

(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2005-81073

(P2005-81073A)

(43) 公開日 平成17年3月31日(2005.3.31)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>  
A61B 8/06

F I  
A61B 8/06

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2003-319885 (P2003-319885)	(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
(22) 出願日	平成15年9月11日(2003.9.11)	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100084618 弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196 弁理士 橋本 良郎

最終頁に続く

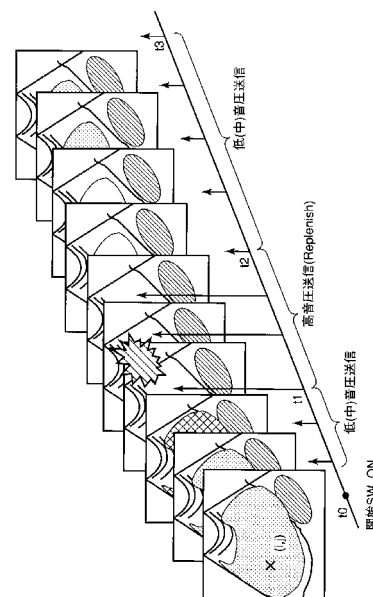
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】次世代型造影剤の特性を十分に生かすことができる手法によって超音波スキャンが可能であり、これによって撮影時における撮影者及び被撮影者の負担を軽減させること。

【解決手段】 造影剤を投与された被検体内部の撮影対象内に流入する前記造影剤が飽和状態になった後、気泡を破壊する高音圧でのスキャンを行い、当該断面内をリフレッシュすると共に、エコー信号強度の最大値を取得する。続いて、造影剤を破壊しない低音圧又は中音圧での超音波によるスキャンを異なるタイミングにて複数回実行することで、TIC解析に必要な生体情報を取得するスキャンシーケンスを実行する。当該スキャンによって得られたデータは、血流指標推定部において解析され、所定の形態にて表示される。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

造影剤を投与された被検体内部の撮影対象に対して超音波を送受信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し、当該駆動信号を前記超音波プローブに供給する駆動手段と、

前記撮影対象内に流入する前記造影剤が飽和状態又は飽和状態と見なせる状態になった後、前記造影剤を破壊する強度である第 1 の超音波が前記超音波プローブから照射されるように、且つ、前記第 1 の超音波の照射後から異なるタイミングで、前記造影剤が破壊されない強度の第 2 の超音波が前記超音波プローブから少なくとも二回照射されるように構成された、前記撮影対象内の造影剤濃度の時間変化を収集するためのシーケンスに基づいて、前記駆動手段を制御する制御手段と、

前記超音波プローブで受信された超音波エコーに基づいて、前記撮影対象の血流に関する情報を解析し解析結果を得る解析手段と、

前記解析結果を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記シーケンスに従った超音波スキャンの開始を指示するための指示手段をさらに具備し、

前記制御手段は、前記指示手段からの指示にตอบสนองして、前記シーケンスに基づく前記駆動手段の制御を開始すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記第 1 の超音波の照射タイミング及び前記第 2 の超音波の照射タイミングのうち、少なくとも一方を設定するための設定手段をさらに具備し、

前記制御手段は、前記設定手段によって設定されたタイミングに従って、前記第 1 の超音波又は前記第 2 の超音波が照射されるように、前記駆動手段を制御すること、

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記撮影対象の血流に関する情報は、 $f(t) = A(1 - \exp[-t])$  (ただし、 $f(t)$  は輝度、 $A$  は最大輝度、 $t$  は時間をそれぞれ意味する) に基づく  $A$  値、 $t$  値、 $A$  と  $t$  の積値及び信号強度最大値に対する所定割合の信号強度に到達する時間、平均通過時間のうち少なくとも一つを含むことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記撮影対象の血流に関する情報は、当該撮影対象内に存在するサンプル点の輝度平均値、輝度最大値、輝度最小値、輝度最頻値、輝度中央値、その他の輝度に関する統計的代表値のうち少なくとも一つを含み、

前記表示手段は、当該撮影対象の血流に関する情報を数値若しくは表又は時間輝度変化曲線のうちのいずれかの形態にて前記解析結果を表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記撮影対象の血流に関する情報は、当該撮影対象内に存在するサンプル点の輝度平均値、輝度最大値、輝度最小値、輝度最頻値、輝度中央値、その他の輝度に関する統計的代表値のうち少なくとも一つを含み、

前記表示手段は、前記サンプル点に前記輝度に関する統計的代表値の大きさに応じた色を割り当てることで得られる二次元マッピング画像を生成し表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記撮影対象上に関心領域を設定する関心領域設定手段をさらに具備し、

	10
	20
	30
	40
	50

前記解析手段は、前記超音波プローブで受信された超音波エコーに基づいて、前記関心領域の血流に関する情報を解析すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記関心領域の血流に関する情報は、当該関心領域の輝度平均値、輝度最大値、輝度最小値、輝度最頻値、輝度中央値、その他の輝度に関する統計的代表的値のうちの少なくとも一つを含み、

前記表示手段は、当該関心領域の血流に関する情報を数値若しくは表又は時間輝度変化曲線のうちのいずれかの形態にて前記解析結果を表示すること、

を特徴とする請求項 7 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記関心領域の血流に関する情報は、当該関心領域の輝度平均値、輝度最大値、輝度最小値、輝度最頻値、輝度中央値、その他の輝度に関する統計的代表的値のうちの少なくとも一つを含み、

前記表示手段は、前記関心領域の輝度に関する統計的代表的値の大きさに応じた色を割り当てることで得られる二次元マッピング画像を生成し表示すること、

を特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示手段は、前記統計的代表的値のうち、指定されたレンジに属する前記撮影対象内各点のみを用いて前記二次元マッピング画像を生成することを特徴とする請求項 6 又は 9

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、造影剤投与時に、造影剤の気泡を割らないような低い音圧による超音波を送信し、その輝度変化を観察するモードにおいて、瞬間的に気泡を割ることができるような高い音圧を送信して気泡を破壊し、その前後のエコー信号群のデータをもとに血流情報に関する指標を推定し、推定した情報を観察者に提供する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波造影検査においては、シェルのない、或いは糖や脂質により構成されるシェルのある微小気泡からなる造影剤を使用し、これによるエコー信号の増強効果を利用して血流動態を観察し、臓器の機能診断、腫瘍の鑑別又は進展度の診断、治療効果のフォローアップを行っている。現在日本国内において超音波診断を目的として静脈から注入することが許可されている造影剤は、超音波照射によって崩壊・消滅する時に強い信号を発生する性質のものである。この性質の造影剤は、積極的に気泡を破壊することで、より大きな造影効果を得ることができる。しかし、映像化のための破壊を行う度に、造影効果は短縮されることになる。このため、一回の造影剤注入で何度も繰り返し観察することはできず、診断の内容によっては、新たな造影剤を注入しなければならない場合がある。この様に注入量が増えると、患者はそれだけの身体的負担及び経済的負担を強いられることになる。

30

40

【0003】

これに対し、近年、次世代の超音波造影剤（以下、「次世代型造影剤」とも言う。）として、低音圧超音波で破壊されることなく強い非線形信号を発生する気泡が開発されている。この次世代型造影剤は、従来の造影剤の様に気泡を崩壊、消滅させなくても、低音圧下において信号の増強を呈するために繰り返し関心領域を診断することが可能である。なお、現段階では、国内では次世代型造影剤は治験段階にある。一方海外では、既に認可を受けて臨床サイトで用いられている地域もある。

【0004】

このような次世代型造影剤の気泡を用いた影像法は、従来の高音圧で超音波を送信し気泡を崩壊させる手法をそのまま適用するのではなく、気泡を崩壊させないような低音圧で

50

超音波を送信しその反射波を利用する手法が最適である。各超音波診断装置メーカーは、開発を進め、既に次世代型造影剤に対応可能な装置を市場に投入している。

【0005】

一方、超音波造影剤を用いた映像化手法が近年確立されるにつれ、診断のために主観的判断を要する画像の提供のみでなく、客観的な定量的情報を提供する試みも盛んに行われている。客観的な定量的情報とは、例えば造影剤による信号増強の時間変化から得られる、血流に関する定量的な情報等である。このような定量的情報により、臓器の機能診断や腫瘍の鑑別、進展度診断をより客観的に行うことができる。

【0006】

この定量的情報を、従来の（次世代型ではない）超音波造影剤を使用して取得するためには、送信間隔を変化させて高音圧超音波（映像化のための超音波）を複数回照射する必要がある。この様に異なる送信間隔で超音波スキャンを何度も行うのは、次の理由による。すなわち、既述の如く従来の超音波造影剤を構成する微小気泡は、映像化のための高音圧超音波の照射によって崩壊、消失を起こしてしまい、一回の送信毎に走査面内の気泡（造影剤）が破壊されてしまう。このため、種々の経過時間に対応するデータを収集するためには、各時間ずつ単独に経過させた超音波送信が必要となるからである。例えば、20 [秒]までのTIC（Time Intensity Curve：時間輝度変化曲線）を1 [秒]おきの時間サンプリングでデータ収集する場合は、 $1 + 2 + 3 + \dots + 18 + 19 + 20 = 210$  [秒]だけかかることになる。

【0007】

図11(a)は、送信間隔を変化させて高音圧超音波を照射する場合のスキャンシーケンス例を示した図である。当該シーケンスに従う超音波送信によって得られたエコー信号は、図11(b)に示すようにそれぞれの時間間隔に対応させてプロットされる。これより求められる関数は、時間経過と共に造影剤が蓄積していく様子を示す曲線（時間輝度変化曲線）となる。医師等は、当該曲線に基づいて、客観的な定量的情報を得ることができる。

【0008】

しかしながら、超音波造影剤を用いて上記客観的な定量的情報を収集するためには、例えば次の様な問題がある。

【0009】

第1に、時間間隔を変えた間歇送信の間、医師等の操作者は同一断面を保持し続けなければならない。これは、撮影中に臓器が動くこと。及び技術的観点から困難である。

【0010】

第2に、例えば腹部領域においては、臓器の動きを抑えるため、患者に長時間の息止め（医師や技師によって意見が異なるが、一般的には10～15秒程度と言われている。）を要求しなくてはならない。これは、特にお年寄りや体力が落ちている患者等にとっては、大きな負担となる。

【0011】

第3に、異なる時間間隔で収集したデータの断面が、二次元的又は三次元的移動によってずれてしまっている場合には、定量的情報の信頼性は低下してしまう。

【0012】

なお、このような定量的情報の取得における問題は、高音圧超音波のスキャンシーケンスを工夫することによって、ある程度短縮することができる（例えば、特許文献1参照）。しかしながら、撮影者及び被撮影者の負担を軽減させる観点から、撮影時間のさらなる短縮化が望まれるところである。

【特許文献1】特開2003-61959号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、次世代型造影剤の特性を十分に生かすこ

10

20

30

40

50

とができる手法によって超音波スキャンが可能であり、これによって撮影時における撮影者及び被撮影者の負担を軽減す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。

【課題を解決するための手段】

【0014】

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。

【0015】

本発明の視点は、造影剤を投与された被検体内部の撮影対象に対して超音波を送受信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し、当該駆動信号を前記超音波プローブに供給する駆動手段と、前記撮影対象内に流入する前記造影剤が飽和状態になった後、前記造影剤を破壊する強度である第1の超音波が前記超音波プローブから照射されるように、且つ、前記第1の超音波の照射後から異なるタイミングで、前記造影剤が破壊されない強度の第2の超音波が前記超音波プローブから少なくとも二回照射されるように構成された、前記撮影対象内の造影剤濃度の時間変化を収集するためのシーケンスに基づいて、前記駆動手段を制御する制御手段と、前記超音波プローブで受信された超音波エコーに基づいて、前記撮影対象の血流に関する情報を解析し解析結果を得る解析手段と、前記解析結果を表示する表示手段と、具備することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【0016】

以上本発明によれば、次世代型造影剤の特性を十分に生かすことができる手法によって超音波スキャンが可能であり、これによって撮影時における撮影者及び被撮影者の負担を軽減することができる超音波診断装置を実行することができる自動分析装置を実現できる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の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のみ行う。

【0018】

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を、図1を参照しながら説明する。図1は、超音波診断装置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。

30

【0019】

心電計(ECG: ElectroCardioGram)1は、被検体Pの心臓の電気現象の時間的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。

【0020】

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。

40

【0021】

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、スイッチ16、キーボード17等)が設けられる。なお、入力装置35のスイッチ16は、モード遷移用スイッチ、画質調整用スイッチ、画像保存用スイッチ、計測開始スイッチ等の他に、後述する定量情報解析(TIC解析)を開始するためのスイッチを有している。撮影者は、このスイッチを適当なタイミングで操作することにより、TIC解析のためのシーケンスに従った一連のスキャン、データ

50

保存、血流指標の解析（推定）、解析結果の表示を自動的に実行することができる。

【0022】

装置本体22は、制御回路(CPU)20をシステム全体の制御中枢として、アンプ2、Bモードユニット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、カラーフローマッピング(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20、表示部21、血流指標推定部25、記憶部27、を有している。

【0023】

超音波プローブ4には、超音波送信部6と超音波受信部5とが接続される。

【0024】

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とを有している。

10

【0025】

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Pに送信される。

20

【0026】

被検体P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。

【0027】

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。

30

【0028】

レシーバ部7は、超音波受信部5から受け取ったエコー信号に対して位相検波を行い、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。抽出されたデータは、当該レシーバ部7からBモードユニット3及びカラーフローマッピングユニット9に送られる。

【0029】

Bモードユニット3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、包絡線検波後且つ対数変換前の信号はBモード検波データと、包絡線検波後且つ対数変換後のデータをBモードラスタデータと呼ばれることがある。

40

【0030】

カラーフローマッピングユニット9は、図示しないが、位相検波回路、アナログディジタルコンバータ、MTIフィルタ、自己相関器、演算部から構成され、ドブ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

50

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。

【0031】

フレームメモリ12は、各処理段階でのエコー信号群のデータ（例えば整相加算後に得られるRFデータ、位相検波後に得られるIQデータ、Bモード検波データ、Bモードラスタデータ、BモードDSC8により直交座標変換を受けて得られるBモード直交変換データ）を、フレーム毎に記憶する。これらの各データは、任意のタイミングで当該フレームメモリ12から読み出すことができる。

【0032】

制御回路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。

10

【0033】

血流指標推定部25は、超音波スキャンによって得られたエコー信号に基づいて、血流情報に関する指標を演算により推定（解析）する。ここで、血流情報に関する指標とは、TIC（時間輝度変化曲線）に基づくMTT（Mean Transit Time：平均通過時間）、輝度（エコー信号強度）平均値、輝度最大値、輝度最小値、輝度最頻値、輝度中央値、その他の輝度に関する統計的代表的代表値である。

【0034】

当該血流指標推定部25における血流情報に関する指標の推定は、次の様にして実行される。すなわち、血流指標推定部25は、フレームメモリ12に記憶された所定のエコー信号群を呼び出し、各サンプル点のエコー信号の強度に基づいて、平均値などの評価エリア内の代表値を演算する。なお、事前に対数変換を受けたBモードラスタデータ、Bモード直交変換データ等の信号群を利用する場合には、代表値を演算する前に線形データへ戻すために対数逆変換処理を実施する必要がある。

20

【0035】

後述するスキャンシーケンスに従えば、上記演算により、高音圧送信で気泡が壊される前のエコー信号群が最大値として得られる。血流指標推定部25は、この最大値と、当該高音圧送信後の低音圧送信によって得られたエコー信号群とを用いて、フレーム間の信号強度の変化からその時間変化に対する変化率を直線近似、あるいは曲線近似を行うことでフィッティングして直線又は曲線を推定することで、TICを得る。また、血流指標推定部25は、このTICを利用した改正を行うことにより、血流情報に関する指標を演算する。演算された血流情報に関する指標は、再びフレームメモリ12に記憶される。

30

【0036】

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3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。

【0037】

メモリ合成部11は、種々の設定パラメータの文字情報、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。また、メモリ合成部11は、後述するTIC解析処理において、フレームメモリ12から血流情報に関する指標を受け取り、撮影者等の要求に応じて背景としてのBモード画像と合成し、所定の形態にて表示する。

40

【0038】

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。

【0039】

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

50

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。

**【0040】**

(定量情報解析)

次に、本超音波診断装置が実行する一連の定量情報解析について説明する。なお、本実施形態では、定量情報解析としてTIC解析を行う場合を例とし、フルオロカーボン等から構成される次世代型造影剤を使用するものとする。また、TIC解析処理は、CPU20の制御に基づき血流指標推定部25によって実行される。

10

**【0041】**

図2は、本超音波診断装置が実行するTIC解析の処理手順を示したフローチャートである。図2において、まず、被検体Pに(次世代型)造影剤注入を開始する(ステップS1)。当該造影剤は、静脈から持続的にゆっくりと一定量ずつ血液に注入される。

**【0042】**

次に、撮影者は造影剤を破壊しない低音圧又は中音圧での超音波によるスキャンモードで撮影された超音波画像を観察しながら、気泡が十分に診断対象(臓器等)内に充満したことを確認し、TIC解析処理の対象とする断面を決定し、プローブを当該断面にて保持(固定)する。そして被験者に息止めを要求して診断対象の動きが抑制されたことを確認し、本撮影及びTIC解析処理の開始スイッチを押して(以下、当該スイッチが押された時刻を $t_0$ とする。)、一連のシーケンスを開始する(ステップS2)。

20

**【0043】**

開始スイッチが押されると、コントラストエコー法による撮影が実行される(ステップS1)。当該撮影では次世代型造影剤を使用しているため、従来のシーケンスに従ったスキャンは適切ではない。本超音波診断装置では、次世代型造影剤の特性を最大限に生かすため、例えば図3に示す様なシーケンスに基づいてスキャンを実行する。

**【0044】**

図3は、本シーケンス開始スイッチが押されてからのスキャンの流れを模式的に示した図である。同図に示す様に、次の(1)乃至(3)の手順に従うスキャンが実行される。

**【0045】**

(1)時刻 $t_0$ から事前に設定した時刻 $t_1$ までの期間においては、造影剤を破壊しない低音圧又は中音圧での超音波によるスキャンを実行する。当該期間でのスキャンにより、診断対象内における造影剤の量が飽和値(最大値)に達したときのエコー信号を収集する。当該期間において得られるエコー信号(ハーモニック成分)の強度は最大値となる。

30

**【0046】**

(2)時刻 $t_1$ から時刻 $t_2$ までの期間においては、当該断面内の造影剤を消失・崩壊し、当該断面をリフレッシュするための、高音圧での超音波によるスキャン(replenish scan)を実行する。なお、当該期間における超音波スキャンは、当該断面内の造影剤を完全に消去・破壊するために、十分高い音圧にて少なくとも一フレーム以上実施されることが好ましい。

40

**【0047】**

(3)時刻 $t_2$ から事前に設定した時刻 $t_3$ までの期間においては、当該断面内の造影剤がほぼ完全に消滅した状態(時刻 $t_2$ )から、造影剤を破壊しない低音圧又は中音圧での超音波によるスキャンを実行する。当該期間でのスキャンにより、時間の経過と共に診断対象内に流入する造影剤の量を反映したエコー信号を収集する。なお、当該期間において収集されるエコー信号は、一般的には流入する造影剤量に比例する。

**【0048】**

次に、表示部21に表示された超音波画像に対して、TIC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S4)。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。

50

## 【0049】

次に、血流指標推定部25は、上記評価エリア内の走査線上のサンプル点毎に、期間 $t_0$ 乃至 $t_1$ 、及び期間 $t_2$ 乃至 $t_3$ において収集されたエコー信号に基づいて各時相における信号強度（輝度値）を演算し、縦軸を信号強度、横軸を送信時間とした座標平面に各信号強度をプロットすることで、例えば図4に示すTIC及び図5に示す時刻 $t_2$ における傾き $\tan$ を推定する（ステップS5）。推定する手法としては、最小自乗法等の回帰演算を使用することができる。なお、図4は、当該解析処理によって得られTICを、図5は、図4に示したTICの期間 $t_1$ 乃至 $t_3$ における拡大図をそれぞれ示している。

## 【0050】

次に、血流指標推定部25は、推定されたTICを構成する信号群を利用して、例えば飽和過程を示す式として $f(t) = A(1 - \exp[-t])$ に基づくA値（最大値又は飽和値）、 $\tan$ 値（造影剤の流入速度に関する値）、平均通過時間（ $MTT = A / \tan$ ）、エコー信号が最大値に対して指定された割合の値に達した時間（最大値到達時間等を含む）を演算する（ステップS6）。

## 【0051】

図6は、本TIC解析処理によって得られる平均通過時間、及び指定信号強度到達時間を例示した図である。同図においては、エコー信号が、最大値A（信号の最大強度A）の $\%$ に到達するまでの時間（ $\% = 100$ のとき最大値到達時間）を $Pt(\%)$ として表している。本解析処理にて当該診断対象に関するTICは、一義的に決定されている。従って、当該TICを利用すれば、最大値に対する所望の割合 $A \cdot \%$  / 100を入力すれば、得られたTICに基づいて $Pt(\%)$ を知ることができる。

## 【0052】

この臨床情報 $Pt(\%)$ の操作者への提示は、どのような形態であってもよい。例えば、ステップS7にて説明する表示形態、又は図6に例示した解析結果を表示部21に表示し、操作者が縦軸上の所望の最大値に対する所望の割合 $A \cdot \%$  / 100の位置にカーソルを合わせ、右クリック等することで、当該割合に対応する $Pt(\%)$ が表示される形態等が考えられる。

## 【0053】

次に、本TIC解析処理によって得られた血流情報を、操作者に提示する（ステップS7）。当該血流情報の提示については、例えば次の様な図7乃至図9に示す表示方法が効果的である。

## 【0054】

図7は、各点において得られた血流情報の指標（すなわち、TIC）を、その値の大きさに応じて色（または輝度）を割り当てて二次元マッピング画像として表示（二次元マッピング表示）する例を示している。この場合、指標の強度が容易に判断できるように、強度と色との関係を示すカラーバーを二次元マッピング画像と同時に表示することが好ましい。また、必要に応じて、データ収集時に用いた高音圧超音波による最終フレーム画像（すなわち、期間 $t_1$ 乃至 $t_2$ 間でのスキャンによって得られた最終フレーム画像）等の組織像や、本スキャンシーケンスによって得られるその他のフレーム画像を背景とし、上記二次元マッピング画像と合成して表示する構成であってもよい。

## 【0055】

図8は、撮影及びTIC解析処理の対象とする断面にROIを設定し、当該ROIに関する二次元マッピング表示、及びROIに関する輝度曲線を表示する例である。このROIに関する輝度曲線は、評価エリア内においてさらにROIを指定し、当該ROIについて上記ステップS5乃至ステップS7までの処理を行うことで得られる。ROIは、図8に示すように、任意の位置に複数指定可能である。また、標本点を併せて表示する構成であってもよい。

## 【0056】

図9は、二次元マッピング表示において、カラーバーのうち指定されたレンジ内相当する指標のみを表示（フィルター表示）する例を示している。この様な表示は、特定レンジ

10

20

30

40

50

の指標をもつエリアを選択的に抽出して表示できる。従って、例えば指標が血液の流入速度に対応する  $\tan$  であれば、比較的血流の流入速度が速いと言われる動脈支配の悪性腫瘍部分を、適切なレンジ指定で抽出表示できるという利点を持つ。

【0057】

なお、上記TIC解析によって得られた情報を利用して、例えば次に示すような生体情報も解析することが可能である。

【0058】

図10は、本TIC解析によって得られた情報を利用して解析可能な生体情報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2のステップS1乃至ステップS4については既述と同内容の処理を行い、ステップS5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。

10

【0059】

以上述べた様に、本超音波診断装置10によれば、造影剤がスキャン断面内に行き渡ったことを、気泡を割らない程度の低音圧または中音圧スキャンにて確認した後に、気泡を破壊する高音圧でのスキャンを行い、当該断面内をリフレッシュすると共に、エコー信号強度の最大値を取得する。続いて、造影剤を破壊しない低音圧又は中音圧での超音波によるスキャンを異なるタイミングにて複数回実行することで、TIC解析に必要な生体情報を取得するスキャンシーケンスを実行する。当該シーケンスに従えば、TIC解析に最低限必要な情報の取得には、造影剤が飽和状態となるまでの時間と、高音圧スキャンによる造影剤破壊から造影剤を破壊しない低音圧又は中音圧での超音波スキャン完了までの時間とを要するだけである。

20

【0060】

例えば、腹部領域で視野深度を15cmとした場合、本超音波診断装置では、低音圧あるいは中音圧でのスキャンを連続で行うことが可能であるために、フレームレートは、条件によるが15程度になる。このため、各走査線上のサンプル点におけるTICを推定するためのデータ数は、 $t_2 \sim t_3$ を3秒としても45点近い時系列データがある。従って、従来の間歇送信よりも短時間で多数の時系列データを用いることができるため、推定精度も高くすることができる。また、最大値を得るための $t_0 \sim t_1$ において1秒を設定した場合、上記例では15フレームのデータが収集できる。従って、平均値をとることで最大値の精度も高めることができる。この場合スキャン時間のトータルを5秒とすると、息止め期間は短くて済み、被撮影者の負担は軽くなる。

30

【0061】

この様に、本超音波診断装置10によれば、低音圧又は中音圧の超音波では破壊されないという、次世代型造影剤の特性を十分に活用したコントラストエコー検査を行うことができる。従って、従来に比して超音波スキャン時間を短縮化することができ、断面保持時間及び息止め時間は少なく済む。その結果、撮影者、被撮影者の負担を軽減させることができる。さらに、短時間データ収集であるため、臓器の動きによる影響を軽減させ、かつ従来に比して多数の時系列データを用いることができる。その結果、推定精度を向上させることができる。加えて、従来に造影剤の様に、常に造影剤の気泡を割り続ける訳ではないので、何度でもデータを収集することができる。

40

【0062】

また、本超音波診断装置10によれば、撮影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、事前に組んだプログラムに従って所定のタイミングで自動的に上記スキャンシーケンスを開始することができる。従って、撮影者は、簡単な操作によって迅速に次世代型造影剤の特性を十分に活用したコントラストエコー検査を行うことができ、その結果、撮影者の作業負担を軽減させることができる。

【0063】

50

さらに、本超音波診断装置によれば、本TIC解析処理によって得られた血流情報を、二次元マッピング表示、ROIに関する二次元マッピング表示及び輝度曲線表示、フィルター表示等の形態にて表示することができる。従って、観察者は、得られた血流情報を、所望の分かり易い形態にて迅速に観察することができる。

【0064】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0065】

以上本発明によれば、次世代型造影剤の特性を十分に生かすことができる手法によって超音波スキャンが可能であり、これによって撮影時における撮影者及び被撮影者の負担を軽減す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】

【0066】

【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構成図を示している。

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

【図3】図3は、本シーケンス開始スイッチが押されてからのスキャンの流れを模式的に示した図である。

【図4】図4は、本TIC解析処理によって得られたTICを示した図である。

【図5】図5は、図4に示したTICの期間 $t_1$ 乃至 $t_3$ における拡大図を示している。

【図6】図6は、本TIC解析処理によって得られる平均通過時間、及び指定信号強度到達時間を例示した図である。

【図7】図7は、TIC解析処理によって得られた血流情報の表示方法例を説明するための図である。

【図8】図8は、TIC解析処理によって得られた血流情報の表示方法の他の例を説明するための図である。

【図9】図9は、TIC解析処理によって得られた血流情報の表示方法の他の例を説明するための図である。

【図10】図10は、本TIC解析によって得られた情報を利用して解析可能な生体情報MTB (Mean Transit Beat) を示した図である。

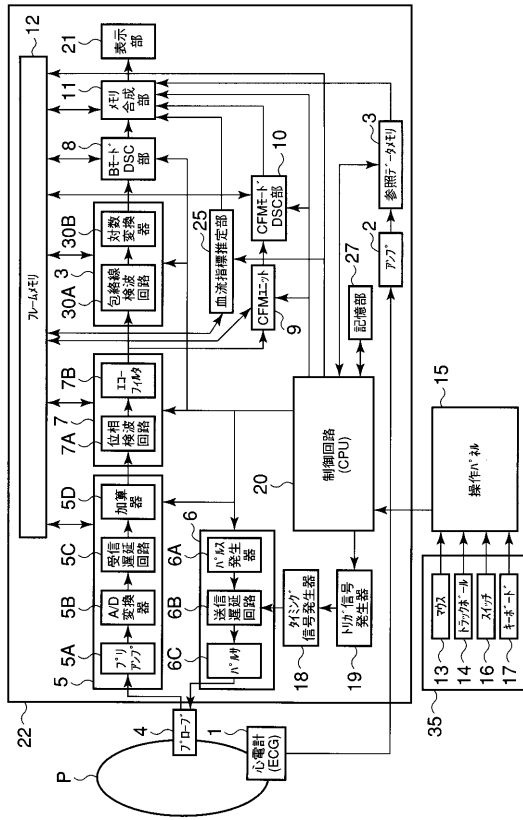
【図11】図11(a)は、送信間隔を変化させて高音圧超音波を照射する場合のスキャンシーケンス例を示した図である。図11(b)は、図11(a)のシーケンスに従う超音波送信によって得られたエコー信号をプロットして求められる、時間輝度変化曲線を示した図である。

【符号の説明】

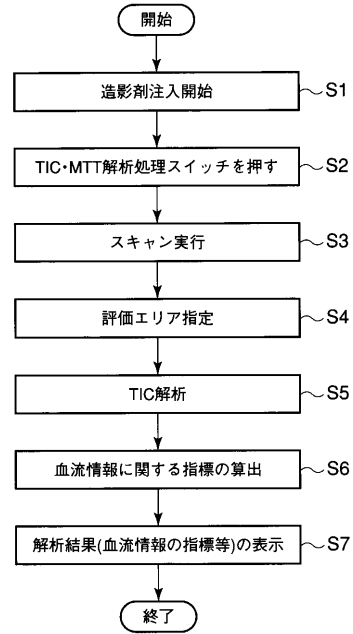
【0067】

1 ... 心電計 (ECG)、4 ... 超音波プローブ、2 ... アンプ、3 ... Bモードユニット、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 ... カラーフローマッピング (CFM) ユニット9、10 ... CFMモードDSC部、11 ... メモリ合成部、12 ... フレームメモリ、15 ... 操作パネル、18 ... タイミング信号発生器、19 ... トリガ信号発生器、20 ... 制御回路 (CPU)、21 ... 表示部、22 ... 装置本体、25 ... 血流指標推定部、27 ... 記憶部、35 ... 入力装置、

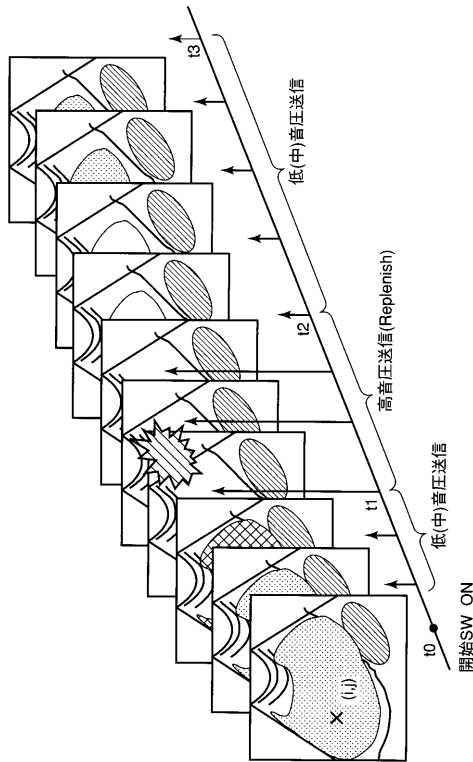
【 図 1 】



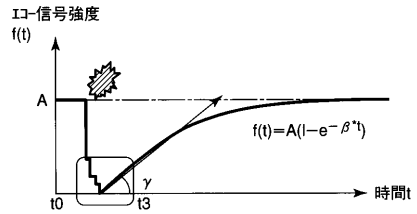
【 図 2 】



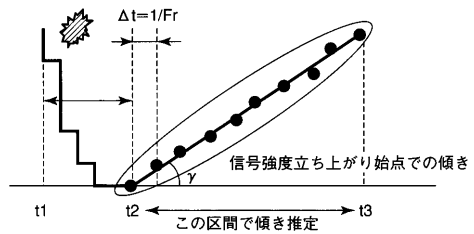
【 図 3 】



【 図 4 】

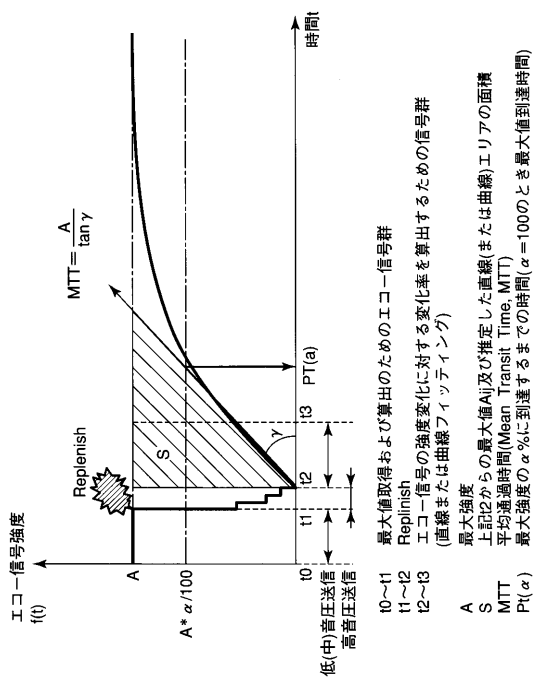


【 図 5 】

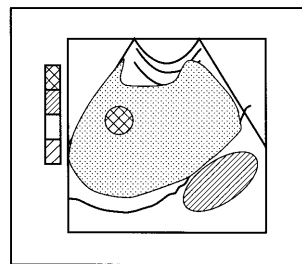


- t0~t1 最大値取得および算出のためのI-1信号群
- t1~t2 Replenish
- t2~t3 I-1信号の強度変化に対する変化率を算出するための信号群 (直線または曲線フィッティング)
- A 最大強度
- 飽和過程の式  $f(t)=A(1-e^{-\beta t})$
- f(t) I-1信号強度
- $\gamma$  信号強度立ち上がり始点での傾き角度

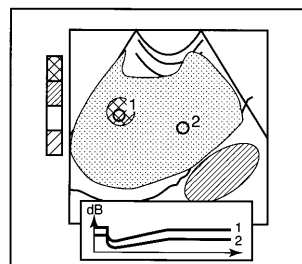
【 図 6 】



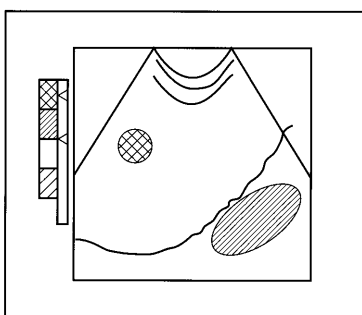
【 図 7 】



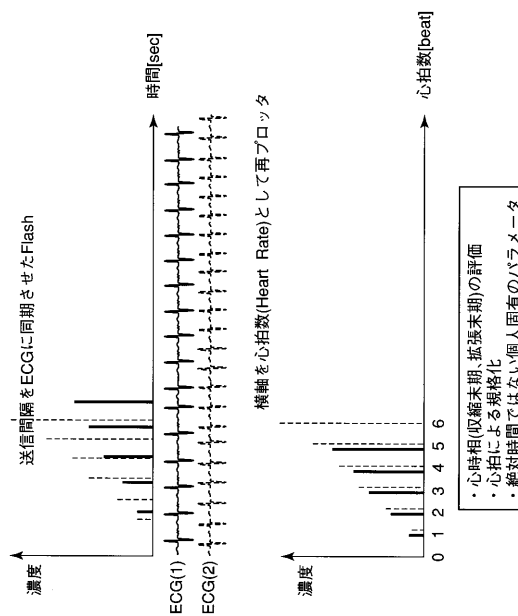
【 図 8 】



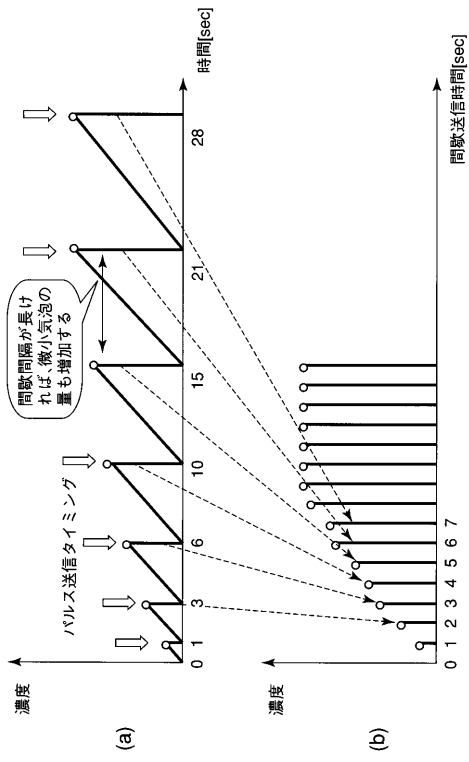
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 1 1 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 小笠原 洋一

栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 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 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DE06 DE11 EE09 EE20 FF08 HH05 HH14 HH16 JB36  
JB48 JB50 JC07 JC37 KK02 KK18 KK19

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005081073A</a>	公开(公告)日	2005-03-31
申请号	JP2003319885	申请日	2003-09-11
[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 川岸哲也 神山直久		
发明人	小笠原 洋一 川岸 哲也 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/06 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/469		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE09 4C601/EE20 4C601/FF08 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/HH16 4C601/JB36 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC07 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK18 4C601/KK19		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：为了减轻拍摄时拍摄者和被拍摄者的负担，可以通过能够充分利用下一代造影剂的特性的方法来进行超声波扫描。 解决方案：注入了造影剂并流入被检体内的待成像物体的造影剂饱和后，执行高声压扫描以破坏气泡，以刷新截面内部。 ，获取回波信号强度的最大值。 接下来，通过以低声压或中等声压执行超声波扫描来执行用于获取TIC分析所需的生物信息的扫描序列，所述超声波在不同的定时多次不破坏造影剂。 通过扫描获得的数据由血流指数估计单元分析并以预定形式显示。

[选择图]图3

