

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/06		A 6 1 B 8/06	2 G 0 4 7
8/08		8/08	4 C 3 0 1
G 0 1 N 29/22	501	G 0 1 N 29/22	501

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 5 数)

(21)出願番号	特願2001 - 108514(P2001 - 108514)	(71)出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(22)出願日	平成13年4月6日(2001.4.6)	(72)発明者	林 達也 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式 会社日立メディコ内
		(72)発明者	三竹 毅 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式 会社日立メディコ内

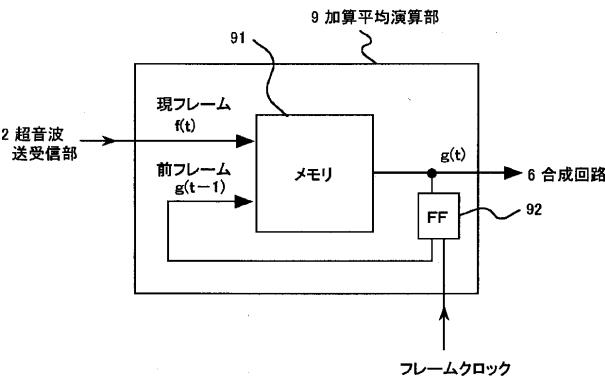
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波装置

(57)【要約】

【課題】 コントラスト・イメージングで得た超音波画像のスペckルノイズを低減しつつ、造影剤の造影効果を超音波画像上に明りょうに表示する。

【解決手段】 上記課題は、現フレームの画像データと前フレームの画像データとをアドレス対応で輝度比較し、その比較結果によりデータを加算平均して出力するか、加算平均しないで出力するメモリ91と、前フレームの画像データを現フレームの画像データに対してアドレスリング可能なようにフレームを更新するクロックを入力して、前フレームの画像データを保持するフリップフロップ回路(FF)92とを有する加算平均演算部9を備えたことで解決される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体に超音波を送信するとともに、そのエコー信号を受信する探触子と、前記探触子に対し超音波を送受信させる送受信手段と、前記送受信手段を制御して前記生体内から超音波画像を連続的に取得する手段と、前記取得された超音波画像を記憶する手段と、前記記憶された超音波画像のうち連続する時相の超音波画像同士の輝度値の変化情報に基づいて前記超音波画像の画像データ同士で画像加算平均演算を実行してその結果を出力する加算平均手段と、前記加算平均手段によって求められた超音波画像データを画像として表示する手段とを備えたことを特徴とする超音波装置。

【請求項 2】 前記加算平均手段は、前記生体内へ超音波造影剤が注入されたことを示す信号によって作動することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 3】 前記加算平均手段は、連続する時相の画像データにおいて輝度値の変化が所定以内の部分についてのみ前記画像加算平均演算を実行することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 4】 前記加算平均手段は、連続する時相の画像データ同士において後の時相における画像のある領域の輝度値が前の時相の画像のその領域よりも所定値以上高い場合には、その領域については前記加算平均演算を実行せずに後の時相の画像データを出力することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】本発明は、造影超音波画像に生じるスペckルノイズの低減に適した超音波装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】近年、超音波診断の分野においては、マイクロバブルと称する超音波造影剤を用いて、コントラストが強調された超音波画像を得るコントラスト・イメージングが行われ始めている。

【0003】この原理は、マイクロバブルが超音波照射を受けると、収縮及び膨張をし、その際に反射波が高調波を含む非線形の波となって探触子で受信されること、並びに共振現象によってマイクロバブルが破壊して高調波が探触子で受信されることを利用している。

【0004】そして、コントラスト・イメージングは、例えば心筋の動態を診断するのに優れた機能を発揮する。例えば、左右の冠動脈のそれぞれに超音波造影剤を注入することによって、各冠動脈の血流が明確に表示され、心筋梗塞や狭心症の病理解明、進行度解明に役立っている。

【0005】一方、超音波画像の中でも B モード像は、心臓などの運動臓器の断層像をリアルタイムで表示できるが、このように表示される断層像において、スペckルノイズと呼ばれるノイズが表れる。そのスペckルノ

イズを低減するための従来法として、表示される現フレームの断層像より 1 フレーム前の断層像を記憶しておいて、現フレームの断層像と前フレームの断層像とを加算平均処理する相関処理が行われている。

【0006】しかし、コントラスト・イメージングでは、超音波造影剤が生体に注入されたタイミングで得る際には、超音波造影剤の画像情報を最大限に活かすため上記加算平均処理を行わないこととしている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、コントラスト・イメージングでは上記加算平均処理を行わないので、当然スペckルノイズが画像上に表れるという問題があった。

【0008】一方、コントラスト・イメージングで得られた超音波画像は上記加算平均処理を単に採用するとスペckルノイズを抑制できるが、造影剤の注入初期にはせっかくコントラストを強調され始めた超音波画像がコントラスト強調されていない超音波画像と加算平均されるために、超音波造影剤の画像情報が損なわれてしまうという問題があった。

【0009】また、造影剤の観察終期には、まだコントラスト強調されている超音波画像がコントラスト強調され終わった超音波画像と加算平均されるために、上記と同様に超音波造影剤の画像情報が損なわれてしまうという問題があった。

【0010】本発明は、上記相反する問題点を解決するためになされたものであり、その目的は、コントラスト・イメージングで得た超音波画像のスペckルノイズを低減しつつ、造影剤の造影効果を超音波画像上に明りょうに表示できる超音波装置を提供することにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記目的は、生体に超音波を送信するとともに、そのエコー信号を受信する探触子と、前記探触子に対し超音波を送受信させる送受信手段と、前記送受信手段を制御して前記生体内から超音波画像を連続的に取得する手段と、前記取得された超音波画像を記憶する手段と、前記記憶された超音波画像のうち連続する時相の超音波画像同士の輝度値の変化情報に基づいて前記超音波画像の画像データ同士で画像加算平均演算を実行してその結果を出力する加算平均手段と、前記加算平均手段によって求められた超音波画像データを画像として表示する手段とを備えたことを特徴とする超音波装置によって達成される。

【0012】また、前記加算平均手段は、前記生体内へ超音波造影剤が注入されたことを示す信号によって作動することを特徴とする超音波装置によって達成される。

【0013】また、前記加算平均手段は、連続する時相の画像データにおいて輝度値の変化が所定以内の部分についてのみ前記画像加算平均演算を実行することを特徴とする超音波装置によって達成される。

【0014】また、前記加算平均手段は、連続する時相の画像データ同士において後の時相における画像のある領域の輝度値が前の時相の画像のその領域よりも所定値以上高い場合には、その領域については前記加算平均演算を実行せずに後の時相の画像データを出力することを特徴とする超音波装置によって達成される。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

【0016】図2は、本発明による超音波診断装置の実施例を示すブロック構成図である。この超音波診断装置は、探触子1と、超音波送受信部2と、デジタル・スキャン・コンバータ部(DSC)3と、入力部4と、グラフィックデータ生成部5と、合成回路6と、画像表示装置7と、制御部8とを有し、さらにDSC3内部には加算平均演算部9を有している。

【0017】探触子1は生体(図示せず)の体内の診断部位に向けて超音波を送信および受信するもので、超音波の発生源であると共に、生体からの反射エコーを受信する振動子が内蔵されている。超音波送受信部2は探触子1を駆動して超音波を送信させると共に受信した反射エコー信号を増幅、整相などの信号処理をする。DSC3は超音波送受信部2からの信号処理された反射エコー信号を超音波画像(例: Bモード像)に変換して出力するもので、該超音波送受信部2に内蔵されるA/D変換器でディジタル化された超音波情報を超音波ビームの1走査線または複数の走査線ごとに内蔵のラインメモリに書き込んで1フレームの画像データを作成し、DSC3内部の加算平均演算部9にて隣接する時相で得られた2画像間の相関演算を行い、超音波画像を形成するようになっている。

【0018】入力部4は後述の画像表示装置7に表示された画像やキャラクタに対し、操作者が超音波画像を計測する際の所望のパラメータや被検体への超音波造影剤の注入の情報を入力するもので、例えばトラックボール、マウス及びキーボード等から成る。グラフィックデータ生成部5は上記入力部4で入力された心拍数や、周波数などの画像情報を生成するものである。合成回路6は上記DSC3とグラフィックデータ生成部5からの画像情報を合成するようになっている。画像表示装置7は上記合成回路6からの画像信号を入力して画像として表示するもので、例えば陰極線管(CRT)や液晶モニタ等から成る。また制御部8は超音波送受信部2、DSC3、グラフィックデータ生成部5および、合成回路6等を制御する。

【0019】ここで、本発明においてはコントラスト・イメージに係る超音波造影剤の使用の有無を入力部4に入力することにより、計測モードを超音波造影剤モードとして設定し、制御部8からの制御信号にて加算平均演算部9の演算手法を変更することが可能になっている。

次に、このように構成された本発明の動作について図

1, 2を用いて説明する。

【0020】まず、図2に示されるように、入力部4に入力された超音波造影剤の注入情報から通常のBモードから超音波造影剤モードへの遷移が制御部8から他の上記構成要件へ通知される。これによって、送受信部2から造影モード用の送波信号が探触子1へ供給され、探触子1によって造影モードの超音波波形を有した超音波が生体内に送波されるとともに、超音波ビーム走査が行われる。これによって得られたエコー信号は、送受信部2において、造影モード処理、すなわち、高調波検出処理が施される、DSC3へは高調波信号と高調波処理されていない信号との双方が入力され、それらは1つの画像データとして形成され、メモリに記憶される。そして、この動作が繰り返され、順次画像データを取り込むための超音波走査が行われる。超音波走査の進行とともに、隣接する時相の2つの画像が読み出され加算平均演算部9へ出力され、加算平均処理が施され、その演算結果が合成回路6へ出力され、そこで、グラフィックデータ生成部5からのデータと合成され、表示装置7へ画像として表示される。

【0021】次に、加算平均演算部9において行われる相関処理について説明する。図1に示されるように、DSC3内部の加算平均演算部9は、無限インパルス応答フィルタ(Infinite Impulse Response filter、「IIRフィルタ」ともいう)などの再帰型の信号処理回路となっている。

【0022】つまり、加算平均演算部9は、現フレームの画像データと前フレームの画像データとをアドレス対応で輝度比較し、その比較結果によりデータを加算平均して出力するか、加算平均しないで出力するメモリ91と、前フレームの画像データを現フレームの画像データに対してアドレッシング可能なようにフレームを更新するクロックを入力して、前フレームの画像データを保持するフリップフロップ回路(FF)92とを有している。

【0023】ここでの演算手段の構成は現フレームのデータが来る都度計算を行うようにしても良いが、一般的にLUT(Look Up Table)型とすると、回路規模を小さく構成できるので好適である。

【0024】次に、図1の加算平均演算部9の動作原理について図3を用いて説明する。図3は加算平均演算部9の動作を前フレームの輝度値と現フレームの輝度値とによって定める概念を示している。図3において領域は輝度値が前フレーム、現フレーム共に小さく(L)、フレーム間の輝度変化が少ない、領域は前フレームの輝度値が小さく(L)、現フレームの輝度値が大きい(H)、領域は前フレームの輝度値が大きく(H)、現フレームの輝度値が小さい(L)、領域は輝度値が前フレーム、現フレーム共に大きく(H)フレーム間の輝度変化が少ない。

【0025】図3に示したそれぞれの領域を実際の臓器

を撮像した画像へ適応すると図4のようになる。図4のA～Dは、図3の～の各領域と対応づけてある。前フレームと現フレームとで、組織に関してはフレーム間の輝度変化が少ないため、領域、はS/Nの改善を目的とした処理を行う。すなわち、それらの輝度データに対し加算平均処理を行うものとする。

【0026】現フレームで初めて出現した造影剤部位や、前フレームで現れたが現フレームで消滅した造影剤部位はフレーム間の輝度変化が大きい。よってこのような領域、はフラッシュ(Flash)効果の増強を目的とした処理を行う。このような領域に関しては現フレームの輝度データ $f(t)$ をそのまま、あるいは輝度値をより強調処理して表示する。つまり、加算平均処理を行わない領域とするのである。

【0027】このように超音波造影剤の有無の情報を利用したフレーム間の輝度変化に着目し、加算平均演算部9からの出力値を変化させることができるため、断層像上での超音波造影剤からの反射エコーを保持あるいは強調しながら、同時に造影剤が無い部位の雑音成分(スペckルノイズ)を改善することが可能となる。

【0028】上記実施形態では、図3の領域、については加算平均演算処理を行わないものとして説明したが、前フレームと現フレームの重み付けの係数のどちらか一方に加算平均処理を行わないに等しい程度の重み付けをして、加算平均処理を行ってもよい。

10

20

*【0029】また、IIRフィルタで説明したが、有限インパルス応答フィルタ(Finite Impulse Response filter)でも実現できることはいうまでもない。

【0030】また、本発明は、コントラスト・イメージングに限らず、画像フレーム間の輝度変化が大きく、相関演算を適用できない例にも用いることができる。

【0031】

【発明の効果】本発明は、コントラスト・イメージングで得た超音波画像のスペckルノイズを低減しつつ、造影剤の造影効果を超音波画像上に明りょうに表示できる超音波装置を提供するという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】加算平均演算部の構成例を示すブロック図。

【図2】本発明の超音波装置の実施形態を示すブロック図。

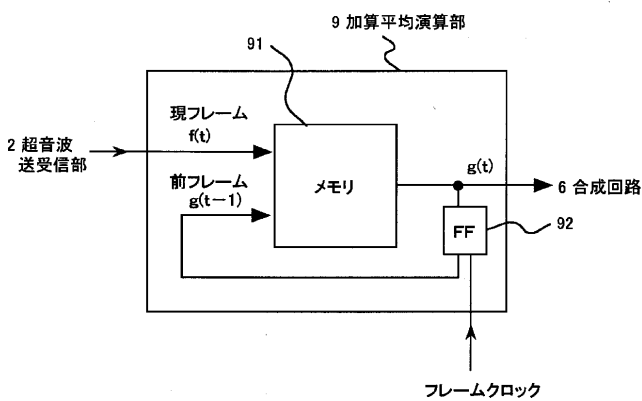
【図3】図1の加算平均演算部の原理を説明する図。

【図4】前フレームと現フレームの超音波画像の表示例を示す図。

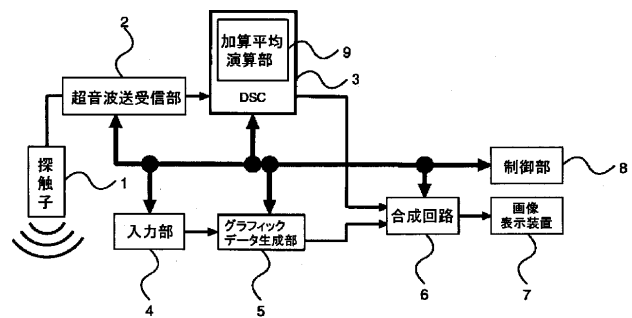
【符号の説明】

1...探触子、2...超音波送受信部、3...デジタル・スキャン・コンバータ(DSC)、4...入力部、5...グラフィックデータ生成部、6...合成回路、7...画像表示装置、8...制御部、9...加算平均演算部、91...メモリ、92...フリップフロップ(FF)

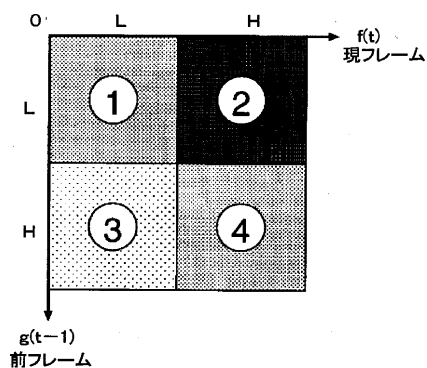
【図1】



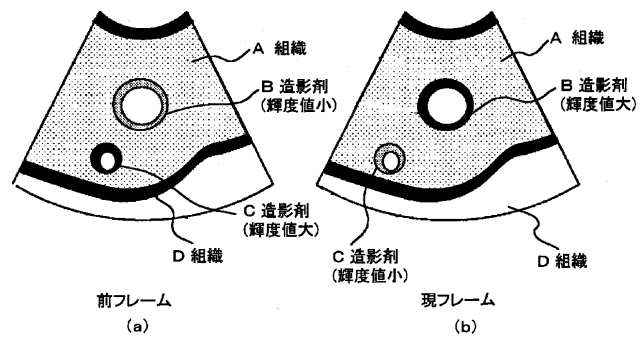
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G047 AC13 BA03 BC13 CA01 DA02
 EA04 EA07 EA10 EA11 GG06
 GG09 GG35 GG38
 4C301 AA01 CC01 DD11 EE04 EE07
 EE11 HH02 JB03 JB27 JB29
 JC07 LL02

专利名称(译)	超音波装置		
公开(公告)号	JP2002301078A	公开(公告)日	2002-10-15
申请号	JP2001108514	申请日	2001-04-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	林達也 三竹 毅		
发明人	林 達也 三竹 毅		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/06 A61B8/08 G01N29/22		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01N29/22.501		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/DA02 2G047/EA04 2G047/EA07 2G047/EA10 2G047/EA11 2G047/GG06 2G047/GG09 2G047/GG35 2G047/GG38 4C301/AA01 4C301/CC01 4C301/DD11 4C301/EE04 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/HH02 4C301/JB03 4C301/JB27 4C301/JB29 4C301/JC07 4C301/LL02 4C601/DE06 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/JB19 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JC04 4C601/JC17 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL28		
其他公开文献	JP4727060B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在减少由造影剂成像获得的超声图像的斑点噪声的同时，清楚地显示造影剂在超声图像上的对比效果。存储器91对应于地址来比较当前帧的图像数据和前一帧的图像数据的亮度，并根据比较结果通过对数据进行加和平均来输出数据，或者不进行加和平均而输出数据。触发器电路（FF）92用于通过输入用于更新帧的时钟来保持前一帧的图像数据，从而可以将前一帧的图像数据寻址到当前帧的图像数据。这通过提供平均值计算单元9来解决。

