

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4928458号
(P4928458)

(45) 発行日 平成24年5月9日 (2012.5.9)

(24) 登録日 平成24年2月17日 (2012.2.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 5 0 1

請求項の数 14 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-535386 (P2007-535386)
 (86) (22) 出願日 平成18年6月20日 (2006.6.20)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/312277
 (87) 国際公開番号 W02007/032134
 (87) 国際公開日 平成19年3月22日 (2007.3.22)
 審査請求日 平成20年1月21日 (2008.1.21)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-267312 (P2005-267312)
 (32) 優先日 平成17年9月14日 (2005.9.14)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100064414
 弁理士 磯野 道造
 (74) 代理人 100111545
 弁理士 多田 悦夫
 (72) 発明者 東 隆
 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
 株式会社日立製作所 中央研究所内
 (72) 発明者 梅村 晋一郎
 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
 株式会社日立製作所 中央研究所内
 審査官 五閑 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数のトランスデューサ素子が配列され、被検体に超音波を収束照射し、その反射波を検出する超音波探触子を備え、前記反射波を用いて前記被検体の断層像を撮像する超音波診断装置であって、

一のフレームで撮像した前記断層像と他のフレームで撮像した前記断層像との一のパターンマッチングを行って変形像を演算する演算手段と、

前記変形像と前記被検体の部分的な体積膨張による変形形状を表現する変形関数とで他のパターンマッチングを行う体積膨張検出手段と、を備え、

前記他のパターンマッチングの結果により前記断層像から前記被検体の一部に生成された体積膨張を抽出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記一のパターンマッチングあるいは前記他のパターンマッチングの何れか一方又は双方は、相互相関を用いて行われることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記被検体の体動による変動と前記体積膨張による変動との境界に積分区間を設定して積分するフィルタ処理を前記変形像に行った後に、前記体積膨張の抽出を行うことを特徴とする請求の範囲第1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

10

20

複数のトランスデューサ素子が配列され、被検体に超音波を収束照射し、その反射波を検出する超音波探触子を備え、前記反射波を用いて前記被検体の断層像を撮像する超音波診断装置であって、

一のフレームで撮像した前記断層像と他のフレームで撮像した前記断層像とのパターンマッチングを行って変形像を演算する演算手段と、

前記変形像を周波数空間に変換するフーリエ変換手段と、

周波数空間に変換された前記断層像と、前記被検体の部分的な体積膨張による変形形状を周波数空間で表現した変形関数とを乗算する乗算手段と、

前記乗算手段により乗算された周波数空間の像を実空間に逆変換するフーリエ逆変換手段とを備え、

前記逆変換された実空間像を用いて前記体積膨張を抽出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

前記パターンマッチングは、相互相関を用いて行われることを特徴とする請求の範囲第 4 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記被検体の体動による変動と前記体積膨張による変動との境界に積分区間を設定して積分するフィルタ処理を前記変形像に行った後に、前記体積膨張の抽出を行うことを特徴とする請求の範囲第 4 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

複数のトランスデューサ素子が配列され、被検体に超音波を収束照射し、その反射波を検出する超音波探触子を備え、前記反射波を用いて前記被検体の断層像を撮像する超音波診断装置であって、

前記超音波と他の超音波と電磁波との何れか一つ又はこれらの組み合わせである治療用収束波を前記被検体の一部に収束照射することにより体積膨張が生成され、

一のフレームで撮像した前記断層像と他のフレームで撮像した前記断層像とのパターンマッチングを行って変形像を演算する演算手段と、

前記変形像の前記治療用収束波の進行方向成分を算出する進行方向成分算出手段と、

前記進行方向成分を積分して積分量を算出する積分手段と、

前記進行方向成分と前記積分量との差分を演算する減算器と

を備え、

前記差分を用いて前記体積膨張を抽出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

前記パターンマッチングは、相互相関を用いて行われることを特徴とする請求の範囲第 7 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記断層像を 3 枚以上のフレームの前記断層像を用いて前記パターンマッチングされた複数の前記変形像の時間的变化を利用することを特徴とする請求の範囲第 7 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記体積膨張が所定量以上検出された場合、前記治療用収束波の照射を停止する制御部を備えることを特徴とする請求の範囲第 7 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記治療用収束波を照射した後にその照射を休止し、前記休止した休止期間の前記体積膨張を検出することを特徴とする請求の範囲第 7 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記治療用収束波は、前記超音波と他の超音波との何れか一方又はその双方である治療用超音波であり、

前記治療用超音波は、進行方向に対して垂直な面内に複数の音圧最大値を形成するように収束照射されることを特徴とする請求の範囲第 7 項に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 13】

前記治療用収束波は、前記超音波と他の超音波との何れか一方又はその双方である治療用超音波であり、

前記治療用超音波を焦点に収束照射する複数のトランスデューサ素子は、前記焦点を通る放射軸を通過する線を介して複数の領域に２次的に分割され、隣接する前記領域から収束照射する前記治療用超音波の位相が互いに反転していることを特徴とする請求の範囲第 7 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

複数のトランスデューサ素子が配列され、被検体に超音波を収束照射し、その反射波を検出する超音波探触子を備え、前記反射波を用いて前記被検体の断層像を撮像する超音波診断装置であって、

一のフレームで撮像した前記断層像と他のフレームで撮像した前記断層像との一のパターンマッチングを行って変形像を演算する演算手段と、

前記変形像と前記被検体の部分的な体積変化による変形形状を表現する変形関数とで他のパターンマッチングを行う体積膨張検出手段とを備え、

前記超音波探触子は、前記超音波と治療用収束波とを前記被検体の一部に収束照射するものであり、

前記体積膨張検出手段は、前記超音波探触子による前記治療用収束波の照射の休止期間に、前記他のパターンマッチングの結果により前記被検体の一部に生成された体積変化を検出することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波探触子を用いて被検体の診断を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

加熱凝固治療とは、強力収束超音波照射もしくは R F (Radio Frequency) 波やマイクロ波などの電磁波の照射によって熱的に前立腺がんや、肝臓がん、乳がん、などの悪性腫瘍や子宮筋腫、前立腺肥大などの患部を治療する方法である。これらの治療法は体表の大きな切開を伴わずに治療できることから、低侵襲治療法として臨床での使用が拡大してきている。

また、超音波撮像法は、生体の断層像をリアルタイムで観察することができるが、沸点以上の領域のみが画像化され、加熱凝固治療によって発生する 60 ° C から 100 ° C 未満の蛋白変性領域の画像化が困難である。

【0003】

この問題点を解決するために、加圧法を用いた弾性率イメージング方法及び強力収束超音波の放射圧を用いた治療域のイメージング方法が開示されている。

弾性率イメージング方法は、超音波断層像の撮像を行いながら、外部から体表を加圧して、異なる時相の受波信号間の相関によって変形の程度を見積もり、その変形の程度が大きいところが柔らかいところ、変形の程度が小さいところが硬いところと推定する方法である（非特許文献 1）。また、放射圧を用いた治療域のイメージング方法は、超音波治療によって、治療域の温度が上昇すると、その部位が周囲の組織に比べ、選択的に超音波の吸収係数が大きくなるため、温度上昇域にのみ、選択的に放射圧が働き、この部分が治療用トランスデューサから離れる方向に移動変形するので、この変形部位を検出する方法である（特許文献 1）。

【非特許文献 1】1999 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM p.1631 Elastographic Imaging of thermally ablated tissue in vitro M.M Doyley, I.C. Bamber, L.Rivens, N.L. Bush, and G.R. ter Haar

【特許文献 1】米国特許第 6 4 8 8 6 2 6 号明細書

【発明の開示】

【 0 0 0 4 】

弾性率イメージング方法を低侵襲治療のモニタリングに用いる場合、外部からの加圧が必要なため、力がうまく及ばない体表から遠い部位への適応は難しい。一方、前記の放射圧を用いたイメージング方法では、被検体が呼吸などの体動で動いている場合には、体動による変形と、放射圧による変形とを峻別するのが難しい。

本発明は、前記事情に鑑みてなされたものであり、被検体の体表から離れた領域に生成された熱変成による体積膨張を検出することができる超音波診断装置を提供することを課題とする。

【 0 0 0 5 】

本発明の超音波診断装置は、複数のトランスデューサ素子が配列され、被検体に超音波を収束照射し、その反射波を検出する超音波探触子を備え、前記反射波を用いて前記被検体の断層像を撮像する超音波診断装置であって、前記断層像から前記被検体の一部に生成された体積膨張を抽出することを特徴とする。この体積膨張は、前記超音波と他の超音波と電磁波との何れか一つ又はこれらの組み合わせである治療用収束波を前記被検体の一部に収束照射することにより生成され、一のフレームで撮像した前記断層像と他のフレームで撮像した前記断層像とをパターンマッチングして求められた各部の変形量の前記治療用収束波の進行方向成分と、前記進行方向成分を積分した積分量との差分を演算して、抽出される。

【 0 0 0 6 】

これにより、治療用収束波の照射により被検体の一部に生成された熱変成による体積膨張を抽出することができる。

【 0 0 0 7 】

本発明によれば、被検体の体表から離れた領域に生成された熱変成による体積膨張を抽出することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

【図 1】本発明の一実施形態である超音波診断装置の構成図である。

【図 2】加熱凝固治療における治療方法の説明図である。

【図 3】第 1 実施形態の体積膨張検出部の構成図である。

【図 4】体積膨張を放射圧及び体動から区別する方法を説明するための図である。

【図 5】放射圧を用いたモニタリング方法の説明図である。

【図 6】本実施形態の方法により体積膨張を捕らえた M モード像である。

【図 7】放射圧を捕らえた M モード像である。

【図 8】治療前と治療中とを比較した B モード像及び体積膨張像である。

【図 9】第 2 実施形態の体積膨張検出部の構成図である。

【図 10】積分区間を説明するための図である。

【図 11】テンプレートを用いて体積膨張を検出する方法を説明するための図である。

【図 12】第 3 実施形態の超音波診断装置の構成図である。

【図 13】スプリットフォーカスを説明するための図である。

【図 14】超音波の照射・停止を繰り返す場合を説明するための図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

(第 1 実施形態)

図 1 は、本発明の一実施形態である超音波診断装置の構成図である。

超音波診断装置 100 は、被検体の患部に超音波を収束照射して加熱凝固治療する超音波照射装置と、被検体を超音波エコーを用いて撮像する超音波撮像装置とを含み、超音波照射装置は、治療デバイス 41 及び治療制御部 40 からなる。なお、治療デバイス 41 には、RF 波やマイクロ波などの電磁波を照射する RF 治療用プローブを使用することもできる。また、超音波撮像装置は、被検体の音響インピーダンスの変化を微分画像として抽出するものであり、超音波探触子 1 と、送受切替え SW (スイッチ) 群 5 と、送波ビーム

10

20

30

40

50

フォーマ３と、受波ビームフォーマ２０と、受波メモリ２９と、パターンマッチングを行う演算手段である相関演算部３０と、本実施形態の特徴構成である体積膨張検出部２２と、スキャンコンバータ２３と、表示部２４と、制御系４とを備えている。

【００１０】

ここで、加熱凝固治療とは、強力収束超音波の照射によって熱的に前立腺がんや、肝臓がん、乳がん、などの悪性腫瘍や子宮筋腫、前立腺肥大などの患部を治療する方法である。これらの治療法は体表の大きな切開を伴わずに治療できるので、低侵襲治療法として臨床での使用が拡大してきている。必ずしも一回の照射によって、治療域全域が治療できるわけではないので、通常は図２に示すように、複数回の強力収束超音波の照射を行い、治療域全域をもらさずに治療を行う。がんが複雑な形状を示すのに対し、加熱凝固治療で治療できる領域の形状は幾何学的に一定であるので、一回の治療では図２（ａ）に示すようになる。１回の治療で治療域全域を覆ってしまう程度まで治療域を広げることも可能であるが、その場合は治療域の周辺の正常組織も広く傷つける可能性があるので好ましくない。そのため、図２（ｂ）のように、治療デバイス４１によって複数回照射して、治療域を重ねて治療対象全域を覆うようにする。したがって、加熱凝固治療においては照射ごとの正確な治療域の形状を把握することが必須となる。がんの治療もれがあると、結局そこから再びがんが増殖してしまうため、治療目的部位を完全に治療しきったか否かを判定することが重要であり、また低侵襲治療としての周囲の正常組織へのダメージを最小限に抑えるという観点からも、各照射の治療域をモニタリングして、画像として術者に提示できることが重要である。

【００１１】

超音波探触子１は、複数のトランスデューサ素子（圧電体）から成り、検査対象である被検体に対し、超音波ビームを送信し、その被検体からのエコーを受信する。送波ビームフォーマ３は、制御系４の制御下で、送信信号に応じた送波焦点に合わせた遅延時間の送波信号を生成する。また、送受切替えＳＷ群５は、複数のトランスデューサ素子を分割する。たとえば、同心円状に分割し、同一領域に分割されたトランスデューサ素子に同一位相の信号を印加するフレネルリング束ね方式を用いることにより、超音波の被検体内における焦点位置をコントロールしている。

【００１２】

被検体内で反射もしくは散乱されて超音波探触子１に戻った超音波信号は超音波探触子１によって電気信号に変換され、再び、送受切替えＳＷ群５を介し受波ビームフォーマ２０に送られる。ここで受波ビームフォーマ２０は制御系４の制御の下で、受信のタイミングに応じて遅延時間を調整するダイナミックフォーカスを行う。アレイの各素子が受波した信号を所望の位置と各素子位置の距離の差に応じた時間をずらして加算することで、所望の位置からの信号を増強する。なお、素子を分割して複数の受信ビームを同時形成することにより、高速撮像が可能になる。

【００１３】

受波ビームフォーマ２０の出力は、受波メモリ２９に蓄えられ、相関演算部３０により、異なる時間での、同じ走査線に関する受波ビームフォーマ出力データ同士のパターンマッチングが行われ、被検体の変形量の空間分布が求められる。パターンマッチングには、相互相関関数が最大となる移動量を持って変位量（変形量）とする方法や、二つの関数の差の自乗和が最小となるような移動量をもって変位量とする方法がある。超音波パルスを撮像領域全域に渡り走査することで、断層像が得られる。このような超音波のパルスエコー法は被検体中の音響インピーダンスが変化する界面からのエコーを受信し、受信信号を包絡線検波することで、断層像の画像化を行っている。超音波断層像は、リアルタイム性や装置が小型で可搬性があることから、以下に述べる加熱凝固治療のモニタリング装置としても、広く活用されつつある。

【００１４】

体積膨張検出部２２の内部構成は、図３及び後記する図９に具体的に記されている。図３において、体積膨張検出部２２に相当する体積膨張検出部２２ａは、超音波進行方向成

10

20

30

40

50

分算出手段 5 1 と、積分手段 5 2 と、減算器 5 3 と、積分区間設定手段 5 4 とを備える。相関演算部 3 0 からの変形量信号 P は、超音波進行方向成分算出手段 5 1 に入力され、治療用超音波の進行方向成分が算出される。この超音波進行方向成分と、積分手段 5 2 により積分された超音波進行方向成分とが減算器 5 3 により減算され、体積膨張成分 R としてスキャンコンバータ 2 3 に入力される。

【 0 0 1 5 】

これにより、治療用超音波の進行方向に変位（変形量）の積分操作を行うことで、手前と奥への動きが対称な成分が抑圧され、放射圧や、体動などの一方向への動きを検出することができる。この一方向の動きを全体の信号から差し引くことで、真の体積膨張成分が検出される。

10

【 0 0 1 6 】

積分区間設定手段 5 4 は、積分手段 5 2 の積分範囲を設定するものであり、その積分範囲は体積膨張の推定範囲より広くとる必要がある。

【 0 0 1 7 】

次に、図 4 を参照して、治療用超音波が収束照射された患部に、体積膨張、放射圧、体動が発生した場合を考える。図 4（a）において、体動は、通常呼吸や、心臓の動きに起因しており、臓器全体で動くので、通常一方向への動きと考えられる。呼吸に起因する体動に比べ、心臓に起因する体動の方が、より動き方が複雑ではあるが、心臓に起因する動きも、心臓を震源として動きが広がっていくように動いていることから、一方向への動きと見なすことができる。このことを利用して、体動による変形を除去しつつ体積膨張による変形を検出することができる。この図 4（a）の各変形成分に対して、治療用超音波の伝播方向に積分を行うと、図 4（b）に示すように、体積膨張成分のみが消え去る。そして、図 4（a）と図 4（b）との差分をとれば、図 4（c）のように、体積膨張成分のみが抽出される。

20

【 0 0 1 8 】

ここで、放射圧について図 5 を参照して説明する。治療用超音波トランスデューサである治療デバイス 4 1 は、被検体の体表から患部に向けて、治療用超音波を収束照射する。これにより、被検体に超音波振動が伝わり、患部が治療用超音波の方向に弾性変形される。この弾性変形の原因になる圧力が放射圧であり、振動によって、焦点近傍に温度上昇域が生成される。

30

【 0 0 1 9 】

本実施形態においては、被検体の変形量が体積膨張に関連する、音の進行方向の前後に対称に広がるように変形するものと、体動もしくは放射圧によるものののように、一方向のみに変形するものが、体積膨張検出部 2 2 によって、峻別される。

【 0 0 2 0 】

スキャンコンバータ 2 3 は、体積膨張検出部 2 2 で検出された画像を 2 次元像あるいは 3 次元像に変換するものである。表示部 2 4 は、CRT あるいは液晶を基本要素とするものであり、スキャンコンバータ 2 3 で変換された 2 次元像あるいは 3 次元像を表示するものである。なお、従来の弾性率イメージングや、放射圧を用いた歪み像では、前記変形の空間分布がスキャンコンバータ 2 3 を経て、単独もしくは、B モード（Brightness Mode）像の上に重畳されて、表示部 2 4 上に表示されていた。

40

【 0 0 2 1 】

この画像表示は、従来の B モード画像、体積膨張部抽出画像の何れか、もしくは重畳して表示可能なように構成される。重畳して表示するには、白黒の B モード画像に対して、体積膨張分はカラーで表示する方法などが考えられる。また、トランスデューサ手前に行く動きと、奥に向かう動きを別々のカラーコード、例えば、手前は青、奥は赤のように、表示することもできるし、動きの絶対値のみを表示することも可能である。体積膨張検出部 2 2 によって、他の変形と峻別しているとはいえ、術者により多くの情報を提供するという観点からは、手前は青、奥は赤のように表示することで、体積膨張成分であることをわかり易く提示することは有用である。

50

【 0 0 2 2 】

超音波断層像は、撮像用超音波の伝播方向（以下、深さ方向という）と、これに直交する方向（以下、方位方向という）で、サンプリングの細かさが大きく異なる。これは深さ方向には、超音波の波長に対してサンプリングを行うので、典型的には $30\ \mu\text{m}$ 程度であるが、方位方向のサンプリングは $1\ \text{mm}$ 程度のビーム幅に対してサンプリングを行うので、数百 μm 程度である。このように超音波ビームの点応答関数が方位方向に広がっているため、深さ方向には細かくとり、方位方向には粗くすることで、過不足無くサンプリングを行い、空間分解能と、時間分解能のトレードオフのバランスをとっている。そのため、変形の検出精度も深さ方向と方位方向で大きく異なるため、通常は、深さ方向に積分方向を合わせればよい。この手法の信号対雑音比を最大限活かすには、収束超音波の送波方向も撮像用超音波の伝播方向になるべく合わせる方が望ましい。

10

【 0 0 2 3 】

図 6 は、通常、M モード（Motion Mode）像といわれる撮像結果であり、横軸に時間[秒]、縦軸に深さ方向の距離[mm]を示している。M モードとは、動きを画像化するためのモードであり、方位方向の走査線を固定して、縦軸に深さ、横軸に時間を示した画像である。時間軸 1 秒あたりで、治療用超音波を ON にすると、放射圧のため、生体組織は一緒に治療用超音波の進行方向に動く。その後しばらく、変化は見られないが、時間軸 8 秒あたりから、深さ $43\ \text{mm}$ 周辺の患部を中心として、深さ方向に対称に動いている。これが、体積膨張の典型的な変形である。

20

【 0 0 2 4 】

一方、図 7 は、音圧最大の位置と、温度上昇最大の位置をずらした結果、放射圧が支配的になった系での M モード像を示している。放射圧が支配的なときは、トランスデューサである治療デバイス 41 から遠ざかる方向にしか動きが検出できていないのに比べ、図 6 では、体積膨張が検出できていることがよくわかる。

【 0 0 2 5 】

図 6 では、ある 1 次元データの時間変化で示したが、時刻を選んで、2 次元断層像として示したのが図 8 である。図 8（a）は図 6 の時刻 1 秒における断層像、図 8（b）は時刻 10 秒における断層像であり、それぞれ左側の図が通常の B モード像であり、右側の図が体積膨張像である。B モード像では、検出されていない体積膨張が治療中の右図では明瞭に観察できている。なお、体積膨張像の右側に、1 から -1 まで規格化された変形量を濃淡で表したスケールを示している。

30

【 0 0 2 6 】

体積膨張の推定精度向上には、相互相関をとる撮像信号を 2 つに限定しないことも有効である。3 つ以上の信号間で互いに相関をとり、相互相関の時間的変化をみることで、相互相関値の時間平均値を用いて、検出結果に安定性を持たせたり、逆に時間変化成分をみることで、体積膨張の加速度を検出したりすることが可能となる。

【 0 0 2 7 】

また、本実施形態では、体積膨張検出部 22 は、体積膨張を検出すると、治療がストップするように治療制御部 40 に制御信号を送信している。すなわち、体積膨張による、既治療域の面積が一定値を超えたら、治療をストップさせたり、体積膨張の検出から一定時間経過したところで、治療を終了させたりするようにしている。特に、強力な収束超音波を用いた場合は、生体の熱伝導という外乱要因を排除するため、通常数秒の照射によって、加熱凝固域を生成するようにしている。加熱凝固の際の超音波照射によって、沸騰が起きると、気泡が生成し、この気泡が超音波の散乱体になり、治療予定域以外でも超音波強度が高くなることがあるので、体積膨張を検出したら、ただちに治療を停止することが望ましい。

40

【 0 0 2 8 】

以上説明したように本実施形態によれば、加熱凝固治療の治療部位における、蛋白の熱変性に伴って発生する体積膨張による変形を、体積膨張の前後の超音波受波信号間の相関によって検出することができる。すなわち、加圧が難しい、生体深部においても、また、

50

治療用の強力超音波を照射せずとも、熱変性に伴う体積膨張をモニタリングすることで、加熱凝固のモニタリングが可能となる。また体動のように、モニタリングの外乱要因となるものの影響を小さくすることができる。

【 0 0 2 9 】

(第2実施形態)

第1実施形態においては、変形の超音波方向成分を算出し、変形の超音波方向成分とこの積分量との差分を求めることによって体積膨張を検出したが、変形量と体積膨張変形のテンプレートとの相互相関を演算することによっても体積膨張を検出することができる。

【 0 0 3 0 】

図9は、テンプレートと相互相関を行う体積膨張検出部22の構成図であり、図9(a)は、実空間で相互相関を行う体積膨張検出部22bの場合の構成を示し、図9(b)は、周波数空間で相互相関を行う体積膨張検出部22cの場合の構成を示す。

【 0 0 3 1 】

体積膨張検出部22bは、相関演算部30からの変形量信号Pと、体積膨張に特徴的な変形形状が関数としてメモリに記憶された変形関数61とを相互相関手段62により実空間で相互相関し、体積膨張成分Rをスキャンコンバータ23に出力する。

【 0 0 3 2 】

第1実施形態の構成でも、体動と、局所的な体積膨張のように、空間周波数が大きく異なる場合は、体積膨張による変形幅に略等しい積分区間で、空間的なローパスフィルタとなるようにすることができる。図10の一点鎖線は体積膨張による変形を示し、破線は放射圧による変形を示す。体積膨張の中心点では変形せず、深さが浅いところほど体表に近づくように変形し、深いところほど体表から遠いところに変形する。一方、放射圧によっては、全体的に体表から遠いところに変形する。実線は、これらの変形を合成した変形であり、深さが浅いところでは体積膨張による変形と放射圧による変形が打ち消し合い、深いところで変形が重なり合う。この現象を用いて、体積膨張による変形の幅の積分区間を積分区間設定手段54(図3参照)で設定し、積分手段52で積分してフィルタ処理を行えば、体積膨張と、体動とを区別することができる。しかしながら、放射圧と、体積膨張との区別に関しては、必ずしも空間周波数が大きく異なるとは限らない。

【 0 0 3 3 】

この場合に、本実施形態の手法が有用である。これによれば、変形の空間分布形状として、図11(b)に示すような予め推定した波形(図11(a)に記載の体積膨張による変形)を変形関数61としてメモリに記憶しておき、これと相互相関をとることによって、体積膨張に特異的な変形のみが抽出される。なお、一度体動を前記の方法により、除去した後に、パターンマッチングを行えば、より効果的である。パターンマッチングは、1次元の変形関数としてもよいが、2次元の変形関数とすることで、前記した治療用超音波と撮像用の超音波との送波方向が必ずしも一致しない場合に、本実施形態の適用範囲を広げることができる。

【 0 0 3 4 】

また、一度、高速フーリエ変換を行い周波数空間に信号を変え、テンプレートの空間周波数に対応した成分を抽出し、逆フーリエ変換により、実空間に戻し、画像化することも可能である。テンプレートマッチングと数学的には等価な処理になるが、高速フーリエ変換を実装したプロセッサを用いた場合などに、高速化可能という長所がある。

具体的に、図9(b)において、体積膨張検出部22cは、フーリエ変換手段63が実空間の変形量信号Pを周波数空間に変換し、この変換された信号と周波数空間に変換された変形形状が関数としてメモリに記憶された変形関数65とを乗算器64が乗算し、フーリエ逆変換手段66が実空間に変換された体積膨張成分Rをスキャンコンバータ23に出力する。

【 0 0 3 5 】

なお、実空間でも周波数空間でも、テンプレートの形を数種類持っておき、検出感度が最も高い結果を用いる方法や、複数のテンプレートマッチングの結果に重み付け平均を行

10

20

30

40

50

い、結果のロバスト性を向上するなどの方法も有効である。

【0036】

(第3実施形態)

前記実施形態においては、信号処理部で、放射圧と体積膨張とを区別する方法に関して説明を行ったが、治療方法によっては、放射圧による変形を抑圧し、体積膨張による変形を際立たせることも可能である。

図12に本実施形態の超音波診断装置の構成図を示す。図1と同一のものは、同一の符号を付して説明を省略し、異なる点について説明する。

【0037】

本実施形態では、送波トランスデューサである治療デバイス41が2つの圧電デバイス42a, 42bに分割され、治療制御部40からの信号を用いて送波器43が圧電デバイス42a, 42bを駆動している。

【0038】

図13(a)に示すように、各圧電デバイス42a, 42bは、治療用超音波を半円状に、互いに位相を反転させて、同一の焦点に収束照射する。これにより、照射軸上では、超音波強度が互いに打ち消し合うが(図13(c)参照)、図13(a)において、圧電デバイス42a, 42bを構成する各トランスデューサ素子と照射軸との距離差($L_a - L_b$)による遅延時間($(L_a - L_b) / v$)が大きくなり、超音波の位相が互いに強めあう(図13(b)参照)。すなわち、図のように2つに分割した例では、2つの音圧極大点が存在する(図13(a)参照)。この音場を用いて、加熱凝固治療を行うと、熱伝導によって、複数の音圧ピークに囲まれた場所が温度上昇最大となる(図13(d)参照)。このため、温度上昇最大の場所と、音圧最大の場所がずれるため、放射圧の効果は大きく低減し、体積膨張の効果のみが強調される。この手法をスプリットフォーカスという。

【0039】

言い換えれば、圧電デバイス42a, 42bは、治療用超音波を焦点に収束照射する複数のトランスデューサ素子からなり、焦点を通る放射軸を通過する線を介して複数の領域に2次元的に分割され、隣接する領域から収束照射する治療用超音波の位相が互いに反転するように構成されている。

【0040】

(第4実施形態)

前記各実施形態では、温度上昇による、体積膨張と、蛋白の熱変性に伴う体積膨張に関して区別せずに説明を行ってきた。しかし、実際の治療に使うには、熱変性などの不可逆変化と、温度上昇などの可逆変化を区別することは極めて重要である。温度上昇だけでは、治療の効果の指標として十分ではない。生体の組織が動くため、各組織が、どのくらいの温度でどのくらいの時間経過したか解らないと、治療が完了したかどうか判定できないからである。一方、熱変性は、温度と、その経過時間によってきまるので、治療が完了したか否かと、完全に1対1に対応する。

【0041】

そこで、図14のように、超音波照射もしくはRF治療のONとOFFとを繰り返すと、それに伴い、温度は上下を繰り返すが、熱変性量は単調に増えていくのみで、治療をOFFにしている間も、熱変性が起きている。この温度上昇と、熱変性の選択比がとれる時間を使って、体積変化を検出することで、温度上昇の効果と熱変性の効果とを切り分けることが可能となる。すなわち、治療用超音波を照射した後にその照射を休止し、休止した休止期間の体積膨張(体積変化)を検出している。

【0042】

(変形例)

本発明は前記した実施形態に限定されるものではなく、例えば以下のような種々の変形が可能である。

(1) 前記各実施形態は、治療デバイス41あるいは圧電デバイス42a, 42bが発生

10

20

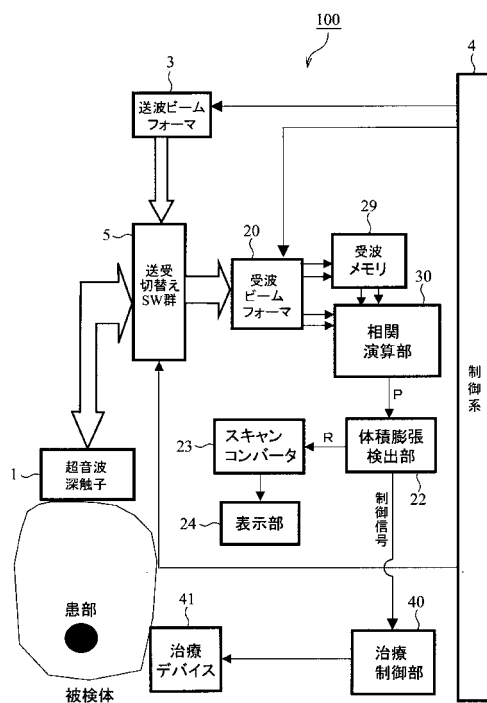
30

40

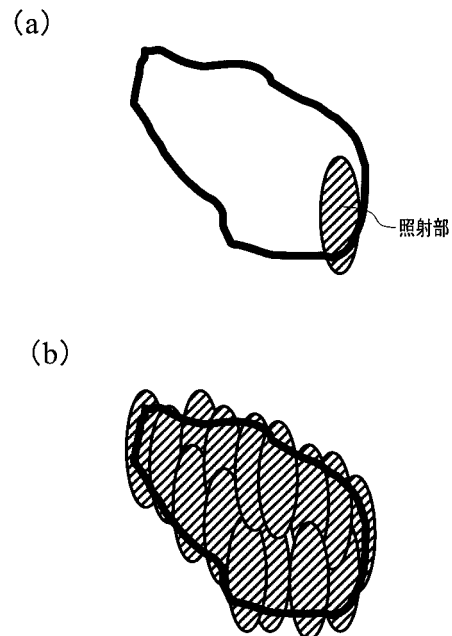
50

する治療用超音波を用いたが、超音波探触子 1 が発生する収束超音波を用いることができ、R F 電磁波を収束照射することもできる。

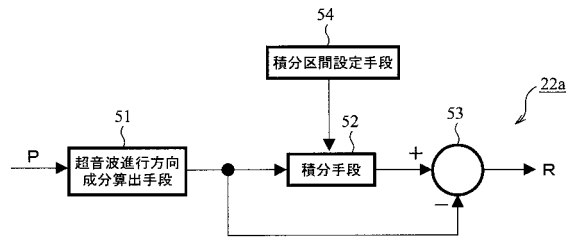
【図 1】



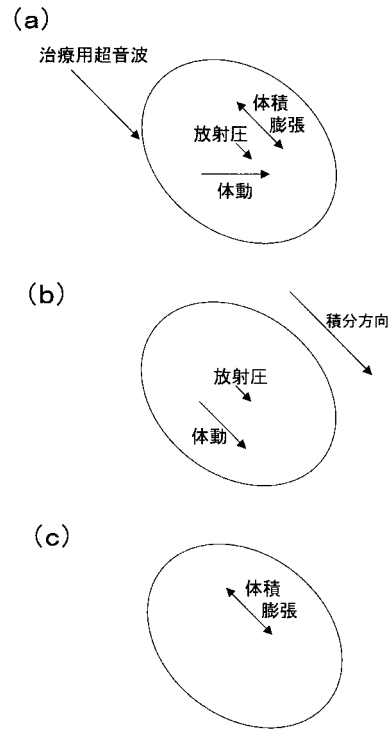
【図 2】



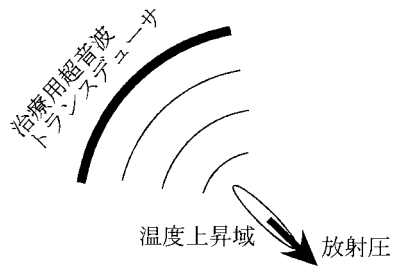
【図 3】



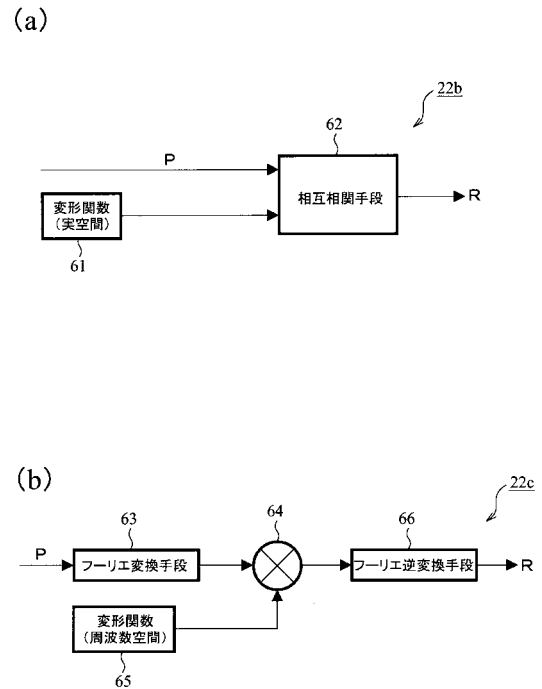
【図 4】



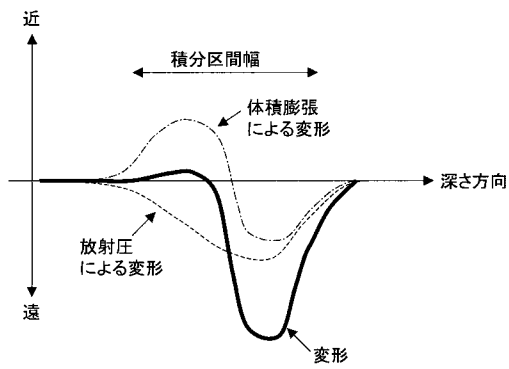
【図 5】



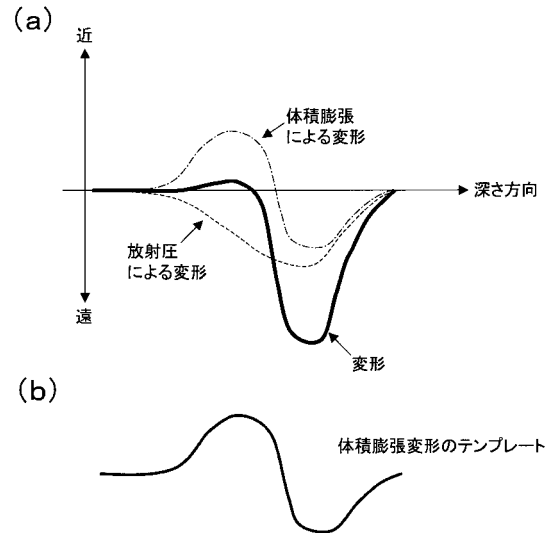
【図 9】



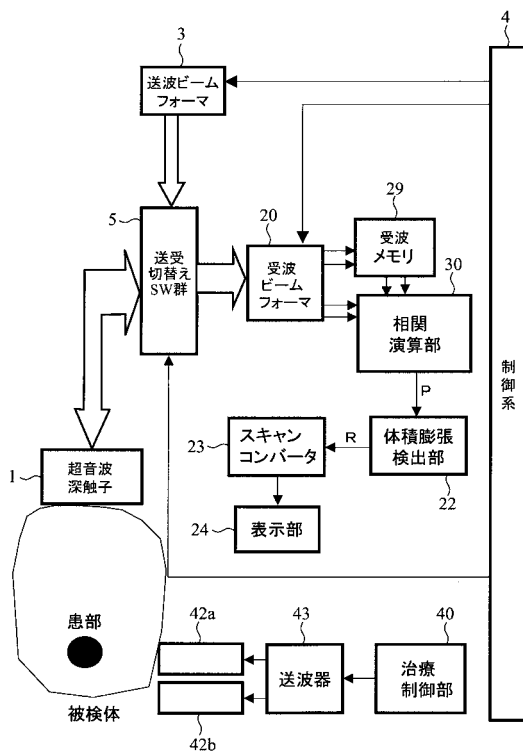
【図 10】



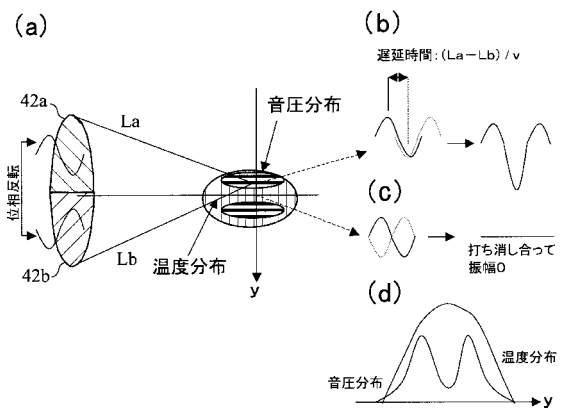
【図 11】



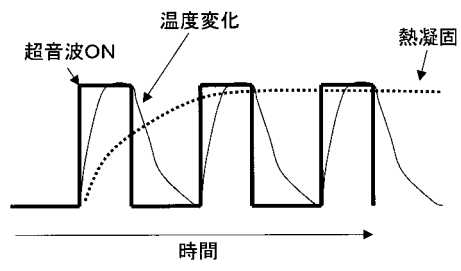
【図 12】



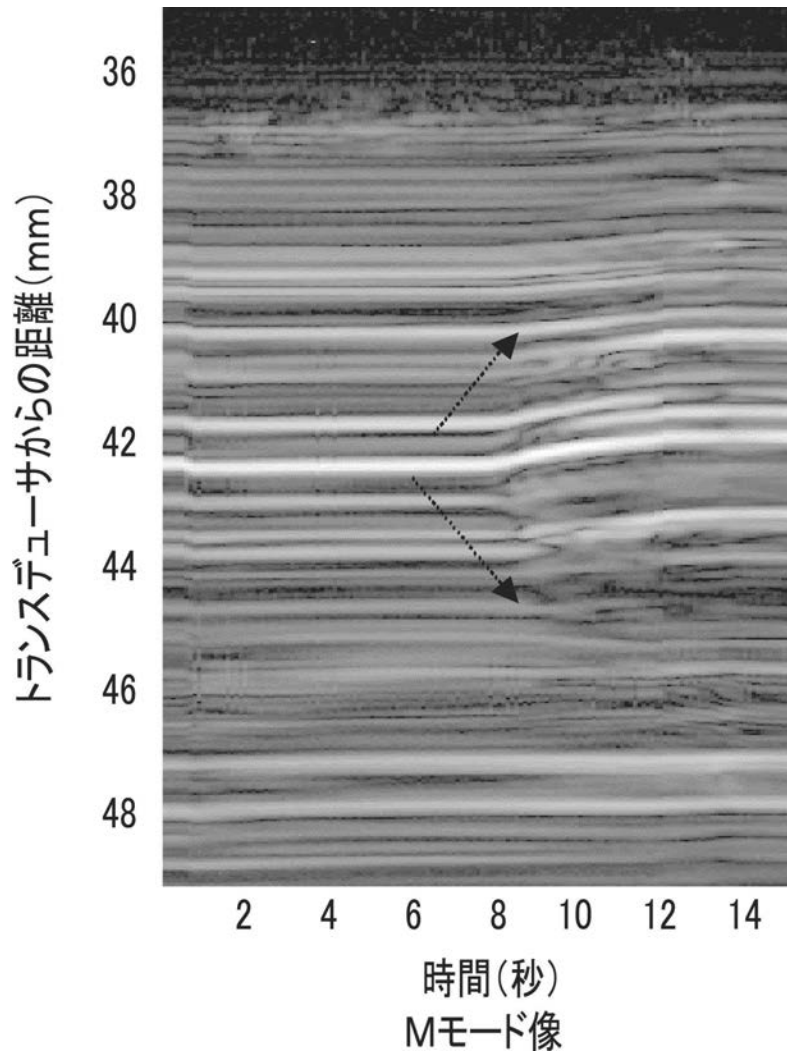
【図 13】



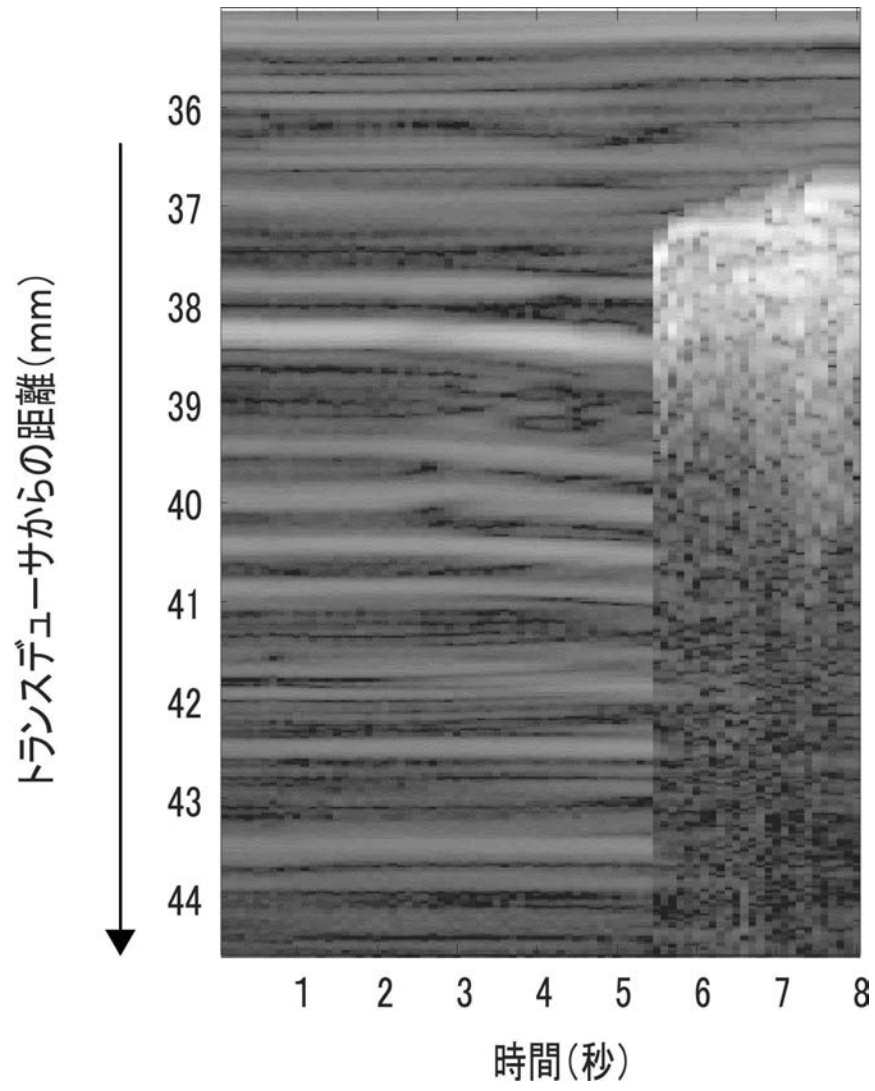
【図 14】



【図 6】

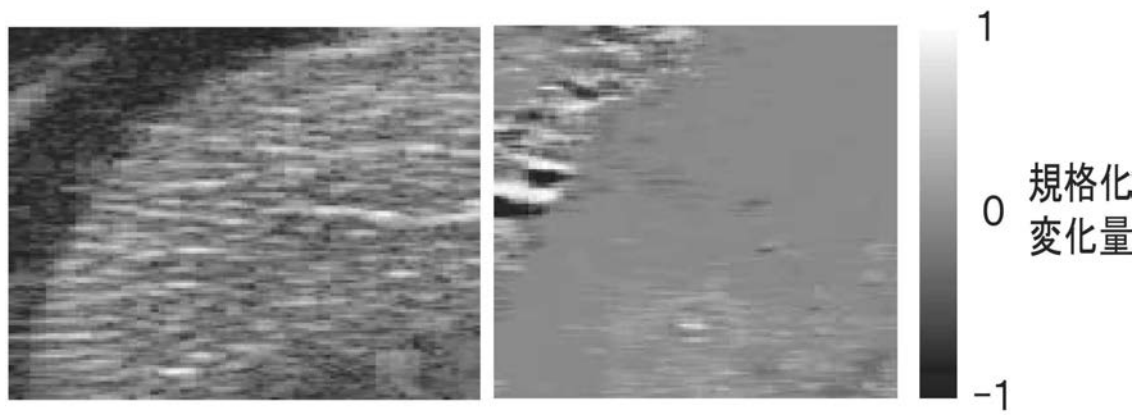


【図 7】

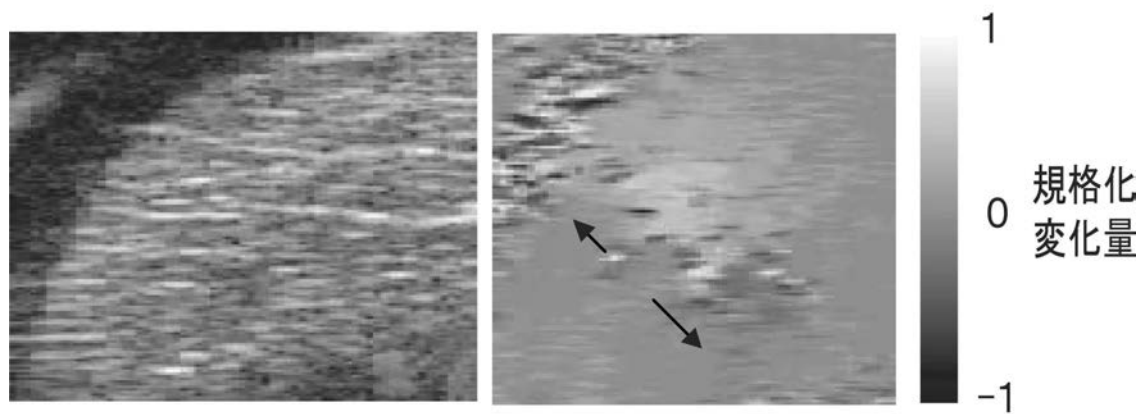


【図 8】

(a) 治療前



(b) 治療中



Bモード像

体積膨張像

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 2 1 0 4 5 6 (J P , A)
米国特許第 0 6 4 8 8 6 2 6 (U S , B 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

A61B 19/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4928458B2	公开(公告)日	2012-05-09
申请号	JP2007535386	申请日	2006-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	東隆 梅村晋一郎		
发明人	東 隆 梅村 晋一郎		
IPC分类号	A61B8/08 A61B19/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0833 A61B8/483 A61B8/485 A61B18/14 A61N7/02 A61N2007/0078 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/08 A61B19/00.501		
代理人(译)	悦生田田		
优先权	2005267312 2005-09-14 JP		
其他公开文献	JPWO2007032134A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

多个换能器元件被布置成超声波汇聚至受试者，包括超声波探头1为利用反射波检测的反射波，超声波诊断成像的被摄体的断层图像在该装置中，系统扩展检测单元22从断层图像中检测断层图像在体内，通过图案在不同的帧中捕获的断层图像，由所述加速度分量进行积分来获得累计量计算匹配各部分的治疗超声移动量的行进方向成分的一部分所产生的体积膨胀并计算和提取超声波和超声波之间的差异。

【 図 1 】

