

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4958475号
(P4958475)

(45) 発行日 平成24年6月20日(2012.6.20)

(24) 登録日 平成24年3月30日(2012.3.30)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 18/00 (2006.01) A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 4 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-139859 (P2006-139859)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成18年5月19日(2006.5.19)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2007-307188 (P2007-307188A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成19年11月29日(2007.11.29)	(74) 代理人	100096091
審査請求日	平成21年3月6日(2009.3.6)		弁理士 井上 誠一
		(72) 発明者	窪田 純
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	東 隆
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目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一丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体との間で超音波の送受信を行う超音波探触子を備える超音波装置であって、
 前記被検体の内部の各組織の温度と膨張率の関係を保持する保持手段と、
 前記超音波探触子からの出力信号を基に、超音波の照射中心軸上の組織に関する前記照射中心軸方向の変位分布を算出する変位分布算出手段と、
前記変位分布算出手段により算出された前記変位分布を基に、前記照射中心軸上の組織に関する膨張率分布を算出する膨張率分布算出手段と、
前記膨張率分布算出手段により算出された前記膨張率分布を基に、前記保持手段に保持された組織の温度と膨張率との関係から、前記照射中心軸上の組織に関する温度を算出する温度算出手段と、
 を具備することを特徴とする超音波装置。

【請求項2】

被検体との間で超音波の送受信を行う超音波探触子と、前記被検体の組織に治療用超音波を照射して治療を行う治療手段と、を備える超音波装置であって、
 前記被検体の内部の各組織の温度と膨張率の関係を保持する保持手段と、
 前記超音波探触子からの出力信号を基に、前記治療手段による治療用超音波の照射前後において、診断用超音波の照射中心軸上の組織に関する前記照射中心軸方向の変位分布を算出する変位分布算出手段と、
前記変位分布算出手段により算出された前記変位分布を基に、前記照射中心軸上の組織

に関する膨張率分布を算出する膨張率分布算出手段と、

前記膨張率分布算出手段により算出された前記膨張率分布を基に、前記保持手段に保持された組織の温度と膨張率との関係から、前記照射中心軸上の組織に関する温度を算出する温度算出手段と、

を具備することを特徴とする超音波装置。

【請求項 3】

治療用超音波の照射と診断用超音波の照射とを所定時間毎に切り替える切替手段と、

前記温度算出手段により算出された前記温度を治療箇所付近の診断画像とともに表示する表示手段と、

を更に具備することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波装置。

10

【請求項 4】

前記温度算出手段により算出された前記温度を参照し、前記組織への治療用超音波の照射を停止するか否かを判定する判定手段を更に備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、HIFU（高密度焦点式超音波治療）、RF（高周波治療）、マイクロ波（ μ 波）、レーザ等の波動エネルギーを用いた治療において、超音波を用いて被検者の治療部位の状態をリアルタイムに観察、診断する超音波装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来の超音波装置は、被検体の体表に接触させた診断用プローブを介して診断用超音波を射出し、被検体から発生したエコー信号（反射波）に基づき、超音波画像（例えば、断層像やMモード像）を再構成する。最近は特に生体組織の変位或いは歪の分布を演算表示する機能を備えた超音波装置が開発されている。（例えば、特許文献1）

一方、超音波、RF、 μ 波等の波動エネルギーを利用する低侵襲治療装置の内、例えば、超音波の場合は、治療用プローブを介して治療用超音波を被検体に射出することで治療部位を非侵襲的に治療する。また、RFの場合は、針を患部に刺入し、その針先端付近から患部にRFエネルギーを放出することで治療部位を治療する。

30

また、診断と治療の両者を単一装置で行うシステムも開発されている。（例えば、特許文献2～特許文献4）

【0003】

【特許文献1】特開平1-083248号公報

【特許文献2】特開2005-080989号公報

【特許文献3】特開2000-189521号公報

【特許文献4】特表2004-261253号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

40

しかしながら、従来の診断と治療を単一装置を用いる治療では、波動エネルギーを治療部位に射出することで治療部位が加熱されるが、治療部位の膨張や歪を定量的に判断することは非常に困難であり、施術者の経験と判断により治療が進められる場合が多いという問題があった。特に、過加熱により治療部位の生体組織の飛散が起こると、がん治療の場合では癌組織が健全部位に拡散し、転移を起こすなどといった問題もあった。また、飛散しない場合でも、治療部位が高温になることによって変質し、治療に支障をきたすといった問題もあった。MRI（磁気共鳴画像装置）等を用いて治療部位の組織温度を計測しつつ、治療を行うことも考えられるが、温度測定を高精度に、かつ、リアルタイムに行うことは困難であった。

また、治療とリアルタイムに診断を行う場合、例えば、超音波装置で診断しつつRF治

50

療器による射出を行って治療を行う場合、RF照射中には治療系統と診断系統の干渉によりノイズが発生するため、治療中に診断画像を観察することは非常に困難となる。

【0005】

本発明は、以上の点に鑑みてなされたものであり、超音波を用いてリアルタイムに組織の診断を行い、組織の温度分布を算出する超音波装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

前述した目的を達成するために、第1の発明は、被検体との間で超音波の送受信を行う超音波探触子を備える超音波装置であって、前記被検体の内部の各組織の温度と膨張率の関係保持する保持手段と、前記超音波探触子からの出力信号を基に、超音波の照射中心軸上の組織に関する前記照射中心軸方向の変位分布を算出する変位分布算出手段と、前記変位分布算出手段により算出された前記変位分布を基に、前記照射中心軸上の組織に関する膨張率分布を算出する膨張率分布算出手段と、前記膨張率分布算出手段により算出された前記膨張率分布を基に、前記保持手段に保持された組織の温度と膨張率との関係から、前記照射中心軸上の組織に関する温度を算出する温度算出手段と、を具備することを特徴とする超音波装置である。

10

【0007】

第1の発明である超音波装置は、被検体の内部組織の温度と膨張率との関係を保持し、被検体表面に超音波探触子を接触させて超音波を受信し、その超音波探触子からの出力信号を基に超音波の照射中心軸上の組織に関する前記照射中心軸方向の変位分布を算出し、算出された前記変位分布を基に、前記照射中心軸上の組織に関する膨張率分布を算出し、算出された膨張率分布を基に、温度と膨張率との関係から、前記照射中心軸上の組織に関する温度を算出する。

20

第1の発明によれば、組織の温度をリアルタイムで求めることができる。

【0008】

また、第2の発明は、被検体との間で超音波の送受信を行う超音波探触子と、前記被検体の組織に治療用超音波を照射して治療を行う治療手段と、を備える超音波装置であって、前記被検体の内部の各組織の温度と膨張率の関係保持する保持手段と、前記超音波探触子からの出力信号を基に、前記治療手段による治療用超音波の照射前後において、診断用超音波の照射中心軸上の組織に関する前記照射中心軸方向の変位分布を算出する変位分布算出手段と、前記変位分布算出手段により算出された前記変位分布を基に、前記照射中心軸上の組織に関する膨張率分布を算出する膨張率分布算出手段と、前記膨張率分布算出手段により算出された前記膨張率分布を基に、前記保持手段に保持された組織の温度と膨張率との関係から、前記照射中心軸上の組織に関する温度を算出する温度算出手段と、を具備することを特徴とする超音波装置である。

30

【0009】

第2の発明である超音波装置は、治療用超音波を照射して治療を行う治療手段と、超音波を用いて診断を行う診断手段と、を備えており、診断手段は、被検体の内部の各組織の温度と膨張率の関係保持し、被検体表面に超音波探触子を接触させて超音波を受信し、その超音波探触子からの出力信号を基に超音波の照射中心軸上の組織に関する照射中心軸方向の変位分布を算出し、算出された前記変位分布を基に、前記照射中心軸上の組織に関する膨張率分布を算出し、算出された膨張率分布を基に、組織の温度と膨張率との関係から、前記照射中心軸上の組織に関する温度を算出するものである。治療手段と診断手段の両者を協調的に制御動作させることによって、治療中であってモリアルタイムに組織の温度を得ることができる。

40

【0010】

第2の発明において、治療用超音波の照射と診断用超音波の照射とを所定時間毎に切り替える切替手段と、前記温度算出手段により算出された前記温度を治療箇所付近の診断画像とともに表示する表示手段と、を更に具備する。

また、第2の発明において、前記温度算出手段により算出された前記温度を参照し、前

50

記組織への治療用超音波の照射を停止するか否かを判定する判定手段を更に備える。

【発明の効果】

【0011】

このように、本超音波装置によれば、超音波を用いてリアルタイムに組織の診断を行い、組織の温度分布を算出することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下に、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波装置の好適な実施形態について詳細に説明する。なお、以下の説明および添付図面において、略同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略することにする。

【0013】

図1は、本発明の本実施の形態に係る超音波装置1の概略構成を示す図であり、図2は図1に示す超音波装置1の詳細ブロック構成図である。

図1は超音波装置1の1例を示すが、超音波装置1は、大別して、超音波探触子7、超音波診断装置200、治療装置300から構成される。

【0014】

超音波探触子7は、診断用振動子である診断用アレイ11と、治療用振動子である治療用アレイ12を有する。

診断用アレイ11は、被検体101との間で診断用超音波（ビーム）を送受する複数の振動子が配列される。治療用アレイ12は、被検体101に治療用超音波（ビーム）を照射する複数の振動子が配列される。診断用アレイ11と治療用アレイ12に関しては一体として形成し相対位置が固定であればよく、それぞれを並べて配置してもよいし、積層して配置してもよい。

【0015】

また、本実施の形態では、アレイ型振動子を用いたが、一次元配列したりニア型振動子を機械的に移動可能ないわゆるメカニカルスキャン型構造としてもよい。

また、通常、診断用アレイ11と治療用アレイ12は周波数帯域が異なるため、図1及び図2に示すように一体として配置した超音波探触子7を用いたが、診断用と治療用の両者に対応可能な広帯域で高精度の探触子の実現できれば、単一トランスデューサとして超音波探触子7に適用してもよい。

【0016】

超音波診断装置200は、診断ユニット2と表示装置25とから構成される。

診断ユニット2は、診断制御部20、診断用ビーム制御部21等から構成される。診断用ビーム制御部21は、診断用アレイ11を制御して診断用ビームを照射野10に射出し、エコー信号を受信するといった診断用ビーム送受信の制御等を行う。

【0017】

診断制御部20は、診断用ビーム制御部21と連携して受信した診断用ビームのエコー信号を基に、診断画像や組織の変位分布、温度分布等を算出する。表示装置25は、診断画像、分布図等を表示する。

【0018】

治療装置300は、治療ユニット3と治療操作盤モニタ32とから構成される。治療ユニット3は治療制御部30と照射制御部31等から構成される。

治療操作盤モニタ32は、治療計画や操作者による指示を入力したり、治療ユニット3からの出力等を表示する。治療制御部30は、治療操作盤モニタ32から入力された治療計画等に従って照射する治療用ビームの設定を行い、治療制御部31は実際に治療用ビームを生成する。

【0019】

診断ユニット2と治療ユニット3は、それぞれ、LANインターフェース回路201、301を備え、ネットワークケーブル5等でLANを介して接続される。また、ケーブル6はハードウェアインターフェース回路202、302に接続されてハードウェアインタ

10

20

30

40

50

ーフェースを構成する。ケーブル6を介することによって、CPUの割込み処理を待たずに、例えば1/10秒以下といった非常に短い時間の間に診断ユニット2と治療ユニット3間の通信がなされ、治療が継続中であってもリアルタイムに診断ユニット2による診断画像、分布図等をモニタ32で確認しながら治療を行うことができる。

【0020】

また、インターフェース回路201、301は、外部の操作指示装置とのインターフェースの構成要素であり、例えば、Windows（登録商標）等の標準OSに接続され、標準プロトコルで動作するLANインターフェースを構成する。また、ハードウェアインターフェース回路202、302は、診断画像の撮影開始タイミングから撮影停止タイミング等の信号を、CPUの割込み処理を介さずに、リアルタイムに発生し伝達するインターフェースの構成要素である。

10

【0021】

次に、診断ユニット2、治療ユニット3の構成について詳細に説明する。

図2に示すように、診断用ビーム制御部21は、送受波部211、送受ビームフォーマ部212、断層像処理部221、ドプラ信号処理部222、変位/歪演算部223等から構成される。

また、診断制御部20は、画像再構成部233、ビデオ出力部235、膨張演算処理部231、制御部203等から構成される。

【0022】

送受波部211は、診断用アレイ11の各素子に診断用ビームを多チャンネルで送受信させ、送受ビームフォーマ部212は、その各チャンネルに対応した診断用ビームの送受信信号の位相（遅延時間）を制御して送受診断用ビームの形状を決め、偏向と収束をコントロールする。

20

【0023】

断層像処理部221は、送受ビームフォーマ部212が生成する送受診断用ビームのうち、反射波であるエコー信号を用いて生体内組織の断層像の情報を形成する。ドプラ信号処理部222は、送受ビームフォーマ部212が生成するエコー信号を用いて、被検体101内の照射野10における血流と組織のエコー信号の周波数からドプラ周波数を算出し、血流や組織の動き等を算出する。

【0024】

変位/歪演算処理部223は、送受ビームフォーマ部212が生成するエコー信号を用いて被検体101内の組織の変位分布（歪分布）を算出する。

30

次に、診断制御部20における制御部203は、診断ユニット2全体の制御を行う。

【0025】

膨張演算処理部231は、変位/歪演算処理部223の出力及び組織の加温による膨張率の変化を基に組織の膨張分布や温度分布等を算出する。

画像再構成部233は、断層像処理部221、ドプラ信号処理部222、膨張演算処理部231の出力を基に画像データを作成し、ビデオ出力部235に送信する。

ビデオ出力部235は、画像データを映像データに変換し、表示装置25に表示する。

【0026】

インターフェース回路201は治療ユニット300等の外部装置とのインターフェースであり、外部装置との連携動作の制御を行う。

40

治療ユニット3は、インターフェース回路301、制御部303、治療制御部30、照射制御部31等から構成される。

【0027】

インターフェース回路301は、診断ユニット2等の外部装置との連携動作の制御を行うインターフェースである。

治療操作盤モニタ32は、治療計画や操作指示の入力、治療経過の表示などを行う。治療操作盤モニタ32からの入力、或いは、診断ユニット2等の外部装置3からの入力に従って、制御部303は、治療ユニット3全体の動作制御を行う。治療制御部30は、治療

50

操作盤モニタ 3 2 から入力された治療計画等に従って照射する治療用ビームの設定を行い、治療制御部 3 1 は治療用アレイ 1 2 の各素子に対して治療用ビームの送受信制御を行う。

【 0 0 2 8 】

以上、図 2 を用いて、診断用アレイ 1 1 と治療用アレイ 1 2 を一体化して用いた場合について説明したが、治療装置 3 0 0 として、マイクロ波や R F などのように診断用アレイ 1 1 と同じトランスデューサでは照射できない場合について以下に説明する。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、R F 照射装置やマイクロ波照射装置といった治療アプリケーションを用いた場合の超音波装置 1 1 1 の詳細ブロック構成図である。

10

図 2 と同じ番号を付したものの動作機能に関する説明は前述の通りである。

【 0 0 3 0 】

図 3 において、超音波探触子 7 a は診断用ビームを射出する振動子、診断用アレイ 1 1 a を有し、送受信部 2 1 1 によって操作される。

治療アプリケーション 1 2 1 は、マイクロ波や R F 波といった治療用ビームを照射する装置であり、照射制御部 3 1 によって制御される。

【 0 0 3 1 】

次に、超音波装置 1 の動作について説明する。

図 4 は、超音波装置 1 による診断 / 治療処理の手順を示す概略フローチャートである。

【 0 0 3 2 】

20

治療ユニット 3 は、治療操作盤モニタ 3 2 から入力された治療計画等に従って照射する治療用ビームの位置、タイミング等の設定を行い (ステップ 4 0 1)、治療用アレイ 1 2 から治療箇所の組織に治療用ビーム 1 4 7 を照射する (ステップ 4 0 2)。治療箇所の生体組織に治療用ビーム 1 4 7 が照射されると、組織は加熱、加温される。

【 0 0 3 3 】

次に、診断ユニット 2 は、診断用アレイ 1 1 から診断用ビーム 1 5 7 を照射し、組織からエコー信号を受信する (ステップ 4 0 3)。診断ユニット 2 は、受信したエコー信号を基に変位 / 歪を算出し、組織の温度を算出し (ステップ 4 0 4)、これらの算出結果を参照し、組織への治療用ビームの照射、即ち、組織の加熱をストップするかどうかを判定する (ステップ 4 0 5)。

30

【 0 0 3 4 】

ステップ 4 0 5 において、治療用ビームの照射をストップすると判定された場合は、診断ユニット 2 は、治療ユニット 3 に照射ビームの停止を伝達して処理を完了する。また、ステップ 4 0 5 において、治療用ビームの照射を続けると判定された場合は、診断ユニット 2 は、治療ユニット 3 に照射ビームの照射を指示し、ステップ 4 0 2 からステップ 4 0 5 を繰り返す。

【 0 0 3 5 】

以下、各ステップに従って詳細に説明する。

(ステップ 4 0 1、ステップ 4 0 2)

治療装置 3 0 0 の治療操作盤モニタ 3 2 から入力された治療計画等が入力され、治療操作盤モニタ 3 2 に治療計画画像等が表示される。図 5 は、治療計画画像 1 4 1 を示す図である。治療計画画像 1 4 1 には、治療対象となる組織 1 4 3、その組織における治療箇所 1 3 1、探触子位置 1 4 5、治療用ビーム 1 4 7 の位置や強度やタイミング等が表示され、操作者は画面等で確認した後、治療用ビーム照射の設定を行う。

40

【 0 0 3 6 】

図 6 は診断装置 2 0 0 の表示装置 2 5 に表示された超音波診断画像 1 5 1 を示す図である。診断ユニット 2 は、診断用アレイ 1 1 から診断用ビーム 1 5 7 を照射したときのエコー信号を受信して、組織 1 4 3 の超音波診断画像 1 5 1 を生成し、表示装置 2 5 に表示する。超音波診断画像 1 5 1 には、操作者がわかりやすいように、治療箇所 1 3 1 を表示しても良い。

50

【 0 0 3 7 】

治療計画画像 1 4 1 及び超音波診断画像 1 5 1 等による確認、設定が終了すると、治療制御部 3 0 は、治療操作盤モニタ 3 2 から入力された治療計画や設定値等に従って照射する治療用ビームの設定を行い、治療制御部 3 1 は治療用アレイ 1 2 の各素子に対して治療用ビームの送受信制御を行い、治療用ビーム 1 4 7 が照射される。

【 0 0 3 8 】

(ステップ 4 0 3 ~ ステップ 4 0 5)

ある一定時間の治療用ビーム 1 4 7 の照射が終了すると、診断ユニット 2 は、診断用アレイ 1 1 から診断用ビーム 1 5 7 を射出し、そのエコー信号を基に組織の変位分布或いは温度分布等を算出する。

10

【 0 0 3 9 】

図 7 は、診断装置 2 0 0 の表示装置 2 5 に表示された画像を示す図である。

診断ユニット 2 が診断用ビーム 1 5 7 を照射しても、治療ユニット 3 が治療用ビーム 1 4 7 を照射している間は、電氣的干渉のために発生するノイズにより診断画像の表示が困難となる。そこで、図 7 に示すように、時間 t_1 及び時間 t_3 の間に、治療ユニット 3 は治療用ビーム 1 4 7 を照射する。時間 t_2 の間は、診断ユニット 2 が治療箇所 1 3 1 付近に診断用ビーム 1 5 7 を照射するので、治療ユニット 3 は治療用ビーム 1 4 7 の照射を中止する。これにより、超音波装置 1 は、超音波治療を行いつつ治療箇所 1 3 1 付近の診断画像を表示することができる。

20

【 0 0 4 0 】

治療ユニット 3 は時間 t_1 の間に治療用ビーム 1 4 7 を治療箇所 1 3 1 に照射した後一旦照射を中止する。続いて、診断ユニット 2 は時間 t_2 の間に診断用アレイ 1 1 から診断用ビーム 1 5 7 を射出し、そのエコー信号を基に、例えば組織の温度分布図 1 6 3 を表示する。

【 0 0 4 1 】

図 7 に示す温度スケール 1 7 5 は、表示される温度分布の範囲とレベルを表すスケールである。温度スケール 1 7 5 の表示範囲とレベルは任意に設定可能である。温度分布図 1 6 3 と温度スケール 1 7 5 を参照することにより、操作者は治療箇所 1 3 1 付近の温度を容易に知ることができる。

こうして、表示された温度分布図 1 6 3 を参照し、治療用ビーム 1 4 7 の照射の続行が判断されると、治療ユニット 3 は、再び時間 t_3 の間治療用ビーム 1 4 7 を治療箇所 1 3 1 に照射する。

30

【 0 0 4 2 】

このように、本超音波装置 1 では、診断ユニット 2 による診断用ビーム 1 5 7 の照射と治療用ユニット 3 による治療用ビーム 1 4 7 の照射を t_1 、 t_2 、 t_3 ... というように切り替えて行い、治療箇所 1 3 1 付近の診断画像が温度分布と共に表示装置 2 5 に表示される。この切り替えは、ケーブル 6 を介して診断ユニット 2 と治療ユニット 3 間で高速に行われるため、治療をしつつ、リアルタイムに組織の様子を診断することができる。

【 0 0 4 3 】

以下に、ステップ 4 0 4 におけるエコー信号を基にした組織の変位分布或いは温度分布等を算出処理について詳細に説明する。

40

図 8 は、治療用ビーム 1 4 7 の照射前と照射後の組織の変化を示す図である。

図 8 (a) は治療用ビーム 1 4 7 照射前 (加熱前) の組織 1 8 3 を示す図である。図 8 (a) において、組織 1 8 3 の中には、治療用ビーム 1 4 7 を照射して治療する組織、即ち、加熱域 1 8 1 がある。

【 0 0 4 4 】

超音波探触子 7 は、加熱域 1 8 1 に治療用ビーム 1 4 7 の収束域を合わせて、照射中心軸 1 8 5 として治療用ビーム 1 4 7 を照射する。ここで、照射中心軸 1 8 5 と加熱域 1 8 1 との交点を P 1、P 3 とし、加熱域 1 8 1 の中心点を P 2 とし、照射中心軸 1 8 5 と組織 1 8 3 との交点を Q 1、Q 2 とする。

50

【 0 0 4 5 】

図 8 (b) は、治療用ビーム照射して加熱域が加熱された後の組織の様子を示す図である。治療用ビーム 1 4 7 が加熱域 1 8 1 に照射されると、図 8 (a) に示す加熱域 1 8 1 は加熱され、図 9 (b) に示す加熱域 1 9 1 のように膨張する。

【 0 0 4 6 】

図 9 は、加熱前の加熱域 1 8 1 と加熱後の加熱域 1 9 1 に対して、超音波探触子 7 の診断用アレイ 1 1 から診断用ビーム 1 5 7 を照射した際の照射中心軸 1 8 5 上のエコー波形 (反射波) を示す図である。加熱域 1 8 1 からのエコー波形 1 9 5 における点 A 1 (時間 $t = t_{A1}$)、点 A 2 ($t = t_{A2}$)、点 A 3 ($t = t_{A3}$) におけるそれぞれのポイントは、加熱後の加熱域 1 9 1 からのエコー波形 1 9 6 では点 B 1 ($t = t_{B1}$)、点 B 2 ($t = t_{B2}$)、点 B 3 ($t = t_{B3}$) に対応する。

10

【 0 0 4 7 】

加熱域 1 8 1 が加熱によって加熱域 1 9 1 のように膨張したことによって、加熱域からのエコー波形もエコー波形 1 9 5 からエコー波形 1 9 6 にシフトしており、 $(t_{A2} - t_{A1}) < (t_{B2} - t_{B1})$ 、 $(t_{A3} - t_{A2}) < (t_{B3} - t_{B2})$ となる。診断ユニット 2 の変位 / 歪演算処理部 2 2 3 は、このエコー波形 (波束) 1 9 5 からエコー波形 (波束) 1 9 6 への変化を基に、両者の波束を単位としてその近傍における局所相関を計算し、それらの最大ポイント同士の変位分布を求める。それを、加熱前の加熱域 1 8 1 の組織から正常組織 1 8 3 の P 1 から P 3 間のその変位分布と、加熱後の加熱域 1 9 1 の組織から正常組織 1 9 3 の P 1 から P 3 間のその変位分布と、についてそれぞれ求め、両者間の変化から、加温による組織局所の膨張の分布として算出する。特に、図 8 では簡単のため、加熱域と非加熱域との境界が断熱的、即ち、瞬間的变化により断層のように明瞭な場合を示している。前記両者の、加熱前の加熱域 1 8 1 の組織と正常組織 1 8 3 との境界から、加熱後の加熱域 1 9 1 の組織から正常組織 1 9 3 との境界への変化として、極端に現れ、検出される場合の様子である。

20

【 0 0 4 8 】

図 1 0 (a) は中心軸 1 8 5 上の組織 1 9 3 と加熱域 1 9 1 の変位分布を示す図であり、図 1 0 (b) は組織 1 9 3 と加熱域 1 9 1 の歪 (膨張率) を示す図である。

図 1 0 (a) に示す変位分布は、図 8 (b) に示す P 2 を中心に E 方向への変位が正、F 方向への変位が負として表示される。図 1 0 (a) に示す P 1 - P 3 間、Q 1 - P 1 間及び P 3 - Q 2 間の変位分布を空間微分することによって図 1 0 (b) に示す歪が算出される。図 1 0 (b) に示す歪分布により、P 1 - P 3 間は膨張し、Q 1 - P 1 間及び P 3 - Q 2 間は縮んだことが判明する。

30

【 0 0 4 9 】

図 1 1 は、加熱域 1 8 1 (加熱域 1 9 1) である組織の温度と歪 (膨張率) の関係を示す図である。超音波装置 1 の膨張演算処理部 2 3 1 は、被検体 1 0 1 の各組織の温度と組織の歪の関係を保持しており、変位 / 歪演算処理部 2 2 3 によって算出された組織の歪 (膨張率) からその組織の温度を求める。

【 0 0 5 0 】

例えば、図 1 0 (b) に示すように、加熱域 1 9 1 の膨張率は [%] であることから、図 1 1 に示す加熱域 1 9 1 の温度と歪の関係曲線 1 9 9 から加熱域 1 9 1 の温度は T_p [] であることがわかる。

40

こうして組織の温度を求め、治療用ビーム 1 4 7 の照射を停止するかどうかを判定する。

【 0 0 5 1 】

尚、ここでは、変位を求めるため、即ち、温度を求めるために、P 1 - P 3 の 2 点間を用いて、その間の温度が一定であるとして求めたが、温度分布を求めるための算出点の選択は任意であり、例えば以下のような例がある。

【 0 0 5 2 】

図 1 2 は、変位を算出する組織上の点の選択を説明するための図である。ここで、組織

50

上の点は $p(i, j)$ で表わされる。

まず第 1 に、前述のように、加熱域 5 1 の組織端点 p_1 、 p_3 を算出点として選択し、図 9 から図 1 1 に示し、又その説明で述べたように、加熱前後のエコー信号の時間差から $p_1 - p_3$ 間の変位を求め、歪を算出し、温度を求める場合が考えられる。

この場合は、算出点が少なくすむため高速な診断処理が行われる。

【0053】

次に、第 2 の算出点選択として、温度分布を求める範囲全ての組織上の点 $p(i, j)$ を選択し、各点において加熱前後の時間差から変位を求め、歪を算出し、温度を求めることが考えられる。

この場合、非常に詳細な温度分布を得ることができる。

10

【0054】

次に、第 3 の算出点選択として、図 1 2 に示す周辺組織部位 6 1 を用いる方法がある。例えば、組織点 6 3 の $p(i, j)$ の値を、その周辺の 8 点の値を考慮して求めるものであり、以下の式に示すように、組織点 6 3 の値を、周辺組織部位 6 1 内の組織点 9 点の値の平均値として求める場合が考えられる。

$$(p(i, j) \text{ の値}) = \{ p(i, j) \text{ の値} \} \times 1 / 9$$

(ここで、 $i - 1 \leq i \leq i + 1, j - 1 \leq j \leq j + 1$)

なお、ここで「値」とは、時間差の値でもよいし、変位の値でも良い。

この選択方法によれば、組織点の値として周囲の値を考慮することにより、特異な値を排除することができる。

20

【0055】

次に、第 4 の算出点選択として、図 1 2 に示すように、組織をいくつかの領域 7 1 に分割し、その代表点 $q(i, j)$ において、加熱前後の時間差から変位を求め、歪を算出し、温度を求めることが考えられる。

【0056】

以上説明した算出点のうちどの算出点を選択するかは、診断時の目的、例えば、高速診断が必要な場合、高精度な診断が必要な場合等によって、適宜選択することができる。

【0057】

尚、本実施の形態においては、図 2 に示す治療用アレイ 1 2 を用いた治療について述べたが、図 3 に示す治療アプリケーション 1 2 1 において治療用ビームとして RF 波、マイクロ波を用いた場合であっても、同様に歪分布、温度分布を求めることが可能である。

30

【0058】

また、図 1 に示す本実施の形態において、ネットワークケーブル 5 の機能をケーブル 6 に持たせ、ケーブルを一体化させ、高速化高効率化を図ることも可能である。

【0059】

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波装置等の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範囲内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【図面の簡単な説明】

40

【0060】

【図 1】本実施の形態に係る超音波装置 1 の概略構成を示す図

【図 2】超音波装置 1 のブロック構成図

【図 3】超音波装置 1 1 1 のブロック構成図

【図 4】超音波装置 1 による歪分布算出処理の概略フローチャート

【図 5】治療計画画像 1 4 1 を示す図

【図 6】超音波診断画像 1 5 1 を示す図

【図 7】組織の温度分布図 1 6 3 を示す図

【図 8】加熱前後の加熱域 1 8 1、1 9 1 を示す図

【図 9】加熱前後のエコー波形を示す図

50

【図 1 0】加熱後の変位分布と歪分布を示す図

【図 1 1】組織の温度と歪の関係を示す図

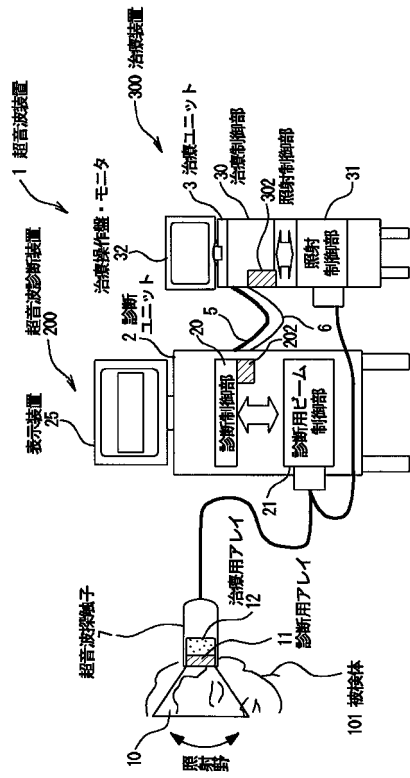
【図 1 2】変位分布を求める算出点の選択を説明するための図

【符号の説明】

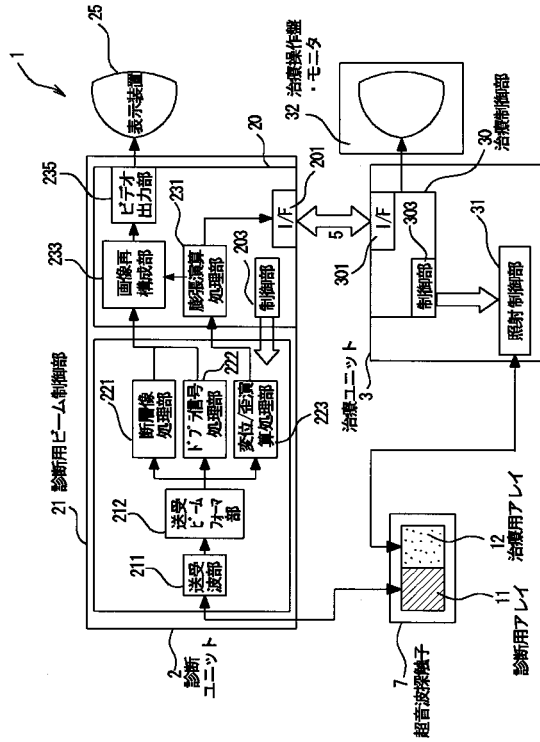
【 0 0 6 1 】

1	超音波装置	
2	診断ユニット	
3	治療ユニット	
7	超音波探触子	
1 1	診断用アレイ	10
1 2	治療用アレイ	
2 0	診断制御部	
2 1	診断用ビーム制御部	
2 5	表示装置	
3 0	治療制御部	
3 1	照射制御部	
1 0 1	被検体	
1 1 1	超音波装置	
2 1 1	送受波部	
2 1 2	送受ビームフォーマ部	20
2 2 1	断層像処理部	
2 2 2	ドプラ信号処理部	
2 2 3	変位 / 歪演算処理部	
2 3 1	膨張演算処理部	
2 3 3	画像再構成部	
2 3 5	ビデオ出力部	
3 0 3	制御部	

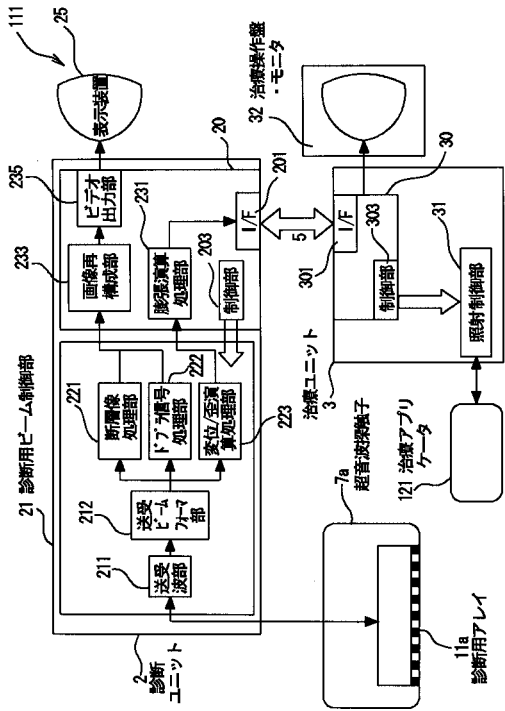
【図1】



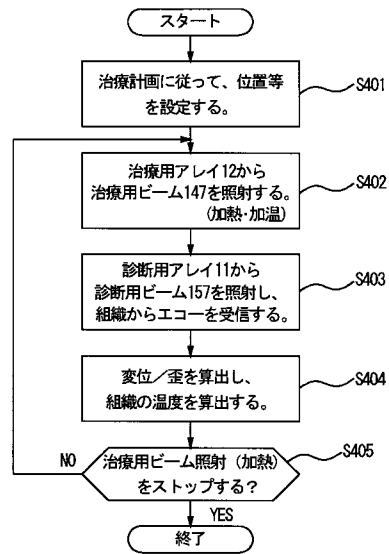
【図2】



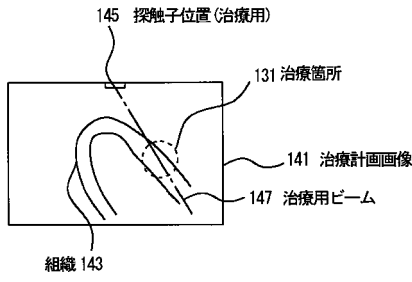
【図3】



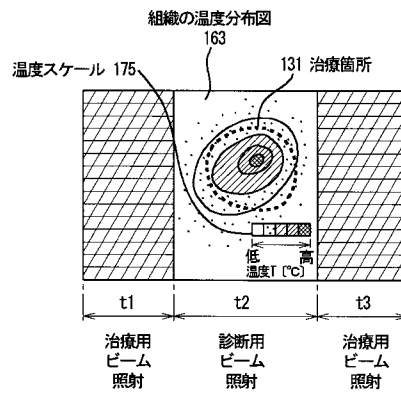
【図4】



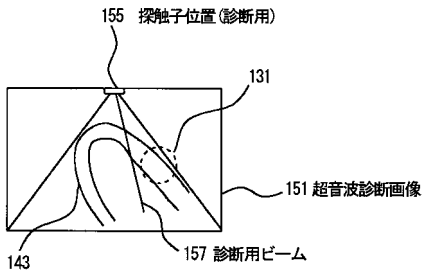
【図5】



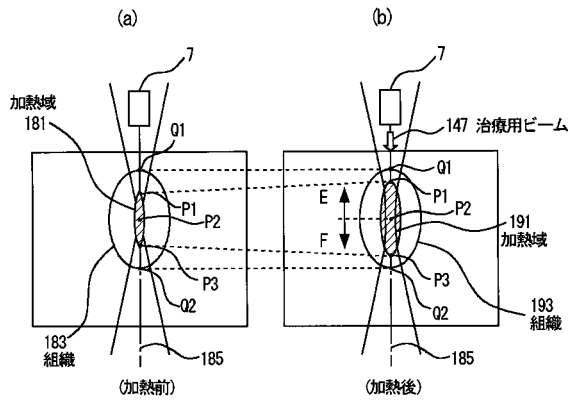
【図7】



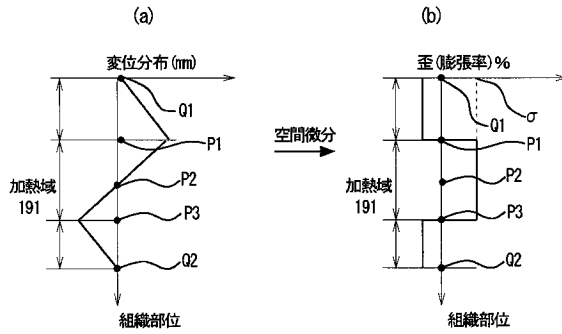
【図6】



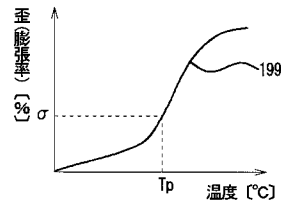
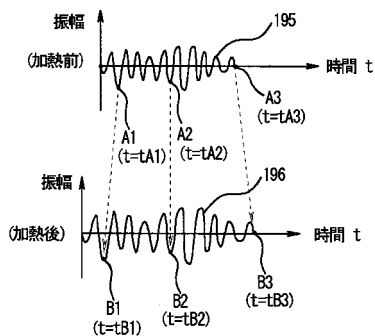
【図8】



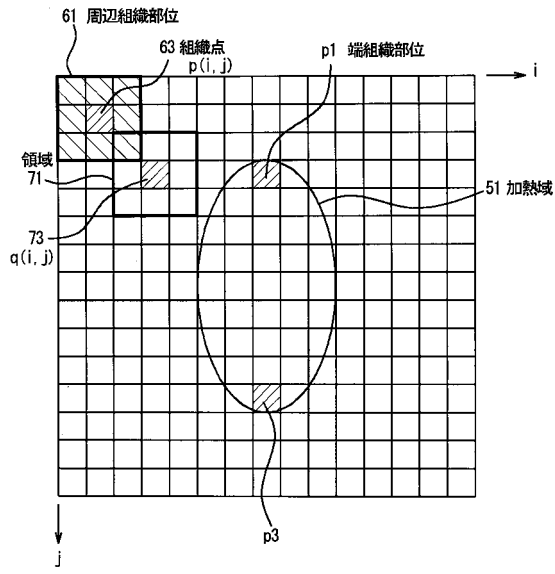
【図10】



【図9】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 石田 一成
東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開昭60 - 199429 (J P , A)
特開2003 - 210460 (J P , A)
特開2004 - 97519 (J P , A)
特開2005 - 270291 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)
A 6 1 B 8 / 0 8
A 6 1 B 1 8 / 0 0

专利名称(译)	超音波装置		
公开(公告)号	JP4958475B2	公开(公告)日	2012-06-20
申请号	JP2006139859	申请日	2006-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	窪田純 東隆 梅村晋一郎 石田一成		
发明人	窪田 純 東 隆 梅村 晋一郎 石田 一成		
IPC分类号	A61B8/08 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/14 A61B18/1815 A61B2018/00642 A61B2018/00702 A61B2018/00886 A61N7/02 A61N2007/0052 A61N2007/0082		
FI分类号	A61B8/08 A61B17/36.330 A61B17/00.700 A61B18/12 A61B18/18.100 A61B18/20		
F-TERM分类号	4C026/AA01 4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C160/JJ25 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/JK03 4C160/KL02 4C160/KL03 4C601/DD18 4C601/DD22 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF15 4C601/FF16		
代理人(译)	井上清一		
其他公开文献	JP2007307188A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波系统，用于诊断组织并使用超声波实时计算温度分布。
 ZSOLUTION：在治疗装置300的控制下，在治疗阵列12处对受试者照射治疗光束后，通过电缆6将治疗装置300快速切换到超声波诊断装置200。超声波诊断的诊断光束控制器21装置200控制诊断阵列11以在对象处照射诊断光束并接收回波信号。诊断控制器20基于与诊断光束控制器21协作接收的诊断光束的回波信号，计算组织的诊断图像，位移分布，温度分布等，并在显示器25上显示结果。

