

(51) Int.CI⁷

識別記号

F I

テマコード(参考)

A 6 1 B 8/06
8/08A 6 1 B 8/06
8/08

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 70 L (全 12数)

(21)出願番号 特願2001 - 13563(P2001 - 13563)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

(22)出願日 平成13年1月22日(2001.1.22)

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72)発明者 小笠原 洋一

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

(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 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

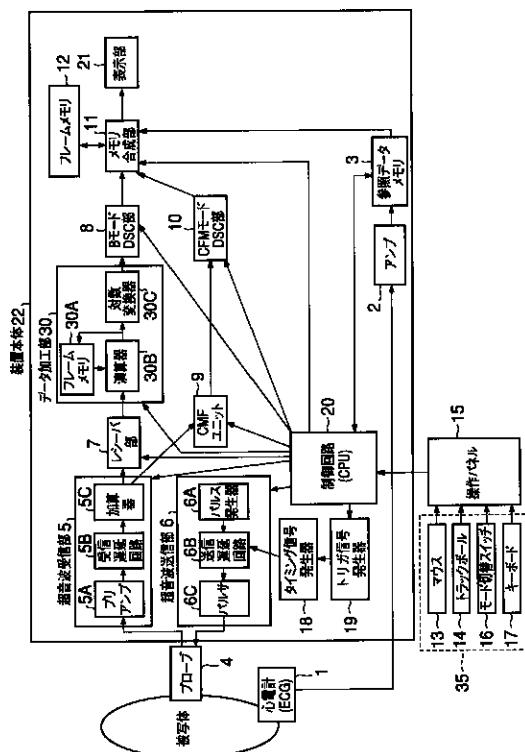
F ターム(参考) 4C301 DD01 DD04 DD14 EE11 FF28
HH11 JB29 JC12 JC14 KK22

(54)【発明の名称】超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 少量の造影剤投与で安定かつ効率的に造影剤からのエコーを受信し、これによってより詳細な血流動態の診断が可能となる超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 造影剤情報を含む複数枚(例えばn - 1枚)のマルチショット画像群を加算して得られた加算情報から、造影剤情報を殆ど含まない画像情報を、前記加算情報から(n - 1)枚分減算することで、一走査面内に存在したすべての造影剤に基づく画像情報を画像処理的に取得する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】造影剤を投与された被検体の一の走査面に對して、前記造影剤を破壊する強度の超音波を複数回送信し、前記被検体から反射波群を受信する送受信手段と、

前記反射波群のうち連續した複数フレームを構成する複数の反射波に基づいて、当該複数フレームに対応する複数の累積加算用データを生成し、前記複数の反射波のいずれの反射波よりも時間的に遅れて受信された前記反射波群のうちの少なくとも一つの反射波から減算用データを生成するデータ生成手段と、

前記複数の累積加算用データが累積加算され、且つ、前記減算用データが減算された演算値を有する演算データを生成し、当該演算データに基づいて前記走査面に関する超音波画像情報を生成するデータ処理手段と、

【請求項2】前記データ処理手段は、前記累積加算用データ毎に異なる値の重み付け係数を乗じた後前記累積加算を行うことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】造影剤を投与された被検体の一の走査面に對して、前記造影剤を破壊する強度の超音波を複数回送信し、前記被検体から反射波群を受信する送受信手段と、

前記反射波群のうち連續した複数フレームを構成する複数の反射波に基づいて、当該複数フレームに対応する複数の累積加算用データを生成し、前記複数の反射波のいずれの反射波よりも時間的に遅れて受信された前記反射波群のうちの少なくとも一つの反射波から減算用データを生成するデータ生成手段と、

前記複数の累積加算用データを記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された各累積加算用データから前記減算用データを減算して得られた演算データを生成し、当該演算データに基づいて前記走査面に関する超音波画像情報を生成するデータ処理手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】前記データ処理手段は、前記累積加算用データ毎に異なる値の重み付け係数を乗じた後前記減算を行うことを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項5】前記データ処理手段は、前記演算値が負となる場合には、当該演算値を絶対値とする、或いは当該演算値を零として前記演算データを生成することを特徴とする請求項1又は3記載の超音波診断装置。

【請求項6】前記データ処理手段は、前記超音波画像情報に基づいて、輝度ヒストグラムの時間変化曲線を生成することを特徴とする請求項1又は3記載の超音波診断装置。

【請求項7】前記複数の累積加算用データが累積加算され、且つ、前記減算用データが前記複数フレームの枚数

10

分減算された演算値を有する第2の演算データを生成し、当該第2の演算データに基づいて前記走査面に関する超音波画像情報を生成する第2のデータ処理手段をさらに備えることを特徴とする請求項1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、超音波造影剤を用いて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ことができ、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の他の診断装置に比べて、小型で安価、リアルタイム表示が可能、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等の特長を有している。この様な利便性から、現在では心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用されている。

【0003】この超音波画像診断装置の撮影法の一つに、コントラストエコーという手法がある。これは、被検体の血管内に微小気泡（マイクロバブル）等からなる超音波造影剤を投与することで、超音波散乱エコーの増強を図るものである。例えば、心臓および腹部臓器などの検査において、静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強し、血流動態の評価を行うのが目的である。特に、静脈からの超音波造影剤注入であれば、侵襲性は

20

低い。従って、患者に対する負担も軽いことから、この血流動態の評価法による診断は広く普及しつつある。

【0004】さらに近年、超音波造影剤の特長を生かした間歇送信と称される超音波走査シーケンスが開発され、臨床、研究の場において高い成果を上げている。この間歇送信とは、超音波造影剤が関心領域に十分に充満されるのを待ってから超音波照射を行い、一気に微小気泡を崩壊、消失させることで、高い信号強度を得るために走査シーケンスである。一般的にこの間歇送信では、間歇間隔毎に1フレームの走査をして、対象断面内に充

40

満された微小気泡を一気に崩壊、消失させて、微小気泡

の存在エリアを観察できるのが理想的である。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、造影剤の種類や濃度あるいは送信音場によって、1回のフレーム走査では、十分に微小気泡が崩壊、消失し得ない場合がある。また、造影剤の濃度が高すぎたり、送信音圧が低すぎたりすることで、微小気泡による音圧の減衰が大きくなり、深部の反射信号強度が十分に得られずあるいは得られてもS/Nが非常に悪く、画像上影を引く現象いわゆるシャドーイングを発生することがある。これら

50

の場合、走査断面内の微小気泡の深い位置での分布状態が分からず、微小気泡の崩壊の割合も異なるため、適切な定量評価を行うことができない。また、一度走査断面内の微小気泡を完全に割り切れない、血流動態のダイナミックな観察も困難になる。

【0006】当該困難を回避する手段としては、例えば特開平9-164138に開示されている技術が挙げられる。当該技術は、強い超音波送信によって得られたデータと弱い超音波送信によって得られたデータとから算出されたフレーム間の差分の絶対値に基づいて、被検体のどの深さのバブル情報が取得されているかを判定する。そして、この判定に基づいて、自動的にフォーカス点を浅部から深部へと順次ずらした超音波送信受信を繰り返し、得られた絶対値画像を積分して表示するものである。

【0007】しかしながら、当該技術では、超音波送信の数は、通常のフレーム数の2倍必要となり、また、送受信制御や判定手段が複雑になる可能性がある。また、フレーム数が多いため、全フレームのデータを収集するのに時間がかかる。このため、最初に収集されたフレームの像と、最後に収集されたフレームの時間差が大きくなり、動きのある対象物の像を作成する際に動きによる画像のずれが大きくなり画質が低下する。

【0008】ところで、微小気泡を完全に崩壊、消失することを目的に、間歇後の映像化のためのフレーム走査を数回に渡って行う、いわゆるマルチショットと称される技術がある。このマルチショットによれば、造影剤の種類や濃度や送信音場により必要なマルチショットの回数は異なるが、適切な条件を選択することで走査断面内の微小気泡はほぼ高い割合で崩壊、消失させることができる。

【0009】なお、ここで注意しなければならないのは、あくまでマルチショットは、観察対象の断面内に含まれる微小気泡を完全に破壊し、微小気泡のない初期状態にリセットすることができるだけで、破壊された微小気泡の情報を抽出するための手段ではないということである。すなわち、マルチショットによって全ての微小気泡が破壊されても、各ショットに対応するフレーム画像は、単独では観察対象となる断面内すべての微小気泡の情報を提供できないということである。この場合、例えどのフレームを選択しても、深さ方向に輝度の不均一な画像が生成されることになり、造影剤の正しい分布が得られないばかりか、造影剤を用いた定量化計測においても、評価エリアを適切に選択できなければ、正しい評価を得ることができない。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明では、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精度良くかつ効果的に行うことが可能な手段を提供す

ることにある。

【0011】本発明の第1の視点は、造影剤を投与された被検体の一の走査面に対して、前記造影剤を破壊する強度の超音波を複数回送信し、前記被検体から反射波群を受信する送受信手段と、前記反射波群のうち連続した複数フレームを構成する複数の反射波に基づいて、当該複数フレームに対応する複数の累積加算用データを生成し、前記複数の反射波のいずれの反射波よりも時間的に遅れて受信された前記反射波群のうちの少なくとも一つの反射波から減算用データを生成するデータ生成手段と、前記複数の累積加算用データが累積加算され、且つ、前記減算用データが減算された演算値を有する演算データを生成し、当該演算データに基づいて前記走査面に関する超音波画像情報を生成するデータ処理手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】本発明の第2の視点は、造影剤を投与された被検体の一の走査面に対して、前記造影剤を破壊する強度の超音波を複数回送信し、前記被検体から反射波群を受信する送受信手段と、前記反射波群のうち連続した複数フレームを構成する複数の反射波に基づいて、当該複数フレームに対応する複数の累積加算用データを生成し、前記複数の反射波のいずれの反射波よりも時間的に遅れて受信された前記反射波群のうちの少なくとも一つの反射波から減算用データを生成するデータ生成手段と、前記複数の累積加算用データを記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された各累積加算用データから前記減算用データを減算して得られた演算データを生成し、当該演算データに基づいて前記走査面に関する超音波画像情報を生成するデータ処理手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】このような構成によれば、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精度良くかつ効果的に行うことが可能な手段を実現することができる。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明の第1実施形態～第4実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明では、腹部領域臓器の血流状態から異常部位を同定する場合を例として説明するが、本超音波診断装置の適用は当該例に限定されるものではなく、例えば心臓や泌尿器等他の器官への適用が可能である。また、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。

【0015】<第1の実施形態>図1は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック図を示している。

【0016】図1において、本実施形態に係る超音波診断装置は、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、各構成構成要素について説明する。

【0017】(心電計)心電計(E C G : E l e c t r o C a r d i o G r a m) 1 は、被検体の心臓の電気現象の時間的变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。

【0018】(超音波プローブ)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。

【0019】(超音波診断装置本体)装置本体 22 は、アンプ 2 、参照メモリデータ 3 、超音波受信部 5 、超音波送信部 6 、レシーバ部 7 、 C F M ユニット 9 、データ加工部 30 、 B モード D S C 部 8 、 C F M モード D S C 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部 18 、トリガ信号発生部 19 、制御回路(C P U) 20 、表示部 21 を有している。

【0020】超音波送信部 6 は、パルス発生器 6 A 、送信遅延回路 6 B 、パルサ 6 C とを有し、プローブ 4 に接続される。

【0021】パルス発生器 6 A は、例えば 5 k H z のレート周波数 f r - H z (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 6 B に送られる。送信遅延回路 6 B 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 6 B 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 6 C は、送信遅延回路 6 B 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。

【0022】上記の如く送信され、被検体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。

【0023】超音波受信部 5 は、プリアンプ 5 A 、受信遅延回路 5 B 、加算器 5 C を有する。プリアンプ 5 A 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 5 B 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 5 C 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受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 と、カラーフローマッピング(C F M) ユニット 9 とに送られる。

【0024】レシーバ部 7 は、図示しないが、包絡線検波回路、アナログデジタルコンバータ(A / D) から構成される。包絡線検波回路は包絡線を検波する。検波された検波信号は、アナログデジタルコンバータを介してデジタル化され、検波データとして後段の回路へ出力される。

【0025】カラーフローマッピング(C F M) 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、 M T I 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 C F M モード D S C 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。

【0026】制御回路(C P U) 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。

【0027】データ加工部 30 は、基本的な構成として、フレームメモリ 30 A 、演算器 30 B 、対数変換器 30 C から成る。このデータ加工部 30 に入力された検波データは、フレーム単位で扱われる(以下、フレームデータと呼ぶ)。フレームデータは、演算器 30 B に入力され、フレームデータ間の加算あるいは減算処理が行われる。フレームメモリ 30 A は要求されるフレーム枚数を構成するのに必要な走査線本数および走査線上のサンプル点数分のメモリ素子を有し、演算器 30 B から出力されるフレームデータを記憶する。また当該記憶されたフレームデータは、制御回路 20 からの制御に従ってフレームメモリ 30 A から読み出され、演算器 30 B へ入力、あるいは最終的に演算されたフレームデータの結果を出力段にある対数変換器 30 C に入力される。対数変換器 30 C は、入力した演算後のフレームデータを対数圧縮し、 B モードデジタルスキャンコンバータ(D S C) 部 8 、メモリ合成部 11 を介して表示部 21 に送る。なお、メモリ合成部 11 では、超音波スキャンの走査線信号列から、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が行われる。また、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、ビデオ信号として表示部 21 に出力する。

【0028】データ加工部 30 による演算処理は、対数圧縮前のリニアな信号の演算を行う必要があるが、レシーバ部 7 に対数変換器を設けて、対数圧縮を受けた信号を利用する場合は、データ加工部 30 の入力段に対数逆変換器を設置して、リニアな信号に逆変換して同様の動作をさせればよい。これは、 B モード D S C 部 8 の後段、あるいはメモリ合成部 11 でのビデオフォーマット

の変換処理前にデータ加工部を設置する場合も同様である。

【0029】表示部21では造影剤の空間的分布、つまり血流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。

【0030】(操作パネル・入力装置)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。

【0031】(本発明の着想)本超音波診断装置の作用・効果をよりわかりやすいものとするため、技術背景を述べつつ本発明の着想について説明する。

【0032】一般に、造影剤の多くは微小気泡が反射源となる。造影効果は、造影剤注入量や濃度が高ければ高いほど大きいものとなる。また、気泡は、その性質上超音波照射によって極短時間の間に崩壊、消失する。従って、造影剤効果時間は、超音波照射によって短縮される。

【0033】一方、造影剤の微小気泡が、超音波照射により音響的に非線形現象を引き起こし、送信周波数の2次高調波(ハーモニクス)成分を含むことも知られている。このハーモニクス成分は、超音波伝搬の過程で生体軟組織でも、発生する。特に、微小気泡が崩壊、消失する場合には、非常に大きなハーモニクス成分を発生するために、相対的にハーモニクス成分の小さい生体軟組織とコントラスト差をつけることができる。すなわち、反射エコーは、送信超音波の基本周波数成分とハーモニクス成分を含む場合には、ハーモニクス成分をフィルタで抽出し、このハーモニクス成分に基づいてBモード画像を生成し表示することで、造影剤の存在部分、つまり血流部分を強調して映像化することが可能となる。

【0034】また、造影剤の微小気泡を崩壊、消失させるために、マルチショットによる超音波照射を行った場合、結局映像化したい微小気泡の存在領域あるいは定量評価のための評価領域において、最初のショットで得られた断面では、微小気泡全ての情報が含まれるわけではなく、前述したように造影剤の濃度や送信音圧などの条件による。

【0035】しかしながら、各マルチショットにおいて得られるショット毎の画像は、前のショットで崩壊、消失できなかった微小気泡の2次高調波の情報と生体軟組織からの2次高調波の情報を有している。すなわち、マルチショットが行われる時間に走査面内に存在した微小気泡からのエコー信号の総量は、走査面内に存在したすべての造影剤に基づく画像情報をすべて含んでいることになる。このエコー信号の総量は、各マルチショットで得られた画像の積分情報にから求めることができる。

【0036】そこで、本発明は、上記マルチショットが行われる時間に走査面内に存在した微小気泡からのエコー信号の総量から、再現性が良く精度の高い定量評価を提供可能な生体軟組織の超音波画像を取得する技術的思想を提案する。具体的には、造影剤情報を含む複数枚(例えば、n-1枚。なお、nはマルチショット数。)のマルチショット画像群を加算して得られた加算情報から、造影剤情報を殆ど含まない画像情報を、前記加算情報から(n-1)枚分減算するものである。或いは、造影剤情報を含む各画像から造影剤情報を殆ど含まない画像情報を減算することで抽出された各造影剤情報を、加算する構成であってもよい。

【0037】造影剤情報を含む各画像は、造影剤エコーと組織エコーとの双方からの情報を含み、一方、造影剤情報を殆ど含まない画像情報は、ほぼ組織エコーのみの情報である。従って、走査面内に存在したすべての造影剤に基づく画像情報を画像処理的に取得することが可能となる。

【0038】(動作)本超音波診断装置によって実行される超音波画像取得処理について説明する。

【0039】図2(a)は、本超音波診断装置が実行する超音波画像取得処理の流れを示したフローチャートである。同図に基づいて、入力された1回目から(n-1)回目のフレームデータを累積加算し、後n回目のフレームデータを前記加算した枚数分だけ、すなわち(n-1)倍だけn回目のフレームデータを減算し、造影剤の部分だけを抽出し、1枚のフレームデータに重畠する実施例の1つを示す。

【0040】(マルチショットによる超音波走査:ステップS1)まず、造影剤投与後の被検体に対して、マルチショット数をn回とした間歇送信(フラッシュエコー)を行う。この間歇送信では、微小気泡を崩壊、消失することを目的とした超音波照射と、微小気泡を崩壊、消失しないで診断対象をモニターすることのみを目的とした超音波照射とが間歇的に実行される。後者の超音波照射による撮影形態、すなわち造影剤を投与後、所望の時間間隔で微小気泡を崩壊、消失しない程度の比較的低い音圧で超音波を送信することで、診断対象をモニターする撮影形態は、モニターモードと呼ばれる。

【0041】図3(a)は、n=4の場合の間歇送信のスキャンシーケンス例を示した図である。同図において、横軸はフレーム走査間の時間、縦軸は送信音圧を示している。従って、各矢印の長さは音圧の送信強さを反映し、また、一つの矢印は一回の超音波照射に対応している。図中長い矢印による照射はフラッシュエコーに対応し、図中短い矢印による照射はモニターモードに対応する。

【0042】該スキャンシーケンスによれば、微小気泡は、各モニターモード中に対象臓器に溜まることになる。そして、モニターモード終了時(すなわち、微小気

泡が対象臓器に十分溜まったとき)に、対象とする臓器に対し微小気泡を一気に崩壊、消失させるような比較的高い音圧で走査することを行う。なお、間歇送信時間間隔は、絶対時間であってもよいし、心電計に基づいて決定してもよい。例えば心電計を利用する場合であれば、得られた心電波形信号をトリガとして間歇送信が実行される構成が考えられる。

【0043】ここで、マルチショット数nについて説明する。

【0044】本発明は、上述の如く、造影剤情報を含む複数枚(例えばn-1枚)のマルチショット画像群を加算して得られた加算情報から、造影剤情報を殆ど含まない画像情報を、前記加算情報から(n-1)枚分減算する構成を取っている。従って、マルチショット数nは、造影剤情報を殆ど含まない画像情報が少なくとも一フレーム分取得できる回数であることが必要である。

【0045】図3(b)は、n=4としたマルチショットにおいて、各スキャンで得られる画像情報を模式的に示している。上述した通り、4回目のスキャンによって得られた画像は、造影剤情報を殆ど含まないものとなっている。

【0046】上記マルチショットに基づくフレームデータは、順次レシーバ部7から出力された後、データ加工部30へ入力される。

【0047】(加算処理:ステップS2) 続いて、造影剤情報を含む(n-1)枚のマルチショット画像群に対して、加算処理が施される。当該加算処理は、データ加工部30内の演算器30B(図1参照)において、例えば次のように実行される。なお、演算器30Bに入力されるデータは、レシーバ部7からのフレームデータとフレームメモリ30Aからのフレームデータであるが、これらの入力および演算器30Bの動作は制御回路20により制御される。

【0048】まず、マルチショットによる1枚目のフレームデータが演算器30Bに入力されると、そのフレームデータは演算器30Bを素通りまたはバイパスし、フレームメモリ30Aに記憶される。

【0049】続いて、2枚目のフレームデータが演算器30Bに入力されるのに同期して、フレームメモリ30Aから1枚目のフレームデータが呼び出され演算器30Bに入力される。演算器30Bでは、これら1枚目および2枚目のフレームデータを加算、出力する。出力された2枚目までの加算されたフレームデータは、フレームメモリ30Aに保存される。

【0050】以下、3枚目、4枚目、…、(n-1)枚目までのフレームデータが演算器30Bにおいて累積加算され、1回目から(n-1)回目までの照射に対応した(n-1)枚のフレームデータが累積加算された加算フレームデータが、フレームメモリ30Aに記憶される。

【0051】(減算処理:ステップS3) 続いて、加算フレームデータに対して、造影剤情報を殆ど含まない画像情報を(n-1)枚分減算する減算処理が施される。当該加算処理は、データ加工部30内の演算器30Bにおいて、例えば次のように実行される。

【0052】(n-1)枚目のフレームデータに引き続き、n回目のフレームデータが演算器30Bに入力されると、これに同期して、フレームメモリ30Aから前記(n-1)回目までの累積加算されたフレームデータが読み出され、演算器30Bに入力される。

【0053】演算器30Bでは、前記(n-1)回目までの累積加算されたフレームデータから、n回目のフレームデータを(n-1)倍、すなわちn回目のフレームデータが入力されるまでに加算された(n-1)枚分の減算が実行される。

【0054】(減算後の処理:ステップS4) 最終的に演算器30Bから出力されるフレームデータは、前述したように対数変換器30Cにて対数変換された後、Bモードディジタルスキャンコンバータ(DSC)部8、メモリ合成部11を介して表示部21に送られる。かくして造影剤の情報を抽出した超音波画像が表示される。

【0055】(TIC生成:ステップS4) メモリ合成部11の出力は、フレームメモリ12に記憶され、TIC(Time Intensity Curve、時間輝度変化曲線)計測やその他の計測に利用することができる。なお、ハード構成は前記形態に限定されることなく、同様の出力が出る構成が対象となる。

【0056】最終的に得られたフレームデータは、1回目から(n-1)回目までの超音波照射にて崩壊、消失させた微小気泡の情報をのみを抽出し、1枚のフレームデータとして重畳する事が可能である(図2(b)参照)。但し、同図はn=4。)。その結果、造影剤の存在領域の映像化と、精度の高い定量評価が可能となる。

【0057】(シャドーイングに対する処置) なお、対象フレームがシャドーイングを起こしている場合、単純にn枚目の画像を減算すると、前者のフレームのシャドーイング部、すなわち無信号部の信号から後者のn枚目の生体軟組織からのハーモニック成分を減算することになるので、最終的な像が負値を表示するケースがある。この場合、演算回路30Bにて、絶対値処理や、ある閾値以下の値を例えば零などの特定値に置き換える処理などの非線形処理を加えて対処しても良い。

【0058】以上述べた様に本超音波診断装置は、造影剤情報を含む複数枚(例えばn-1枚)のマルチショット画像群を加算して得られた加算情報から、造影剤情報を殆ど含まない画像情報を、前記加算情報から(n-1)枚分減算することで各造影剤情報を有する超音波画像を取得する構成である。或いは、本超音波診断装置は、造影剤情報を含む各画像から造影剤情報を殆ど含まない画像情報を減算することで抽出された各造影剤情報

を、加算することで各造影剤情報を有する超音波画像を取得する構成である。

【0059】造影剤情報を含む各画像は、造影剤エコーと組織エコーとの双方からの情報を含み、一方、造影剤情報を殆ど含まない画像情報は、ほぼ組織エコーのみの情報である。従って、走査面内に存在したすべての造影剤に基づく画像情報を画像処理的に取得することが可能となる。その結果、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精度良くかつ効果的に行うことが可能である。また、比較的少ないフレーム数の収集データから画像を生成するため、モーションアーチファクトの比較的少ない良好な画像をううことができる。

【0060】<第2の実施形態>次に、本発明の第2の実施形態について説明する。本第2の実施形態は、特にシャドーイングが発生する場合に有効な例である。第2の実施形態の重要な点は、上記第1の実施形態で説明した減算処理後の信号値によってシャドーイングの発生箇所を特定する着想にある。具体的には、以下に述べる内容となる。

【0061】まず、第2の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、データ加工部30以外の構成は、図1に示した超音波診断装置の構成と略同一である。従って、データ加工部30の構成のみ詳説する。

【0062】図5は、本実施形態に係る超音波診断装置が有する、データ加工部30の構成を説明するための図である。

【0063】図5に示すように、データ加工部30は、あらたにフレームメモリ30A1、30A2および演算器30B2を有している。フレームメモリ30A1は演算器30Bの前段に設けられ、フレームメモリ30A2および演算器30B2は、演算器30Bの後段に設けられている。

【0064】次に、本超音波診断装置によって実行される超音波画像取得処理について、図2(b)を参照しながら説明する。図2(b)は、本超音波診断装置が実行する超音波画像取得処理の流れを示したフローチャートである。

【0065】(マルチショットによる超音波走査:ステップS1)まず、造影剤投与後の被検体に対して、マルチショット数をn回とした間歇送信を行う。その内容は、第1の実施形態と同様である。

【0066】(減算処理:ステップS2)続いて、造影剤情報を含む(n-1)枚のマルチショット画像群に対して、次に述べる要領にて減算処理が施される。

【0067】まず、マルチショットによる1回目のフレームデータがレシーバ部7から出力され、演算器30Bに入力されると、そのフレームデータは演算器30Bを

素通りまたはバイパスし、フレームメモリ30Aに記憶される。

【0068】続いて、2回目のフレームデータも1回目のフレームデータ同様に演算器30Bを素通りまたはバイパスし、フレームメモリ30Aに記憶される。以降、(n-1)回目までのフレームデータは演算器30Bを素通りし、フレームメモリ30Aに記憶される。

【0069】続いて、レシーバ部7から出力されたn回目のフレームデータは、演算器30Bに入力されるが、一方でフレームメモリ30A1に記憶される。さらに、演算器30Bにn回目のフレームデータが入力されるのと同期して、フレームメモリ30Aから1回目のフレームデータが読み出され演算器30Bに入力される。

【0070】演算器Bでは、フレームメモリ30Aから読み出された1回目のフレームデータからn回目のフレームデータを減算し、負値を零に置き換える。これにより、シャドーイングが1回目のフレームデータにあったとしても、シャドーイングのエリアが負値になることなく、微小気泡のみの信号のみが抽出される。1回目のフレームデータに対する演算結果は、演算器30B2を素通りし、フレームメモリ30A2に記憶される。

【0071】次に、前記フレームメモリ30A1に記憶されたn回目のフレームデータが読み出され、演算器30Bに入力される。これに同期して、今度はフレームメモリ30Aに記憶された2回目のフレームデータが読み出され、演算器30Bに入力される。

【0072】(加算処理:ステップS3)続いて、造影剤の情報を抽出するための処理が、加算フレームデータに対して、造影剤情報を殆ど含まない画像情報を(n-1)枚分減算する減算処理が、例えば次のように実行される。

【0073】上述の如く、演算器30Bでは、前記1回目のフレームデータ動作時と同様に、2回目のフレームデータからn回目のフレームデータが減算され、負値を零に置き換え出力し、当該演算結果が演算器30B2に出力される。この演算器30B2への入力に同期し、フレームメモリ30A2から前記演算器30Bで演算された1回目に対するフレームデータが読み出され、演算器30B2に入力される。演算器30B2では、演算器30Bで演算された1回目に対するフレームデータと2回目のフレームデータを加算し、フレームメモリ30A2にあらためて記憶させる。以下、同様に、3回目、4回目、…、(n-1)回目までのフレームデータとn回目のフレームデータとの減算、負値の零への置き換えを演算器30Bにて行った後、順次演算器30B2に入力される。演算器30B2では、前記演算器30Bにて演算されたフレームデータが入力されるに応じて、1フレーム前に演算器30B2で加算され、フレームメモリ30B2に記憶されたフレームデータを読み出し、隨時累積加算する。

【0074】最終的に演算器30Bから出力されるフレームデータは、前述したように対数変換器30Cにて対数変換された後、Bモードディジタルスキャンコンバータ(DSC)部8、メモリ合成部11を介して表示部21に送られる。かくして超音波画像が表示される。

【0075】図4は、n=4としたマルチショットにおいて、上記画像取得処理を模式的に示した図である。同図に示すように、造影剤情報を含む1乃至3枚目の画像から、造影剤情報を殆ど含まない画像を減算することで負となった信号値を閾値処理する(同図矢印)。当該閾値処理の後、各画像を加算することで造影剤染影エリアを抽出することが可能である。

【0076】(TIC生成:ステップS4)また、メモリ合成部11の出力は、フレームメモリ12に記憶され、TIC(Time Intensity Curve、時間輝度変化曲線)計測やその他の計測に利用することが可能である。なお、ハード構成は前記形態に限定されることなく、同様の出力が出る構成が対象となる。

【0077】以上述べた構成によれば、1回目から(n-1)回目のフレームデータのそれからn回目のフレームデータを減算し、当該減算後、信号値が負の値となる場合には、当該信号値は零とする、あるいは絶対値をとるなどの非線形処理を加える処理が実行される。従って、フレーム毎のシャドーイングにより画像情報が影響を受ける場合であっても、高い抽出効率で造影剤情報を抽出することができる。

【0078】<第3の実施形態>一般に、造影剤の種類によってはシェルをもつ耐圧性のある微小気泡である場合や、さらに濃度が高い場合には、n回のマルチショットでは効率よく微小気泡を崩壊、消失できないことがある。

【0079】第3の実施形態は、この様な場合に対処可能な例を示す。具体的には、1回目あるいは2回目などの特定フレームの微小気泡の情報をウェイトをおいて表示する、特定フレーム間の加算情報あるいは減算情報を使用する構成とする等、操作者が要望する映像情報を提供することができる超音波診断装置の例である。

【0080】図6は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示した図である。

【0081】本超音波診断装置の特徴的な点は、例えば図6に示すように、演算器30Bの前段に、重み付け器30Dを有することである。当該重み付け器30Dによって実行される重み付けにより、特定フレームの微小気泡の情報をウェイトをおいた画像処理を実行することが可能である。

【0082】次に、本実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。

【0083】図6において、重み付け器30Dは、操作パネル15から入力された値あるいは装置本体内に設けられたハードディスク、CD、MO、FD、DVDなど

に保存された電子ファイルに記述された値を読み込んだ値から、あるいは装置の基板に搭載されたROMから得られた値など、装置内外に搭載される記憶媒体から提供される値を選択し、前記選択された値と、レシーバ部7からのフレームデータを乗算することで重み付けを行う機能を持つ。

【0084】重み付けされたフレームデータは、重み付け器30Dから出力され、演算器30Bに入力される。以下、第1の形態と同様に動作し、レシーバ部7から出力されたフレームデータ群は、データ加工部30の重み付け器30Dにより重み付けされ、演算器30Bにてフレームデータ間の加算あるいは減算処理され、フレームメモリ30Aに記憶される。但し、第1の形態と異なるのは、任意のフレームに任意の重み付け係数が与えられるので、例えば、2回目から(n-1)回目までの重み付けを零とし、1回目とn回目の重み付け値を1とし、演算器30Bで減算処理を行えば、1フレームとnフレームとの特定フレーム間の差分情報が得られる。なお、原則として、減算するフレームの重み付け係数は、加算されたフレームの重み付け係数の和と等しいものとする。減算するのは、組織のハーモニック成分を除去することが目的だからである。

【0085】なお、ハード構成は前記形態に限定されることなく、同様の出力が出る構成が対象となる。例えば、本実施形態の変形例として、図7に示すように第2の形態に対し、重み付け器30D1を演算器30Bの前段に設置する構成であってもよい。また、図8に示すように第2の形態に対し、重み付け器30D2を演算器30B2の前段に設置する構成であってもよい。さらに、図9に示すように第2の形態に対し、重み付け器30D1, 30D2を同時に設置することもできる。

【0086】なお、フレームメモリや重み付け器など動作例として幾つかに分散させて説明したが、物理的には1つの素子としてまとめてよく、ハード構成は前記形態に限定されることなく、同様の出力が出る構成が対象となる。

【0087】また、以上述べた内容は、全てのフレームを使うことを前提とした例である。これに対し、造影剤で染影された特定の深いところだけを映像化するためには、得られたマルチショットのうち、例えば1回目のフレームを利用しないで、2回目以降のフレームデータのみを利用する構成であってもよい。

【0088】<第4の実施形態>次に、第4の実施形態について説明する。

【0089】第3の実施形態では、重み付け処理を行う手段として、ハードウェアによる構成を記述した。これに対し、第4の実施形態では、ホストCPUやシングルボードコンピュータを利用し、前記フレームメモリに記憶されたデータを利用し、ソフトウェアによって重み付け処理を実現する構成を示す。該ソフトウェアによる構

成であれば、操作者がマルチショットにより得られたフレームデータのデータ間処理を自由に定義し実現できる。

【0090】例えば、第3の実施形態にて説明した重み付け処理は、次のような式で表すことが可能である。

【0091】第1の実施形態に対応する場合は、マルチショットのi回目(1 i n)のフレームデータをF_i、フレームデータF_iに対する重み付け値をα_i、フレームデータF_nのF_iに関する重み付け値をα_{n,i}、絶対値関数をabs()、閾値a以下の値をbに変換する関数をconv[a, b]()、フレームデータ間の加算を示す記号を+、フレームデータにスカラー量^{*}

$$\sum_{i=1}^{n-1} \text{abs}(\alpha_i * F_i + \alpha_{n,i} * F_i) \quad \text{または}$$

$$\sum_{i=1}^{n-1} \text{conv}[0,0](\alpha_i * F_i + \alpha_{n,i} * F_i)$$

【0096】と書き表すことができる(但し、α_{n,i}は実数)。

【0097】このように、幾つかの関数を定義し、操作者が得たい画像をキーボード17などの操作パネルからプログラミングし、提供することが可能な機能を有する。

【0098】以上述べた構成によれば、操作者の臨床や研究の目的に応じた映像化が可能となり、再現性良く、精度の高い定量評価に寄与することができる。

【0099】なお、本願発明は上記実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその趣旨を逸脱しない範囲で種々に変形することが可能である。また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組合せた効果が得られる。さらに、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合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。

【0100】

【発明の効果】以上本発明によれば、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精度良くかつ効果的に行うことが可能な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のブロック図を示している。

【図2】図2(a)、(b)は、本超音波診断装置が実

*を乗じる記号を*とすると、

【0092】

【数1】

$$\sum_{i=1}^n \alpha_i * F_i$$

【0093】で表すことができる(但し、α_iは実数)。

【0094】また、第2の実施形態に対応する場合は、

【0095】

【数2】

行する超音波画像取得処理の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3(a)は、n=4の場合の間歇送信のスキヤンシーケンス例を示した図である。図3(b)は、n=4とした一のマルチショットにおいて、各スキャンで得られる画像情報を模式的に示している。

【図4】図4は、n=4としたマルチショットにおいて、上記画像取得処理を模式的に示した図である。

【図5】図5は、第2の実施形態に係る超音波診断装置が有する、データ加工部30の構成を説明するための図である。

【図6】図6は、第3の実施形態に係る超音波診断装置が有する、データ加工部30の構成を説明するための図である。

【図7】図7は、第3の実施形態に係る超音波診断装置が有する、データ加工部30の構成の変形例を説明するための図である。

【図8】図8は、第3の実施形態に係る超音波診断装置が有する、データ加工部30の構成の変形例を説明するための図である。

【図9】図9は、第3の実施形態に係る超音波診断装置が有する、データ加工部30の構成の変形例を説明するための図である。

【符号の説明】

1…心電計(ECG)

2…アンプ

3…参照データメモリ

4…超音波プローブ

5…超音波受信部

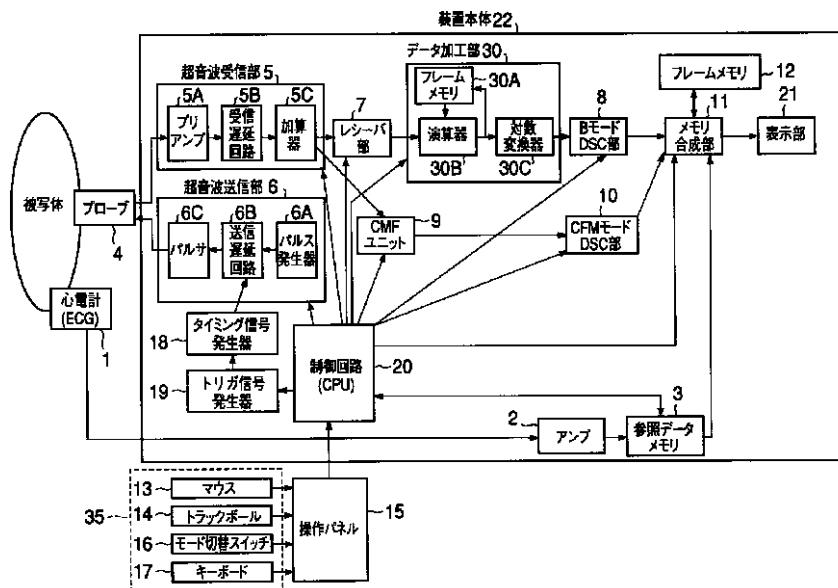
6…超音波送信部

7…レシーバ部

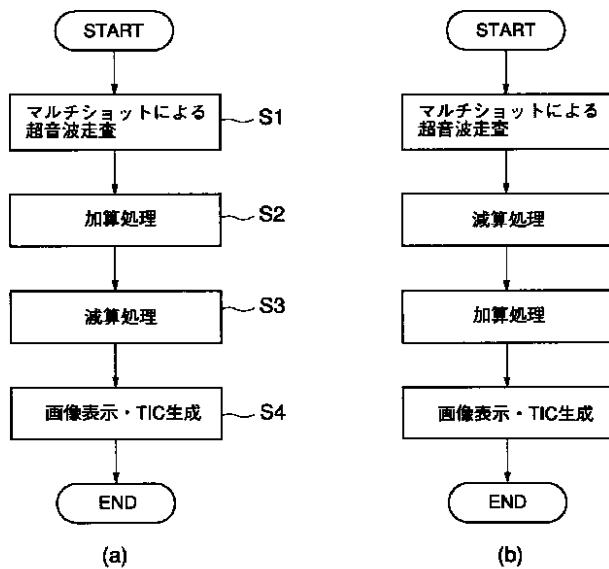
8…BモードDSC部

- | | |
|---------------------------|--------------------|
| 9 ... C F M ユニット | * 1 7 ... キーボード |
| 1 0 ... C F M モード D S C 部 | 1 8 ... タイミング信号発生器 |
| 1 1 ... メモリ合成部 | 1 9 ... トリガ信号発生器 |
| 1 2 ... フレームメモリ | 2 0 ... 制御回路 |
| 1 3 ... マウス | 2 1 ... 表示部 |
| 1 4 ... トランクボール | 2 2 ... 装置本体 |
| 1 5 ... 操作パネル | 2 3 ... データ加工部 |
| 1 6 ... モード切替スイッチ | * 3 5 ... 入力装置 |

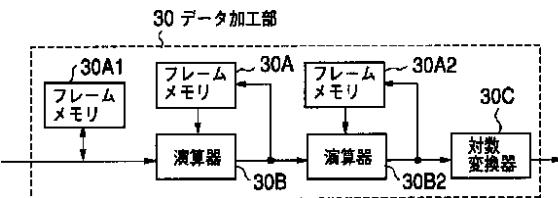
【図1】



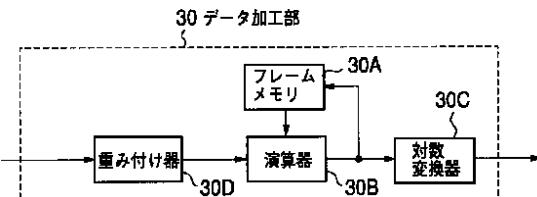
【图2】



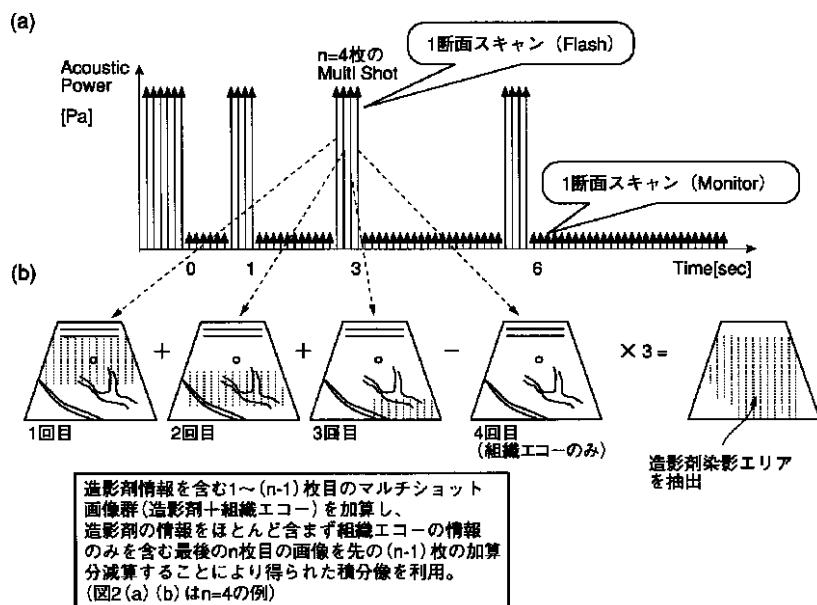
〔义5〕



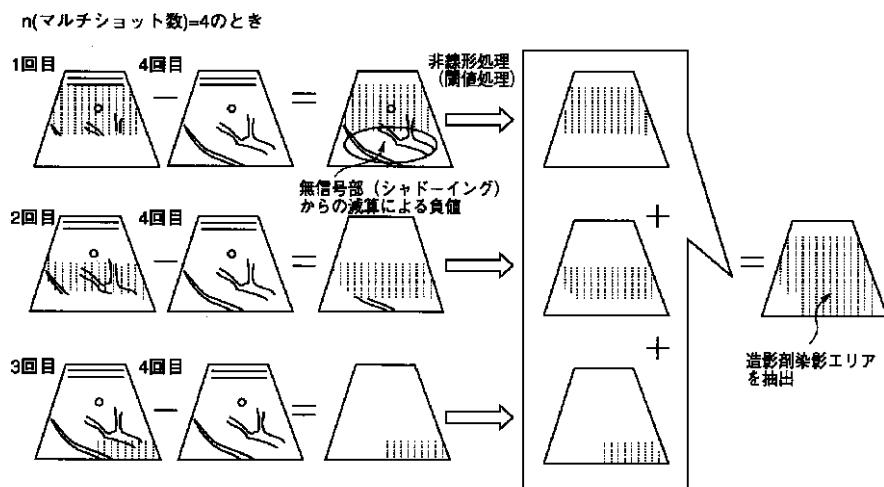
(6)



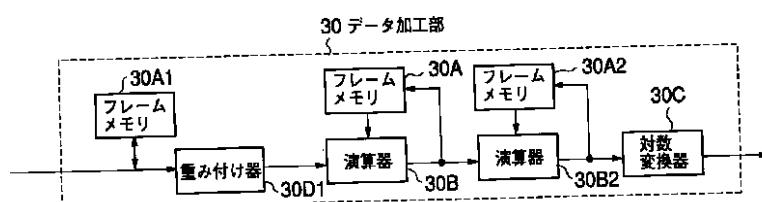
【図3】



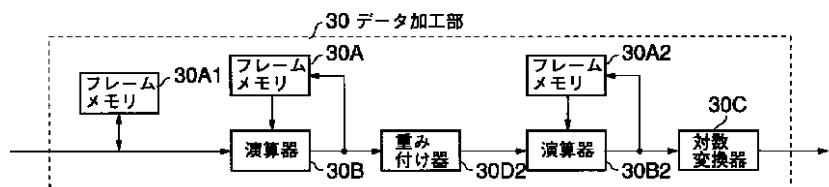
【図4】



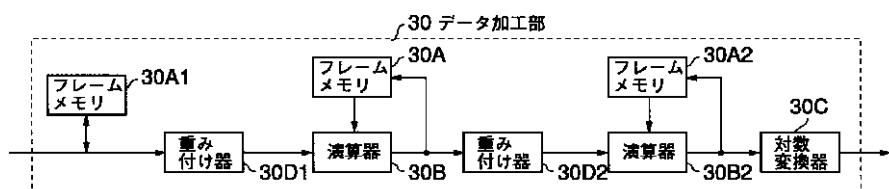
【図7】



【図8】



【図9】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002209898A	公开(公告)日	2002-07-30
申请号	JP2001013563	申请日	2001-01-22
[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 神山直久		
发明人	小笠原 洋一 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/06 A61B5/0456 A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/481 A61B5/0456 A61B5/7232 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/14 G01S7/52034 G01S7/52041 G01S7/52087 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD14 4C301/EE11 4C301/FF28 4C301/HH11 4C301/JB29 4C301/JC12 4C301/JC14 4C301/KK22 4C601/DD03 4C601/DD18 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/HH14 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK18 4C601/KK19		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够在少量施用造影剂的情况下稳定且有效地接收来自造影剂的回声，从而能够更详细地诊断血流动力学。解决方案：从通过添加包含造影剂信息的多个（例如n-1个）多次拍摄图像组而获得的添加信息中，从添加信息中添加几乎不包含造影剂信息的图像信息（通过减去n-1张），通过图像处理获取基于一个扫描平面内存在的所有造影剂的图像信息。

