

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4619736号
(P4619736)

(45) 発行日 平成23年1月26日(2011.1.26)

(24) 登録日 平成22年11月5日(2010.11.5)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 1/00 (2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 17 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2004-276438 (P2004-276438)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成16年9月24日(2004.9.24)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2006-87653 (P2006-87653A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成18年4月6日(2006.4.6)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成19年9月25日(2007.9.25)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(73) 特許権者	594164531
			東芝医用システムエンジニアリング株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110000866
			特許業務法人三澤特許事務所
		(74) 代理人	100081411
			弁理士 三澤 正義

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、超音波診断装置、及び画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

画像フレームを表示する表示手段を有する画像処理装置であって、
 フラッシュ再還流法による破壊用超音波と観測用超音波の走査によって得られた破壊用
 超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを記憶する画像フレーム
 記憶手段と、

前記画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームを、破壊用超音波由来の画像
 フレームと観測用超音波由来の画像フレームとに区別する区別手段と、

前記区別手段により区別された破壊用超音波由来の画像フレームを前記画像フレーム記
 憶手段から消去する消去手段と、

を備え、

前記表示手段に、記憶されている画像フレームを表示させること、

を特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

画像フレームを表示する表示手段を有する画像処理装置であって、
 フラッシュ再還流法による破壊用超音波と観測用超音波の走査によって得られた破壊用
 超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを記憶する画像フレーム
 記憶手段と、

前記画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームを、破壊用超音波由来の画像
 フレームと観測用超音波由来の画像フレームとに区別する区別手段と、

前記区別された破壊用超音波由来の画像フレーム若しくは観測用超音波由来の画像フレームにマーキングするマーキング手段と、

を備え、

前記マーキング手段によるマーキングに基づき、観測用超音波由来の画像フレームのみを、前記表示手段に表示させること、

を特徴とする画像処理装置。

【請求項 3】

前記区別手段は、

前記表示手段に表示された画像フレームに基づき、前記破壊用超音波由来の画像フレームを選択するための選択手段を備え、

選択の有無によって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別すること、

を特徴とする請求項1又は2記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記区別手段は、

前記画像フレーム記憶手段に記憶された各画像フレームの輝度を算出する輝度算出手段と、

前記表示手段に表示された輝度に基づき、前記破壊用超音波由来の画像フレームを選択するための選択手段を備え、

選択の有無によって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別すること、

を特徴とする請求項1又は2記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記区別手段は、

予め輝度の閾値を記憶する閾値記憶手段と、

前記画像フレーム記憶手段に記憶された各画像フレームの輝度を算出する輝度算出手段と、

画像フレームの算出された輝度と前記閾値記憶手段に記憶されている閾値とを比較する比較手段と、

を備え、

前記比較手段の比較結果が前記閾値を上回ったか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別すること、

を特徴とする請求項1又は2記載の画像処理装置。

【請求項 6】

請求項1又は2記載の画像処理装置であって、

所定心時相が現れた時刻を心時相時刻情報として記憶する時刻情報記憶手段を更に備え、

前記画像フレーム記憶手段は、

フラッシュ再還流法による破壊用超音波及び観測用超音波の走査と、ECG同期とによって得られ、かつ走査された時刻が走査時刻情報として付された破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを記憶し、

前記区別手段は、

前記心時相時刻情報と各画像フレームに付された前記走査時刻情報とに基づき、破壊用超音波由来の画像フレームを抽出する抽出手段と、

を備え、

前記抽出手段により抽出されたか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別すること、

を特徴とする画像処理装置。

【請求項 7】

前記区別手段は、

前記表示手段に表示された各画像フレームのうち、破壊用超音波由来の画像フレームを心壁形状によって指定する指定手段と、

前記指定手段により指定された心壁形状を有する画像フレームを抽出する抽出手段と、
を備え、

前記区別手段は、前記抽出手段により抽出されたか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを区別すること、

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記区別手段は、

画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームのうち、奇数番目の画像フレーム
若しくは偶数番目の画像フレームを抽出する抽出手段を備え、

前記抽出手段により抽出されたか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレーム
と前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別すること、

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の画像処理装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の画像処理装置と、

破壊用超音波及び観測用超音波により走査領域を走査する超音波探触子と、

前記超音波探触子の走査に基づき前記各画像フレームを作成する画像フレーム作成手段
と、

を備えること、

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

表示手段を備え、かつフラッシュ再還流法による破壊用超音波と観測用超音波の走査に
よって得られた破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを
記憶する画像処理装置を、

前記画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームを、破壊用超音波由来の画像
フレームと観測用超音波由来の画像フレームとに区別する区別手段と、

前記区別手段により区別された破壊用超音波由来の画像フレームを前記記憶手段から消
去する消去手段と、

して機能させ、

前記表示手段に、記憶されている画像フレームを表示させること、

を特徴とする画像処理プログラム。

【請求項 11】

表示手段を備え、かつフラッシュ再還流法による破壊用超音波と観測用超音波の走査に
よって得られた破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを
記憶する画像処理装置を、

前記画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームを、破壊用超音波由来の画像
フレームと観測用超音波由来の画像フレームとに区別する区別手段と、

前記区別された破壊用超音波由来の画像フレーム若しくは観測用超音波由来の画像フレ
ームにマーキングするマーキング手段と、

して機能させ、

前記マーキング手段によるマーキングに基づき、観測用超音波由来の画像フレームのみ
を表示させること、

を特徴とする画像処理プログラム。

【請求項 12】

前記区別手段は、

前記表示手段に少なくとも破壊用超音波由来の画像フレームを選択可能に表示させ、選
択の有無によって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像
フレームとを区別すること、

を特徴とする請求項 10 又は 11 記載の画像処理プログラム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 3】

前記区別手段は、
記憶された各画像フレームの輝度を算出する輝度算出手段を含み、
前記表示手段に前記輝度算出手段で算出された輝度を選択可能に表示させ、選択の有無によって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別すること、
を特徴とする請求項10又は11記載の画像処理プログラム。

【請求項 1 4】

前記区別手段は、
予め輝度の閾値を記憶する閾値記憶手段と、
記憶された各画像フレームの輝度を算出する輝度算出手段と、
画像フレームの算出された輝度と前記閾値とを比較する比較手段と、
を含み、
比較結果が前記閾値を上回ったか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別させること、
を特徴とする請求項10又は11記載の画像処理プログラム。

10

【請求項 1 5】

前記画像処理装置は、
フラッシュ再還流法による破壊用超音波と観測用超音波の走査とECG同期とによって得られ、かつ走査された時刻が走査時刻情報として付された破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを記憶し、
請求項10又は11記載の画像処理プログラムは、
当該画像処理装置を、
所定心時相が現れた時刻を心時相時刻情報として記憶する時刻情報記憶手段としてさらに機能させ、

20

前記区別手段は、
前記心時相時刻情報と各画像フレームに付された前記走査時刻情報とに基づき、破壊用超音波由来の画像フレームを抽出する抽出手段を含み、
前記抽出手段により抽出されたか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを区別させること、
を特徴とする画像処理プログラム。

30

【請求項 1 6】

前記区別手段は、
前記表示手段に表示された前記各画像フレームのうち、破壊用超音波由来の画像フレームが心壁形状によって指定されると、指定された心壁形状を有する画像フレームを抽出する抽出手段を含み、
前記抽出手段により抽出されたか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを区別させること、
を特徴とする請求項10又は11記載の画像処理プログラム。

【請求項 1 7】

前記区別手段は、
画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームのうち、奇数番目の画像フレーム若しくは偶数番目の画像フレームを抽出する抽出手段を含み、
前記抽出手段により抽出されたか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別させること、
を特徴とする請求項10又は11記載の画像処理プログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、フラッシュ再還流法による超音波の走査で得られた画像フレームデータを処

50

理する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体の観察には、超音波の走査による観察法があり、超音波診断装置が用いられる。超音波診断装置は、被検体内の走査領域に超音波を送波して受波した反射波から生成した受信信号を基に、1走査領域に相当する画像フレームを1フレームずつ作成し、作成した画像フレームを連続又は単一で表示する。

【0003】

超音波による走査領域の走査には、被検体の内部組織に超音波を送波して反射波を受波し信号処理する方法や、造影剤を投与して当該造影剤に超音波を送波して反射波を受波し信号処理する方法がある。

10

【0004】

しかし、造影剤による方法では、造影剤が注目する領域から他領域へ徐々に充満していき、注目する領域の造影剤より反射する反射波と他領域に充満した造影剤より反射する反射波とが、反射波強度において区別できなくなる。画像フレームは、反射波強度を反映した輝度によって表示されるので、注目する領域が他領域に埋もれてしまい、観察困難な画像フレームが表示されてしまう。

【0005】

この問題を解決する一つとして、フラッシュ再還流法と呼ばれる方法がある（例えば、特許文献1参照。）。フラッシュ再還流法は、走査領域内に破壊用超音波を送波して造影剤を消失させ、再び還流してくる造影剤に対して観測用超音波を送波する方法であり、破壊用超音波の走査と観測用超音波の走査とを交互に繰り返すものである。また、破壊用超音波の1走査と観測用超音波の複数回走査とを交互に繰り返す場合もある。破壊用超音波は、音圧の高い超音波であり、観測用超音波は、造影剤からの反射波を画像化するに適した音圧で破壊用超音波と比べてその音圧は低い。

20

【0006】

フラッシュ再還流法によると、他領域に造影剤が充満する前に破壊用超音波によって走査領域内の造影剤が一掃され、造影剤が注目する領域に再び還流する様子を観察することができる。

【0007】

30

【特許文献1】特開平11-246559号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

超音波診断装置は、フラッシュ再還流法によって得られた受信信号から作成された画像フレームを表示する。又、超音波診断装置によって作成された画像フレームは、超音波診断装置とは別のハードウェア、例えばコンピュータで構成される画像処理装置によって表示する場合もある。

【0009】

画像フレームは、走査領域1フレームの画像データであり、超音波の送波により受波した反射波を一律に受信信号に変換したRawデータ、又は反射波を一律に受信信号に変換し、Bモード用やカラードプラモード用等のモードに合わせた信号処理が一律に行われた走査完了後の信号処理済データである。

40

【0010】

フラッシュ再還流法においては、破壊用超音波の送波により受波した反射波であるか、観測用超音波の送波により受波した反射波であるかを問わず、超音波の1走査領域の走査によって1フレーム分の画像フレームを得る。従って、超音波診断装置において作成された画像フレーム群には、破壊用超音波の走査により得られた破壊用超音波由来の画像フレームと、観測用超音波の走査により得られた観測用超音波由来の画像フレームとが混在している。

50

【0011】

このような画像フレーム群をシネ表示として連続表示させると、破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームが交互に表示されてしまい、映像が点滅し、正確な臨床診断が困難となるおそれがある。

【0012】

また、血栓の発見等のための定量解析を行う場合は、画像フレームから輝度を算出して行う。このため、破壊用超音波由来の画像フレームが輝度算出されるデータに含まれてしまうと正確な定量解析を困難とするおそれがある。

【0013】

破壊用超音波由来の画像フレームは、高い音圧で送波される破壊用超音波を基にするため、極めて輝度の高い画像になってしまうからである。

10

【0014】

さらに、画像フレーム群のうち1フレームを抜き出して静止画として表示させて診断する場合も、その静止画が破壊用超音波由来の画像フレームによるものであるのか、観測用超音波由来の画像フレームによるものであるのかの判断を行ってから診断しなくてはならなかった。

【0015】

このように元来、観察不要のデータである破壊用超音波由来の画像フレームが表示されると、観測用超音波由来の画像フレームに基づく正確な臨床診断や定量解析が難しくなってしまう。

20

【0016】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、フラッシュ再還流法による超音波の走査で得られた画像フレームによっても、簡便に正確な臨床診断や定量解析を行うことができる技術に関する。

【課題を解決するための手段】

【0017】

上記課題を解決するために、請求項1記載の発明は、画像フレームを表示する表示手段を有する画像処理装置であって、フラッシュ再還流法による破壊用超音波と観測用超音波の走査によって得られた破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを記憶する画像フレーム記憶手段と、前記画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームを、破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとに区別する区別手段と、前記区別手段により区別された破壊用超音波由来の画像フレームを前記記憶手段から消去する消去手段と、を備え、前記表示手段に、記憶されている画像フレームを表示させること、を特徴とする。

30

【0018】

また、請求項2記載の発明は、画像フレームを表示する表示手段を有する画像処理装置であって、フラッシュ再還流法による破壊用超音波と観測用超音波の走査によって得られた破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを記憶する画像フレーム記憶手段と、前記画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームを、破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとに区別する区別手段と、を備え、前記区別手段により区別された画像フレームのうち、観測用超音波由来の画像フレームのみを、前記表示手段に表示させること、を特徴とする。

40

【0019】

また、請求項10記載の発明は、表示手段を備え、かつフラッシュ再還流法による破壊用超音波と観測用超音波の走査によって得られた破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを記憶する画像処理装置を、前記画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームを、破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとに区別する区別手段と、前記区別手段により区別された破壊用超音波由来の画像フレームを前記記憶手段から消去する消去手段と、して機能させ、前記表示手段に、記憶されている画像フレームを表示させること、を特徴とする。

50

【0020】

また、請求項1記載の発明は、表示手段を備え、かつフラッシュ再還流法による破壊用超音波と観測用超音波の走査によって得られた破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを記憶する画像処理装置を、前記画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームを、破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとに区別する区別手段と、前記区別された破壊用超音波由来の画像フレーム若しくは観測用超音波由来の画像フレームにマーキングするマーキング手段と、して機能させ、前記マーキング手段によるマーキングに基づき、観測用超音波由来の画像フレームのみを表示させること、を特徴とする。

【0021】

10

前記区別手段は、前記表示手段に表示された画像フレームに基づき破壊用超音波由来の画像フレームが選択されると、選択の有無によって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別するようにしてもよい。

【0022】

前記区別手段は、前記画像フレーム記憶手段に記憶された各画像フレームの輝度を算出する輝度算出手段と、前記表示手段に表示された輝度に基づき破壊用超音波由来の画像フレームが選択されると、選択の有無によって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別するようにしてもよい。

【0023】

20

前記区別手段は、予め輝度の閾値を記憶する閾値記憶手段と、前記画像フレーム記憶手段に記憶された各画像フレームの輝度を算出する輝度算出手段と、画像フレームの算出された輝度と前記閾値記憶手段に記憶されている閾値とを比較する比較手段と、を備え、前記比較手段の比較結果が前記閾値を上回ったか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別するようにしてもよい。

【0024】

画像処理装置は、所定心時相が現れた時間を心時相時刻情報として記憶する時刻情報記憶手段を更に備え、前記画像フレーム記憶手段は、フラッシュ再還流法による破壊用超音波及び観測用超音波の走査と、ECG同期とによって得られ、かつ走査された時刻が走査時刻情報として付された破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを記憶し、前記区別手段は、前記心時相時刻情報と各画像フレームに付された前記走査時刻情報とに基づき、破壊用超音波由来の画像フレームを抽出する抽出手段と、を備え、前記抽出手段により抽出されたか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別するようにしてもよい。

30

【0025】

前記記憶手段は、前記区別手段は、前記表示手段に表示された各画像フレームのうち、破壊用超音波由来の画像フレームを心壁形状によって指定する指定手段と、前記指定手段により指定された心壁形状を有する画像フレームを抽出する抽出手段と、を備え、前記区別手段は、前記抽出手段により抽出されたか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを区別するようにしてもよい。

【0026】

40

前記区別手段は、画像フレーム記憶手段に記憶されている画像フレームのうち、奇数番目の画像フレーム若しくは偶数番目の画像フレームを抽出する抽出手段を備え、前記抽出手段により抽出されたか否かによって、前記破壊用超音波由来の画像フレームと前記観測用超音波由来の画像フレームとを区別するようにしてもよい。

【0027】

また、本発明において、前記画像処理装置は、前記画像処理装置と、破壊用超音波及び観測用超音波により走査領域を走査する超音波探触子と、前記超音波探触子の走査に基づき前記各画像フレームを作成する画像フレーム作成手段と、を備える超音波診断装置であってもよい。

【発明の効果】

50

【0028】

本発明に係る画像処理装置、超音波診断装置及び画像処理プログラムは、画像フレーム記憶手段に破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームが混在して記憶されている状態で、これら画像フレームを区別する区別手段と消去手段を備え、区別手段により区別された画像フレームのうち破壊用超音波由来の画像フレームを消去手段で消去するようにしたものである。或いは区別手段とマーキング手段を備え、区別手段により区別された画像フレームのうちいずれかの由来の画像フレームにマーキングし、マーキングに基づき、観測用超音波由来の画像フレームのみを表示するようにしたものである。

【0029】

10

従って、フラッシュ再還流法による超音波の走査で画像フレームを得る方式による超音波診断においても、シネ表示や定量解析時、又は静止画時に破壊用超音波由来の画像フレームを気にする必要が無く、簡便に正確な臨床診断や定量解析を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、本発明に係る画像処理装置、超音波診断装置及び画像処理プログラムの好適な実施形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。

【0031】

(第一の実施形態)

破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームの混在した画像フレーム群は、フラッシュ再還流法で超音波走査を行う超音波診断装置によって生成される。まず、超音波診断装置により生成される画像フレームについて、図23に示す超音波診断装置及び図24に示すフラッシュ再還流法を参照して説明する。

20

【0032】

図23に示す超音波診断装置10は、装置操作者による操作パネル10hの操作を受けて、被検体に当接させた超音波探触子10aに超音波を被検体内に送波させ、また反射波を受波させている。送波する超音波の音圧は、送受信部10bが超音波探触子10aに送信する電圧パルスの電圧により決定される。

【0033】

受波した反射波は、超音波探触子10aにより受信信号に変換され、送受信部10bによる受信信号の整相加算や所望周波数の検波を行う信号処理部10cを経て、イメージメモリ10dに記憶される。イメージメモリ10dには、受信信号が被検体の1走査領域の信号列にまとめられた所謂Rawデータ、若しくは信号処理部10cによりBモード画像生成の信号処理が行われた1走査領域分の信号処理済みデータ、画像処理部10eにより信号処理済データが表示部10fに表示可能なビデオフォーマットに変換された1走査領域分のビデオフォーマットデータのいずれかが記憶される。

30

【0034】

この記憶されたデータは、1走査領域分の信号列、つまりフレーム単位で記憶される。このフレーム単位毎のデータが画像フレームとなり、画像フレームが時系列上まとまって画像フレーム群となる。

40

【0035】

この超音波診断装置10では、図23に示すように超音波探触子10aに破壊用超音波と観測用超音波を交互に送波させるように、制御部10gによって送受信部10bが制御され、フラッシュ再還流法による超音波の走査が行われる。制御部10gは、各ユニット10b乃至10fと10hを制御するため、内部にCPU10i、RAM10j、HDD10k、シーケンサ10Lを備える。図24は、フラッシュ再還流法による超音波走査の説明図である。

【0036】

図24に示すように、フラッシュ再還流法は、高い音圧の破壊用超音波を被検体内へ送波して、被検体内の造影剤を消失させ、再び還流してくる造影剤を観測用超音波で走査す

50

るものである。破壊用超音波の走査と観測用超音波の走査は、1回ずつ交互に行われる場合や、破壊用超音波1走査につき、観測用超音波を複数回走査する場合がある。

【0037】

このフラッシュ再還流法により、超音波診断装置10では、超音波探触子10aが破壊用超音波の送波による反射波と観測用超音波の送波による反射波を交互に受信信号に変換し、イメージメモリ10dに破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームが交互にそれぞれ記憶されていく動作が行われる。

【0038】

イメージメモリ10dに蓄積された画像フレーム群は、超音波診断装置10とネットワークにより接続される図1に示すような画像処理装置1が読み出したり、画像処理装置1に移動させて記憶させたりすることができる。また、記憶媒体により移動させることもできる。

【0039】

次に、画像フレームを記憶する画像処理装置1について説明する。図1に示すように、CPU2、RAM3、HDD4、入力ユニット5、及び表示手段たるモニタ6を備える。画像処理装置1は、入力ユニット5による装置操作者の入力を受けて、HDD4に記憶された画像処理プログラムをCPU2が実行することにより、適宜RAM3に演算処理結果を一時保存し、モニタ6に画像フレームを画像として表示する装置である。

【0040】

例えば、この画像処理装置1には、パーソナルコンピュータや、制御部を備えた超音波診断装置10等の上述の構成を備えた装置も含まれる。画像処理装置1のRAM3若しくはHDD4には、画像フレームがフレーム毎に記憶されている。画像処理装置1が超音波診断装置10の場合、上述したイメージメモリ10dがRAM3若しくはHDD4に該当し、操作パネル10hが入力ユニット5に該当し、表示部7がモニタ6に該当する。

【0041】

図2は、画像処理装置1の機能ブロック図である。図2に示すように、画像処理装置1は、画像フレーム記憶部1aと、画像フレーム変更部1bと、表示制御部1cと、画像選択制御部1dの機能を備える。

【0042】

画像フレーム記憶部1aは、例えばRAM3若しくはHDD4から構成され、超音波診断装置10が収集した画像フレーム群を記憶する画像フレーム記憶手段である。画像フレーム群には、破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームが混在している。

【0043】

表示制御部1cは、画像フレーム記憶部1aに記憶された画像フレーム群をモニタ6に表示させる。表示制御部1cによる画像フレーム群の表示は、シネ表示の場合、画像フレーム群を時系列順に連続表示させる。また、表示制御部1cによる画像フレーム群の表示は、画像処理の場合は、画像フレーム群を複数フレーム分ずつ同時表示する。画像処理の場合においては、複数フレーム分の同時表示により、図8に示す破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームがモニタ6の画面を分割した状態で別々に同時表示されることとなる。

【0044】

図8に示す(a)が破壊用超音波由来の画像フレーム、(b)が観測用超音波由来の画像フレームであり、表示制御部1cがモニタ6に同時表示させる画像フレームである。高い音圧の破壊用超音波由来の画像フレームは、輝度が高く、注目領域他と他領域の区別がつかなくなる。観測用超音波由来の画像フレームは、注目領域が良好に表示されている。これら画像フレームの同時表示により、装置操作者に破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを見分ける。

【0045】

画像選択制御部1dは、装置操作者が、モニタ6に表示される画像フレームのうち所望

10

20

30

40

50

する画像フレームを選択するための手段であり、入力ユニット 5 と共に選択手段となり、更に表示制御部 1 c と共に画像フレームを選択の有無によって区別する区別手段となる。装置操作者が所望する画像フレームは、表示制御部 1 c による同時表示された画像フレーム群のうち、破壊用超音波由来の画像フレームである。画像選択制御部 1 d は、モニタ 6 に表示されている各画像フレームに対応するチェックボックスを表示させ、装置操作者による画像フレームの選択を可能にする。

【0046】

装置操作者が入力ユニット 5 を用いて破壊用超音波由来の画像フレームにチェックして当該破壊用超音波由来の画像フレームを選択すると、チェックされた画像フレームのアドレスを記録し、画像フレーム群を選択された画像フレームと選択されなかった画像フレームとに区別する。

10

【0047】

尚、画像選択制御部 1 d は、装置操作者に観測用は階調音波由来の画像フレームをチェックさせるようにしてチェックされなかった画像フレームのアドレスを画像フレーム変更部 1 b に渡すようにしてもよい。

【0048】

画像フレーム変更部 1 b は、画像選択制御部 1 d により区別された画像フレームのうち、選択された画像フレームを破壊用超音波由来の画像フレームであるとみなし、当該選択された画像フレームを消去する消去手段である。図 14 は、画像フレーム記憶部 1 a に記憶される破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとが混在する画像フレーム群を、破壊用超音波由来の画像フレームを消去した画像フレーム群に変更する説明図である。画像フレーム変更部 1 b は、図 14 に示すように、画像選択制御部 1 d によって記録されたアドレスに基づいて観測用超音波由来の画像フレームを消去する。これにより、画像フレーム群は、観測用超音波由来の画像フレームで構成されるのみとなり、当該画像フレーム群を時系列順にシネ表示しても、映像の点滅がなくなり被検体の観測が容易となり、又当該画像フレーム群に基づく解析が正確になる。

20

【0049】

次に、画像処理装置 1 の動作を図 16 に基づき詳細に説明する。まず、CPU 2 によって HDD 4 に記憶されている画像処理プログラムを起動する (S100)。画像処理プログラムを起動すると、当該プログラムに基づいて CPU 2 が演算処理を行い、RAM 3 若しくは HDD 4 に記憶されている画像フレーム群をモニタ 6 に同時表示する (S101)。すなわち、画像フレーム記憶部 1 a に記憶されている画像フレーム群を表示制御部 1 c によりモニタ 6 に複数フレーム分同時表示する。

30

【0050】

モニタ 6 に複数フレーム分の画像フレームが同時表示されると、装置操作者が入力ユニット 5 を操作して、同時表示されている画像フレームのうち、破壊用超音波由来の画像フレームをチェックし、破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームを区別する (S102)。すなわち、区別手段たる選択制御部 1 d が、装置操作者のチェックを用いた選択の有無によって破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを区別する。

40

【0051】

画像フレームが区別されると、区別された破壊用超音波由来の画像フレームを消去する (S103)。当該画像フレームの消去により、破壊用超音波由来の画像フレームが RAM 3 若しくは HDD 4 から消去され、プログラムを終了する (S104)。

【0052】

本実施形態においては、以後、観測用超音波由来の画像フレームのみによりシネ表示や定量解析を行うことができ、被検体の観察が容易になり、定量解析が正確になる。

【0053】

(第二の実施形態)

次に本発明の第二の実施形態について説明する。第二の実施形態においては、第一の実

50

施形態の画像フレーム変更部 1 b が異なり、これに伴い表示制御部 1 c が異なるものであり、他の構成については、図 1 及び図 2 と同一構成であり詳細な説明を省略する。

【0054】

本実施形態における画像フレーム変更部 1 b は、画像選択制御部 1 d により区別された画像フレームのうち、選択された画像フレームを破壊用超音波由来の画像フレームであるとみなし、当該選択された画像フレームにマーキングするマーキング手段である。図 15 は、画像フレーム記憶部 1 a に記憶される破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとが混在する画像フレーム群を、破壊用超音波由来の画像フレームにマーキングした画像フレーム群に変更する説明図である。図 15 に示す観測用超音波由来の画像フレームは、画像選択制御部 1 d によって、そのアドレスが記録されており、記録されたアドレスに基づいて画像フレーム変更部 1 d が、破壊用超音波由来の画像フレームのヘッダ部分に M a r k (目印) を付ける。これにより、画像フレーム群は、M a r k のない観測用超音波由来の画像フレームと、M a r k の付された破壊用超音波由来の画像フレームとで構成されることになる。

10

【0055】

表示制御部 1 c は、シネ表示や定量解析時において、モニタ 6 に対して、画像フレーム記憶部 1 a に記憶された画像フレーム群のうちデータヘッダ部に M a r k のない画像フレームのみを表示させる。すなわち、観測用超音波由来の画像フレームのみを表示させる。尚、観測用超音波由来の画像フレームのヘッダ部分に M a r k を付けるようにした場合は、データヘッダ部分に M a r k が付されている画像フレームのみを表示させる。

20

【0056】

これにより、当該画像フレーム群をシネ表示しても、映像の点滅がなくなり被検体の観測が容易となり、又当該画像フレーム群に基づく解析が正確になる。

【0057】

次に、本実施形態に係る画像処理装置 1 の動作を図 17 に基づき詳細に説明する。ここで、S 200 乃至 S 202 までは、第一の実施形態に係る S 101 乃至 S 102 と同様であり、説明を省略する。

【0058】

本実施形態において、画像選択制御部 1 d により画像フレームが区別されると、画像フレーム変更部 1 b により区別された破壊用超音波由来の画像フレーム若しくは観測用超音波由来の画像フレームのデータヘッダ部分に M a r k (目印) を付ける (S 203)。

30

【0059】

当該マーキングにより、破壊用超音波由来の画像フレーム若しくは観測用超音波由来の画像フレームのデータヘッダ部分に M a r k が付され、プログラムを終了する (S 204)。

【0060】

以後、破壊用超音波由来の画像フレームにマーキングするようにした場合、マーキングの無い画像フレームのみを表示させるようにし、観測用超音波由来の画像フレームにマーキングするようにした場合、マーキングのある画像フレームのみをシネ表示若しくは定量解析させるようにする。

40

【0061】

本実施形態においては、第一の実施形態に加え、R A M 3 や H D D 4 には、破壊用超音波由来の画像フレームも残されており、画像フレーム群のデータ修正をやり直すことができる。

【0062】

(第三の実施形態)

次に本発明の第三の実施形態について説明する。以下、各実施形態においては、画像処理装置 1 は図 1 と同様であり、第一又は第二の実施形態と同一の構成には、同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【0063】

50

本実施形態に係る画像処理装置 1 は、図 3 の機能ブロック図に示すように、画像フレーム記憶部 1 a と画像フレーム変更部 1 b と表示制御部 1 c と輝度算出部 1 e と輝度値選択制御部 1 f を備える。画像フレーム記憶部 1 a と画像フレーム変更部 1 b は、第一の実施形態又は第二の実施形態と同様である。

【0064】

輝度算出部 1 e は、画像フレーム記憶部 1 a に記憶されている画像フレームの輝度値をフレーム毎に算出する。画像フレームの輝度値は、画像フレーム全画素における平均値である。

【0065】

表示制御部 1 c は、図 9 に示すように、輝度算出部 1 e で算出された画像フレーム毎の輝度値を画像フレームのデータ番号に付随させて同時表示する。表示制御部 1 c は、図 9 に示すように、例えば、横軸に画像フレームのデータ番号を並べ、縦軸に対応する輝度値をプロットしたグラフ形状にて表示させる。グラフ形状で表示させると、高音圧に対応する輝度値を有する破壊超音波由来の画像フレームの輝度値と観測用超音波由来の画像フレームの輝度値が一目にて見て取れる。

【0066】

輝度値選択制御部 1 f は、モニタ 6 に画像フレーム毎の輝度値を表示されると、表示された輝度値に対応したチェックボックスを表示させて装置操作者が所望する輝度値の選択を可能とする手段であり、入力ユニット 5 と共に選択手段となり、更に表示制御部 1 c や輝度算出部 1 e と共に画像フレーム群を選択の有無によって区別する区別手段となる。

【0067】

装置操作者が所望する輝度値は、破壊用超音波由来の画像フレームが有する輝度値である。装置操作者が入力ユニット 5 を用いて高い輝度値にチェックし、当該破壊用超音波由来の画像フレームを選択する。このチェックにより、画像選択制御部 1 d は、チェックされた画像フレームのアドレスを記録することで、選択された破壊用超音波由来の画像フレームと選択の無かった観測用超音波由来の画像フレームとに区別する。

【0068】

尚、画像フレーム変更部 1 b は、第一の実施形態若しくは第二の実施形態と同様に区別された画像フレームのうち、破壊用超音波由来の画像フレームを消去し、又は破壊用超音波由来の画像フレーム若しくは観測用超音波由来の画像フレームにマーキングする。

【0069】

次に、画像処理装置 1 の動作を図 18 に基づき詳細に説明する。まず、CPU 2 によって HDD 4 に記憶されている画像処理プログラムを起動する (S300)。画像処理プログラムを起動すると、当該プログラムに基づいて CPU 2 が演算処理を行い、RAM 3 若しくは HDD 4 に記憶されている画像フレームの輝度値をフレーム毎に算出する (S301)。

【0070】

フレーム毎に輝度値が算出されると、図 9 に示すように、画像フレームのデータ番号を横軸にとり、かつ対応する輝度値を縦軸にとったグラフをモニタ 6 に表示する (S302)。すなわち、画像フレーム記憶部 1 a に記憶されている画像フレームの輝度値を輝度算出部 1 e が算出し、算出結果を表示制御部 1 c によりモニタ 6 に表示させる。

【0071】

装置操作者は、モニタ 6 に表示されている輝度値を見ながら入力ユニット 5 を操作し、表示されている画像フレームのデータ番号のうち、輝度値の高い画像フレームのデータ番号にチェックする。このチェックにより、輝度値の高い画像フレームである破壊用超音波由来の画像フレームと、観測用超音波由来の画像フレームを区別される (S303)。すなわち、選択の有無により破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとが区別される。

【0072】

画像フレームが区別されると、画像フレーム変更部 1 b は、チェックにより区別された

10

20

30

40

50

破壊用超音波由来の画像フレームを消去する（S304）。尚、第二の実施形態のようにマーキングを行ってもよい。

【0073】

当該画像フレームの消去により、破壊用超音波由来の画像フレームがRAM3若しくはHDD4から消去され、プログラムを終了する（S305）。マーキングによる場合は、そのままRAM3若しくはHDD4から破壊用超音波由来の画像フレームが残るが、以後、表示制御部1eがマーキングに基づき観測用超音波由来の画像フレームのみを表示させるようになる。

【0074】

（第四の実施形態）

次に第四の実施形態について説明する。本実施形態に係る画像処理装置1は、第三の実施形態における輝度値算出に基づき、装置操作者の操作に依らないで、画像フレームを区別するものである。図4に示すように、画像処理装置1は、画像フレーム群を記憶する画像フレーム記憶部1aと、区別された画像フレームを消去又はマーキングする画像フレーム変更部1bと、画像フレーム群を表示する表示制御部1cと、画像フレームの輝度値をフレーム毎に算出する輝度算出部1eと、閾値記憶部1gと比較部1hとを備える。

【0075】

閾値記憶部1gは、例えばRAM3若しくはHDD4から構成され、輝度値の閾値を記憶している。輝度値の閾値は、破壊用超音波由来の画像フレームの輝度値と観測用超音波由来の画像フレームの輝度値を区分けする値に設定されており、超音波診断装置1で規定されている各超音波の音圧と受信信号の信号処理に応じた値となる。

【0076】

比較部1hは、輝度算出部1eが算出した画像フレームの輝度値と閾値記憶部1gが記憶している閾値とをフレーム毎に比較する比較手段であり、閾値記憶部1gと共に、閾値を上回っているか否かによって破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを区別する区別手段となる。図10は、この比較部1hにおける比較の概念説明図である。図10に示すように、破壊用超音波由来の画像フレームは、音圧の高さに起因する輝度値の高さにより、閾値を上回り、比較により観測用超音波由来の画像フレームと明確に区別される。

【0077】

次に、画像処理装置1の動作を図19に基づき詳細に説明する。まず、CPU2によってHDD4に記憶されている画像処理プログラムを起動する（S400）。画像処理プログラムを起動すると、当該プログラムに基づいてCPU2が演算処理を行い、RAM3若しくはHDD4に記憶されている画像フレームの輝度値をフレーム毎に算出する（S401）。

【0078】

フレーム毎に輝度値が算出されると、図10に示すように、算出された輝度値と予め記憶されている閾値とを比較する（S402）。すなわち、画像フレーム記憶部1aに記憶されている画像フレームの輝度値を輝度算出部1eが算出し、算出された輝度値と閾値記憶部1gに記憶されている閾値とを比較する。この比較により、閾値を上回った画像フレームと閾値を下回った画像フレームとに区別される（S403）。

【0079】

画像フレームが区別されると、区別された破壊用超音波由来の画像フレームを消去する（S404）。尚、第二の実施形態のようにマーキングを行ってもよい。

【0080】

当該画像フレームの消去により、破壊用超音波由来の画像フレームがRAM3若しくはHDD4から消去され、プログラムを終了する（S405）。マーキングによる場合は、そのままRAM3若しくはHDD4から破壊用超音波由来の画像フレームが残るが、以後、表示制御部1cがマーキングに基づき観測用超音波由来の画像フレームのみを表示させるようになる。

【0081】

(第五の実施形態)

次に第五の実施形態について説明する。本実施形態に係る画像処理装置1は、ECG（心電図）同期により超音波で走査することによって取得された画像フレーム群に対して、破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームを区別するものである。すなわち、画像フレームを収集する超音波診断装置10は、ECG同期により各超音波で走査している。図11は、超音波診断装置がECG同期により超音波で走査する概念説明図である。

【0082】

図11に示すように、超音波診断装置10は、ECGのR波の出現時刻 T 、 $2T$ 、 $\dots$ から予め装置操作者が設定している t_1 時間経過後に破壊用超音波を走査して破壊用超音波由来の画像フレームを取得し、ECGのR波の出現時刻 T 、 $2T$ 、 $\dots$ から予め装置操作者が設定している t_2 時間経過後に観測用超音波を走査して観測用超音波由来の画像フレームを取得する。もちろん、R波以外のP、Q、S、T各波のいずれを同期の基準としてもよい。尚、 T は一定時間とは限らない。

10

【0083】

このような超音波診断装置10により生成された画像フレーム群は、R波の出現時刻の情報である心時相時刻情報とともに超音波診断装置10やその他コンピュータ等の画像処理装置1に記憶され、画像処理がなされる。図5に示すように、画像処理装置1は、画像フレーム群を記憶する画像フレーム記憶部1aと、区別された画像フレームを消去又はマーキングする画像フレーム変更部1bと、画像フレーム群を表示する表示制御部1cと、心時相時刻情報記憶部1iと心時相抽出部1jとを備える。

20

【0084】

画像フレーム記憶部1aには、他の実施形態同様に画像フレームが記憶されているが、特に本実施形態においては、画像フレームがECG同期による走査によって取得され、かつ画像フレームが取得された走査時刻が走査時刻情報として画像フレームのヘッダ部分に付されて記憶されている。

【0085】

心時相時刻情報記憶部1iは、例えば、RAM3又はHDD4から構成され、ECGによるR波等の心時相が出現した時刻を心時相時刻情報として記録している時刻情報記憶手段である。

30

【0086】

心時相抽出部1jは、心時相時刻情報記憶部1iに記憶されている心時相時刻情報と画像フレーム記憶部1aに記憶されている走査時刻情報とに基づき、破壊用超音波由来の画像フレームを抽出している抽出手段となり、画像フレームを抽出されたか否かで区別する区別手段となる。

【0087】

心時相抽出部1jは、図12に示すように、各心時相時刻情報を取得し、予め装置操作者により設定されている破壊用超音波走査タイミング t_1 を加算する。そして、各画像フレームに付された走査時刻から、 $T+t_1$ 、 $2T+t_1$ 、 $\dots$ に相当する走査時刻情報が付された画像フレームを破壊用超音波由来の画像フレームとして抽出する。

40

【0088】

すなわち、ECG同期においては、所定心時相の出現時刻から所定時間経過後に破壊用超音波の走査が行われるように破壊用超音波走査タイミングが設定されており、所定心時相の出現時刻を取得して、この出現時刻から所定時間経過後の時間が走査時刻として付された画像フレームを抽出することで、破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを区別する。

【0089】

次に、画像処理装置1の動作を図20に基づき詳細に説明する。まず、CPU2によってHDD4に記憶されている画像処理プログラムを起動する（S500）。画像処理プロ

50

グラムを起動すると、当該プログラムに基づいてCPU 2が演算処理を行い、心時相抽出部1jがRAM 3若しくはHDD 4に記憶されている心時相時刻情報に予め設定されている破壊用超音波走査タイミングを加算する(S 501)。

【0090】

心時相時刻に破壊用超音波走査タイミングが加算されると、図12に示すように、心時相抽出部1jは、加算結果の時間と同一の走査時刻が付された画像フレームを抽出する(S 502)。この抽出により、抽出された画像フレームを破壊用超音波由来の画像フレームとみなし、画像フレームが抽出されたか否かによっては海洋超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを区別する(S 503)。

【0091】

画像フレームが区別されると、区別された破壊用超音波由来の画像フレームを消去する(S 504)。尚、第二の実施形態のようにマーキングを行ってもよい。

【0092】

当該画像フレームの消去により、破壊用超音波由来の画像フレームがRAM 3若しくはHDD 4から消去され、プログラムを終了する(S 505)。マーキングによる場合は、そのままRAM 3若しくはHDD 4から破壊用超音波由来の画像フレームが残るが、以後、表示制御部1cがマーキングに基づき観測用超音波由来の画像フレームのみを表示させるようになる。

【0093】

(第六の実施形態)

次に第六の実施形態について説明する。本実施形態に係る画像処理装置1は、第五の実施形態と同様に、ECG同期により超音波で走査することによって取得された画像フレーム群に対して、破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームを区別するものである。

【0094】

図6に示すように、画像処理装置1は、画像フレーム群を記憶する画像フレーム記憶部1aと、区別された画像フレームを消去又はマーキングする画像フレーム変更部1bと、画像フレーム群を表示する表示制御部1cと、同心壁形状抽出部1kとを備える。

【0095】

同心壁形状抽出部1kは、例えば、特開2004-073850号公報に示される自動輪郭抽出法により、ECG同期による破壊用超音波の走査で取得された画像フレームを抽出する抽出手段であり、心壁形状を指定する指定手段たる入力ユニット5と共に、画像フレームを抽出されたか否かで区別する区別手段となる。ECG同期による破壊用超音波の走査で取得される画像フレームは、心壁形状において同一であり、装置操作者が一つの破壊用超音波由来の画像フレームを指定し、同心壁形状抽出部1kが指定された心壁形状と同一の心壁形状を有する画像フレームを破壊用超音波由来の画像フレームとして抽出するものである。

【0096】

モニタ6には、表示制御部1cにより複数フレーム同時に画像フレームが表示され、指定手段たる入力ユニット5によって装置操作者が破壊用超音波由来の画像フレームが有する心壁形状を指定する。同心壁形状抽出部1kは、指定された心壁形状と同一の心壁形状を有する画像フレームを抽出する。

【0097】

同心壁形状抽出部1kによる自動輪郭抽出法は、詳しくは特開2004-07350号公報に示された通りであるが、左心壁の内壁及び弁輪郭をトレースして、その容積値を算出することで、指定された心壁形状の容積値と同一の容積値を有する心壁形状を同一の心壁形状とするものである。

【0098】

次に、画像処理装置1の動作を図21に基づき詳細に説明する。まず、CPU 2によってHDD 4に記憶されている画像処理プログラムを起動する(S 600)。画像処理プロ

10

20

30

40

50

グラムを起動すると、当該プログラムに基づいてCPU 2が演算処理を行い、画像フレームを複数フレーム分同時にモニタ6に表示する(S 601)。

【0099】

装置操作者は、モニタ6に表示された複数フレーム分の画像フレームから破壊用超音波由来の画像フレームを指定する(S 602)。破壊用超音波由来の画像フレームが指定されると、まず当該画像フレームが有する同心壁形状の左心壁の内壁及び弁輪郭をトレースして、その容積値を算出する。さらに画像フレーム群の各画像フレームをトレースして、算出された容積値と同一の値の心壁形状を有する画像フレームを抽出する(S 603)。この抽出により、抽出された画像フレームは、破壊用超音波由来の画像フレームとして認識し、画像フレームが抽出されたか否かによって破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを区別する(S 604)。

10

【0100】

画像フレームが区別されると、区別された破壊用超音波由来の画像フレームを消去する(S 605)。尚、第二の実施形態のようにマーキングを行ってもよい。

【0101】

当該画像フレームの消去により、破壊用超音波由来の画像フレームがRAM 3若しくはHDD 4から消去され、プログラムを終了する(S 606)。マーキングによる場合は、そのままRAM 3若しくはHDD 4から破壊用超音波由来の画像フレームが残るが、以後、表示制御部1eがマーキングに基づき観測用超音波由来の画像フレームのみを表示させるようになる。

20

【0102】

(第七の実施形態)

次に第六の実施形態について説明する。本実施形態に係る画像処理装置1は、画像フレームの並び順法則を利用して破壊用超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームを区別するものである。すなわち、フラッシュ再還流法によって破壊用超音波と観測用超音波で1回ずつ交互に走査することを利用するものである。

【0103】

図7に示すように、画像処理装置1は、画像フレーム群を記憶する画像フレーム記憶部1aと、区別された画像フレームを消去又はマーキングする画像フレーム変更部1bと、画像フレーム群を表示する表示制御部1cと、順列選択制御部1Lとを備える。

30

【0104】

順列選択制御部1Lは、画像フレームのうち、データ番号が奇数番目若しくは偶数番目の画像フレームを抽出する抽出手段であり、画像フレームを抽出されたか否かで区別する区別手段である。装置操作者が奇数番目若しくは偶数番目の画像フレームを破壊用超音波由来の画像フレームとして認識して指定すると、その順番に該当する画像フレームを破壊用超音波由来の画像フレームとして抽出する。

【0105】

図13に示すように、任意の順番の画像フレームから所定数の画像フレームを表示した場合、その輝度値によって、破壊用超音波由来の画像フレームが偶数番目にあるか奇数番目にあるか確認することができる。図13においては、偶数番目が破壊用超音波由来の画像フレームに相当する。

40

【0106】

尚、フラッシュ再還流法において、破壊用超音波1走査につき、所定回数観測用超音波で走査する場合は、装置操作者がその順列を指定し、指定された順列に基づいて抽出するようにしてもよい。

【0107】

モニタ6には、表示制御部1cにより複数フレーム同時に画像フレームが表示され、指定手段たる入力ユニット5によって装置操作者が破壊用超音波由来の画像フレームが偶数番目であるか奇数番目であるか認識して指定する。

【0108】

50

次に、画像処理装置 1 の動作を図 2 3 に基づき詳細に説明する。まず、CPU 2 によって HDD 4 に記憶されている画像処理プログラムを起動する (S 7 0 0)。画像処理プログラムを起動すると、当該プログラムに基づいて CPU 2 が演算処理を行い、画像フレームを複数フレーム分同時にモニタ 6 に表示する (S 7 0 1)。

【0 1 0 9】

装置操作者は、モニタ 6 に表示された複数フレーム分の画像フレームから破壊用超音波由来の画像フレームが偶数番目であるか奇数番目であるかを指定する (S 7 0 2)。破壊用超音波由来の画像フレームの順番が指定されると、その順番、例えば図 1 3 に示すようにデータ番号から偶数番目の画像フレームを抽出する (S 7 0 3)。この抽出により、抽出された画像フレームは、破壊用超音波由来の画像フレームとして認識し、画像フレームが抽出されたか否かによっては海洋超音波由来の画像フレームと観測用超音波由来の画像フレームとを区別する (S 7 0 4)。

10

【0 1 1 0】

画像フレームが区別されると、区別された破壊用超音波由来の画像フレームを消去する (S 7 0 5)。尚、第二の実施形態のようにマーキングを行ってもよい。

【0 1 1 1】

当該画像フレームの消去により、破壊用超音波由来の画像フレームが RAM 3 若しくは HDD 4 から消去され、プログラムを終了する (S 7 0 6)。マーキングによる場合は、そのまま RAM 3 若しくは HDD 4 から破壊用超音波由来の画像フレームが残るが、以後、表示制御部 1 c がマーキングに基づき観測用超音波由来の画像フレームのみを表示させるようになる。

20

【0 1 1 2】

以上の各実施形態においては、以後、観測用超音波由来の画像フレームのみによりシネ表示や定量解析を行うことができ、被検体の観察が容易になり、定量解析が正確になる。又、マーキングにより観測用超音波由来の画像フレームのみが表示されるようにした場合には、RAM 3 や HDD 4 には、破壊用超音波由来の画像フレームも残されており、画像フレーム群のデータ修正をやり直すことができる。

【図面の簡単な説明】

【0 1 1 3】

【図 1】本実施形態に係る画像処理装置のブロック構成図である。

30

【図 2】第一又は第二の実施形態に係る画像処理装置の機能ブロック図である。

【図 3】第三の実施形態に係る画像処理装置の機能ブロック図である。

【図 4】第四の実施形態に係る画像処理装置の機能ブロック図である。

【図 5】第五の実施形態に係る画像処理装置の機能ブロック図である。

【図 6】第六の実施形態に係る画像処理装置の機能ブロック図である。

【図 7】第七の実施形態に係る画像処理装置の機能ブロック図である。

【図 8】第一の実施形態に係る画像処理装置の表示画面を説明する図である。

【図 9】第三の実施形態に係る画像処理装置の表示画面を説明する図である。

【図 1 0】第四の実施形態を説明する図である。

【図 1 1】第五の実施形態の概念を説明する図である。

40

【図 1 2】第五の実施形態に係る画像処理装置に記憶されているデータを説明する図である。

【図 1 3】第七の実施形態の概念を説明する図である。

【図 1 4】画像フレームの区別を説明する図であり、画像フレームを消去する形態の説明図である。

【図 1 5】画像フレームの区別を説明する図であって、観測用超音波由来の画像フレームのみを表示する形態の説明図である。

【図 1 6】第一の実施形態に係る画像処理装置の動作を示すフローチャート図である。

【図 1 7】第二の実施形態に係る画像処理装置の動作を示すフローチャート図である。

【図 1 8】第三の実施形態に係る画像処理装置の動作を示すフローチャート図である。

50

【図 1 9】 第四の実施形態に係る画像処理装置の動作を示すフローチャート図である。
 【図 2 0】 第五の実施形態に係る画像処理装置の動作を示すフローチャート図である。
 【図 2 1】 第六の実施形態に係る画像処理装置の動作を示すフローチャート図である。
 【図 2 2】 第七の実施形態に係る画像処理装置の動作を示すフローチャート図である。
 【図 2 3】 超音波診断装置のブロック構成図である。
 【図 2 4】 フラッシュ再還流法を説明する図である。

【符号の説明】

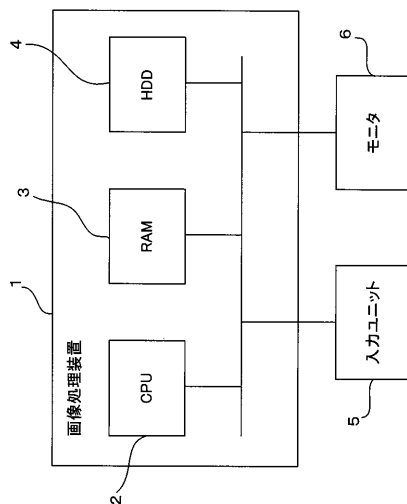
【0 1 1 4】

- 1 画像処理装置
- 1 a 画像フレーム記憶部
- 1 b 画像フレーム変更部
- 1 c 表示制御部
- 1 d 画像選択制御部
- 1 e 輝度算出部
- 1 f 輝度値選択制御部
- 1 g 閾値記憶部
- 1 h 比較部
- 1 i 心時相時刻情報記憶部
- 1 j 心時相抽出部
- 1 k 同心壁形状抽出部
- 1 L 順列選択制御部

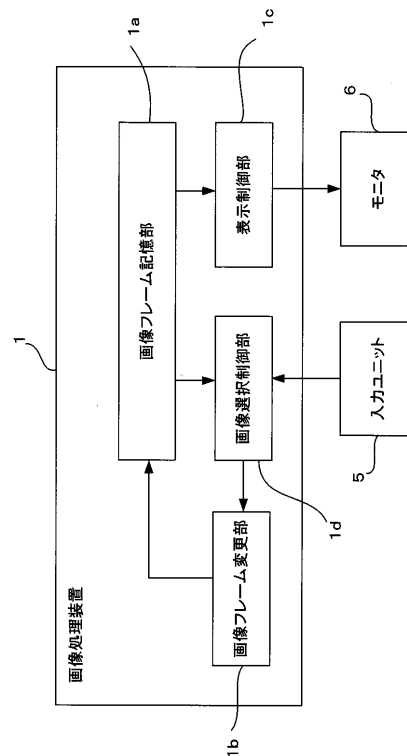
10

20

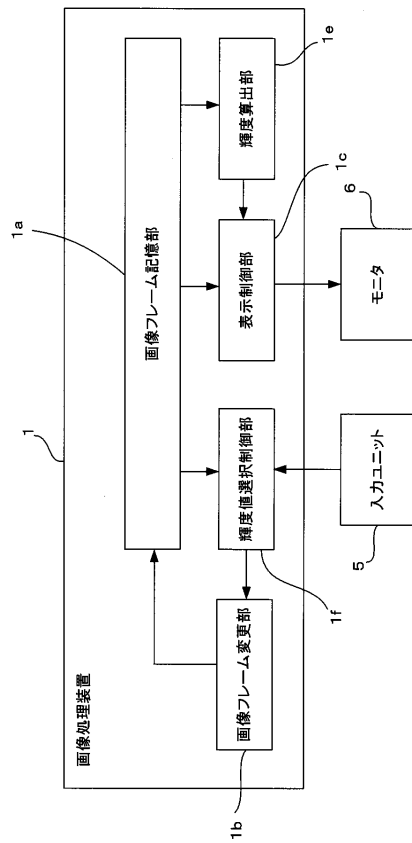
【図 1】



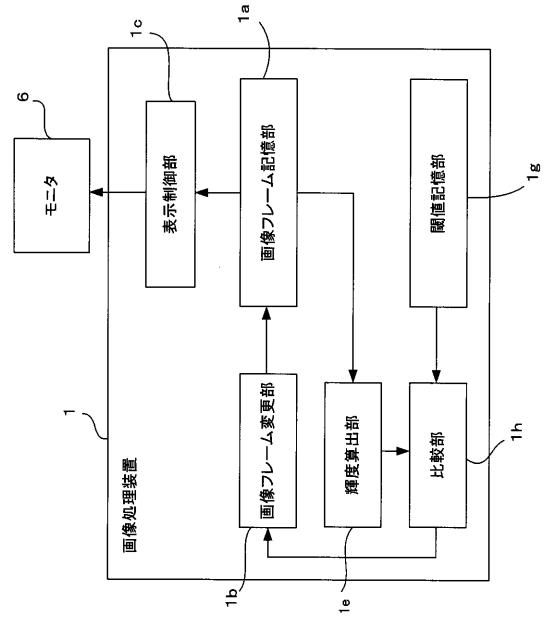
【図 2】



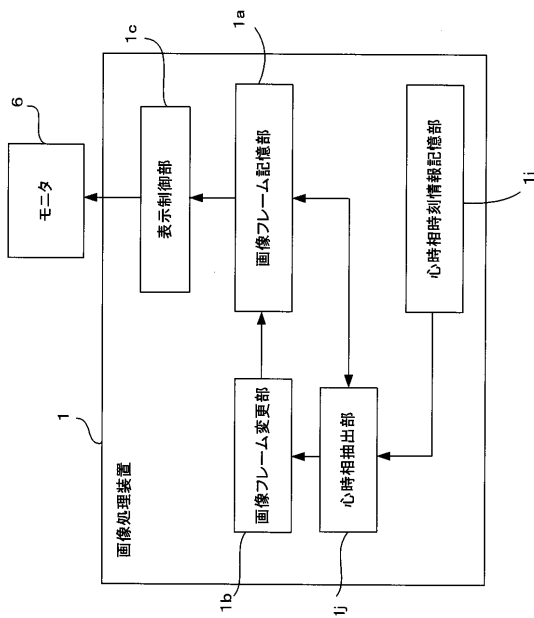
【図 3】



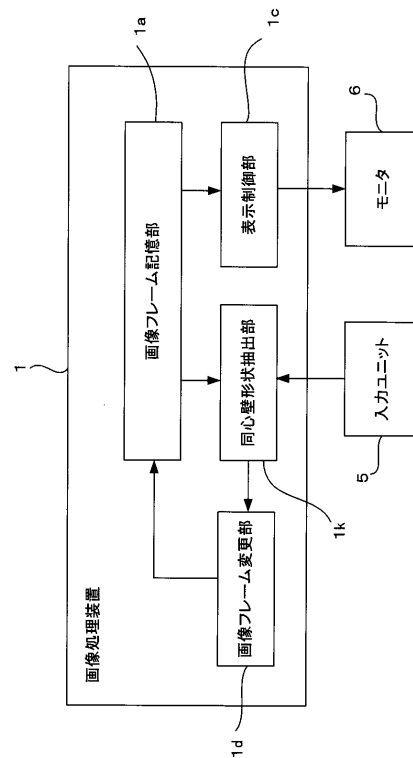
【図 4】



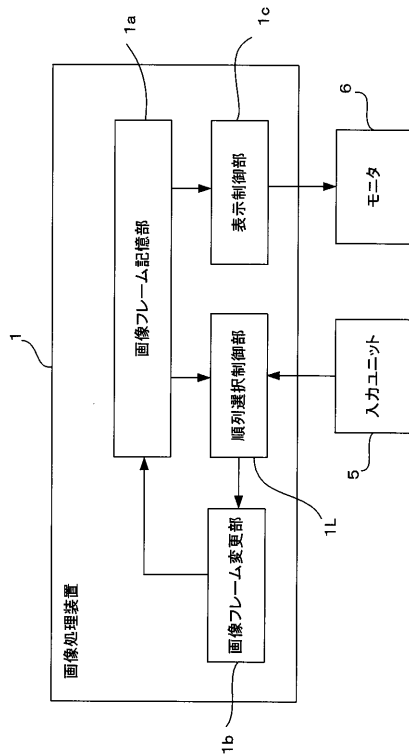
【図 5】



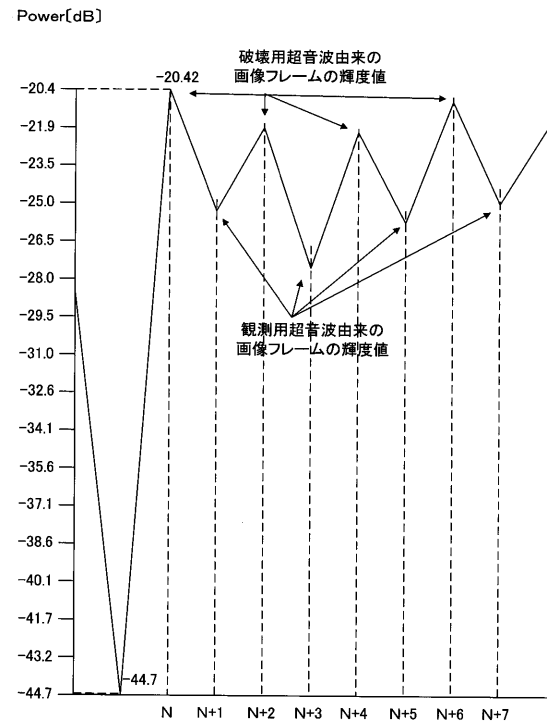
【図 6】



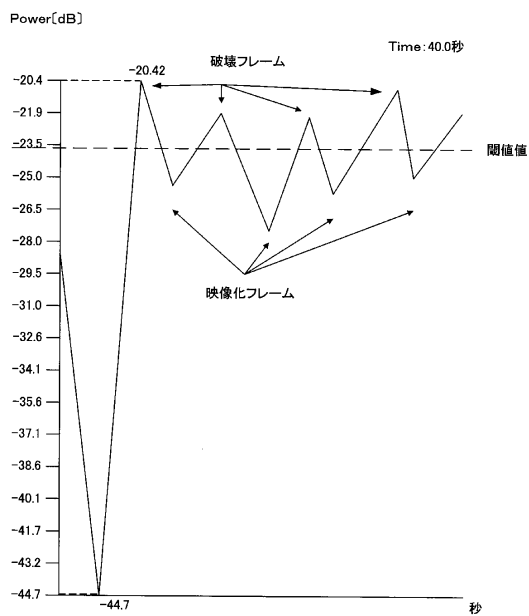
【図 7】



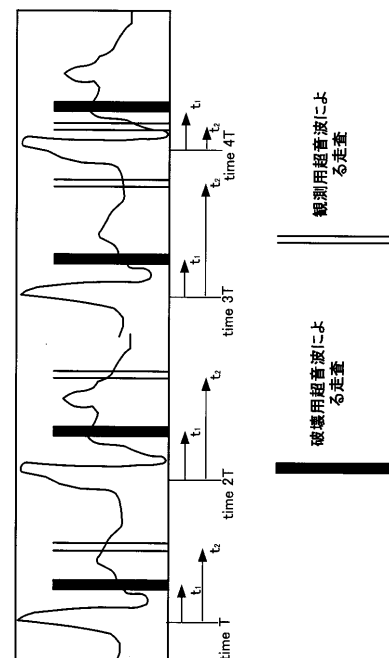
【図 9】



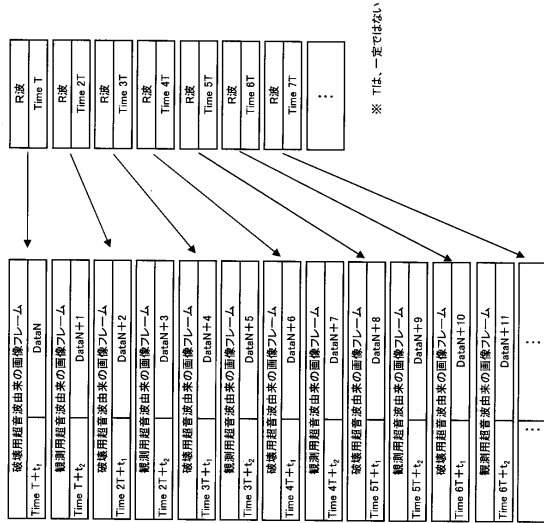
【図 10】



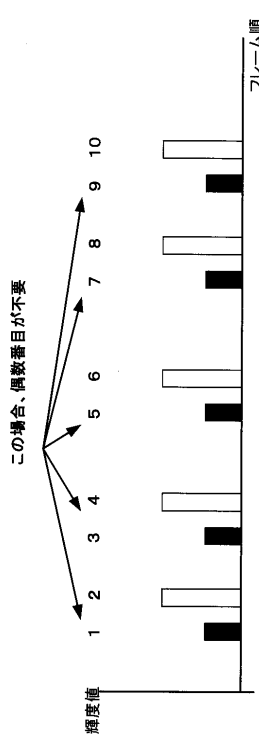
【図 11】



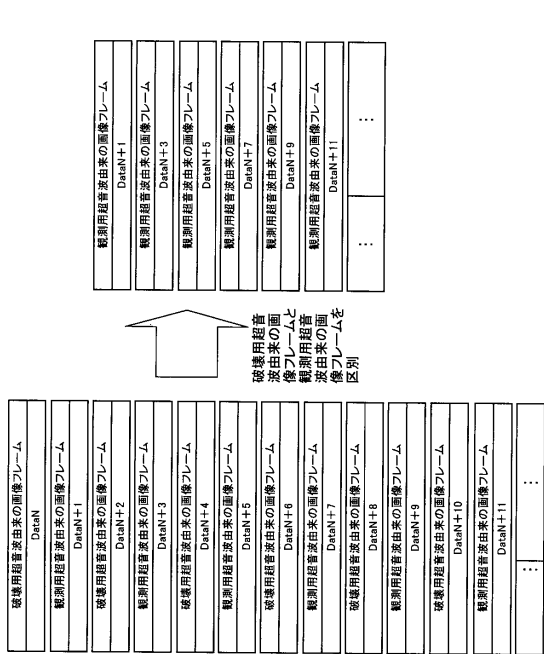
【図 1 2】



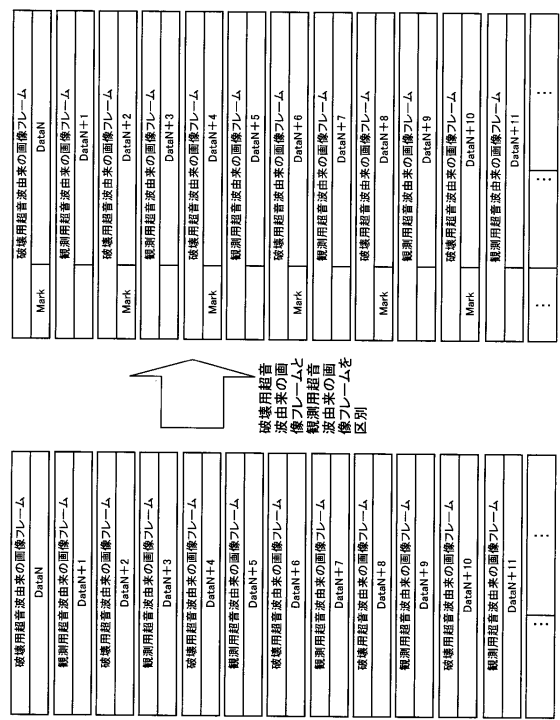
【図 1 3】



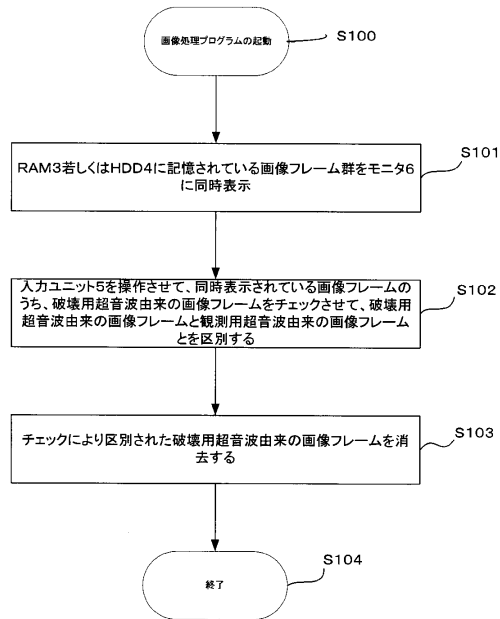
【図 1 4】



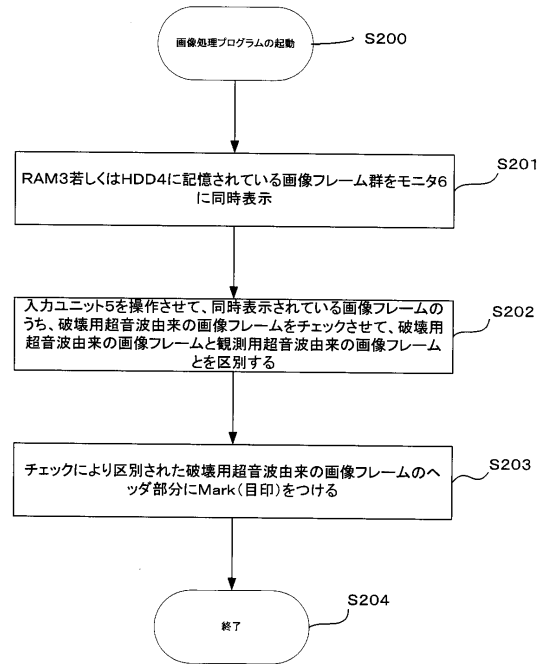
【図 1 5】



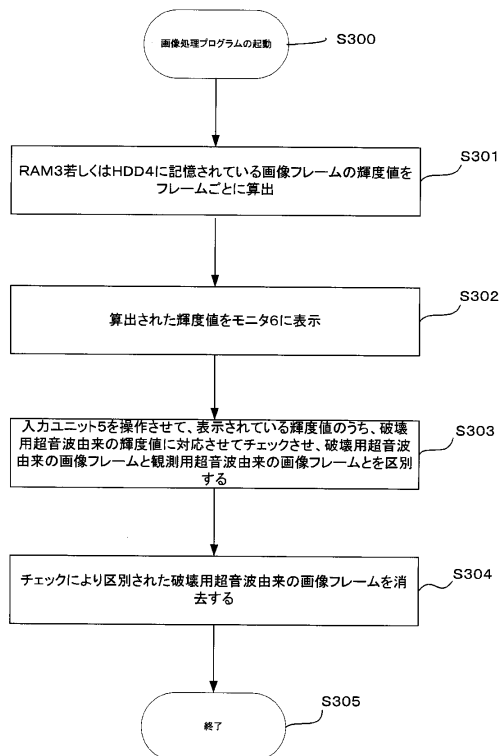
【図 16】



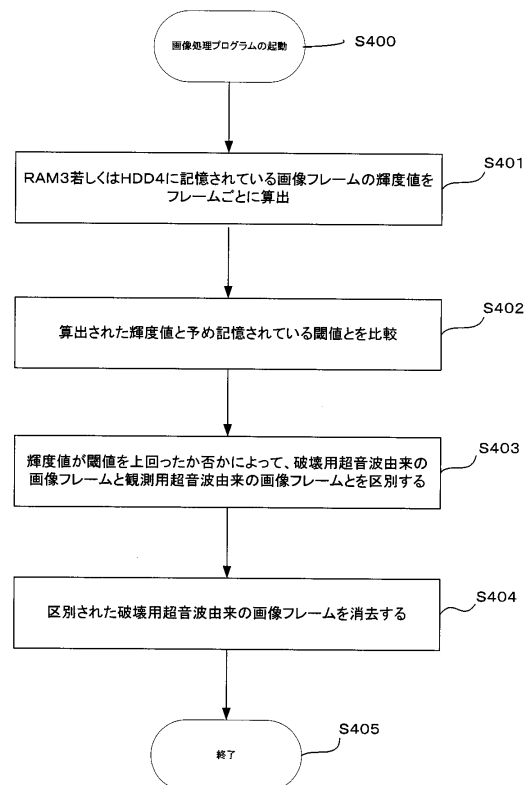
【図 17】



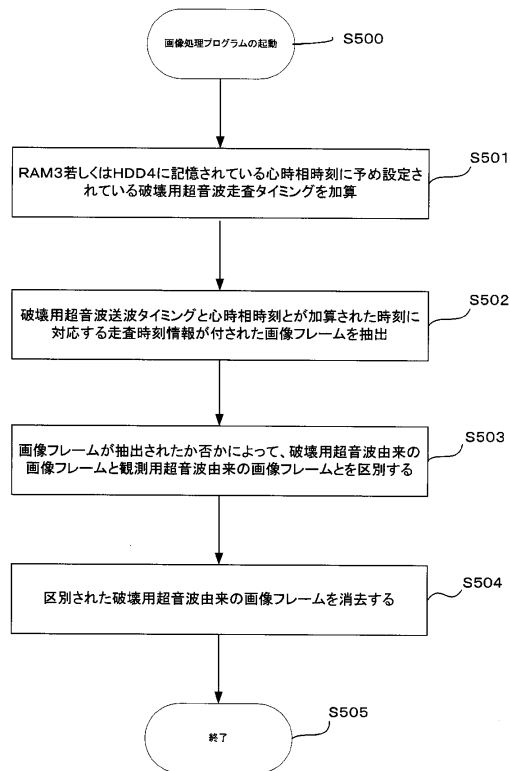
【図 18】



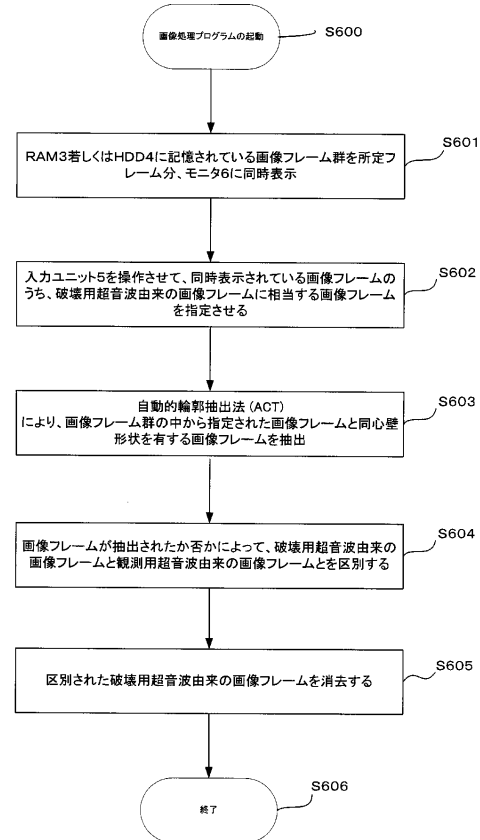
【図 19】



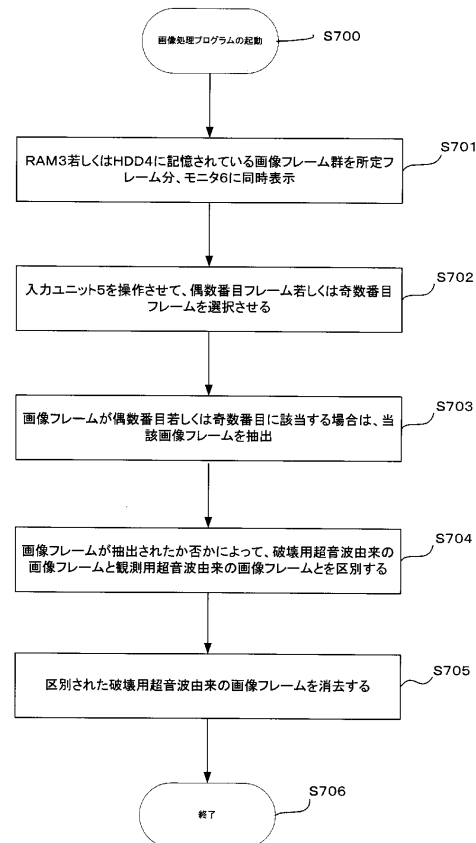
【図 20】



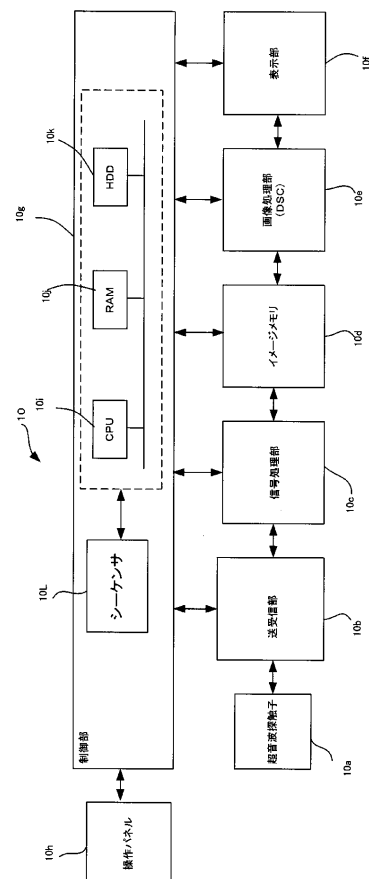
【図 21】



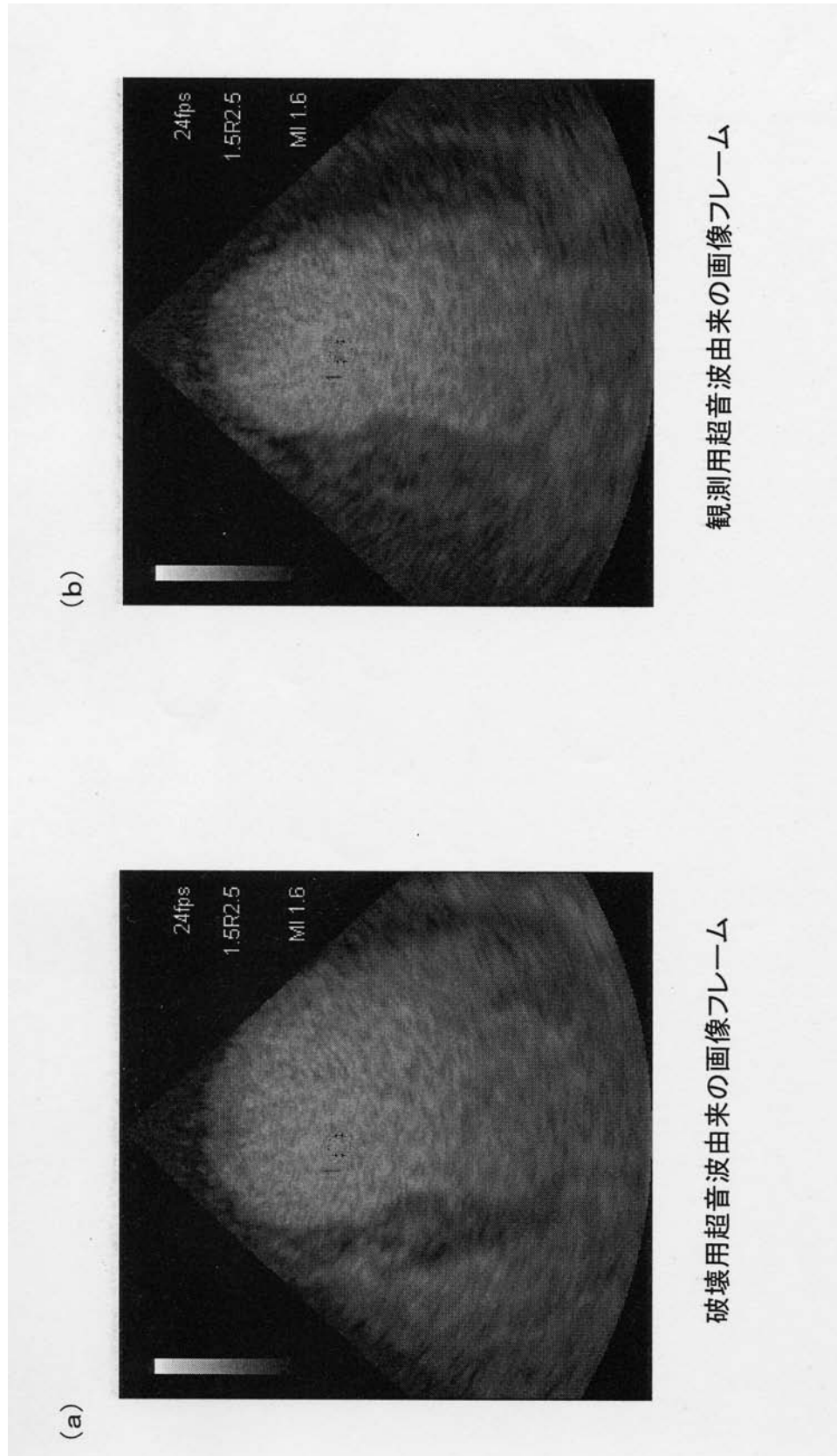
【図 22】



【図 23】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 中内 章一
栃木県大田原市下石上1385番 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 川岸 哲也
栃木県大田原市下石上1385番 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内
- (72)発明者 小笠原 洋一
栃木県大田原市下石上1385番 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内
- (72)発明者 生田目 富夫
栃木県大田原市下石上1385番 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 嶺 喜隆
栃木県大田原市下石上1385番 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特表2005-518833 (JP, A)
特表2005-512650 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|------|
| A61B | 8/00 |
| G06T | 1/00 |

专利名称(译)	图像处理设备，超声诊断设备和图像处理程序		
公开(公告)号	JP4619736B2	公开(公告)日	2011-01-26
申请号	JP2004276438	申请日	2004-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	中内章一 川岸哲也 小笠原洋一 生田目富夫 嶺喜隆		
发明人	中内 章一 川岸 哲也 小笠原 洋一 生田目 富夫 嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/HH05 4C601/HH16 4C601/ JB36 4C601/ JB38 4C601/ JB40 4C601/ JB45 4C601/ JC09 4C601/ KK12 4C601/ KK27 4C601/ KK31 4C601/ LL04 4C601/ LL38 5B057/ AA07 5B057/ BA05 5B057/ CA08 5B057/ CA12 5B057/ CA16 5B057/ CB08 5B057/ CB12 5B057/ CB16		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2006087653A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够简单地进行精确临床诊断和定量分析的艺术，即使使用通过闪光回流法扫描超声波获得的图像帧也是如此。解决方案：该图像处理器具有分类装置，该分类装置利用从破裂超声波导出的图像帧和从存储装置和擦除装置上混合的观察超声波导出的图像帧对图像帧进行分类，并且从图像帧中导出图像帧。由分类装置分类的图像帧中的破裂超声波被擦除装置擦除。或者，该图像处理器具有分类装置和标记装置，从由分类装置分类的任一图像帧导出的图像帧被标记，并且仅基于观察超声波导出的图像帧被显示。标记。Ž

