

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4398024号
(P4398024)

(45) 発行日 平成22年1月13日(2010.1.13)

(24) 登録日 平成21年10月30日(2009.10.30)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 11 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平11-324654 (22) 出願日 平成11年11月15日(1999.11.15) (65) 公開番号 特開2001-137242(P2001-137242A) (43) 公開日 平成13年5月22日(2001.5.22) 審査請求日 平成18年8月22日(2006.8.22)</p>	<p>(73) 特許権者 390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 (74) 代理人 100075258 弁理士 吉田 研二 (74) 代理人 100096976 弁理士 石田 純 (72) 発明者 近藤 祐司 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内 審査官 川上 則明</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び血栓映像化装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームを走査し、二次元又は三次元のデータ取込領域を形成する送受波器と、前記送受波器からの受信信号の強度情報に基づいて、血栓に相関性がある瞬時ピークを判定する瞬時ピーク判定手段と、

前記瞬時ピークに基づいて、前記二次元又は三次元のデータ取込領域に対応した二次元又は三次元の瞬時ピーク画像を形成する瞬時ピーク画像形成手段と、
 を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、
 前記受信信号に基づいてパワーを演算するパワー演算手段を含み、
 前記受信信号の強度情報は前記受信信号のパワーであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、
 前記パワー演算手段は前記受信信号中のドプラ成分のパワーを演算することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、
 前記受信信号の強度情報は前記受信信号の振幅値であることを特徴とする超音波診断装

置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、
前記受信信号から速度を演算する速度演算手段を含み、
前記瞬時ピーク判定手段は、前記強度情報及び前記速度に基づいて前記瞬時ピークを判定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、
前記受信信号に基づいて、前記二次元又は三次元のデータ取込領域に対応した二次元又は三次元の超音波画像を形成する超音波画像形成手段と、
前記瞬時ピーク画像と前記超音波画像とを合成し、合成画像を形成する画像合成手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、
前記瞬時ピーク画像に対し、フレーム間にわたって残像処理を施す残像処理手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波の送受波を行う送受波手段と、
前記送受波手段からの受信信号に対して対数圧縮を行う対数圧縮器を含み、対数圧縮処理を経た超音波画像を形成する第 1 画像形成手段と、
前記送受波手段と前記対数圧縮手段との間の経路から取り出された分岐受信信号に基づいて、血栓に相関性がある瞬時ピークを含む瞬時ピーク画像を形成する第 2 画像処理手段と、
前記超音波画像と前記瞬時ピーク画像とを合成する画像合成手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 9】

請求項 8 記載の装置において、
前記第 2 画像処理手段は、前記分岐受信信号の波形に基づいて、血管中に存在する強反射体を前記瞬時ピークとして判別する瞬時ピーク判別手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 10】

請求項 9 記載の装置において、
前記瞬時ピーク判別手段は、前記分岐受信信号のレベルが所定閾値以下に落ち込んだ領域中に所定閾値を越えるピークがある場合にそれを前記瞬時ピークとして判定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波ビームを走査し、走査面を形成する送受波手段と、
前記送受波手段からの受信信号に基づいて、血栓に相関性がある瞬時ピークを判定し、前記走査面上に瞬時ピークを表した瞬時ピーク画像を形成する瞬時ピーク画像形成手段と、
前記瞬時ピーク画像を表示する表示手段と、
を含むことを特徴とする血栓映像化装置。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に関し、特に血栓に関わる情報を画像化可能な装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

脳内の血管を流れる血流からのエコー信号に基づいてパワースペクトラムを表示すると、

50

時折、高輝度の部分（瞬時ピーク）が観測される場合がある。ここで、パワースペクトラムは、横軸を時間軸、縦軸を速度軸としたグラフであって、輝度がドブラ成分のパワーに相当するものである。そのようなパワースペクトラムで観測される高輝度の部分は、一般にHITS（High Intensity Transient Signal）と称される。臨床上、このHITSの発生頻度が多い人ほど脳梗塞を起こしやすいという相関関係が知られている。しかし、その発生メカニズムは未知の部分が多い。いずれにしても、HITSの発生頻度は、各人の潜在的な血栓発生の危険度を指標するものであると推定される。

【0003】

従来、そのHITSの頻度を観測する場合、脳内診断用の超音波プローブが頭部のこめかみ近傍に当接され、その超音波プローブによって超音波パルスの送受波が行われる。それにより得られた受信信号から血流の運動情報に相当するドブラ成分（ドブラ信号）が抽出され、そのドブラ成分のパワーを演算することによって、パワースペクトラムが演算される。そして、画面上に表示されたパワースペクトラムを一定時間（例えば30分間）目視観察し、上記HITSの発生回数がマニュアルでカウントされている。

10

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記のような長時間の目視観察によると、観察者の負担が非常に大きい。また、どの程度高輝度であればHITSとみなすかについては各人の判断基準にばらつきがあり、客観的なデータを得られにくいため診断上の不都合があった。

【0005】

特に、従来においては、パワースペクトラム上でHITSがモニタリングされていたため、生体内のどの部位にそれが発生し、どのように移動したのか、認識することはできなかった。

20

【0006】

本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、血栓に相関があると言われていたHITSの発生や移動を空間的に認識できるようにすることにある。

【0007】

本発明の他の目的は、血栓の存在可能性を表す新しい画像を形成することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記目的を達成するために、本発明は、超音波ビームを走査し、二次元又は三次元のデータ取込領域を形成する送受波器と、前記送受波器からの受信信号の強度情報に基づいて、所定の瞬時ピークを判定する瞬時ピーク判定手段と、前記瞬時ピークに基づいて、前記二次元又は三次元のデータ取込領域に対応した二次元又は三次元の瞬時ピーク画像を形成する瞬時ピーク画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

30

【0009】

上記構成によれば、血栓に相関があると思われる瞬時ピーク（HITS）をデータ取込領域内で判別し、その瞬時ピークを含む二次元画像や三次元画像などを形成できる。よって、その画像上において、瞬時ピークの移動方向や移動の早さあるいは分布などを把握できる。

40

【0010】

望ましくは、前記受信信号に基づいてパワーを演算するパワー演算手段を含み、前記受信信号の強度情報は前記受信信号のパワーである。望ましくは、前記パワー演算手段は前記受信信号中のドブラ成分のパワーを演算する。望ましくは、前記受信信号の強度情報は前記受信信号の振幅値である。

【0011】

望ましくは、前記受信信号から速度を演算する速度演算手段を含み、前記瞬時ピーク判定手段は、前記強度情報及び前記速度に基づいて前記瞬時ピークを判定する。この構成によれば、単に強度情報だけでなく、速度情報を加味して瞬時ピークを判別できるので、その判別精度を向上することが可能である。

50

【0012】

望ましくは、前記受信信号に基づいて、前記二次元又は三次元のデータ取込領域に対応した二次元又は三次元の超音波画像を形成する超音波画像形成手段と、前記瞬時ピーク画像と前記超音波画像とを合成し、合成画像を形成する画像合成手段と、を含む。

【0013】

上記構成によれば従来同様の二次元画像又は三次元画像上において瞬時ピークの存在を可視化でき、他の臓器や血管の走行状態などとの相関において瞬時ピークの運動及び挙動を把握可能である。

【0014】

望ましくは、前記瞬時ピーク画像に対し、フレーム間にわたって瞬時ピークの残像処理を施す残像処理手段を含む。この構成によれば、短時間に瞬時ピークが消失してしまう場合や瞬時ピークの移動速度が大きく短時間でフレーム外となる場合に、その存在又は軌跡を明瞭に表現できる。

10

【0015】

(2)上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波を行う送受波手段と、前記送受波手段からの受信信号に対して対数圧縮を行う対数圧縮器を含み、対数圧縮処理を経た超音波画像を形成する第1画像形成手段と、前記送受波手段と前記対数圧縮手段との間の経路から取り出された分岐受信信号に基づいて瞬時ピーク画像を形成する第2画像処理手段と、前記超音波画像と前記瞬時ピーク画像とを合成する画像合成手段と、を含むことを特徴とする。

20

【0016】

通常の超音波診断装置では、信号のダイナミックレンジとの関係から、受信信号に対して対数圧縮が行われているが、そのような対数圧縮によると瞬時ピークの判別精度が低下することが危惧される。そこで、瞬時ピークの判定をそのような対数圧縮がなされていない受信信号に対して行う。

【0017】

望ましくは、前記第2画像処理手段は、前記分岐受信信号の波形に基づいて、血管中に存在する強反射体を前記瞬時ピークとして判別する瞬時ピーク判別手段を含む。

【0018】

望ましくは、前記瞬時ピーク判別手段は、前記分岐受信信号のレベルが所定閾値以下に落ち込んだ領域中に所定閾値を越えるピークがある場合にそれを前記瞬時ピークとして判定する。

30

【0019】

血流からのエコーは本来、他の実組織(血管壁など)からのエコーよりも弱く、その一方、瞬時エコーの強度は強い。そこで、そのような特性を利用して、瞬時ピークの判別精度を高めるものである。

【0020】

(3)上記目的を達成するために、本発明に係る血栓映像化装置は、超音波ビームを走査し、走査面を形成する送受波手段と、前記送受波手段からの受信信号に基づいて、血栓に相関性がある瞬時ピークを判定し、前記走査面上に瞬時ピークを表した瞬時ピーク画像を形成する瞬時ピーク画像形成手段と、前記瞬時ピーク画像を表示する表示手段と、を含むことを特徴とする。

40

【0021】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態について図面を用いて説明する。

【0022】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されている。この超音波診断装置は血栓映像化機能を有しており、すなわち血栓に相関がある瞬時ピークを映像化するモードを有している。

【0023】

50

プローブ10は超音波の送受波を行う超音波探触子であり、プローブ10は生体8の表面上に当接される。もちろん、このプローブ10は体腔内に挿入されるプローブであってもよい。プローブ10は複数の振動素子からなるアレイ振動子を有しており、そのアレイ振動子に対して電子走査を実行することによって超音波ビームが電子的にスキャンされる。図1には、その超音波ビームが符号12で示されており、その超音波ビーム12を電子的にスキャンすることによって走査面14が形成される。ちなみに、その電子走査方式としては例えば電子セクタ走査や電子リニア走査などが知られている。

【0024】

なお、本実施形態においては二次元の走査面14がデータ取込領域として形成されているが、本発明は三次元データ取込領域が形成される場合にも適用可能である。

10

【0025】

送信部20はプローブ10に対して送信信号を供給する回路である。受信部22はプローブ10から出力される受信信号に対して整相加算処理などを実行する回路である。送信部20の作用によって送信ビームが電子的に形成され、受信部22の作用によって受信ビームが電子的に形成される。この受信部22はいわゆるデジタルビームフォーマーを有するものであるのが望ましい。

【0026】

断層画像形成部24は受信信号に基づいて断層画像すなわちBモード画像を形成する回路である。この断層画像形成部24によって形成された断層画像100は合成部32に出力されている。

20

【0027】

ドブラ画像形成部26は、受信信号に基づいて二次元ドブラ画像(カラードブラ画像)を形成する回路である。そのドブラ画像101は合成部32に出力されている。

【0028】

瞬時ピーク画像形成部28は、上述した瞬時ピークすなわちHITSを検出し、その瞬時ピークを表す二次元の画像を瞬時ピーク画像102として形成する回路である。

【0029】

残像処理部30は、瞬時ピーク画像102に対してフレーム間相関処理を実行し、これによって瞬時ピークの残像処理を実行する回路である。その残像処理部30から残像処理が施された瞬時ピーク画像103が合成部32に出力される。

30

【0030】

合成部32は、断層画像100及びドブラ画像101のうち的一方又は両方に対して瞬時ピーク画像103を合成する機能を有する。この場合、少なくともその合成画像104上において、他の画像から瞬時ピークが際立つように、当該瞬時ピークに対するハイライト表示や色付けを行うのが望ましい。その合成画像104は表示部34に出力され、その表示部34において合成画像が表示される。もちろん、その表示部34に各画像101, 100, 103のいずれかを単独で表示するようにしてもよい。

【0031】

図2には、合成部32の作用が概念的に示されている。断層画像100及びドブラ画像101は走査面14に対応した画像であり、また瞬時ピーク画像103も走査面14に対応した画像である。合成部32によって、それらの画像が合成され合成画像104が形成される。その合成画像104においては、背景となる生体組織の断面上において瞬時ピークが明瞭に表示される。したがって、このような画像によれば、瞬時ピークの発生場所やこの挙動を容易に把握可能である。特に、本実施形態においては残像処理部30によって瞬時ピークに対する残像処理が施されているため、瞬時ピークの移動軌跡を観測することも可能である。上記のように、瞬時ピークの発生確率は一般に非常に低く、このため従来において単にドブラパワースペクトル上において、瞬時ピークを目視観察すると、当該瞬時ピークを見落とす可能性が高かった。しかしながら、本実施形態によれば、合成画像104上において瞬時ピークを容易にかつ確実に特定できるという利点がある。

40

【0032】

50

したがって、本実施形態に係る装置によれば、血栓に相関がある瞬時ピークを確実に特定して、例えば脳梗塞などの危険度合いを精度良く診断することが可能となる。また、血栓が生体内のいずれの箇所において発生し、あるいは移動しているかを明確に認識可能であり、例えば血管の狭窄部位における血栓の詰まりや停留といった診断を行うことも可能となる。

【0033】

次に、図1に示した各構成の具体的な内容について説明する。

【0034】

図3には図1に示した断層画像形成部24の具体的な構成例が示されている。断層画像形成部24は検波器36及びLog圧縮器38で構成される。検波器36は受信信号に対して検波を行い、エンベロープ信号を出力する回路である。Log圧縮器38はそのエンベロープ信号に対する対数圧縮処理を実行する回路である。すなわち信号強度の低い成分の強度をより増大し、一方において信号強度の高い成分を相対的に抑圧する処理を行う回路である。ちなみに、対数圧縮を行った後に信号の検波を行うようにしてもよい。図3に示される回路構成自体は公知の構成である。

10

【0035】

図4には、ドブラ画像形成部26の具体的な構成例が示されている。

【0036】

受信信号は直交検波器40に入力され、受信信号に対して互いに90度位相が異なる参照信号が混合され、これによって受信信号が複素信号に変換される。ちなみに、その複素信号は所定のローパスフィルタを通過し、これによりベースバンド領域の成分のみが複素信号として出力される。

20

【0037】

ウォールモーションフィルタ42は、例えば心臓壁などの低速運動体からの巨大なエコー成分を除去するために複素信号中の高域成分のみを通過させるフィルタである。

【0038】

自己相関器44は、周知のように、直交検波後の複素信号に対して自己相関演算を行うものである。その自己相関結果は、平均化回路46において平均化処理された後、速度演算器48に入力される。速度演算器48は自己相関後の結果から位相を検出することによって速度を演算する回路である。この図4に示す回路構成自体は公知の構成である。

30

【0039】

図5及び図6には瞬時ピーク画像形成部28の具体的な構成例が示されている。

【0040】

図5に示す例では、受信信号がまず比較器50に入力され、受信信号と閾値とが比較される。この閾値は瞬時ピークを弁別するための所定のレベルに設定されるものである。したがって、この比較器50の出力として瞬時ピーク（あるいはその可能性がある信号）が出力されることになり、検波器52はその比較器50から出力された信号に対する検波を実行する。その結果、通常のBモード画像と同様の領域をもった瞬時ピーク画像が構成されることになる。なお、図5に示す例では比較器50の後段に検波器52が設けられていたが、それらの配置を逆にしてもよい。その場合の構成例が図6に示されている。

40

【0041】

図5及び図6に示す例では、受信信号のレベルすなわち強度に基づいて瞬時ピークの判別を行っていた。しかしながら、受信信号に含まれるドブラ成分の強度（パワー）に基づいて瞬時ピークの判別を行うようにしてもよい。

【0042】

図7には、図1に示した残像処理部30の構成例が示されている。瞬時ピーク画像形成部28から出力される信号は加算器58を介してフレームメモリ54に入力され、そこで1フレーム分の情報が格納される。フレームメモリ54から出力される信号は重み付け回路56に入力され、その信号に対して重み付け値が乗算される。このは1よりも低い値に設定される。そのように重み付けがされた信号が加算器58において瞬時ピーク画像形

50

成部 28 から出力される信号に加算される。そして、その加算された信号がフレームメモリ 54 に格納され、上記の工程が繰り返し実行される。その結果、フレームメモリ 54 には最新のフレーム及びそれ以前の複数のフレームの情報が混合して格納されることになり、すなわち、瞬時ピークについての残像処理を行うことができる。図 7 に示す回路構成以外にも残像処理を行うための他の回路構成を採用し得る。

【 0 0 4 3 】

図 8、図 10 及び図 11 には、図 1 に示した瞬時ピーク画像形成部 28 の他の構成例が示されている。

【 0 0 4 4 】

図 8 に示す構成の作用を説明するために、まず図 9 を参照すると、その図 9 (A) には受信信号の一例が示されている。ここで、符号 201 及び 202 は血管壁に相当する部分を示しており、符号 203 が血管壁の間の血流部分を示している。また、符号 204 はその血流部分内に存在する血栓すなわち即ち瞬時ピークを表している。

【 0 0 4 5 】

ところで、通常の断層画像の形成処理にあたっては、図 3 に示したように受信信号に対する対数圧縮処理が実行される。そのような対数圧縮処理を経た信号が図 9 (B) に示されている。図示されるように瞬時ピーク 206 は他の信号成分の中に埋没しており、その瞬時ピーク 206 を判別するのは困難となっている。

【 0 0 4 6 】

そこで、対数圧縮処理が行われる前に瞬時ピークを判定する。図 9 の (C) には (A) に示す信号に対する検波を行った後の信号が示されている。ここで、符号 208 は瞬時ピークを示している。(B) と (C) との対比から明らかなように、対数圧縮前の受信信号によれば、瞬時ピークの判別精度を高められる。但し、瞬時ピークの他に血管壁に相当する比較的強大な信号成分が発生しており、瞬時ピークのみを判別する工夫が必要となる。そこで、本実施形態においては弱い信号に囲まれた強い信号をパターン認識することによって、瞬時ピーク 208 を特定している。

【 0 0 4 7 】

すなわち、(C) に示すように、時間軸上において弱い信号の中に強い信号が存在している場合には、(D) に示すようにそれを瞬時ピーク 208 として特定するものである。

【 0 0 4 8 】

図 8 に示す回路構成は、図 9 に示した作用を実現するためのものである。検波器 60 において受信信号に対する検波が実行され、その検波後の受信信号は 2 つのローパスフィルタ (LPF) 62, 64 に入力される。ここで、ローパスフィルタ 62 は受信信号からノイズを除去するための回路であり、そのフィルタリング後の受信信号が移動平均化回路 66 に入力され、当該受信信号に対する移動平均処理が実行される。その処理後の信号が選択器 70 に入力される。

【 0 0 4 9 】

一方、ローパスフィルタ 64 は血管の内外を識別可能な程度までに受信信号に対して平滑化を行うものである。その平滑化後の受信信号は比較器 68 に入力され、受信信号に対して閾値 が比較される。そして、閾値 を超える信号成分がパターン判別器 72 に入力される。パターン判別器 72 は、上述したように、弱い信号中に強い信号がある場合にそれを瞬時ピークと判定する回路である。瞬時ピークが判別された場合、その瞬時ピークのタイミングに同期したゲートパルスが選択器 70 に入力される。選択器 70 はそのゲートパルスのパルス期間内だけ入力信号を通過させる。その結果、選択器 70 から血管内に存在する瞬時ピークに相当する信号成分のみが出力されることになる。よって図 8 に示す回路構成によって瞬時ピーク画像を形成すれば、血栓からのものを効果的に選択でき、血栓以外のものを効果的に排除できると利点がある。

【 0 0 5 0 】

図 10 に示す構成例において、受信信号は直交検波器 74 に入力され、上述したように直交検波によって受信信号が複素信号に変換される。その複素信号がウォールモーションフ

10

20

30

40

50

フィルタ76を通過した後、自己相関器78に入力され、複素信号に対する自己相関が実行される。その自己相関結果は、平均化回路80を介して速度演算器82に出力され、その速度演算器82において自己相関結果から速度が演算される。ちなみに、以上の各構成は図4に示したドプラ画像形成部26と同様であり、したがってドプラ画像形成部26と構成74~82とを兼用させることも可能である。

【0051】

一方、受信信号は比較器84に入力されており、受信信号が閾値と比較される。そして閾値を超える信号成分が検波器86に入力され、これは図5に示した処理と同様である。選択器88は、検波器86から出力される信号成分の中で所定の速度範囲内の速度をもった信号成分のみを選択する回路である。すなわち、全ての瞬時ピークを画像化するのではなく、血栓の移動速度を考慮し、所定の速度条件を満たす瞬時ピークのみを特定するものである。この図10に示す構成例によればより血栓の特定精度を高められるという利点がある。

10

【0052】

図11にも瞬時ピーク画像形成部28の構成例が示されており、図10に示した同様の構成には同一符号を付しその説明を省略する。この構成例では、ウォールモーションフィルタ76の出力が振幅演算器89に入力されている。振幅演算器89は複素信号を構成する実数部及び虚数部のそれぞれの二乗を互いに加算し、その加算結果に対して平方根を演算することによって、振幅(パワー)を演算する回路である。その演算結果は平均化回路90を介して選択器92に出力されている。この選択器92は、検波器86から出力される信号成分の中で、所定の速度範囲内に速度が属するという条件を満たし、かつ所定のパワー範囲内(あるいは所定のパワー以上)にパワーが属するという条件を満たす信号成分のみを通過させる回路である。この図11に示す回路構成によれば、血栓に相当する瞬時ピークの判別精度をより高められる。

20

【0053】

ちなみに、上記の各構成例においては、受信信号と閾値とが比較され、それによって瞬時ピークの判別が行われていたが、もちろん、上述したように受信信号に含まれるドプラ成分のパワーと閾値とを比較することによって瞬時ピークを判別するようにしてもよい。その場合においては、図11に示す回路構成において、平均化回路90から出力される信号に対して閾値との比較演算を行えばよい。その場合には選択器92において比較演算も行うことにすれば、比較器84及び検波器86は不要となる。

30

【0054】

なお、上記の実施形態においては二次元画像としての超音波画像に対して二次元画像としての瞬時ピーク画像が合成されていたが、三次元画像としての超音波画像に対して三次元画像としての瞬時ピーク画像を合成するようにしてもよい。このような構成によれば、例えば心臓を立体的に表現し、その心臓の中を流れる血栓を三次元的に映像化できるという利点がある。

【0055】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、瞬時ピークの発生や移動を空間的に認識できる画像を提供できる。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】 超音波画像と瞬時ピーク画像の合成を説明するための図である。

【図3】 図1に示す断層画像形成部の構成例を示す図である。

【図4】 図1に示すドプラ画像形成部の構成例を示す図である。

【図5】 図1に示す瞬時ピーク画像形成部の構成例を示す図である。

【図6】 図1に示す瞬時ピーク画像形成部の他の構成例を示す図である。

【図7】 図1に示す残像処理部の構成例を示す図である。

【図8】 図1に示す瞬時ピーク画像形成部の他の構成例を示す図である。

50

【図9】 図8に示す構成の作用を説明するための図である。

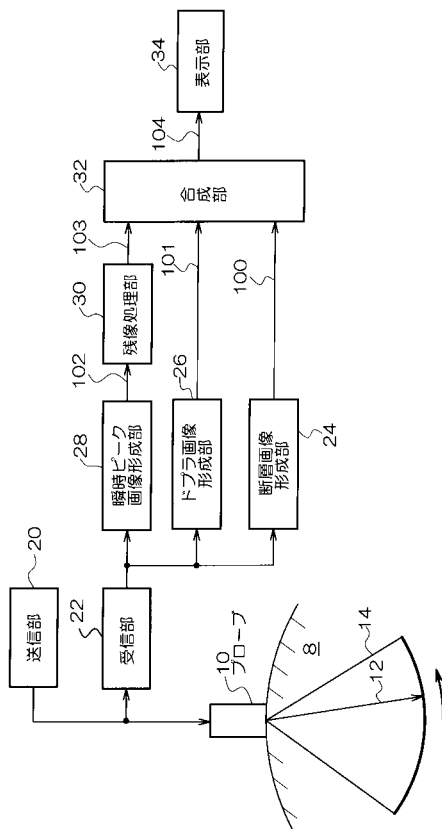
【図10】 図1に示す瞬時ピーク画像形成部の他の構成例を示す図である。

【図11】 図1に示す瞬時ピーク画像形成部の他の構成例を示す図である。

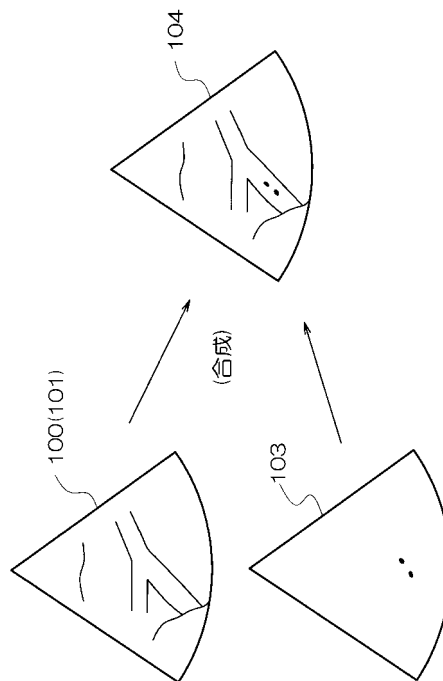
【符号の説明】

8 生体、10 プローブ、12 超音波ビーム、14 走査面(データ取込領域)、24 断層画像形成部、26 ドプラ画像形成部、28 瞬時ピーク画像形成部、30 残像処理部、32 合成部、34 表示部。

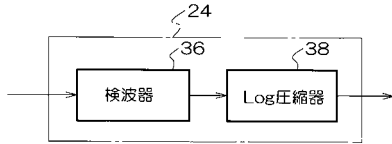
【図1】



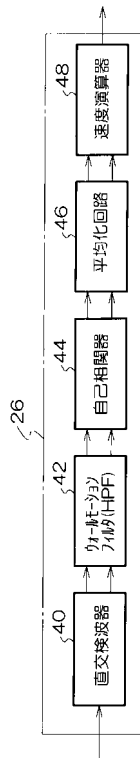
【図2】



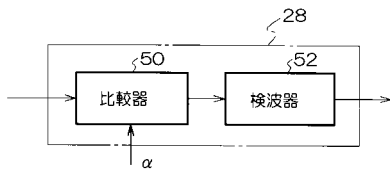
【図3】



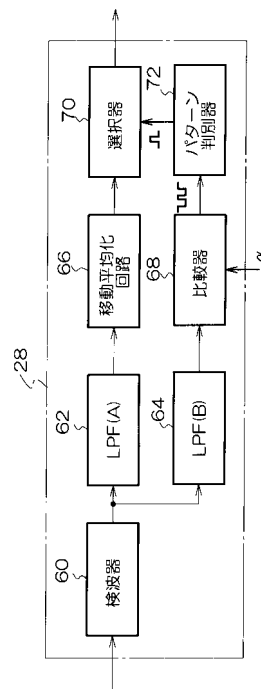
【図4】



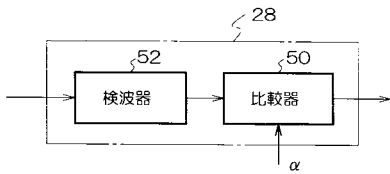
【図5】



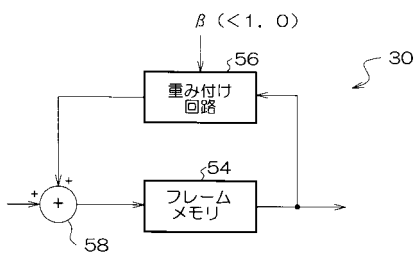
【図8】



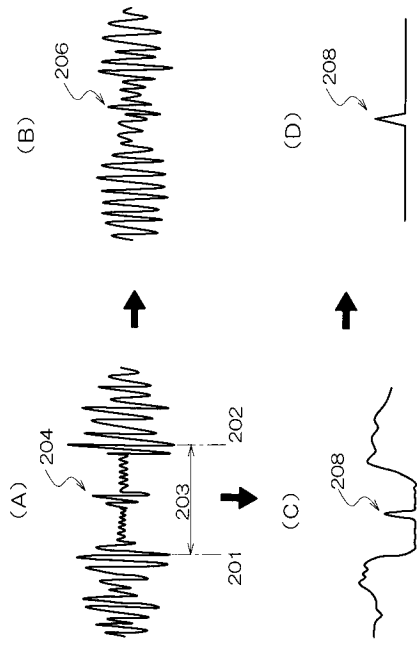
【図6】



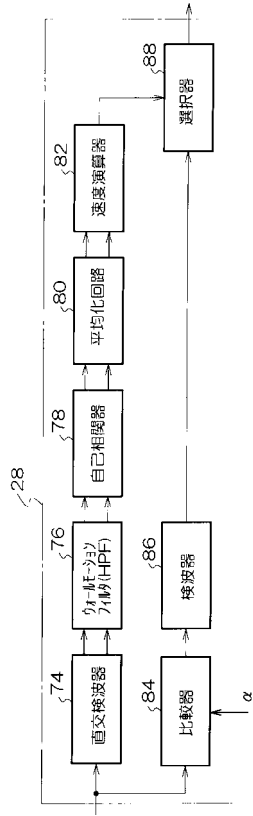
【図7】



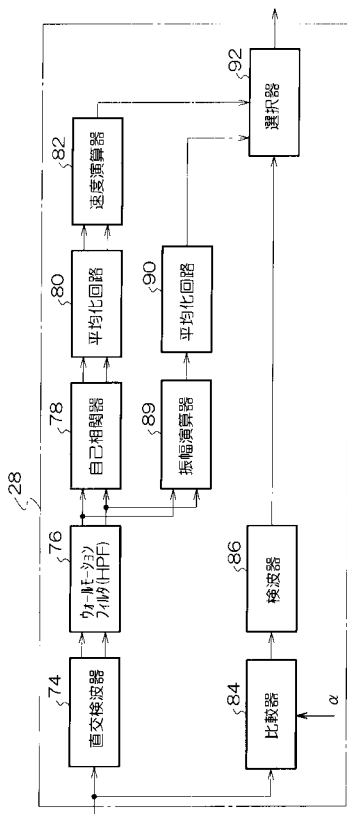
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-079004(JP,A)
特開平09-051894(JP,A)
特開2000-107178(JP,A)
特開平08-182676(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06