

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 340340

(P2001 - 340340A)

(43)公開日 平成13年12月11日(2001.12.11)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 17数)

(21)出願番号 特願2000 - 165539(P2000 - 165539)

(22)出願日 平成12年6月2日(2000.6.2)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株

式会社東芝那須工場内

(74)代理人 100083161

弁理士 外川 英明

F タ-ム (参考) 4C301 BB13 CC02 DD01 DD04 EE20

FF28 HH04 JB29 JC12 KK02

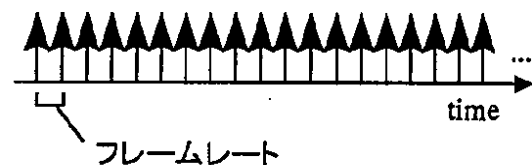
KK12 KK17 KK21

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

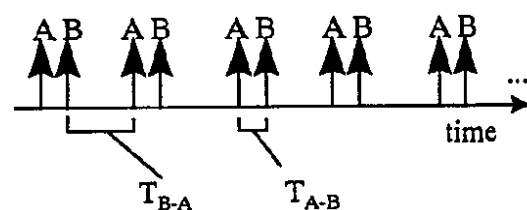
(57)【要約】

【課題】 パフュージョンと血管血流とを同時に映像化すること。

【解決手段】 微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体に対して、超音波ビームで三次元走査することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、所定の停止時間 T_{B-A} をおいてこの停止時間よりも短い所定のフレームレート T_{A-B} により、連続する少なくとも A、B 2 フレーム分の超音波ビームを繰り返し照射して前記被検体からのエコー信号を収集し、第 1 のフレームのエコー信号の集合と第 2 のフレームのエコー信号の集合とから、各々独立した三次元画像を形成するようにした。これにより、主にパフュージョンの情報を含む三次元画像と、主に血管血流の情報を含む三次元画像とを、それぞれほぼ同時に取得することができる。



(a)



(b)

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体に対して、超音波ビームで三次元走査することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、
 所定の停止時間においてこの停止時間よりも短い所定のフレームレートにより、連続する少なくとも 2 フレーム分の超音波ビームを繰り返し照射して前記被検体からのエコー信号を収集する送受信手段と、
 前記連続するフレームの内の第 1 のフレームのエコー信号の集合と第 2 のフレームのエコー信号の集合とから、
 各々独立した三次元画像を形成する三次元画像処理手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体に対して、超音波ビームで三次元走査することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、
 同一走査線に対して超音波ビームの照射を少なくとも 2 回繰り返ししながら走査線を順次切替えて 1 フレーム分のエコー信号を収集するとともに、所定の停止時間においてこの停止時間よりも短い所定のフレームレートにより、連続する少なくとも 2 フレーム分の超音波ビームを繰り返し照射して前記被検体からのエコー信号を収集する送受信手段と、
 この送受信手段により収集される前記同一走査線に関する 2 つのエコー信号同士を差分演算して差分信号を得る差分演算手段と、
 前記連続するフレームの内の第 1 のフレームの前記差分演算手段により得られた差分信号の集合と第 2 のフレームの前記差分演算手段により得られた差分信号の集合とから、各々独立した三次元画像を形成する三次元画像処理手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体に対して、超音波プローブを介して超音波ビームで三次元走査することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、
 前記超音波プローブの空間的位置情報を検出する位置情報検出手段と、
 この位置情報検出手段によって検出された前記超音波プローブの移動距離が、所定のしきい値を越えたときに、所定のフレームレートにより、連続する少なくとも 2 フレーム分の超音波ビームを繰り返し照射して前記被検体からのエコー信号を収集する送受信手段と、
 前記連続するフレームの内の第 1 のフレームのエコー信号の集合と第 2 のフレームのエコー信号の集合とから、各々独立した三次元画像を形成する三次元画像処理手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 微小気泡を主成分とする超音波造影剤を

投与した被検体に対して、二次元配列した超音波トランスジューサを有する超音波プローブを介して超音波ビームで走査することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、
 所定のフレームレートにより、仰角の異なる少なくとも 2 フレーム分の超音波ビームを繰り返し照射して前記被検体からのエコー信号を収集する送受信手段と、
 前記仰角の異なる第 1 のフレームのエコー信号の集合と第 2 のフレームのエコー信号の集合とから、各々独立した三次元画像を形成する三次元画像処理手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 前記送受信手段による少なくとも 2 フレーム分のエコー信号の収集を、被検体の心電図の所望時相に同期して行うことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記第 1 のフレームと第 2 のフレームとの信号を、それぞれ異なる映像モードの信号として収集することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 前記異なる映像モードは、B モードとカラードプラモードであることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記第 1 のフレームのエコー信号の集合と第 2 のフレームのエコー信号の集合とから、前記三次元画像処理手段によって形成された各々独立した三次元画像を、互いに空間的な位置を合わせて並列配置して表示することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】 前記第 1 のフレームのエコー信号の集合と第 2 のフレームのエコー信号の集合とから、前記三次元画像処理手段によって形成された各々独立した三次元画像を、互いに空間的な位置を合わせて重畳して表示することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】 前記第 1 のフレームのエコー信号の集合と第 2 のフレームのエコー信号の集合とから、前記三次元画像処理手段によって形成された各々独立した三次元画像は、互いに空間的な位置を合わせてピクセル毎に差分演算した差分像として表示することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】 前記三次元画像処理手段には、前記第 1 のフレームの差分演算をする前のいずれか一方のエコー信号の集合から独立した三次元画像を形成する処理手段を含み、前記三次元画像処理手段によって形成された各々独立した三次元画像を、互いに空間的な位置を合わせて重畳して表示することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】 微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体に対して、超音波ビームで三次元走査

することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、所定の停止時間においてこの停止時間よりも短い所定のフレームレートにより、連続する 2 フレーム分の超音波ビームを照射して前記被検体からのエコー信号を収集するとともに、第 1 のフレームは同一走査線に対して 1 回超音波ビームを照射しながら走査線を順次切換え、第 2 のフレームは同一走査線に対して超音波ビームの照射を少なくとも 2 回繰り返しながら走査線を順次切換える送受信手段と、前記第 1 のフレームのエコー信号の集合は、B モードの信号として収集され、前記第 2 のフレームのエコー信号の集合は、同一走査線に関する 2 つのエコー信号同士を差分演算して得られた差分信号として収集されて、各々独立した三次元画像を形成する三次元画像処理手段と、を具備し、この三次元画像処理手段によって形成された各々独立した三次元画像を、互いに空間的な位置を合わせて重畳して表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】 前記第 1 のフレームの信号および/または前記第 2 のフレームの信号は、エコー信号の基本波成分に対する高調波成分を多く含むことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】 前記三次元画像処理手段によって、前記第 1 のフレームのエコー信号の集合から形成された三次元画像を、所望の断面で切断したインターリーブ像としたことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 13 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】 前記三次元画像処理手段によって形成された各々独立した三次元画像の少なくとも一方をカラー表示することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 14 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、三次元画像を得る超音波診断装置に係り、特に、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を被検体に投与することにより、血管部の血流の状況や臓器実質などの血流の状況を観察するのに好適な超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波の医学的な応用は広範囲にわたり、被検体の断層像や血流速などが観察できる超音波診断装置は、その代表例の一つである。超音波トランスジューサから超音波ビームを被検体内へ放射すると、この超音波ビームは生体内を伝播していき、伝播途中における血管壁や臓器などの生体組織の境界すなわち、音響インピーダンスの不連続面で次々と反射が起り、エコー信号として超音波トランスジューサへ返ってくる。このエコー信号の振幅は当該不連続面での音響インピーダン

スの差に依存している。また、超音波ビームが血球や心臓壁などの移動体の表面で反射したとき、そのエコー信号は、ドプラ効果によって当該移動体のビーム方向の速度成分に依存して周波数偏移を受けることになる。超音波診断装置は、このようなエコー信号を処理することによって、生体の軟部組織の断層像を得たり、血流速などが観察できる非侵襲性の医用診断装置である。そして、X線診断装置、X線CT装置、MRI装置および核医学装置など他の医用モダリティに比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小型で比較的安価、放射線被曝がなく安全性が高い、血流イメージングが可能であるなどの特徴を有している。このため、循環器（心臓）、腹部（肝臓、腎臓など）、乳腺、甲状腺、泌尿器および産婦人科など広範な領域で超音波診断が行われている。また、操作が簡単で装置をベッドサイドへ移動させて検査を容易に実施できるなどの利点も備えている。

【0003】このような超音波診断の分野において、近年、心臓や腹部臓器などの検査を行う際に、被検体の静脈から超音波造影剤（以下、単に造影剤と称する。）を注入して、血流の状況を評価するコントラストエコー法が注目されている。造影剤を静脈から注入する手法は、カテーテルを用いて動脈から造影剤を注入する手法に比べて侵襲性が低いので、この評価法による診断が普及しつつある。ここで、造影剤の物理的な特性について簡単に説明する。超音波造影剤は、微小気泡（マイクロバブル）を主成分とするものが使用される。微小気泡は音響インピーダンスが非常に小さく、被検体内臓器や組織あるいは血液成分との音響インピーダンスの差が極めて大きいので、微小気泡からのエコー信号の強度が組織境界からのそれに比べて顕著に強く、造影剤として好適である。そして、造影剤の注入量や濃度が高いほど造影効果は大きくなる。この微小気泡を主成分とする造影剤としては、例えばガラクトースを主成分とするレボピスト（Levovist[®]；シェーリング社）が知られているが、エコー信号の強度を増強させる性質を備えていれば、他の微小気泡や材料を主成分とするものであってもよい。

【0004】ところで、微小気泡は、通常の診断に用いられる程度の超音波照射パワー（音圧）での超音波照射によって、短時間のうちに崩壊して消失するという性質をもっている。すなわち、水中（血液中）の気泡は音圧に対してバネのような 1 次振動の物理挙動を示すことが知られており、このとき気泡は、その大きさ（気泡の径）に依存した固有の共振周波数で振動する。そして気泡は、共振周波数のもとで最大振幅で振動し消失が促進される。なお、造影剤中の微小気泡は、数ミクロン程度の範囲で様々な大きさを有し、共振周波数は個々の微小気泡毎に相違するので、超音波照射によって消失する微小気泡はその極一部であると思われるが、実際には、送信波は或る程度の幅で周波数帯域が広がっているため

に、送信波の周波数帯域に含まれる共振周波数を有する大部分の微小気泡が瞬時に消失してしまうものと考えられている。臨床における被検体部位を考えた場合、関心領域（ROI）には血流によって造影剤が次々に供給されるわけであるから、1度の超音波照射によってその部位でほとんどの微小気泡が消失したとしても、次の超音波照射の時点で新しい微小気泡が同一関心領域に存在していれば、造影効果は維持されると想定される。しかし実際には、超音波送受信は通常1秒間に数千回行われること、および、血流速度が遅い臓器実質または比較的細い血管の血流の存在を考慮すると、これらの診断画像上では造影剤による輝度増強を確認する前に微小気泡は次々に消失してしまい、造影効果が瞬時に減弱することとなる。

【0005】このような超音波照射によって微小気泡が消失してしまう現象については、本発明者らは1つの研究発表を「67-95 フラッシュエコー映像法の検討（1）」、神山直久 他、第7回日本超音波医学研究発表会、1996年6月」にて行い、フラッシュエコーイメージングと呼ぶイメージング法によって、輝度増強が改善されることを報告し、その詳細は特開平8-280674号公報に開示されている。この映像法は原理的には、従来型の1秒間に数十フレームという速さで連続して行っていた超音波走査に代えて、数秒間に1フレームという間歇的な走査とすることにより、間歇期間（すなわち、超音波照射の停止時間）の間、走査領域（すなわち、関心領域）に割らずに充満させておいた微小気泡を、次の超音波走査によって一気に消滅させて、高いエコー信号を得ようとする手法である。このような新しい映像法の開発が進むのに伴って、超音波診断の分野でも、X線CTやMRIの分野と同様に、三次元画像に関する期待とニーズが高まっている。三次元画像は、二次元の断層像に加えて、その奥行き方向の情報を含めて立体的に、組織の形状や血管の走行の様子などをより明確に観察することができることが注目される所以である。

【0006】三次元画像を形成するには、被検体に対して三次元的な超音波走査を行って三次元的な画像データを取得する必要があるが、その手法には各種の試みがされている。その1つとして、超音波トランスジューサを二次元的に多数配列した二次元アレイ超音波プローブを用いて、三次元分布のエコー信号を同時に取り込むようにした手法が提案されている。また、別の手法として、従来型である超音波トランスジューサを一次元に多数配列した超音波プローブを用いて、比較的簡便に三次元分布のエコー信号を取り込む手法も知られている。この一次元配列の超音波プローブを用いる手法は、具体的には、位置センサを取付けた一次元配列の超音波プローブを、少しずつ空間的に移動させながら二次元断面を走査し、その断面のエコー信号とともに走査の位置情報を位置センサから同時に取り込み、記録していく手法であ

る。そして、所望の三次元空間を走査してデータを収集した後に、位置情報を参照しながら記録したデータを再構築して三次元画像を形成し、表示器に表示する。なおこの一次元配列の超音波プローブを用いる手法は、位置センサを用いずに実施される場合もある。この場合、超音波プローブを予め決められた速度と角度で被検体上を動かしながらエコー信号を取り込んでいき、各二次元断面のデータを空間的に配置することにより、三次元ボリューム像とするものである。よって、奥行き方向に関しては厳密には正確なデータが得られないものの、それでも被検体の三次元的な構造を把握するには十分な画像を提供することができる。これらの三次元画像の構築と表示は、特に近年の高速データ処理装置の進歩に伴って、非常に短時間に行えるようになってきた。

【0007】ところで、既に述べたように、造影剤としての微小気泡は、超音波を照射することによって容易に壊れてしまうことから、例えば、比較的大きな送信音圧で、ある1断面を連続的に観察した場合、比較的流入速度の速い血管の血流は、造影剤の効果によってよく映像化されるものの、毛細血管のような比較的流入速度の遅い組織の微小血流（以下、パフュージョンという。）は、微小気泡が消失してしまうため映像化されないこととなる。しかしながら、三次元イメージングを行う際は、結果的に以下の理由でパフュージョンを良好に映像化することができる。すなわち、三次元分布のエコー信号を取り込むために、超音波プローブを断層面に対して垂直な方向へ移動させることは、超音波の走査断面を、微小気泡がまだ消失していない新しい領域内に、次々と移動して行くことになるからである。なおこの方法は、1回の造影剤の投与に対して1回のみ可能であるか、あるいは再び造影剤が組織の微小血管に充満するまで待つ必要がある。このようなパフュージョンのエコー信号を基に再構築された三次元画像は、例えば、腫瘍の存在診断や鑑別診断に供せられて、大きな効果を発揮することが期待される。すなわち、肝臓内のパフュージョン空間内に輝度の低い球形の空間が存在しているような場合は、その部位は、乏血性の転移性肝臓癌であることが予想されるという具合である。さらに、超音波診断装置の計測機能を用いて、その部位の形状、体積などを同時に計測すれば、よりの確な診断情報を提供することが可能となる。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記のような被検体の静脈から造影剤を注入して、血流の状況を映像化するコントラストエコー法に基づき三次元画像を形成する手法に対して、種々の改善すべき課題がある。その1つは、造影剤としての微小気泡の消失現象の影響により、超音波プローブの移動速度にむら（すなわち、超音波プローブを比較的素早く動かしたり、ゆっくり動かしたりする場合の不均一性）があると、映像化し

たパフュージョンの輝度が異なってしまうことである。2つ目は、パフュージョンを映像化した場合、毛細血管に比べて血流速度の速い血管血流（以下、単に血管血流という。）のエコー信号は、組織血流にマスクされてしまい、逆に見え難くなることが起こるということである。この問題については、観察したい対象部位（血管）の血流の流入速度に応じて、超音波ビームを照射する間歇間隔（停止時間の間隔）を調整したり、超音波照射パワー（音圧）を調整したり、あるいは超音波プローブを動かす速度を調整するなどの対策を講じるることによって、血管血流または組織血流のいずれか一方を映像化するようにしていたが、パフュージョンと血管系とを同時に映像化したいという強い要望には応えることができなかった。本発明は、このような課題を解決し、パフュージョンと血管血流情報とを同時に取得した、三次元画像を形成することのできる超音波診断装置を提供することを目的としてなされたものである。

【0009】

【課題を解決するための手段】上述の課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体に対して、超音波ビームで三次元走査することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、所定の停止時間においてこの停止時間よりも短い所定のフレームレートにより、連続する少なくとも2フレーム分の超音波ビームを繰り返し照射して前記被検体からのエコー信号を収集する送受信手段と、前記連続するフレームの内の第1のフレームのエコー信号の集合と第2のフレームのエコー信号の集合とから、各々独立した三次元画像を形成する三次元画像処理手段とを具備すること

を特徴とするものである。これにより、主にパフュージョンの情報を含む三次元画像と、主に血管血流の情報を含む三次元画像とを、それぞれほぼ同時に取得することができる。

【0010】また、請求項2に記載の発明は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体に対して、超音波ビームで三次元走査することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、同一走査線に対して超音波ビームの照射を少なくとも2回繰り返ししながら走査線を順次切換えて1フレーム分のエコー信号を収集するとともに、所定の停止時間においてこの停止時間よりも短い所定のフレームレートにより、連続する少なくとも2フレーム分の超音波ビームを繰り返し照射して前記被検体からのエコー信号を収集する送受信手段と、この送受信手段により収集される前記同一走査線に関する2つのエコー信号同士を差分演算して差分信号を得る差分演算手段と、前記連続するフレームの内の第1のフレームの前記差分演算手段により得られた差分信号の集合と第2のフレームの前記差分演算手段により得られた差分信号の集合とが

ら、各々独立した三次元画像を形成する三次元画像処理手段とを具備することを特徴とするものである。この場合、三次元画像処理手段には、第1のフレームの差分演算をする前のいずれか一方のエコー信号の集合から独立した三次元画像を形成する処理手段を含み、三次元画像処理手段によって形成された各々独立した三次元画像を、互いに空間的な位置を合わせて重畳して表示するようにしてもよい。これにより、生体組織からのエコー成分を除き、造影剤によるエコーデータを反映した画像を得るという、いわゆるレート・サブトラクション・イメージング法の特徴を活かしながら、主にパフュージョンの情報を含む三次元画像と、主に血管血流の情報を含む三次元画像とを、それぞれほぼ同時に取得することができる。

【0011】また、請求項3に記載の発明は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体に対して、超音波プローブを介して超音波ビームで三次元走査することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、前記超音波プローブの空間的位置情報を検出する位置情報検出手段と、この位置情報検出手段によって検出された前記超音波プローブの移動距離が、所定のしきい値を越えたときに、所定のフレームレートにより、連続する少なくとも2フレーム分の超音波ビームを繰り返し照射して前記被検体からのエコー信号を収集する送受信手段と、前記連続するフレームの内の第1のフレームのエコー信号の集合と第2のフレームのエコー信号の集合とから、各々独立した三次元画像を形成する三次元画像処理手段とを具備することを特徴とするものである。これにより、必要十分な間隔でエコーデータを収集して、主にパフュージョンの情報を含む三次元画像と、主に血管血流の情報を含む三次元画像とを、それぞれほぼ同時に取得することができる。また、超音波プローブの移動速度に拘わらず、全ての断層像で造影剤によるエコー輝度を均質に取得できる。

【0012】さらに、請求項4に記載の発明は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体に対して、二次元配列した超音波トランスジューサを有する超音波プローブを介して超音波ビームで走査することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、所定のフレームレートにより、仰角の異なる少なくとも2フレーム分の超音波ビームを繰り返し照射して前記被検体からのエコー信号を収集する送受信手段と、前記仰角の異なる第1のフレームのエコー信号の集合と第2のフレームのエコー信号の集合とから、各々独立した三次元画像を形成する三次元画像処理手段とを具備することを特徴とするものである。これにより、間歇時間（停止時間）を設けることなく所定のフレームレートで連続して、主にパフュージョンの情報を含む三次元画像と、主に血管血流の情報を含む三

次元画像とを取得することができる。

【0013】なお、上記各請求項記載の発明において、2フレーム分のエコー信号の収集は心電図の所望時相に同期させて行ってもよい。また、第1のフレームと第2のフレームとの信号を、例えばBモードとカラードブラモードのように、それぞれ異なる映像モードの信号として収集してもよい。さらに、それぞれ取得した2フレーム分の三次元画像は、互いに空間的な位置を合わせて並列配置して表示したり、重畳して表示したり、あるいはピクセル毎に差分演算した差分像として表示したり、加えて、第1のフレームのエコー信号の集合から形成された三次元画像を所望の断面で切断したインターリーブ像として表示することができる。これらの表示形態により、組織構造と血管構造をより明確に把握することができる。

【0014】また、別の形態としての発明は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与した被検体に対して、超音波ビームで三次元走査することにより、当該走査領域の三次元画像を得てその画像を表示する超音波診断装置において、所定の停止時間においてこの停止時間よりも短い所定のフレームレートにより、連続する2フレーム分の超音波ビームを照射して前記被検体からのエコー信号を収集するとともに、第1のフレームは同一走査線に対して1回超音波ビームを照射しながら走査線を順次切換え、第2のフレームは同一走査線に対して超音波ビームの照射を少なくとも2回繰り返しながら走査線を順次切換える送受信手段と、前記第1のフレームのエコー信号の集合は、Bモードの信号として収集され、前記第2のフレームのエコー信号の集合は、同一走査線に関する2つのエコー信号同士を差分演算して得られた差分信号として収集されて、各々独立した三次元画像を形成する三次元画像処理手段とを具備し、この三次元画像処理手段によって形成された各々独立した三次元画像を、互いに空間的な位置を合わせて重畳して表示することを特徴としている。これにより、パフュージョン像の中で血管血流の構造が極めて明瞭に観察できるようになる。この場合も、背景となる画像をインターリーブ像として表示してもよい。なお、上記の各発明において、第1および/または第2のフレームの信号として、エコー信号の基本波成分に対する高調波成分を多く含む信号を受信するものとすれば、体表から中程度の位置で鮮明な画像が得られ、さらに、三次元画像処理手段によって形成された各々独立した三次元画像の少なくとも一方をカラー表示することにより、視認性をより高めることができる。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波診断装置の実施の形態について、図1ないし図2を参照して詳細に説明する。なお本発明は、被検体に造影剤を投与して、その染影度によって血流の状態を観察する場合

の、関心領域全てに適用することが可能であるが、以下に説明する種々の実施の形態では、肝臓実質あるいは心臓筋肉へ流入する造影剤の染影度から、血流の状況を把握するものとして説明する。図1ないし図5は、本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態を示した系統図である。図1示すように、この超音波診断装置は、装置本体11と、この装置本体11に着脱自在に接続され、被検体Pに超音波を送波するとともにそれに伴う被検体Pからの反射波を受波する超音波プローブ12と、オペレータの各種指示や情報あるいは各種設定条件などを、装置本体11へ与える操作パネル13とから構成されている。なお、超音波プローブ12は、電気信号を超音波に変換し、逆に超音波を電気信号に変換する圧電セラミックスなどの圧電素子から成る超音波トランスジューサを、アレイ状に多数配列したものである。また、操作パネル13は、トラックボール13a、キーボード13b、操作パネル回路13cなどを備えている。

【0016】装置本体11は、超音波プローブ12に接続される送信ユニット21と受信ユニット22を備えている。送信ユニット21は、図2に示すように、レートパルス発生器21a、送信遅延回路21b、パルサ21cを有している。レートパルス発生器21aは、超音波の送信レート（毎秒送信する超音波パルス数）を決定するためのレート周波数 f_r [Hz]（周期： $1/f_r$ [秒]）のパルス、例えば5kHzのレートパルスを発生する。このレートパルスは、送信チャンネル数分に分配されて、送信遅延回路21bへ供給される。この送信遅延回路21bには、後述するコントローラ31から、遅延時間を決めるタイミング信号が送信チャンネル毎に供給されるので、これにより、レートパルスは、超音波の指向性を決めるために必要な遅延時間をチャンネル毎に受けて、パルサ21cにトリガパルスとして与えられる。そして、トリガパルスに同期してパルサ21cから超音波プローブ12の超音波トランスジューサに個別に、または近隣グループ単位で中心周波数 f_0 の高周波の電圧パルスが印加される。この電圧パルスを受けて、超音波プローブ12の先端に設けられている超音波トランスジューサが機械的に振動し、これにより中心周波数 f_0 の超音波パルスが発生され、被検体Pへ放射される。この電圧パルスの発生間隔は、後述するようにコントローラ31によって制御される。

【0017】一方、超音波プローブ12から被検体Pへ放射された超音波パルスは、生体内を伝播していき、伝播途中の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射して、エコーとして超音波プローブ12へ返ってくる。このエコーの振幅は、反射することになった当該不連続面での生体の音響インピーダンスの差に依存している。また、超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射したときのエコーは、ドブラ効果により当該移動体のビーム方向の速度成分に依存して周波数偏移を受

けることになる。エコーが超音波プローブ 12 に返ってくると、超音波プローブ先端の超音波トランスジューサが機械的に振動し、これにより超音波トランスジューサは微弱な電気信号を発生する。この電気信号はチャンネル毎の受信信号として、受信ユニット 22 に取り込まれる。受信ユニット 22 は図 3 に示すように、プリアンプ 22a、A/D 変換器 22b、受信遅延回路 22c、加算器 22d を有している。受信ユニット 22 に導入される超音波のエコーに基づく超音波プローブ 12 からの電気信号は、チャンネル毎にまずプリアンプ 22a で増幅 10 される。増幅された電気信号は A/D 変換器 22b でアナログ信号からデジタル信号に変換され、受信遅延回路 22c で受信指向性を決めるために必要な例えば送信時と同様の遅延時間を与えられた後、加算器 22d で加算される。この加算により、受信指向性に応じた方向からのエコー成分が強調された 1 つのエコー信号が取得される。このような送信指向性と受信指向性により、送受信の総合的な超音波ビームが形成される。

【0018】図 1 に戻って、装置本体 11 には、受信ユニット 22 で受信されたエコー信号を順次処理する、レート信号演算回路 23、レシーバユニット 24、B モード DSC (デジタル・スキャン・コンバータ) 部 25、イメージメモリ回路 26、三次元演算回路 27、ドブラユニット 28、データ合成器 29 を有している。さらに、画像などを表示する表示器 30、超音波診断装置全体を制御する中枢的機能を司り、オペレータからの各種の指示や情報を装置本体 11 の各構成ユニットへ与えるとともに、動作モードや映像モードの設定、駆動タイミング、各種の演算などを制御するコントローラ 31 を備えている。レート信号演算回路 23 は、受信ユニット 22 から出力されるエコー信号を保持するメモリ機能を有し、2 つ以上のレートパルス信号に対して、例えば差分演算あるいは加算平均演算を行う機能を有している。そして、後述するレート・サブトラクション・イメージング (Rate Subtraction Imaging; RSI) 法を実行する際に本回路を利用するが、B モードを実行する場合は、エコー信号は本回路を単に通過する。次に、レシーバユニット 24 は、図 4 に示すようにエコーフィルタ 24a、対数増幅器 24b、包絡線検波器 24c から構成され、エコー信号の強度を視角的な輝度信号に変換し 40 て、形態情報画像 (すなわち B モード像) の信号を得ている。エコーフィルタ 24a は、通常高次のデジタルフィルタで構成され、例えば受信信号に含まれる高調波成分のみを通過させる。そして、通過した高調波成分を対数増幅器 24b で対数増幅した後、包絡線検波器 24c で包絡線信号すなわち B モード像の信号が得られる。

【0019】この超音波ビームが被検体内を伝播する過程で発生する高調波の反射波を受信して画像を生成する手法は、ハーモニックイメージング (Harmonic Imaging) と呼ばれているが、この手法は、特に超音波プロ 50

ーブから中程度 (例えば 2 cm から 10 cm) の間の距離で鮮明な画像が得られる特徴があり、近時多用されるようになった。従って、レシーバユニット 24 は、いわゆるハーモニックイメージング法を実施する場合に有効な帯域通過型フィルタとして機能し、さらに、信号の形状を整形して画像の全領域で均一なスペックルパターンを形成する目的でも使用される。ただし、深部の画像を描出しようとする場合は、エコー信号の基本波成分を受信して画像を生成することになるので、エコーフィルタ 24a は、受信信号の基本波成分のみを通過させるものとする必要がある。レシーバユニット 24 の出力は、B モード DSC 部 25 へ供給され、超音波走査のラスト信号列を、ビデオフォーマットのラスト信号列に変換する。すなわち、レシーバユニット 24 から出力される B モード画像信号は、超音波走査に同期した信号なので、これをテレビ走査方式の表示器 30 に表示できるようにするために、DSC によって標準のテレビ走査に同期して読み出すことにより、走査方式を個別に変換している。そして、B モード DSC 部 25 の出力は、イメージメモリ回路 26 へ送られて記録されるとともに、データ合成器 29 へも供給される。データ合成器 29 は画像と設定パラメータなどの情報を並べたり、重ねるなどの合成処理を行い、そのビデオ信号を表示器 30 に対して出力する。これにより、被検体の組織形状を表す断層像が表示器 30 に表示される。

【0020】受信ユニット 22 で受信されたエコー信号は、ドブラユニット 28 にも供給されている。ドブラユニット 28 は図 5 に示すように、直交検波器 28a、クラッタ除去フィルタ 28b、ドブラ偏移周波数解析器 28c、平均速度などを演算する演算器 28d、DSC 28e、カラー処理回路 28f などを持っている。直交検波器 28a は、受信ユニット 22 から供給されるエコー信号に、中心周波数 f_0 の参照信号とそれから 90 度移相した参照信号とをそれぞれ個別に掛け合わせ、この掛け合わせにより得られた信号それぞれから高周波成分を除去することにより、偏移周波数成分を持ったドブラ信号を取り出している。なお、このドブラ信号には、主に血球などの速い移動体での反射により周波数偏移を受けた高周波成分と、心臓壁などの遅い移動体での反射により周波数偏移を受けた低周波成分とが含まれている。

【0021】直交検波器 28a の出力はクラッタ除去フィルタ 28b へ供給される。クラッタ除去フィルタ 28b はハイパスフィルタとして機能し、主に血流などの速い移動体の反射により周波数偏移を受けた高周波成分 (血流成分) だけを通過させ、主に心臓壁などの遅い移動体での反射により周波数偏移を受けた低周波成分 (クラッタ成分) を除去するものである。クラッタ除去フィルタ 28b を通過して血流成分だけとなったドブラ信号は、ドブラ偏移周波数解析器 28c によって周波数解析されて、血球による偏移周波数が求められる。さらに、

この偏移周波数に基づいて、演算器 28d で血流速度（平均速度）とその分散および主に血流量（血球個数）を反映しているパワー（ドプラ信号の振幅の二乗）を演算して、血流情報画像（すなわち血流像）の信号を得る。この血流情報画像の信号も超音波走査に同期した信号なので、DSC 28e にてテレビ走査に同期した信号に変換した後、カラー処理回路 28f へ供給して、カラー処理された血流の速度情報やパワー情報などがカラーフローデータとして得られる。このカラーフローデータは、データ合成器 29 にて B モード DSC 部 25 からの出力である被検体の組織形状を表す B モード像と合成され、B モード像を背景とする血流情報画像が CFM（カラーフローマッピング）像として得られる。この CFM 像は、表示器 30 に、通常 B モード像部分は白黒で、血流情報画像部分はカラーで表示されるとともに、血流情報画像部分は選択的に表示できるようになっている。

【0022】ドプラユニット 28 の出力は、既に述べたイメージメモリ回路 26 へも送られて記録される。イメージメモリ回路 26 は、B モード DSC 部 25 の出力およびドプラユニット 28 の出力を、それぞれ超音波走査のラスト信号列あるいは、テレビ走査のラスト信号列のいずれか一方または両方の形態で記憶するメモリを有している。よってこの情報は、例えば診断の終了後にオペレータが読み出して利用することができる。この場合、イメージメモリ回路 26 に記憶されていた画像データは、データ合成器 29 を介して表示器 30 に表示されるが、記憶されているデータが超音波走査に同期したデータの場合には、DSC を経由した後、データ合成器 29 を介して表示器 30 に表示される。また、イメージメモリ回路 26 に記憶されている画像データは、三次元演算回路 27 へ供給されて三次元画像の構築に用いられる。すなわち、イメージメモリ回路 26 に記憶されている複数フレームの画像データを、三次元空間に配置させ、断層面に垂直な方向に奥行きをもったボリュームデータを構築する。このようにして構築された三次元画像は、鳥瞰図あるいは透視図などの二次元座標に投影され、データ合成器 29 を介して表示器 30 に表示される。なお、超音波画像とともに、被検体の心電波形を表示するために、心電計（ECG）14 が用いられることが多い。この心電形 14 は、被検体 P の体表に電極を付着させて心電信号を得、その心電波形を心拍検出ユニット 32 を介してデータ合成器 29 へ送り、超音波画像と合成して表示器 30 に表示する。また、心電信号は心拍検出ユニット 32 を介して送信ユニット 21 へ供給され、心電波形に同期して画像データを収集する、いわゆる心電同期画像を得るためのトリガ信号としても使用される。すなわち、送信ユニット 21 に対して心電波形を供給して、所望の時相に同期させてパルス 21c から超音波プローブ 12 の超音波トランスジューサに電圧パルスを印加することにより、所望の時相に同期させて超音波走査を行う

ものである。

【0023】以上本発明に係る超音波診断装置の一実施の形態である基本的な回路構成について説明したが、次に、上記超音波診断装置による特徴的な種々の動作シーケンスについて説明する。図 6 は、超音波診断装置における画像取得のための送信タイミングを説明するために示したタイミングチャートであり、同図（a）は従来型の連続的な送受信モードの概念を示し、同図（b）は、本発明による間歇的な送受信モードの、基本的な概念を示したものである。この図において、上向きに並んでいる多数の矢印は、それぞれが 1 フレーム分の画像を取得するための送受信タイミングを示している。なお、以下図 6（b）に示した間歇的な送受信モードを、本発明の超音波診断装置による動作シーケンスの第 1 の実施の形態とする。

【0024】先ず、図 6（a）の従来型の連続的な送受信モードについて説明する。よく知られているように、超音波診断装置において単位時間に収集される画像の枚数は、超音波の速度、パルス繰返し周波数、走査密度、走査範囲などに依存して決まり、通常 20～40 枚（20～40 フレーム/秒）程度である。そして、このフレームの生成間隔をフレームレートと称しており、通常のフレームレート R は、 $1/20 \sim 1/40$ 秒程度である。なおフレームレート R は、前述のパルスレート f_r と 1 フレームを生成するために必要なパルス送信回数 N に関係し、 $R = f_r / N [\text{Hz}]$ （ N / f_r 秒）となる。このように、従来型の送受信モードは、取得するフレーム数に関係なく、フレームレート R で連続的に順次画像を取り込むようにしている。しかし、本発明では、被検体に静脈から、微小気泡を主成分とする造影剤を注入した後、図 6（b）に示すように、例えば 2 つのフレーム A、B のみの画像を、 T_{A-B} の時間間隔で取得するとともに、かつ、フレーム A とフレーム B の画像の取得を T_{B-A} の時間間隔（この時間は、超音波の送信を停止している時間であり、間歇時間と称している）で繰り返すように、超音波の送受信のタイミングを制御するものである。このような本発明の間歇的な送受信モードへの変更は、オペレータが操作パネル 13 のキーボード 13b などを使用して、コントローラ 31 へ指令を発することにより、従来型の連続的な送受信モードから適宜変更するものである。なお、フレーム A とフレーム B との 2 つのフレームの時間間隔 T_{A-B} は、従来型のフレームレート（ $R = 1/20 \sim 1/40$ 秒程度）と同様である。これに対して、間歇時間 T_{B-A} は、 $1/5 \sim 1/10$ 秒程度と、フレームレート T_{A-B} より大きく設定することが望ましい。これらの値は、超音波診断装置の他の条件に依存して予め設定されるか、あるいは、オペレータが任意に設定することも可能である。

【0025】そして、被検体 P に当てた超音波トランスジューサが一次元配列された超音波プローブ 12 を、断

層面に対して垂直な方向にゆっくり移動させるものとし、その間に超音波の送受信が行われる。そこで先ず、フレーム A の画像が取得され、続いて T_{A-B} 後にフレーム B の画像を取得する。さらに、間歇時間 T_{B-A} の後、次のフレーム A の画像が取得され、続いて T_{A-B} 後に次のフレーム B の画像を取得するように動作が繰り返される。このように本発明の間歇的な送受信モードによって取得された各フレームの画像データは、装置本体 11 の各ユニットで処理され、イメージメモリ回路 26 を経由して三次元演算回路 27 へ送られる。三次元演算回路 27 では、図 6 (b) に示したフレーム A の組のデータとフレーム B の組のデータとにより、A、B それぞれ独立した三次元再構成処理が施される。このようにして形成されたフレーム A の組の三次元画像と、フレーム B の組の三次元画像とは、後述するように、表示器 30 に並列的に表示したり、合成して重畳表示したりされる。

【0026】次に、上述のような本発明の送受信モードによって独立に取得された、2 つの三次元画像すなわち、フレーム A の組の三次元画像とフレーム B の組の三次元画像の特徴について、図 7 を参照して説明する。なお、図 7 は、超音波プローブ 12 を当てた被検体 P の断層面に垂直な断面を示すとともに、同図 (a) と (b) は、超音波プローブ 12 を断層面に垂直な方向 (矢印 12a 方向) へ均一な速度で動かしているときの経時変化を表している。さて、図 7 (a) は、間歇時間 T_{B-A} をおいて超音波が繰返し照射されて、フレーム A の画像データを取得する場合における被検体組織内の造影剤の状態を表している。すなわち、被検体組織内のうち領域 P101 は、既に超音波照射が行われたことによって、造影剤の微小気泡が消失してしまっていることを示している。そして、間歇時間 T_{B-A} は、通常のフレームレートより長い時間に設定されているので、フレーム A 分の超音波照射 (走査) は、微小気泡が消失していない新たな領域 P102 に対して行われる。よって、この領域 P102 からは、パフュージョンを反映したエコー信号が得られる。

【0027】一方、図 7 (b) は、フレーム A に続いて時間間隔 T_{A-B} 後に超音波が照射されて、フレーム B の画像データを取得する場合の被検体組織内の造影剤の状態を表している。この時間間隔 T_{A-B} は、通常のフレームレート程度に短い時間なので、超音波プローブ 12 が新たな領域 P102 へ移動するには時間が不十分であり、主に微小気泡が消失してしまった領域に再び超音波を照射する (走査する) ことになる。よって、ここではパフュージョンのエコー信号は得られない。しかし、パフュージョンのエコー信号に代わって、流入速度の速い血管血流のエコー信号が観察可能となる。なお、時間間隔 T_{A-B} が非常に短い場合や、超音波の照射音圧が比較的高い場合は、フレーム B には造影剤による血管血

流のエコー信号も観察されなくなる。言い換えると、このときフレーム B には、造影剤とは無関係な組織の B モード画像が得られることになる。このような理由によって、フレーム A の組とフレーム B の組との、個別に形成された 2 つの三次元画像は、以下の特徴を有している。すなわち、フレーム A の組によって形成された三次元画像は、パフュージョンを優位に反映した画像であり、フレーム B の組によって形成された三次元画像は、造影剤注入前に相当する組織の形態および血管血流を優位に反映した画像である。この両者を同時に観察することは、造影剤による輝度上昇を比較したり、あるいは組織血流の分布に対応した組織の構造の把握に有用となる。言うまでもなく、2 つのデータが得られる時間差は非常に短いため、形態的な動きの差はほとんどないので、両者を比較するうえに極めて好都合である。さらに、従来であれば、造影剤の投与前と投与後の比較的長い時間間隔で、2 つのデータを取得する必要があることに比べると、本発明の手法は非常に有利な手法であると言える。

【0028】次に、本発明の超音波診断装置による動作シーケンスの第 2 の実施の形態について、図 8 および図 9 を参照して説明する。第 2 の実施の形態としての動作シーケンスは、レート・サブトラクション・イメージング (Rate Subtraction Imaging; RSI) 法に本発明を適用したものである。なお、RSI 法については、本発明者による発明として特開平 8-336527 号公報に開示されており、また、二次元断層像についての本手法の妥当性について、「2-7-9 超音波造影剤の過渡現象を利用した Subtraction Imaging の検討、神山直久他、日本音響学会 1999 年秋季講演論文集、1999 年」で既に報告している。そこで先ず、RSI 法について簡単に説明する。図 8 は、超音波プローブ 12 によってセクタ走査を実施している様子を示したものである。なお、走査方式はセクタ走査に限らず、リニア走査、コンベックス走査など他の走査方式であってもよい。図 8 では、1 フレーム分の走査領域に 100 本の走査線 (ラスタ) が含まれるものとし、各走査線を走査順序に従って、符号 (1)、(2)、(3)、(4) ... (198)、(199)、(200) を付して識別している。そして、超音波ビームはレート周期 $1/f_r$ 秒で繰返し被検体 P へ送信され、次の送信までの間エコー信号が受信される。

【0029】そこで、同一走査線に対して超音波の送受信を例えば 2 回繰返す毎に、走査線を順次切換えていくようにする。このような動作を、最初の走査線から 100 本目の走査線まで行うことによって、1 フレーム分の走査を完了する。さらに、このような走査を、各フレームについて同様に繰返し実施する。従って、図 1 および図 3 で説明した受信ユニット 22 の加算器 22d には、同一点に関する 1 回目の送信によるエコー信号の検波データと、2 回目の送信によるエコー信号の検波デー

タとが、同期して供給されてそれぞれ加算される。さらに、加算器 22d の出力は、レート毎に時系列的にレート信号演算回路 23 へ供給される。このレート信号演算回路 23 は、図 9 に示すように、入力端に設けられた所定のタイミングで 2 系統に切替えられる電子スイッチ 23a、各系統毎に設けられたラインメモリ 23b、23c、このラインメモリ 23b、23c に保持された信号の差分を演算する差分演算器 23d とから構成されている。よって、レート信号演算回路 23 へレート毎に連続して供給されて来るエコー信号を、電子スイッチ 23a 10 によって信号 1 (図 8 における奇数番号による受信信号) と信号 2 (図 8 における偶数番号による受信信号) とに振り分けて、それらをラインメモリ 23b、23c にそれぞれ一旦保持した後、差分演算器 23d によって両信号の差分を演算する。従って、レート信号演算回路 23 からは、差分演算器 23d の演算結果としての差分信号 S と、演算前の信号 2 とが出力される。なお、信号 2 に代えて演算前の信号 1 を出力してもよい。これら信号 S と信号 2 (信号 1) は、それぞれレシーバユニット 24 以降で、別の信号として処理される。

【0030】ここで注目すべきことは、1 回目の送受信による信号 1 と、2 回目の送受信による信号 2 とには、造影剤と生体組織とからの反射現象に顕著な違いがあることである。すなわち、1 回目に送信された超音波は、造影剤と生体組織で反射されて信号 1 となる。そして、この 1 回目の超音波の照射によって造影剤である微小気泡の全部または一部が消失する。よって、2 回目に送信された超音波による信号 2 には、造影剤からの反射成分が確実に減少しており、生体組織からの反射成分は信号 1 と同様である。従って、信号 1 と信号 2 との差分をと 30 った差分信号 S は、消失した造影剤のみの反射データを反映したものとなる。以上が RSI 法の基本的な動作である。そこで、本発明の第 2 の実施の形態として、間歇時間 T_{B-A} をおいて所定のフレームレート (時間間隔 T_{A-B}) での 2 フレーム分、すなわち、フレーム A とフレーム B の画像を取得するものとし、その場合、2 つのフレーム共、同一の走査線に対して超音波の送受信を例えば 2 回 (N 回) 繰り返して、それぞれいわゆる RSI 法によりエコー信号を収集する。よって、フレーム A の信号について第 1 の信号 A1 と第 2 の信号 A2 が得られ、40 フレーム B の信号についても第 1 の信号 B1 と第 2 の信号 B2 とが得られる。さらに、フレーム A の第 1 の信号 A1 と第 2 の信号 A2 との差分信号 AS および、フレーム B の第 1 の信号 B1 と第 2 の信号 B2 との差分信号 BS も得られる。ここで、既に説明したように、フレーム A では主に組織とパフュージョンを反映したエコー信号が得られ、フレーム B では主に組織と流入速度の速い血管血流のエコー信号が観察可能となる。よって、フレーム A の差分信号 AS は、生体組織からの反射信号が除去されたパフュージョンのみを表したものとなり、フレー

ム B の差分信号 BS は、生体組織からの反射信号が除去された血管血流を表したものとなる。

【0031】次に、上述の本発明の超音波診断装置による、第 1 および第 2 の動作シーケンスによって得られる三次元画像の具体例について、図 10 ないし図 14 を参照して説明する。まず、図 10 は、第 1 の動作シーケンス (図 6 (b) および図 7 参照) によって得られた、例えばハーモニックイメージング法によるフレーム A とフレーム B の 2 つの三次元画像を、表示器 30 に並列に配置して表示するようにしたものである。すなわち、図 10 (a) は、フレーム A の組の三次元画像であり、図 10 (b) は、フレーム B の組の三次元画像である。そして、図 10 (c) は、フレーム A とフレーム B の 2 つのフレームの三次元画像を、互いに空間的な位置を合わせて、表示器 30 に並べて表示したものである。ここで、フレーム A の三次元画像は、組織の微小血流 (パフュージョン) を含む組織エコー像で構成され、一方、フレーム B の三次元画像は、血管血流を含む組織エコー像で構成される。これらは、並列に表示されて容易に両者を比較して観察することができる。また、オペレータによる操作パネル 13 からの指示により、画像の回転、拡大、縮小の他、ボリウム中の任意断面での切り出しなど、周知技術による一般的な三次元画像表示が可能となる。なお、ハーモニックイメージング法には、既に述べたように、エコー信号の基本波成分に対する 2 倍の高調波成分を多く含むような通過帯域を持つフィルタによって実現する方法の他に、位相が反転した 2 つの送信波を 2 回に分けて送信し、受信信号を加算することによって基本波成分をキャンセルさせ、2 倍の高調波を抽出するいわゆるパルスインバージョン法によって実現することもできる。このパルスインバージョン法を採用する場合は、同一走査線に対して超音波の送受信を 2 回繰り返す毎に、走査線を順次切換えていくものとし、そのとき、送信は、位相が反転した送信波を 2 回に分けて送信し、受信は、それぞれの受信信号を加算することによって、基本波成分のキャンセルされた 2 倍の高調波を抽出するものである。

【0032】次に、図 11 は、図 10 (a)、(b) に示したハーモニックイメージング法によるフレーム A の組とフレーム B の組の 2 つの画像データを基に、ピクセル毎に両者の輝度を差分演算した結果のフレーム差分像を表示器 30 に表示したものである。すなわち、図 11 (a) は、図 10 (a) と同様のフレーム A の組の三次元画像であり、図 11 (b) は、図 10 (b) と同様のフレーム B の組の三次元画像である。そして、図 11 (c) は、フレーム A とフレーム B の 2 つのフレームの画像データを、互いに空間的な位置を合わせてピクセル毎に差分演算することにより、表示器 30 に表示した三次元差分画像である。この差分像は、フレーム差分像であり (レート差分像とは異なる)、フレーム A とフレー

ム B との画像データのうち、不変な組織エコーはキャンセルされ、結果として、フレーム間で消失した造影剤（微小気泡）のエコー信号のみが抽出されて表示されることになる。よって、図 11 (c) に示した画像は、パフュージョンと血管血流の重なった画像となる。なお、この差分像は、図 1 に示したイメージメモリ回路 26 において、フレーム A とフレーム B との画像データの差分演算をした後、三次元演算回路 27 で三次元画像を生成するようにしてもよいし、三次元演算回路 27 において一旦フレーム A とフレーム B の 2 つの三次元画像を生成した後に、この三次元演算回路 27 内で差分像を得るようにしてもよい。

【0033】さらに、図 12 は、第 1 の動作シーケンスによりフレーム A の画像を得るとともに、第 2 の動作シーケンス（図 8 および図 9 参照）によりフレーム B の画像を得、これら 2 つの画像を重ねて表示器 30 に表示したものである。すなわち、図 12 (a) は、図 10 (a)、図 11 (a) と同様の、第 1 の動作シーケンスによって得られたフレーム A の組の三次元画像である。そして図 12 (b) は、第 2 の動作シーケンスによって得られたフレーム B の組の三次元画像であり、このフレーム A とフレーム B との三次元画像を、互いに空間的な位置を合わせて重畳することにより、図 12 (c) に示すような画像が表示器 30 に表示される。この場合、所定の停止時間においてこの停止時間よりも短いフレームレートにより、連続する 2 フレーム分の超音波ビームを照射して被検体からのエコー信号を収集するもので、フレーム A のエコー信号は、同一走査線に対して 1 回超音波ビームを照射しながら走査線を順次切換えて、B モードの信号として収集する。一方、フレーム B のエコー信号は、同一走査線に対して超音波ビームの照射を少なくとも 2 回繰り返しながら走査線を順次切換えるようにして得るとともに、図 9 で説明したように、同一走査線に関する 2 つのエコー信号同士を差分演算して得られた差分信号 S として収集する。そして、フレーム A とフレーム B の 2 つの組のフレームのエコー信号は、各々独立した三次元画像を形成する。よって、フレーム A の三次元画像は、パフュージョンのエコーを多く含む組織エコー像で構成され、一方、フレーム B の三次元画像は、血管血流のみの三次元画像となる。この両者は、図 12 (c) に示すように重畳表示されて、パフュージョンを含む組織エコー像の中で血管血流の構造が極めて明瞭に観察できるようになり、血管系の診断に大きく寄与することができる。なお、両者の識別の視認性を高めるために、フレーム A またはフレーム B の画像の一方あるいは両方にカラーコーディングを施し、別な色相のスケールで表示するのがよい。また、図 11 (c)、図 12 (c) に示したような、A、B 2 フレーム分の三次元画像を重畳表示する場合に、図 13 に示すように、フレーム A のパフュージョンを含む組織エコー像を所望の断面

で切断したインターリーブ像として、これにフレーム B の血管血流の三次元画像を、互いに空間的な位置を合わせて重畳して表示すると、組織構造と血管構造の把握がより容易となる。

【0034】なおさらに、図 14 は、第 2 の動作シーケンスによりフレーム A とフレーム B の画像を得て、これを重畳して表示器 30 に表示したものである。すなわち、フレーム A、フレーム B 共に、図 8 で説明した RSI 法による走査を行う。そして、フレーム A のエコー信号については、レート信号演算回路 23 から得られる第 1 の信号 A1 と第 2 の信号 A2 との差分信号 AS と、差分をとらない第 2 の信号 A2（または、第 1 の信号 A1 でもよい）とを、それぞれ三次元演算回路 27 まで送り、各々差分信号 SA と第 2 の信号 A2 との三次元画像を生成する。よって、第 2 の信号 A2 による三次元画像は、図 14 (a) に示すようなパフュージョンを含む組織エコー像となり、差分信号 SA による三次元画像は、図 14 (b) に示すような造影剤からのパフュージョンエコー像のみとなる。一方、フレーム B のエコー信号については、レート信号演算回路 23 から得られる第 1 の信号 B1 と第 2 の信号 B2 との差分信号 BS のみを、三次元演算回路 27 へ送り、その三次元画像を生成する。従って、この三次元画像は、図 14 (c) に示すような血管血流のみが映像化されたものとなる。その結果、図 14 (a)、(b)、(c) に示すような 3 種類の異なった画像が得られ、これらを互いに空間的な位置を合わせて重畳して、表示器 30 に表示する。よって、図 14 (d) に示すように、パフュージョンと血管血流との融合した三次元画像が得られる。この場合、例えば図 14 (a) の画像成分をグレースケール表示として、これに図 14 (b) の画像成分を青系の輝度スケールで重畳し、さらに、図 14 (c) の画像成分を赤系の輝度スケールで重畳して表示すれば、それぞれの識別が容易となる。

【0035】以上、図 1 に示した本発明に係る超音波診断装置の第 1 の実施の形態における第 1、第 2 の動作シーケンスと、これらの動作シーケンスにおける画像の表示モードの種々の形態について説明してきたが、必ずしも説明した事項だけに限られるものではない。例えば、上記動作シーケンスを心電図に同期させることにより、三次元データを取り込むことも可能である。すなわち、心臓のように拍動によって形状が大きく変化する臓器に対しては、心電計 14 からの心電信号を心拍検出ユニット 32 を介して送信ユニット 21 へ供給することにより、図 15 (a) に示す心電波形に同期したある時相のトリガに対して、図 15 (b) に示すようにフレームレート T_{A-B} によって、A、B 2 フレーム分の超音波の送受信を行ない、同一時相の画像データを走査面を変えながら複数取得すればよい。このとき、拍動の周期が間歇時間 T_{B-A} にほぼ相当する。そして、収集した画像

データは、既に述べたプロセスと同様に処理すればよい。

【0036】なお、これまでの説明では、間歇時間 T_{B-A} を置いてフレームレート T_{A-B} で A、B 2 フレーム分の送受信を行うものとしたが、2 フレーム分以上の送受信を行ってもよい。すなわち、本発明においてボリュームデータを 2 つ取得することの最大の目的は、パフュージョンが優位に描出できる画像と血管血流が優位に描出できる画像とを映像化することであるから、後者の画像を得る場合には、組織に充満した造影剤（微小気泡）を超音波の照射によってトータルに消失させる必要があるためである。よって、例えば 4 フレーム分の超音波を照射して、2 フレーム目と 3 フレーム目の超音波の照射は造影剤を消失させることを目的に行い、最後の 4 フレーム目をフレーム B に相当するデータとして取得すれば、これは血管血流を優位に描出できる画像となる。勿論、最初の 1 フレーム目はフレーム A に相当するデータとして取得され、これはパフュージョンを優位に描出できる画像である。さらに、第 2 の動作シーケンスとして説明した本発明を適用した RSI 法は、血管血流をカラー表示するカラードブラ法でも代替可能である。しかし、カラードブラ法は、1 走査線当たり 10 データ以上の送信を必要とするため、フレームレが低下してしまうという問題があるので、RSI 法により血管血流を描出するのが有効である。以上述べた本発明の第 1 の実施の形態によれば、主に組織とパフュージョンの情報を含む三次元画像と、主に組織と血管血流の情報を含む三次元画像とを、それぞれほぼ同時に取得して表示することができるので、従来よりも情報量の高い臓器の血流の様子などを三次元画像として観察することができる。

【0037】次に、本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施の形態について、図 16 ないし図 18 を参照して説明する。図 16 は、本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施の形態を示した系統図であり、図 1 に示した第 1 の実施の形態の系統図に対して、位置検出器 41、座標メモリ 42、距離演算回路 43 が付加されており、その他の構成は図 1 と同様である。よって、図 16 において、図 1 と同一部分には同一符号を付して示してあるので、その部分の説明は省略する。また、図 17 は、本実施の形態において、三次元走査を行う場合の一例を説明するために示したものである。この三次元走査は、図 17 (a) に示すように、超音波プローブ 12 の走査面を被検体 P の三次元領域で移動させて、その三次元領域内の各点からのエコー信号を収集するものである。すなわち、図 17 (b) に示すように、直交座標系の Z 軸を被検体 P の体軸に並行な軸とし、X 軸を被検体 P の体軸に水平な向きに直交する横方向（幅方向）の軸とし、Y 軸を被検体 P の体軸に垂直な向きに直交する前後方向（厚さ方向）の軸とすると、超音波プローブ 12 を被検体 P の X 軸を中心とした回転方向 α 、Y 軸を中心とした回

転方向 β 、および Z 軸を中心とした回転方向 γ に操作することによって、三次元データの収集が行われる。なお、この場合の、超音波プローブ 12 の被検体 P の面上の位置を基準位置 P0 とする。

【0038】そこで、位置検出器 41 は、超音波プローブ 12 と一体に取付けられた機械的な検出器であったり、または検出部のみを超音波プローブ 12 に直接取付けた例えば磁気センサなどであり、超音波プローブ 12 の空間的な位置情報を検出するものである。この位置検出器 41 は、超音波プローブ 12 の基準位置の座標 P0 (x_0, y_0, z_0) やその位置における角度 θ_α (X 軸を中心とした回転角度)、角度 θ_β (Y 軸を中心とした回転角度)、角度 θ_γ (Z 軸を中心とした回転角度) を検出し、これらの検出信号（位置情報）は、座標メモリ 42 へ供給され、記憶される。座標メモリ 42 に記憶されている位置情報は、距離演算回路 43 によって読み出され、超音波プローブ 12 を移動させながら取り込まれた複数の断層像相互間の距離を求め、位置情報とともにイメージメモリ回路 26 に記録されている画像のデータに付加するように、同回路 26 に書き込まれる。なお、順次収集されイメージメモリ回路 26 に記録された断層像のデータは、三次元演算回路 27 へ送られ、それぞれに対応する位置情報および走査線の振り角に基づいて三次元空間に配置され、実空間に応じたボリュームデータを構築する。そして、再構築された三次元画像は、鳥瞰図あるいは透視図などの二次元座標へ投射され、データ合成器 29 を経て必要なパラメータ値や心電波形などと重畳されて、表示器 30 に表示される。

【0039】ここで、上記の距離演算回路 43 の動作を、図 18 を参照して詳細に説明する。なお図 18 は、超音波プローブ 12 を断層面に垂直な方向（矢印 12b 方向）へ平行に移動させながら、複数の断層面 S1、S2、…、Si-1、Si において断層像を取得している場合の、断層面に垂直な方向から見た概念図である。そして、断層面 S1 と S2 との間の距離は d_2 で示し、以下順次、断層面 Si-2 と Si-1 との間の距離を d_{i-1} 、断層面 Si-1 と Si との間の距離を d_i で示している。この図からも明らかなように、オペレータが超音波プローブ 12 を手で移動させる場合には、均一な速度で動かしていると思っても、各断層面間の距離は多少ばらつくことが容易に推測される。これら断層面の位置情報は位置検出器 41 で検出され、位置検出器 41 からの位置情報は、座標メモリ 42 を介して距離演算回路 43 へ送られる。この際、位置情報をリアルタイムで監視し、前回の断層面 Si と現在の超音波プローブ 12 の位置によって予想される断層面 Si+1（このとき、超音波はまだ照射していない）との距離 d_{i+1} を計算する。そして、計算して得た距離 d_{i+1} を予め定めたしきい値 D と比較し、距離 d_{i+1} がしきい値 D よりも大きい ($d_{i+1} > D$) と判断された場合に、距離演算回

路 4 3 からコントローラ 3 1 へそれを知らせる信号を送る。よって、コントローラ 3 1 はこのタイミングで送信ユニット 2 1 のレートパルス発生器 2 1 a へ信号を送り、その結果、超音波プローブ 1 2 から被検体 P へ超音波が照射される。

【0040】このような、超音波プローブの空間的な位置情報を検出する位置検出器を備え、超音波プローブが所定距離移動する毎に、位置検出器からの位置情報に基づき超音波走査を実行して三次元データを収集する手法は、本発明者によって既に特願平 1 1 - 1 4 3 4 5 4 と 10 して提案されている。そこで、この手法に間歇的な送受信の動作シーケンスを適用することにより、本発明の第 2 の実施の形態を実現している。すなわち、超音波プローブ 1 2 の移動距離 d_{i+1} が、しきい値 D よりも大きいと判断されて、超音波が照射される 1 回のタイミングで、既に説明した 2 つのフレーム、すなわち、フレーム A とフレーム B との分の超音波走査を実行するものとする。ここで、フレーム A とフレーム B との間の距離（すなわち、フレームレート $R = T_{A-B} = 1/20 \sim 1/40$ 秒程度の間に動く、超音波プローブ 1 2 の移動距離）は d_i に比べて極めて短く、この 2 つのフレームは、ほぼ断層面 S_i に含まれることになる。よって、各断層面にフレーム A、フレーム B を分離して表記することは省略した。また、しきい値 D は、間歇時間 T_{B-A} に相当するものであり、1 回の超音波照射によってどの程度の空間領域の造影剤（微小気泡）が消失するかに依存し、超音波の送信周波数や送信音圧あるいは超音波プローブが有する音響レンズの焦点によっても変化する。よって、しきい値 D は、超音波診断装置のシステム仕様に基づき予め最適値が設定されるが、オペレータによ 30 って操作パネル 1 3 を介して任意に設定することも可能である。

【0041】なお、受信ユニット 2 2 でエコー信号を受信した以降の信号の処理や三次元画像の形成などは、第 1 の実施の形態と同様なので、それらの説明は省略するが、この場合もフレーム A の組によって形成された三次元画像は、パフュージョンを優位に反映した組織エコー像であり、フレーム B の組によって形成された三次元画像は、造影剤である微小気泡が消失した後の組織や血管血流の形態を反映した画像である。そして、形成された 40 フレーム A の組とフレーム B の組との 2 つの三次元画像は、図 1 0、図 1 1 と同様に表示器 3 0 に表示される。以上詳述したように、本発明の第 2 の実施の形態によれば、必要十分な間隔でエコーデータを収集して、三次元画像を構築することができる。そして、造影剤としての微小気泡が充満する領域を選択的に走査することが可能であり、エコー強度の高い断層像を得ることができる。同様に、超音波プローブ 1 2 の移動速度に拘わらず、全ての断層像で造影剤によるエコー輝度を均質に取得することができる。

【0042】次に、本発明に係る超音波診断装置の第 3 の実施の形態について、図 1 9 ないし図 2 1 を参照して説明する。この実施の形態は、超音波プローブ 1 2 として、図 1 9 に示すように、圧電セラミックスなどの超音波トランスジューサ 1 2 c を、二次元状に配列したものを 5 用いたものである。このような超音波トランスジューサ 1 2 c を二次元状に配列した、いわゆる 2 D アレイ超音波プローブとしては、例えば、一次元アレイと同様のチャンネル数を二次元的に有する 256×256 チャンネルのものが既に開発されており、この超音波プローブを用いることにより、被検体の空間内の任意の断面を走査することが可能である。本実施の形態では、このような 2 D アレイ超音波プローブを用いてもよいが、図 1 9 に示すような、幅方向は一次元アレイと同様のチャンネル数とし、厚み方向（レンズ方向）はそれよりも少ないチャンネル数とした、いわゆる 1 . 5 D アレイまたは 1 . 7 5 D アレイ超音波プローブ（例えば、 256×16 チャンネル）を用いて実現可能としている。なお、1 . 5 D アレイ超音波プローブは、任意断面の走査を行うことはできないが、超音波プローブを固定した状態で仰角（エレベーション）方向を変えて超音波を走査させることが可能である。よって、仰角方向の異なる断面の画像を得ることが可能となる。この場合、装置本体 1 1 としての全般的な構成は、図 1 に示したものと同様であるが、動作シーケンスは異なり、図 2 0 に示すような従来方式に相当する単純な連続走査の形式をとる。

【0043】すなわち、フレーム A の組のデータとフレーム B の組のデータとを、交互に所定のフレームレートで連続して取得することになるが、このとき、図 2 1 に示すように、フレーム A とフレーム B とでは仰角 θ の異なる方向へ超音波を照射し、各々の方向からのエコー信号を取得する。図 2 1 において、領域 P 1 0 1、P 1 0 2 は図 7 と同様に、被検体組織内の造影剤の状態を表しており、領域 P 1 0 1 は、既に超音波照射が行われたことによって、造影剤の微小気泡が消失してしまっていることを示し、領域 P 1 0 2 は、微小気泡が消失していない新たな領域を示している。従って、フレーム A の組については、常に微小気泡が新たに存在する領域 P 1 0 2 に超音波が照射され、パフュージョンを優位に反映したエコー信号が得られる。一方、フレーム B の組については、常に微小気泡が消失してしまっている領域 P 1 0 1 に超音波が照射されるので、血管血流を優位に反映したエコー信号が得られる。すなわち、第 1 の実施の形態と同様に、パフュージョンを優位に反映した画像と、血管血流を優位に反映した画像とをほぼ同時に取得することが可能となる。よって、フレーム A の組とフレーム B の組との 2 つ三次元画像を、第 1 の実施の形態として説明したのと同様にして個別に形成し、図 1 0 または図 1 1 に示したように、表示器 3 0 に表示する。なお、このとき 50 のフレーム A の組とフレーム B の組とでは、それぞれ

断面の空間的な位置が異なるが、三次元画像生成時に仰角 θ を基に補正して、空間的に対応する点を合致させるものとする。また、この仰角 θ はオペレータによって任意に変更可能である。このように、第3の実施の形態によっても、第1、第2の実施の形態と同様に、パフュージョン優位の画像と、血管血流優位の画像とをほぼ同時に取得することができる。また、パルスレートを変えることなくフレームAの組とフレームBの組の空間的な位置を離すことができるので、フレームBでは確実に微小気泡の消失した領域を走査した画像を得ることができる。

【0044】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、主にパフュージョンの情報を含む三次元画像と、主に血管血流の情報を含む三次元画像とを、それぞれほぼ同時に取得して表示することができるので、従来よりも情報量の高い臓器の血流の様子などを三次元画像として観察することができ、より高度な診断に寄与する超音波診断装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態を示した系統図である。

【図2】図1における送信ユニットの概要を示した系統図である。

【図3】図1における受信ユニットの概要を示した系統図である。

【図4】図1におけるレシーバユニットの概要を示した系統図である。

【図5】図1におけるドブラユニットの概要を示した系統図である。

【図6】画像取得のための送受信タイミングを、従来と本発明とを比較して説明するために示したタイミングチャートである。

【図7】本発明において取得される2つの画像の特徴を説明するために示した説明図である。

【図8】レート・サブトラクション・イメージング法の動作シーケンスを説明するために示した説明図である。

【図9】図1におけるレート信号演算回路の概要を示した系統図である。

【図10】本発明によって得られた三次元画像の第1の表示形態を示した図である。

*【図11】本発明によって得られた三次元画像の第2の表示形態を示した図である。

【図12】本発明によって得られた三次元画像の第3の表示形態を示した図である。

【図13】本発明によって得られた三次元画像の第4の表示形態を示した図である。

【図14】本発明によって得られた三次元画像の第5の表示形態を示した図である。

【図15】本発明を心電図に同期させて実施する形態を説明した説明図である。

【図16】本発明に係る超音波診断装置の第2の実施の形態を示した系統図である。

【図17】本発明の第2の実施の形態における三次元走査の説明図である。

【図18】本発明の第2の実施の形態における距離演算回路の動作説明図である。

【図19】超音波トランスジューサを二次元状に配列した超音波プローブの説明図である。

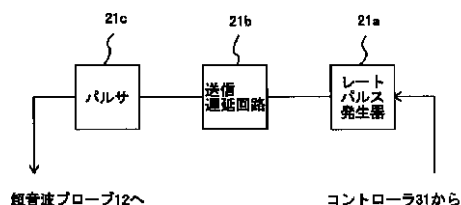
【図20】本発明の第3の実施の形態における走査形式の説明図である。

【図21】本発明の第3の実施の形態において取得される2つの画像の特徴を説明するために示した説明図である。

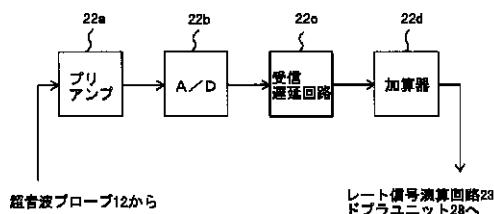
【符号の説明】

- 11 装置本体
- 12 超音波プローブ
- 13 操作パネル
- 21 送信ユニット
- 22 受信ユニット
- 23 レート信号演算回路
- 24 レシーバユニット
- 25 BモードDSC部
- 26 イメージメモリ回路
- 27 三次元演算回路
- 28 ドブラユニット
- 29 データ合成器
- 30 表示器
- 31 コントローラ
- T_{A-B} フレームレート
- T_{B-A} 間歇時間（停止時間）

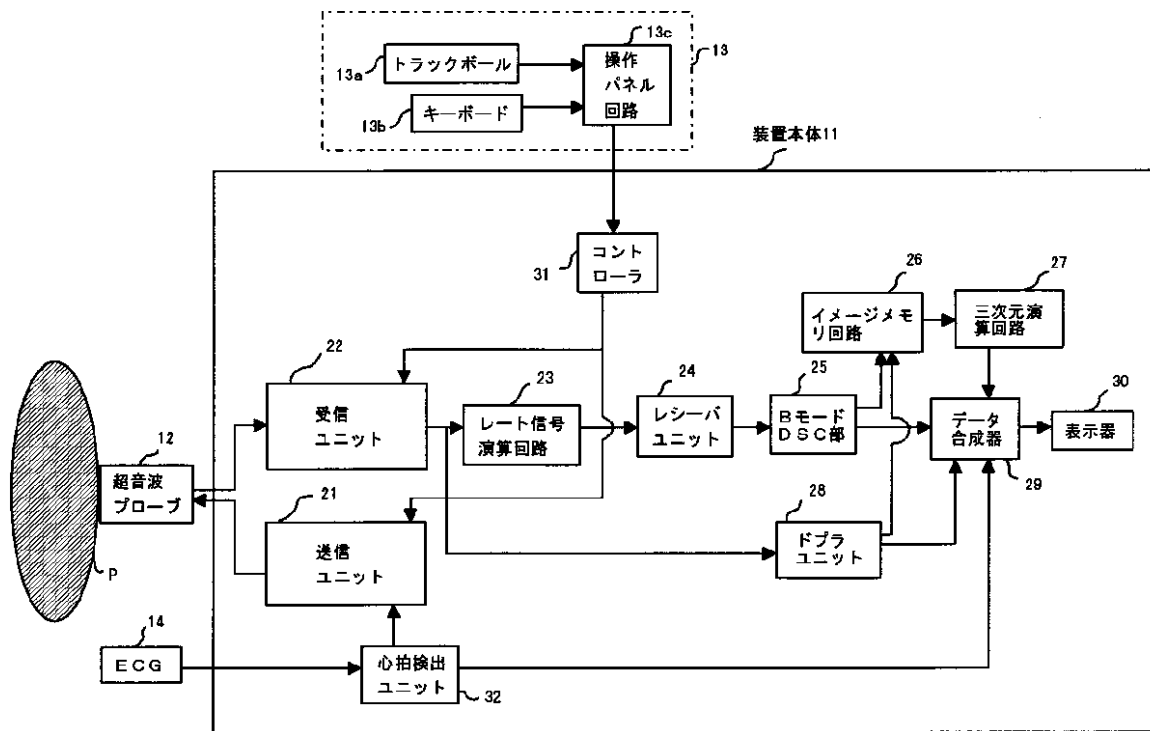
【図2】



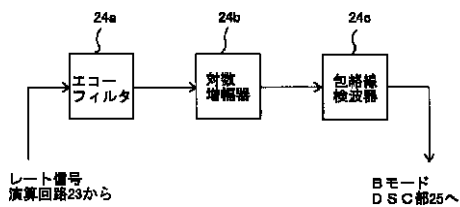
【図3】



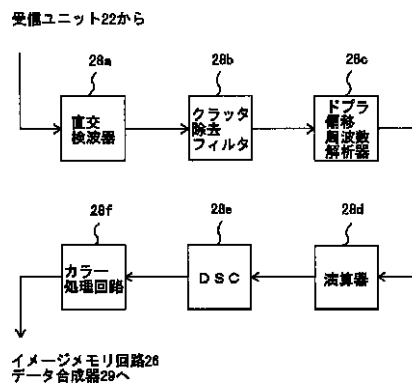
【図1】



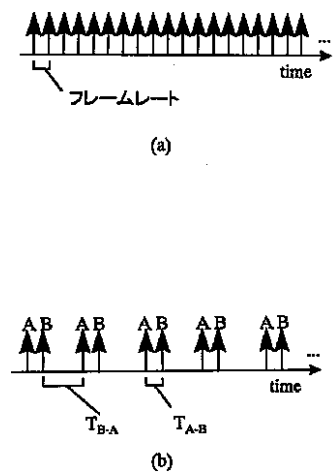
【図4】



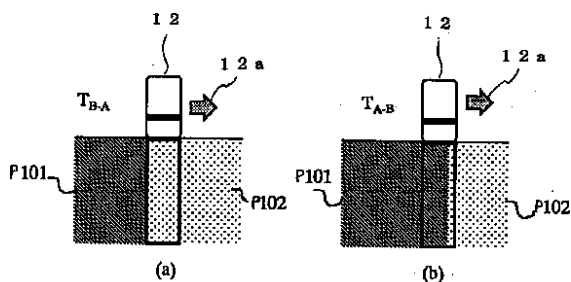
【図5】



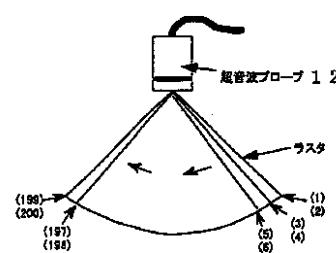
【図6】



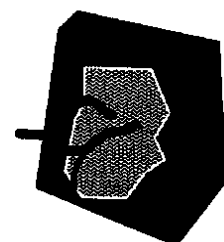
【図7】



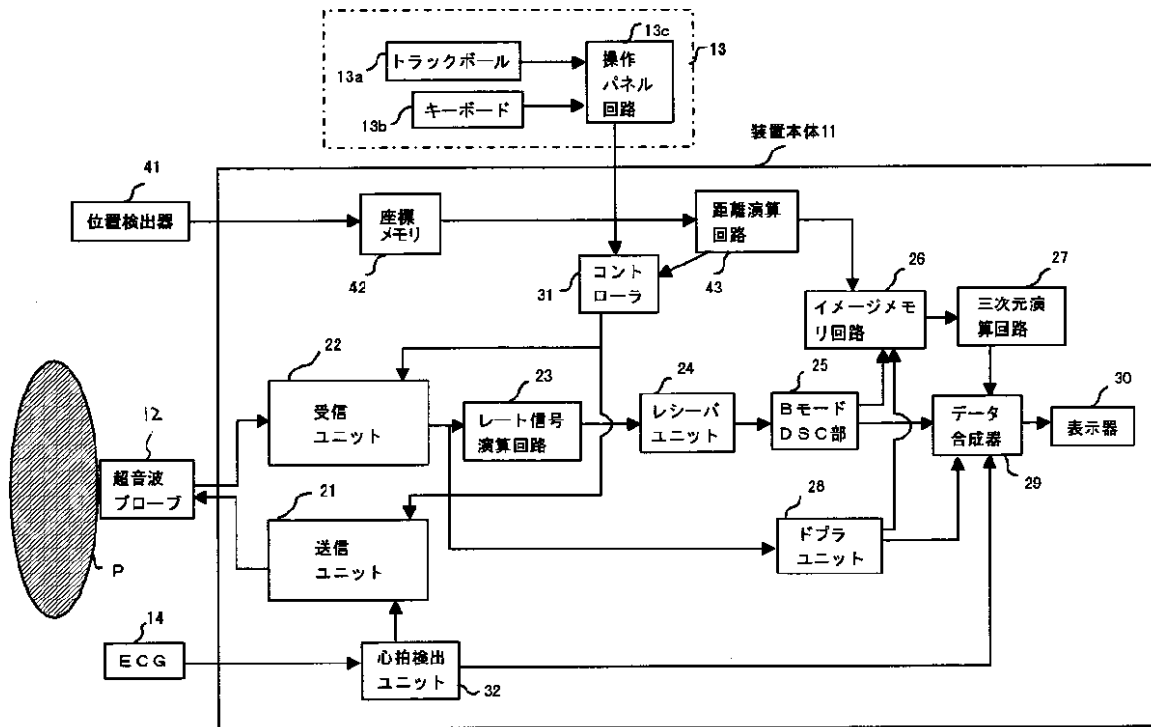
【図8】



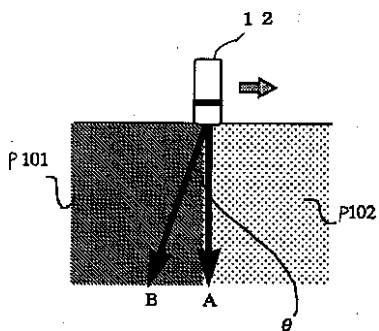
【図13】



【図 16】



【図 2 1】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2001340340A	公开(公告)日	2001-12-11
申请号	JP2000165539	申请日	2000-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52085 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/EE20 4C301/FF28 4C301/HH04 4C301/BB29 4C301/JC12 4C301/KK02 4C301/KK12 4C301/KK17 4C301/KK21 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/DE06 4C601/DE07 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/HH04 4C601/HH13 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK23 4C601/KK24		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：同时可视化灌注和血管血流。 解决方案：使用超声波束对以微泡为主要成分的超声造影剂进行给药的对象进行三维扫描，以获取扫描区域的三维图像并显示该图像。 在超声波诊断设备中，设置预定的停止时间 T_{B-A} ，并且比该停止时间短的预定的帧率 T_{A-B} 用于重复照射至少连续的A和B2个超声波束。 收集来自对象的回波信号，并且从第一帧的回波信号组和第二帧的回波信号组形成独立的三维图像。 结果，可以基本同时获得主要包含灌注信息的三维图像和主要包含血管血流信息的三维图像。

