

(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2007-307188

(P2007-307188A)

(43) 公開日 平成19年11月29日(2007.11.29)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 0 6 0
A 6 1 B 18/00 (2006.01) A 6 1 B 17/36 3 3 0 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2006-139859 (P2006-139859)
 (22) 出願日 平成18年5月19日 (2006.5.19)

(71) 出願人 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 100096091
 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

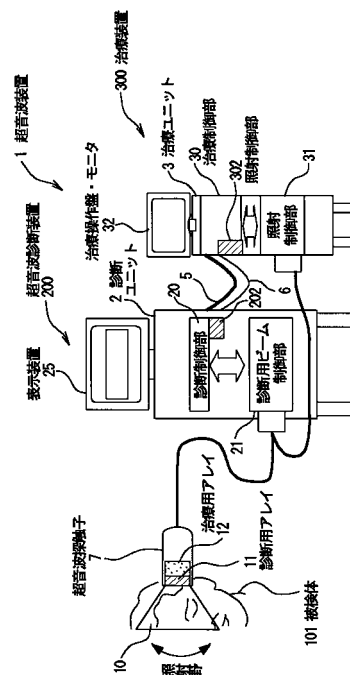
(54) 【発明の名称】 超音波装置

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】治療装置300の制御により治療用アレイ12から被検体に対して治療用ビームが照射された後、ケーブル6により治療装置300から超音波診断装置200に高速に切り替える。超音波診断装置200の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被検体射出し、エコー信号を受信する。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、温度分布等を算出し、表示装置25に表示する。

【選択図】 図1



【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変位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、組織の変位分布を算出する変位算出手段と、
前記変位算出手段により算出された組織の変位分布を基に、前記保持手段に保持された組織の温度と変位の関係から、前記組織の温度分布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変位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の組織の変位分布を算出する変位算出手段と、
前記変位算出手段により算出された組織の変位分布を基に、前記保持手段に保持された前記組織の温度と変位の関係から、前記組織の温度分布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。

10

【請求項 3】

前記変位算出手段は、前記組織における少なくとも一組以上の 2 点間の変位を算出することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波装置。

20

【請求項 4】

前記変位算出手段は、前記組織内の各組織点毎に当該組織点周辺の計測値に基づいて算出した算出値を用いて、前記組織における変位分布を算出することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 までのいずれか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。

30

【背景技術】

【0002】

従来、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、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。

40

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】

50

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。

10

【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変位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、組織の変位分布を算出する変位算出手段と、前記変位算出手段により算出された組織の変位分布を基に、前記保持手段に保持された組織の温度と変位の関係から、前記組織の温度分布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。

20

【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変位との関係を保持し、被検体表面に超音波探触子を接触させて超音波を送受信し、その超音波探触子からの出力信号を基に組織の変位分布を算出し、温度と変位との関係から、組織の温度分布を算出する。ここで、変位とは、加温による組織の膨張率や歪の変化量を示す。

第1の発明によれば、組織の温度分布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変位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の組織の変位分布を算出する変位算出手段と、前記変位算出手段により算出された組織の変位分布を基に、前記保持手段に保持された前記組織の温度と変位の関係から、前記組織の温度分布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、被検体の内部組織の温度と変位との関係を保持し、被検体表面に超音波探触子を接触させて超音波を送受信し、その超音波探触子からの出力信号を基に組織の変位分布を算出し、温度と変位との関係から、組織の温度分布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、治療中であってもリアルタイムに組織の温度分布を得ることができる。

40

【0010】

第1の発明及び第2の発明において、変位算出手段は、組織における少なくとも一組以上の2点間の変位を算出する。

また、第1の発明及び第2の発明において、変位算出手段は、組織内の各組織点毎に当該組織点周辺の計測値に基づいて算出した算出値を用いて、組織における変位分布を算出

50

する。

変位分布を算出する組織における点は、温度分布（変位分布）を求める組織の全ての点を選択しても良いし、組織の境界上の端点を選択してもよいし、演算は全ての点で行っても変位は周辺組織部位の点で求めた平均値を用いても良い。

この変位を算出する点に関しては、高速に診断する必要がある、或いは、高精度に診断する必要がある、といった診断の目的により選択することができる。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

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。

40

【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

50

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。

【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

10

20

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。

【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。

30

【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。

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。

40

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。

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】

50

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 は治療用アレイ 12 の各素子に対して治療用ビームの送受信制御を行う。

【0028】

以上、図 2 を用いて、診断用アレイ 11 と治療用アレイ 12 を一体化して用いた場合について説明したが、治療装置 300 として、マイクロ波や RF などのように診断用アレイ 11 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。

10

【0029】

図 3 は、RF 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 111 の詳細ブロック構成図である。

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。

【0030】

図 3 において、超音波探触子 7a は診断用ビームを射出する振動子、診断用アレイ 11a を有し、送受波部 211 によって操作される。

治療アプリケーション 121 は、マイクロ波や RF 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 31 によって制御される。

20

【0031】

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。

【0032】

治療ユニット 3 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位置、タイミング等の設定を行い (ステップ 401)、治療用アレイ 12 から治療箇所の組織に治療用ビーム 147 を照射する (ステップ 402)。治療箇所の生体組織に治療用ビーム 147 が照射されると、組織は加熱、加温される。

【0033】

30

次に、診断ユニット 2 は、診断用アレイ 11 から診断用ビーム 157 を照射し、組織からエコー信号を受信する (ステップ 403)。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 404)、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 405)。

【0034】

ステップ 405 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 405 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 402 からステップ 405 を繰り返す。

40

【0035】

以下、各ステップに従って詳細に説明する。

(ステップ 401、ステップ 402)

治療装置 300 の治療操作盤モニタ 32 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 32 に治療計画画像等が表示される。図 5 は、治療計画画像 141 を示す図である。治療計画画像 141 には、治療対象となる組織 143、その組織における治療箇所 131、探触子位置 145、治療用ビーム 147 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。

【0036】

50

図6は診断装置200の表示装置25に表示された超音波診断画像151を示す図である。診断ユニット2は、診断用アレイ11から診断用ビーム157を照射したときのエコー信号を受信して、組織143の超音波診断画像151を生成し、表示装置25に表示する。超音波診断画像151には、操作者がわかりやすいように、治療箇所131を表示しても良い。

【0037】

治療計画画像141及び超音波診断画像151等による確認、設定が終了すると、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31は治療用アレイ12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147が照射される。

10

【0038】

(ステップ403～ステップ405)

ある一定時間の治療用ビーム147の照射が終了すると、診断ユニット2は、診断用アレイ11から診断用ビーム157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。

【0039】

図7は、診断装置200の表示装置25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157を照射しても、治療ユニット3が治療用ビーム147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147を照射する。時間 t_2 の間は、診断ユニット2が治療箇所131付近に診断用ビーム157を照射するので、治療ユニット3は治療用ビーム147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131付近の診断画像を表示することができる。

20

【0040】

治療ユニット3は時間 t_1 の間に治療用ビーム147を治療箇所131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11から診断用ビーム157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163を表示する。

【0041】

図7に示す温度スケール175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175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163と温度スケール175を参照することにより、操作者は治療箇所131付近の温度を容易に知ることができる。

30

こうして、表示された温度分布図163を参照し、治療用ビーム147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147を治療箇所131に照射する。

【0042】

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157の照射と治療用ユニット3による治療用ビーム147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131付近の診断画像が温度分布と共に表示装置25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。

40

【0043】

以下に、ステップ404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。

図8は、治療用ビーム147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147照射前(加熱前)の組織183を示す図である。図8(a)において、組織183の中には、治療用ビーム147を照射して治療する組織、即ち、加熱域181がある。

50

【0044】

超音波探触子7は、加熱域181に治療用ビーム147の収束域を合わせて、照射中心軸185として治療用ビーム147を照射する。ここで、照射中心軸185と加熱域181との交点をP1、P3とし、加熱域181の中心点をP2とし、照射中心軸185と組織183との交点をQ1、Q2とする。

【0045】

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147が加熱域181に照射されると、図8(a)に示す加熱域181は加熱され、図9(b)に示す加熱域191のように膨張する。

【0046】

図9は、加熱前の加熱域181と加熱後の加熱域191に対して、超音波探触子7の診断用アレイ11から診断用ビーム157を照射した際の照射中心軸185上のエコー波形(反射波)を示す図である。加熱域181からのエコー波形195における点A1(時間 $t = t_{A1}$)、点A2($t = t_{A2}$)、点A3($t = t_{A3}$)におけるそれぞれのポイントは、加熱後の加熱域191からのエコー波形196では点B1($t = t_{B1}$)、点B2($t = t_{B2}$)、点B3($t = t_{B3}$)に対応する。

【0047】

加熱域181が加熱によって加熱域191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195からエコー波形196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223は、このエコー波形(波束)195からエコー波形(波束)196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181の組織から正常組織183のP1からP3間のその変位分布と、加熱後の加熱域191の組織から正常組織193のP1からP3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、加温による組織局部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181の組織と正常組織183との境界から、加熱後の加熱域191の組織から正常組織193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。

【0048】

図10(a)は中心軸185上の組織193と加熱域191の変位分布を示す図であり、図10(b)は組織193と加熱域191の歪(膨張率)を示す図である。

図10(a)に示す変位分布は、図8(b)に示すP2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10(a)に示すP1-P3間、Q1-P1間及びP3-Q2間の変位分布を空間微分することによって図10(b)に示す歪が算出される。図10(b)に示す歪分布により、P1-P3間は膨張し、Q1-P1間及びP3-Q2間は縮んだことが判明する。

【0049】

図11は、加熱域181(加熱域191)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231は、被検体101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223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。

【0050】

例えば、図10(b)に示すように、加熱域191の膨張率は [%] であることから、図11に示す加熱域191の温度と歪の関係曲線199から加熱域191の温度は T_p [] であることがわかる。

こうして組織の温度を求め、治療用ビーム147の照射を停止するかどうかを判定する。

【0051】

10

20

30

40

50

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。

10

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

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。

20

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

$$(\text{ここで、} i - 1 \quad i \quad i + 1, j - 1 \quad j \quad j + 1)$$

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。

【 0 0 5 5 】

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。

【 0 0 5 6 】

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。

30

【 0 0 5 7 】

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 R F 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。

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

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疇内において、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。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 0 】

【 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

50

- 【図5】治療計画画像141を示す図
- 【図6】超音波診断画像151を示す図
- 【図7】組織の温度分布図163を示す図
- 【図8】加熱前後の加熱域181、191を示す図
- 【図9】加熱前後のエコー波形を示す図
- 【図10】加熱後の変位分布と歪分布を示す図
- 【図11】組織の温度と歪の関係を示す図
- 【図12】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】

【0061】

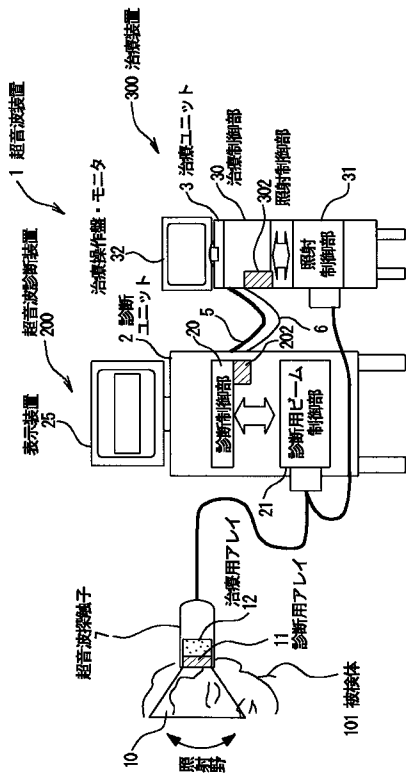
10

- 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
- 11 診断用アレイ
- 12 治療用アレイ
- 20 診断制御部
- 21 診断用ビーム制御部
- 25 表示装置
- 30 治療制御部
- 31 照射制御部
- 101 被検体
- 111 超音波装置
- 211 送受波部
- 212 送受ビームフォーマ部
- 221 断層像処理部
- 222 ドプラ信号処理部
- 223 変位/歪演算処理部
- 231 膨張演算処理部
- 233 画像再構成部
- 235 ビデオ出力部
- 303 制御部

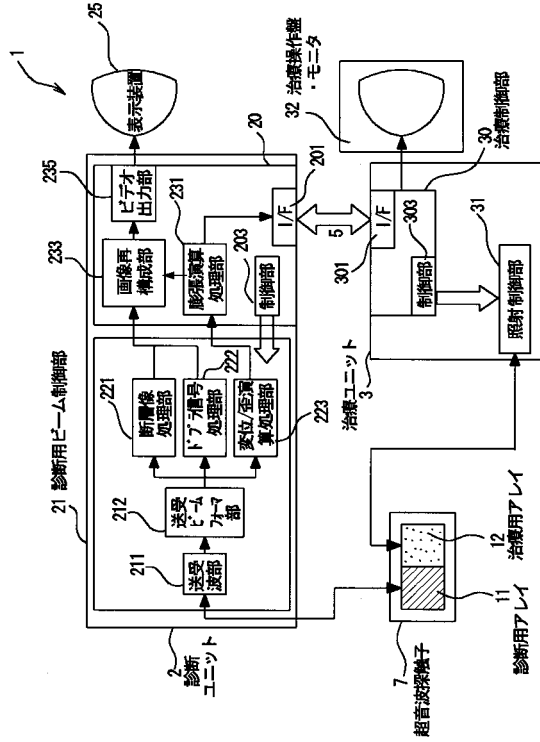
20

30

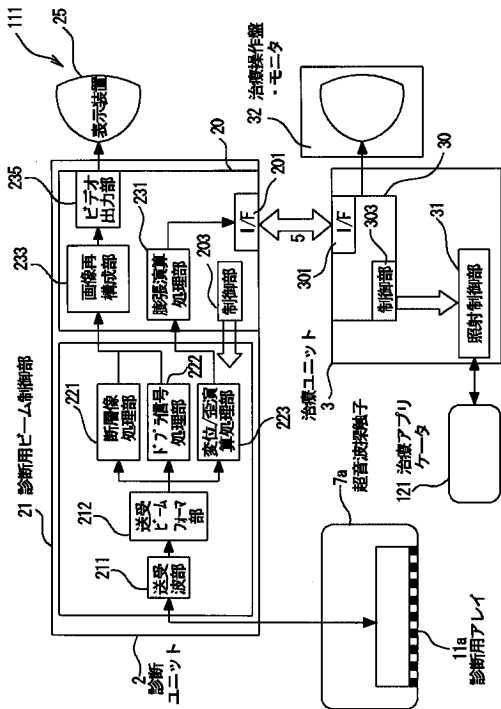
【図1】



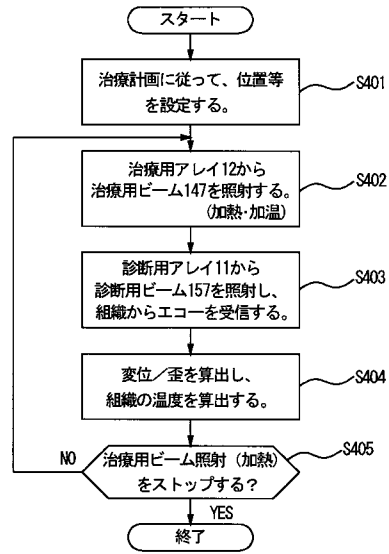
【図2】



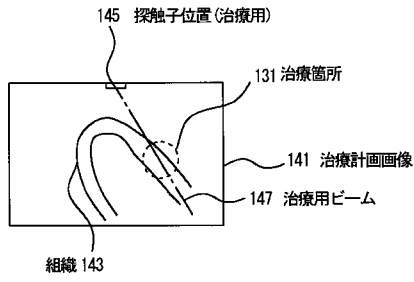
【図3】



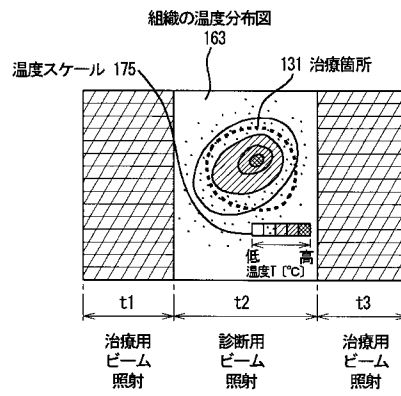
【図4】



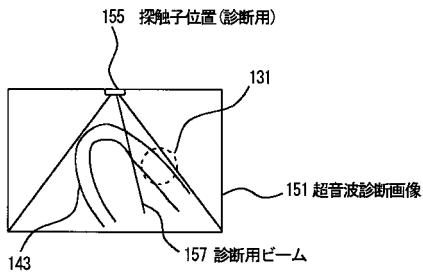
【 図 5 】



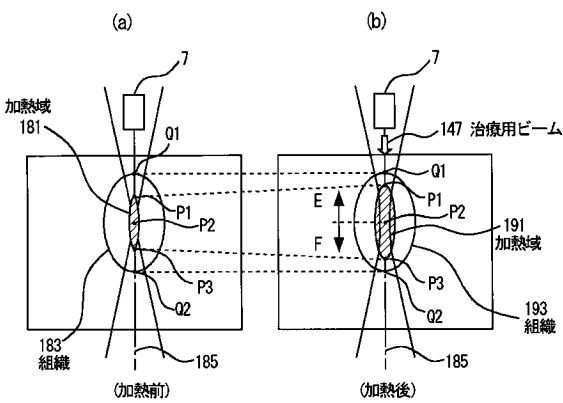
【 図 7 】



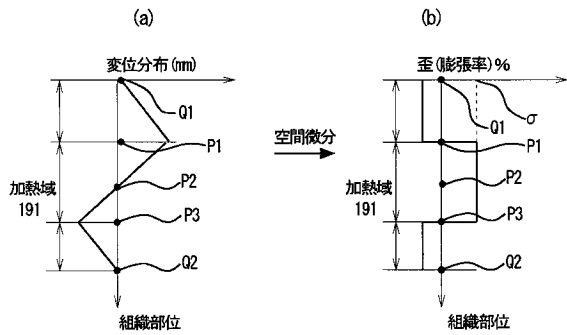
【 図 6 】



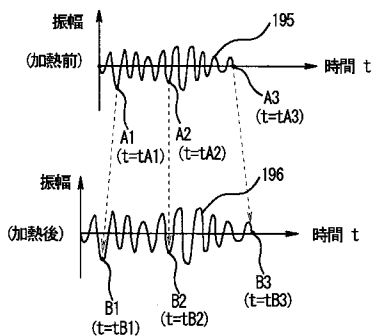
【 図 8 】



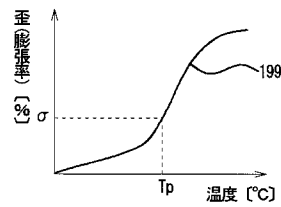
【 図 10 】



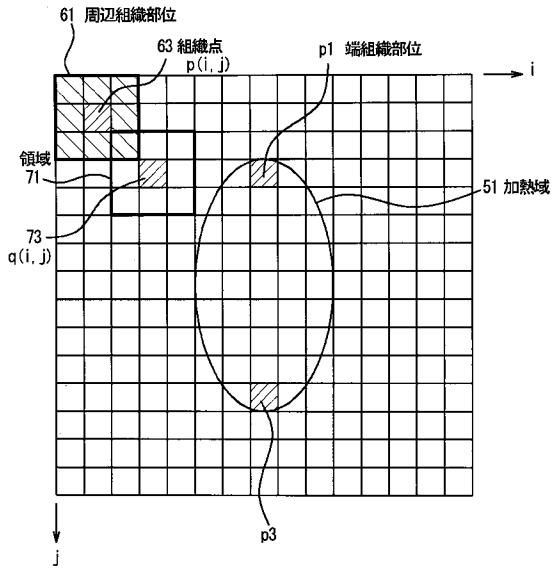
【 図 9 】



【 図 11 】



【 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

Fターム(参考) 4C060 JJ25 JJ27

4C601 DD18 DD22 EE11 EE16 FF15 FF16

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2007307188A | 公开(公告)日 | 2007-11-29 |
| 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 | | |
| [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 | 4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C601/DD18 4C601/DD22 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF15 4C601/FF16 4C026/AA01 4C160/JJ25 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/JK03 4C160/KL02 4C160/KL03 | | |
| 代理人(译) | 井上清一 | | |
| 其他公开文献 | JP4958475B2 | | |
| 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。

