

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4537300号
(P4537300)

(45) 発行日 平成22年9月1日(2010.9.1)

(24) 登録日 平成22年6月25日(2010.6.25)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2005-266738 (P2005-266738)	(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
(22) 出願日	平成17年9月14日(2005.9.14)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2007-75333 (P2007-75333A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成19年3月29日(2007.3.29)	(72) 発明者	伊藤 安啓 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
審査請求日	平成19年6月6日(2007.6.6)	審査官	川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームの繰り返し走査により得られた2つのフレーム間で関心部位をトラッキングするためのトラッキング処理部を有する超音波診断装置において、

前記トラッキング処理部は、

第1フレーム上において関心部位を含む基準エリアを設定する基準エリア設定手段と、

第2フレーム上において、エリア位置を段階的にシフトさせながら、参照エリアを順次設定する参照エリア設定手段と、

前記基準エリアと前記順次設定される参照エリアとの間でマッチング処理を順次実行するマッチング処理手段と、

前記マッチング処理を順次実行した結果に基づいて、フレーム間における前記関心部位についての運動情報を得る運動情報解析手段と、

前記基準エリアの位置に応じて当該基準エリアの形態が変更されるようにする形態制御手段と、

を含み、

前記超音波ビームの走査方式は、扇状のビーム走査面を形成する走査方式であり、

少なくとも前記基準エリア及び前記参照エリアは、表示座標系から見て扇状又は台形の形状を有し、

前記形態制御手段は、前記基準エリアの深さ位置が深くなればなるほど前記基準エリアについての少なくともビーム走査方向サイズを大きくする機能を備え、

10

20

前記扇状のビーム走査面における超音波ビーム間隔の広がりに応じて、前記基準エリアにおけるビーム走査方向サイズを増大し得る、

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、

前記マッチング処理の結果が最良となった時の参照エリアの位置が更新後の基準エリアの位置として定められ、

前記基準エリアの更新時にその形態が更新される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の装置において、

前記形態制御手段は、前記参照エリアの深さ位置が深くなればなるほど前記参照エリアについての少なくともビーム走査方向サイズを大きくする機能を備え、

前記扇状のビーム走査面における超音波ビーム間隔の広がりに応じて、前記参照エリアにおけるビーム走査方向サイズを増大し得る、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 - 3 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記マッチング処理手段は、前記マッチング処理に際して、前記基準エリアの形態と前記参照エリアの形態とを揃える形態補正手段を含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 - 4 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記第 2 フレーム上において前記基準エリアよりも大きいサイズを有する探索範囲を設定する探索範囲設定手段を含み、

前記探索範囲内において前記参照エリアが順次設定され、

前記形態制御手段は、前記基準エリアの位置に応じて前記探索範囲の形態が変更されるようにする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 - 5 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記マッチング処理は、送受波座標系から表示座標系への座標変換が行われた後のデータに基づいて実行される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 - 6 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記マッチング処理は、送受波座標系から表示座標系への座標変換が行われる前のデータに基づいて実行される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、運動する組織を追跡するためのフレーム間における局所的なマッチング処理に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば心臓に対する超音波診断においては、疾病を診断するため、心臓における特定の関心部位（例えば特定の心壁部位）が心拍に従ってどのように運動するのかを解析することが求められる。そのための手法として、トラッキング処理が知られている。同処理では、一般に、時間的に隣接する 2 つのフレーム（画像に相当）間においてパターンマッ

10

20

30

40

50

グ等が実行される。

【0003】

具体的には、基準となる第1フレーム上において関心部位を包摂する基準エリアが設定され、それと比較される第2フレーム上において、基準エリア位置（例えば中心座標）を基準として基準エリアよりも大きな探索範囲が設定される。第2フレーム上では、探索範囲内における各位置に参照エリアが順次設定され、基準エリアと各位置の参照エリアとの間でマッチング処理（例えば相互相関演算、重心位置比較演算）が実行される。マッチング処理の結果が最良となった時点における参照エリアの位置を判定することにより、フレーム間において関心部位（基準エリア内の組織）がどの方向にどの程度運動したのかを解析できる。マッチング処理の結果が最良となった時点における参照エリアが、次のフレーム間におけるマッチング処理で、新しい基準エリア（更新後の基準エリア）とみなされ、上記同様の過程が繰り返される。これによって、最終的には、フレーム列として構成される動画像から、関心部位の運動軌跡が求められる。

10

【0004】

特許文献1には、超音波画像のパターンマッチングにおいて、基準エリア（テンプレートエリア）のサイズを最適化することが示されているが、基準エリアの位置に応じてそのサイズを可変することについては記載されていない。特許文献2、3にも関心部位のトラッキング（追跡）が示されているが、基準エリアのサイズを可変することについては記載されていない。

20

【0005】

【特許文献1】特開2004-313291号公報

【特許文献2】特開2004-313535号公報

【特許文献3】米国特許第6863655号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来においては、基準エリア（及び参照エリア）は一般に矩形の形状を有し、その形状及びサイズは動的に変更されていない。しかしながら、例えば、セクタ走査やコンベックス走査などにおいては、表示座標系から見て、深さ位置に応じてビーム間隔が広がり、画像の各部分がビーム走査方向に沿って流れる、つまり像歪みが生じる傾向にある。あるいは、超音波ビームプロファイル（深さ方向に変化するビーム形状）に着目すると、特にフォーカス点よりも深い側では、深さ位置が増大するほど、ビーム幅が広がる傾向にあるので、これによって、大なり小なりビーム走査方向に沿って像ボケが生じる傾向にある。一般的に見ても、ビーム走査面上における送受信環境は均一ではなく、同じ形状で同じ大きさの物体であっても、ビーム走査面上における物体位置（特に深さ位置）に応じて、見かけ上、画像化される像の形状や大きさが変動する。

30

【0007】

従って、フレーム間において、各エリアのサイズを常に一定にしてマッチング処理を行うと、あるいは、全く同じ形状及び同じサイズをもった基準エリア及び参照エリアの間でマッチング処理を行うと、必ずしも良好な処理結果を得られない場合がある。寧ろ、マッチング処理の目的から見て、各エリアの形態を積極的に整合させた方がよい場合があり得る。

40

【0008】

本発明の目的は、関心部位のトラッキングのためにフレーム間でマッチング処理を実行する場合において、適切なマッチング処理を行えるようにすることにある。

【0009】

本発明の他の目的は、ビーム走査面上における固有事情を考慮してマッチング処理の精度を向上することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

50

(1) 本発明は、超音波ビームの繰り返し走査により得られた2つのフレーム間で関心部位をトラッキングするためのトラッキング処理部を有する超音波診断装置において、前記トラッキング処理部は、第1フレーム上において関心部位を含む基準エリアを設定する基準エリア設定手段と、第2フレーム上において、エリア位置を段階的にシフトさせながら、参照エリアを順次設定する参照エリア設定手段と、前記基準エリアと前記順次設定される参照エリアとの間でマッチング処理を順次実行するマッチング処理手段と、前記マッチング処理を順次実行した結果に基づいて、フレーム間における前記関心部位についての運動情報を得る運動情報解析手段と、前記基準エリアの位置に応じて当該基準エリアの形態が変更されるようにする形態制御手段と、を含むことを特徴とする。

【0011】

上記構成によれば、時間的に隣接するあるいは異なるフレーム間で、具体的には、基準エリア（画像データ）と各位置の参照エリア（画像データ）との間でマッチング処理が実行され、その結果として、関心部位の運動情報が得られる。各フレームは輝度画像あるいはドプラ画像に相当するが、後述するように、座標変換後のデータを用いてマッチング処理を行うようにしてもよいし、座標変換前のデータを用いてマッチング処理を行うようにしてもよい。また、各フレームは電子セクタ走査、電子コンベックス走査などによって形成された走査面に相当するものであるのが望ましいが、電子リニア走査などによって形成された走査面に相当するものであってもよい。マッチング処理は、2つの局所画像間における整合度合いを求め、そして最適な整合状態となる位置的關係を判定するものである。その手法としては、画像間の相関演算をあげることができ、それ以外には画像重心位置の比較（重心間距離の評価）などをあげることができる。何らかの画像特徴量の一致度合いが評価される。

【0012】

上記構成においては、基準エリアの形態がその位置に応じて変更される。すなわち、従来においては基準エリアの形態がマッチング処理の進行に伴って一定であったが、本発明によれば、基準エリアの形態を動的に変更することができる。よって、基準エリアの形態を画一的に維持することに伴う問題を解消又は軽減できる。エリア変更ルールについては各種のものをあげることができ、いずれにしても、画像の特質を考慮してより適切なマッチング処理を行えるように基準エリアの形態が設定されるように構成するのが望ましい。

【0013】

基準エリアの形態としては、例えば、そのサイズ、形状などをあげることができる。サイズとしては、ビーム走査方向サイズ及びビーム深さ方向のサイズがある。例えば、基準エリアの位置に応じてそのビーム方向サイズを変更して画像上における像のボケ、流れあるいは歪みを考慮したエリア設定が行われるようにしてもよい。基準エリアの初期設定時にその形態の適応的設定が行われる他、基準エリアの更新時にも形態の適応的設定が行われるようにするのが望ましい。

【0014】

後述するように、基準エリアと参照エリアは両者が比較されるという面で密接な関係を有しており、基準エリアの形態変更の際に参照エリアの形態も変更されるようにするのが望ましい。あるフレーム間で最適マッチング状態となった適合参照エリアがそのまま次のフレーム間で基準エリアとして利用されるのであれば、参照エリアの形態変更は同時に基準エリアの形態変更をもたらす。参照エリアの移動範囲を画定する探索範囲についてもその形態が動的に変更されるように構成するのが望ましい。

【0015】

(2) 望ましくは、前記マッチング処理の結果が最良となった時の参照エリアの位置が更新後の基準エリアの位置として定められ、前記基準エリアの更新時にその形態が更新される。この場合、マッチング処理の結果が最良となった適合参照エリアをそのまま更新後の基準エリアとみなすようにしてもよいし、適合参照エリアの位置だけを更新後の基準エリアの位置として引き継がせるようにしてもよい。後者の場合には、基準エリアの位置によって基準エリアの形態が更新される。

【0016】

望ましくは、前記形態制御手段は、前記参照エリアの位置に応じて、前記参照エリアの形態が変更されるようにする。第2フレーム上に最初に参照エリアを設定する場合、その形態は、基準エリアの形態と同じにされるかあるいは参照エリアの位置を考慮してそれ独自に設定される。探索範囲内において参照エリアを移動させる場合、最初に設定された形態を維持するようにしてもよいし、よりきめ細かく移動位置に応じてその形態を変更させるようにしてもよい。

【0017】

望ましくは、前記マッチング処理手段は、前記マッチング処理に際して、前記基準エリアの形態と前記参照エリアの形態とを揃える形態補正手段を含む。基準エリアと参照エリアの形態（つまり形状やサイズ）が異なる場合、そのままマッチング処理を行うのは困難となるため、形態相違を補償するものである。例えば、倍率調整などが考えられ、その場合に、ビーム走査方向及び深さ方向の一方についてだけ倍率調整を行うようにしてもよい。但し、基準エリアと参照エリアとの間でそのままマッチング処理を行えるならば上記調整は不要となる。

10

【0018】

望ましくは、前記超音波ビームの走査方式は、扇状のビーム走査面を形成する走査方式であり、少なくとも前記基準エリア及び前記参照エリアは、表示座標系から見て扇状又は台形の形状を有し、前記基準エリアの深さ位置に応じて前記基準エリアについての少なくともビーム走査方向サイズが変更され、且つ、前記参照エリアの深さ位置に応じて前記参照エリアについての少なくともビーム走査方向サイズが変更される。この種のビーム走査面が形成される場合、どうしても超音波画像が特に深部においてビーム走査方向に流れる傾向にある。同じサイズの物体であっても、それが存在する深さ位置によって、その物体の見え方は大なり小なり相違する。そこで、上記構成によれば、各エリアのビーム方向サイズが変更されるので、上記問題に起因するマッチング不良の問題を軽減することができる。

20

【0019】

望ましくは、前記扇状のビーム走査面における超音波ビーム間隔の広がりに応じて、前記基準エリア及び前記参照エリアにおけるビーム走査方向サイズが変更される。望ましくは、超音波ビームプロファイルに応じて、前記基準エリア及び前記参照エリアにおけるビーム走査方向サイズが変更される。

30

【0020】

望ましくは、前記第2フレーム上において前記基準エリアよりも大きいサイズを有する探索範囲を設定する探索範囲設定手段を含み、前記探索範囲内において前記参照エリアが順次設定され、前記形態制御手段は、前記基準エリアの位置に応じて前記探索範囲の形態が変更されるようにする。

【0021】

望ましくは、前記マッチング処理は、送受波座標系から表示座標系への座標変換が行われた後のデータに基づいて実行される。望ましくは、前記マッチング処理は、送受波座標系から表示座標系への座標変換が行われる前のデータに基づいて実行される。

40

【発明の効果】

【0022】

以上説明したように、本発明によれば、フレーム間において適切なマッチング処理を行える。あるいは、本発明によれば、ビーム走査面上における固有事情を考慮してマッチング処理の精度を向上できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

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おり、図1はその全体構成を示すブロック図である。

50

【 0 0 2 4 】

プローブ 10 は体表面上に当接して用いられ、あるいは体腔内に挿入して用いられるものである。プローブ 10 は本実施形態において図示されていないアレイ振動子を有している。アレイ振動子は複数の振動素子からなるものである。複数の振動素子は直線的に配列されており、あるいは、円弧状に配列されている。アレイ振動子によって、超音波ビームが形成され、その超音波ビームは電子的に走査される。その電子走査方式としては電子セクタ走査、コンベックス走査、電子リニア走査などを挙げることができる。なお、プローブ 10 にいわゆる 2D アレイ振動子を設けることもできる。

【 0 0 2 5 】

送受信部 12 は送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマとして機能する。送受信部 12 は、送信時において複数の振動素子に対して所定の遅延関係を持った複数の送信信号を供給する。これによってアレイ振動子において送信ビームが形成される。受信時にはアレイ振動子から出力される複数の受信信号が送受信部 12 に入力され、それらの受信信号に対して整相加算処理が実行される。これによって電子的に受信ビームが形成される。整相加算後の受信信号は、図 1 に示されるようにエコー信号処理部 14 及びドブラ信号処理部 16 に出力されている。

10

【 0 0 2 6 】

エコー信号処理部 14 は B モード画像、M モード画像及びカラーフローマッピング (CFM) 画像を形成するモードにおいて機能するものであり、受信信号に対して検波、対数変換、などの各処理を実行する。すなわち受信信号を輝度信号に変換する処理を実行する。これにより得られた各超音波ビームに対応するビームデータはデジタルスキャンコンバータ (DSC) 20 に出力される。これに伴って、各ビームデータはシネメモリ 18 に格納される。

20

【 0 0 2 7 】

シネメモリ 18 はリングバッファの構造を有し、フリーズ後の状態において、保存されたデータを読み出して再生するための記憶部である。このシネメモリ 18 を利用して所定時相の画像を表示したり、あるいは一定期間内の動画像を表示したりすることができる。シネメモリ 18 にはエコー信号処理部 14 から出力されるビームデータとともに、後に説明するドブラ信号処理部 16 から出力されるドブラ情報 (速度情報) も格納される。その情報は超音波ビームを単位として格納されるものであり、その意味においてはビームデータである。

30

【 0 0 2 8 】

DSC 20 は、入力されるデータに対して座標変換、補間処理などを実行する。座標変換にあたっては、送受信部から表示座標系への変換を実行する。すなわち、電子セクタ走査などにおいては、各データがビームアドレスと深さアドレスとによって特定されており、一方、表示画面上においては直交座標が採用されているため、この DSC 20 によって座標変換が行われている。この DSC 20 によって超音波画像、特に B モード画像が形成され、その画像データはトラッキング処理部 24 に出力され、また表示処理部 28 へ出力されている。

【 0 0 2 9 】

一方、上述したドブラ信号処理部 16 は、受信信号に対して直交検波、自己相関演算、速度演算などを実行する。すなわち血流画像あるいは組織運動画像を形成するための信号処理を実行している。ドブラ信号処理部 16 から出力される信号は、上記のようにシネメモリ 18 に格納される他、DSC 22 に出力されている。DSC 22 は上記 DSC 20 と同様の機能を有するものであり、DSC 22 の処理結果として 2 次元の血流画像あるいは組織画像が構築される。その画像データはトラッキング処理部 26 に出力される他、表示処理部 28 へ送られている。

40

【 0 0 3 0 】

トラッキング処理部 24 とトラッキング処理部 26 は、入力されるデータに相違があるものの、その処理内容自体は互いに同じである。トラッキング処理部 24、26 は、時間

50

的に隣接する二つのフレーム間において関心組織の運動を追跡する機能を具備する。これについては後に図2以降の各図を用いて説明する。トラッキング処理部24, 26の処理結果は関心部位の運動情報を表すものであり、その情報は制御部32に送られる他、必要に応じて表示処理部28へ出力される。例えば、関心部位の動きを何らかの画像情報として表示する場合には、表示処理部28がその画像を形成する。

【0031】

表示処理部28には、上述したように、Bモード画像などの輝度画像のデータ、ドプラ情報に基づく血流画像あるいは組織画像のデータが入力されている。表示処理部28は、入力された画像に対して表示処理を実行する。その表示処理はユーザによって選択されたモードに従ったものであり、例えばCFMモードが選択されている場合には、白黒のBモード画像上にカラーの血流画像が合成される。表示処理部28から出力される画像データは表示器30に送られ、表示器30の画面上には超音波画像が表示される。

10

【0032】

制御部32は、図1に示される各構成の動作制御を行っている。特に、制御部32はトラッキング処理部24, 26の制御を行っている。制御部32には操作パネル34が接続されている。操作パネル34はキーボードやトラックボールなどを有するものであり、ユーザは、操作パネル34を利用してトラッキング処理における条件や値を入力することが可能である。

【0033】

次に、トラッキング処理部24, 26の処理内容について説明する。

20

【0034】

図2にはトラッキング処理を開始する最初のフレームである初期フレーム52が示されている。トラッキング処理はシネメモリ上に格納された各フレームのデータに対して行われるものであり、具体的には時系列順で整列したフレーム列における各フレーム間において実行されるものである。リアルタイムで取得されるフレーム列に対してトラッキング処理を適用することも可能である。初期フレーム52は図示されるように扇形の形態を有している。この初期フレーム52は電子セクタ走査を行うことによって形成されたものである。初期フレーム52はユーザによって任意の時相を指定することによって選択することが可能である。初期フレーム52に対して、ユーザによって、トラッキング対象となる関心部位を指定すると、その指定された位置すなわち座標を中心として最初の基準エリアが設定される。一つの関心部位を設定するようにしてもよいし、複数の関心部位を同時に設定できるように構成してもよい。関心部位は、例えば心臓における特定の心壁部位などに設定され、例えば心筋梗塞が疑われる部位にその関心部位を設定すれば当該部位の時間的な動きをトラッキング処理によって抽出することができ、その処理結果から当該部位の運動状態を評価することが可能である。

30

【0035】

本実施形態においては基準エリアが設定される位置、特に深さ位置、に応じて基準エリアのサイズが可変制御されている。具体的には、図2においてP1, P2, P3はそれぞれユーザによって指定された関心部位を表しており、それらを中心としてそれぞれ基準エリアS1, S2, S3が設定されているが、従来方法のように各基準エリアの形態あるいはサイズは同一ではなく、基準エリアの深さ位置が深くなればなるほど基準エリアのサイズが大きくなっている。すなわち、フレーム上における浅い位置に関心部位を設定した場合よりも、フレーム上における深い位置に関心部位を設定した場合の方が、基準エリアのサイズが大きくなっている。この場合において、サイズを決定する関数としては各種のものが考えられるが、例えば、超音波ビーム(送受総合ビーム)のビームプロファイルに従った関数を採用することができる。すなわち、送信フォーカス点を越えた深さにおいてはビームの広がりが増大するため、そのビームの広がりに応じて基準エリアのビーム走査方向サイズを増大させるものである。送信フォーカス点よりも手前側の深さ範囲においては上記のサイズを維持するようにしてもよいし、よりきめ細かく変更制御するようにしてもよい。ビームプロファイルは周知のように送信フォーカス点の深さに依存するため、ビ

40

50

ームプロファイルに基づくサイズの可変制御が煩雑であるならば、より簡便には、走査面上におけるビーム間隔の広がりに応じて基準エリアのサイズを増大させることも可能である。図2においてはそのような条件に従ってサイズが設定された複数の基準エリア S_1 , S_2 , S_3 が示されている。

【0036】

また、本実施形態においては、従来のように単純な矩形の基準エリアが設定されるのではなく、扇状あるいは台形の形態をもった基準エリア S_1 , S_2 , S_3 が設定されている。各基準エリアの左右の側辺はビーム方向に一致しており、各基準エリアの上辺及び下辺はビーム走査方向をなす円弧に相当している。このような構成によれば、特に座標変換前においてマッチング処理を行う場合において有利となる。

【0037】

初期フレーム上においていずれかの地点に基準エリアが設定されると、その初期フレームの次のフレーム（後フレーム）との間において、マッチング処理が実行される。そして、そのマッチング処理が各フレーム間ごとに繰り返し実行されることになる。

【0038】

図3には、マッチング処理の内容が概念図として示されている。(A)には前フレームの部分拡大図が示されており、(B)には後フレームの部分拡大図が示されている。前フレーム上には基準エリア S が設定されている。前フレームが初期フレームであればその基準エリア S はユーザによって設定された関心部位 P を基準として設定された初期基準エリアとなる。後に説明するように更新後の基準エリアが自動的に設定され、その基準エリアの中心位置は追跡している関心部位に相当する。(A)に示す前フレームにおいて、基準エリア S は上記のように扇状あるいは台形の形態を有しており、 r 方向すなわち深さ方向の幅は r_0 で表されており、ビーム走査方向の幅が r_0 で表されている。

【0039】

一方、(B)に示される後フレームにおいては、基準エリア S を中心としてそのサイズよりも大きなサイズをもった探索範囲 U が設定される。そして、その探索範囲 U 内においてエリア位置を順次シフトさせながら参照エリア $R_1 \sim R_n$ が順次設定される。参照エリアの移動経路は任意に設定できるが、例えばジグザグスキャンに沿った経路上の各位置において参照エリアが設定されるようにしてもよい。図においては R_1 が最初の参照エリアを示しており、 R_n が n 番目の最後の参照エリアを示している。いずれにしても各参照エリアと基準エリア S との間において画像のマッチング演算が実行される。例えば、相関演算が実行され、あるいは画像重心間の距離演算が実行される。これに関する手法としては各種の公知手法をあげることができる。

【0040】

各参照エリアと基準エリアとの間でマッチング処理を行った結果を相互に比較し、最良のマッチングが得られた時点の参照エリア（適合参照エリア）が特定される。その適合参照エリアの位置を認識することにより、関心部位の移動ベクトルを求めることが可能となる。(B)において、例えば参照エリア R_n が適合参照エリアであれば、図示のように基準エリアの中心をなす関心部位 P と参照エリア R_n の中心位置 Q とを結ぶベクトル V が求まる。これ自体は公知の手法である。本実施形態においては、上述したように、初期基準エリアの他に更新後の基準エリアについてもその位置に応じて形態が適応的に設定される。これに伴い、参照エリアについてもその形態、特にサイズが適応的に設定される。この場合において、探索範囲 U 内における各位置において設定される参照エリアの形態をそれらに対比される基準エリアの形態と全く同一とすることもできるし、探索エリア U 内における位置に応じて各参照エリアの形態を動的に可変することもできる。前者によれば演算量を削減でき、後者によればより背景画像に適合した、きめ細かなサイズ調整を行える。

【0041】

基準エリアの形態と参照エリアの形態とが異なる場合、そのままマッチング演算を行うのが困難であれば、両者の形態を整合させる形態補正を行うのが望ましい。例えば、一方のエリア画像に対して倍率変更処理を適用し、これによって二つのエリアのサイズあるい

10

20

30

40

50

は形態を合致させるようにすればよい。倍率の調整は、深さ方向及びビーム走査方向の両方について行うこともできるが、一方についてのみ行うこともできる。図3においては、 r_1 と r_2 との対比、及び、 r_1 と r_2 との対比から明らかなように、深さ方向及びビーム走査方向の両方向にサイズの可変が行われている。このような場合には、それぞれの方向において個別的に縮尺を調整して各参照エリアと基準エリアとが整合するようにすればよい。なお、既に説明したように、電子セクタ走査においては特にビーム走査方向に画像が流れて像が見かけ上大きく表示される傾向があるため、特にビーム走査方向についてサイズの可変を行うようにするのが望ましい。

【0042】

図4には、図1に示したトラッキング処理部24, 26の動作がフローチャートとして例示されている。まず、S101では、ユーザによって基準エリア及び参照エリアについてのサイズの初期値が入力される。この初期値はサイズの動的可変にあたって基準となるものである。S102では、シネメモリから読み出された画像を画面上に表示させながらユーザによってトラッキング処理を行うべき初期フレームが選択される。そして、S103では、その初期フレームすなわち初期画像上において座標を指定することにより関心部位が指定される。

【0043】

S104では、初期フレーム上に基準エリアが設定される。具体的には、基準エリアの中心位置として関心部位が設定される。また、基準エリアのサイズは、当該基準エリアの位置に応じて可変設定される。例えば、図2に示したように深さ位置が大きくなればなるほど、特にビーム走査方向について大きなサイズが設定されるように構成するのが望ましい。

【0044】

S105では、前フレーム(初期フレームを含む)に対比される後フレーム上において探索範囲が設定される。この場合において、探索範囲の中心位置はS104で設定された基準エリアの位置として定められ、また探索範囲のサイズは基準エリアの位置に応じて可変設定される。すなわち、基準エリアのサイズが増大した場合には探索範囲についてもそのサイズが増大されることになる。

【0045】

S106では、後フレーム上に参照エリアが順次設定される。その場合において、参照エリアの位置は探索範囲内において所定の経路に沿って順次設定される。参照エリアのサイズは二つの方式によって制御でき、この場合においてA方式が採用される場合には上記同様の条件に従って探索範囲内における参照エリアの位置に応じて当該参照エリアのサイズがきめ細かく調整される。一方、B方式が採用される場合には、参照エリアのサイズとしては基準エリアのサイズが採用され、参照エリアの移動に際してもそのサイズは不変となる。いずれの方式を採用するのかについては、装置の構成を考慮して定めるのが望ましく、あるいはユーザによって選択させるようにしてもよい。

【0046】

S107においては、上記のA方式が採用される場合において、基準エリアの画像と参照エリアの画像との間において倍率の調整が行われる。すなわち二つのサイズを合致させてマッチング演算を可能にするものである。S108では、マッチング演算が実行される。特に本実施形態においてはパターンマッチング演算が実行されており、画像内容の一致度が相関値あるいは評価値として求められる。S109では、探索範囲内における全位置に参照エリアを設定したか否かが判断され、全ての位置に設定されていなければ、上記のS106からの各工程が繰り返し実行される。

【0047】

一方、S109において、全ての位置について参照エリアが設定されたことが判定されると、S110においては、各参照エリアごとに求められた相関値あるいは評価値に基づいて最もマッチング結果が良好となった適合参照エリアが判定される。そしてS111においては、適合参照エリアの位置に基づいて上述したように関心部位の運動ベクトルが演

10

20

30

40

50

算される。S 1 1 2では、上記の処理を続行させるか否かが判断され、続行される場合にはS 1 1 3が実行される。

【 0 0 4 8 】

S 1 1 3においては、新しいフレーム間における前フレーム上に基準エリアが設定される。すなわち基準エリアの更新が行われる。この場合において、A方式が選択される場合には、適合参照エリアがそのまま基準エリアとみなされる。すなわち、上記のA方式においては各参照エリアのサイズが既に可変設定されているためである。一方、B方式が選択される場合には、基準エリアの位置として上記の適合参照エリアの位置が採用され、一方、基準エリアのサイズは上記条件に従って基準エリアの位置に応じて適応的に設定される。上述したように、特に基準エリアの深さ位置に応じてビーム走査方向におけるサイズが可変設定される。S 1 1 3が実行された後、上記のS 1 0 5が実行されることになり、それ以降の各工程が繰り返し実行される。

10

【 0 0 4 9 】

図1に示す構成例においては、座標変換後においてトラッキング処理が行われていたが、座標変換前にトラッキング処理を行うことも可能である。すなわち、トラッキング処理部24, 26の後段にD S C 2 0, 22を設けるものである。このような構成によれば、トラッキング処理は送受波座標系に従って行われることになる。

【 0 0 5 0 】

具体的には、図5に示されるビームデータ列53は座標変換前の複数のビームデータ54によって構成されるものである。S 1 0は前フレーム上に設定される基準エリアを示しており、U 1 0は後フレーム上に設定される探索範囲を表しており、R 1 0はその探索範囲内において設定された一つの参照エリアを示している。図示されるように、表示座標系上において扇状あるいは台形状のエリアが設定される場合、送受波座標系上においては各エリアは概念的には矩形のエリアとなり、すなわちビームアドレスと深さアドレスの双方向に整合したデータ配列となり、マッチング処理を容易に行える。この場合において、S 1 0、S 1 1及びS 1 2の相互対比から明らかなように、送受波座標系上において同一形状のエリア(基準エリア)を設定したとしても表示座標系では各エリアの位置に応じてサイズが変動することになる。したがって、図5に示されるような設定方法ではかえって深い部位におけるエリアサイズが増大し過ぎてしまうような場合には、送受波座標系上では各エリアのサイズを深さ方向に応じて小さくするようにしてもよい。あるいは、より積極的に大きくするようにしてもよい。留意すべき点は、送受波座標系上においてエリアのサイズが見かけ上一定であったとしても表示座標系上においてはエリアサイズは変動するという点である。したがって、いずれの座標系を基準にする場合においても上記で説明したような超音波画像固有の問題に対応した適切なエリアが設定されるようにその可変制御を行うのが望ましい。

20

30

【 0 0 5 1 】

以上の実施形態においては電子セクタ走査が行われていたが、図6に示されるように電子リニア走査が行われる場合においても本発明を適用することができる。(A)には前フレームが示されており、(B)には後フレームが示されている。前フレーム上において基準エリアの幾つかの例がS 4, S 5, S 6で示されている。それらの基準エリアにおけるx方向の幅がW 4, W 5, W 6で表されており、y方向の幅がD 4, D 5, D 6で表されている。ここで、D 4, D 5, D 6は同じ大きさであるが、x方向の幅については $W 5 < W 4 < W 6$ という関係となる。すなわち、基準エリアの位置が深くなれば深くなるほどビーム走査方向における幅が増大されている。基準エリアが設定されると、(B)に示されるように設定された基準エリア(例えばS 4)を中心として探索範囲U 1が設定され、その範囲内における各位置に参照エリアが設定されることになる。そして上述同様に各参照エリアと各基準エリアとの間においてマッチング処理が実行される。上記実施形態と同様に、探索範囲U 1内における参照エリアの位置に応じて参照エリアのサイズを可変設定するようにしてもよい。あるいは、適合を参照エリアが判定された後、その位置に応じて基準エリアを設定する場合に、その位置に応じたサイズを与えるようにしてもよい。

40

50

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】本実施形態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】初期フレーム上における基準エリアの設定を説明するための図である。

【図3】前フレームと後フレームとの間において行われるマッチング処理を説明するための図である。

【図4】図1に示したトラッキング処理部の動作を説明するためのフローチャートである。

【図5】送受信座標系上におけるマッチング処理を説明するための図である。

【図6】電子リニア走査の場合におけるマッチング処理を説明するための図である。

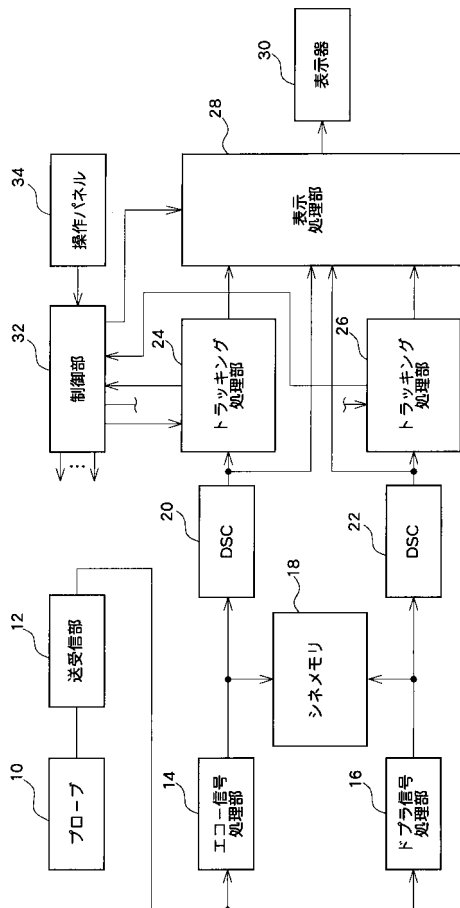
10

【符号の説明】

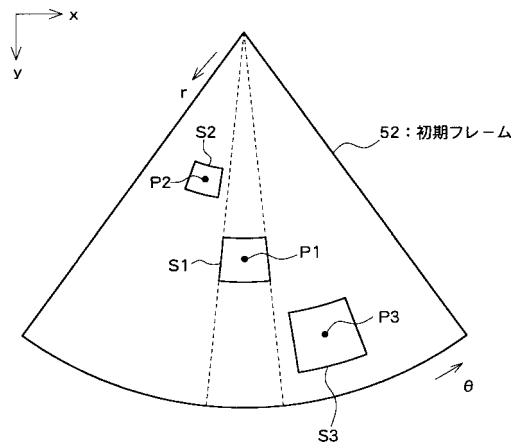
【0053】

10 プローブ、12 送受信部、18 シネメモリ、24, 26 トラッキング処理部、28 表示処理部、32 制御部。

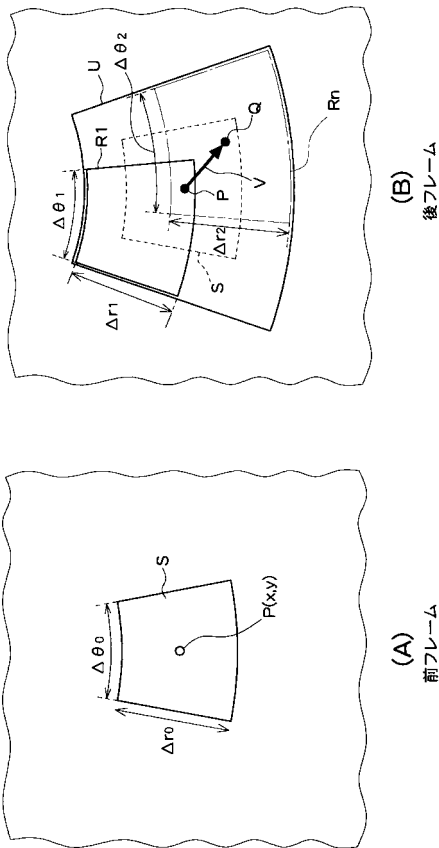
【図1】



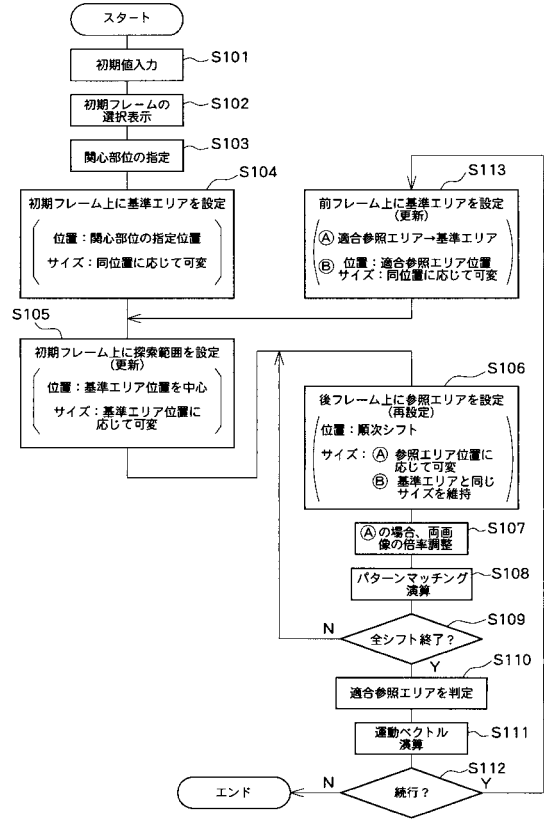
【図2】



【図3】



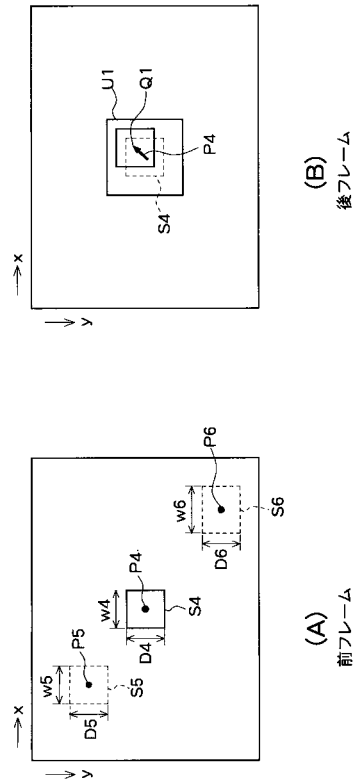
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-313291(JP,A)
特開2004-121835(JP,A)
特開2002-017724(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4537300B2	公开(公告)日	2010-09-01
申请号	JP2005266738	申请日	2005-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	伊藤安啓		
发明人	伊藤 安啓		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/HH15 4C601/JC17 4C601/JC23 4C601/JC32 4C601/JC37		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2007075333A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当通过使用超声诊断设备中的帧之间的匹配处理来执行对感兴趣区域的跟踪时，提高匹配处理的精度。解决方案：标准区域S设置在前框架上，使得感兴趣区域位于中心，并且参考区域R1-Rn设置在后框架上的搜索区域U内的各个位置。在每个参考区域和每个标准区域之间执行匹配操作，并且根据操作的结果确定兼容的参考区域。因此，分析了组织的运动。标准区域的大小和参考区域的大小随深度位置而变化。当两个区域的尺寸彼此不对应时，调整放大率。Z

