

(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2009-261657

(P2009-261657A)

(43) 公開日 平成21年11月12日(2009.11.12)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F1
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2008-115243 (P2008-115243)
(22) 出願日 平成20年4月25日 (2008.4.25)

(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 小出 徹雄
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 DD03 DE06 HH16
HH24 KK31

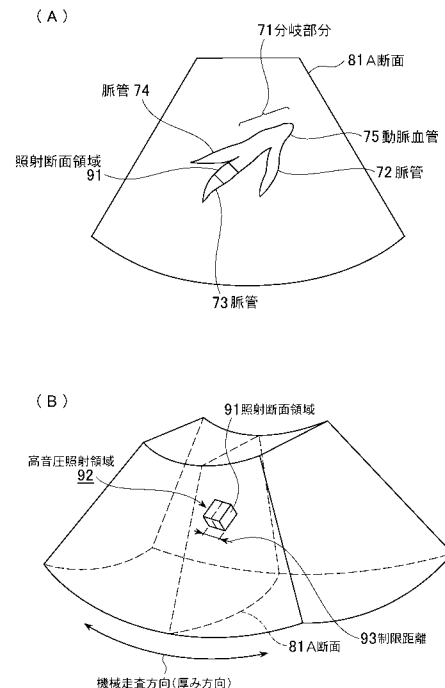
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

【課題】 肝臓を構成する各脈管の支配領域を、撮像により、目視することができる超音波撮像装置を実現する。

【解決手段】 脈管73の動脈血管75から分枝する入り口部分に照射断面領域91を設け、照射断面領域91を通過する造影剤に、造影剤を破壊する高い音圧の第2の超音波ビームである破壊超音波ビームを照射することとしているので、脈管72および74の支配領域に造影剤が吸収される一方で、脈管73の支配領域に造影剤が吸収されるのを防止し、脈管73の支配領域のみを低輝度領域としてA断面81に描出し、実際の脈管73の支配領域を目視することを実現させる。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影剤を投与した被検体の第 1 の領域に第 1 の超音波ビームを照射し、前記第 1 の領域の 3 次元断層画像情報を収集する超音波プローブを備える超音波撮像装置であって、前記第 1 の超音波ビームを高い音圧にした第 2 の超音波ビームを照射する第 2 の領域を、前記 3 次元断層画像情報を構成する 2 次元断層画像情報に設定する領域設定手段と、前記第 2 の超音波ビームが、前記第 2 の領域のみで、前記造影剤を破壊する音圧を越える様にして、前記超音波プローブによる前記第 2 の超音波ビームの照射を、前記第 1 の超音波ビームによる前記第 1 の領域における 3 次元断層画像情報の収集の最中に行う制御部とを備えることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

前記第 2 の領域は、前記被検体の肝臓内で分枝する血管の一部であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記超音波撮像装置は、さらに前記 2 次元断層画像情報に基づく画像を表示する表示部を有し、前記画像に、前記第 2 の領域の照射断面領域を設定する照射断面設定手段を備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記照射断面設定手段は、前記画像に、前記照射断面領域の動きを検出するマーカ領域を設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波撮像装置。

20

【請求項 5】

前記領域設定手段は、前記マーカ領域の位置する場所を検出するマーカ領域位置検出手段を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記領域設定手段は、前記マーカ領域位置検出手段により検出されたマーカ領域の位置情報に基づいて、前記照射断面領域の位置を再設定する照射断面再設定手段を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

前記領域設定手段は、前記画像と直交する厚み方向に、前記照射断面領域を拡張し、前記第 2 の領域を生成する照射領域生成手段を備えることを特徴とする請求項 3 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置。

30

【請求項 8】

前記照射領域生成手段は、前記第 2 の領域の前記厚み方向の長さを、所定の制限距離以内とする領域制限手段を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

前記超音波撮像装置は、さらに前記制限距離を入力する制限距離入力キーを備えることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 10】

前記制御部は、前記 2 次元断層画像情報の画像が有する深度方向と直交する電子走査方向の前記照射断面領域の大きさを計測する照射断面領域計測手段を備えることを特徴とする請求項 3 から 9 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置。

40

【請求項 11】

前記制御部は、前記照射断面領域の中心位置に最も近接する音線が発生する第 2 の超音波ビームの音圧分布を算定する音圧分布算定手段を備えることを特徴とする請求項 3 から 10 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

前記音圧分布算定手段は、前記照射断面領域の中心位置が有する深度を、前記第 2 の超音波ビームが焦点を結ぶ焦点深度とすることを特徴とする請求項 11 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 13】

50

前記制御部は、前記音圧分布を算定する際に用いられる音圧決定パラメータを変化させる音圧決定パラメータ確定手段を備えることを特徴とする請求項 3 から 1 2 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置。

【請求項 1 4】

前記音圧決定パラメータは、前記第 2 の超音波ビームを送信する際の開口幅および駆動電圧を含むことを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 1 5】

前記開口幅は、前記第 1 の送信を行う際の開口幅よりも広い開口幅とされることを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 1 6】

前記制御部は、前記 3 次元断層画像情報の収集の際に、前記照射断面領域の中心位置に最も近接する音線の位置で前記 2 次元断層画像情報を取得する第 1 の超音波ビームを止め、代わりに前記第 2 の超音波ビームを発生させるビーム変更手段を備えることを特徴とする請求項 3 から 1 5 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置。

【請求項 1 7】

前記超音波プローブは、圧電素子が一次元的に配列された圧電素子アレイおよび前記配列の方向と概ね直交する方向に前記圧電素子アレイを機械的に移動させる機械走査部を備えることを特徴とする請求項 1 から 1 6 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置。

【請求項 1 8】

前記制御部は、前記 2 次元断層画像情報が、前記圧電素子アレイの配列方向で行われる電子走査により取得される際に、前記機械的な走査を停止し、前記電子走査のみを繰り返し行うことを特徴とする請求項 1 7 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 1 9】

前記超音波プローブは、前記被検体との接触面に圧電素子が 2 次元的に配列された 2 次元圧電素子アレイを備えることを特徴とする請求項 1 から 1 8 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体に投与された造影剤を、3次元超音波プローブ (probe) を用いて撮像する超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、画像診断装置の進歩により、高分解能に被検体内の形態学的な断層画像情報を取得することができる。そして、オペレータ (operator) は、これら形態学的な断層画像情報を用いて、被検体の目的とする部位の様々な計測を行い、有用な診断情報を収集する (例えば、非特許文献 1)。

【0003】

さらに、オペレータは、これら計測情報に基づいて、形態学的に区別できない領域の状態をシミュレーション (simulation) により推測することもできる。例えば、腫瘍等の疾患により肝臓の切除を行う場合に、切除する範囲を確定する必要がある。ここで、切除する範囲は、肝臓内を走る動脈血管から分枝した脈管の形態学的な位置から、シミュレーションにより求められる脈管の支配領域の情報に基づいて決定される。

【0004】

図 18 は、肝臓 1 の内部を走る脈管 2 ~ 4 を、模式的に示した説明図である。脈管 2 ~ 4 は、門脈から肝臓に入力した動脈血管が分枝したものである。脈管 2 ~ 4 に流入した血流は、脈管 2 ~ 4 の末梢部から肝臓の組織に吸収され、その後、脈管 2 ~ 4 と同様の構造を有する静脈血管から肝臓の外部に排せつされる。

【0005】

ここで、脈管 2 ~ 4 の末梢部から肝臓の組織に吸収された血流は、主として脈管 2 ~ 4

10

20

30

40

50

の末梢部の近傍に存在する支配領域で用いられる。肝臓1を部分的に切除する場合、疾患のない支配領域を無傷で残すことが、切除後の肝臓にとって好ましい。従って、肝臓1を部分的に切除する際に、肝臓を構成する脈管ごとの各支配領域を知ることが重要となる。

【0006】

上述したシミュレーションでは、X線CT装置等を用いて撮影される図18に示す様な肝臓1の断層画像から、支配領域を計算により求める。この計算では、例えば、血流の流れと直交する方向の脈管2および3の位置を求め、この中点を脈管2および3が有する支配領域の境界とする。図18では、この様にして計算で求められた脈管2～4の支配領域5～7が破線で囲まれた領域として示されている。

【非特許文献1】日本電子機械工業会編、「改訂 医用超音波機器ハンドブック」、コロナ社、1997年1月20日、p.134～139

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、上記背景技術によれば、脈管の支配領域は、実際のものとは異なる場合がある。すなわち、支配領域は、計算で求められたものであり、あくまで推定されたものにすぎず、特に支配領域の境界近傍においては、誤差を含むものであった。

【0008】

そして、この支配領域の情報は、肝臓を部分的に切除する場合に、健全な支配領域を無傷で残すかどうかの分かれ目となり、被検体の予後を良好なものにするかどうかに影響を与える。

【0009】

この発明は、上述した背景技術による課題を解決するためになされたものであり、肝臓を構成する脈管の支配領域を、撮像により、実際に確かめることができる超音波撮像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】

【0010】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、第1の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、造影剤を投与した被検体の第1の領域に第1の超音波ビームを照射し、前記第1の領域の3次元断層画像情報を収集する超音波プローブを備える超音波撮像装置であって、前記第1の超音波ビームを高い音圧にした第2の超音波ビームを照射する第2の領域を、前記3次元断層画像情報を構成する2次元断層画像情報に設定する領域設定手段と、前記第2の超音波ビームが、前記第2の領域のみで、前記造影剤を破壊する音圧を越える様にして、前記超音波プローブによる前記第2の超音波ビームの照射を、前記第1の超音波ビームによる前記第1の領域における3次元断層画像情報の収集の最中に行う制御部とを備えることを特徴とする。

【0011】

この第1の観点による発明では、3次元断層画像情報に、高い音圧の第2の超音波ビームを照射する第2の領域を設定し、この第2の領域のみで、造影剤を破壊する音圧を越える様にした第2の超音波ビームの照射を、第1の超音波ビームを用いた3次元断層画像情報の収集の最中に行う。

【0012】

また、第2の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第1の観点に記載の超音波撮像装置において、前記第2の領域が、前記被検体の肝臓内で分枝する血管の一部であることを特徴とする。

【0013】

この第2の観点の発明では、第2の超音波ビームにより、脈管に流入する造影剤を破壊する。

【0014】

また、第3の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第1または2の観点に記載の超音

10

20

30

40

50

波撮像装置において、さらに前記２次元断層画像情報に基づく画像を表示する表示部を有し、前記画像に、前記第２の領域の照射断面領域を設定する照射断面設定手段を備えることを特徴とする。

【００１５】

この第３の観点の発明では、第２の領域の２次元断層画像情報に示される照射断面領域を設定する。

【００１６】

また、第４の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第３の観点に記載の超音波撮像装置において、前記照射断面設定手段が、前記画像に、前記照射断面領域の動きを検出するマーカ領域を設定することを特徴とする。

10

【００１７】

この第４の観点の発明では、マーカ領域を、照射断面領域の動きの検出し易い場所に設定する。

【００１８】

また、第５の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第４の観点に記載の超音波撮像装置において、前記領域設定手段が、前記マーカ領域の位置する場所を検出するマーカ領域位置検出手段を備えることを特徴とする。

【００１９】

この第５の観点の発明では、照射断面領域の動きの検出を、確実なものにする。

【００２０】

また、第６の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第５の観点に記載の超音波撮像装置において、前記領域設定手段が、前記マーカ領域位置検出手段により検出されたマーカ領域の位置情報に基づいて、前記照射断面領域の位置を再設定する照射断面再設定手段を備えることを特徴とする。

20

【００２１】

この第６の観点の発明では、被検体の動きに応じて、照射断面領域を移動する。

【００２２】

また、第７の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第３ないし６の観点のいずれか１つに記載の超音波撮像装置において、前記領域設定手段が、前記画像と直交する厚み方向に、前記照射断面領域を拡張し、前記第２の領域を生成する照射領域生成手段を備えることを特徴とする。

30

【００２３】

この第７の観点の発明では、照射断面領域を厚み方向に拡張して、第２の領域を生成する。

【００２４】

また、第８の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第７の観点に記載の超音波撮像装置において、前記照射領域生成手段が、前記第２の領域の前記厚み方向の長さを、所定の制限距離以内とする領域制限手段を備えることを特徴とする。

【００２５】

この第８の観点の発明では、第２の領域の厚み方向の長さを、所定の範囲内に納める。

40

【００２６】

また、第９の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第８の観点に記載の超音波撮像装置において、さらに前記制限距離を入力する制限距離入力キーを備えることを特徴とする請求項８に記載の超音波撮像装置。

【００２７】

この第９の観点の発明では、第２の領域の厚み方向の長さを、入力することができる。

【００２８】

また、第１０の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第３ないし９の観点のいずれか１つに記載の超音波撮像装置において、前記制御部が、前記２次元断層画像情報の画像が有する深度方向と直交する電子走査方向の前記照射断面領域の大きさを計測する照射断面

50

領域計測手段を備えることを特徴とする。

【0029】

この第10の観点の発明では、第2の超音波ビームの照射を行う領域の大きさを、求める。

【0030】

また、第11の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第3ないし10のいずれか1つに記載の超音波撮像装置において、前記制御部が、前記照射断面領域の中心位置に最も近接する音線が発生する第2の超音波ビームの音圧分布を算定する音圧分布算定手段を備えることを特徴とする。

【0031】

また、第12の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第11の観点に記載の超音波撮像装置において、前記音圧分布算定手段が、前記照射断面領域の中心位置が有する深度を、前記第2の超音波ビームが焦点を結ぶ焦点深度とすることを特徴とする。

【0032】

この第12の観点の発明では、音圧分布算定手段は、照射断面領域で音圧が最大になるようにする。

【0033】

また、第13の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第3ないし12のいずれか1つに記載の超音波撮像装置において、前記制御部が、前記音圧分布を算定する際に用いられる音圧決定パラメータを変化させる音圧決定パラメータ確定手段を備えることを特徴とする。

【0034】

この第13の観点の発明では、音圧決定パラメータを変化させて、第2の超音波ビームの最適な音圧分布を求める。

【0035】

また、第14の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第13の観点に記載の超音波撮像装置において、前記音圧決定パラメータが、前記第2の超音波ビームを送信する際の開口幅および駆動電圧を含むことを特徴とする。

【0036】

この第14の観点の発明では、開口幅および駆動電圧の調整により、音圧分布を制御する。

【0037】

また、第15の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第14の観点に記載の超音波撮像装置において、前記開口幅が、前記第1の送信を行う際の開口幅よりも広い開口幅とされることを特徴とする。

【0038】

この第15の観点の発明では、音圧分布を、焦点深度に位置する照射断面領域で急峻に高くなるようにする。

【0039】

また、第16の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第3ないし15の観点のいずれか1つに記載の超音波撮像装置において、前記制御部が、前記3次元断層画像情報の収集の際に、前記照射断面領域の中心位置に最も近接する音線の位置で前記2次元断層画像情報を取得する第1の超音波ビームを止め、代わりに前記第2の超音波ビームを発生させるビーム変更手段を備えることを特徴とする。

【0040】

この第16の観点の発明では、3次元断層画像情報の収集を行いつつ、第2の領域の造影剤を破壊する。

【0041】

また、第17の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第1ないし16の観点のいずれか1つに記載の超音波撮像装置において、前記超音波プローブが、圧電素子が一次的に

10

20

30

40

50

配列された圧電素子アレイおよび前記配列の方向と概ね直交する方向に前記圧電素子アレイを機械的に移動させる機械走査部を備えることを特徴とする。

【0042】

この第17の観点の発明では、1次元圧電素子アレイを、メカニカルに駆動して、3次元断層画像情報を収集する。

【0043】

また、第18の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第17の観点に記載の超音波撮像装置において、前記制御部が、前記2次元断層画像情報を前記圧電素子アレイの配列方向で行われる電子走査により取得する際に、前記機械的な走査を停止し、前記電子走査のみを繰り返し行うことを特徴とする。

10

【0044】

この第18の観点の発明では、造影剤の破壊を行いつつ、2次元断層画像情報を高いフレームレートで取得する。

【0045】

また、第19の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第1ないし18の観点のいずれか1つに記載の超音波撮像装置において、前記超音波プローブが、前記被検体との接触面に圧電素子が2次元的に配列された2次元圧電素子アレイを備えることを特徴とする。

【0046】

この第19の観点の発明では、電子的な走査のみで、3次元断層画像情報を収集する。

【発明の効果】

20

【0047】

本発明によれば、肝臓を構成する各脈管の支配領域を、造影剤が存在しない低輝度の領域として描出し、支配領域を目視により確認することができ、ひいては被検体の肝臓を部分的に摘出する等の場合に、健全な支配領域を傷つけることなく行い、被検体の予後を良好なものにすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0048】

以下に添付図面を参照して、この発明にかかる超音波撮像装置を実施するための最良の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0049】

30

まず、本実施の形態にかかる超音波撮像装置100の全体構成について説明する。図1は、本実施の形態にかかる超音波撮像装置100の全体構成を示すブロック(block)図である。超音波撮像装置100は、超音波プローブ10、画像取得部109、画像メモリ(memory)104、画像表示制御部105、表示部106、入力部107および制御部108を含む。

【0050】

超音波プローブ10は、超音波を送受信するための部分、つまり被検体8の撮像断面の特定方向に超音波を照射し、被検体8の内部からその都度反射された超音波エコー(echo)を時系列的な音線として受信する。一方、超音波プローブ10は、超音波の照射方向を順次切り替えながら電子走査および機械走査を行う。後に詳述するように、超音波プローブ10は、圧電素子が電子走査方向にアレイ(array)状に配列された圧電素子アレイおよびこの配列と直交する方向に圧電素子アレイを機械的に走査する機械走査部を含み、被検体8の内部に位置する第1の領域である3次元撮像領域から3次元断層画像情報を取得する。

40

【0051】

画像取得部109は、送受信部、Bモード(mode)処理部、ドップラ(doppler)処理部等を含む。送受信部は、同軸ケーブル(cable)を介して、超音波プローブ10と接続されており、超音波プローブ10の圧電素子を駆動するための電気信号を発生し、受信した反射超音波エコーの初段増幅も行う。また、送受信部は、駆動電圧可変手段を有し、超音波エコーの送信を行う際の駆動電圧を調整し、ひいては被検体8内の超

50

音波が有する音圧の大きさを変化させる。

【0052】

Bモード処理部は、送受信部で増幅された反射超音波エコー信号からBモード画像をリアルタイム(real time)で生成するための処理を行い、ドップラ処理部は、送受信部で増幅された反射超音波エコー信号から位相変化情報を抽出し、リアルタイムで、周波数偏移の平均周波数値である平均速度、パワー(power)値、分散といった、血流情報を算出する。

【0053】

画像メモリ104は、画像取得部109で取得されたBモード画像情報、ドップラ画像情報および3次元画像情報等を保存する、大容量メモリである。3次元画像情報は、撮像位置が異なるBモード画像情報およびドップラ画像情報を組み合わせた画像情報である。画像メモリ104は、例えばハードディスク(hard disk)等を用いて構成される。

10

【0054】

画像表示制御部105は、Bモード処理部で生成されたBモード画像情報およびドップラ処理部で生成された血流画像情報等の表示フレームレート(frame rate)変換、並びに、画像表示の形状や位置制御を行う。

【0055】

表示部106は、CRT(Cathode Ray Tube)あるいはLCD(Liquid Crystal Display)等からなり、Bモード画像あるいはドップラ画像等の表示を行う。

20

【0056】

入力部107は、キーボード(keyboard)、マウス(mouse)等からなり、オペレータにより、操作情報が入力される。入力部107は、例えば、Bモードによる表示あるいはドップラ処理の表示を選択するための操作入力、表示された画像情報に処理を行うための領域のカーソル(cursor)等による位置設定、関心領域の指定、Bモード処理およびドップラ処理の設定を入力する操作入力等が行われる。

【0057】

また、入力部107は、超音波プローブ10の圧電素子アレイを機械的に走査する際の、走査モード、機械走査の速度、最大振れ角度およびスキャン(scan)開始等の情報が、制御部108に入力される。

30

【0058】

制御部108は、入力部107から入力された操作情報および予め記憶したプログラム(program)やデータ(data)に基づいて、上述した超音波プローブ10を含む超音波撮像装置100各部の動作を制御する。例えば、制御部108は、入力部107から入力される超音波プローブ10の走査モード、機械走査の速度、最大振れ角度およびスキャン開始等の情報に基づいて、超音波プローブ10内部での圧電素子アレイの位置を制御する。

【0059】

また、制御部108は、リアルタイムに更新される画像メモリ104に保存された3次元断層画像情報を用いて、被検体に投与された造影剤を破壊する第2の超音波ビームである破壊超音波ビームの制御を行う。なお、この制御については、後に詳述する。

40

【0060】

図2は、超音波プローブ10の内部構造を示す断面図である。超音波プローブ10は、カバー(cover)51、把持部52、圧電素子アレイ17、結合流体47、並びに、機械走査部をなす駆動歯車21、駆動シャフト(shaft)24、ステッピングモータ(steping motor)28、ベルト(belt)33および回転制御部25を含む。ここで、カバー51および把持部52は、圧電素子アレイ17、結合流体47、並びに、機械走査部をなす駆動歯車21、ステッピングモータ28、ベルト33および回転制御部25を内包する容器を形成する。なお、図中に示されたx y z座標軸は、この座

50

標軸が存在するすべての図面で共通する座標軸であり、図面相互の位置関係を示す。ここで、x軸は電子走査方向を向き、y軸は機械走査方向を向き、z軸は把持部52の長手方向を向いている。

【0061】

カバー51は、半透明の膜からなり、円弧状に機械走査される圧電素子アレイ17の軌道に沿った円弧状の形状を有する。カバー51は、圧電素子アレイ17で発生される超音波および被検体8からの反射超音波エコーを、低損失で通過させる音響インピーダンス (impedance) の材質とされる。

【0062】

把持部52は、成形可能なプラスチック (plastic) 等からなり、オペレータが超音波プローブ10を、容易にしかも確実に保持できる形状とされる。

【0063】

圧電素子アレイ17は、コンベックス (convex) 状のリニア (linear) 走査型探触子である。このリニア走査型探触子は、機械走査方向と概ね直交する電子走査方向に複数の圧電素子が一次元的に配列させられた圧電素子アレイを有し、この配列に沿って電子的な走査を行う。

【0064】

機械走査部は、機械走査方向に圧電素子アレイ17を走査する。機械走査部は、電子走査方向を向く首振り手段である駆動シャフト24を有する。そして、駆動シャフト24の回転により、圧電素子アレイ17のカバー51と接する探触子表面は、機械走査方向に円弧状の軌道を描く首振り動作を行う。なお、圧電素子アレイ17が存在するカバー51の内側は、結合流体47で満たされており、圧電素子アレイ17およびカバー51の間の音響的な結合を、損失の少ない状態とする。

【0065】

駆動シャフト24は、駆動歯車21、ベルト33を介してステッピングモータ28と機械的に接続される。ステッピングモータ28は、回転制御部25からの制御パルス (pulse) の入力により、高精度で目的とする所定角度の回転を行う。この回転により、機械的に接続された駆動シャフト24および駆動シャフト24に結合された圧電素子アレイ17が機械走査方向に回転する。

【0066】

回転制御部25は、ステッピングモータ28を駆動するパルスを発生するパルス発生部およびこのパルスを制御するパルス制御部を有する。回転制御部25は、画像取得部109からの制御情報に基づいて、ステッピングモータ28、ひいては圧電素子アレイ17の回転角度を制御し、圧電素子アレイ17に駆動シャフト24を回転中心とする首振り運動を行わせる。

【0067】

回転制御部25は、例えば、圧電素子アレイ17が被検体正面に向くz軸方向にある場合をホームポジション (home position) として、スキャンを行わない場合に常時停留される場所とする。回転制御部25は、オペレータにより入力される、撮像正面から測った圧電素子アレイ17の最大振れ角度情報および圧電素子アレイ17の機械走査方向への走査速度情報に基づいて、ホームポジションから所定の機械走査方向にスキャンを開始する。その後、回転制御部25は、オペレータによる入力部107からのスキャン停止の指示により、ホームポジションに圧電素子アレイ17を戻しスキャンを停止する。

【0068】

図3は、超音波プローブ10を用いて行われる電子走査方向および電子走査方向と概ね直交する機械走査方向のスキャン、並びに、このスキャンの際に取得される被検体8の内部に位置する3次元撮像領域9を、模式的に示した説明図である。超音波プローブ10は、圧電素子が配列される圧電素子アレイ17の電子走査方向に、入力部107から設定される第1の超音波ビームを照射しつつ電子走査を行い、2次元断層画像情報を取得する。

その後、超音波プローブ10は、電子走査方向と直交する機械走査方向に圧電素子アレイ17を移動させ、そこで電子走査を再び行い断層画像情報の取得を繰り返し行う。これにより、被検体8内部の3次元撮像領域9における、3次元断層画像情報を繰り返し取得する。なお、第1の超音波ビームは、被検体8内部の造影剤を破壊しない音圧とされる。

【0069】

図4は、取得される第1の領域である3次元撮像領域9および表示部106に表示される3次元撮像領域9の2次元撮像領域を示す説明図である。表示部106の2次元的な表示画面には、収集された3次元断層画像情報に含まれる特定の2次元撮像断面の画像情報が、リアルタイムに表示される。例えば、表示部106は、3次元撮像領域9に設定される直交3断面を、リアルタイムに表示することができる。

10

【0070】

直交3断面は、A断面81、B断面82およびC断面83からなる。A断面81は、x-z軸面と平行な断面であり、ホームポジションにおける電子走査方向の断面を示す。B断面82は、y-z軸面と平行な断面であり、機械走査方向の断面を示す。C断面83は、x-y軸面と平行な断面であり、超音波プローブ10が被検体8に接触する接触面と対向する対向断面である。なお、A断面81の機械走査方向位置、B断面82の電子走査方向位置およびC断面83の超音波プローブ10が被検体8と接触する接触面からの深さ位置は、入力部107からの指定により変更することができる。なお、図4に示した第1の領域である3次元撮像領域9には、門脈から入力する動脈血管およびこの動脈血管から分枝する3本の脈管が例示されている。動脈血管およびこれら脈管は、3次元的に広がる空間配置を有するものであり、2次元撮像断面の中にのみ納まるものではない。

20

【0071】

図5は、制御部108の機能的な構成を示すブロック図である。制御部108は、領域設定手段である3次元領域設定手段41、超音波ビーム(beam)制御手段42および送受信制御手段43を含む。3次元領域設定手段41は、3次元撮像領域9に第2の領域である高音圧照射領域を設定する。この高音圧照射領域には、第2の超音波ビームである破壊超音波ビームが照射される。この破壊超音波ビームは、高音圧照射領域において、造影剤を破壊する破壊音圧を有し、高音圧照射領域以外の領域では、破壊音圧未満の音圧を有する。

30

【0072】

超音波ビーム制御手段42は、第2の超音波ビームである破壊超音波ビームの音圧分布が、第2の領域である高音圧照射領域においてのみ、造影剤を破壊する音圧を有するように音圧分布を制御する。

【0073】

送受信制御手段43は、リアルタイム性を有する3次元断層画像情報の収集を損なわないように、被検体8の高音圧照射領域に破壊超音波ビームを送信する。

【0074】

ここで、領域設定手段である3次元領域設定手段41は、照射断面設定手段61、照射領域生成手段62、領域制限手段63、マーカ(marker)位置検出手段64および照射断面再設定手段65を含み、超音波ビーム制御手段42は、照射断面領域計測手段67、音圧分布算定手段68および音圧決定パラメータ(parameter)確定手段69を含み、送受信制御手段43は、ビーム置換手段70および撮像断面固定手段71を含む。これら3次元領域設定手段41、超音波ビーム制御手段42および送受信制御手段43の詳細な構成および機能については、つぎの制御部108の動作で詳しく説明する。

40

【0075】

つぎに、制御部108の動作について、図6を用いて説明する。図6は、制御部108の動作を示すフローチャート(flowchart)である。まず、オペレータは、超音波プローブ10を被検体8の撮像する部位に密着させ、3次元断層画像情報の収集を開始する(ステップS601)。表示部106には、図4に示すA断面81、B断面およびC断面等の2次元断層画像情報が表示される。

50

【 0 0 7 6 】

その後、オペレータは、超音波プローブ 10 を操作し、例えば電子走査を行う A 断面 8 1 に被検体 8 の肝臓、特に門脈から肝臓に入る動脈血管が、脈管に枝分かれする分枝部分を描出する（ステップ S6 0 2）。図 7 は、表示部 1 0 6 に表示された A 断面 8 1 の、一例を示す説明図である。図 7 には、肝臓内の動脈血管 7 5 が枝分かれして、脈管 7 2 ~ 7 4 となる分枝部分 7 1 が図示されている。動脈血管 7 5 および脈管 7 2 ~ 7 4 は、図 7 に図示される 2 次元断層画像情報の紙面と直交する厚み方向にも、3 次元的に広がる構造を有する。なお、動脈血管 7 5 中に示された矢印は、血流の流れる方向を示している。

【 0 0 7 7 】

その後、オペレータは、領域設定手段である 3 次元領域設定手段 4 1 により、高音圧照射領域設定処理を行う（ステップ S6 0 3）。図 8 は、3 次元領域設定手段 4 1 により行われる、高音圧照射領域設定処理の動作を示すフローチャートである。オペレータは、カーソル等を用いて、図 7 に示した様な分枝部分 7 1 の画像上に位置指定を行い、照射断面設定手段 6 1 は、この指定された位置情報に基づいて、A 断面 8 1 に照射断面領域を設定する。照射断面設定手段 6 1 は、この照射断面領域を、3 次元的な第 2 の領域である高音圧照射領域の A 断面とする。

10

【 0 0 7 8 】

図 9 (A) は、図 7 に示す A 断面 8 1 に照射断面領域 9 1 を設定した場合の一例を、示したものである。図 9 (A) には、動脈血管 7 5 が分枝部分 7 1 で枝分かれして、脈管 7 3 に至る入り口部分に照射断面領域 9 1 が設定されている。照射断面領域 9 1 は、脈管 7 3 に流入する血流を、すべて被うように血管壁に沿って設定される。

20

【 0 0 7 9 】

その後、オペレータは、入力部 1 0 7 の制限距離入力キー (key) から、領域制限手段 6 3 に厚み方向の高音圧照射領域の長さである制限距離を入力する（ステップ S8 0 2）。領域制限手段 6 3 は、この制限距離を用いて、高音圧照射領域の厚み方向の長さを、この制限距離以内とする。なお、この制限距離は、概ね照射断面領域 9 1 の脈管 7 3 が有する血管の直径を若干越える程度の大きさにされる。

【 0 0 8 0 】

その後、照射領域生成手段 6 2 は、照射断面領域 9 1 および制限距離の情報に基づいて、3 次元的な第 2 の領域である高音圧照射領域を生成する（ステップ S8 0 3）。図 9 (B) は、照射領域生成手段 6 2 により、3 次元撮像領域 9 に生成された高音圧照射領域 9 2 を示す説明図である。高音圧照射領域 9 2 は、照射断面領域 9 1 を中心位置とする厚み方向に制限距離 9 3 を有する直方体の領域となる。なお、制限距離 9 3 は、血管の直径の大きさを若干越えているので、この直方体の領域は脈管 7 3 を含む。

30

【 0 0 8 1 】

その後、オペレータは、A 断面 8 1 の 2 次元断層画像情報にマーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 を設定する（ステップ S8 0 4）。図 1 0 (A) は、A 断面 8 1 の脈管 7 3 に照射断面領域 9 1 が設定される際に、この画像上に設定される円形のマーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 を示したものである。なお、このマーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 の位置情報は、マーカ位置検出手段 6 4 に入力される。

40

【 0 0 8 2 】

マーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 は、後述する様に、体動により生じる照射断面領域 9 1 の位置変化を検出する領域を指定するものである。従って、マーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 は、脈管 7 3 の移動を検出するのに適当な領域に設定される。図 1 0 (A) では、円形のマーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 の中心位置が、脈管 7 2 および 7 3 の分岐点 (マーカ領域 1 0 2)、脈管 7 3 および 7 4 の分岐点 (マーカ領域 1 0 3) および脈管 7 3 の A 断面 8 1 における先端部分 (マーカ領域 1 0 1) に一致するように、マーカ領域が設定されている。これらの点は、照射断面領域 9 1 の位置変化に連動して動くと共に、画像に先鋭点を含み、位置変化の検出が容易である。

【 0 0 8 3 】

50

その後、マーカ位置検出手段 6 4 は、照射断面領域 9 1 のマーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 に対する相対的な位置を、数値化する (ステップ S 8 0 5)。マーカ位置検出手段 6 4 は、照射断面設定手段 6 1 からの照射断面領域 9 1 の情報およびマーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 の位置情報に基づいて、各々の中心位置を求める。図 1 0 (B) は、図 1 0 (A) に示す A 断面 8 1 の画像から、動脈血管 7 5 およびマーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 のみを抽出して表示したものである。また、この画像中には、設定された照射断面領域 9 1 が図示されている。

【 0 0 8 4 】

図 1 0 (C) は、図 1 0 (B) に示された動脈血管 7 5、マーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 および照射断面領域 9 1 の図から、マーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 および照射断面領域 9 1 の中心位置 P のみを抽出したものである。マーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 の中心位置は、A, B, C で示されている。この際、点 C および P を通る直線と線分 A B の交点を D とし、点 B および P を通る直線と線分 A C の交点を E とする。ここで、マーカ位置検出手段 6 4 は、A D : D B および A E : E C の比を求め、この比を、A B C 点で代表されるマーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 に対する照射断面領域 9 1 の中心位置 P とする。そして、本高音圧照射領域設定処理を終了する。

10

【 0 0 8 5 】

その後、図 6 に戻り、超音波ビーム制御手段 4 2 は、超音波ビーム制御処理を行う (ステップ S 6 0 4)。図 1 1 は、超音波ビーム制御処理の動作を示すフローチャートである。照射断面領域計測手段 6 7 は、照射断面領域 9 1 の計測を行う (ステップ S 1 1 1)。この計測では、照射断面領域 9 1 が有する中心位置 P の深さ方向の深度位置、照射断面領域 9 1 が有する電子走査方向の領域幅 L を求める。また、照射断面領域計測手段 6 7 は、この中心位置 P に近接する、音線の音線番号を求める (ステップ S 1 1 2)。なお、音線は、圧電素子アレイ 1 7 の表面から被検体 8 の深度方向に送信される超音波ビームの浸入経路を示すライン (l i n e) で、音線番号は、圧電素子アレイ 1 7 の配列方向における、超音波ビームの送信位置を示すものとなる。

20

【 0 0 8 6 】

その後、超音波ビーム制御手段 4 2 は、破壊超音波ビームを被検体 8 に照射する場合の音圧決定パラメータである開口幅および駆動電圧の初期値を、音圧分布算定手段 6 8 に設定する (ステップ S 1 1 3)。開口幅の初期値は、音線番号ごとに設定される最大の開口幅とされる。最大の開口幅は、圧電素子アレイ 1 7 の配列方向の中心部で、撮像を行う際の 2 倍程度の開口幅とされる。駆動電圧の初期値は、撮像を行う際の半分程度の電圧にされる。ここで、超音波ビーム制御手段 4 2 は、音圧分布算定手段 6 8 により、設定された音圧決定パラメータの値を有する場合の、照射断面領域 9 1 およびその近傍における音圧分布を算定する。以下に、音圧分布算定手段 6 8 について述べる。

30

【 0 0 8 7 】

音圧分布算定手段 6 8 は、設定された音圧決定パラメータである開口幅および駆動電圧の情報を用いて、照射断面領域 9 1 の境界近傍の音圧を求める。音圧分布算定手段 6 8 は、水中の音圧振幅 P m を、スキャンパラメータ (s c a n p a r a m e t e r) 値および実験的に計測される水中の音圧分布から求める。所定のスキャンパラメータ値のもとの水中の音圧振幅 P m の分布は、例えば水中に設置されたハイドロフォン (h y d r o p h o n e) の移動等により、予め実験的に求められ、入力部 1 0 7 からの手入力または R O M 等へ書き込まれた不揮発性の情報として、予め音圧分布算定手段 6 8 に設定される。

40

【 0 0 8 8 】

図 1 2 は、取得される音圧分布関数の一例を示す説明図である。図 1 2 では、超音波プローブ 1 0 の被検体 8 との接触面から被検体 8 の内部に向かう深度方向を横軸 (z 軸) とし、照射される超音波が示す音圧振幅 P m を縦軸としている。ここで、横軸をなす z 軸は、被検体 8 と接触する超音波プローブ 1 0 の表面を原点とする。深さ方向の音圧分布は、焦点深度 F D の近傍位置において、最大音圧 P M a x を示し、その後は音圧を下げていく。

50

【0089】

図12に示した様な音圧分布関数 $P_m(Z)$ は、スキャンパラメータ値の変化により変化する。音圧分布を変化させるスキャンパラメータ値としては、超音波プローブ10の共振周波数等を含む探触子情報 T_y 、走査方向に行われる電子フォーカス (focus) の焦点深度 FD 、走査方向に同時駆動される圧電素子数を示す開口幅 AW 、アポダイゼーション (apodization) 情報 AP および圧電素子を駆動する駆動電圧 MV 等が存在する。これらスキャンパラメータ値により、実験的に求められた音圧分布関数 $P_m(Z)$ の値は、適正なものに補正される。この補正関数を f とすると、音圧分布関数 $P_m(Z)$ の値 PM は、

【0090】

$$PM = f(P_m, MV, T_y, FD, AW, AP, \dots)$$

と補正される。なお、補正関数 f は、複雑な関数形を有し、右側の演算部から、左側の補正された PM が求められる。

【0091】

深さ方向の音圧分布関数 $P_m(Z)$ に対して、焦点深度の位置において、深さ方向と直交する x 軸方向に広がる音圧分布を示すビームプロファイル (beam profile) は、計算により求められる。中心位置における音圧 PM に対する、 x 軸方向の相対音圧 PR は、 x 軸方向位置 X 、開口幅 AW 、焦点深度 FD 、アポダイゼーション情報 AP の関数となる。この関数を g とすると、

【0092】

$$PR = g(X, FD, AW, AP)$$

と現せる。 PR は、概ね開口幅 AW に反比例する。

【0093】

図13は、ビームプロファイルの一例を示す説明図である。横軸は、走査方向をなす x 軸方向の音線からの位置を示し、縦軸は、相対音圧をデシベル (decibel) で表示したものである。超音波ビームの中心位置 $x = 0$ では、音圧分布はピーク (peak) を示し、 x 軸方向の両サイド (side) に移動するに伴い音圧は低下する。従って、焦点深度 FD において、 x 軸方向の位置 X における音圧 $P(X)$ は、

【0094】

$$P(X) = PM \times PR$$

となる。

【0095】

ここで、照射断面領域91の境界近傍の音圧は、中心位置から領域幅 L の半分 $L/2$ だけ離れた位置の音圧により近似される。従って、焦点深度 FD に設定された照射断面領域91の境界近傍の音圧は、設定された開口幅 AW および駆動電圧 MV に対して、 $P(L/2)$ で求めることができる。

【0096】

その後、図11に戻り、音圧決定パラメータ確定手段69は、照射断面領域91の境界近傍の音圧 $P(L/2)$ が、造影剤の破壊音圧 PD となっているかどうかを判定する (ステップS114)。音圧決定パラメータ確定手段69は、 $P(L/2) < PD$ でない場合には (ステップS114否定)、開口幅 AW および駆動電圧 MV の少なくとも1つを変化させる (ステップS115)。例えば、 $P(L/2) < PD$ である場合には、駆動電圧 MV を上昇させるか開口幅 AW を増加させる。また、 $P(L/2) > PD$ である場合には、駆動電圧 MV を下降させるか開口幅 AW を減少させる。そして、ステップS114に移行し、再度照射断面領域91の境界近傍の音圧と破壊音圧との比較を行う。

【0097】

また、音圧決定パラメータ確定手段69は、 $P(L/2) > PD$ である場合には (ステップS114肯定)、この開口幅 AW および駆動電圧 MV が、照射断面領域91の内部で音圧を破壊音圧以上にし、照射断面領域91の外部で音圧を破壊音圧以下にするので、この値を、第2の超音波ビームである破壊超音波ビームを送信する際のパラメータ値として

10

20

30

40

50

設定し、本処理を終了する。

【0098】

その後、図6に戻り、オペレータは、被検体8に造影剤を投与し(ステップS605)、送受信制御手段43のビーム置換手段70を選択し、第1の領域である3次元撮像領域9の撮像を開始する(ステップS606)。ビーム置換手段70は、超音波プローブ10を用いた3次元断層画像情報の収集を行う際に、照射断面領域91が存在する音線番号位置で、第2の超音波ビームである破壊超音波ビームを送信し、断層画像情報を取得するための送受信を行わない。従って、ビーム置換手段70は、3次元断層画像情報の収集をいつつ、造影剤の破壊を行うので、表示されるA断面81の表示フレームレートは、造影剤の破壊により影響を受けない。なお、投与される造影剤は、造影剤の破壊音圧未満であれば、超音波ビームの繰り返し照射により、繰り返し造影効果が出現するもの(Sonazoid;登録商標)が用いられる。

10

【0099】

その後、制御部108は、表示部106にA断面81を表示し(ステップS607)、図9(A)に示した2次元断層画像情報の変化を観察する。ここで、脈管73への血流の入り口である照射断面領域91には、逐次破壊超音波ビームが照射される。従って、脈管73のマーカ領域101が存在する先端部分に造影剤が流入することは防止される。一方、脈管72および74に流入する造影剤は、破壊されることがないので、脈管72および74の末梢血管部分から、各脈管の支配領域をなす組織に吸収される。

20

【0100】

図14は、A断面81のこの状態を、模式的に示した説明図である。図14には、脈管72~74の各脈管に対する支配領域86~88が図示されている。支配領域86および88は、造影剤が流入し、細胞に吸収されるので、高輝度領域を形成する。一方、支配領域87は、造影剤が流入しないので、低輝度領域を形成する。これにより、脈管73の支配領域87を、実験的に確認することができる。

【0101】

その後、オペレータは、脈管73の支配領域87を観察しつつ、撮像を継続するかどうかを判定する(ステップS608)。オペレータは、脈管72および74の支配領域86および88に造影剤が一層蓄積され、支配領域87を一層明瞭に認識したい場合には、撮像を継続し、A断面81の表示を継続する(ステップS608肯定)。また、オペレータは、支配領域87の観察が終了した場合には撮像を終了し(ステップS608否定)、3次元断層画像情報の収集を停止して(ステップS609)、本処理を終了する。

30

【0102】

上述してきたように、本実施の形態では、脈管73の動脈血管75から分枝する入り口部分に照射断面領域91を設け、照射断面領域91を通過する造影剤に、造影剤を破壊する高い音圧の破壊超音波ビームを照射することとしているので、脈管72および74の支配領域86および88に造影剤が吸収される一方で、脈管73の支配領域87に造影剤が吸収されるのを防止し、支配領域87のみを低輝度領域としてA断面81に描出し、実際の脈管73の支配領域87を目視することができる。

40

【0103】

また、本実施の形態では、送受信制御手段43は、ビーム置換手段70により、3次元断層画像情報の収集の最中に、第2の超音波ビームである破壊超音波ビームの送信を行うこととしたが、別途、撮像断面固定手段71を設け、撮像断面固定手段71により、機械走査方向の走査を停止し、同一撮像断面の電子走査を繰り返し、A断面81の画像を高いフレームレートで取得することもできる。なお、この方法は、破壊超音波ビームを第2の領域である高音圧照射領域に照射する繰り返し周期が早くなるので、高音圧照射領域を、血流が高速で流れる際に用いることができる。

【0104】

また、本実施の形態では、照射領域生成手段62は、高音圧照射領域として、機械走査方向に当たる厚み方向に照射断面領域を拡張した直方体状の領域を用いたが、照射断面領

50

域 9 1 の平均画素値と、閾値内で一致し、しかも隣接する厚み方向の 3 次元同画素値領域を算出し、この 3 次元同画素値領域の、A 断面 8 1 を中心にして厚み方向の幅が制限距離内の領域を高音圧照射領域とすることもできる。

【 0 1 0 5 】

また、本実施の形態では、高音圧照射領域の機械走査方向に当たる厚み方向は、オペレータにより、高音圧照射領域設定処理のステップ S 8 0 2 で、制限距離として設定される。この制限距離が、破壊音圧ビームの厚み方向の厚さより長いものとなる場合には、電子走査方向の音線番号は、同一のままで、厚み方向位置が異なる複数フレームで第 2 の超音波ビームである破壊超音波ビームを被検体 8 に照射し、高音圧照射領域の全域で造影剤が破壊されるようにする。

10

【 0 1 0 6 】

また、本実施の形態では、領域設定手段である 3 次元領域設定手段 4 1 は、主ルーチン (routine) のステップ S 6 0 6 で撮像を開始した後、照射断面領域 9 1 は、固定のままとしたが、被検体 8 の体動による脈管 7 3 の位置変化を考慮し、照射断面領域 9 1 の位置を自動で補正する照射断面再設定手段 6 5 を備えることもできる。

【 0 1 0 7 】

図 1 5 は、3 次元領域設定手段 4 1 で行われる高音圧照射領域再設定処理の動作を示すフローチャートである。なお、この高音圧照射領域再設定処理は、3 次元断層画像情報の収集の最中、すなわち主ルーチンのステップ S 6 0 7 とステップ S 6 0 8 の間に行われるものである。マーカ位置検出手段 6 4 は、取得された A 断面 8 1 の 2 次元断層画像情報を用いて、照射断面設定手段 6 1 で設定されたマーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 の位置を検出する (ステップ S 1 5 1)。この検出では、マーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 で指定された領域、並びに、この領域およびマーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 の移動範囲を十分に含む様な円形の検索領域を設定する。例えば、マーカ領域 1 0 1 には、設定時のマーカ領域 1 0 1 を中心にして、マーカ領域 1 0 1 および 1 0 2 間距離の半分程度の長さに対応する半径の円形の検索領域を設定する。

20

【 0 1 0 8 】

図 1 6 (A) は、マーカ領域 1 0 1 の検索領域 1 1 1 の一例を示す図である。検索領域 1 1 1 は、設定された時点のマーカ領域 1 0 1 の位置を中心にして、半径が概ねマーカ領域 1 0 1 および 1 0 3 間距離の半分の長さを有する。マーカ領域 1 0 1 の位置は、体動により移動する。マーカ位置検出手段 6 4 は、マーカ領域 1 0 1 および検索領域 1 1 1 を 2 値化し、マーカ領域 1 0 1 を検索領域 1 1 1 内で移動させ、差分等のパターンマッチング (pattern matching) を行い、最もマッチングの良い位置を、新たなマーカ領域 1 0 1 の位置とする。マーカ領域 1 0 2 および 1 0 3 についても同様のことを行い新たなマーカ領域位置を求める。

30

【 0 1 0 9 】

その後、照射断面再設定手段 6 5 は、マーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 の新たな位置情報に基づいて、照射断面領域 9 1 の新たな中心位置 P を求める (ステップ S 1 5 2)。図 1 6 (B) は、照射断面再設定手段 6 5 による、照射断面領域 9 1 の新たな中心位置 P を求める方法を示した説明図である。照射断面再設定手段 6 5 は、マーカ領域 1 0 1 ~ 1 0 3 の新たな位置を A 、 B 、 C とすると、図 8 に示すステップ S 8 0 5 でマーカ位置検出手段 6 4 を用いて求めた、A D : D B および A E : E C の比と等しい比を有する D 、 E を、A 、 B 、 C に対して求める。そして、照射断面再設定手段 6 5 は、C D および B E の交点を、新たな中心位置 P とする。

40

【 0 1 1 0 】

その後、照射断面再設定手段 6 5 は、中心位置 P に近接する音線の音線番号を求め (ステップ S 1 5 3)、照射断面領域 9 1 の中心位置を P に移動する (ステップ S 1 5 4)。そして、照射領域生成手段 6 2 は、移動した照射断面領域 9 1 を用いて、新たな第 2 の領域である高音圧照射領域 9 2 を生成し (ステップ S 1 5 5)、本処理を終了する。

【 0 1 1 1 】

50

また、本実施の形態では、主ルーチンのステップS606で撮像を開始した後、第2の超音波ビームである破壊超音波ビームは、固定のままとしたが、上述した照射断面領域91の移動および被検体8の体動による脈管73の大きさの変化を考慮し、破壊超音波ビームを自動で制御することもできる。この制御は、図11に示した超音波ビーム制御処理と全く同様の制御を、照射断面領域91の移動および大きさの変化に基づいて行う。

【0112】

なお、照射断面再設定手段65は、上述のマーカ領域101～103の位置変化に基づいて、照射断面領域91の大きさを、脈管73の大きさに適合したものにすることができる。オペレータは、高音圧照射領域設定処理を行う際に、マーカ領域101～103の設定と同時に、マーカ領域間を結ぶ血管壁に沿った線分、例えば図10に示した例では、マーカ領域101およびマーカ領域102を結ぶ線分ACを指定する。以後、この線分ACは、概ね血管壁に沿った状態を維持していると考え、上述した新たな中心位置Pおよび線分AC間の距離は、血管径の半分の長さとなる。

10

【0113】

図17は、照射断面再設定手段65が、新たに検出されたマーカ領域101～103の中心位置A、B、Cから、大きさの異なる新たな照射断面領域94を求める方法を示す説明図である。マーカ位置検出手段64で検出されたマーカ領域の中心位置A、B、Cを用いて、 $AD : DB$ および $AE : EC$ が所定の比率となるDおよびEを求め、CDの線分およびBEの線分の交点から、新たな中心位置Pを求める。

20

【0114】

ここで、ACの線分が、血管壁に沿った状態のまま変化がないと考え、中心位置Pと線分ACの距離PFは、概ね血管径の半分となる。従って、照射断面再設定手段65は、中心位置Pに対して点Fと対称の点を通る矩形の領域を、新たな照射断面領域94として設定する。これにより、照射断面再設定手段65は、大きさが変化した脈管73を概ね被う大きさの照射断面領域を設定することができる。

【0115】

また、本実施の形態では、圧電素子アレイ17を機械的に走査する超音波プローブを用いたが、被検体8との接触面に2次元的に圧電素子が配列された超音波プローブを用いることもできる。この超音波プローブでは、3次元断層画像情報をすべて電子走査により、高速に収集することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0116】

【図1】超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】超音波プローブの構成を示す外観図である。

【図3】超音波プローブの電子走査および機械走査を示す説明図である。

【図4】超音波プローブで収集される3次元撮像領域および表示断面を示す説明図である。

【図5】実施の形態にかかる制御部の構成を示すブロック図である。

【図6】実施の形態にかかる制御部の動作を示すフローチャートである。

40

【図7】A断面に表示される肝動脈の分枝部分を例示する説明図である。

【図8】実施の形態にかかる高音圧照射領域設定処理の動作を示すフローチャートである。

【図9】オペレータにより設定される照射断面領域およびこの照射断面領域から生成される3次元的な高音圧照射領域を示す説明図である。

【図10】高音圧照射領域設定処理で行われるマーカ領域の設定および照射断面領域の相対位置の数値化を示す説明図である。

【図11】実施の形態にかかる超音波ビーム制御処理の動作を示すフローチャートである。

【図12】超音波ビームの音線上の音圧分布を示す説明図である。

50

【図 1 3】超音波ビームの焦点深度位置におけるビームプロファイルを示す説明図である。

【図 1 4】A 断面に描出される支配領域を示す説明図である。

【図 1 5】実施の形態にかかる高音圧照射領域再設定処理の動作を示すフローチャートである。

【図 1 6】マーカ領域位置の検出および照射断面領域の中心位置の算出を示す説明図である。

【図 1 7】検出されたマーカ領域位置から照射断面領域を生成する方法を示す説明図である。

【図 1 8】脈管およびその支配領域を示す説明図である。

10

【符号の説明】

【0 1 1 7】

1 肝臓

2 ~ 4 脈管

5 ~ 7 支配領域

8 被検体

9 3次元撮像領域

1 0 超音波プローブ

1 7 圧電素子アレイ

2 1 駆動歯車

2 4 駆動シャフト

2 5 回転制御部

2 8 ステッピングモータ

3 3 ベルト

4 1 3次元領域設定手段

4 2 超音波ビーム制御手段

4 3 送受信制御手段

4 7 結合流体

5 1 カバー

5 2 把持部

6 1 照射断面設定手段

6 2 照射領域生成手段

6 3 領域制限手段

6 4 マーカ位置検出手段

6 5 照射断面再設定手段

6 7 照射断面領域計測手段

6 8 音圧分布算定手段

6 9 音圧決定パラメータ確定手段

7 0 ビーム置換手段

7 1 撮像断面固定手段

7 1 分枝部分

7 2 ~ 7 4 脈管

7 5 動脈血管

8 1 A 断面

8 2 B 断面

8 3 C 断面

8 6 ~ 8 8 支配領域

9 1、9 4 照射断面領域

9 2 高音圧照射領域

9 3 制限距離

20

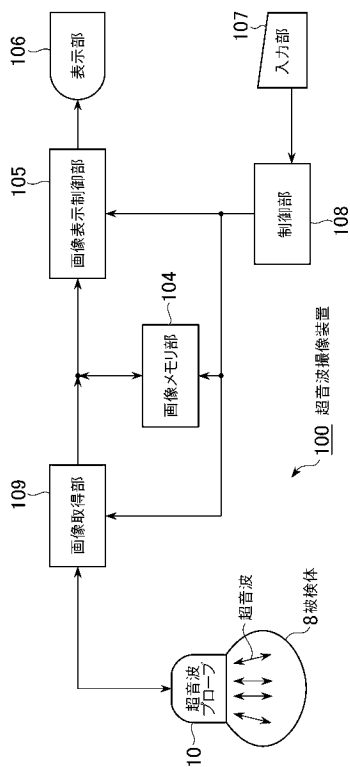
30

40

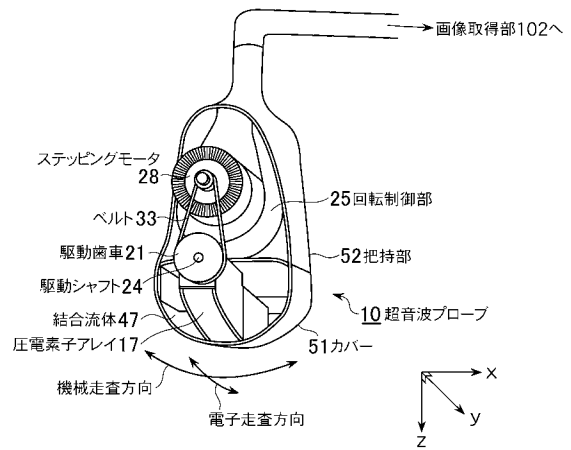
50

- 100 超音波撮像装置
- 101 ~ 103 マーカ領域
- 104 画像メモリ
- 105 画像表示制御部
- 106 表示部
- 106 表示部
- 107 入力部
- 108 制御部
- 109 画像取得部
- 111 検索領域

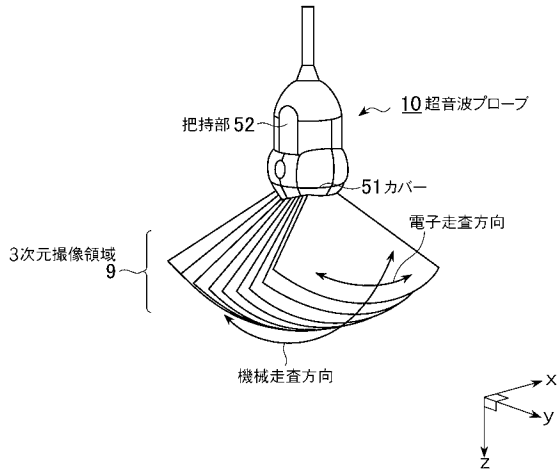
【 図 1 】



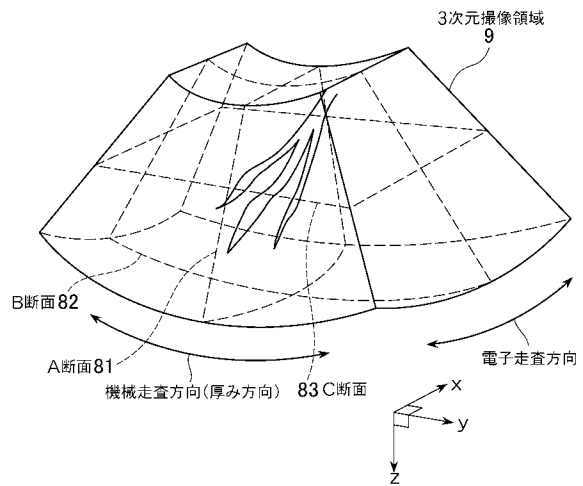
【 図 2 】



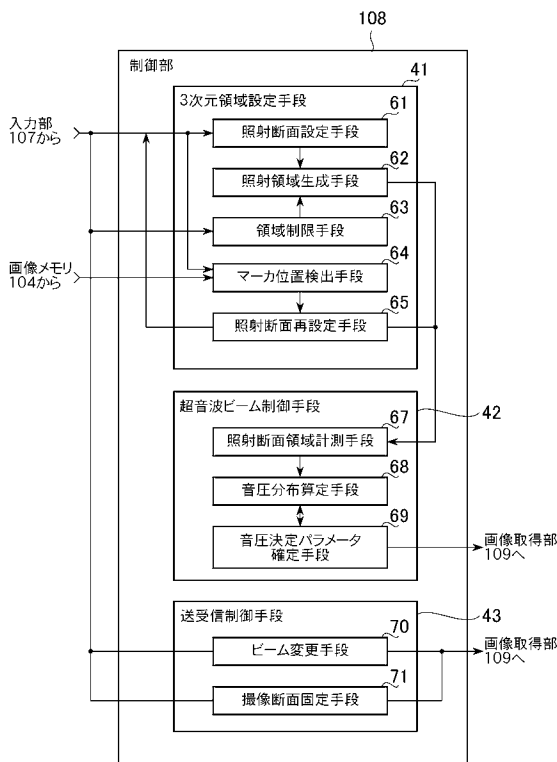
【 図 3 】



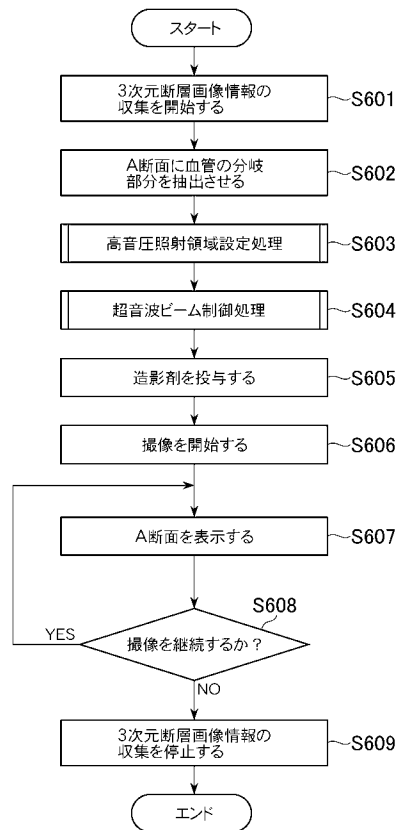
【 図 4 】



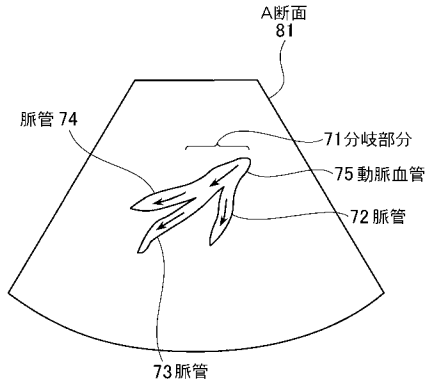
【 図 5 】



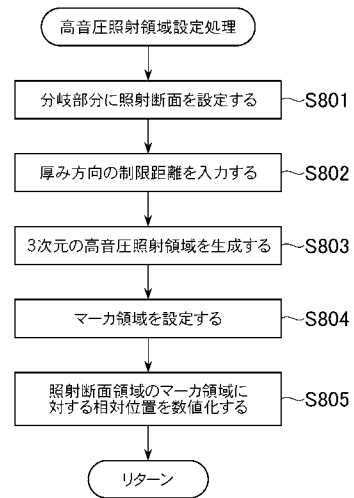
【 図 6 】



【 図 7 】

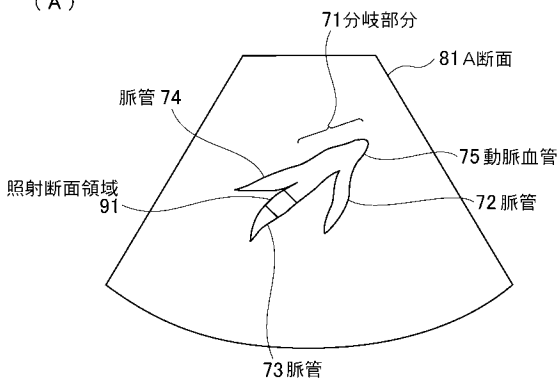


【 図 8 】

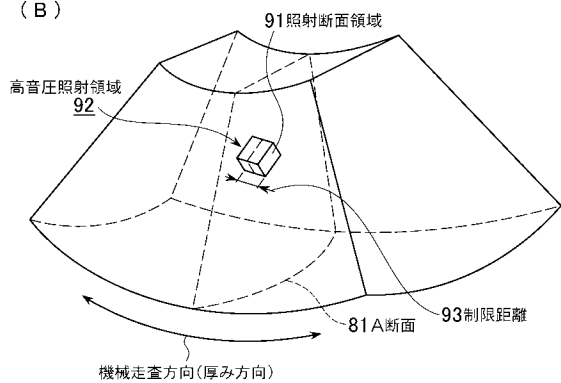


【 図 9 】

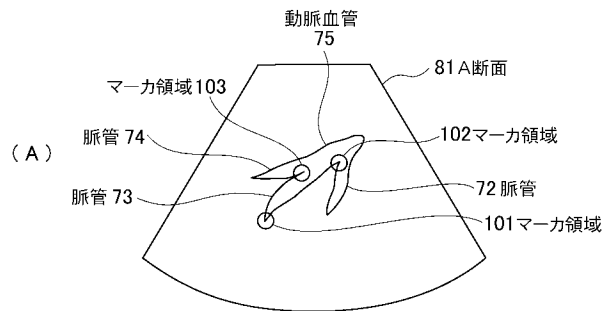
(A)



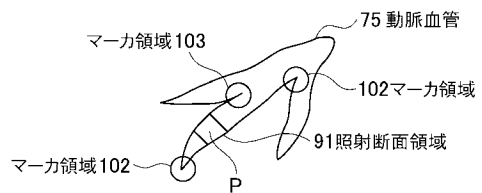
(B)



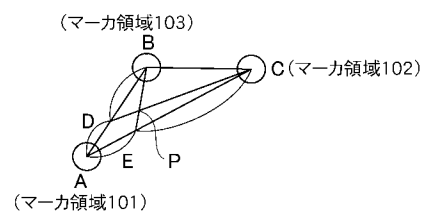
【 図 10 】



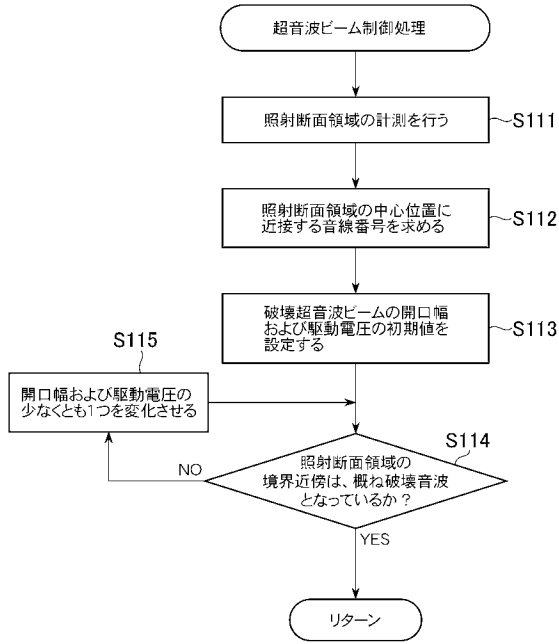
(B)



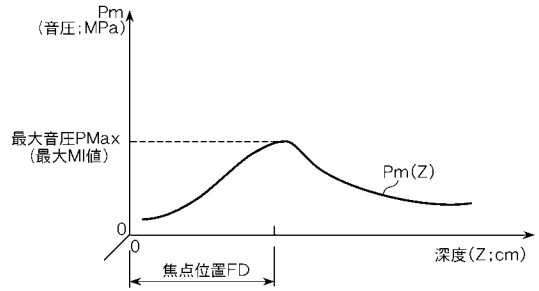
(C)



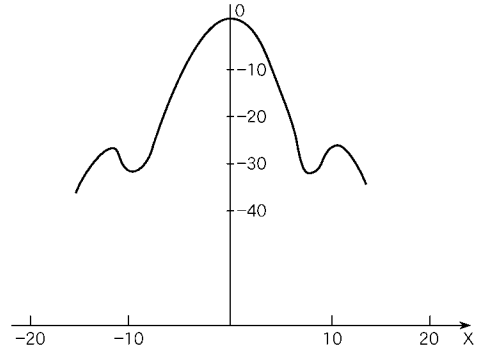
【 図 1 1 】



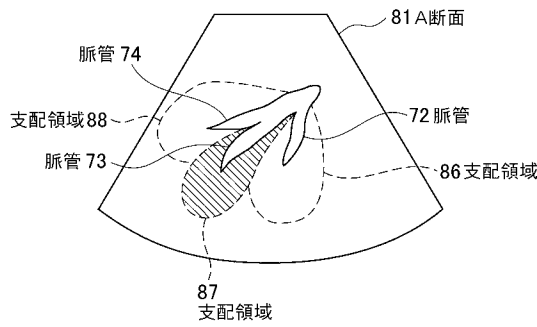
【 図 1 2 】



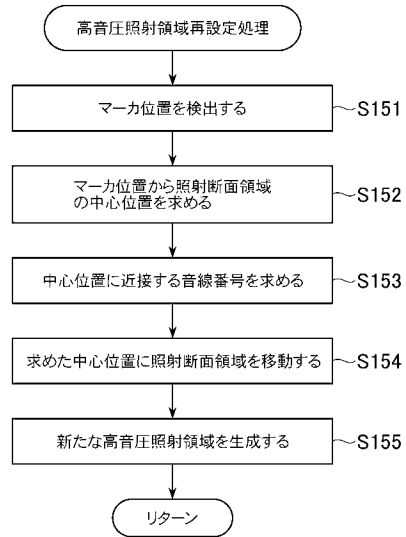
【 図 1 3 】



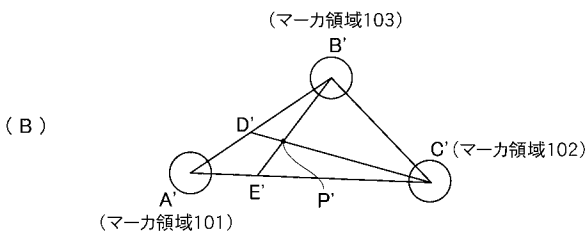
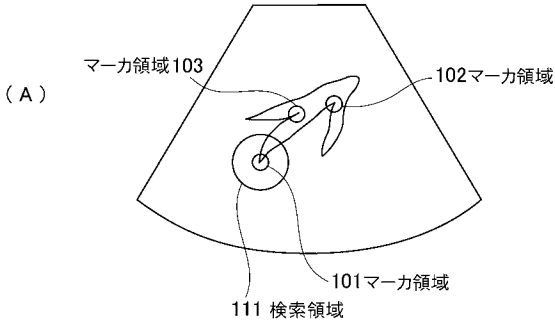
【 図 1 4 】



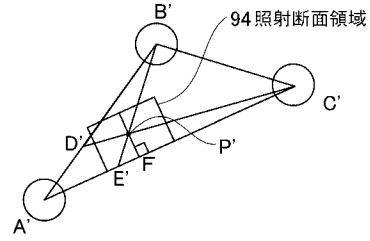
【 図 1 5 】



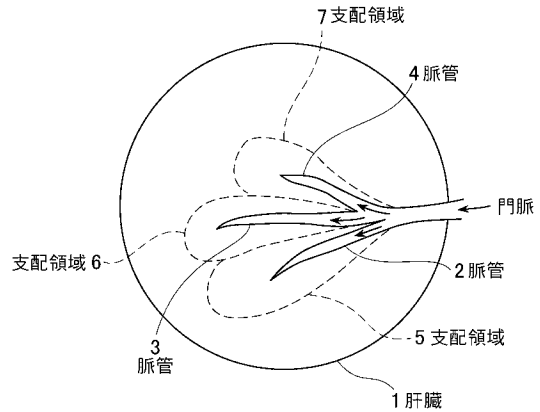
【図 16】



【図 17】



【図 18】



【手続補正書】

【提出日】平成20年8月18日(2008.8.18)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求項 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項 1】

造影剤を投与した被検体における 3 次元領域である第 1 の領域に第 1 の超音波ビームを照射し、前記第 1 の領域の 3 次元断層画像情報を収集する超音波プローブを備える超音波撮像装置であって、

前記造影剤を破壊しない音圧を有する前記第 1 の超音波ビームをより高い音圧にした第 2 の超音波ビームを照射する第 2 の領域を、前記第 1 の領域内に設定する領域設定手段と

前記第 2 の超音波ビームが前記第 2 の領域のみで前記造影剤を破壊する音圧になるようにして、前記超音波プローブによる前記第 2 の超音波ビームの照射を、前記第 1 の超音波ビームによる前記第 1 の領域における 3 次元断層画像情報の収集の最中に行う制御部とを備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求項 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項 3】

前記領域設定手段は、前記 3 次元断層画像情報を構成する 2 次元断層画像情報に前記第

2 の領域を設定し、

前記 2 次元断層画像情報に基づく画像を表示する表示部と、

前記表示部に表示された画像に前記第 2 の領域の照射断面領域を設定する照射断面設定手段とをさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波撮像装置。

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP2009261657A	公开(公告)日	2009-11-12
申请号	JP2008115243	申请日	2008-04-25
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	小出 徹雄		
发明人	小出 徹雄		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/4461 A61B8/483 G01S7/52041 G01S7/52063 G01S7/52085 G01S15/892 G01S15/894 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/HH16 4C601/HH24 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤亲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声成像设备，用于对构成肝脏的血管通道的主要区域进行成像，以在视觉上确认主要区域。解决方案：在超声成像设备中，照射截面区域91设置为从血管通道73的动脉血管75分支的入口部分，以及对应于用于破坏的高声压的第二超声波束的破坏超声波束。造影剂被施加到穿过照射截面区域91的造影剂。因此，造影剂被吸收到血管通道72和74的主要区域中，而防止造影剂被吸收到主要区域中。另外，只有血管通道73的主要区域作为低亮度区域投射到A部分81上，并且可以在视觉上识别血管通道73的实际主要区域。

