



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、  
前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、  
経時的に変化する各休止期間後に、前記造影剤が破壊される強度の超音波によるスキャンをそれぞれ行い、且つ、初回の前記スキャン以降の前記休止期間が 3 秒以下になるように構成された、造影剤濃度の時間変化を表すグラフを求めるためのスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、  
前記超音波プローブで受波された超音波エコーに基づいて前記時間変化グラフを求める手段と、  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、  
前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、  
休止期間後に前記造影剤が破壊される強度の超音波によるスキャンを行い、且つ、同じ長さの休止期間が複数回生じるように構成された、造影剤濃度の時間変化を表すグラフを求めるためのスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、  
前記超音波プローブで受波された超音波エコーに基づいて造影剤濃度の時間変化を表すグラフを生成するものであって、同じ長さの休止期間後の前記スキャンにより得られたデータの累積加算値又は平均値を求め、この累積加算値又は平均値に基づいて前記時間変化グラフを求める計測手段と、  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、  
前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、  
造影剤濃度の時間変化グラフを求めるための所定のスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、  
前記超音波プローブで受波された超音波エコーに対して検波処理及び対数変換処理を含む処理を施す受信信号処理手段と、  
前記受信信号処理手段の出力に基づいて超音波像を生成する画像生成手段と、  
前記受信信号処理手段又は前記画像生成手段の少なくとも一方の出力信号に逆対数変換処理を施す逆対数変換手段と、  
前記逆対数変換手段の出力信号に基づいて前記時間変化グラフを求める計測手段と、  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、

前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、  
造影剤濃度の時間変化グラフを求めるための所定のスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、  
前記超音波プローブで受波された超音波エコーに対して検波処理を含む処理を施すものであって、前記超音波エコーに対数変換処理を施した第 1 信号と、対数変換処理を施さない第 2 信号を出力する受信信号処理手段と、  
前記第 1 信号に基づいて超音波像を生成する画像生成手段と、  
前記第 2 信号に基づいて前記時間変化グラフを求める計測手段と、  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】前記時間変化グラフに基づいて血流の平均通過時間を求める手段を具備することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のうちいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】前記計測手段は、被検体の対象部位に造影剤が十分に蓄積される時間経過後に行われる初回の前記スキャンの結果に基いて、前記初回のスキャンの後に行われる前記スキャンの値を正規化して前記グラフを生成するものであることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のうちいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、  
前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、  
造影剤濃度の時間変化を求めるための所定のスキャンシーケンスに基づいて、  
前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、  
前記超音波プローブの出力に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、  
前記超音波プローブの出力に基づいて求めた造影剤濃度の時間変化から血流の平均通過時間を求めるものであって、前記平均通過時間をその測定位置の深さに応じて補正するように構成された計測手段と、  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、  
前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、  
造影剤濃度の時間変化グラフを求めるための所定のスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、  
前記超音波プローブの出力に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、  
前記超音波プローブの出力に基づいて造影剤濃度の時間変化グラフを求めるものであって、前記時間変化グラフをその測定位置の深さに応じて補正するように構成され

た計測手段と、  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波造影剤を用いて血流動態の定量評価を行うことの可能な超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器、例えばX線診断装置、X線CT装置、MRI診断装置、核医学診断装置などに比べ、小型で安価、リアルタイム表示が可能であり、X線などの被爆がなく安全性が高い、血流イメージングが可能などの特長を有し、心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用されている。近年、超音波診断装置において、例えば心臓および腹部臓器などの検査で静脈から超音波造影剤を注入して、血流動態の評価が行われるようになった。静脈からの超音波造影剤注入は侵襲性が低く、この血流動態の評価法による診断は急速に普及しつつある。

【0003】また、画像診断における映像化手法が確立されるにつれ、造影剤を利用した定量評価の研究も盛んに行われるようになってきている。定量評価による機能診断は、特に代謝機能を利用した薬剤の研究が盛んな核医学等で進んでいる。例えば、循環器においては輝度情報の時間変化をプロットする輝度変化曲線(TIC: Time Intensity Curve)を利用して、収縮期相において拡張期末期から最大収縮速度に達するまでの時間や、最大収縮速度などを求め、心筋の機能評価が行われている。このTICは、超音波診断装置には勿論のこと、造影剤が利用可能なX線、X線CT、MRIでも利用されており、同様に造影剤が利用可能になった超音波の分野でも利用されるようになってきている。

【0004】さらに、造影剤を用いた他の定量評価法として、TICを利用して血流の平均通過時間(MTT: Mean Transit Time: 以下、「MTT」と称する。)を計測する手法が知られている。このMTTより、臓器の血流動態の評価や、流量計測を定量的に行うことができる。超音波診断装置においても、造影剤を用いたTIC計測、当該TICに基づくMTT解析といった定量的解析が可能となりつつある。

【0005】図14は、MTTを説明するための図である。図14において、MTTは、造影剤を持続投与する場合、造影剤の投与開始時間と飽和値到達時間の間にお

$$1 + 2 + 3 + \dots + 18 + 19 + 20 = 210 [\text{sec}] \\ = 3.5 [\text{min}]$$

だけかかることになる。その間操作者は断面を維持し続けなければならない。モニターモードと呼ばれる微小気泡を崩壊、消失をさせないような低音圧でのスキャン

いて、飽和値とTICに囲まれた面積を求め、飽和値で規格化した値で与えられることが知られている。なお、面積演算と規格化の順序は可逆であり、先に飽和値でTICを規格化してから面積を求めてもよい。

【0006】ところで、超音波診断に使用される造影剤は微小気泡であり、造影剤自身が崩壊、消失するという特異な物理的な性質を有している。従って、他の診断装置によるMTTで用いる手法を単純に適用するだけでは、客観性のある、精度の良い定量評価を実現できない。現在では、超音波診断におけるMTTについては盛んに研究されている。例えば、超音波造影剤検査における生体減衰の影響や施行毎の造影剤濃度のばらつきの問題に関しては、飽和値による規格化で回避できることが一般に知られている。

【0007】しかし、超音波診断装置におけるMTTの実用化においては、例えば次の様な解決すべき問題点がある。

【0008】まず、ビーム形状の不均一を原因としたMTTのばらつきがある。すなわち、一般に深さ方向に関してビーム形状が不均一である場合、ビーム形状の異なる2点の領域同士を評価しても、微小気泡の崩壊、消失可能な体積が異なる。この場合、例えば深さによらず同レベルの血流動態をもった臓器に対し、ビーム形状の異なる領域のTICを作成しても、得られる飽和値すなわち最大値が異なるため、規格化されたTICは一致せず、結果深さに応じてMTTが異なる。

【0009】また、造影剤バブルを使用することから、他の医療機器によるTIC計測と比較した場合、より多くの計測時間を必要とする。すなわち、超音波が照射されると、照射面内の微小気泡は崩壊・消失する。そのため、TICを求めるのに必要なサンプル時間でのデータを得るために、微小気泡が照射面内にあらたに充満されるのを待ってから超音波を照射しなければならない。フラッシュ・エコー法による診断においてTIC計測する場合には、各間歇時間間隔に対応したデータ群が必要である。また、TICを求めるための時間サンプリング数を増大させると、サンプリング時間間隔に応じた累積時間分だけ、対象とする断面を維持し続ける必要が生じる。例えば、20[sec]までのTICを1[sec]おきの時間サンプリングで作成する場合、X線造影やX線造影CTでは単純に経過時間20[sec]掛かるだけであるのに対して、超音波造影剤ではスキャンするたびに造影剤である微小気泡が消失、崩壊されてリセットされるために、

で、断面を確認することが可能であるものの、絶対的なプローブ保持時間が長いため、スキャン断面を同位置で固定し続けるのは困難である。ましてや超音波造影剤の

長時間の投与、それに伴う検査時間の長時間化は、医師や操作者、患者にとって不利益である。

【0010】さらに、崩壊、消失しにくい種類の造影剤を用いた場合、あるいは造影剤の濃度が高い場合、あるいは送信音圧が低い場合など、微小気泡が十分に崩壊、消失できない場合がある。この様に気泡が十分に崩壊、消失しない場合には、例えば次のような不都合が生じる。

【0011】第1に、得られるMTTは、深さによって異なるものになってしまう。対象臓器で血流の流量率が深さに依らず一定であるとしても、深さ方向へROI（関心領域）の選択位置が変われば、微小気泡を通過、破壊していく過程、或いは生体内を通過していく過程で、送信超音波が反射、散乱等により減衰を受けるため、深さに応じて微小気泡の崩壊、消失率が変わるからである。第2に、微小気泡が残存している、次の間歇送信で得られた信号に残存気泡分のオフセットが含まれることになり、正確な微小気泡流入量すなわち血流量を正確に得ることができず、結局正確なMTTを求めることができない。第3に、前述したように、送信超音波の減衰や反射波してきた超音波の減衰によりある深さ以降から信号がほとんど返ってこないため、画像上で影を引く、いわゆるシャドーイングと呼ばれる現象により、評価できない領域が存在することになる。

#### 【0012】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、深さによる影響を低減し、短時間のスキャンで精度よく且つ再現性の高いMTTを得ることができる超音波診断装置を提供することを目的としている。

#### 【0013】

【課題を解決するための手段】本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0014】本発明の第1の視点は、造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、経時的に変化する各休止期間後に、前記造影剤が破壊される強度の超音波によるスキャンをそれぞれ行い、且つ、初回の前記スキャン以降の前記休止期間が3秒以下になるように構成された、造影剤濃度の時間変化を表すグラフを求めるためのスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、前記超音波プローブで受波された超音波エコーに基づいて前記時間変化グラフを求める手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0015】本発明の第2の視点は、造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、休止期間後に前記造影剤が破壊される強度の超音波によるスキャンを行い、且つ、

同じ長さの休止期間が複数回生じるように構成された、造影剤濃度の時間変化を表すグラフを求めるためのスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、前記超音波プローブで受波された超音波エコーに基づいて造影剤濃度の時間変化を表すグラフを生成するものであって、同じ長さの休止期間後の前記スキャンにより得られたデータの累積加算値又は平均値を求め、この累積加算値又は平均値に基づいて前記時間変化グラフを求める計測手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0016】本発明の第3の視点は、造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、造影剤濃度の時間変化グラフを求めるための所定のスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、前記超音波プローブで受波された超音波エコーに対して検波処理及び対数変換処理を含む処理を施す受信信号処理手段と、前記受信信号処理手段の出力に基づいて超音波像を生成する画像生成手段と、前記受信信号処理手段又は前記画像生成手段の少なくとも一方の出力信号に逆対数変換処理を施す逆対数変換手段と、前記逆対数変換手段の出力信号に基づいて前記時間変化グラフを求める計測手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0017】本発明の第4の視点は、造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、造影剤濃度の時間変化グラフを求めるための所定のスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、前記超音波プローブで受波された超音波エコーに対して検波処理を含む処理を施すものであって、前記超音波エコーに對数変換処理を施した第1信号と、對数変換処理を施さない第2信号を出力する受信信号処理手段と、前記第1信号に基づいて超音波像を生成する画像生成手段と、前記第2信号に基づいて前記時間変化グラフを求める計測手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0018】本発明の第5の視点は、造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、造影剤濃度の時間変化を求めるための所定のスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、前記超音波プローブの出力に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、前記超音波プローブの出力に基づいて求めた造影剤濃度の時間変化から血流の平均通過時間を求めるものであって、前記平均通過時間をその測定位置の深さに応じて補正するように構成された計測手段とを具備する

ことを特徴とする超音波診断装置である。

【0019】本発明の第6の視点は、造影剤を投与された被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、造影剤濃度の時間変化グラフを求めるための所定のスキャンシーケンスに基づいて、前記駆動信号発生手段を制御する制御手段と、前記超音波プローブの出力に基づいて超音波画像を生成する画像生成手段と、前記超音波プローブの出力に基づいて造影剤濃度の時間変化グラフを求めるものであって、前記時間変化グラフをその測定位置の深さに応じて補正するように構成された計測手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0020】このような構成によれば、短時間のスキャンで精度よく且つ再現性の高いMTTを得ることができる超音波診断装置を実現することができる。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、本発明の第1実施形態乃至第5実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素に

ついては、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0022】(第1実施形態)まず、第1の実施形態に係る超音波診断装置100の構成を、図1を参照しながら説明する。本実施形態に係る超音波診断装置100は、後述するようにRFデータ(整相加算後のデータ)を利用してTIC・MTT計測を行うものである。

【0023】図1は、超音波診断装置100のブロック構成図を示している。図1に示すように、本超音波診断装置100は、心電計(ECG)1、超音波プローブ4、装置本体22、操作パネル15、入力装置35とから構成されている。以下、各構成要素について説明する。

【0024】心電計(ECG: ElectroCardioGram)1は、被検体の心臓の電気現象の時間的な変化を記録したグラフ、すなわち心電図を計測する。当該心電計1で検出された心電波形信号は、アンプ2を介して参照データメモリ3に送られ、必要であればメモリ合成部11を介して表示部21に送られ、心電波形として表示される。

【0025】超音波プローブ4は、圧電セラミック等の音響/電気可逆的変換素子としての圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、プローブ4の先端に装備される。

【0026】操作パネル15は、装置本体22に接続され、オペレータからの各種指示・命令・情報を装置本体22にとりこむための、関心領域(ROI)の設定などを行うための入力装置35(マウス13やトラックボール14、モード切替スイッチ16、キーボード17等)が設けられる。

【0027】装置本体22は、アンプ2、参照データメモリ3、超音波受信部5、超音波送信部6、レシーバ部7、BモードDSC部8、CFMユニット9、CFMモードDSC部10、メモリ合成部11、フレームメモリ12、タイミング信号発生器18、トリガ信号発生器19、制御回路(CPU)20、表示部21、TIC・MTT計測部25、記憶部27、Bモードユニット30、を有している。

【0028】超音波送信部6は、パルス発生器6A、送信遅延回路6B、パルサ6Cとを有し、プローブ4に接続される。

【0029】パルス発生器6Aは、例えば5kHzのレート周波数 $f_r$  Hz(周期;  $1/f_r$ 秒)でレートパルスを繰り返し発生する。このレートパルスはチャンネル数に分配され、送信遅延回路6Bに送られる。送信遅延回路6Bは、超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。なお、送信遅延回路6Bには、トリガ信号発生器19からのトリガがタイミング信号発生器18を介してタイミング信号として供給される。パルサ6Cは、送信遅延回路6Bからレートパルスを受けたタイミングでプローブ4にチャンネル毎に電圧パルスを印加する。これにより超音波ビームが被検体に送信される。

【0030】なお、モード切替スイッチ16を用いてMTTモードを選択することで、フレーム間の送信間隔は事前にプログラムされた走査シーケンスにより走査を開始する。

【0031】上記の如く送信され、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射した反射波は、プローブで受信される。プローブ4からチャンネル毎に出力されるエコー信号は、超音波受信部5に取り込まれる。

【0032】超音波受信部5は、プリアンプ5A、A/D変換器5B、受信遅延回路5C、加算器5Dを有する。プリアンプ5Aは、プローブ4を介して超音波受信部5に取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。増幅されたエコー信号は、受信遅延回路5Cにより受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、そして加算器5Dで加算される。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この受信指向性と送信指向性とにより超音波送信の総合的な指向性が決定される。この指向性は、一般的には走査線と称されている。この様な一連の処理を受けたエコー信号は、当該超音波受信部5からレシーバ部7に送られる。レシーバ部7は、位相検波を行い、所望の周波数帯域の信号をエコーフィルタにより抽出する。抽出されたデータをIQデータと呼ぶことにすると、当該IQデータは、当該レシーバ部7からBモードユニット30からカラーフローマッピング(CFM)ユニット9に送られる。

【0033】Bモードユニット30は、包絡線検波回路

30A、対数変換器30Bから構成される。包絡線検波回路30Aは対数変換器30Bからの出力信号の包絡線を検波する。こうして検波されたデータは、Bモード検波データと称される。対数変換器30Bは、Bモード検波データに対して対数変換による圧縮処理を施す。なお、以下の説明では、包絡線検波及び対数変換前の信号はIQデータと呼び、包絡線検波及び対数変換後のデータをBモードラスタデータと呼ぶ。

【0034】カラーフローマッピング(CFM)ユニット9は、図示しないが、位相検波回路、アナログデジタルコンバータ、MTIフィルタ、自己相関器、演算部から構成され、ドプラ効果による血流成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。血流情報はCFMモードDSC部10、メモリ合成部11を介して表示部21に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてカラー表示される。

【0035】制御回路(CPU)20は、システム全体の制御中枢として、本超音波診断装置の動作に関する制御、特に後述する間歇送信による超音波画像診断に関する制御を行う。

【0036】TIC・MTT計測部25は、加算器5Dによって整相加算されレシーバ部7による処理前のRFデータ等に基づいて、TIC(Time Intensity Curve: 時間-輝度変化曲線)の計測及びMTT(Mean Transit Time: 平均通過時間)の計測を実行する。このTIC・MTT計測25によって実行されるTIC・MTT計測処理は、後で詳しく説明する。

【0037】Bモードデジタルスキャンコンバータ(DSC)部8、CFMデジタルスキャンコンバータ(DSC)部10は、Bモードユニット30から入力した超音波スキャンの走査線信号列を、空間情報に基づいた直交座標系のデータに変換する。ビデオフォーマット変換は、メモリ合成部11から表示部21へデータを送る際に行われる。

【0038】メモリ合成部11は、種々の設定パラメタの文字情報、目盛、または後述するガイダンス画像等を一フレームに合成し、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列への変換処理を施し、ビデオ信号として表示部21に出力する。

【0039】表示部21では、生体内の形態学的譲歩や、血流情報を画像として表示する。また、造影剤を用いた場合には、造影剤の空間的分布、つまり血流或いは血液の存在している領域を求めた定量的な情報量に基づいて、輝度画像やカラー画像として表示する。フレームメモリ12は、メモリ合成部11のデジタルデータ出力を記憶するために具備される。

【0040】記憶部27は、微小気泡を崩壊、消失可能な音圧に対する空間の大きさを示す音場Vを深さD毎に記憶する記憶手段である。なお、音場Vの値は、周波

数、フォーカス点、MI値などプローブ4から照射する超音波のパラメータを制御して、事前の計測或いはシミュレーションによって決定される。記憶部27は、ハードディスク、FD、CD、MDなど、電子データを保存、提供できる形態であればよい。

【0041】(TIC・MTT計測)次に、本超音波診断装置が実行するTIC計測処理及びMTT計測処理について説明する。なお、TIC及びMTTの各計測処理は、CPU20の制御に基づきTIC・MTT計測部25によって実行される。

【0042】図2は、本超音波診断装置が実行するTIC・MTT計測の処理手順を示したフローチャートである。図3は、TIC・MTT計測の処理によって得られるTIC及びMTTを説明するための図である。

【0043】図2において、まず、コントラストエコー法によるスキャンが実行される(ステップS1)。

【0044】但し、現在用いられている超音波造影剤を構成する微小気泡は、映像化のための超音波照射によって崩壊、消失するため、他の医療用画像機器で実行されるような連続したスキャンは適切ではない。本超音波診断装置では、例えば図3上段に示す様なシーケンスに基づいてスキャンを実行する。

【0045】(1)まず、造影剤の注入を開始する。造影剤は、静脈に静かに一定量ずつ注入される。(或いは、急速注入し、血流の循環により造影剤濃度が安定するまで待つ。)

(2)続いて、超音波プローブで対象臓器を確認し、送受信を行い観察エリアの微小気泡を割ってリセットする、あるいは観察エリア造影剤を供給する供給源の血管を狙って微小気泡を割ってリセットする(図3時刻t0)。このとき、微小気泡が十分に充滿している場合は、その時得られたハーモニック成分が最大値となる。

【0046】(3)図3に示すように、所望の時間間隔だけ送信を停止(休止)し、設定した時間に達したときに1フレーム分の送受信を実施し、それまでに流入した微小気泡からのハーモニック成分を得る。この送受信は、同一断面に関して複数回実行される。なお、この様に所望の時間間隔をおいた超音波送信は、間歇送信或いはフラッシュ・エコー(Flash Echo)法と呼ばれる。このような間歇送信によって例えば腹部を診断する場合には、初回のスキャン以降の送信休止期間は、3秒以下に設定することが好ましい。この様な間歇送信によれば、診断対象の臓器に超音波造影剤を十分に溜めてから超音波照射を行い、造影剤を積極的に崩壊、消失させてることで、微小気泡からの強信号を得ることができる。また、同一断面に関して複数回繰り返されるスキャンは、マルチショットと呼ばれる。このマルチショットにより、微小気泡残存による影響を解消することができる。

【0047】(4)前記送受信により、観察エリアの微

小気泡が崩壊、消失する。そこであらためてリセットされたとみなし、先ほどと異なった時間間隔の間だけ送信を止め、あらたに設定した所望の時間に達したときに 1 フレーム分の送受信を実施してハーモニクス成分を得る。

【0048】(5) 上記(3)、(4)を様々な間歇時間間隔で繰り返し、異なる送信停止時間間隔のフレーム情報を収集する。

【0049】尚、本超音波診断装置においては、以上述べたスキャンシーケンスの他に、TIC・MTT計測時間10を短縮するためのスキャンシーケンスも実行可能である。これについては、後で詳説する。

【0050】次に、表示部21に表示された超音波画像に対して、TIC計測或いはMTT計測による評価を所望する領域(以下、「評価エリア」と称する。)の指定を行う(ステップS2)。この指定は、操作パネル15のマウス13やトラックボール14等からの入力によって実行される。

【0051】次に、TIC・MTT計測部25は、ステップS2におけるスキャンによって収集された各超音波20画像毎のエコー信号の上記評価エリアに対応するデータ(第1の実施形態では、RFデータ)に対して、濃度(輝度値)の代表値を演算し、縦軸を濃度、横軸を間歇送信時間とした座標平面に各代表値をプロットすることで、例えば図3中段に示すTICが計測される(ステップS3)。得られたTICは、メモリ合成部11を介して表示部21に表示される。本ステップにS3におけるTIC計測処理は、対数変換器30Bによって対数圧縮を受ける前のエコー信号に基づいて作成される。また、25ステップS2とステップS3は、並行して実行される場合30もある。

【0052】なお、一般に造影剤は、投与濃度や投与量、投与速度、あるいは組織性状の個体差、超音波診断装置間の性能差により信号値がばらつくため、TICの信号値の絶対値は意味をなさない。通常では、例えば基準値に対する相対値や、輝度の時間変化などのパラメータが評価に利用される。

【0053】また、本実施形態では、TIC・MTT計測部25はRFデータに基づいてTIC計測処理を実行した。これに加え後述する各実施形態では、TIC・MTT計測部25は、本ステップS3においてIQデータ40(レシーバ部7により位相検波され、Bモードユニット30或いはCFMユニットによる処理前のデータ)、Bモード検波データ(包絡線検波回路30Aにより包絡線検波を受けたが、対数変換器30Bにより対数変換を受ける前のデータ)、Bモードラスタデータ(Bモードユニット30により包絡線検波及び対数変換を受け、DSC部8により直交変換を受ける前のデータ)、Bモード直交変換データ(BモードDSC部8により直交座標変換を受けたデータ)のそれぞれのデータに基づいて当該50

処理を行う。

【0054】次に、TICに基づいてMTT計測が実行される(ステップS4)。MTTは、図3下段に示す、TICにおける飽和値(濃度の最大値)によって規格化された規格化TICから求めることができる。すなわち、図3の規格化TICにおいて、MTTは、造影剤投与開始時刻と飽和値に到達した時刻までの最大値1と規格化TICとが囲むエリア(図3の規格化TICに示す斜線エリア。以下、「MTTエリア」と称する。)の面積によって与えられる。当該MTTエリアは、TICの情報に基づきCPU20によって装置により自動的に指定されるか、或いは操作パネル15のマウス13やトラックボール14等により操作者によりマニュアルで設定する構成であってもよい。

【0055】なお、図3の規格化TICによって求められたMTTの単位はsecである。このMTTは、規格化TICのみではなく、例えば図3中段の規格化されていないTICからも算出することができる。すなわち、図3中段のTICにおいて、TICの立ち上がり時刻(造影剤からの信号が検出され始めた時刻)から飽和値に到達した時刻までの範囲で最大値とTICが囲むエリアの面積を求め、得られた面積を飽和値で規格化することでも求めることができる。

【0056】さらに、TIC・MTT計測部25においては、TIC・MTT計測のみならず、例えば次に示すような生体情報も計測することが可能である。

【0057】図4は、TIC・MTT計測部25が計測可能な生体情報MTB(Mean Transit Beat)を示した図である。同図においては、縦軸を濃度、横軸を心拍数としている。当該MTBを計測するには、図3のステップS1、ステップS2についてはMTT計測の場合と同様の処理を行い、ステップS3においてECG1が計測する信号に基づいて、縦軸を濃度、横軸を心拍数とした座標平面に画像毎の代表値のプロットを行えばよい。このMTBの利点は、心拍数が年齢や体型により個々人により異なる影響を取り除く効果が期待できることである。

【0058】以上述べた様に、TIC・MTT計測部25が行うTIC・MTT計測処理では、対数変換による圧縮前の信号が使用される。従って、対数圧縮によるデータの情報量減少の影響を受けることが無く、豊富な情報量によってTIC・MTT計測を精度良く実施することができる。

【0059】また、対数圧縮前の信号に基づくTICは、図3に示したように理想的にはより直線状になると考えられる。従って、従来と比較して容易にフィッティング処理を行うことができる。

【0060】(補正機能)次に、本超音波診断装置が有する、TIC・MTT計測における補正機能について説明する。



【0061】本超音波診断装置は、ビーム形状によるMTTへの影響、特に深さ方向のビームの差異によって生じるMTTへの影響を補正するための機能を有している。本機能により、さらに信頼性の高いTIC・MTT計測が実現される。

【0062】図5は、得られたMTTに対して行う補正処理を説明するための図である。図5(a)に示すように、プローブ4が照射する超音波ビームの形状は、深さによって異なる。例えば、一次元アレイプローブでは、レンズによってスライス厚方向にフォーカスが行われ、10 ビーム厚は深さによって異なるものとなる。従って、例えば被検体内の位置Aからのエコー信号に基づいて計測するTIC(以下、A-TICと称する。)と、位置Bからのエコー信号に基づいて計測するTIC(以下、B-TICと称する。)とは、たとえ造影剤の分布が均一であっても図5(b)に示すように異なるものとなる。

【0063】そこで、本超音波診断装置では、超音波プローブ4から照射されるビームの形状を深さごとに調整するような補正をMTTに施す。例えば基準をフォーカス点の位置Bに置いた場合、図5(c)に示すように、20 A-TICによって得られたMTT(以下、MTT(A))に微小気泡を崩壊、消失可能な音圧以上の音場のサンプルボリュームを乗ずることで、深さによってことなる音場を原因としたMTTのばらつきを補正する。すなわち、基準とする深さBにおける微小気泡を崩壊、消滅可能な音場サンプルボリュームV(B)とし、補正の対象とする深さA位置の微小気泡の崩壊、消滅可能な音場のサンプルボリュームをV(A)とした場合、V(B)/V(A)を深さAにおいて得られたMTT値に積算することで、ビーム形状を原因とするMTTのばらつきを補正する。この補正処理は、CPU20が送信条件に対応する補正係数を記憶部27から読み出し、MTTに乘ずることで実行される。

【0064】この様に、超音波プローブ4から照射されるビームの形状を深さごとに調整するような補正をMTTに施すことで、MTTのばらつきを抑えることができ、定量評価の精度を向上させることができる。

【0065】また、最初に選択された評価対象領域を操作者が指定した場合、指定された位置を基準として、前記微小気泡を崩壊、消失可能な音圧に対する空間がほぼ20 等価なエリアを図6に示すように画像上に表示し、そのエリアのみMTTの評価を許可する構成であることが好ましい。この場合、評価領域が限定されることになるが、操作者の誤った評価を回避することが可能となる。但し、エリアの選択に用いるフレームデータは、スキャン断面内に造影剤が十分に溜まったときに得られたものへ適用される。

【0066】(TIC・MTT計測時間短縮のためのスキ

ャンシーケンスについて説明する。本スキャンシーケンスは、予め設定されたプログラムに従って、CPU20が超音波送信系(トリガ発生器19、タイミング信号発生器18、超音波送信部6)を制御することによって実現される。

【0067】通常、対象とする組織に流入した血液が、組織内の毛細血管などの血管系を通過して一定流量で流出していく場合、理想的にはTICの立ち上がり部分の信号強度の時間変化は、線形に増大し、造影剤の量が血液に飽和した時点で一定値に達する(例えば、図3下段図参照)。

【0068】この点に着眼し、本シーケンスは飽和値、初期値、およびTIC立ち上がり部分の傾きを求め、立ち上がり時刻、飽和値到達時刻を得ることで、MTTを算出するためのものである。従って、すべて網羅するようなサンプル点をとることなく、TICの立ち上がり部分からTIC・MTT作成を行うので、データ収集時間を短縮することが可能となる。

【0069】図7は、本超音波診断装置が実行するスキャンシーケンスと、当該スキャンシーケンスによって得られたエコー信号に基づいて計測されたTICを説明するための図である。

【0070】図7において、縦軸は音圧強度、横軸は時刻を示し、各矢印は断面スキャンを示す。また、時刻t0からt1は通常実施されるBモードやカラーモードといった連続送信のスキャンシーケンスを、時刻t1以降はTIC・MTT解析のための間歇送信の本スキャンシーケンスを示している。ここで、通常実施されるスキャンシーケンスとは、通常の映像化のためのスキャンシーケンス、あるいはスキャン断面内の造影剤を消失、崩壊させ、リフレッシュするためのスキャンシーケンス等を意味する。

【0071】以下説明をわかりやすくするため、図7において時刻t1以降は、例えば、造影剤が20[sec]で飽和するとして、20[sec]までのTICを1[sec]おきの時間サンプリングで作成するものとする。なお、この場合、従来の手法によれば、スキャンするたびに造影剤である微小気泡が消失、崩壊されてリセットされるために、合計1+2+3+...+210= [sec]にかかることになる。

【0072】図7において、まず超音波造影剤が投与される。この造影剤は、時刻t1にて投与を開始するか、時刻t1以前に静脈から持続投与されており、ゆっくりと血液中に一定量ずつ注入される。時刻t1以後、スキャン断面に十分に微小気泡が溜まるまで(今の場合、時刻t2までであり、時刻t1とt2との時間間隔は、少なくとも10秒以上。)待機する。この間超音波の送信は行わなくても良いが、実時間で微小気泡が溜まっていく様子を観察したり、断面のずれを制御する場合には、微小気泡を崩壊、消失させないような低音圧でのモニタ



リングスキャンを実行してもよい。

【0073】続いて、微小気泡が十分に充満した時刻  $t_2$  において、最初の映像化のための間歇送信である高音圧でのスキャンを行い、スキャン断面内の微小気泡を崩壊、消失させ、飽和値に関するフレームデータを収集する。本フレームデータは微小気泡の崩壊、消失によるハーモニク成分と生体軟組織からのハーモニク成分とを含む。収集された絶対値のフレームデータは、フレームメモリ 12 に記憶される。なお、当該スキャンは、微小気泡の完全な崩壊、消失を保証するために数断面スキャン（マルチショットスキャン）であってもよい。

【0074】続いて、時刻  $t_2$  から 1 秒後（微小気泡が再灌流する前）の時刻  $t_3$  に、生体軟組織のみからの信号を収集するためのスキャンおよびデータ収集を行う。この時刻  $t_3$  でのフレームデータは、TIC における初期値となる。データ値のばらつきを避ける観点から、同間歇送信間隔で複数回スキャンを行い、その平均値を採用する構成であってもよい。

【0075】時刻  $t_3$  以後、事前に設定された間歇送信シーケンスに従って自動的に間歇送信が実行される。ここでの間歇送信は、時間間隔の短い間歇送信を少なくとも 2 種以上の時間間隔で行う。このとき、時間間隔の最も短い間歇送信から順番に 2 種類以上選択することとすれば、計測時間の短縮化を図ることができる。本実施形態ではこの事情に鑑み、同図 7 に示すように、時刻  $t_2$  以後 1 秒間隔の間歇送信と 2 秒間隔のスキャンシーケンスとが実行されている。

【0076】なお、上述した時間間隔の短いものから順次行う間歇送信は、同一の時間間隔で複数回のパルス送信を実行することが好ましい。サンプリング数を増やすことで、データのばらつきを抑制し、精度を高めることができるからである。

【0077】TIC・MTT 計測部 25 は、前記初期値と、飽和値と、求められた特定の間歇時間における傾きで得られる直線との交点 TIC の立ち上がり時刻および飽和値到達時刻を求め、これに基づき TIC を作成し、MTT に相当する面積を演算する。このとき、TIC の立ち上がり部分に基づく TIC の作成は、線形近似を使用することができる。しかしこれに限定されず、システムの特性に合わせた近似法を用いてもよい。例えば、一般に知られている高次関数の近似や、スプライン近似、指数関数近似などを利用する構成が考えられる。

【0078】本スキャンシーケンスに従えば、例えば、最初に  $20[\text{sec}]$ 、後  $1[\text{sec}]$  の間歇送信と  $2[\text{sec}]$  の間歇送信を、変動を抑えるために 3 回ずつ行ったとすると、スキャンに要する時間は、 $20 + (1 + 2) \times 3 = 29[\text{sec}]$  で実施できる。従って、短時間のスキャンで MTT が得られるため、患者や操作者に対する時間的負担を軽減することが可能である。

【0079】なお、本スキャンシーケンスへの切替につ

いては、造影剤がスキャン断面内に行き渡ったことをモニタリングスキャンにて確認した後に、操作者が所望のタイミングで操作パネルのスイッチにアクションを起こすことで、あるいは事前に組んだプログラムに従って所定の時間に自動的に、MTT 解析用のスキャンシーケンスが始まることが好ましい。しかし、この自動切替に限らず、操作者のマニュアル操作によって実行される構成でもよい。この場合、例えば初期状態からモニタリング用スキャンへの切替、最初の飽和値データ収集を、操作者がアクティブにコントロールできるように、操作パネルのスイッチを押すことで動作させる構成等が考えられる。

【0080】また、本スキャンシーケンスにおいて、前述したように図 7 の時刻  $t_1$  から  $t_2$  の間に、微小気泡を崩壊、消失させないような低音圧スキャン、すなわちモニタリングスキャンをすることによって、造影剤の動的状態をリアルタイムで観察することが可能である。

【0081】図 8 は、モニタリングモード (Monitor Mode) を利用した TIC・MTT 計測を説明するための図である。図 8 に示すように、時刻  $t_1$  から  $t_2$  の間にモニタリングスキャンを行い、得られたフレームデータをメモリなどの記憶媒体に記憶させておき、TIC 解析を行ってもよい。また、間歇送信間隔を徐々に変えて得られた TIC と同時に表示しても良い。但し、縦軸の信号強度スケールが異なると比較検討が困難なので、両者ともそれぞれの飽和値で規格化した後、同スケールで表示することが必要である。

【0082】このモニタリングスキャンに基づく TIC は、低  $S/N$  ではあるものの、TIC を飽和値で規格化したものと、間歇送信間隔を徐々に変えて得られた TIC を飽和値で規格化したものは、理想的には同じような挙動を示し、類似した曲線を描くと推定される。但し、音場や造影剤の濃度や造影剤の種類などにより、モニタリング時に微小気泡が崩壊、消失する場合もある。その場合、両者の TIC 立ち上がり部分の傾きが異なるので、逆にモニタリング時の音圧制御の指標として利用してもよい。

【0083】本シーケンスに従えば、超音波造影剤を用いた MTT 解析において、精度および信頼性の向上、検査時間短縮を図ることが可能である。その結果、効果的で効率の良い評価が行え、患者および操作者に負担を小さくするので、スループットを上げることが可能となる。

【0084】（有効情報抽出機能）次に、本実施形態に係る超音波診断装置 100 が有する、有効情報抽出機能について説明する。本超音波診断装置 100 は、当該機能によって抽出されたエコー信号に対し、TIC・MTT 計測を行う。なお、本有効情報抽出機能については、特願 2000 - 013563 に詳しく開示されている。

【0085】一般に、1 回のスキャンで、断面内に存在

する微小気泡の崩壊、消失が困難であっても、数フレームのスキャンを行うマルチショットを用いることで、効果的にスキャン断面内のほとんどの微小気泡を崩壊させることが可能である。これは、マルチショットで得られた全てのフレームデータの情報をを用いれば、マルチショットの時間内に、断面に存在していたほとんど全ての微小気泡の情報が得られることを意味している。

【0086】そこで、マルチショットによって得られたフレームデータの情報を各座標毎に加算し、造影剤および生体軟組織からの2次高調波成分に関する積分情報を求め、マルチショットの最後のフレームデータを用いて生体軟組織からの2次高調波成分の累積値を差し引くこ

$$F_n = F(n,1) + F(n,2) + F(n,3) - F(n,4) \times 3$$

と表される。あるいは拡張して、1)

$$F_n = p s [ F(n,1) - F(n,4) ] + p s [ F(n,2) - F(n,4) ]$$

と表される。なお、関数  $p s [ + ]$  は事前に操作者あるいは装置に指定された処理を行う。例えば  $p s [ ]$  が数式演算における括弧の処理を与えられた場合、式(1)と等価になる。

【0088】あるいは、シャドーイングが発生する場合、式(1)では無信号部から組織のハーモニックを差し引くことになるために  $F_n$  が負値になる場合があり、本来造影剤により信号が増強されるため正值をとることに反して定量性を損なうことがある。このような場合には、式(2)を利用し、 $p s [ ]$  は閾値(例えば零)以下の値を零に置き換える処理を行わせることが好ましい。

【0089】その他の処方としては、前後のフレーム間の差分をとり、ある閾値(例えば零)以下の値を前述同様に零に置き換えた後、平均あるいは標準偏差などの統計値を演算する。これらの統計値を利用し、十分に微小気泡が消失・崩壊された評価対象に足る領域を枠線またはカラー(不透明または透明)にて評価可能エリアとして指定し、評価値の信頼性を上げる。例えば、平均値の7割以上の値を持つ領域を評価可能領域とする。但し、前記何割以上などの数値は実験や経験などにより適切に決定される。また、指定された評価対象ROIが評価対象である全ての間歇送信によって得られたフレームデータに渡り、評価可能領域内に存在するか判定し、評価可能領域内にあるときのみ定量評価を実施するが、あらかじめ評価対象である全ての間歇送信によって得られたフレームデータに渡り積をとった領域を表示しても良い。

【0090】なお、TICを得るためのスキャン中に、操作者の手ぶれや被検体の体動(呼吸も含む)により、走査断面がずれることも想定されるので、フレームデータの取舍選択の編集機能を有することが好ましい。

【0091】以上の処理によって、対象とするスキャン断面内の微小気泡の情報を効率よく抽出したフレーム毎のRFデータ群が取得される。CPU20は、フレーム

とで、有効な造影剤の情報のみを抽出し、1枚のフレームデータとして得ることができる。これが有効情報抽出処理であり、本実施形態では、フレーム毎のRFデータに基づいて次の様に実行される。

【0087】図9は、有効情報抽出処理を説明するための概念図である。例えば、図9に示すように、マルチショット数を4とした場合、間歇送信n番目のマルチショットi番目のフレームデータを  $F(n, i)$  (本例では、 $i = 1, 2, 3, 4$ の値を取る)とすると、間歇送信n番目に対する有効情報抽出処理を受けたフレームデータ  $F_n$  は

【0092】以上の構成によれば、造影剤の注入量が多い或いは濃度が高い場合であっても、血流パフュージョンの検出およびそのパフュージョンの定量評価を、圧縮処理前のRFデータを用いて容易且つ効果的に行うことができる。

【0093】(第2の実施形態)第2の実施形態では、IQデータ(レシーバ部7により位相検波され、Bモードユニット30或いはCFMユニットによる処理前のデータ)に基づいてTIC・MTT計測処理を実行する超音波装置102を示す。

【0094】図10は、本実施形態に係る超音波診断装置102のブロック構成図を示している。図10において、TIC・MTT計測部25は、位相検波を受けたIQデータをレシーバ部7から入力し、TIC・MTT計測処理を実行する。このTIC・MTT計測処理は、第1の実施形態と同様である。また、IQデータを利用した有効情報抽出処理についても、第1の実施形態と同様にして実行することが可能である。

【0095】この様な構成によっても、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。また、第2の実施形態では、高速演算やハードウェアの制約により、IQデータのデータ長がRFデータに比べ短くなっている(情報が減っている)場合もある。この場合、演算量を削減することが可能である。また、レシーバ部7を使うことにより、所望の周波数成分を抽出できるメリットがある。

【0096】(第3の実施形態)第3の実施形態は、Bモード検波データ(包絡線検波回路30Aにより包絡線検波を受けたが、対数変換器30Bにより対数変換を受ける前のデータ)に基づいてTIC・MTT計測処理を実行する例である。

【0097】図11は、本実施形態に係る超音波診断装置104のブロック構成図を示している。図11において、TIC・MTT計測部25は、包絡線検波回路30Aにより包絡線検波を受けたBモード検波データをBモードユニット30から入力し、TIC・MTT計測処理を実行する。このTIC・MTT計測処理は、第1の実施形態と同様である。また、Bモード検波データを利用した有効情報抽出処理についても、第1の実施形態と同様に実行することが可能である。

【0098】この様な構成によっても、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0099】なお、実際には、Bモード検波データは、位相情報が落ちた振幅情報である。そのため、RFデータに比して十分にデータ長が短くなり、実用上演算量が削除される。また、対数変換器30によるデータ圧縮を受けていないので、圧縮処理による情報量の減少は発生しない。

【0100】(第4の実施形態)第4の実施形態は、Bモードラスタデータ(Bモードユニット30により包絡線検波及び対数変換を受け、DSC部8により直交変換を受ける前のデータ)に基づいてTIC・MTT計測処理を実行する例である。すなわち、第1乃至第3の実施形態では、対数変換前(すなわち、圧縮前)のエコー信号に基づいてTIC・MTT計測を行う構成であったが、第2の実施形態は、レシーバ部7での処理を受けた検波信号に逆対数変換処理を施して再び対数圧縮前の輝度情報を引き出して、TIC・MTT処理を行う例を示す。

【0101】図12は、本実施形態に係る超音波診断装置106のブロック構成図を示している。図12に示すように、超音波診断装置106は、逆対数変換器26をさらに有している。この逆対数変換器26は、Bモードユニット30から対数変換後のBモードラスタデータを入力し、逆対数変換を行う。逆逆対数変換によって復調され、線型な信号強度をもつエコー信号に還元されたデータは、TIC・MTT計測部25に出力される。TIC・MTT計測部25は、入力したエコー信号に基づいて、TIC・MTT計測を実行する。

【0102】TIC・MTT計測部25は、逆対数変換後のデータに基づいて、第1の実施形態と同様のTIC・MTT計測処理を実行する。

【0103】なお、対数変換後のBモードラスタデータを利用した有効情報抽出処理については、次の様である。すなわち、逆対数変換器26は、所定の操作にตอบสนองしてBモードユニット30からBモードラスタデータを入力し、逆対数変換を行う。この逆対数変換器26による逆対数変換によって復調されたエコー信号は、TIC・MTT計測部25に出力される。TIC・MTT計測部25は、入力したエコー信号に基づいて、操作者によって指定された評価エリアにおける代表値(例えば平均

値等)を演算し、各第行値に基づいてTIC・MTT計測を実行する。

【0104】この様な構成によっても、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。また、ハードウェアの制約のため、第1～第3の実施形態が困難であり、対数変換され圧縮されたBモードラスタデータを利用する場合であっても、逆対数変換器26により線型のデータに変換されれば、TIC立ち上がり部分で直線フィッティングが可能となり、回帰演算が容易になる。

【0105】(第5の実施形態)第5の実施形態は、Bモード直交変換データ(BモードDSC部8により直交座標変換を受けたデータ)に基づいてTIC・MTT計測処理を実行する例である。

【0106】図13は、本実施形態に係る超音波診断装置108のブロック構成図を示している。図13において、逆対数変換器26は、BモードDSC部8からBモード直交変換データを入力し、逆対数変換を行う。この逆対数変換器26による逆対数変換によって線型な信号強度に戻されたエコー信号は、TIC・MTT計測部25に出力される。TIC・MTT計測部25は、入力したエコー信号に基づいて、TIC・MTT計測を実行する。このTIC・MTT計測処理は、第1の実施形態と同様である。

【0107】なお、対数変換後のBモード直交変換データを利用した有効情報抽出処理については、次の様である。すなわち、逆対数変換器26は、所定の操作にตอบสนองしてBモードDSC部8からBモード直交変換データを入力し、逆対数変換を行う。この逆対数変換器26による逆対数変換によって復調されたエコー信号は、TIC・MTT計測部25に出力される。TIC・MTT計測部25は、入力したエコー信号に基づいて、操作者によって指定された評価エリアにおける代表値(例えば平均値等)を演算し、各第行値に基づいてTIC・MTT計測を実行する。

【0108】この様な構成によっても、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。また、ハードウェアの制約のため、第1～第3の実施形態が困難であり、対数変換され圧縮されたBモードラスタデータを利用する場合であっても、逆対数変換器26により線型のデータに変換されれば、TIC立ち上がり部分で直線フィッティングが可能となり、回帰演算が容易になる。

【0109】なお、以上述べた第2乃至第5の各実施形態に係る超音波診断装置においても、第1の実施形態で述べた補正機能が実現可能であることは言うまでもない。

【0110】また、複数の超音波診断装置の形態を示したが、演算精度の観点から、TIC・MTT計測処理については、できるだけ前段に設けられたユニットからの出力信号を用いるのが好ましい。後段に設けられたユニットになるほど、その出力信号のデータ情報量は低下す

るからである。

【0111】以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解され、その要旨を変更しない範囲で種々変形可能である。

【0112】また、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果の少なくとも1つが得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【0113】

【発明の効果】以上本発明によれば、深さによる影響を低減し、短時間のスキャンで精度よく且つ再現性の高いMTTを得ることができる超音波診断装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置100のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、超音波診断装置100が実行するTIC・MTT計測の処理手順を示したフローチャートである。

【図3】図3は、TIC・MTT計測の処理によって得られたTIC及びMTTを説明するための概念図である。

【図4】図4は、TIC・MTT計測部25が計測可能な生体情報MTB (Mean Transit Beat) を示した概念図である。

【図5】図5(a)、(b)、(c)は、得られたMTTに対して行う補正処理を説明するための概念図である。図5(a)は、スライス厚方向ビームプロファイル模式図である。図5(b)は、図5(a)中A及びBのそれぞれの位置からのエコー信号によって計測されたTIC (規格化前及び規格化後) を示した図である。図5(c)は、図5(b)から得られるMTTを示した図である。

【図6】図6は、TIC或いはMTTによって評価可能なエリアを説明するための概念図である。

【図7】図7は、本超音波診断装置が実行するスキャンシーケンスと、当該スキャンシーケンスによって得られたエコー信号に基づいて計測されたTICを説明するための概念図である。

【図8】図8は、モニタリングモードを利用したTIC・MTT計測を説明するための概念図である。

【図9】図9は、有効情報抽出処理を説明するための概念図である。

【図10】図10は、第2の実施形態に係る超音波診断装置100のブロック構成図を示している。

【図11】図11は、第3の実施形態に係る超音波診断装置104のブロック構成図を示している。

【図12】図12は、第4の実施形態に係る超音波診断装置106のブロック構成図を示している。

【図13】図13は、第5の実施形態に係る超音波診断装置108のブロック構成図を示している。

【図14】図14は、MTTを説明するための図である。

【符号の説明】

1...ECG

2...アンブ

3...参照データメモリ

4...超音波プローブ

5...超音波受信部

5A...プリアンプ

20 5B...受信遅延回路

5C...加算器

6...超音波送信部

6A...パルス発生器

6B...送信遅延回路

6C...パルサ

7...レシーバ部

8...Bモードデジタルスキャンコンバータ部

9...CFMユニット

10...CFMデジタルスキャンコンバータ部

11...メモリ合成部

12...フレームメモリ

13...マウス

14...トラックボール

15...操作パネル

16...モード切替スイッチ

18...タイミング信号発生器

19...トリガ信号発生器

20 20...制御回路(CPU)

21...表示部

40 22...装置本体

25...TIC・MTT計測部

26...逆対数変換器

27...記憶部

35...入力装置

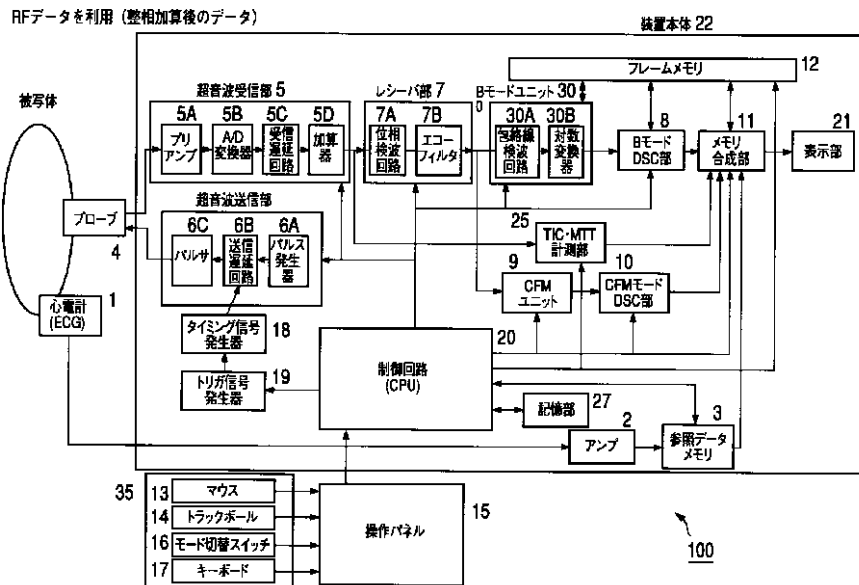
100...超音波診断装置

701...対数変換器

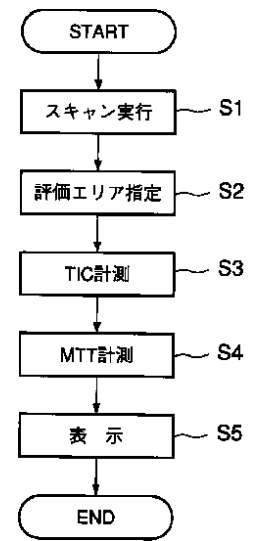
702...包絡線検波回路

703...A/D変換器

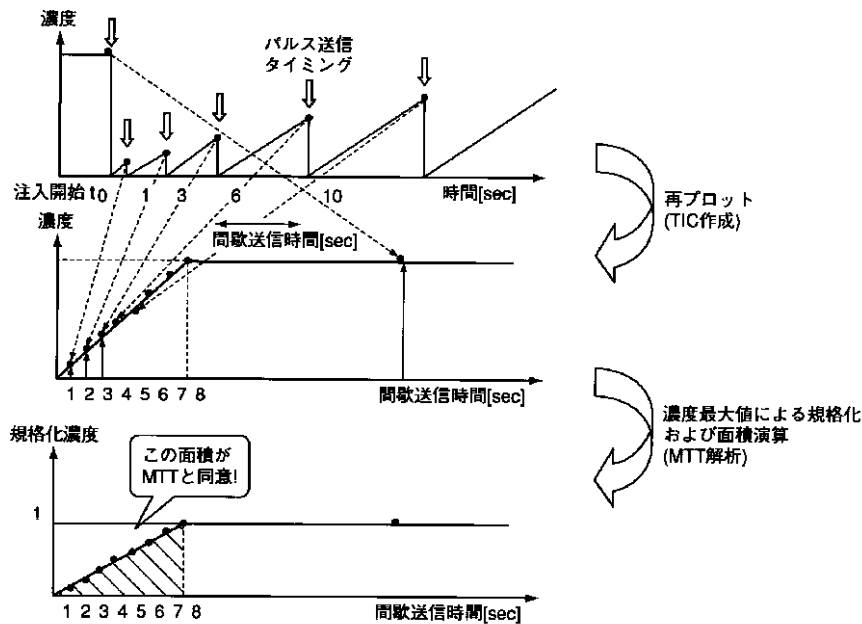
【図1】



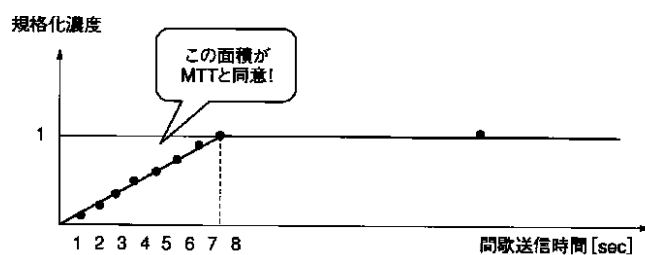
【図2】



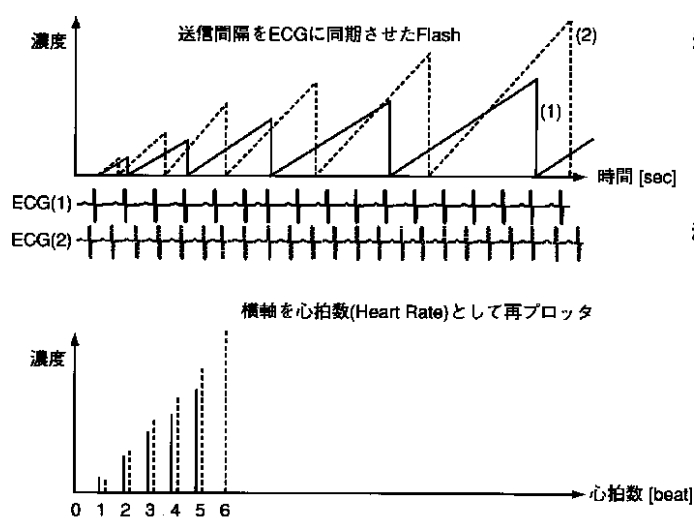
【図3】



【図14】

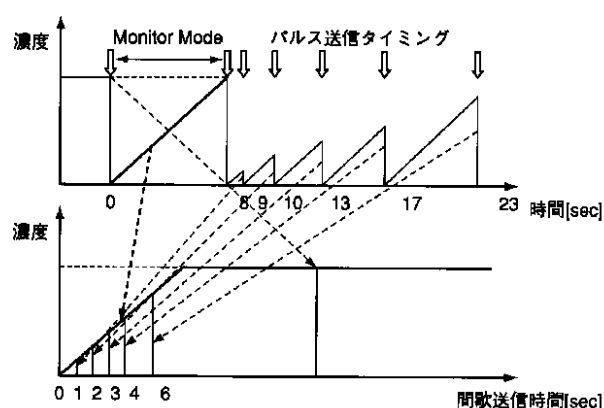


【図4】



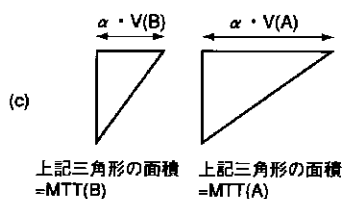
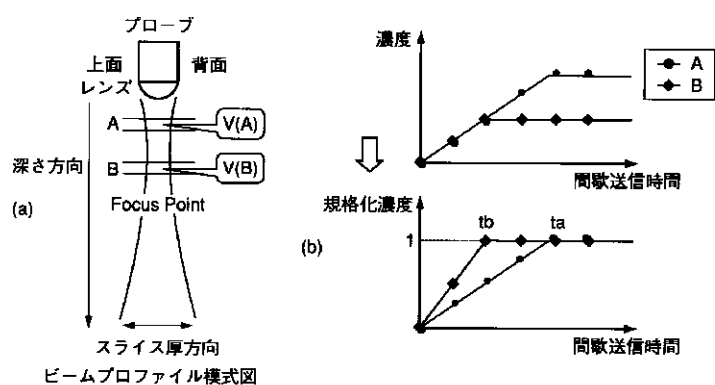
- ・心時相(収縮末期、拡張末期)の評価
- ・心拍による規格化
- ・絶対時間ではない個人固有のパラメータ

【図8】



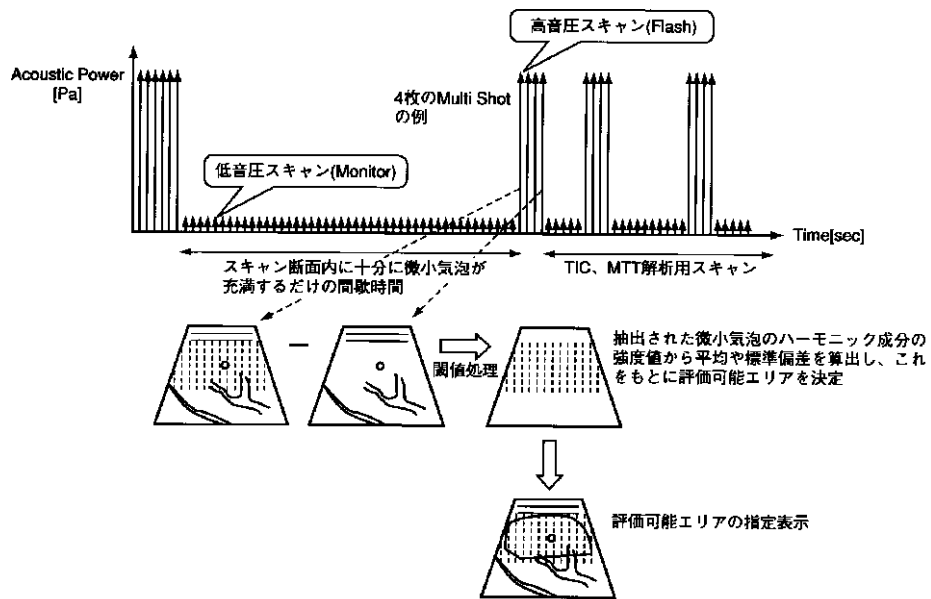
間歇送信によるTICおよびMonitor ModeによるTICの同時表示およびMTT解析。

【図5】

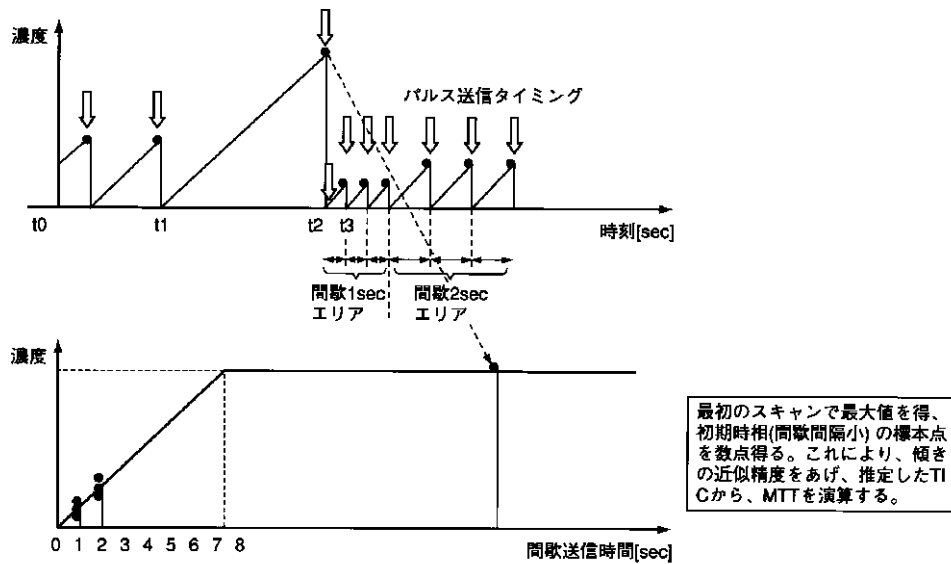


フォーカス位置のBを基準とした場合、得られたMTTに、微小気泡を崩壊・消失可能な音圧以下の音場の体積比  $V(B)/V(\text{対象深さ})$  を乗じることで、各深さにおけるビームプロファイルの不均一性の影響を補正し、MTTの精度を向上させる。

【図6】

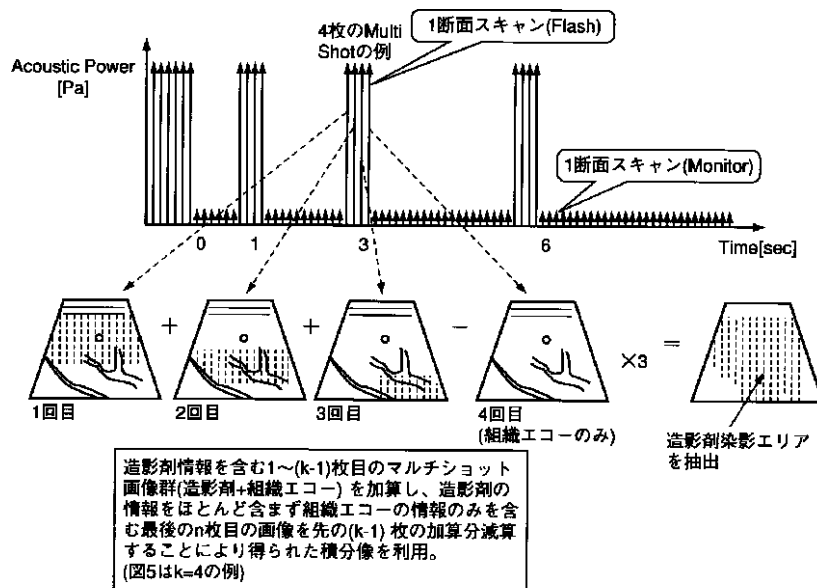


【図7】



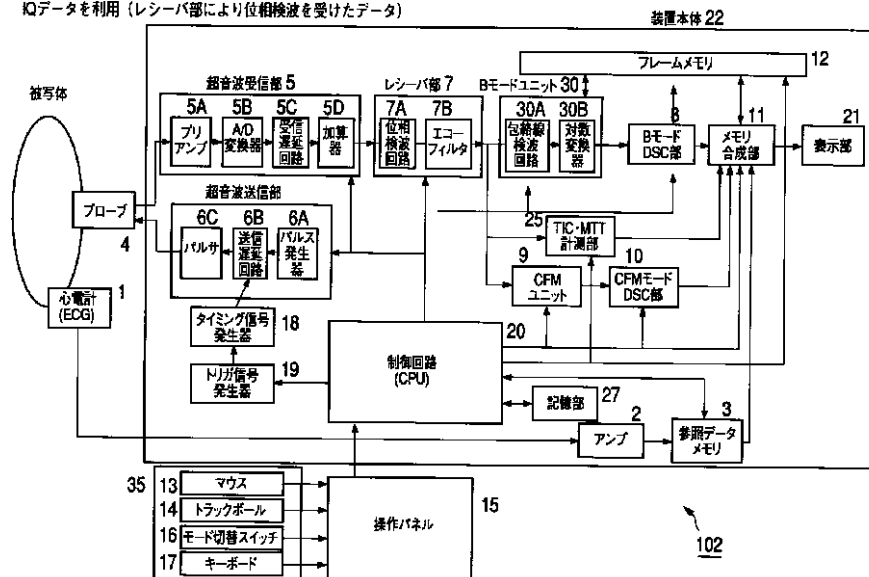


【図9】



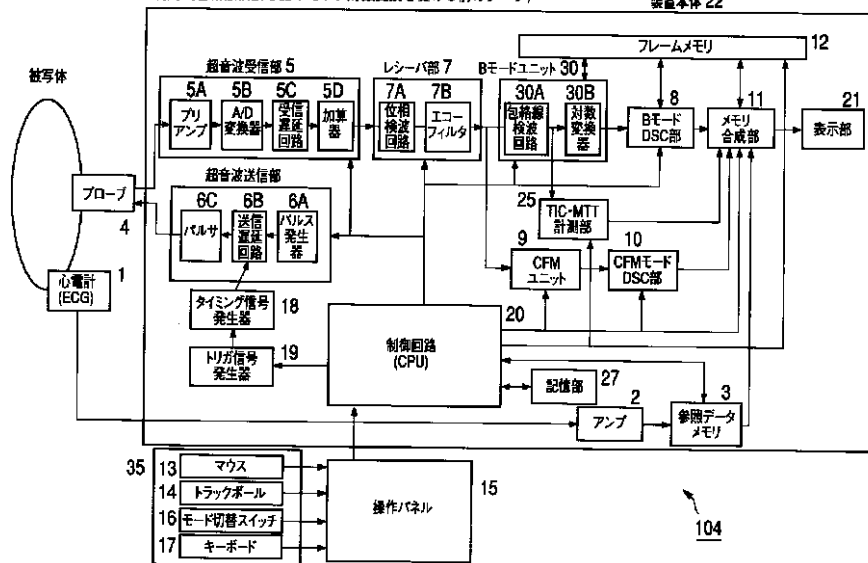
【図10】

IQデータを利用 (レシーバ部により位相検波を受けたデータ)



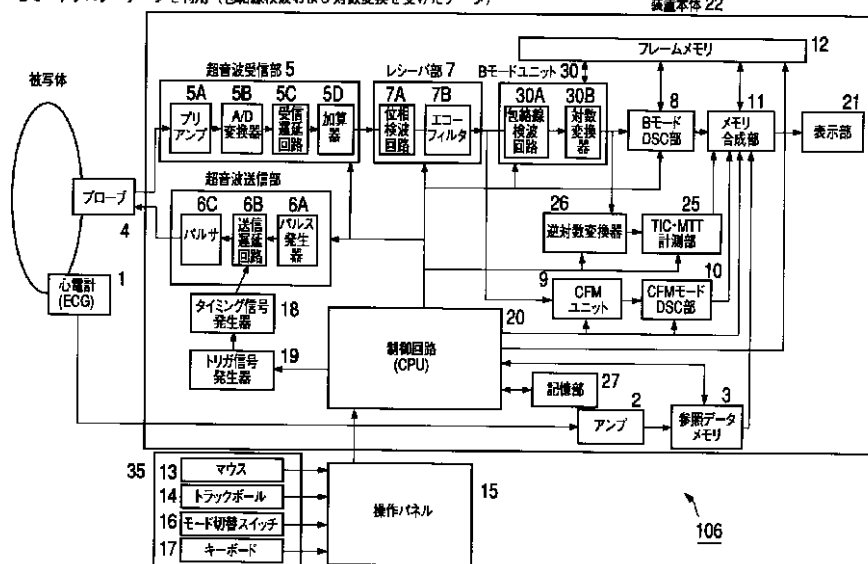
【図11】

Bモード検波データを利用（包絡線検波を受けたが、対数変換を受ける前のデータ）

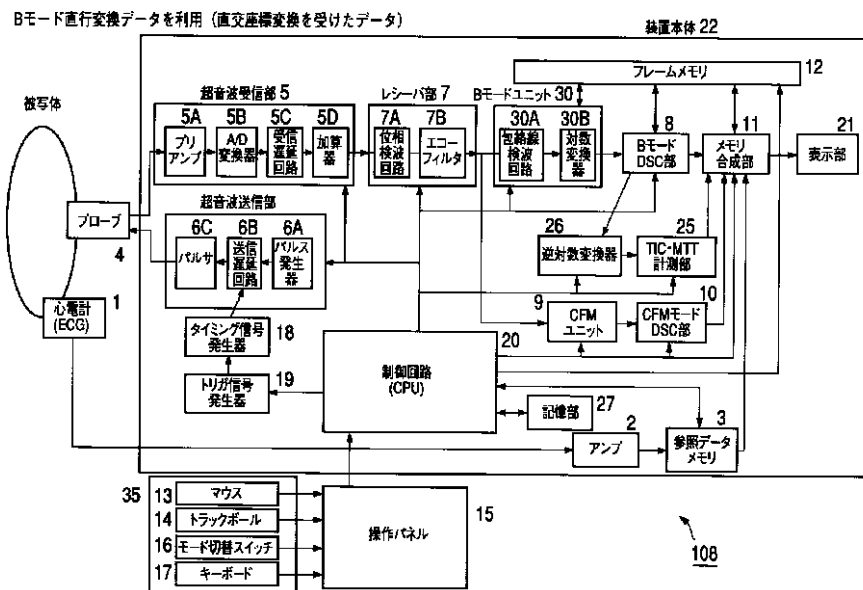


【図12】

Bモードラスタデータを利用（包絡線検波および対数変換を受けたデータ）



【図13】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 CC02 DD01 DD02 EE11  
 FF28 GB02 HH02 HH11 HH17  
 HH24 HH37 HH38 HH52 HH54  
 JB03 JB17 JB28 JB29 JB30  
 JB36 JB37 JB50 JC12 JC13  
 JC14 JC16 KK02 KK11 KK12  
 KK22 KK25 KK30 KK31 KK34  
 KK40 LL02 LL05 LL20  
 4C601 DD03 DE01 EE09 FF08 GB01  
 GB03 HH04 HH05 HH14 HH15  
 HH31 JB01 JB19 JB21 JB22  
 JB23 JB24 JB28 JB30 JB34  
 JB41 JB43 JB45 JB46 JB51  
 JB60 JC15 JC18 JC19 JC20  
 JC21 JC37 JC40 KK02 KK12  
 KK18 KK19 KK23 KK24 KK28  
 KK29 KK31 KK33 KK36 KK50  
 LL01 LL02 LL05 LL40

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003061959A</a>	公开(公告)日	2003-03-04
申请号	JP2001251766	申请日	2001-08-22
[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	小笠原洋一		
发明人	小笠原 洋一		
IPC分类号	A61B5/08 A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/08 A61B5/7232 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/481 A61B8/54 G01S7/52085 G01S15/102 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/EE11 4C301/FF28 4C301/GB02 4C301/HH02 4C301/HH11 4C301/HH17 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/HH52 4C301/HH54 4C301/JB03 4C301/JB17 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB30 4C301/JB36 4C301/JB37 4C301/JB50 4C301/JC12 4C301/JC13 4C301/JC14 4C301/JC16 4C301/KK02 4C301/KK11 4C301/KK12 4C301/KK22 4C301/KK25 4C301/KK30 4C301/KK31 4C301/KK34 4C301/KK40 4C301/LL02 4C301/LL05 4C301/LL20 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB22 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB30 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB51 4C601/JB60 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/JC40 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK29 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/KK36 4C601/KK50 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05 4C601/LL40 4C601/DE06 4C601/DE11		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备能够通过在规定时间内扫描而获得高精度和高再现性的MTT，同时减小深度的影响。超声波传输单元6将具有多次破坏造影剂的强度的超声波脉冲传输至被施用造影剂的对象的一个扫描表面。超声波接收单元5基于来自被检体的超声波脉冲接收回波信号组，并且通过加法器5C将回波信号组相加以生成多个RF数据。TIC / MTT测量单元25基于多个RF数据测量亮度变化曲线（TIC），基于亮度变化曲线测量血流的平均通过时间（MTT），并显示显示单元21。显示。

