating the transform. For example, a personal computer, workstation, or server calculates the transform from data received from one or both of the systems 40, 42.

Some components may be shared, such as processing electronics. In one embodiment, separate transducers are used, but otherwise the processing is performed by a common system. Figure 4 shows one example arrangement of separate transducers 32, 34. Figure 5 shows one example ultrasound system for operating the transducers 32, 34 of Figure 4 or other therapy and imaging transducer arrangement.

The ultrasound system of Figure 5 includes a transmit beamformer 52, a transducer 54, a receive beamformer 56, an image processor 58, a display 60, a processor 62 and a memory 64. Additional, different or fewer components may be provided. For example, separate detectors and a scan converter are also provided. As another example, a separate transmit beamformer is provided for therapy.

The ultrasound system is a medical diagnostic ultrasound imaging system. Imaging includes two-dimensional, three-dimensional, B-mode, Doppler, color flow, spectral Doppler, M-mode or other imaging modalities now known or later developed. The ultrasound system is a full size cart mounted system, a smaller portable system, a hand-held system or other now known or later developed ultrasound imaging system. In another embodiment, the processor 62 and memory 64 are part of a separate system. For example, the processor 62 and the memory 64 are a workstation or personal computer operating independently of the ultrasound system. As another example, the processor 62 and the memory 64 are part of the therapy system 42.

The transducer 54 includes one or more therapy transducers 32 (see Figure 4). The therapy transducer 32 is any now known or later developed transducer for generating high intensity focused ultrasound from electrical energy. A single element may be provided, such as where focus is provided mechanically by movement or a lens. A plurality of elements in a one or multi-dimensional array may be used, such as an array of $N \times M$ elements where both N and M are greater than 1 for electric based focusing or steering.

The element or elements are piezoelectric, microelectromechanical, or other transducer for converting electrical energy to acoustic energy. For example, the therapy transducer 32 is a capacitive membrane ultrasound transducer.

The therapy transducer 32 is operable from outside a patient. For example, the therapy transducer 32 is a probe or other device held against the patient's skin. The therapy transducer 32 is handheld, positioned by a device, or strapped to the patient. In other embodiments, the therapy transducer 32 is in a probe, catheter or other device for operation from within a patient.

In one embodiment, only one therapy transducer 32 is provided. In other embodiments, a plurality of therapy transducers 32 is provided. For example, a plurality of two-dimensional arrays of elements is used for transmitting from different locations to a treatment region. Figure 4 shows a cuff structure with at least three therapy transducers 32.

Each of the transducer elements connect to the transmit beamformer 52 for receiving electrical energy from the transmit beamformer 52. The therapy transducer 32 converts the electrical energy into an acoustic beam for therapy or for sampling.

The transducer 54 (see Figure 5) includes one or more imaging transducers 34 (see Figure 4). The imaging transducer 34 is the same or different type, material, size, shape, and structure than the therapy transducer 32. For example, one or more imaging transducers 34 each include a multi-dimensional array of ultrasound transducer elements. The imaging transducer 34 is any now known or later developed transducer for diagnostic

ultrasound imaging. The imaging transducer 34 is operable to transmit and receive acoustic energy.

In one embodiment, only one imaging transducer 34 is provided. In other embodiments, a plurality of imaging transducers 34 is provided. For example, a plurality of two-dimensional arrays of elements is used for transmitting from different locations to a patient region including a treatment region. Figure 4 shows a cuff structure with at least three imaging transducers 34.

The therapy and imaging transducers 32, 34 are separate from each other. A fixed or known relative position is not provided. Different flexible cables may connect the transducers 32, 34 with the same electronics, but the cables do not dictate relative position other than limiting a distance apart that may occur.

In another embodiment, the therapy transducer 32 connects with the imaging transducer 34, but not fixedly. A connector is flexible or moveable. For example, the therapy and imaging transducers 32, 34 are in a cuff or blanket (see Figure 4). The blanket is plastic, metal, fabric, or other material for rigidly, semi-rigidly or flexibly holding the plurality of transducers 32, 34 with or without the beamformers 52, 56, and/or processor 62. For example, Figure 4 shows a blanket with a plurality of transducers 32, 34. Hinges, other structure, or an outer casing interconnect the transducers 32, 34. For example, hinges connect the transducers 32, 34. One or more sets of transducers 32, 34 may be more rigidly connected.

The blanket includes every other transducer as an imaging transducer 34 and a therapy transducer 32. Other ratios and/or arrangements may be provided. One, more, or all of the transducers may be dual use devices, such as each transducer 32, 34 being for imaging and therapy. In one embodiment, each of the imaging transducers 34 is operable to electronically or electronically and mechanically scan in three dimensions for acquiring data representing a volume. The transducers 34 may be arranged such that, at least for deeper depths, the scan volumes of adjacent imaging transducers 34 overlap.

A covering, such as a fabric, plastic or other material, may relatively connect the transducers 32, 34. The blanket is a cuff or other structure for wrapping around or resting on a patient. Figure 4 shows the blanket of transducers 32, 34 wrapped at least partially around a leg or arm, represented by a bone. The ultrasound devices are embedded in a flexible surface, wrapped around the region of the body needing medical attention. This geometry may allow acquiring 360-degree images around a limb or larger volumes than with a single array of transducer arrays.

Depending on placement, the relative position of the therapy transducers 32 and the imaging transducers 34 may be different. The spatial relationship between the transducers 32, 34 is measurable. The registration and corresponding transformation calculation may be performed after placement on the patient. Sample treatment is performed and the resulting effect (e.g., temperature or change) is detected. The matched locations from the transmission and detection are used to calculate the transformation.

Additional indications of the relative positions may be measured. For example, a sensor measures the relative motion between the two. Any sensor may be used, such as magnetic position sensors, strain gauges, fiber optics, or other sensor. Alternatively or additionally, acoustic response from the arrays indicates the relative positions. Fiducials may be used. Correlation of imaging data may indicate a spatial relationship between imaging transducers 34. In other embodiments, the same array is used for both therapy and imaging, so data correlation indicates the spatial relationship for imaging and therapy transducers 32, 34. The additional position indications are used as yet further information for determining the transform. Alternatively, separate transforms are provided and the results averaged.

The transmit beamformer 52 is one or more ultrasound transmitter, memory, pulser, waveform generators, amplifiers, delays, phase rotators, multipliers, summers, digital-to-analog converters, filters, combinations thereof and other now known or later developed transmit beamformer components. The transmit beamformer 52 is configured into a plurality of channels for generating transmit signals for each element of a transmit aperture. The transmit signals for each element are delayed and

apodized relative to each other for focusing acoustic energy along one or more scan lines. Signals of different amplitudes, frequencies, bandwidths, delays, spectral energy distributions or other characteristics are generated for one or more elements during a transmit event.

The transmit beamformer 52 connects with the therapy transducer 32 and/or the imaging transducer 34. In one embodiment, the same transmit beamformer 52 is used for both. In other embodiments, different or separate transmit beamformers 52 are used.

For imaging, the transmit beamformer 52 transmits a plurality of beams in a scan pattern. Upon transmission of acoustic waves from the transducer 34 in response to the generated waves, one or more beams are formed. A sequence of transmit beams are generated to scan a two or three-dimensional region. Sector, Vector®, linear, or other scan formats may be used. The same region is scanned multiple times. For flow or Doppler imaging and for strain imaging, a sequence of scans is used. In Doppler imaging, the sequence may include multiple beams along a same scan line before scanning an adjacent scan line. For strain imaging, scan or frame interleaving may be used (i.e., scan the entire region before scanning again). In alternative embodiments, the transmit beamformer 52 generates a plane wave or diverging wave for more rapid scanning.

For therapy, the transmit beamformer 52 transmits one or more beams. To calculate the transform, the acoustic beams are samples of high intensity focused ultrasound waveforms. The samples have lesser aperture, amplitude, frequency or combinations thereof than used for therapy. The samples emulate the HIFU waveforms and are sufficient to increase temperature or cause other detectable effect to the tissue (e.g., displacement).

The samples are transmitted to different foci regardless of treatment region. The foci are distributed randomly or regularly throughout a volume or area of interest. A set of samples are transmitted.

For actual therapy, the transmit beamformer 52 causes generation of acoustic energy for HIFU. The high intensity focused ultrasound transducer 34 generates high intensity focused ultrasound therapy

waveforms. Relative delays focus the acoustic energy. A given transmit event corresponds to transmission of acoustic energy by different elements at a substantially same time given the delays. The transmit event provides a pulse of ultrasound energy for treating the tissue. The transmit event may be repeated or may include on-going (multiple cycle) waveforms.

The receive beamformer 56 is configured to acquire ultrasound data representing a region of a patient. The ultrasound data is for measuring temperature related information, acquiring anatomical information, detecting displacement, and/or receiving other data. The anatomical information is, at least in part, from ultrasound data.

The receive beamformer 56 includes a plurality of channels for separately processing signals received from different elements of the transducer 54. Each channel may include delays, phase rotators, amplifiers, filters, multipliers, summers, analog-to-digital converters, control processors, combinations thereof and other now known or later developed receive beamformer components. The receive beamformer 56 also includes one or more summers for combining signals from different channels into a beamformed signal. A subsequent filter may also be provided. Other now known or later developed receive beamformers may be used. Electrical signals representing the acoustic echoes from a transmit event are passed to the channels of the receive beamformer 56. The receiver beamformer 56 outputs in-phase and quadrature, radio frequency or other data representing one or more locations in a scanned region. The channel data or receive beamformed data prior to detection may be used by the processor 62.

The receive beamformed signals are subsequently detected and used to generate an ultrasound image by the image processor 58. The image processor 58 is a B-mode/M-mode detector, Doppler/flow/tissue motion estimator, harmonic detector, contrast agent detector, spectral Doppler estimator, combinations thereof, or other now known or later developed device for generating an image from received signals. The image processor 58 may include a scan converter. The detected or estimated signals, prior to or after scan conversion, may be used by the processor 62.

The display 60 is a monitor, LCD, plasma, projector, printer, or other now known or later developed display device. The display 60 is configured to display an image representing the region of the patient and/or the effect of thermal therapy. For example, an anatomy image is displayed. As another example, temperature or related information is output as a value, graph, or two-dimensional representation. The processor 62 and/or the image processor 58 generate display signals for the display 60. The display signals, such as RGB values, may be used by the processor 62.

The processor 62 is a control processor, beamformer processor, general processor, application specific integrated circuit, field programmable gate array, digital components, analog components, hardware circuit, combinations thereof and other now known or later developed devices for processing information. The processor 62 is configured, with computer code, to identify locations of effect from a sample therapy transmission. For example, the processor 62 models an effect of thermal therapy on a treatment region. The temperature for one or more locations in the treatment region is estimated based on inputs to the model. The computer code implements a machine-learned model and/or a thermal model to estimate the temperature or temperature related information. The model is a matrix, algorithm, or combinations thereof to estimate based on one or more input features. In one embodiment, the processor 62 estimates temperature information as disclosed in U.S. Patent Application No. 2011/0060221, the disclosure of which is incorporated herein by reference. In other embodiments, the processor 62 uses measurements of one or more parameters to estimate temperature without a model.

The processor 62 detects various foci of sample HIFU transmissions from the temperature or other imaging-based information. For example, data received from the receive beamformer 56 is used to detect locations associated with peak heating caused by the low dose of high intensity focused ultrasound or other therapy. The beam trajectory or scan line for one or more samples may be detected. The origin and/or intersection of trajectories may be detected.

The processor 62 determines a transformation between coordinates associated with the therapy transducers 32 and associated with the imaging transducer 34. The transform may be for a given therapy transducer 32 to another imaging transducer 34 or for groups thereof. In one embodiment, transforms for all of the transducers 32, 34 to a common grid or coordinate system may be calculated. The imaging transducers 34 may be on a common coordinate system, such as by using data correlation from the different transducers 34 to detect relative positions. One or more of the therapy transducers 32 are registered with the imaging coordinate system.

The transformation is a function of the foci of the samples transmitted from the therapy transducers 32 and detected with the imaging transducers 34. Using the foci from both systems, the error between coordinate spaces is minimized. Any type of transform may be calculated.

The processor 62 uses the transform to direct therapy to a treatment region identified from images of the imaging system 40. A treatment location on an image acquired with the imaging transducer or transducers 34 is received. A therapy location for transmission of the high intensity focused ultrasound from one or more of the therapy transducers 32 is determined with the transform. The locations in the imaging system 40 are transformed to locations in the therapy system 42. The processor 62 then causes the transmission of the high intensity focused ultrasound to the therapy location. The locations are transmitted to the therapy system 42 or used to control for focus of the therapy system 42.

The memory 64 is a non-transitory computer readable storage medium having stored therein data representing instructions executable by the programmed processor for registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on computer-readable storage media or memories, such as a cache, buffer, RAM, removable media, hard drive or other computer readable storage media. Computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The functions, acts or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of

instructions stored in or on computer readable storage media. The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code and the like, operating alone or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing and the like. In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU or system.

While the invention has been described above by reference to various embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. It is therefore intended that the foregoing detailed description be regarded as illustrative rather than limiting, and that it be understood that it is the following claims, including all equivalents, that are intended to define the spirit and scope of this invention.

Claims

1. A method of registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging, the method comprising:
 - transmitting (12), from a HIFU system (42), a sample of a high intensity focused ultrasound waveform to a first region of a patient, the sample having a different amplitude, duration, or both amplitude and duration from the waveform;
 - scanning (14), with an imaging system (40), the first region of the patient;
 - detecting (16) a response due to the sample, the detecting (16) being from the scanning (14);
 - calculating (20) a transform between coordinates of the HIFU system (42) and coordinates of the imaging system (40), the transform being a function of a first location of the response caused by the transmitting to the first region as detected by the response;
 - displaying (22) an image of the imaging system (40);
 - receiving (24) user input of a treatment location relative to the image;
 - transforming (26) the treatment location to the coordinates of the HIFU system (42) with the transform; and
 - transmitting (28) the waveform focused as a function of the treatment location in the coordinates of the HIFU system (42).

2. The method of claim 1 further comprising repeating the transmitting (12), scanning (14) and detecting (16) for at least second and third locations, wherein calculating (20) the transform comprises calculating (20) as a function of the first, second and third locations.

3. The method of claim 1 wherein the first location is part of a beam trajectory, the transform calculated (20) as a function of the beam trajectory including the first location.

4. The method of claim 3 further comprising determining (18) an origin of the beam trajectory, wherein calculating (20) comprises calculating (20) the transform as a function of the origin.
5. The method of claim 1 wherein calculating (20) comprises performing an error minimization.
6. The method of claim 1 wherein calculating (20) comprises determining a translation, rotation, and scaling for affine transformation.
7. The method of claim 1 wherein calculating (20) comprises calculating (20) the transform as a non-linear transform.
8. The method of claim 1 wherein transmitting (12) the sample comprises transmitting a lower dose of the high intensity focused ultrasound waveform, and wherein transmitting (28) the waveform comprises transmitting a higher dose of the high intensity focused ultrasound waveform.
9. The method of claim 1 wherein scanning (14) and detecting (16) comprise performing thermometry, the response comprising temperature.
10. The method of claim 9 wherein performing the thermometry comprises performing ultrasound thermometry.
11. The method of claim 1 wherein the HIFU system (42) comprise a therapy transducer (32), wherein the imaging system (40) comprises an imaging transducer (34) separate from but flexibly connected with the therapy transducer (32), wherein calculating (20) the transform comprises registering the therapy transducer (32) relative to the imaging transducer (34), and wherein the transforming (26) accounts for the flexibly connection such that the waveform is focused at the treatment location.

12. In a non-transitory computer readable storage medium (64) having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor (62) for registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging, the storage medium (64) comprising instructions for:
- transmitting (12), by a therapy device, a set of sonications to different therapy foci;
 - detecting (16), by an imaging system (40), different detected foci of the sonications; and
 - determining (20) a coordinate transform between the therapy device and the imaging system (40) as a function of the different therapy foci and detected foci.
13. The non-transitory computer readable storage medium (64) of claim 12 wherein transmitting (12) comprises transmitting the sonications with a dose sufficient to raise a temperature of tissue less than five degrees.
14. The non-transitory computer readable storage medium (64) of claim 12 wherein detecting (16) comprises detecting (16) temperatures of a region, the detected foci corresponding to locations of higher temperature.
15. The non-transitory computer readable storage medium (64) of claim 12 wherein determining (20) the coordinate transform comprises minimizing an error.
16. The non-transitory computer readable storage medium (64) of claim 12 further comprising:
- detecting beam trajectories of the sonications; and
 - finding (18) an origin common to the sonications from the beam trajectories;
- wherein determining (20) the coordinate transform comprises determining as a function of the origin.

17. A system for registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging, the system comprising:

at least one therapy transducer (32) operable to transmit high intensity focused ultrasound;

at least one imaging transducer (34) operable to transmit acoustic energy for imaging;

a connector between the at least one therapy transducer (32) and the at least one imaging transducer (34), the connector operable to conform to a patient; and

a processor (62) configured to determine a transformation between coordinates associated with the at least one therapy transducer (32) and associated with the at least one imaging transducer (34), the transformation being a function of foci of the at least one therapy transducer (32) detected with the at least one imaging transducer (34).

18. The system of claim 17 wherein the at least one therapy transducer (32) comprises a first multidimensional array of elements and wherein the at least one imaging transducer (34) comprises a second multidimensional array of elements;

further comprising:

a transmit beamformer (52) configured to generate a set of low dose sonications focused at the foci of the at least one therapy transducer (32);

a receive beamformer (56) configured to scan a region of the patient;

wherein the processor (62) is configured to detect the foci from data received from the receive beamformer (56).

19. The system of claim 17 wherein the processor (62) is configured to detect locations associated with heating caused by a low dose of the high intensity focused ultrasound, the locations comprising the foci.

20. The system of claim 17 wherein the at least one therapy transducer (32) comprises a plurality of therapy transducer (32)s, wherein the at least one imaging transducer (34) comprises a plurality of imaging transducer (34)s

interleaved with the therapy transducer (32)s, and wherein the connector comprises a flexible cuff.

21. The system of claim 17 wherein the processor (62) is configured to receive a treatment location on an image acquired with the at least one imaging transducer (34), determine a therapy location for transmission of the high intensity focused ultrasound from the at least one therapy transducer (32) with the transform, and cause transmission of the high intensity focused ultrasound to the therapy location.

Abstract

A method is provided for registering high intensity focused ultrasound (HIFU) with imaging.

The effects of transmission from a HIFU transducer (32), such as a rise in temperature, are detected (16) by a separate imaging system (40). By using multiple transmissions (12), a plurality of locations of the transmissions from the HIFU transducer are determined (16) within the imaging system coordinates. A transform relating the imaging system (40) coordinates to the HIFU transducer coordinates is determined (20) from the detected effects. The transform may be used to relate (26) locations indicated in images of the imaging system (40) with coordinates of the HIFU transducer (32) for application of HIFU.

(Fig.1)

FIG. 1

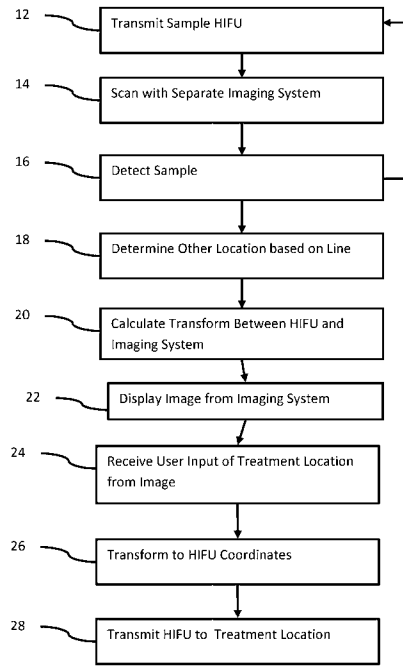


FIG. 2

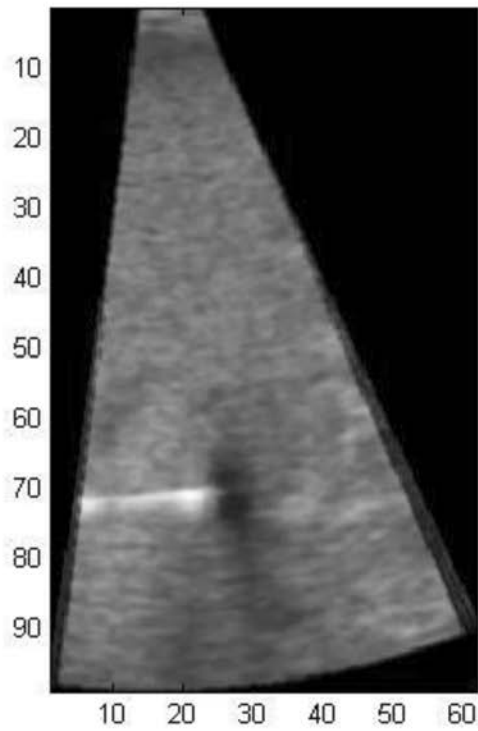


FIG. 3

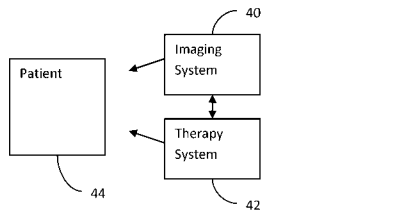


FIG. 4

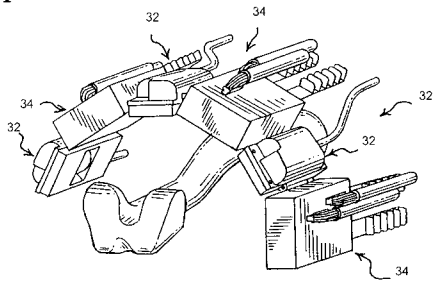
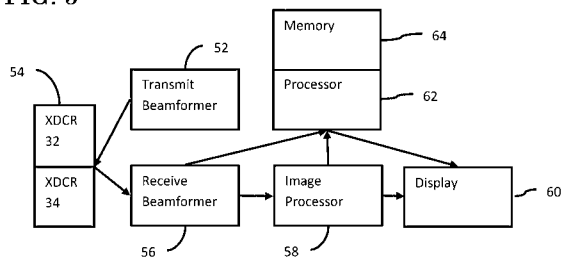


FIG. 5



专利名称(译)	高密度聚焦型超声波与成像的对准		
公开(公告)号	JP2013178247A	公开(公告)日	2013-09-09
申请号	JP2013037325	申请日	2013-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	スティーヴンジェイシュー リーシアンファン ケヴィンマイケルシーキンズ		
发明人	スティーヴン ジェイ. シュー リーシアン ファン ケヴィン マイケル シーキンズ		
IPC分类号	G01S15/89 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/085 A61B2034/2063 A61B2090/378 A61N7/02 A61N2007/027		
FI分类号	G01S15/89 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD22 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF13 4C601/FF15 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC32 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/LL38 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AD01 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/BA01 5J083/BC14 5J083/BD06 5J083/CA12 5J083/CC02 5J083/DC05 5J083/EA01 5J083/EB05		
优先权	13/407638 2012-02-28 US		
其他公开文献	JP2013178247A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

高强度聚焦超声 (HIFU) 注册成像。来自HIFU换能器的传输的影响，例如温度的升高，由单独的成像系统检测。通过使用多次传输，在成像系统坐标内确定来自HIFU换能器的传输的多个位置。根据检测到的效果确定将成像系统坐标与HIFU换能器坐标相关联的变换。该变换可用于将成像系统的图像中指示的位置与HIFU换能器的坐标相关联以用于HIFU的应用。成像系统可以不必扫描HIFU换能器或基准点，并且可能不需要固定关系。

