

(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2010-259806

(P2010-259806A)

(43) 公開日 平成22年11月18日(2010.11.18)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)
A61B 18/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 17/36 3 3 0

テーマコード(参考)

4 C 1 6 0
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L 外国語出願 (全 45 頁)

(21) 出願番号 特願2010-106275 (P2010-106275)
 (22) 出願日 平成22年5月6日 (2010.5.6)
 (31) 優先権主張番号 12/435,196
 (32) 優先日 平成21年5月4日 (2009.5.4)
 (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 100061815
 弁理士 矢野 敏雄
 (74) 代理人 100094798
 弁理士 山崎 利臣

最終頁に続く

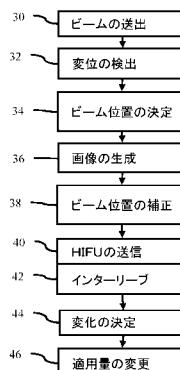
(54) 【発明の名称】 医用超音波イメージングにおける高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行う方法、システムおよびコンピュータ読み出し可能記録媒体

(57) 【要約】

【課題】 従来技術の欠点を解消する、高密度焦点式超音波に対してフィードバックを提供するための方法、コンピュータ読み出し可能記憶媒体および高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行うシステムを提供すること。

【解決手段】 高密度焦点式超音波に対して位置のフィードバックを行う。HIFUトランスデューサからのビームの位置は、超音波イメージングを使用して求められる。この超音波イメージングにより、HIFUトランスデューサから送信されたビームによって生じた組織の変位が検出される。この変位またはこの変位から導出された情報は、ビームの位置を検出してイメージングするのに使用可能である。HIFUおよびイメージングに対して別個のトランスデューサを使用可能である。ユーザは、組織の変位の超音波イメージングから得られるフィードバックにより、HIFU送信の狙いを定める。

【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に対するフィードバックを行う方法において、

該方法は、

高密度焦点式超音波トランスデューサからの励起を患者の組織に送信するステップと、
当該の励起によって生じた前記の組織の変位を検出するステップと、

前記の変位の関数として、前記の励起のビームプロフィールの画像を生成するステップ
とを有することを特徴とする、

高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行う方法。

【請求項 2】

前記の励起を送信するステップには、高密度焦点式超音波治療波形のエミュレーション
として前記の励起を送信するステップが含まれてあり、

当該のエミュレーションは、前記の治療波形とは振幅または持続時間が異なるか、または
振幅および持続時間の両方が異なる、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記のエミュレーションにより、治療の熱およびキャビテーションが実質的に生じない
ようにし、また前記の治療波形により、熱またはキャビテーションが供給される、

請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記の組織の変位を検出するステップには、当該の組織に超音波を送信して、当該の送
信からの反射を受信するステップが含まれてあり、

当該の超音波の送信および受信を複数回行って、当該の複数回の受信によって得られる
前記の反射から前記の変位を検出する、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記の組織の変位を検出するステップには、前記の励起によって生じた剪断波を検出す
るステップが含まれている、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記の剪断波を検出するステップには、剪断速度または剪断弾性率を検出するステップ
が含まれている、

請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記の励起のビームプロフィールの画像を生成するステップには、前記の組織内におけ
る当該の励起のビームプロフィールの空間的な拡がりおよび位置を示す多次元画像を生成
するステップが含まれている、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

さらに、非線形音響伝搬の関数として、前記のビームプロフィールを補正するステップ
が含まれている、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

さらに、

前記の高密度焦点式超音波トランスデューサによって高密度焦点式超音波治療波形を送
信するステップと、

前記の励起の送信および検出を繰り返しにより、前記の治療波形をインタリープするス
テップとを有する、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

さらに、

前記の変位の関数として、高密度焦点式超音波治療から得られる前記の組織における変化を求めるステップと、

当該の変化の関数として、当該の高密度焦点式超音波治療の適用量を変更するステップとを有する、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 1】

前記のビームプロフィールの画像を生成するステップには、前記の変位の関数としてビームプロフィールおよびビームプロフィールモデルを再構成するステップが含まれている、

10

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 2】

コンピュータ読み出し可能記憶媒体において、

該コンピュータ読み出し可能記憶媒体には、高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行うためにプログラムされたプロセッサによって実行される命令を表すデータが記憶されており、

当該の記憶媒体には、組織の変位の関数として、高密度焦点式超音波治療に対するビーム位置を求めるための命令および当該のビーム位置の画像を生成するための命令が含まれていることを特徴とする、

コンピュータ読み出し可能記憶媒体。

20

【請求項 1 3】

前記のビームの位置を求めるには、高密度焦点式超音波治療波形のエミュレーションを送信することが含まれてあり、

当該のエミュレーションは、前記の治療波形とは振幅、持続時間、または振幅および持続時間の双方が異なり、

前記のエミュレーションにより、治療の熱およびキャビテーションが実質的に生じないようにし、また超音波スキャニングによって前記の変位が求められ、ここで変位の位置が前記のエミュレーションによって生じる、

請求項 1 2 に記載のコンピュータ読み出し可能記憶媒体。

30

【請求項 1 4】

前記の組織の変位の関数としてビーム位置を求めるには、当該のビーム位置に相応するビームによって生じた剪断波を検出することが含まれている、

請求項 1 2 に記載のコンピュータ読み出し可能記憶媒体。

【請求項 1 5】

前記のビーム位置を求めるには、前記の組織の異なる空間位置に対して剪断速度または弾性率を求めることが含まれてあり、

前記のビーム位置は、別の空間位置よりも剪断速度または弾性率が大きな空間位置に相応する、

請求項 1 2 に記載のコンピュータ読み出し可能記憶媒体。

40

【請求項 1 6】

前記のビーム位置の画像を生成することには、前記の組織内でビームプロフィールの空間的の拡がりを示す多次元画像を生成することが含まれている、

請求項 1 2 に記載のコンピュータ読み出し可能記憶媒体。

【請求項 1 7】

さらに非線形音響伝搬の関数として、前記のビームプロフィールを補正する命令が含まれている、

請求項 1 2 に記載のコンピュータ読み出し可能記憶媒体。

【請求項 1 8】

さらに、

前記の変位の関数として、高密度焦点式超音波治療による前記の組織における変化を求

50

めるための命令と、

当該の変化の関数として、当該の高密度焦点式超音波治療の適用量を変更する命令とを有する、

請求項 1 2 に記載のコンピュータ読み出し可能記憶媒体。

【請求項 1 9】

高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行うシステムにおいて、

該システムは、高密度焦点式超音波治療波形を生成する高密度焦点式超音波トランスデューサと、

前記の高密度焦点式超音波トランスデューサとは別個に移動可能でありかつ前記の高密度焦点式超音波トランスデューサからの送信に応答して信号を受信するイメージングトランステューサと、

当該の受信信号の関数として、空間位置を表すデータを出力する受信ビームフォーマと、

当該の出力データの関数として組織の変位を推定しかつ当該の組織の変位の関数としてビームプロフィールの画像を生成するプロセッサと、

当該のビームプロフィールの画像を表示するためのディスプレイとを有することを特徴とする、

高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行うシステム。

【請求項 2 0】

前記の送信には、高密度焦点式超音波治療波形のエミュレーションが含まれており、

前記の組織の変位には剪断波変位が含まれてあり、

前記のビームプロフィールは、前記のエミュレーション用であり、

前記の画像は、患者における相対的な位置および当該のビームプロフィールの空間的な拡がりを表す、

請求項 1 9 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

前記のプロセッサにより、高密度焦点式超音波治療波形の使用が制御され、

当該の使用は、前記の組織の変位から検出された変化の関数として制御される、

請求項 1 9 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波イメージングに関する。殊に超音波イメージングは、高密度焦点式超音波 (H I F U high intensity focused ultrasound) におけるフィードバックに使用される。

【0 0 0 2】

連邦政府の後援による研究または開発

米国政府は、本願発明において使用料の支払いを要しない実施権を有しており、また特殊な場合に D A R P A による契約条件の第HR 0011-08-3-0004号の条項によって規定された適当な条件に基づいて第3者に特許の使用許可を与えることを特許権者に要求する権利を有するものである。

【背景技術】

【0 0 0 3】

H I F U は、癌、腫瘍、病変または他の好ましくない組織構造を治療するのに使用される。超音波エネルギーは、このような組織を十分に熱して、好ましくない組織を壊死させる。この超音波エネルギーは、健康な組織の損傷を回避するために集束される。超音波による治療により、侵襲性の処置、例えば、手術または高周波切除処置などを回避することができる。

【0 0 0 4】

超音波イメージングは、H I F U 療法をガイドするのに使用される。このイメージング

10

20

30

40

50

により、上記のような所望の組織への治療パルスの集束が支援される。例えば、同一のアレイがHIFUのイメージングおよび送信に使用されるため、このHIFUは、所望の組織に集束されるのである。しかしながらHIFUでは、イメージングに使用されるのとは異なるアレイが使用されることがある。

【0005】

また上記のような治療の最中に組織の温度的および生物学的な変化を監視するためにさまざまな試みも行われてきている。例えば、超音波エネルギーは、熱膨張係数（例えば、スペックルトラッキングによる組織膨張の測定）、組織における音の速度、またはスチフネスの変化（例えば、ストレインイメージング）を測定するのに使用される。しかしながらこれらの診断ベースの超音波組織の特徴付けは、十分な信号対雑音分解能を有しないか、または臨床場面において活用可能ではない。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の課題は、従来技術の欠点を解消する、高密度焦点式超音波に対してフィードバックを提供するための方法、コンピュータ読み出し可能媒体および高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行うシステムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の方法についての課題は、本願発明の請求項1により、高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行う方法において、高密度焦点式超音波トランスデューサからの励起を患者の組織に送信するステップと、この励起によって生じた上記の変位を検出するステップと、この変位の関数として、上記の励起のビームプロフィールの画像を生成するステップとを有することを特徴とする、高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行う方法によって解決される。

20

【0008】

またコンピュータ読み出し可能媒体についての課題は、本願発明の請求項12により、コンピュータ読み出し可能記憶媒体において、このコンピュータ読み出し可能記憶媒体には、高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行うためにプログラムされたプロセッサによって実行される命令を表すデータが記憶されており、この記憶媒体には、組織の変位の関数として、高密度焦点式超音波治療に対するビーム位置を求めるための命令およびこのビーム位置の画像を生成するための命令が含まれていることを特徴とする、コンピュータ読み出し可能記憶媒体によって解決される。

30

【0009】

さらに上記のシステムについての課題は、本願発明の請求項19により、高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行うシステムにおいて、このシステムは、高密度焦点式超音波治療波形を生成する高密度焦点式超音波トランスデューサと、上記の高密度焦点式超音波トランスデューサとは別個に移動可能でありかつ上記の高密度焦点式超音波トランスデューサからの送信に応答して信号を受信するイメージングトランスデューサと、この受信信号の関数として、空間位置を表すデータを出力する受信ビームフォーマと、この出力データの関数として組織の変位を推定しあつこの組織の変位の関数としてビームプロフィールの画像を生成するプロセッサと、当該のビームプロフィールの画像を表示するためのディスプレイとを有することを特徴とするシステムによって解決される。

40

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行う方法の1実施形態の流れ図である。

【図2】高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行うシステムの1実施形態のプロック図である。

【図3】組織領域および検出したビームプロフィールを示す医用画像である。

50

【発明を実施するための形態】**【0011】**

最初に述べておきたいのは、以下に説明する好適な実施形態には、高密度焦点式超音波用にフィードバックを提供するための方法、命令およびシステムが含まれていることである。HIFUトランスデューサからのビームの位置は、超音波イメージングを使用して決定される。この超音波イメージングにより、HIFUトランスデューサから送信されたビームによって生じた組織の変位が検出される。この変位またはこの変位から導出された情報は、上記のビームの位置の検出およびイメージングに使用可能である。HIFUおよびイメージングに対して別個のトランスデューサを使用可能である。ユーザは、超音波イメージングからの変位フィードバックによってHIFU送信の狙いを定める。ここでは接続されたトランスデューサまたは共通のトランスデューサを使用することができる。

【0012】

第1の態様によれば、高密度焦点式超音波に対してフィールドバックを行う方法が提供される。励起が高密度焦点式超音波トランスデューサから患者の組織に送信される。この励起によって生じた組織の変位が検出される。上記の励起のビームプロファイルの画像が、上記の変位の関数として生成される。

【0013】

第2の態様では、コンピュータ読み出し可能記憶媒体が、高密度焦点式超音波に対してフィードバックを行うためにプログラムされたプロセッサによって実行される命令を表すデータを記憶している。この記憶媒体には、組織の変位の関数として、高密度焦点式超音波に対するビーム位置を決定するための命令と、このビーム位置の画像を生成するための命令とが含まれている。

【0014】

第3の態様では高密度焦点式超音波に対するフィールドバックを行うシステムが提供される。高密度焦点式超音波トランスデューサは、高密度焦点式治療波形を生成するために使用可能である。イメージングトランスデューサは、上記の高密度式超音波トランスデューサとは別個に移動可能である。このイメージングトランスデューサは、上記の高密度式超音波トランスデューサからの送信に応答した信号を受信するために使用可能である。この受信信号の関数として空間位置を表すデータを出力するため、受信ビームフォーマを使用可能である。この出力データの関数として、組織の変位を推定するため、またこの組織の変位の関数としてビームプロファイルの画像を生成するためにプロセッサを使用可能である。このビームプロファイルの画像を表示するためにディスプレイを使用可能である。

【0015】

本発明は、特許請求の範囲によって規定されるものであり、この明細書に記載されているものは、特許請求の範囲を限定するものとみなすべきではない。以下、好適な実施形態に関連して本発明の別の態様および利点を説明する。これらは後に独立してまたは組み合わせで権利主張され得る。

【実施例】**【0016】**

コンポーネントおよび図は、必ずしも縮尺通りではなくむしろ本発明の原理を説明するために強調されている。さらに複数の図において、類似の参照番号は、見方が変わっても全体を通じて相応する部分を示すものとする。

【0017】

変位からの上記のビームのエミュレーションまたは治療ビームの検出は、位相収差および/または減衰を説明することができる。適用量分布は、弾性、ひずみ、剪断などの変位イメージングを使用することによってより良好に推定することができる。変位のイメージングの結果は、上記の治療ビームの分布を補正するのに使用可能である。上記の治療トランスデューサの出力および/または焦点位置は、上記のフィードバックに基づいて調整可能である。HIFUトランスデューサは、上記のフィードバックに基づいて照準などの調整を行うことができる。

【 0 0 1 8 】

図1には、高密度焦点式超音波に対してフィールドバックを行う方法が示されている。この方法は、図2のシステムまたは別のシステムによって実現される。付加的なステップ、別のステップを設けるか、またはステップを少なくすることが可能である。例えば、ステップ38～46が行われない実施形態もある。またこれらのステップは、説明する順序または図示の順序で実行されるが、別の順序で実行することも可能である。例えば、ビーム位置は、ステップ36で画像を生成する前にステップ38で補正される。別の例として、ステップ32～26は、ステップ42のインターリープの一部としてステップ40と共に繰り返される。

【 0 0 1 9 】

ステップ30では、励起が高密度焦点式超音波トランスデューサから送信される。この励起は、音響エネルギーである。この音響エネルギーは集束されて、3次元のビームプロファイルが得られる。上記の励起は、フェーズドアレイおよび/またはメカニカルフォーカスを使用して集束される。この励起は、1つの次元において、例えば高さの次元において集束しないことも可能である。励起は、患者の組織に送信される。励起は、治療に対する位置、例えば腫瘍に集束される。しかしながら音響的な作用、位置合わせの不良または別の要因に起因して、上記のビームは、正しくオーバラップしないかまたカバーしないことがあり、または治療に対する組織の位置で交わらないことさえもある。

【 0 0 2 0 】

上記の励起は、治療励起として生成される。択一的には励起より、この治療励起をエミュレートする。上記の高密度焦点式超音波治療波形がエミュレートされる。一般的には上記の治療励起と同じ焦点、振幅、周波数または別の特性が、上記のエミュレーションに使用される。このエミュレーションは、実質的に治療効果を生じさせないようにするために使用される。例えば、振幅、持続時間またはその双方が、治療波形と比べて低減される。

「実質的に」治療効果を生じさせなくすることによって、領域、例えば治療の領域を生成することができます。収差または焦点歪みに起因して閾値レベル以上に1つの点が加熱されることはあるが、上記の治療の領域全体では、上記のエミュレーションによる治療効果が生じることはない。治療効果が生じないようにすることにより、組織が変質されるかまたはキャビティが形成される点まで加熱されることを回避することができる。例えば、生物学的な作用には、約41～45の組織温度における温熱療法、45以上の温度におけるプロテイン変質、および50以上の温度における組織壊死が含まれ得る。組織スチフネスは、45以下の温度であっても生じることがある。45以上の温度では、粘度が増大しおよび/またはスチフネスが生じことがある。50以上の温度では、組織はスチフネスが高くなり、および/または減衰が大きくなる。

【 0 0 2 1 】

ステップ32では上記の組織の変位が検出される。上記の励起によってこの組織の変位が発生する。この変位は、縦波によって生じ得る。変位は、択一的または付加的に剪断波によって生じ得る。

【 0 0 2 2 】

上記の変位は、超音波スキャニングによって検出される。この変位の位置、大きさ、タイミングおよび/または別の特性が検出される。例えば、上記のエミュレーションによって生じた変位の閾値量に関連した位置が検出される。

【 0 0 2 3 】

上記の変位を検出するため、変位中の組織に超音波エネルギーが送信され、このエネルギーの反射が受信される。この送信および受信は複数回行われ、変位による変化が求められる。任意の送信および受信シーケンスを使用することができる。上記の変位は、空間位置毎の違いから検出される。例えば、速度、分散、強度パターンのシフト（例えば、スペックルトラッキング）または別の情報が、上記の受信したデータから、変位として検出されるのである。

【 0 0 2 4 】

10

20

30

40

50

任意の公知の変位イメージングまたは将来開発される変位イメージングを使用することができる。例えば、診断用超音波に対して調整されるレベル以下の強度および持続時間有する診断パルスが送信される。例えば、1～5サイクル持続時間のパルスが、 720 mW/cm^2 以下の強度で使用される。他の強度のパルス、例えば 1000 mW/cm^2 以下のパルスを使用することも可能である。この超音波送信は、治療する組織を含む領域に集束される。この送信は1つまたは複数のラインをカバーすることができる。例えば、ビーム幅の広い送信パルスを使用して、2次元または3次元的な分布を有する2つまたはそれ以上の受信スキャンラインに沿って受信する。択一的には、単一の受信ビームが、送信に応答して形成される。領域は順次にスキャンすることができる。1つまたは複数の測定が、受信スキャンライン毎に行われる。

10

【0025】

2つまたはそれ以上、例えば2～10個のパルスが、測定毎にまたは組み合わせ式の測定に対して同じ位置に送信される。択一的には測定毎に単一のパルスを送信することができる。治療強度および休止後時間が既知である場合、単一のパルスを使用し、またプレエミュレーションまたは励起測定と比較して位置の変化を求めることがある。

【0026】

上記の治療用超音波をエミュレートする励起が休止した後、組織は、弛緩位置に移動する。比較的小さい複数の診断イメージングパルスからのエコーが受信される。これらのエコーは1つまたは複数の画像を生成するために使用されて、上記の治療に関連する励起によって生じた変位を有する位置が識別される。

20

【0027】

これらのエコーは、Bモードまたはドップラ検出を使用して検出される。Bモードデータを使用して、複数のパルスから得られた上記のデータが相關付けされる。この相關は、1次元、2次元、または3次元である。例えば、1つのスキャンラインに沿いつつ上記のトランスデューサに向かう方向またはこれから離れる方向の相關が使用される。任意の公知の相關または将来開発される相關を使用することができ、例えば、相互相關、パターンマッチング、または絶対差の最小和を使用することができる。組織構造および/またはスペックルが相關される。ドップラ検出を使用する場合、クラッタフィルタにより、移動する組織に関連した情報を通過させる。上記の組織の速度は、複数のエコーから導き出される。この速度は、上記のトランスデューサに向かう方向またはこれから離れる方向の変位を求めるのに使用される。択一的には、異なる位置における速度間の相対関係または差分によって、ひずみまたは変位を示すことも可能である。

30

【0028】

上記の変位の量は、HIFUに関連した上記の励起によって影響を受ける領域を表す。特定の変位に関連付けられる時間により、減衰曲線を推定することができる。時間の関数として上記の変位を測定することにより、励起の休止以来のひずみの減衰を測定することができる。変位の単独で測定するかまたは上記の減衰の任意の変位特性を測定することができる。

【0029】

別の実施形態では、ストレインイメージングまたは弾性イメージングを使用する。上記の組織の変位は、時間の関数として求められる。この変位は、Bモード超音波データのような組織データから測定することができる。相關、相互相關、絶対差の最小和または別の類似の量を使用して、複数のスキャンの間に上記の変位が求められる。これらの変位は、1次元、2次元または3次元に沿って求められる。1実施形態では、米国特許第5107837号、第5293870号、第5178147号、第6508768号または第6558324号明細書に記載されている任意の1つまたは複数の方法またはシステムを使用して、ストレイン情報としての画像またはデータの弾力フレームを生成する。ここで上記の明細書の開示内容は、参照によって本明細書に組み込まれるものとする。ひずみを測定する別の方法も使用可能である。上記の変位は、組織速度および/または加速度を求ることによって測定することができる。

40

50

【0030】

上記の変位は、任意サイズの領域にわたって検出される。1実施形態では、この変位は、治療しようとする組織が含まれていそうな関心対象領域において検出され、これは、例えばBモードイメージングに対する完全なスキャン領域の約1/3~1/2である。図3には1実施形態が示されており、ここでは左側の画像により、関心対象領域ボックスが変位イメージングに対して示されている。イメージング領域全体にわたって変位を検出するなど、より大きな関心対象領域、より小さな関心対象領域を使用することもでき、または関心対象領域を使用しないことも可能である。関心対象領域を狭くすることにより、HFUに関連する励起波形を送信する繰り返し回数を少なくして変位を検出することができる。形成される受信ビームの数およびサンプル密度に依存して、繰り返しなし、1回の繰り返し、またはそれ以上の繰り返しを使用可能である。Bモードサンプル位置毎に変位をサンプリングするなどの完全サンプリングを使用することができる。Bモードスキャニングリッドよりも多くの変位をサンプリングすること、または少ない変位をサンプリングすること（例えば、疎な）が可能である。

10

【0031】

1実施形態では、縦波に加えてまたはこれとは別に剪断波が検出される。上記の励起によって1つのビームが形成され、このビームによって複数の空間位置に1つの剪断波が生成される。上記のビームが十分に強い個所で、1つの剪断波が生成される。この剪断波は、音響波放射方向に沿って縦波よりもゆっくりと組織を通って伝搬する。この剪断波は、加わる応力の方向に対して垂直な方向を含めてさまざまな方向に伝搬する。この剪断波の変位は、上記の励起ビームに相応する位置において比較的大きい。

20

【0032】

超音波データを取得する。この超音波データのうちの少なくともいくつかは剪断波に応答するデータである。関心対象領域を監視してこの剪断波を検出する。この関心対象領域のサイズは、例えば横方向に6mm、軸方向に10mmなど任意である。この検出領域は、超音波によって監視される。例えば、Bモードスキャンを実行して、上記の剪断波によって生じる組織の変位が検出される。ドップラモード、カラーフローモード、または別の超音波モードを使用して上記の剪断波を監視することができる。

30

【0033】

この監視は、任意個のスキャンラインに対して実行される。例えば、各送信に応答して4つの受信ビームが形成される。上記の励起を送信して剪断波を生成した後、単一のスキャンラインに沿ってBモード送信が繰り返し行われ、また隣接する4つのスキャンラインに沿った受信が行われる。任意の回数の繰り返し、例えば、約120回の繰り返しを使用することができる。上記の超音波データのうちのいくつか、例えば、上記の繰り返しの開始時または終了時における超音波データは上記の剪断波に応答するものではないことがある。別の実施形態では、単一の受信ビームだけまたは別の個数の受信ビームが各送信に応答して形成される。

30

【0034】

上記の剪断波は、スキャンラインを通って伝搬するため、上記のBモード強度は変化することがある。上記の監視されるスキャンラインに対し、上記の剪断波によって発生する組織運動の時間プロフィールを表す一連のデータが得られる。例えば、（例えば、複数のスキャンラインに沿った）複数の空間位置から得られるデータは、時間の関数として相關付けされる。任意の弾性検出を使用することができる。深さまたは空間位置毎に複数の深さまたは空間位置にわたって相關付けが行われる（例えば、プロフィールの計算される点である中心深さを有する64個の深さの核）。空間における2次元または3次元の変位を使用可能である。上記のスキャンラインまたはビームとは異なる方向に沿った1次元変位を使用可能である。

40

【0035】

所定の時点における最大の相関または十分な相関を有する空間オフセットにより、変位の量が示される。所定の位置に対して異なる時点に複数の変位が求められる。所定の位置

50

に対する時間についてのこのプロフィールにより、上記の剪断波の検出が示される。このプロフィールは、ノイズのないまたは単一の変化の事例について調べられる。時間ローパスフィーリングを伴うまたはこれを伴わない上記のプロフィールにおけるピークは、上記の剪断波面の通過を表す。最大変位が選択されるが、平均または別の変位統計を使用可能である。所定の位置における最大剪断が検出される。択一的には平均または別の剪断が検出される。

【0036】

より大きな領域を監視するためには、監視送信ビームに応答して付加的な複数の受信ビームを形成する。択一的には別の剪断波を生成し、この剪断波生成点から異なる距離で送信ビームおよび受信ビームを準備する。上記の $6\text{ mm} \times 10\text{ mm}$ の例では、36個の受信スキャンラインを準備することができる。上記の処理を、1送信ビーム当たりに4つの受信ビームで、異なる横方向間隔に対して9回繰り返す。受信ビーム位置毎に、超音波データによって表される動き情報の時間プロフィールが得られる。同一の剪断波を監視するために異なるスキャンラインに沿って送信を行うことは、高い時間方向解像度を得るために、上記の時間プロフィールの形成中には回避されるが、インタリーブされたまたはシフトするスキャニング位置を設けることが可能である。

10

【0037】

上で述べたことは1つの深さに対するものである。上記の関心対象領域の軸方向の拡がり全体をカバーする1つのゲートを得るため、上記のサンプリングを準備することができる。別の1実施形態では、受信ビーム毎に複数の深さにおいてサンプルが取得される。軸方向の深さおよび横方向位置毎に別の時間プロフィールを得る。例えば 5 mm に対して約200個または 10 mm に対して400個などの任意個の深さを使用することができる。

20

【0038】

上記の関心対象領域における異なる位置を表す超音波データが得られる。この超音波データは、スキャニングによってリアルタイムに得られるか、またはメモリから得られる。上記の動き情報は、位置毎に異なる時点における上記の応答を表す。別のスキャニング、別の監視または別の技術を使用し、超音波データを得て、剪断の大きさを推定することができる。

【0039】

上記の剪断波の検出と、治療HIFUの実際の適用と交互に行われる個所において、上記の組織は時間と共に変化することがある。上記の組織のスチフネスは、上記の治療個所において増大することがある。スチフネスのこの変化により、上記の剪断の検出した大きさが変わることがある。剪断速度および/または弾性率または剪断の別の複合的な表現を使用して、上記の組織における変化の影響を最小化または回避することができる。別の方針で弾性率が利用できないかまたは求めるのが難しいところでは、剪断速度が好適である。吸収係数は、治療する組織に依存して推定することができる（例えば、0.5, 0.6, 0.8または別の値）。上記の剪断速度および/または弾性率は、圧力および吸収係数に基づき、少なくとも部分的に求めることができる。この加えられる圧力は、上記の送信される励起から、また減衰を考慮することによって既知になる。

30

【0040】

上記の組織の異なる空間位置に対し、剪断速度が検出される。位置毎に時間の関数として上記の変位が求められる。上記の剪断速度は、剪断波の生成から、異なる位置においてこの剪断波が検出されるまでの時間を求めることによって得られる。この時間および上記の位置までの距離によって上記の速度が求められる。この距離は、スキャンライン間隔（すなわち、上記の剪断波を生成するための送信ビーム位置およびこの剪断波を検出するための受信ビーム位置）からわかる。上記の時間は、剪断波の生成と、検出との間の相対的な時間からわかる。

40

【0041】

上記のプロフィールにおけるピークを検出するために別の手法を使用することできる。例えば、回帰が適用される。上記の剪断波は線形であるため、自動化されたアウトライヤ

50

検出を伴うロバスト線形回帰により、剪断波速度を示すことができる。上記の関心対象領域におけるすべてのサンプル点に対する超音波データは、距離に対し、時間の関数としてプロットされるか、または時間および距離によってプロットされる。上記のプロットまたはデータに対して線形回帰が適用され、これらのデータに対する直線当てはめが得られる。この線に対する傾斜が、剪断波速度を表す。

【0042】

別のアプローチを使用することも可能である。例えば、異なる時点から得られるデータを相関付けて、上記の剪断波によって生じる組織のシフトを検出する。別の例では、上記の時間プロフィールから特徴が抽出される。主成分分解 (Principle component decomposition) を使用することができる。異なる時間プロフィール間の相関付けが実行される。異なる時間プロフィールに対し、異なる距離に関連した遅延により、上記の速度が得られる。択一的にはウェーブレット解析を行うことができる。ウェーブレット変換を上記の時間プロフィールに適応して上記の剪断波に相応するピークを識別する。各空間位置へのこのピークの移動時間から速度値が識別される。

10

【0043】

全関心対象領域から得られるすべてのピーク移動時間を一緒に、例えば線形回帰において使用することができる。特徴抽出または回帰に対して1つの深さに対するデータを使用するなど上記のデータのサブセットだけを使用することが可能である。剪断速度は、上記の関心対象領域における位置毎に計算することができる。択一的には関心対象領域内の剪断波速度分散の空間表現を得ることができる。

20

【0044】

他のアプローチにおいて、任意の弾性率または剪断値を推定することができる。組織弾性率値は、その位置における硬さまたはスチフネスを表す。例えば、組織の剪断弾性率が推定される。択一的な実施形態では、ヤング弾性率が推定される。別の実施形態では、質的または量的な別の剪断値が推定される。

20

【0045】

上記の剪断弾性率は、 $g = \frac{v_s^2}{\rho}$ によって得られ、ここで ρ は密度、 v は推定した剪断速度である。1実施形態では、上記の組織弾性率または剪断情報、例えば剪断弾性率は、ひずみまたは変位および上記の弾性率または剪断情報の関数として求められる。例えば、サンプル位置毎の剪断弾性率が、拡散方程式を繰り返して解くことによって求められる。0.5のポワソン比を仮定するかまたは既知のポワソン比を使用することにより、異なる時間におけるストレインフィールドの関数として、または異なる位置および剪断弾性率に対する異なる応力の下で、異なる位置における剪断弾性率が繰り返して計算される。

30

【0046】

ステップ34では、HIFUに対するビーム位置が、上記の組織情報の変位を使用して求められる。剪断弾性率、剪断、剪断速度または変位が十分に大きい位置が識別される。上記の変位が比較的大きい位置が、閾値を適用することによって識別される。閾値に対して、またはあらかじめプログラミングされるかまたは所定のデータセットに適合された別の値に対して相対的に行われる。上記のビームの予想される位置から離れた空間位置におけるデータに基づく閾値など、上記の閾値は正規化することができる。別の例では、関心対象領域にわたる平均変位が求められる。この平均よりも大きな極大変位に関連した位置がビーム位置を示す。択一的には、あらかじめプログラミングされた閾値または別の閾値が適用される。別の実施形態または付加的な実施形態では、閾値は適用されないか、またはノイズ閾値が使用される。変位の範囲は、ディスペレイ値にマッピングされて、変位の少ないまたは変位のない領域が、ダイナミックレンジの一方の端になり、また最大の変位がこのダイナミックレンジの他方の端部になるようにされる。線形のマッピングまたは非線形のマッピングを使用可能である。

40

【0047】

上記の変位データは、上記の閾値を適用する前に空間的にフィルタリングすることも、またはフィルタリングしないことも可能である。これらの変位は、上記の閾値を適用した

50

後、ローパスフィルタリングすることができる。

【0048】

ステップ36では、上記の変位の関数として画像データが生成される。例えば、この画像は、上記の励起のビームプロフィールを表す。このビームプロフィールは、十分な変位を有する位置に相応する。この画像は、上記のビームの空間分布を含めて、このビームの位置を示す。上記の画像は、1つまたはそれ以上の次元においてビームプロフィールの空間的な拡がりを表す。図3には上記のビームの右側における画像が示されている。比較的明るい位置または高輝度の位置は、大きい変位に相応する。この画像には、ローパスフィルタリングなどのフィルタリングを行うことができる。

【0049】

上記の変位データは、ディスプレイフォーマットであるか、またはディスプレイフォーマットにスキヤンコンバートすることができる。変位データはカラーまたはグレイスケールデータとすることが可能であるが、グレイスケールまたはカラースケールとマッピングする前のデータとすることも可能である。この情報は、ディスプレイ値に線形または非線形にマッピングすることができる。

【0050】

この画像は、異なる位置に対する剪断または弾性率（例えば剪断弾性率）などの変位情報を表す。関心対象領域または視野においてすべてのグリッドポイントに対して値を決めた場合、上記のディスプレイのピクセルは、その領域に対するビームを表す。このディスプレイグリッドは、スキヤングリッドおよび／または変位が計算されるグリッドとは異なるものとすることも可能である。カラー、明るさ、輝度、色相またはべつの特性が、変位の関数として変調される。

【0051】

上記の画像は別のデータを含むことも可能である。例えば、Bモードまたは同じ領域における組織、液体または造影剤を表す別のデータが含まれる。上記の変位データは、上記の別のデータのオーバレイまたは別のデータとの組み合わせに使用される。上記の別のデータによって支援されるのは、治療する組織を基準にしてビームの位置をユーザが決定することである。

【0052】

択一的な1実施形態において上記の画像は、ビームプロフィールモデルおよび変位の関数として生成される。上記の変位は、ノイズを含んでいることがある。上記の治療ビームのモデルが準備される。このモデルは、経験的な情報または理論的な計算を使用して生成することができる。上記のビームプロフィールは、このビームプロフィールの予想分布を求める問題の逆問題として作成される。上記の空間および時間的な変位は、このビームプロフィールモデルに基づいて定式化することができる。上記の測定した変位およびモデルが得られれば、上記のモデルに対し、上記の測定の最小二乗当てはめまたは最善の当てはめの表現が求められる。この当てはめ表現は、上記の当てはめに基づいてサイズおよび形が決められるグラフィックオーバレイなどの画像を生成するのに使用される。この画像によって表されるビームプロフィールは、上記の測定した変位にモデルを当てはめることによって再構成される。

【0053】

ステップ38では、上記のビームプロフィールが音響伝搬の関数として補正される。上記の測定した変位は、加わる応力の、深さに依存する減衰について補正されることもある。圧力は組織を通して伝搬するため、この圧力は減衰する。圧力源から離れた位置（上記の発生源を基準にした深さ）では、上記の減衰により、生じる動きまたは変位は小さい。上記の変位は、減衰を表すように調整され、これにより、異なる深さにおいてさらに正規化された変位または応力が得られる。

【0054】

上記の補正是、応力の発生源（例えば、トランステューサ）の点または領域から離れた距離の関数として、線形である。組織モデルまたは異なるタイプの組織に基づいて、非線

10

20

30

40

50

形の補正を使用することも可能である。経験的なデータに基づいてまたは伝搬モデルに基づいて、上記の線形の関数または非線形の関数が想定される。音響の及ぼす力に対し、組織における音の減衰が、距離および周波数の関数として補正される。別の実施形態では、減衰および／または周波数に対して補正は行われない。

【0055】

ステップ40では、高密度焦点式超音波治療波形が送信される。高電圧の波形が、上記の高密度焦点式超音波トランスデューサに加えられ、このトランスデューサにより、音響ドメインにおいてHIFU治療波形が生成される。このHIFUパルスは、フェーズドアレイまたは機械式焦点調節を使用して集束され、焦点位置またはビーム位置の組織に高密度音響エネルギーが供給される。上記の治療超音波パルスは、任意の所望の周波数において複数のサイクルを有する。1実施形態において上記の治療パルスは、1つの超音波周波数で、例えば500kHz～20MHzの周波数で1秒の数分の1または数秒にわたって持続する。例えば、1平方センチメートルあたり100ワット以上、1平方センチメートルあたり500ワット以上、1平方センチメートルあたり1000～2000ワット、または1平方センチメートルあたり約1000ワットの任意のピーク強度を供給することができる。任意の強度、周波数および／またはサイクル数を有する任意の公知の治療波形または将来開発される治療波形を使用可能である。上記の波形は、連続的かまたは間欠的である。

10

【0056】

上記の治療超音波パルスは、所望の組織位置において熱を生成することによって組織を治療する。上記の強度はまた組織に応力を発生させる。上記のパルスは、負および正の音響圧力により、トランスデューサに向かってまたはこれから離れるように上記の組織を押す。十分に長い治療パルスに対して、上記の組織に実質的に一定のひずみが形成される。ひずみは、組織のスチフネスEと、粘度と、HIFU放射圧からの応力との関数である。上記の治療パルス中の安定状態応力は、組織における音速cに対する平均HIFU強度Iの比に正比例する。

20

【0057】

上記のHIFU波形はまた、検出可能なバイオメカニカルな変化を発生させる。上記の治療音響エネルギーの熱効果は、熱膨張に起因する体積の変化、音速(c)の変化、組織のスチフネス(E)の変化、および／または組織における液体の粘度()の変化を発生させることがある。上記の治療音響エネルギーはまたは、放射圧、流動および／またはキャビテーションのような機械的な作用を引き起こすことがある。生物学的な作用には、約41～45の組織温度における温熱療法、45以上の温度におけるプロテイン変質、および50以上の温度における組織壊死が含まれ得る。組織スチフネスは、45以下の温度であっても影響を受けることがある。45以上の温度では、粘度および／またはスチフネスが増大することがある。50以上の温度では、組織はスチフネスが高くなり、および／または減衰が大きくなる。

30

【0058】

上記の組織に治療を施す前、ステップ36で生成した画像からHIFUビームの位置を求める。ユーザは、トランスデューサ、焦点位置を再配置するかまたは別の設定を変更して、治療する組織にわたってビームを位置決めすると同時にHIFUの影響を受ける健康な組織を最小化する。別の実施形態では、自動化された位置決めを使用することができ、ここでは、治療する組織がコンピュータ支援診断を使用して求められる。上記のビームを所望のように位置決めした後、ステップ40においてHIFUを送信する。

40

【0059】

このHIFUは、連続的または散発的なものとすることができる。任意の治療レジメンを使用可能である。進行中の治療の間に、または治療の異なる部分の間に、ステップ36のイメージングを行うことができる。ステップ40の治療波形には、ステップ36のイメージングが挟み込まれる。ステップ36のイメージングは、ステップ30の送信と、ステップ32の検出と、ステップ34の決定とを使用して行われる。上記のHIFU治療は、上記のビーム位置が求められる間、中止される。択一的にはステップ40のHIFU送信

50

は、ステップ32において変位を検出するための励起として使用される。上記のHIFUは変位を検出するために中止することができ、または上記のHIFU波形に起因する変位が使用される。別の択一的な実施形態では、上記のHIFUは1つの周波数またはコーディングで実行され、複数の励起の送信および相応の受信が別の1つの周波数またはコーディングで行われ、これにより、前処理組織位置情報が与えられれば、同時に処理を行うことができる。このような交互実行方式により、ユーザまたはシステムは、進行中の状態をベースにしてHIFUビームを位置決めすることができる。患者またはトランスデューサの位置がずれた場合、ビームを変化させて適切な組織が治療されるようにすることが可能である。組織における音速が治療に起因して変化した場合、上記のビームを変化させて、適切な組織が治療されるようにすることができる。

10

【0060】

ステップ44では、高密度焦点式超音波治療による組織の変化が求められる。例えば、変位の変化が求められる。HIFUは、組織な弾性を低下させるないしは硬くすることがある。アブレーション、コラーゲン変性、凝固または別の作用により、上記の剪断速度または別の特性が変化し得る。応力が同じであるか、または既知であるが応力が異なるのに応じて、変位の量を求めることができる。この変位の量または大きさは、測定可能である。1つの領域に対する変位における変化の中央値または平均などの任意の測定値を使用することができる。剪断、ひずみ、弾性、弾性率、速度または別の組織特性における変化を測定することができる。

20

【0061】

上記の変化は、ユーザまたはシステムによって求められる。例えば、数量が決定される。別の例では、1つまたは複数の画像に基づいてユーザが上記の変化を検出する。

【0062】

この変化は、適用量のフィードバック制御に使用することができる。ステップ42では、上記の変化に基づき、ステップ40におけるHIFUの適用を変更または中止する。高密度焦点式超音波治療の適用量は、上記の変化に依存して変更される。健康な組織へのダメージを最小化するため、十分に治療が行われた個所ではHIFU強度および持続時間を低減することができる。組織における上記の変化により、治療が十分であることが示される。効果のない治療を回避するため、予想される変化よりも小さいことによってわかる不十分な治療が行われた個所ではHIFU強度または持続時間を増大させることができる。

30

【0063】

図2には、高密度焦点式超音波に対するフィードバックを行うシステム10の1実施形態が示されている。システム10により、図1の方法または別の方法が実現される。システム10には、送信ビームフォーマ12と、トランスデューサ14と、受信ビームフォーマ16と、画像プロセッサ18と、ディスプレイ20と、記憶装置22と、HIFUトランスデューサ24とが含まれている。付加的なコンポーネント、別のコンポーネントを設けるかまたはコンポーネントの数を減らすことが可能である。例えば、ユーザ入力部を設けて、ビームプロフィールが手動で変更されるかまたは支援によって変更されるようにする（例えば、周波数、焦点深度、スキャンライン角度、アパーチャ、焦点位置および/またはアボディゼーションの選択）。システム10は、医用診断超音波イメージングシステムである。択一的な実施形態において、システム10は、パーソナルコンピュータ、ワークステーション、PACSステーションまたは同じ位置にあるまたはネットワークにわたって分散されているリアルタイムまたは取得後イメージング用の別の装置である。

40

【0064】

送信ビームフォーマ12は、超音波送信器、記憶装置、パルス発生器、アナログ回路、デジタル回路またはこれらの組み合わせである。送信ビームフォーマ12は、異なるまたは相対的な振幅、遅延量および/または位相調整を有する複数のチャネルに対して波形を形成する。生成された波に応答してトランスデューサ14から音波が送信されると、1つまたは複数のビームが形成される。一連の送信ビームが形成されて2次元または3次元領域がスキャンされる。セクタ、Vector(R)、リニア、または別のスキャンフォー

50

マットを使用することができる。同じ領域が複数回スキャンされる。フローイメージングまたはドップライメージングに対して、またストレインイメージングに対して一連のスキャンが使用される。ドップライメージングでは、上記の一連のスキャンには、隣のスキャンラインをスキャンする前に得られる同じスキャンラインに沿った複数のビームを含むことができる。ストレインイメージングに対して、スキャンまたはフレームインターリービングを使用可能である（すなわち、再スキャンする前に全体領域をスキャンする）。択一的な実施形態では、送信ビームフォーマ12により、より高速なスキャニングに対して平面波または八字波が生成される。

【0065】

HIFUの生成に対し、および／またはHIFUトランスデューサ24による波形のエミュレーションおよびイメージングトランスデューサ14による変位検出に対し、同じ送信ビームフォーマ12が示されている。択一的な実施形態では、変位イメージングおよび治療に対して異なる送信ビームフォーマ12が設けられている。例えば、別個の治療システムが使用される。トランスデューサ14および送信ビームフォーマ12は、上記の別個の治療システムを操作するため、変位のイメージングに使用される。別の択一的な実施形態では同じトランスデューサ14が、変位を検出するためおよび治療を適用するために両方に使用される。1つまたは複数のエレメントが治療の送信および診断の送信の両方に使用される。

10

【0066】

高密度焦点式超音波トランスデューサ24は、高密度焦点式超音波治療波形を生成する。HIFUトランスデューサ24は、電気的な波形から音響エネルギーを生成するためのアレイである。1次元または多次元のアレイを用いることができる。択一的にはメカニカルフォーカスを有する単一のエレメントが使用される。1つのアレイに対し、相対的な遅延により、上記の音響エネルギーが集束される。1つの送信イベントは、音響エネルギーを送信することに相応し、この音響エネルギーの送信は、異なるエレメントによって実質的に同じ時間において所定のように遅延されることによって行われる。上記の送信イベントにより、組織を治療するための超音波エネルギーの1つのパルスが得られる。択一的にはメカニカルフォーカスが上記のアレイに対して設けられる。任意の公知の治療トランスデューサまたは将来開発される超音波トランスデューサ24を使用することができる。

20

【0067】

1実施形態においてHIFUトランスデューサ24は、イメージングトランスデューサ14とは別である。イメージングトランスデューサ14は、HIFUトランスデューサ24とは別個に移動可能である。イメージングは、治療位置を決定するのに使用される。イメージングトランスデューサ14は、HIFUトランスデューサ24からの1つのまたは複数の送信に応答するエコー信号を受信する。例えば、治療波形のエミュレーションに応答する信号が受信される。択一的または付加的に2つのトランスデューサ14, 24には、磁気位置センサなどの空間レジストレーションシステムが含まれる。トランスデューサ14, 24は互いに接続されていないが、接続して同じケーシング内に配置することなども可能である。

30

【0068】

トランスデューサ14は、圧電素子または容量性メンブレン素子の1次元、1.25次元、1.5次元、1.75次元または2次元のアレイである。トランスデューサ14には、音響エネルギーと電気エネルギーとの間を変換するための複数の素子が含まれている。受信信号は、トランスデューサ14の素子に衝突する超音波エネルギー（エコー）に応答して生成される。これらの素子は、送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ16のチャネルに接続される。

40

【0069】

受信ビームフォーマ16には、増幅器、遅延装置および／または位相回転子および1つまたは複数の加算器を有する複数のチャネルが含まれている。各チャネルは、1つまたは複数のトランスデューサ素子に接続される。受信ビームフォーマ16は、相対的な遅延、

50

位相および／またはアポディゼーションを適用して、各送信に応じて1つまたは複数の受信ビームを形成する。受信ビームフォーマ16は、上記の受信信号を使用して空間位置を表すデータを出力する。異なる素子からの信号の相対的な遅延および／または位相および和により、ビーム形成が行われる。択一的な実施形態では、受信ビームフォーマ16は、フーリエ変換または別の変換を用いてサンプルを生成するプロセッサである。

【0070】

受信ビームフォーマ16は、フィルタを含むことができ、送信周波数帯域に対して2次高調波または別の周波数帯域における情報を分離するフィルタなどを含むことができる。このような情報には、所望の組織情報、造影剤情報および／またはフロー情報が含まれていることが多い。別の実施形態では受信ビームフォーマ16には記憶装置またはバッファおよびフィルタまたは加算器が含まれる。2つまたはそれ以上の受信ビームが結合され、これによって2次高調波、3次基本波または他の帯域などの所望の周波数帯域において情報が分離される。

10

【0071】

受信ビームフォーマ16は、空間位置を表すビームを加算したデータを出力する。単一の位置、ラインに沿った位置、領域における位置または体積における位置に対するデータが出力される。動的な集束を行うことも可能である。これらのデータの目的は異なっていてもよい。例えば、Bモードまたは組織データに対し、変位に対するのと異なるスキャンが行われる。択一的には上記のBモードデータは、変位を求めるためにも使用される。

20

【0072】

イメージプロセッサ18は、Bモード検出器、ドップラ検出器、パルス波ドップラ検出器、相関プロセッサ、フーリエ変換プロセッサ、特定用途向け集積回路、汎用プロセッサ、制御プロセッサ、画像プロセッサ、FPGA、DSP、アナログ回路、デジタル回路またはこれらの組み合わせ、あるいはビーム形成された超音波サンプルから情報を検出および処理して表示する現在公知の別の装置または将来開発される装置である。

30

【0073】

1実施形態では、プロセッサ18には1つまたは複数の検出器および別個のプロセッサが含まれている。この別個のプロセッサは、制御プロセッサ、汎用プロセッサ、DSP、特定用途向け集積回路、FPGA、ネットワーク、サーバ、プロセッサ群、データバス、これらの組み合わせ、または変位を決定しつつ組織特性を計算するための現在公知の別の装置または将来開発される装置である。例えば、上記の別個のプロセッサにより、図1に示したステップのうちの1つまたは複数の任意の組み合わせが実行される。

30

【0074】

プロセッサ18により、ビーム形成されたサンプルに依存して組織の変位が推定される。任意のタイプの変位を推定することができる。例えば、プロセッサ18により、剪断波変位情報が検出される。別の実施例では、プロセッサ18は、弾性率または剪断速度推定が使用される。プロセッサ18により、受信ビームフォーマ16からの出力データに依存して情報が求められる。

40

【0075】

プロセッサ18は、上記の組織特性からマッピングされた表示値または画像をディスプレイ20に出力する。例えば、最大変位、剪断速度、剪断弾性率または別の値が位置毎に求められる。上記の値の大きさにより、色、色相、輝度および／または別の表示特性が変調される。組織変位として表されたビームプロフィールの画像は、これらの変調された表示値から生成される。この画像は、単独で、またはオーバレイされて、または別の画像（例えば、Bモード画像）と組み合わされて表示することができる。

【0076】

図3にはビームプロフィールの画像が示されている。明るい領域は、大きな変位に相当する。上記の変位値は、上記のHIFU治療波形のエミュレーションまたは治療波形そのものに起因する変位をベースとしている。このエミュレーション波形または実際の治療波形は、HIFUトランスデューサ24から送信されるため、このビーム位置は治療ビーム

50

に相応する。上記の画像は、患者における相対的な位置および／またはビームプロファイルの空間的な拡がりを表す。

【0077】

1 実施形態においてプロセッサ 18 は制御プロセッサである。プロセッサ 18 により、HIFU 治療波形の使用が制御される。上記の組織変位において検出した変化に基づき、プロセッサ 18 により、予定された終了の前に治療を止めるか否かが決定される。

【0078】

変位を求めるため、複数のスキャンまたは測定によって得られたデータが取得されて記憶される。データは、記憶装置 22 または別の記憶装置に記憶される。処理の 1つまたは複数のステージから得られたデータ、例えば、高周波データ、チャネルデータ、ビームサムデータ、検出データ、ストレインデータ、剪断データ、弾性率データ、剪断弾性率データおよび／または計算値などが記憶される。

10

【0079】

プロセッサ 18 は、記憶装置 22 または別の記憶装置に記憶されている命令にしたがって動作する。プロセッサ 18 は、高密度焦点式超音波に対するフィールドバックを行うようにプログラムされている。記憶装置 22 は、コンピュータ読み出し可能記憶媒体である。本明細書において説明した処理、方法および／または技術を実現するための命令は、コンピュータ読み出し可能記憶媒体または記憶装置、例えば、キャッシュ、バッファ、RAM、リムーバル媒体、ハードディスクドライブまたは別のコンピュータ読み出し可能記憶媒体において提供される。コンピュータ読み出し可能記憶媒体には、種々のタイプの揮発性および不揮発性記憶媒体が含まれる。本明細書において説明したまたは図面に示した機能、ステップまたはタスクは、コンピュータ読み出し可能記憶媒体に記憶されている 1 つまたは複数の命令のセットに応答して実行される。上記の機能、ステップまたはタスクは特定のタイプの命令セット、記憶媒体、プロセッサまたは処理ストラテジなどには依存しておらず、またソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードその他などにより、単独でまたは任意の組み合わせで実行可能である。同様に処理ストラテジは、マルチプロセシング、マルチタスク処理、並列処理などを含んでいてもよい。1つの実施形態において、上記の命令は、リムーバブル媒体装置に記憶されており、ローカルシステムまたはリモートシステムによって読み出される。別の実施形態において上記の命令は、遠隔地に記憶されており、またコンピュータネットワークまたは電話回線を介して転送される。さらに別の実施形態において上記の命令は所定のコンピュータ、CPU、GPU またはシステム内に記憶されている。

20

【0080】

ディスプレイ 20 は、2 次元画像または 3 次元表現を表示する CRT, LCD, プロジェクタ、プラズマディスプレイまたは別のディスプレイである。ディスプレイ 20 により、上記の HIFU ビームプロファイルを表す 1 つまたは複数の画像が表示される。上記の HIFU に関連した変位の空間分布は、上記の画像に示される。上では本発明を複数の実施形態に基づいて説明してきたが、本発明の範囲から逸脱することなく多くの変更および変形を加えることが可能であると理解されたい。したがってここで意図したのは、上記における詳細な説明が制限ではなくむしろ説明上のものであるとみなされるべきであり、また本発明の精神および範囲を定めるのは、同等のものすべてを含む添付の特許請求の範囲であると理解すべきことである。

30

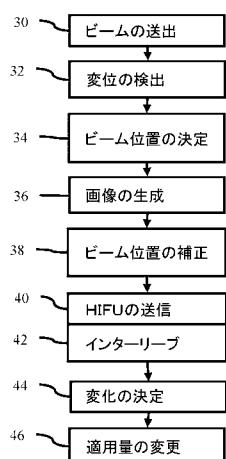
【符号の説明】

【0081】

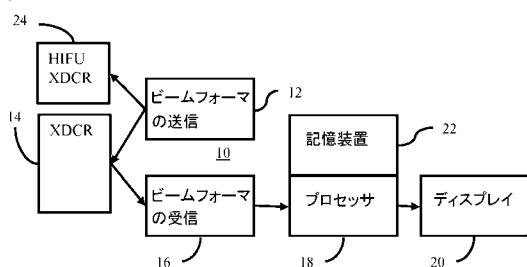
10 システム、 12 送信ビームフォーマ、 14 トランスデューサ、 16
受信ビームフォーマ、 18 画像プロセッサ、 20 ディスプレイ、 22 記憶装
置、 24 HIFU トランスデューサ、 30 ~ 46 ステップ

40

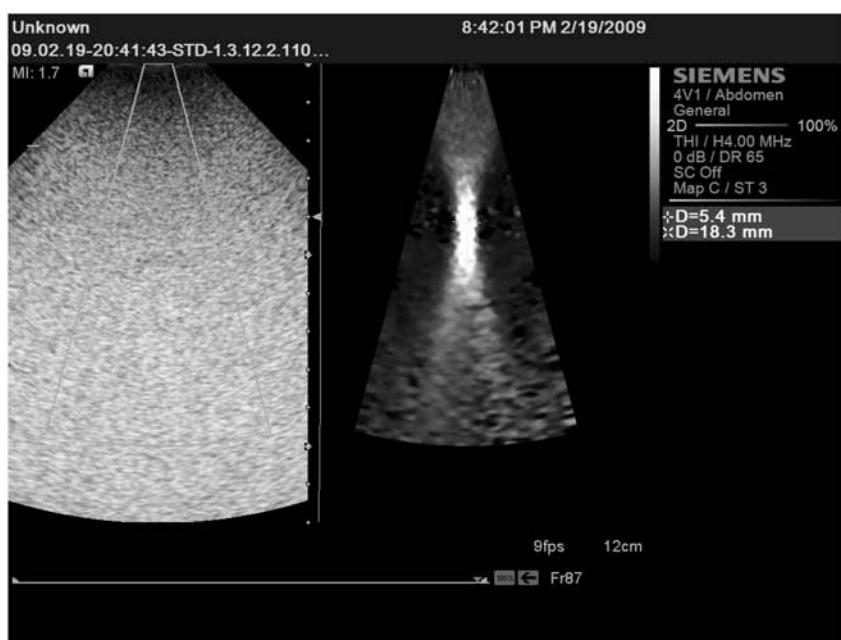
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(74)代理人 100099483
弁理士 久野 琢也

(74)代理人 100110593
弁理士 杉本 博司

(74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大

(74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘

(74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康

(74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス=ラインハルト

(72)発明者 リーシアン ファン
アメリカ合衆国 ワシントン サマミッシュ トウハンドレッ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 セキンズ
アメリカ合衆国 ワシントン ヤロー ポイント ポインツ ドライブ ノースイースト 880
8

F ターム(参考) 4C160 JJ25 JJ36 MM32

4C601 DD19 DD20 DE01 EE09 EE16 FF15 FF16 HH29 HH31 JB51
JC23 LL38

【外國語明細書】

Title of Invention

FEEDBACK IN MEDICAL ULTRASOUND IMAGING FOR HIGH INTENSITY
FOCUSED ULTRASOUND

Detailed Explanation of the Invention

The U.S. Government has a paid-up license in this invention and the right in limited circumstances to require the patent owner to license others on reasonable terms as provided by the terms of contract no. HR 0011-08-3-0004 awarded by DARPA.

BACKGROUND

The present embodiments relate to ultrasound imaging. In particular, ultrasound imaging is used for feedback in high intensity focused ultrasound (HIFU).

HIFU is used to treat cancers, tumors, lesions, or other undesired tissue structures. Ultrasound energy heats the tissue sufficiently to necrotize the undesired tissue. The ultrasound energy is focused to avoid harming healthy tissue. Treatment with ultrasound may avoid invasive procedures, such as an operation or radio frequency ablation procedure.

Ultrasound imaging has been used to guide HIFU therapy. The imaging assists in focusing the therapy pulses on the undesired tissue. For example, a same array is used to image and transmit HIFU so that the HIFU is focused at the desired tissue. However, the HIFU may use a different array than used for imaging.

Attempts have also been made to monitor the thermal and biological changes of the tissue during these therapies. For example, ultrasound energy is used to measure thermal expansion coefficients (e.g., measure tissue expansion by speckle tracking), speed of sound in the tissue, or stiffness changes (e.g., strain imaging). However, these diagnostic based ultrasound tissue characterizations may not have sufficient signal-to-noise resolution or may not be clinically viable.

BRIEF SUMMARY

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, instructions, and systems for providing feedback for high intensity focused ultrasound. The location of a beam from a HIFU transducer is determined using ultrasound imaging. The ultrasound imaging detects tissue displacement caused by a beam transmitted from the HIFU transducer. The displacement or information derived from the displacement may be used to detect and image the location of the beam. Separate transducers may be used for HIFU and imaging. The user aims the HIFU transmissions with displacement feedback from ultrasound imaging. Linked transducers or a common transducer may be used.

In a first aspect, a method is provided for providing feedback for high intensity focused ultrasound. An excitation is transmitted from a high intensity focused ultrasound transducer into tissue of a patient. Displacement of the tissue caused by the excitation is detected. An image of a beam profile of the excitation is generated as a function of the displacement.

In a second aspect, a computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for providing feedback for high intensity focused ultrasound. The storage medium includes instructions for determining a beam location for high intensity focused ultrasound therapy as a function of displacement of tissue, and generating an image of the beam location.

In a third aspect, a system is provided for providing feedback for high intensity focused ultrasound. A high intensity focused ultrasound transducer is operable to generate high intensity focused ultrasound therapy waveforms. An imaging transducer is movable separate from the high intensity focused ultrasound transducer. The imaging transducer is operable to receive signals responsive to a transmission from the high intensity focused ultrasound transducer. A receive beamformer is operable to output data representing spatial locations as a function of the receive signals. A processor is operable to estimate tissue displacement as a function of the output data and generate an image of a beam profile as a function of

the tissue displacement. A display is operable to display the image of the beam profile.

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 and may be later claimed independently or in combination.

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 for providing feedback for high intensity focused ultrasound;

Figure 2 is a block diagram of one embodiment of a system for providing feedback for high intensity focused ultrasound; and

Figure 3 is a medical image showing a tissue region and a detected beam profile.

DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS

Detecting the therapy beam or an emulation of the beam from displacement may account for phase aberrations and/or attenuation. Dose distribution may be better estimated using displacement imaging, such as elasticity, strain, or shear. The results of displacement imaging may be used to correct distribution of the therapy beam. The therapy transducer power and/or focus location may be adjusted based on the feedback. The HIFU transducer may be adjusted, such as aimed, based on the feedback.

Figure 1 shows a method for providing feedback for high intensity focused ultrasound. The method is implemented by the system of Figure 2 or a different

system. Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, acts 38-46 are not provided in some embodiments. The acts are performed in the order described or shown, but may be performed in other orders. For example, the beam location is corrected in act 38 prior to generating the image in act 36. As another example, acts 32-26 are repeated with act 40 as part of the interleaving of act 42.

In act 30, an excitation is transmitted from a high intensity focused ultrasound transducer. The excitation is acoustic energy. The acoustic energy is focused, resulting in a three-dimensional beam profile. The excitation is focused using a phased array and/or mechanical focus. The excitation may be unfocused in one dimension, such as the elevation dimension. The excitation is transmitted into tissue of a patient. The excitation is focused at a location for treatment, such as a tumor. However, due to acoustic effects, misalignment, or other factors, the beam may not properly overlap, cover, or even intersect the tissue location for treatment.

The excitation is generated as therapy excitation. Alternatively, the excitation emulates the therapy excitation. The high intensity focused ultrasound therapy waveform is emulated. A generally same focus, amplitude, frequency, or other characteristic as the therapy excitation is provided for the emulation. The emulation is used to substantially avoid therapeutic effect. For example, the amplitude, duration, or both are reduced as compared to a therapy waveform. “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.

In act 32, displacement of the tissue is detected. The excitation causes displacement of the tissue. The displacement may be caused by a longitudinal wave. The displacement may alternatively or additionally be caused by a shear wave.

The displacement is detected with ultrasound scanning. The locations, magnitude, timing, and/or other characteristic of the displacement are detected. For example, locations associated with a threshold amount of displacement caused by the emulation are detected.

To detect the displacement, ultrasound energy is transmitted to the tissue undergoing displacement and reflections of the energy are received. The transmission and reception are performed multiple times to determine change due to displacement. Any transmission and reception sequence may be used. The displacement is detected from the differences for each spatial location. For example, the velocity, variance, shift in intensity pattern (e.g., speckle tracking), or other information is detected from the received data as the displacement.

Any now known or later developed displacement imaging may be used. For example, diagnostic pulses, such as having an intensity and duration below the regulated levels for diagnostic ultrasound, are transmitted. For example, pulses with 1-5 cycle durations are used with an intensity of less than 720 mW/cm². Pulses with other intensities may be used, such as pulses with less than 1000 mW/cm². The ultrasound transmission is focused at a region including the tissue to be treated. The transmission may cover one or more scan lines. For example, a wide beam width transmit pulse is used for receiving along two or more receive scan lines with a plane or volume distribution. Alternatively, a single receive beam is formed in response to a transmit. A region may be sequentially scanned. One or more measurements are performed for each receive scan line.

Two or more, such as 2-10, pulses are transmitted to a same location for each measurement or for combining measurements. Alternatively, a single pulse may be transmitted for each measurement. Where the therapeutic intensity and time since cessation are known, a single pulse may be used and compared to pre-emulation or excitation measurement to determine a change in position.

After cessation of the excitation emulating the therapeutic ultrasound, the tissue moves to a relaxed position. Echoes from the multiple relatively low diagnostic imaging pulses are received. The echoes are used to generate one or more images to identify locations with displacement caused by the therapy-associated excitation.

The echoes are detected using B-mode or Doppler detection. Using B-mode data, the data from multiple pulses is correlated. The correlation is one, two or three-dimensional. For example, correlation along a scan line away and toward the transducer is used. Any now known or later developed correlation may be used, such as cross-correlation, pattern matching, or minimum sum of absolute differences. Tissue structure and/or speckle are correlated. Using Doppler detection, a clutter filter passes information associated with moving tissue. The velocity of the tissue is derived from multiple echoes. The velocity is used to determine the displacement towards or away from the transducer. Alternatively, the relative or difference between velocities at different locations may indicate strain or displacement.

The amount of displacement represents regions subjected to force from the excitation associated with HIFU. The time associated with a particular displacement allows estimation of the decay curve. By measuring the displacement as a function of time, the decay of strain from cessation of the excitation may be measured.

Displacement alone or any displacement characteristic of the decay may be measured.

In other embodiments, strain or elasticity imaging is used. The displacement of tissue is determined as a function of time. The displacement may be measured from tissue data, such as B-mode ultrasound data. Correlation, cross-correlation, minimum sum of absolute differences or other similarity measure is used to determine the displacement between scans. The displacements are determined along one, two, or three dimensions. In one embodiment, any one or more of the methods or systems disclosed in U.S. Patent Nos. 5,107,837; 5,293,870; 5,178,147; 6,508,768 or 6,558,324, the disclosures of which are incorporated herein by reference, are used to generate elasticity frames of data or images as the strain information. Other methods of measuring strain may be used. The displacement may be measured by determining tissue velocity and/or acceleration.

Based on one (e.g., velocity), two (B-mode correlation), or more (e.g., average displacement) scans, a strain field is determined. The strain field represents strain at the different locations. A displacement field or a strain rate field may be used in other embodiments. Other measurements may be used to represent strain or displacement, such as velocity.

The displacement is detected over any size region. In one embodiment, the displacement is detected in a region of interest likely to include the tissue to be treated, such as about 1/3 to ½ the complete scan region for B-mode imaging. Figure 3 shows one embodiment where the image on the left shows a region of interest box for displacement imaging. Greater, lesser, or no region of interest may be used, such as detecting displacement over the entire imaging region. Narrower regions of interest may allow for displacement detection with fewer repetitions of transmitting the excitation waveform associated with HIFU. Depending on the number of receive beams that may be formed and the sample density, none, one, or more repetitions may be used. Full sampling, such as sampling displacement on every B-mode sample location, may be used. Greater or lesser (e.g., sparse) sampling of displacement relative to the B-mode scan grid may be used.

In one embodiment, shear waves are detected in addition to or as an alternative to longitudinal waves. The excitation forms a beam, which generates a shear wave at spatial locations. Where the beam is sufficiently strong, a shear wave is generated. The shear wave propagates through tissue more slowly than the longitudinal wave along the acoustic wave emission direction. The shear wave propagates various directions, including a direction perpendicular to the direction of the applied stress. The displacement of the shear waves is greater at locations corresponding to the excitation beam.

Ultrasound data is obtained. At least some of the ultrasound data is responsive to a shear wave. A region of interest is monitored to detect the shear wave. The region of interest is any size, such as 6 mm in lateral and 10 mm in axial. This detection region is monitored by ultrasound. For example, B-mode scans are

performed to detect tissue displacement caused by the shear wave. Doppler, color flow, or other ultrasound mode may be used to monitor for the shear wave.

The monitoring is performed for any number of scan lines. For example, four receive beams are formed in response to each transmission. After transmitting the excitation to generate the shear wave, B-mode transmissions are performed repetitively along a single scan line and receptions along four adjacent scan lines. Any number of repetitions may be used, such as about 120 times. Some of the ultrasound data, such as at the beginning or end of the repetitions, may not be responsive to the shear wave. In other embodiments, only a single receive beam or other numbers of receive beams are formed in response to each transmission.

As the shear wave propagates through the scan lines, the B-mode intensity may vary. For the monitored scan lines, a sequence of data is provided representing a time profile of tissue motion resulting from the shear wave. For example, data from a plurality of spatial locations (e.g., along the scan lines) is correlated as a function of time. Any elasticity detection may be used. For each depth or spatial location, a correlation over a plurality of depths or spatial locations (e.g., kernel of 64 depths with the center depth being the point for which the profile is calculated) is performed. Two or three-dimensional displacement in space may be used. One-dimensional displacement along a direction different than the scan lines or beams may be used.

The spatial offset with the highest or sufficient correlation at a given time indicates the amount of displacement. Displacements are determined for a given location at different times. The temporal profile for a given location indicates detection of the shear wave. The profile is examined for a non-noise or single instance of variation. A peak in the profile, with or without temporal low pass filtering, indicates the passing of the shear wave front. The greatest displacement is selected, but the average or other displacement statistic may be used. The maximum shear at a given location is detected. Alternatively, an average or other shear is detected.

To monitor a larger region, additional receive beams are formed in response to the monitoring transmit beam. Alternatively, another shear wave is generated and the transmit beams and receive beams are provided at a different distance from the shear wave generation point. In the 6mm x 10mm example above, 36 receive scan lines may be provided. At four receive beams per transmit beam, the process is repeated for different lateral spacing nine times. For each receive beam location, a time profile of motion information is provided, represented by the ultrasound data. Transmissions along different scan lines to monitor a same shear wave are avoided during formation of the temporal profile to provide higher temporal resolution, but interleaved or shifting scanning positions may be provided.

The discussion above is for one depth. The sampling may be arranged to provide one gate covering the entire axial extent of the region of interest. In another embodiment, samples are obtained at multiple depths for each receive beam. A separate time profile is provided for each axial depth as well as lateral location. Any number of depths may be used, such as about 200 for 5mm or 400 for 10 mm.

Ultrasound data representing different locations in the region of interest is obtained. The ultrasound data is obtained in real-time with the scanning or obtained from a memory. For each location, the motion information represents the response at different times. Other scanning, monitoring, or techniques may be used to obtain ultrasound data to estimate shear magnitude.

The tissue may change over time, such as where the detection of the shear wave is interleaved with actual application of the therapy HIFU. The stiffness of the tissue may increase in the treatment locations. This change in stiffness may alter the detected magnitude of the shear. Shear velocity and/or modulus or other complex representation of shear may be used to minimize or avoid the effects of changes in the tissue. Shear velocity may be preferred where modulus is otherwise not available or difficult to determine. The absorption coefficient may be assumed (e.g., 0.5, 0.6, 0.8 or other value) depending on the tissue being treated. The shear velocity and/or modulus may be determined, at least in part, based on the pressure and

absorption coefficient. The pressure applied is known from the transmitted excitation and consideration of attenuation.

Shear velocity is detected for the different spatial locations of the tissue. For each location, the displacement as a function of time is determined. The shear velocity is obtained by determining a time from generation of the shear wave until detection of the shear wave at a different location. The time and distance to the location determine the velocity. The distance is known from the scan line spacing (i.e., the transmit beam position for generating the shear wave and the receive beam position for detecting the shear wave). The time is known from the relative time between generation and detection of the shear wave.

Other techniques may be used to detect the peak in the profile. For example, a regression is applied. Since the shear wave velocity is linear, a robust linear regression with automated outlier detection may indicate the shear wave velocity. The ultrasound data for all of the sample points in the region of interest is plotted for distance as a function of time or by time and distance. The linear regression is applied to the plot or data, providing a line fit to the data. The slope of the line indicates the shear wave velocity.

Other approaches may be used. For example, data from different times is correlated to detect the shift in tissue caused by the shear wave. As another example, a feature is extracted from the temporal profiles. Principle component decomposition may be used. A correlation between the different temporal profiles is performed. The lag associated with the different distances for the different temporal profiles provides the velocity. Alternatively, a wavelet analysis may be performed. A wavelet transform is applied to the temporal profiles to identify a peak corresponding to the shear wave. A velocity value is identified from the travel time of the peak to each spatial location.

All the peak travel time data from the full region of interest may be used together, such as in linear regression. Only a subset of the data may be used, such as using data for one depth for feature extraction or regression. Shear velocities may be calculated for each location in the region of interest. Alternatively, a spatial

representation of shear wave velocity variance within the region of interest may be provided.

In approaches by others, any modulus or shear value may be estimated. Tissue modulus values represent the hardness or stiffness at the locations. For example, the shear modulus of tissue is estimated. In alternative embodiments, Young's modulus is estimated. In other embodiments, other shear values are estimated, whether quantitative or qualitative.

The shear modulus is given by $g = \rho v_s^2$, where ρ is density, and v is estimated shear velocity. In one embodiment, the tissue moduli or shear information, such as the shear modulus, is determined as a function of the strain or displacement and the moduli or shear information. For example, the shear modulus for each sample location is determined by iteratively solving a diffusion equation. Assuming a Poisson's ratio of 0.5 or using a known Poisson's ratio, the shear modulus at different locations is calculated iteratively as a function of the strain field at different times or under different stress for the different locations and the shear modulus.

In act 34, a beam location for the HIFU is determined using the displacement of tissue information. Locations associated with sufficient magnitude of displacement, shear, shear velocity, or shear modulus are identified. Locations where the displacement is relatively high are identified by applying a threshold. Relative is to a threshold or other values, which are preprogrammed or adapt 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. As another example, an average displacement across a region of interest is determined. Locations associated with a maximum displacement greater than the average indicate beam locations. Alternatively, a preprogrammed or other threshold is applied. In other or additional embodiments, no threshold is applied, or a noise threshold is used. The range of displacements are mapped to display values such that low or no displacement regions are at one end of the dynamic range and the highest displacements are at the other end of the dynamic range. Linear or non-linear mapping may be used.

The displacement data may or may not be spatially filtered prior to application of the threshold. The displacements may be low pass filtered after application of the threshold.

In act 36, image data is generated as function of the displacement. For example, the image represents the beam profile of the excitation. The beam profile corresponds to locations with sufficient displacement. The image shows the location of the beam, including the spatial distribution of the beam. The image represents the spatial extent of the beam profile in one or more dimensions. Figure 3 shows an image on the right side of the beam. Brighter or more intense locations correspond to greater displacement. The image may be filtered, such as low pass filtered.

The displacement data is in a display format or may be scan converted into a display format. The displacement data is color or gray scale data, but may be data prior to mapping with gray scale or color scale. The information may be mapped linearly or non-linearly to the display values.

The image represents the displacement information, such as shear or moduli (e.g., the shear moduli) for the different locations. Where the values are determined for all of the grid points in a region of interest or field of view, the pixels of the display represent the beam for that region. The display grid may be different from the scan grid and/or grid for which displacements are calculated. Color, brightness, luminance, hue, or other characteristic is modulated as a function of the displacement.

The image may include other data. For example, B-mode or other data representing tissue, fluid, or contrast agents in the same region is included. The displacement data is used for an overlay of or combination with the other data. The other data assists the user in determining the location of the beam relative to the tissue to be treated.

In an alternative embodiment, the image is generated as a function of the displacement and a beam profile model. The displacement may be noisy. A model of the therapy beam is provided. The model may be generated using empirical information or theoretical calculation. The beam profile model is created as an inverse problem to

determine the likely distribution of the beam profile. The spatial and temporal displacement may be formulated based on the beam profile model. Given the measured displacements and models, a representation of the best fit or least square fit of the measurements to the model is determined. The fit representation is used for generating the image, such as a graphic overlay sized and shaped based on the fit. The beam profile represented by the image is reconstructed by fitting a model to the measured displacements.

In act 38, the beam profile is corrected as a function of acoustic propagation. The measured displacement is or is not corrected for depth dependent attenuation of the applied stress. As pressure propagates through tissue, the pressure attenuates. Less motion or displacement is caused at locations spaced further from the source of pressure (depth relative to the source) due to the attenuation. The displacement is adjusted to account for the attenuation, providing more normalized displacements or strain at different depths.

The correction is linear as a function of distance away from the point or region of the source (e.g., transducer) of stress. Non-linear correction may be used, such as based on tissue models or different types of tissue. The linear or non-linear function is assumed, based on empirical data, or is based on a propagation model. For acoustic force, the attenuation of sound in tissue as a function of distance and frequency is corrected. In other embodiments, no correction for attenuation and/or frequency is performed.

In act 40, 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 is focused using a phased array or mechanical focus and provides the high intensity acoustic energy to tissue at a focal or beam location. The therapeutic ultrasound pulse has a plurality of cycles at any desired frequency. 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 also generate biomechanical changes that can be detected. 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.

Before subjecting the tissue to treatment, the position of the HIFU beam is determined from the image generated in act 36. The user may reposition the transducer, a focal location, or change other settings to position the beam over the tissue to be treated while minimizing healthy tissue subjected to the HIFU. Automated positioning may be used in other embodiments, such as where the tissue to be treated is determined using computer assisted diagnosis. After positioning the beam as desired, the HIFU is transmitted in act 40.

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 36 may be performed. The therapy waveforms of act 40 are interleaved with the imaging of act 36. The imaging of act 36 is performed using the transmitting of act 30, the detection of act 32, and the determination of act 34. The HIFU treatment ceases while the beam location is determined. Alternatively, the HIFU transmissions of act 40 are used as the excitation for detecting displacement in act 32. The HIFU may cease for detection of displacement, or the displacement due to the HIFU waveforms is used. In another alternative, the HIFU is performed at one frequency or coding, and the transmission of the excitements and corresponding reception are performed at a different frequency or coding, allowing operation at the same time given pre-treatment tissue position information. 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.

In act 44, a change in the tissue from high intensity focused ultrasound therapy is determined. For example, the change in the displacements is determined. HIFU may cause the tissue to be less elastic or stiffer. Ablation, collagen denaturization, coagulation, or other effects may alter the shear velocity or other characteristic. The amount of displacement given a same or known but different stress may be determined. The amount or magnitude of displacement may be measured. Any measurement may be used, such as a median or mean of change in displacement for a region. Changes in shear, strain, elasticity, modulus, velocity, or other tissue characteristic may be measured.

The change is determined by the user or by the system. For example, a quantity is determined. As another example, the user detects the change based on one or more images.

The change may be used for feedback control of dosing. In act 42, the application of HIFU in act 40 may be altered or ceased based on the change. The

dosage of the high intensity focused ultrasound therapy is altered as a function of the change. To minimize damage to healthy tissue, the HIFU intensity or duration may be reduced where sufficient treatment has occurred. The change in tissue indicates sufficiency of treatment. To avoid ineffective treatment, the HIFU intensity or duration may be increased where insufficient treatment has occurred, as reflected by less than expected change.

Figure 2 shows one embodiment of a system 10 for providing feedback for high intensity focused ultrasound. The system 10 implements the method of Figure 1 or other methods. The system 10 includes a transmit beamformer 12, a transducer 14, a receive beamformer 16, an image processor 18, a display 20, a memory 22, and a HIFU transducer 24. Additional, different or fewer components may be provided. For example, a user input is provided for manual or assisted alteration of a beam profile (e.g., selection of frequency, focal depth, scan line angle, aperture, focal location, and/or apodization). The system 10 is a medical diagnostic ultrasound imaging system. In alternative embodiments, the system 10 is a personal computer, workstation, PACS station, or other arrangement at a same location or distributed over a network for real-time or post acquisition imaging.

The transmit beamformer 12 is an ultrasound transmitter, memory, pulser, analog circuit, digital circuit, or combinations thereof. The transmit beamformer 12 is operable to generate waveforms for a plurality of channels with different or relative amplitudes, delays, and/or phasing. Upon transmission of acoustic waves from the transducer 14 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 12 generates a plane wave or diverging wave for more rapid scanning.

The same transmit beamformer 12 is shown for generating HIFU and/or emulation waveforms with the HIFU transducer 24 and displacement detection with the imaging transducer 14. In alternative embodiments, different transmit beamformers 12 are provided for imaging displacement and therapy. For example, a separate therapy system is used. The transducer 14 and transmit beamformer 12 are used to image displacement for operating the separate therapy system. In another alternative, the same transducer 14 is used for both detecting displacement and applying therapy. One or more elements are used for both therapy and diagnostic transmissions.

The high intensity focused ultrasound transducer 24 generates high intensity focused ultrasound therapy waveforms. The HIFU transducer 24 is an array for generating acoustic energy from electrical waveforms. One-dimensional or multidimensional arrays may be used. Alternatively, a single element with a mechanical focus is used. For an array, 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. Alternatively, a mechanical focus is provided for the array. Any now known or later developed therapy transducer 24 may be used.

In one embodiment, the HIFU transducer 24 is separate from the imaging transducer 14. The imaging transducer 14 is moveable separate from the HIFU transducer 24. Imaging is used to determine the therapy location. The imaging transducer 14 receives echo signals responsive to one or more transmissions from the HIFU transducer 24. For example, signals responsive to an emulation of therapy waveforms are received. Alternatively or additionally, both transducers 14, 24 include spatial registration systems, such as magnetic position sensors. The transducers 14, 24 are not connected together, but may be, such as being positioned in a same housing.

The transducer 14 is a 1-, 1.25-, 1.5-, 1.75- or 2-dimensional array of piezoelectric or capacitive membrane elements. The transducer 14 includes a

plurality of elements for transducing between acoustic and electrical energies.

Receive signals are generated in response to ultrasound energy (echoes) impinging on the elements of the transducer 14. The elements connect with channels of the transmit and receive beamformers 12, 16.

The receive beamformer 16 includes a plurality of channels with amplifiers, delays, and/or phase rotators, and one or more summers. Each channel connects with one or more transducer elements. The receive beamformer 16 applies relative delays, phases, and/or apodization to form one or more receive beams in response to each transmission. The receive beamformer 16 outputs data representing spatial locations using the receive signals. Relative delays and/or phasing and summation of signals from different elements provide beamformation. In alternative embodiments, the receive beamformer 16 is a processor for generating samples using Fourier or other transforms.

The receive beamformer 16 may include a filter, such as a filter for isolating information at a second harmonic or other frequency band relative to the transmit frequency band. Such information may more likely include desired tissue, contrast agent, and/or flow information. In another embodiment, the receive beamformer 16 includes a memory or buffer and a filter or adder. Two or more receive beams are combined to isolate information at a desired frequency band, such as a second harmonic, cubic fundamental or other band.

The receive beamformer 16 outputs beam summed data representing spatial locations. Data for a single location, locations along a line, locations for an area, or locations for a volume are output. Dynamic focusing may be provided. The data may be for different purposes. For example, different scans are performed for B-mode or tissue data than for displacement. Alternatively, the B-mode data is also used to determine displacement.

The processor 18 is a B-mode detector, Doppler detector, pulsed wave Doppler detector, correlation processor, Fourier transform processor, application specific integrated circuit, general processor, control processor, image processor, field programmable gate array, digital signal processor, analog circuit, digital circuit,

combinations thereof or other now known or later developed device for detecting and processing information for display from beamformed ultrasound samples.

In one embodiment, the processor 18 includes one or more detectors and a separate processor. The separate processor is a control processor, general processor, digital signal processor, application specific integrated circuit, field programmable gate array, network, server, group of processors, data path, combinations thereof or other now known or later developed device for determining displacement, and calculating tissue properties. For example, the separate processor performs any combination of one or more of the acts shown in Figure 1.

The processor 18 estimates tissue displacement as a function of beamformed samples. Any type of displacement may be estimated. For example, the processor 18 detects shear wave displacement information. In another example, the processor 18 applies modulus, or shear velocity estimation. The processor 18 determines information as a function of the output data from the receive beamformer 16.

The processor 18 outputs image or display values mapped from the tissue properties to the display 20. For example, the maximum displacement, shear velocity, shear modulus, or other value is determined for each location. The magnitude of the values modulates the color, hue, brightness, and/or other display characteristic. An image of the beam profile represented as tissue displacement is generated from the modulated display values. The image may be shown alone or overlaid or combined with other images (e.g., B-mode image).

Figure 3 shows an image of a beam profile. The brighter regions correspond to greater displacement. The displacement values are based on displacement due to an emulation of the HIFU therapy waveforms or the therapy waveforms themselves. The emulation or actual therapy waveforms are transmitted from the HIFU transducer 24 so that the beam position corresponds to the treatment beam. The image represents a spatial extent of the beam profile and/or relative position in a patient.

In one embodiment, the processor 18 is a control processor. The processor 18 controls use of the HIFU therapy waveforms. Based on detected changes in the tissue

displacement, the processor 18 determines whether to cease the therapy prior to a scheduled end.

For determining displacement, data from a plurality of scans or measurements may be acquired and stored. The data is stored in the memory 22 or a different memory. Data from one or more stages of processing is stored, such as radio frequency data, channel data, beam sum data, detected data, strain data, shear data, modulus data, shear modulus data, and/or calculated values.

The processor 18 operates pursuant to instructions stored in the memory 22 or another memory. The processor 18 is programmed for providing feedback for high intensity focused ultrasound. The memory 22 is a computer readable storage media. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on the 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.

The display 20 is a CRT, LCD, projector, plasma, or other display for displaying two-dimensional images or three-dimensional representations. The display 20 displays one or more images representing the HIFU beam profile. The spatial distribution of displacement associated with HIFU is shown in the image.

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 for providing feedback for high intensity focused ultrasound, the method comprising:
 - transmitting an excitation from a high intensity focused ultrasound transducer into tissue of a patient;
 - detecting displacement of the tissue caused by the excitation; and
 - generating an image of a beam profile of the excitation as a function of the displacement.
2. The method of Claim 1 wherein transmitting the excitation comprises transmitting the excitation as an emulation of a high intensity focused ultrasound therapy waveform, the emulation having a different amplitude, duration, or both amplitude and duration than the therapy waveform.
3. The method of Claim 2 wherein the emulation substantially avoids therapy heating and cavitation, and the therapy waveform provides heating or cavitation.
4. The method of Claim 1 wherein detecting displacement of the tissue comprises transmitting ultrasound to the tissue and receiving reflections from the transmitting, the transmitting the ultrasound and receiving being performed multiple times, and detecting the displacement from the reflections from the multiple receiving.
5. The method of Claim 1 wherein detecting displacement of the tissue comprises detecting shear waves caused by the excitation.
6. The method of Claim 5 wherein detecting shear waves comprises detecting shear velocity or modulus.
7. The method of Claim 1 wherein generating the image of the beam profile of the excitation comprises generating a multidimensional image showing a spatial extent and location of the beam profile of the excitation within the tissue.

8. The method of Claim 1 further comprising:
correcting the beam profile as a function of a nonlinear acoustic propagation.
9. The method of Claim 1 further comprising:
transmitting high intensity focused ultrasound therapy waveforms with the high intensity focused ultrasound transducer; and
interleaving the therapy waveforms with repetitions of the transmitting the excitation and detecting.
10. The method of Claim 1 further comprising:
determining a change in the tissue from high intensity focused ultrasound therapy as a function of the displacements; and
altering dosage of the high intensity focused ultrasound therapy as a function of the change.
11. The method of Claim 1 wherein generating the image of the beam profile comprises reconstructing the beam profile as a function of the displacement and a beam profile model.
12. In a computer readable storage medium having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for providing feedback for high intensity focused ultrasound, the storage medium comprising instructions for:
determining a beam location for high intensity focused ultrasound therapy as a function of displacement of tissue; and
generating an image of the beam location.
13. The computer readable storage medium of Claim 12 wherein determining comprises transmitting an emulation of a high intensity focused ultrasound therapy waveform, the emulation having a different amplitude, duration, or both amplitude and duration than the therapy waveform, the emulation substantially avoiding therapy heating and cavitation, and determining the displacement with ultrasound scanning, locations of displacement being caused by the emulation.

14. The computer readable storage medium of Claim 12 wherein determining the beam location as a function of displacement of the tissue comprises detecting shear waves caused by a beam corresponding to the beam location.
15. The computer readable storage medium of Claim 12 wherein determining the beam location comprises determining a shear velocity or modulus for different spatial locations of the tissue, the beam location corresponding to spatial locations with greater shear velocity or modulus than other spatial locations.
16. The computer readable storage medium of Claim 12 wherein generating the image of the beam location comprises generating a multidimensional image showing a spatial extent of a beam profile within the tissue.
17. The computer readable storage medium of Claim 12 further comprising instructions for correcting the beam location as a function of a nonlinear acoustic propagation.
18. The computer readable storage medium of Claim 12 further comprising instructions for determining a change in the tissue from the high intensity focused ultrasound therapy as a function of the displacements, and altering dosage of the high intensity focused ultrasound therapy as a function of the change.
19. A system for providing feedback for high intensity focused ultrasound, the system comprising:
 - a high intensity focused ultrasound transducer operable to generate high intensity focused ultrasound therapy waveforms;
 - an imaging transducer, movable separate from the high intensity focused ultrasound transducer, operable to receive signals responsive to a transmission from the high intensity focused ultrasound transducer;
 - a receive beamformer operable to output data representing spatial locations as a function of the receive signals;

a processor operable to estimate tissue displacement as a function of the output data and generate an image of a beam profile as a function of the tissue displacement; and

a display operable to display the image of the beam profile.

20. The system of Claim 19 wherein the transmission comprises an emulation of the high intensity focused ultrasound therapy waveforms, wherein the tissue displacement comprises a shear wave displacement, wherein the beam profile is for the emulation, and wherein the image represents a spatial extent of the beam profile and relative position in a patient.

21. The system of Claim 19 wherein the processor is operable to control use of the high intensity focused ultrasound therapy waveforms, the use controlled as a function of a change detected from the tissue displacement.

ABSTRACT

Feedback of position is provided for high intensity focused ultrasound. The location of a beam from a HIFU transducer is determined using ultrasound imaging. The ultrasound imaging detects tissue displacement caused by a beam transmitted from the HIFU transducer. The displacement or information derived from the displacement may be used to detect and image the location of the beam. Separate transducers may be used for HIFU and imaging. The user aims the HIFU transmissions with feedback from ultrasound imaging of displacement of tissue.

Figure 1

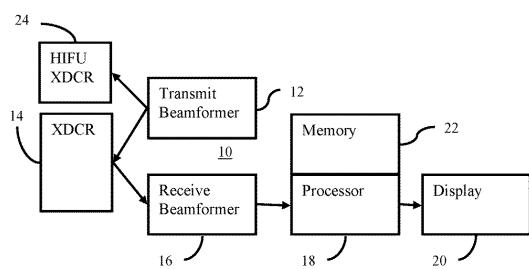
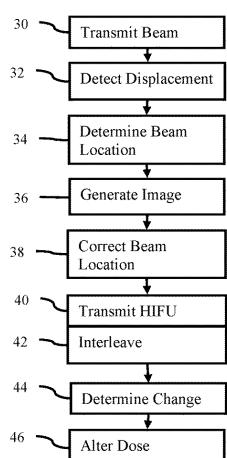


Figure 2

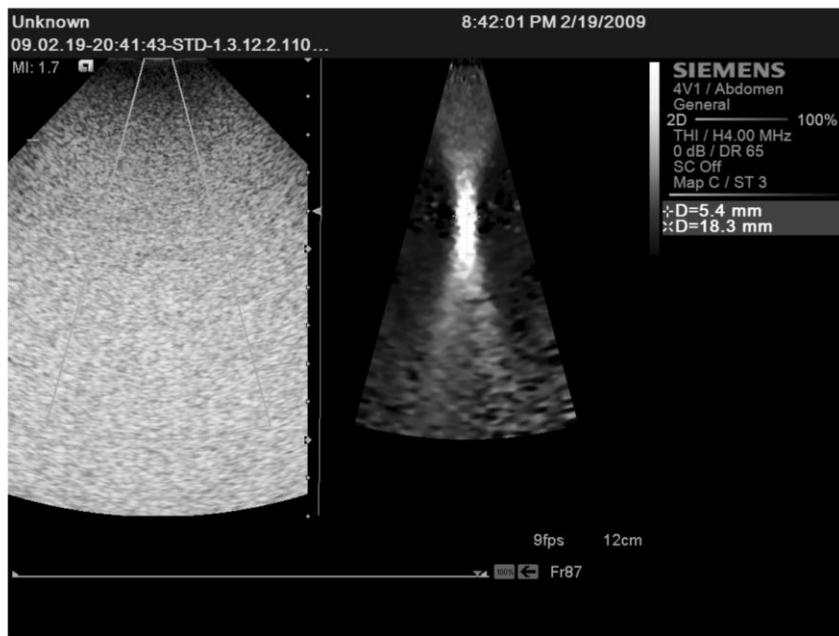


Figure 3

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2010259806A5	公开(公告)日	2013-06-20
申请号	JP2010106275	申请日	2010-05-06
[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	リーシアンファン ケヴィンセキンズ		
发明人	リーシアン ファン ケヴィン セキンズ		
IPC分类号	A61B8/08 A61B18/00		
CPC分类号	A61N7/02 A61B8/0833 A61B8/463 A61B8/485 A61B2090/378 G01S7/52022 G01S7/52074 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/08 A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C160/JJ25 4C160/JJ36 4C160/MM32 4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/JB51 4C601/JC23 4C601/LL38		
代理人(译)	矢野俊夫 杉本博司 星 公弘 二宮和也 Hiroshi Yasushi		
优先权	12/435196 2009-05-04 US		
其他公开文献	JP5661329B2 JP2010259806A		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种为高强度聚焦超声提供反馈的方法，其消除了传统技术的缺陷，并且还提供了计算机可读存储介质，以及用于执行高强度聚焦超声的反馈的系统。ŽSOLUTION：对高强度聚焦超声进行位置反馈。使用超声成像确定来自HIFU换能器的光束的位置。超声成像检测由HIFU换能器发射的光束引起的组织位移。从位移导出的位移或信息可用于检测和成像光束的位置。单独的换能器可用于HIFU和成像。用户利用从组织位移的超声成像获得的反馈来实现HIFU传输。Ž