

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4276595号  
(P4276595)

(45) 発行日 平成21年6月10日(2009.6.10)

(24) 登録日 平成21年3月13日(2009.3.13)

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

請求項の数 18 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2004-238372 (P2004-238372)  
(22) 出願日 平成16年8月18日(2004.8.18)  
(65) 公開番号 特開2006-55266 (P2006-55266A)  
(43) 公開日 平成18年3月2日(2006.3.2)  
審査請求日 平成18年4月25日(2006.4.25)

(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 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】

画面表示された注目組織に対してその運動方向に抽出ラインを設定する抽出ライン設定手段と、

前記抽出ラインと超音波ビームとの交差角度を演算する交差角度演算手段と、

超音波の送受波により得られた各時相の組織速度フレームから前記抽出ラインに対応する各時相の組織速度データ列を抽出する組織速度データ列抽出手段と、

前記演算された交差角度に基づいて、前記各時相の組織速度データ列を構成する複数の組織速度データに対して、それぞれ角度補正を実行する角度補正手段と、

前記角度補正後の各時相の組織速度データ列を時間軸方向に並べることにより、Mモード表示方式に従った組織速度画像を形成する組織速度画像形成手段と、

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、

前記注目組織の二次元画像を動画像として表示する手段を含み、

前記動画像としての二次元画像上において、前記注目組織に対してその運動方向に前記抽出ラインが設定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 記載の装置において、

超音波の送受波により得られた各時相の組織エコーフレームから前記抽出ラインに対応

10

20

する各時相の組織エコーデータ列を抽出する組織エコーデータ列抽出手段と、

前記各時相の組織エコーデータ列を時間軸方向に並べることにより、Mモード表示方式に従った組織エコー画像を形成する組織エコー画像形成手段と、

前記組織速度画像と前記組織エコー画像とを重ねて合成表示する画像合成手段と、  
を含み、

前記組織速度画像がカラー表現され、前記組織エコー画像が白黒表現され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、

特定時相の組織速度データ列上においてトラッキング点を初期設定するトラッキング点初期設定手段と、

前記特定時相組織速度データ列から時間軸方向に並んだ各時相の組織速度データ列に対してトラッキング処理を順次実行する手段であって、各トラッキング処理において、前記トラッキング点の抽出ライン方向の移動量を推定することにより、移動後のトラッキング点位置を決定するトラッキング手段と、

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 4 記載の装置において、

前記各時相ごとに決定されたトラッキング点位置を時間軸方向に連結することにより、トレースラインを形成するトレースライン形成手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 4 記載の装置において、

前記トラッキング点初期設定手段は、複数のトラッキング点を設定し、

前記複数のトラッキング点には、前記注目組織の一方端点及び他方端点と、それらの間を複数の区間に分割する 1 又は複数の分割点と、が含まれることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 記載の装置において、

前記複数の区間の個数を可変設定する手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 6 記載の装置において、

前記各時相における各区間ごとに区間長を演算する区間長演算手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 6 記載の装置において、

前記各時相における各区間ごとに区間長の変化率を演算する変化率演算手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 6 記載の装置において、

前記各時相における各区間ごとにストレインを演算するストレイン演算手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 記載の装置において、

前記各時相における各区間ごとに演算されたストレインをカラー画像として表示するストレイン画像形成手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 10 記載の装置において、

ユーザー選択された時相における前記各区間ごとに演算されたストレインをグラフとして表示するストレイングラフ作成手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 13】

請求項 1 記載の装置において、

前記抽出ラインの設定の際に、当該抽出ラインと前記超音波ビームとの間の交差角度が所定のアラーム条件を満たす場合にアラーム処理を実行するアラーム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 14】

請求項 13 記載の装置において、

前記所定のアラーム条件は、前記抽出ライン上における複数のデータ点について演算された複数の交差角度の中で所定個数以上の交差角度が  $90 \pm$  度の角度範囲内に入る条件であることを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 15】

請求項 13 記載の装置において、

前記アラーム処理では、前記抽出ラインの表示態様が変化することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 16】

心臓の断層画像上で心臓壁に対してそれを横切る方向に抽出ラインを設定する手段と、

前記抽出ラインに対応する時系列順の複数の組織速度データ列を取得する手段と、

前記抽出ラインと超音波ビームとの交差角度に基づいて、前記複数の組織速度データ列に対して、それぞれ角度補正を実行する手段と、

前記角度補正後の各時相の組織速度データ列ごとに、複数のトラッキング点についてのトラッキング処理を実行する手段と、

20

前記各時相の複数のトラッキング点で定義される複数の区間に対してそれぞれ区間長を求める手段と、

前記各時相における各区間の区間長に基づいて組織の一次元歪みを表す情報を演算する手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 17】

請求項 16 記載の装置において、

前記複数のトラッキング点には、前記心臓壁の内膜点及び外膜点と、それらの間を前記複数の区間に分割する 1 又は複数の分割点と、が含まれることを特徴とする超音波診断装置。

30

## 【請求項 18】

請求項 16 記載の装置において、

前記組織の一次元歪みを表す情報を M モード表示方式に従ってカラー表示する手段を含む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、心臓などの運動組織から得られたドプラ情報を処理する超音波診断装置に関する。

40

## 【背景技術】

## 【0002】

「M モード表示」においては、選択されたビーム方向において時系列順で取得された複数のエコーデータ列を時間軸上に並べることにより、白黒の M モード画像が形成される。

「任意 M モード表示」においては、下記の特許文献 1 ~ 3 に記載されるように、B モード画像（二次元断層画像）上でユーザーにより任意の位置及び向きで抽出ラインが設定される。そして、時系列順の各フレームにおいて当該抽出ラインに対応するエコーデータ列がそれぞれ抽出され、それらを時間軸上に並べることにより、白黒の任意 M モード画像が形成される。「複合 M モード表示」においては、上記の白黒の M モード画像（又は白黒の任意 M モード画像）と、それと同じ表示座標系を有するカラーの M モード画像（又はカラー

50

の任意Mモード画像)と、を合成することによって形成された複合画像が表示される。前者の白黒画像は、組織エコーの大きさを輝度で表現した画像であり、後者のカラー画像は、組織ドプラーイメージング法(TDI法)に従って、組織速度(組織ドプラー情報)の正負及び大きさをカラーで表現した画像である。以下においては、Mモード表示方式に従って組織エコーを表した画像を「M-組織エコー画像」と称し、同様の表示方式に従って組織速度を表した画像を「M-組織速度画像」と称することにする。

【0003】

従来において、上記のM-組織速度画像の形成に際し、TDI法に従って計測できるのは、組織についての実際の速度ベクトルではなく、速度ベクトルにおける超音波ビーム方向に沿った速度成分に過ぎない。よって、M-組織速度画像を用いて心臓壁における特定部位の挙動を観察する場合に、その評価を正確に行えない、特に定量的な評価を行えない、という問題がある。

10

【0004】

特許文献4には、心臓壁に沿って多角形に類似する折れ線状のラインを設定し、そのライン上の各点ごとに組織速度を演算してその演算結果を時間軸上に表示する技術が記載されている。その第0024段落には、角度依存性を補償して速度を推定することについて触れられているが、その具体的な手法については記載されていない。

【0005】

なお、特許文献5~7には、超音波ビーム方向に沿った速度成分から実際の速度ベクトルを推定する技術が提案されている。それらの特許文献に記載された技術では、心臓内に特定の点(例えば中心点)が設定され、心臓壁の各部位の運動方向が当該部位と特定の点とを結ぶ方向であると仮定され、その仮定の下で角度補正が実行される。しかし、正常な心臓についてはその仮定が妥当であるとしても、診断の必要性がある罹患した心臓についてはその仮定が妥当でない場合があり得る。

20

【0006】

【特許文献1】特開昭55-103841号公報

【特許文献2】特開平7-204201号公報

【特許文献3】特開平8-173430号公報

【特許文献4】特開平10-71147号公報

【特許文献5】特開2003-175041号公報

【特許文献6】特開平8-19540号公報

【特許文献7】特開平9-122122号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

以上のように、従来においては、任意に設定された抽出ラインに基づいてM-組織速度画像を形成する場合に、組織の運動方向に応じた角度補正が行われておらず、組織速度を正確に表示できないという問題があった。それ故、その画像を基礎として、解析や計測を行う場合に、その処理の信頼性を高めることが困難であった。

【0008】

40

その一方、心臓壁は解剖学的には複数の層により構成され、各層における疾患の現れ方が相違すると言われている。そこで、心臓壁における各深さ区分ごとに個別的にその性状の時間変化を計測することが望まれる。

【0009】

本発明の目的は、運動組織について、より正確な組織速度を表示できるようにすることにある。

【0010】

本発明の他の目的は、ユーザー設定された抽出ラインを角度補正に利用することにある。

【0011】

50

本発明の他の目的は、組織における各深さ区分ごとの動態あるいは性状の時間変化を正確に計測すると共にそれを容易に認識できる画像を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

(1) 本発明は、画面表示された注目組織に対してその運動方向に抽出ラインを設定する抽出ライン設定手段と、前記抽出ラインと超音波ビームとの交差角度を演算する交差角度演算手段と、超音波の送受波により得られた各時相の組織速度フレームから前記抽出ラインに対応する各時相の組織速度データ列を抽出する組織速度データ列抽出手段と、前記演算された交差角度に基づいて、前記各時相の組織速度データ列を構成する複数の組織速度データに対して、それぞれ角度補正を実行する角度補正手段と、前記角度補正後の各時相の組織速度データ列を時間軸方向に並べることにより、Mモード表示方式に従った組織速度画像を形成する組織速度画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

10

【0013】

上記構成によれば、画面表示された画像（例えば、二次元組織エコー画像、二次元組織速度画像など）上において、心臓などの運動臓器としての注目組織に対して抽出ラインが設定される。抽出ラインは、それが設定される局所部位の運動方向にできるだけ合致するように設定されるのが望ましい。次に、リアルタイムで取得された各時相の組織速度フレームあるいはシネメモリに保存された各時相の組織速度フレームから、抽出ラインに対応する各時相の組織速度データ列（通常、一次元のデータ列）が取得される。この場合、抽出ライン上の各データ点ごとに個別的に交差角度を演算するのが特に望ましいが、抽出ライン上の各データ点ごとに共通の交差角度（例えば代表交差角度、平均交差角度など）を演算する簡易手法を採用することもできる。いずれにしても、各時相の組織速度データ列を構成する複数の組織速度データは、演算された交差角度に基づいて角度補正される。つまり、各組織速度データの値が正確な値に修正される。そして、角度補正後の各時相の組織速度データ列を用いて、Mモード表示方式に従った組織速度画像（M-組織速度画像）が形成される。よって、その画像上に表現される組織速度は実際の速度に近いものとなるので、組織速度の評価を的確に行える。ひいては疾病の診断精度を向上できる。

20

【0014】

以上のように、データ抽出のための抽出ラインを角度補正用のラインとしても兼用したので、補正角度のために別途特別な入力や演算などを行う必要がなく、正確で簡易な角度補正処理を行える。上記従来方法では、例えば、心臓壁における疾患部位が心臓内の中心点に向かって運動していない場合には、角度補正による誤差が大きくなるが、本発明によれば、そのような問題を解消又は軽減できる。本発明によれば、特に、複数の抽出ラインを設定して複数の組織速度画像を形成する場合においても、複数の抽出ラインが設定される複数の部位それぞれについて実際の運動方向を考慮できるので実用的価値が高い。上記の抽出ラインは直線であるのが望ましい。

30

【0015】

上記構成においては、望ましくは超音波ビームは電子セクタ走査される。電子セクタ走査においては、周知のように、超音波ビームが電子的に偏向走査される。但し、電子リニア走査などの他の電子走査方式あるいはメカニカル走査方式を採用することもできる。角度補正の前又は後に、組織速度データ列に対して、補間処理又は間引き処理を適用してもよい。

40

【0016】

望ましくは、前記注目組織の二次元画像を動画像として表示する手段を含み、前記動画像としての二次元画像上において、前記注目組織に対してその運動方向に前記抽出ラインが設定される。

【0017】

この構成によれば、動画像の観察つまり注目組織の運動自体の観察によって、抽出ラインを設定すべき位置及び方向を容易に判断できる。また、抽出ラインからの注目組織のみ出しが生じていないことをも確認できる。

50

## 【 0 0 1 8 】

望ましくは、超音波の送受波により得られた各時相の組織エコーフレームから前記抽出ラインに対応する各時相の組織エコーデータ列を抽出する組織エコーデータ列抽出手段と、前記各時相の組織エコーデータ列を時間軸方向に並べることにより、Mモード表示方式に従った組織エコー画像を形成する組織エコー画像形成手段と、前記組織速度画像と前記組織エコー画像とを重ねて合成表示する画像合成手段と、を含み、前記組織速度画像がカラー表現され、前記組織エコー画像が白黒表現される。

## 【 0 0 1 9 】

この構成によれば、白黒組織エコー画像上にカラー組織速度画像が合成表示されるので、形態情報と運動情報とを同時に観察できる。なお、本願明細書において、Mモード表示方式は通常の意味よりも広義に用いている。つまり、Mモード表示方式は、一方軸を時間軸とし、他方軸を距離軸（抽出ラインに相当）とし、抽出ライン上で取得される時系列順の複数のデータ列を時間軸上に並べて画像を構築する方式である。

10

## 【 0 0 2 0 】

望ましくは、特定時相の組織速度データ列上においてトラッキング点を初期設定するトラッキング点初期設定手段と、前記特定時相の組織速度データから時間軸方向に並んだ各時相の組織速度データ列に対してトラッキング処理を順次実行する手段であって、各トラッキング処理において、前記トラッキング点の抽出ライン方向の移動量を推定することにより、移動後のトラッキング点位置を決定するトラッキング手段と、を含む。望ましくは、更に、前記各時相ごとに決定されたトラッキング点位置を時間軸方向に連結することにより、トレースラインを形成するトレースライン形成手段を含む。

20

## 【 0 0 2 1 】

上記構成によれば、最初に、特定時相の組織速度データ列上で、1又は複数のトラッキング点が初期設定される。この場合においては、組織速度画像上においてトラッキング点を直接的に指定してもよいし、2D画像に表示された抽出ライン上においてトラッキング点を間接的に指定してもよい。いずれの場合にも、例えば初期フレームを特定時相として指定してもよいし、任意の時相を特定時相として指定してもよい。一連の組織速度データ列の途中においてトラッキング点が指定された場合にはそこから時間的な前後方向にトラッキング処理が順次進行する。各トラッキング処理では、組織速度データを利用してトラッキング点の各時点での動きが推定される。これによりトレースラインが形成される。そのトレースラインは、注目する部位の時間的な運動（抽出ライン方向の運動）を表すものである。角度補正後の組織速度データ列に対してトラッキング処理が実行されるので、正確なトラッキングを行える。よって、より実際の運動に近いトレースラインを描くことができる。

30

## 【 0 0 2 2 】

望ましくは、前記トラッキング点初期設定手段は、複数のトラッキング点を設定し、前記複数のトラッキング点には、前記注目組織の一方端点及び他方端点と、それらの間を複数の区間に分割する1又は複数の分割点と、が含まれる。望ましくは、前記複数の区間の個数を可変設定する手段を含む。

## 【 0 0 2 3 】

上記構成によれば、注目組織の両側及びそれらの間の運動を観察できる。例えば、心臓壁について、内膜側部位、外膜側部位、それらの間の部位についてその運動や厚み変化をそれぞれ個別的に観察できる。なお、心臓の内膜と外膜の2点をトレースして、心筋の評価指標である%Wall Thicknessを求めることもできる。

40

## 【 0 0 2 4 】

望ましくは、前記各時相における各区分ごとに区分長を演算する区分長演算手段を含む。望ましくは、前記各時相における各区分ごとに区分長の変化率を演算する変化率演算手段を含む。望ましくは、前記各時相における各区分ごとにストレインを演算するストレイン演算手段を含む。望ましくは、前記各時相における各区分ごとに演算されたストレインをカラー画像として表示するストレイン画像形成手段を含む。望ましくは、ユーザー選択

50

された時相における前記各区間ごとに演算されたストレインをグラフとして表示するストレイングラフ作成手段を含む。ストレイン (Strain) は組織の一次元の歪みあるいはそれに相当する指標として定義される。

【0025】

望ましくは、前記抽出ラインの設定の際に、当該抽出ラインと前記超音波ビームとの間の交差角度が所定のアラーム条件を満たす場合にアラーム処理を実行するアラーム処理手段を含む。望ましくは、前記所定のアラーム条件は、前記抽出ライン上における複数のデータ点について演算された複数の交差角度の内で所定個数以上の交差角度が  $90 \pm$  度の角度範囲内に入る条件である。望ましくは、前記アラーム処理では、前記抽出ラインの表示態様が変化する。

10

【0026】

超音波ドブラ法の原理から、超音波ビームと抽出ラインとが直交しあるいはそれに近づく、超音波ビーム上において速度成分を観察できなくなりあるいはその観察が困難となる。よって、抽出ラインの設定時にそのような事態を事前に報知すれば計測の信頼性を高められる。

【0027】

(2) また本発明は、心臓の断層画像上で心臓壁に対してそれを横切る方向に抽出ラインを設定する手段と、前記抽出ラインに対応する時系列順の複数の組織速度データ列を取得する手段と、前記抽出ラインと超音波ビームとの交差角度に基づいて、前記複数の組織速度データ列に対して、それぞれ角度補正を実行する手段と、前記角度補正後の各時相の組織速度データ列ごとに、複数のトラッキング点についてのトラッキング処理を実行する手段と、前記各時相の複数のトラッキング点で定義される複数の区間に対してそれぞれ区間長を求める手段と、前記各時相における各区間の区間長に基づいて組織の一次元歪みを表す情報を演算する手段と、を含むことを特徴とする。

20

【0028】

望ましくは、前記複数のトラッキング点には、前記心臓壁の内膜点及び外膜点と、それらの間を前記複数の区間に分割する1又は複数の分割点と、が含まれる。望ましくは、前記組織の一次元歪みを表す情報をMモード表示方式に従ってカラー表示する手段を含む。

【発明の効果】

【0029】

以上説明したように、本発明によれば、運動組織について、より正確な組織速度を表示できる。本発明によれば、ユーザー設定された抽出ラインを角度補正にも利用できる。あるいは、本発明によれば、組織における各深さ区分ごとの動態あるいは性状の時間変化を正確に計測すると共にそれを容易に認識できる画像を提供できる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

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。

【0031】

まず、図1～図3を用いて本実施形態に係る画像処理について説明する。この画像処理は超音波診断装置(システム)において実行されるものであるが、超音波診断装置本体からデータを取得するコンピュータ上において実行されてもよい。

40

【0032】

図1には、抽出ラインの設定方法が示されている。2D画像10は、表示器の画面上に表示された画像であり、その2D画像10は、例えば、白黒の2D組織エコー画像(Bモード断層画像)、カラーの2D組織速度画像(TDI法に従った画像)、あるいは、それらを合成した画像である。ちなみに、三次元画像上において抽出ラインの設定を行うことも可能である。図1に示す例において、超音波ビームの電子セクタ走査により、超音波ビームが各ビームアドレスにおいて形成され、これによって扇状のデータ取込領域(走査面)が形成される。その走査面上で得られたデータ群を画像化したものが2D画像10である。図1においてr方向は深さ方向を表しており、θ方向はビームの偏向方向(電子走査

50

方向)を表している。図示されるように、各ビームアドレスごとにビーム偏向角度は異なっている。

【0033】

2D画像10には、図1に示す例において、心臓(左室)14の断面が現れている。符号14Aは左室の内側エッジ(内膜)を表しており、符号14Bは左室の外側エッジ(外膜)を表している。抽出ラインの設定に際して、2D画像10は動画像であるのが望ましい。ただし、指定された時相(時刻)の静止画像上において抽出ラインの設定を行うこともできる。

【0034】

抽出ラインLの設定について具体的に説明する。抽出ラインLは2D画像10上において任意の位置で任意の傾きをもって設定することができる。その長さは本実施形態において固定的に設定されているが、もちろん、その長さをユーザー設定させるようにしてもよい。抽出ラインLは、本実施形態においてユーザーにより設定されているが、場合によっては画像解析結果などから自動的に設定することも可能である。抽出ラインLは本実施形態において直線である。

【0035】

図1に示す例において、左室14の特定部位を横切って1本の抽出ラインLが設定されている。その場合において、その特定部位の収縮及び拡張の運動方向にできる限り合致するように抽出ラインLが設定されるのが望ましい。したがって、2D画像10が動画像として表示されるのが望ましく、そのような構成によれば、特定部位の運動方向に適切に抽出ラインLを合わせることが可能であり、また抽出ラインLの長さ範囲内に特定部位の運動全体がカバーされていることを容易に確認することができる。抽出ラインLの設定に当たっては、トラックボールなどのポインティングデバイスを用いてその位置及び傾き角度を設定するようにしてもよいし、抽出ラインLにおける2つの端点X、Yの座標を指定することにより、その指定を行うようにしてもよい。

【0036】

後述するMモード表示方式に従った組織速度画像(M-組織速度画像)に加えてトレースライン群を表示する場合には、抽出ラインL上に1又は複数のトラッキング点がユーザーによりあるいは自動的に設定される。この図1に示す例では、内膜14A上にトラッキング点Rが設定されており、外膜14B上にトラッキング点Tが設定されており、それらのトラッキング点R、Tの間の距離を均等に2分割する分割点としてトラッキング点Sが自動設定されている。すなわち図1に示す例では、抽出ラインL上に2つの区間(R-S、S-T)が設定されている。抽出ラインL上に設定する区間の数(分割数)kについてはユーザーによって任意に設定することができる。図1に示す例では、2D画像10上に表示された抽出ラインL上において複数のトラッキング点R、S、Tが設定されていたが、後述するM-組織速度画像上における特定時相の組織速度データ列上においてそれらのトラッキング点の指定を行うことも可能である。トラッキング処理及びトレースライン群の形成については後に図2及び図3を用いて説明する。

【0037】

本実施形態においては、抽出ラインLの方向が組織の運動方向とみなされ、それに基づいて抽出ラインL上において抽出される各時相の組織速度データ列に対して角度補正が実行される。すなわち、抽出ラインL上における各データ点において観測される組織速度データは、実際の組織速度を表すものではなく、実際の組織速度についての超音波ビーム方向に沿った速度成分である。したがって、抽出ラインLと超音波ビームとの交差角度が既知となれば、各組織速度データについて角度補正を行って、速度成分から実際の組織速度を演算することが可能となる。もちろん、速度ベクトルは三次元ベクトルであるため、実際の速度を厳密に演算することはできないが、少なくとも走査面上において角度補正を行うことにより、より信頼性のある計測を実現することができる。

【0038】

上述したように、各ビームアドレスごとにビーム偏向角度が異なっているため、抽出ラ

10

20

30

40

50

イン L 上における各データ点ごとに交差角度は異なる。図 1 においては、参考までに、全データ点のうちで、端点 X, Y 及びトラッキング点 R, S, T のそれぞれについて交差角度が  $A, B, R, S, T$  で表されている。ちなみに、抽出ライン L 上において補間処理などを適用してもよい。

【 0 0 3 9 】

本実施形態においては、抽出ライン L 上における全データ点について個別的に交差角度が演算されており、これによって抽出ライン L 上における全体にわたって適切な角度補正を実現している。ただし、演算簡略化のために、抽出ライン L 上における代表的なデータ点についての交差角度を抽出ライン L 上における全点についての交差角度とみなすようにしてもよいし、複数の点についての平均交差角度を代表交差角度として角度補正演算で利用するようにしてもよい。また電子リニア走査が適用される場合には、抽出ライン L が直線であれば、いずれかのビームと抽出ライン L とのなす角度を求めるだけでよい。

10

【 0 0 4 0 】

電子セクタ走査における各ビームアドレスごとのビーム偏向角度は既知であり、また 2D 画像 10 上において設定された抽出ライン L の座標情報（位置及び傾き等）も既知であるため、抽出ライン L 上における各データ点についての交差角度は計算により容易に求めることができる。そこで、本実施形態においては、2D 画像 10 上において抽出ライン L を移動させながらその位置決めを行う過程においてリアルタイムで抽出ライン L 上における複数のデータ点についての複数の交差角度（交差角度セット）が演算されている。そして、後に説明するように、交差角度セットの内少なくとも 1 つの交差角度が所定のアラーム条件に該当する場合にはアラーム処理が実行されている。すなわち、抽出ライン L と超音波ビームとが直交する場合、ドブラ情報の観測が困難となるため、交差角度が直交状態あるいはそれに近くなった場合にはその事態をユーザーに報知するものである。

20

【 0 0 4 1 】

上記のように求められた交差角度セットは、抽出ライン L に対応する各時相の組織速度データ列を抽出した場合に、その角度補正演算で利用されることになる。ユーザーとしては、角度補正について格別意識する必要はなく、単に、抽出ライン L を注目する組織位置においてその運動方向に合わせて設定するだけで正確な速度情報が反映された組織速度画像を得られるという利点がある。よって、ユーザーの操作負担が軽減されており、また複雑な演算を行うことなく簡便に角度補正を行える。

30

【 0 0 4 2 】

図 2 には、角度補正及びそれに基づく画像形成の内容が概念図として示されている。ここで、(A) にはフレーム列が示されている。このフレーム列は時系列順で取得された複数の 2D 組織速度画像 16 によって構成されるものである。図 2 においては、それらの 2D 組織速度画像 16 に対してフレーム番号として  $F_1, F_2, \dots, F_n$  のラベルが付されている。各 2D 組織速度画像 16 には、抽出ライン L 及びトラッキング点 R, S, T が表されている。ちなみに、このフレーム列は、本実施形態において、後述するシネメモリ上に保存されたものであるが、リアルタイムで取得されるものであってもよい。なお、図 2 においては 2D 組織エコー画像（B モード画像）のフレーム列については図示省略されている。

40

【 0 0 4 3 】

抽出ライン L が設定された後、各 2D 組織速度画像（フレーム）16 から、抽出ライン L に相当する組織速度データ列  $q_1, q_2, \dots, q_n$  が抽出される。そして、複数の組織速度データ列  $q_1, q_2, \dots, q_n$  に対してそれぞれ角度補正 18 が実行され、これによって補正後の組織速度データ列  $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$  が生成される。その角度補正 18 に当たっては、抽出ライン L について演算された交差角度セットが用いられる。具体的には、角度補正前の観測組織速度を  $v$  とし、実際の組織速度を  $V$  とし、交差角度を  $\theta$  とすると、 $v = V \cos \theta$  の関係があるため、 $V = v / \cos \theta$  の計算を実行することにより各組織速度データごとに角度補正が行われる。

【 0 0 4 4 】

50

(B)に示すM-組織速度画像は、各時相すなわち各フレームごとに求められた角度補正後の組織速度データ列 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ を時系列順に並べた画像である。すなわちその縦軸は抽出ラインに相当し、その横軸は時間軸に相当する。各組織速度データ列は、抽出ライン上に並ぶ複数の組織速度データで構成されている。それらの組織速度データのマッピングにあたって、必要に応じて、補間処理あるいは間引き処理が適用される。(B)に示すM-組織速度画像は、その全体にわたって適正な角度補正が行われた後の画像であるため、抽出ライン上における組織速度分布の時間的な変化を正確に観察することが可能である。通常は、M-組織速度画像はカラー画像として表示される。すなわち、組織速度データの正負及び大きさに応じて所定の色相及び輝度が割り当てられる。

#### 【0045】

本実施形態においては、上述したトラッキング処理を用いてM-組織速度画像20上にトレースライン群28を描画することが可能である。具体的には、特定時相において1又は複数のトラッキング点が指定される。図2に示す例では、最初の時相において3つのトラッキング点R, S, Tが設定されており、ここでトラッキングR, Tはユーザーによって指定された点であり、トラッキング点Sは分割数kに応じて自動的に設定された点である。3つのトラッキング点R, S, Tに関して、最初の時相におけるそれぞれのトラッキング点が有する組織速度は $V_{R1}, V_{S1}, V_{T1}$ である。各時相ごとに、3つのトラッキング点について組織速度の値が読み取られ、次の時相における3つのトラッキング点の座標(抽出ライン方向の位置)が推定され、これが各時相ごとに繰り返され、最終的にトレースライン群28が描かれる。トレースライン群28は3つのトラッキング点R, S, Tに対応する3つのトレースライン22, 24, 26で構成されている。トラッキング処理については後に図3を用いて詳述する。

#### 【0046】

以上のように、M-組織速度画像20上にトレースライン群28を描くことにより注目する1又は複数の点の運動軌跡を容易に観察することが可能となる。特に、角度補正された画像を基礎としてトラッキングが行われているため、そのトラッキング精度を高めることができるという利点がある。本実施形態のトラッキング処理によれば、組織速度を用いてトラッキングを実行しているため、組織エコートラッキングが行えないような場合においても、トラッキングを実行できるという利点がある。

#### 【0047】

本実施形態においては、上記のトラッキング処理及びトレース処理の結果を利用して、(C)で示すようなM-ストレイン画像30が形成される。その具体的な方法について後に図3を用いて説明するが、このM-ストレイン画像30は各時相における各区分ごとに演算されるストレインをカラー表現した画像である。M-ストレイン画像30を形成する場合にはトレースライン22, 24, 26を表示してもよいし、表示しなくてもよい。いずれにしても、それらのトレースライン22, 24, 26によって区分される各時相の2つの区分についてストレインが演算され、そのストレインの時間変化がカラーによって表されることになる。例えばある時相について注目した場合、トレースライン22と26との間には一次元の画素値列が存在するが、その内でトレースライン22と24との間に存在する部分画素列28についてはそれに対して定義されるストレインに対応付けられた着色が施され、これはトレースライン24と26とで区分される部分画素列30についても同様である。ストレインは組織の一次元の歪みとして定義され、そのようなストレインを心壁における各深さ区分ごとにあるいは各層ごとに表示することによって、より疾病診断精度を高められるという利点がある。

#### 【0048】

本実施形態においては、更にM-ストレイン画像30上における所定時相をユーザー指定することにより、すなわち例えばカーソル31を用いて時相指定を行うことにより、当該時相におけるストレイングラフ32を画面上に別途表示させることもできる。これについては後に説明する。

#### 【0049】

10

20

30

40

50

ちなみに、以下に定義されるストレインに代えて、各区間の長さやその変化率を評価値としてカラー表現することも可能である。また各時相における各区間のストレインを数値によってリスト表示することも可能であり、また指定された時相におけるストレインを数値によって表示することも可能である。ちなみに、M - 組織速度画像 20 についてだけ時間軸上において、最初の時相ではなく途中の時相が指定され、当該時相において 1 又は複数のトラッキング点が設定された場合には、当該時相における時間的に前方向及び後方向の両方向にトラッキング処理が適用されることになる。なお、一般的には、抽出ライン L の設定は心臓の拡張末期のフレームに対して行われるのが望ましく、また、そのような拡張末期において各トラッキング点の指定を行うのが望ましい。

#### 【 0 0 5 0 】

次に、図 3 を用いてトラッキング処理とストレイン演算について説明する。図 3 には時間軸  $t$  方向に並んだ複数の組織速度データ列  $Q_1, Q_2, Q_3, \dots, Q_n$  が表されている。それぞれの組織速度データ列は角度補正後のものである。

#### 【 0 0 5 1 】

この例では組織速度データ列  $Q_1$  上において 3 つのトラッキング点  $R, S, T$  が初期設定されており、それぞれのトラッキング点  $R, S, T$  が有する組織速度データは  $V_{R1}, V_{S1}, V_{T1}$  である。上述したように、両側のトラッキング点  $R, T$  についてはユーザー設定されており、ここでその 2 つのトラッキング点  $R, T$  の間の距離は  $l$  である。分割数  $k$  として 2 が設定されている場合、その距離  $l$  を 2 分割する分割点としてトラッキング点  $S$  が指定される。したがって、距離  $l$  は 2 つの均等の区間に分割され、それらの長さはそれぞれ  $l_0$  ( $= l / 2$ ) である。その長さ  $l_0$  がストレインを演算するための規格化用の情報として利用される。

#### 【 0 0 5 2 】

トラッキング処理は各時相における各トラッキング点ごとに実行される。例えば最初の時相における上段のトラッキング点  $R$  に注目すると、そのトラッキング点  $R$  が有する組織速度の値は  $V_{R1}$  であり、それに対してフレーム間の時間間隔  $\Delta t$  を乗算することによりデータ抽出ライン方向における移動量  $34$  を求めることができる。つまり次の時相の組織速度データ列  $Q_2$  上における更新されたトラッキング点の位置を特定することができる。時間軸上 2 番目のトラッキング点  $R$  は組織速度の値として  $V_{R2}$  を有しており、それを用いて 3 番目のトラッキング点  $R$  への移動距離  $36$  を推定することができる。ここで 3 番目のトラッキング点  $R$  は組織速度の値として  $V_{R2}$  を有している。そして、以上のようなトラッキング点  $R$  が有する組織速度の値の参照及びそれに基づく移動量の推定を繰り返すことにより、最終の組織速度データ列  $Q_n$  上における最終のトラッキング点  $R$  を特定することができ、それらの時間軸上に並ぶ複数のトラッキング点  $R$  を相互に連結することにより 1 本のトレースラインを描くことが可能となる。そして、この処理を初期設定される複数の点のそれぞれについて適用すれば必要な複数のトレースラインを描くことが可能となる。ちなみに、現在注目している時相において参照された組織速度の値に基づいて次の時相におけるトラッキング点の位置を推定する場合に、その推定された位置を仮の位置として取り扱い、当該仮の位置が有する組織速度の値を併せて考慮し、次の時相におけるより正確なトラッキング点の位置を推定するようにしてもよい。

#### 【 0 0 5 3 】

次に、図 3 に基づいてストレイン演算について説明する。ストレイン  $\epsilon(t)$  は、一般に、 $\epsilon(t) = (l(t) - l_0) / l_0$  で定義される。ここで  $l(t)$  は現在注目している区間の区間長であり、 $l_0$  は規格化のための基準区間長である。したがって、図 3 において、組織速度データ列  $Q_2$  上において定義される 2 つの区間  $l_{RS2}$  と  $l_{ST2}$  をそれぞれ上記計算式における  $l(t)$  に代入すれば、それぞれの区間についてストレイン  $\epsilon(t)$  を求めることができる。これは組織速度データ列  $Q_3$  における 2 つの区間長  $l_{RS3}, l_{ST3}$  についても同様であり、更にそれ以降の各データ列についても同様である。そして、各時相における各区間ごとに演算されたストレインの符号及び大きさを色相などに対応づけて表示すれば、図 2 (C) に示したような M - ストレイン画像 30 を得ることができる。そ

10

20

30

40

50

のM - ストレイン画像30における横軸は上記のM - 組織速度画像20と同様に時間軸であり、その縦軸も上記M - 組織速度画像20と同様に抽出ラインに相当している。なお、各区間は縦軸方向に並んだ複数の画素によって構成されており、それらの複数の画素に対して同じカラー値が割り当てられることになる。

【0054】

次に、図4～図7を用いて本実施形態に係る超音波診断装置の構成及び動作について説明する。図4には超音波診断装置の機能ブロック図が示されており、図5及び図6には超音波診断装置における2つの表示例が示されており、図7には、超音波診断装置の動作例が示されている。

【0055】

図4において、プローブ40は、超音波を送受波する送受波器である。本実施形態において、プローブ40内には複数の振動素子からなるアレイ振動子が設けられており、そのアレイ振動子によって超音波ビームが形成される。超音波ビームは本実施形態において電子セクタ走査方式によって電子走査され、これによって扇状の走査面が構築されている。ちなみに、いわゆる1つの送信ビーム当たり複数の受信ビームを同時形成する制御を適用することも可能であり、またプローブ40がいわゆる3Dプローブであってもよい。例えば心臓の超音波診断を行う場合には、生体の胸部表面上に当接されるプローブ40の位置及び姿勢が適正に調整される。その場合においては表示器に表示される例えばBモード画像などが観察される。組織ドプラーイメージング法(TDI法)を実行するために、各ビームアドレスごとに複数回の超音波の送受信が実行される。

【0056】

送受信部42はデジタルビームフォーマーとして構成されている。すなわち送受信部42は送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーを有している。送信ビームフォーマーによってアレイ振動子に対して複数の送信信号が供給され、これによって送信ビームが形成される。一方、アレイ振動子から出力される複数の受信信号が受信ビームフォーマーにおいて整相加算処理され、これによって整相加算後の受信信号が得られる。すなわち受信ビームに対応した受信信号が得られることになる。送受信部42から出力される受信信号は図4に示されるように組織エコー処理部46及び組織速度処理部48へ出力される。ちなみに、図示のように、送受信部42の後段にシネメモリ44を設けるようにしてもよい。すなわち座標変換前の受信信号をシネメモリ44に格納しておき、必要に応じて、そのシネメモリ44からデータを読み出して必要な画像を実行するものである。

【0057】

組織エコー処理部46は、組織エコー画像を形成するための各種の信号処理を実行している。その処理には、例えば対数変換処理などが含まれ、更に座標変換処理、補間処理などが含まれる。組織エコー処理部46はいわゆるDSC(デジタルスキャンコンバータ)を有する。組織エコー処理部46から各フレームのデータが出力される。組織エコー処理部46の後段にはシネメモリ50が設けられている。このシネメモリ50は座標変換後の各フレームのデータを保存するメモリであり、そこには時系列順でフレーム列が格納される。

【0058】

組織速度処理部48は、ドブラ処理部として機能するものであり、送受信部42から出力される受信信号に対して複素信号変換処理、自己相関演算処理などを実行し、これによって組織の速度情報を演算している。更に、組織速度処理部48は座標変換処理や補間処理なども実行している。組織エコー処理部46と同様に、組織速度処理部48も上記のDSCを有している。組織速度処理部48の後段にはシネメモリ52が設けられる。このシネメモリ52には、組織速度処理部48から出力される各フレームのデータが時系列順で格納される。本実施形態において、シネメモリ50とシネメモリ52は同期して動作している。すなわち、それらのシネメモリ50, 52には一定の時間範囲内における時系列順の複数のフレームデータが互いに対応付けられて格納されている。シネメモリ44, 50, 52はそれぞれリングバッファ構造を有しており、最新のフレームから過去一定時間前

10

20

30

40

50

のフレームまでの時間範囲内にわたってフレーム列を格納する機能を有する。シネメモリ 44 においては送受波座標系にしたがった各フレームのデータが格納されており、シネメモリ 50, 52 においては表示座標系にしたがった各フレームのデータが格納されている。シネメモリ 44 の配置を省略するようにしてもよいし、あるいは、シネメモリ 50, 52 の配置を省略するようにしてもよい。いずれにしても、上記のようなシネメモリを利用することにより、そこに格納されているフレーム列を後に読み出してループ再生させることなどが可能である。本実施形態にはそのようなループ再生にしたがって表示される動画像上において上述した抽出ラインの設定が行われる。

#### 【0059】

フレームメモリ 54 上には、2D 組織エコー画像すなわち B モード画像が格納される。フレームメモリ 56 には、本実施形態において、シネメモリ 50 から読み出された各時相の組織速度データ列が格納される。すなわち、フレームメモリ 56 上には M - 組織エコー画像が構築される。それらの 2D 組織エコー画像及び M - 組織エコー画像はいずれも白黒画像である。

#### 【0060】

組織速度処理部 48 から出力される各フレームのデータはカラー演算器 57 によってカラー演算処理され、その後にフレームメモリ 58 に格納される。フレームメモリ 58 上にはカラーの 2D 組織速度画像が格納される。カラー演算器 57 はルックアップテーブル (LUT) として構成されており、入力される組織速度の正負及びその値に応じた RGB の値を出力する。カラー演算器 57 をフレームメモリ 58 の後段に設けることもできる。そのような構成において、フレームメモリ 58 から出力される白黒のデータをカラー演算器 57 を経ることなく合成処理部 76 に対してそのまま出力できるように構成してもよい。

#### 【0061】

シネメモリ 52 から、抽出ラインに対応付けられた各時相の組織速度データ列が抽出され、それらのデータ列は角度補正部 60 に入力され、上述した角度補正が実行される。角度補正後の組織速度データ列はカラー演算器 61 を介してフレームメモリ 62 に格納される。フレームメモリ 62 の後段にカラー演算器 61 を設けることもできる。そのような構成において、フレームメモリ 62 から出力される白黒のデータをカラー演算器 61 を経ることなく合成処理部 76 に対してそのまま出力できるように構成してもよい。また、角度補正後の組織速度データ列はトラッキング部 64 及び必要に応じて速度プロファイル作成部 74 に出力される。カラー演算器 61 は、上記のカラー演算器 57 と同様に、LUT によって構成されており、本実施形態においてカラー演算器 57 におけるカラー演算条件とカラー演算器 61 におけるカラー演算条件は同一である。したがってそれらの LUT を共通利用することも可能である。もちろん 2D 組織速度画像と M - 組織速度画像とで別々のカラー演算条件を適用することもできる。

#### 【0062】

ちなみに、シネメモリ 50 及びシネメモリ 52 から抽出される組織エコーデータ列及び組織速度データ列に対して補間処理や間引き処理を適用するデータ処理器を設けるようにしてもよい。本実施形態において、角度補正部 60 は、入力される組織速度データ列を構成する各組織速度データに対して、それに対応付けられた交差角度に基づく角度補正演算を適用することにより角度補正結果を得ている。しかし、そのような独立した角度補正部 60 を設けることなく、カラー演算器 61 が有する LUT の内容を書き換えることにより、結果として角度補正が行われるようにしてもよい。2D 組織速度画像と M - 組織速度画像はカラー画像として構成されている。

#### 【0063】

トラッキング部 64 は、図 3 に示したトラッキング原理にしたがって、特定時相において設定された 1 又は複数のトラッキング点について各時相ごとにトラッキング処理を実行している。そしてそのトラッキング結果はトレースライン形成部 66 及びストレイン演算部 68 に渡されており、トレースライン形成部 66 は各時相において推定されたトラッキング点を互いに時間軸上で連結することによりトレースラインを形成している。トレース

10

20

30

40

50

ラインは上述したようにトラッキング点ごとに形成されており、複数のトラッキング点について複数のトレースラインを形成することもできる。トレースライン形成部 66 はトラッキング点の相互連結処理の他、スムージング処理などを行うものであってもよい。

【0064】

トレースライン形成部 66 によって形成されたトレースライン群のグラフィックイメージはトレースライン形成部 66 内に設けられたフレームメモリ上に一旦格納され、そこから読み出されて合成処理部 74 へ出力される。

【0065】

ストレイン演算部 68 は、図 3 に示したストレイン演算の原理にしたがって、各時相における各区分ごとにストレインを演算する。その演算結果に対してはカラー演算器 69 において着色処理が施され、その着色処理後の M - ストレイン画像がフレームメモリ 70 上に格納される。カラー演算器 69 は LUT などによって構成される。また、所定の時相が指定された場合、ストレイングラフ作成部 72 は当該時相における各区分のストレインを参照し、これによって後述するストレイングラフを作成する。そのストレイングラフのグラフィックイメージはストレイングラフ作成部 72 が有する図示されていないフレームメモリ上に格納される。速度プロファイル作成部 74 は、ユーザーによって指定された時相における速度プロファイル（速度分布）を作成する。その作成された速度プロファイルのグラフィックイメージは速度プロファイル作成部 74 内に設けられた図示されていないフレームメモリ上に格納される。

【0066】

合成処理部 76 は、入力される複数の画像データの中から表示モードに応じて選択された複数の画像データを合成して 1 つの表示画像を構成するモジュールである。図示されるように、合成処理部 76 にはフレームメモリ 54 から出力される 2D 組織エコー画像のデータ、フレームメモリ 56 から出力される M - 組織エコー画像のデータ、フレームメモリ 58 から出力される 2D 組織速度画像のデータ、フレームメモリ 62 から出力される M - 組織速度画像のデータ、トレースライン形成部 66 から出力されるトレースラインのデータ、フレームメモリ 70 から出力される M - ストレイン画像のデータ、ストレイングラフ作成部 72 から出力されるストレイングラフのデータ、速度プロファイル作成部 74 から出力される速度プロファイルのデータがそれぞれ入力されており、更に後に説明する制御部 82 からのグラフィックデータも入力されている。

【0067】

合成処理部 76 から出力される画像データは表示器 80 に出力され、表示器 80 上には後に図 5 及び図 6 を用いて示すような画像が表示されることになる。表示器 80 は例えば CRT によって構成されてもよいし、液晶ディスプレイによって構成されてもよい。あるいは、合成処理部 76 の後段に CRT 及び液晶ディスプレイの 2 つのディスプレイを接続し、一方をメインディスプレイとし、他方をサブディスプレイとしてもよい。

【0068】

制御部 82 は超音波診断装置が有する各構成の動作制御を行っている。この制御部 82 は CPU 及び動作プログラムによって構成されるものである。制御部 82 もグラフィック処理機能を有しており、例えば抽出ラインのグラフィックについてもそれを表すデータを合成処理部 76 へ出力している。図 4 において符号 100 で示す表示処理部は本実施形態において制御部 82 とは別のモジュールとして示されているが、表示処理部 100 が CPU 及び処理プログラムによって構成されてもよい。あるいは、表示処理部 100 が専用のハードウェアによって構成されてもよい。あるいは、表示処理部 100 が有する機能の内で一部の機能のみがソフトウェア処理によって実現され、残りがハードウェアによって実現されてもよい。

【0069】

制御部 82 は、本実施形態においてシネメモリ 44, 50, 52 の動作制御を行っている。シネメモリ 44, 50, 52 はハードディスク、半導体メモリなどによって構成されており、それらにはフレーム列が格納される。制御部 82 の制御によってそれらに格納さ

10

20

30

40

50

れたフレーム列に対するループ再生などが実行される。例えば、シネメモリ50, 52に対してループ再生の指示が出されると、そこに格納された時系列順のフレーム列が順番に呼び出されて表示器80に動画像として表示されることになる。また制御部82は、抽出ラインが設定された場合、例えばシネメモリ50, 52から、抽出ラインに対応付けられた各時相のデータ列を抽出する読み出し制御を実行する。シネメモリ50から読み出された各時相の組織エコーデータ列は上述したようにフレームメモリ56に格納され、シネメモリ52から読み出された各時相の組織速度データ列は、角度補正部60, カラー演算器61を介してフレームメモリ62に格納される。

#### 【0070】

入力部84は操作パネルなどによって構成され、その入力部84を利用して、抽出ラインの設定、トラッキング点の指定、分割数kの指定、時相の指定、表示モードの選択などを行うことができる。心電計86から出力される心電信号は制御部82に出力される他に、合成処理部76に出力されている。心電信号は上述したループ再生における同期信号として用いられ、また表示器80上には心電波形が表示される。

#### 【0071】

図5には、第1表示モードにおける表示例が示されており、図6には第2表示モードにおける表示例が示されている。図5に示す第1表示モードにおいては、カラー画像としての2D組織速度画像102及び白黒画像としての2D組織エコー画像104が別々に表示されている。もちろん両者を合成した画像を表示するようにしてもよい。いずれかの画像上において1又は複数の抽出ラインLが設定され(その設定内容はもう一方の画像にも反映される)、図5に示す例ではA, B, C, Dで特定される4つの抽出ラインLが設定されている。本実施形態において、複数の抽出ラインを設定する場合、各抽出ラインの長さは固定値であるが、もちろん各抽出ラインごとにその長さを可変設定するようにしてもよい。その場合において、各抽出ラインごとに、表示する画像の縦軸のスケールをそれぞれ一定にしてもよいし、可変してもよい。図5に示す例では、各抽出ラインLごとにその抽出ライン上における内膜点及び外膜点にそれぞれトラッキング点がユーザーにより設定されている。上述したように、各抽出ラインを設定する場合、その抽出ラインを設定しようとする局所部位の運動方向にできる限り合致するようにそれぞれの抽出ラインを設定するのが望ましい。一般に、心臓壁に対して抽出ラインを設定する場合には、その心臓壁を横切る方向すなわち厚さ方向に抽出ラインを設定すれば、同時に運動方向に抽出ラインを設定したことになる。上述したように、2D組織速度画像102及び2D組織エコー画像104はループ再生を用いて動画像として表示されるのが望ましい。

#### 【0072】

以上のように設定された4つの抽出ラインに対応して、4つ第1複合画像106A, 106B, 106C, 106Dが表示される。それぞれの第1複合画像106A, 106B, 106C, 106Dにはそれに対応づけられた抽出ラインを識別するラベル(A, B, C, D)が付されている。それぞれの第1複合画像106A, 106B, 106C, 106Dは、白黒画像としてのM-組織エコー画像107-1とカラー画像としてのM-組織速度画像107-2とを合成した画像である。この場合において、M-組織速度画像107-2は角度補正後の組織速度データを基礎として構築されているため、より正確な速度情報を表現することができる。なお、背景としての白黒のM-組織エコー画像107-1についてはその表示を省略するようにしてもよい。

#### 【0073】

図5に示されるように、各第1複合画像106A, 106B, 106C, 106D上にはトレースライン群108, 108B, 108C, 108Dが合成表示されている。そのようなトレースライン群108A, 108B, 108C, 108Dを表示することにより、例えば心臓壁の内側の層と外側の層とについて時間的な動きや厚みの変化を個別的に明瞭に表示することが可能となる。

#### 【0074】

符号110は心電波形を表している。ちなみに、第1複合画像106A, 106B, 1

10

20

30

40

50

06C, 106D及び心電波形110のそれぞれの時間時間は互いに平行でその両端が一致している。その時間軸上において時相カーソル112を用いてユーザーが所定の時相を指定すると、図5に示されるように、4つの抽出ラインに対応して4つの速度プロファイル114A, 114B, 114C, 114Dが表示される。速度プロファイル114A, 114B, 114C, 114Dにおける横軸116は速度軸であり、正負の速度の大きさを表している。その縦軸118は抽出ライン上の位置を表している。ある時相における各抽出ライン上の速度プロファイルを観察することにより、当該時相において組織運動のより詳細な観察を行えるという利点がある。上記説明では、ユーザーによって時相の指定を行ったが、その指定がなされない場合においては、計測開始時点をデフォルトの時相として指定して各速度プロファイルを表示させることもできる。

10

**【0075】**

図6には、第2表示モードにおける表示例が示されている。この表示例においては、図5に示した表示例と同様に2D組織速度画像102及び2D組織エコー画像104が表示される。また心電波形110も上記同様に表示されている。

**【0076】**

この表示例でも、4つの抽出ラインが設定されているが、その4つの抽出ラインに対応して4つの第2複合画像120A, 120B, 120C, 120Dが上下に並んで表示されている。各第2複合画像120A, 120B, 120C, 120Dはそれぞれ白黒画像としてのM-組織エコー画像122-1と、カラー画像としてのM-ストレイン画像120-2とを合成した画像である。図6に示す表示例においては、各第2複合画像120A, 120B, 120C, 120D上にトレースライン群も同時表示されているが、それらのトレースライン群については格別表示しなくてもよい。図示されるように、各第2複合画像120A, 120B, 120C, 120Dにおいては、この例では各抽出ライン上に5つのトラッキング点が指定されたことに対応してそれぞれ4つの帯状領域が形成されており、つまり各時相ごとに4つの区間が存在している。そして各時相における各区間ごとにそこで演算されたストレインに対応付けられた色が表示されることになる。したがってそのような第2複合画像120A, 120B, 120C, 120Dを観察することにより、各抽出ラインが設定された部位における各深さ区分ごとの歪みの時間的な変化を明瞭に観察することが可能となる。

20

**【0077】**

また時相カーソル124を用いて時間軸上における所定の時相をユーザーにより指定すると、その時相における各抽出ラインごとのストレイングラフ126A, 126B, 126C, 126Dが表示される。それらの横軸130はストレインの正負及びその大きさを表しており、その横軸132は抽出ライン上の位置を表しており、具体的には各区間を表している。それぞれの区間ごとに棒グラフとしてのバー128が表示されており、そのバーの向きや大きさを観察することによって、選択した時相でのストレインの分布をより詳細に観察することが可能となる。

30

**【0078】**

次に、図7を用いて図4に示した装置の動作例について説明する。

**【0079】**

まずS101では、超音波の送受波が行われ、具体的にはTDIモードにおいて組織速度情報を抽出するための超音波の送受波が実行され、これによって各フレームのデータが取得される。ここで取得されるフレーム列は、2D組織エコーフレーム及び2D組織速度フレームである。それらのフレーム列はそれぞれシネメモリ上に格納される。

40

**【0080】**

S102では、シネメモリ上に格納された2つのフレーム列が同期して読み出され、すなわちループ再生される。これによって、図5及び図6に示したように表示画面上に動画像として2D組織エコー画像及び2D組織速度画像が表示されることになる。ループ再生であるので、例えば2心拍の時間範囲にわたって繰り返し同じ動画像が表示されることになる。ちなみにこのループ再生にあたっては例えば2D組織エコー画像のみのループ再生

50

を行うようにしてもよい。いずれにしても抽出ラインを適正かつ迅速に設定できる画像を表示するのが望ましい。

【0081】

S103ではユーザーによる抽出ラインの設定が開始される。すなわち画面上に抽出ラインがデフォルト表示され、その抽出ラインをトラックボールなどによって移動させ、またその向きを任意に設定する操作が行われる。この場合においては上記のような動画像上においてその抽出ラインの設定操作を行うのが望ましいが、例えば拡張末期における画像を静止画像として表示し、その画像上において抽出ラインの設定操作を行わせるようにしてもよい。S104では、各時刻における抽出ライン上の各データ点について超音波ビームとの交差角度がリアルタイムに計算される。すなわち交差角度セットが逐次演算されることになる。S105では、交差角度セットがアラーム条件に該当したか否かが判断される。例えば交差角度セットを構成する1つの交差角度が $90 \pm \quad$ °の範囲内に入る場合にはアラーム条件に該当すると見なされる。ここで  $\quad$ は例えば20である。アラーム条件に該当した場合、S106においてアラーム処理が実行される。このアラーム処理では、画面表示されている抽出ラインの色が可変され、ユーザーに対して計測の信頼性が低下する可能性がある旨が報知される。もちろん抽出ラインの点滅やハイライトなどによってその報知を行うようにしてもよいし、別途メッセージを表示したり、あるいはピープ音などを発生させるようにしてもよい。S107において設定終了と判断されるまで、上記S103からの各工程が繰り返し実行され、最終的に1又は複数の抽出ラインの設定が完了する。

10

20

【0082】

S108では、シネメモリ上に格納されたフレーム列から抽出ラインに対応する組織エコーデータ列及び組織速度データ列が順番に抽出される。そして、S109では、抽出された各組織速度データ列に対して上記の角度補正処理が実行される。すなわち上記のS104で計算された交差角度セットが用いられ、抽出ライン上の各組織速度データごとにその値を適正な値に変更する角度補正が実行される。もちろん、データの直接的な操作によらずにカラー演算テーブルの内容を変更することにより、結果として角度補正が行われるようにしてもよい。

【0083】

したがって、S110以降の工程においては角度補正後の組織速度データを用いて画像処理あるいは計測処理が行われるため、より適切な画像を形成することができ、あるいは、信頼性ある計測を実現できるという利点がある。S110においては、角度補正後の各時相の組織速度データ列を用いてそれらをカラー演算処理することによりM-組織速度画像が形成される。

30

【0084】

一方、トレースライン群を表示させる場合には、S111において抽出ライン上において例えば内膜及び外膜に対してトラッキング点が指定される。もちろん、そのような指定工程はS103における抽出ラインの設定と同時に実行されてもよい。あるいは抽出ライン上でトラッキング点の指定を行うのではなく、M-組織速度画像上における所定の時相の組織速度データ列上においてトラッキング点の指定を行うようにしてもよい。

40

【0085】

S112においては分割数kが認識される。そのような分割数kは初期設定されており、あるいは、このS112の工程においてユーザーによって入力される。S113では内膜点及び外膜点の間の距離が分割数に応じて複数に区分され、各区間を区切る点としてトラッキング点が設定される。例えば分割数kとして2が設定されている場合には1つの分割点が設定されることになる。

【0086】

S114においては、上記のようにユーザー設定及び自動設定されたそれぞれのトラッキング点に対してトラッキング処理が実行される。具体的には各時相の組織速度データ列上においてトラッキング点に対応づけられた組織速度データが参照され、それに基づいて

50

次の時相におけるトラッキング点の位置が推定される。そして、そのような処理が時間軸上に沿って繰り返し行われることにより、最終的に各時相におけるトラッキング点の位置が特定されることになる。そこで、S 1 1 5 においては時間軸上において複数のトラッキング点を相互連結することによりトレースラインが形成される。複数のトラッキング点についてトラッキング処理を行えばS 1 1 5 においてはトレースライン群が表示されることになる。

【 0 0 8 7 】

なお、組織速度データに基づくトラッキングと組織エコーデータに基づくトラッキングとを併用するようにすることも可能である。ただし、輝度画像上において明確な特定ができない点についても、上記の組織速度データに基づくトラッキングによればその点を追従

10

【 0 0 8 8 】

S 1 1 6 においてはユーザーによって時相カーソルによる時相指定が行われたか否かが判断され、そのような指定が行われた場合にはS 1 1 7 において図 5 に示したような速度プロファイルが表示されることになる。

【 0 0 8 9 】

ここまでが第 1 表示モードに対応しており、S 1 1 8 以降の各工程が第 2 表示モードに対応している。S 1 1 8 においてはストレイン表示を行うか否かがユーザーにより選択され、ストレイン表示を行う場合には、S 1 1 9 において上述した原理にしたがって各時相ごとに各区間長が求められ、それらの各区間長からストレインが計算される。そして、S 1 2 0 ではそれぞれ演算されたストレインに対して所定のカラーを当てはめることによりM - ストレイン画像が構築される。そして、それが画像表示される。S 1 2 2 においてはユーザーによって時相指定が行われたか否かが判断され、時相指定が行われた場合にはS 1 2 1 において当該時相におけるストレイングラフが画面上に表示されることになる。

20

【 0 0 9 0 】

次に、図 8 を用いて他の動作例について説明する。なお、図 8 に示す動作例においても、図 7 に示したS 1 0 1 ~ S 1 1 4 と同じ工程が実行されており、それらの工程については図 8 において図示省略されている。

【 0 0 9 1 】

S 1 1 4 に続くS 1 3 0 では、ストレインを表示するか否かが判断され、換言すれば、第 1 表示モード又は第 2 表示モードが選択される。ストレインを表示する場合（つまり第 2 表示モードの場合）には、S 1 3 1 において、上記の 1 1 9 と同様に、トラッキング結果に基づいて、各時相における各区間長からストレインが演算される。S 1 3 2 においては、上記のS 1 2 0 と同様に、M - 組織エコー画像上にカラーのストレイン画像が合成される（図 6 参照）。そして、S 1 3 3 においては、デフォルトとして指定された初期時相におけるストレイングラフが表示される。グラフを表示させる時相をユーザーにより可変設定させてもよい。

30

【 0 0 9 2 】

一方、S 1 3 0 において、ストレインを表示しない場合（つまり第 1 表示モードの場合）には、S 1 3 5 において、上記のS 1 1 5 と同様に、トラッキング結果に基づいて、トレースライン群が第 1 複合画像（図 5 参照）上に合成表示される。S 1 3 6 では、デフォルトとして指定された初期時相における所定の数値情報が演算され、それが表示される。その数値情報は、例えば、区間長の変化率である。それに代えて、各区間長や特定区間長（心壁の厚み）などを数値表示するようにしてもよい。S 1 3 7 では、デフォルトとして指定された初期時相における速度プロファイルが表示される。もちろん、速度プロファイルを表示させる時相をユーザーにより可変設定させてもよい。

40

【 0 0 9 3 】

以上のように、本実施形態によれば、設定された抽出ラインを組織運動方向とみなして、抽出ラインから抽出された各組織速度データに対して適切な角度補正を行った上で画像処理を行えるという利点がある。したがって、例えば心臓壁における各部位について組織

50

運動を観測する場合においても、演算された複数の組織速度を互いに比較することも可能であり、すなわち定量的な解析を実現できるという利点がある。従来においては、例えば左室内に設定されたある点を基準として心臓壁上の各部位の運動方向が推定されていたが、そのような手法によると正常例においては正しいとしても、疾患例については必ずしも上記の仮定が当てはまらないという問題があるが、本実施形態によれば、実際にユーザーが心臓壁の動きを観測した上で抽出ラインを設定するので、上記従来法で指摘されていたような問題を解消あるいは改善できるという利点がある。

【0094】

また実施形態によれば、M - ストレイン画像を表示することができるので、例えば心臓壁の各深さ区間ごとに個別的に歪みの時間変化を直感的に認識できるという利点がある。しかもそのストレインの計算にあたって角度補正後の組織速度データが用いられているため正確なストレインを計算できるという利点がある。

10

【図面の簡単な説明】

【0095】

【図1】抽出ラインの設定方法を説明するための説明図である。

【図2】角度補正と画像形成を説明するための概念図である。

【図3】トラッキング処理とストレイン演算を説明するための説明図である。

【図4】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示す機能ブロック図である。

【図5】第1の表示例を示す図である。

【図6】第2の表示例を示す図である。

20

【図7】装置の動作例を示すフローチャートである。

【図8】装置の別の動作例を示すフローチャートである。

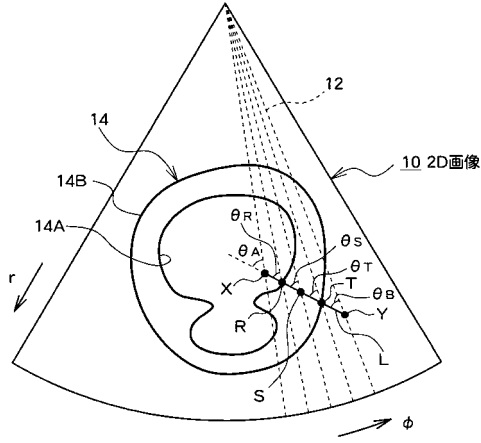
【符号の説明】

【0096】

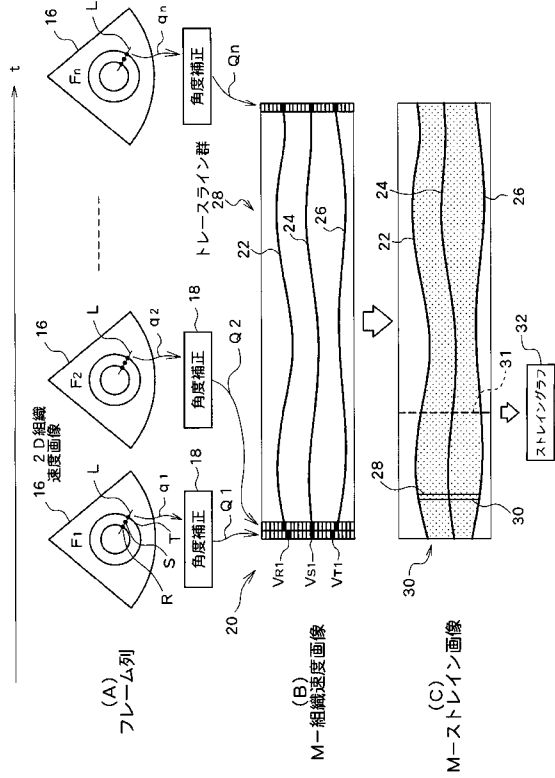
10 2D画像、12 ビーム中心軸、14 心臓(左室)、20 M - 組織速度画像、28 トレースライン群、30 M - ストレイン画像、102 2D組織速度画像、104 2D組織エコー画像、106A, 106B, 106C, 106D 第1複合画像、114A, 114B, 114C, 114D 速度プロファイル、120A, 120B, 120C, 120D 第2複合画像、126A, 126B, 126C, 126D ストレイングラフ、L 抽出ライン、X, Y 端点、R, S, T トラッキング点。

30

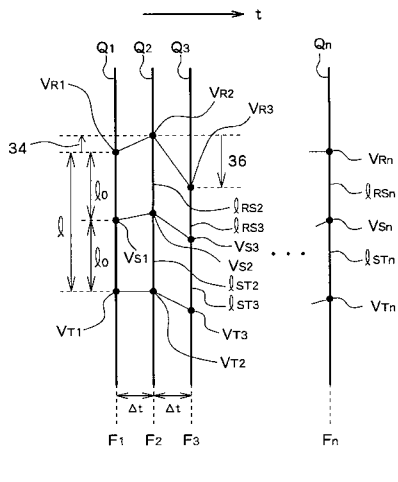
【図1】



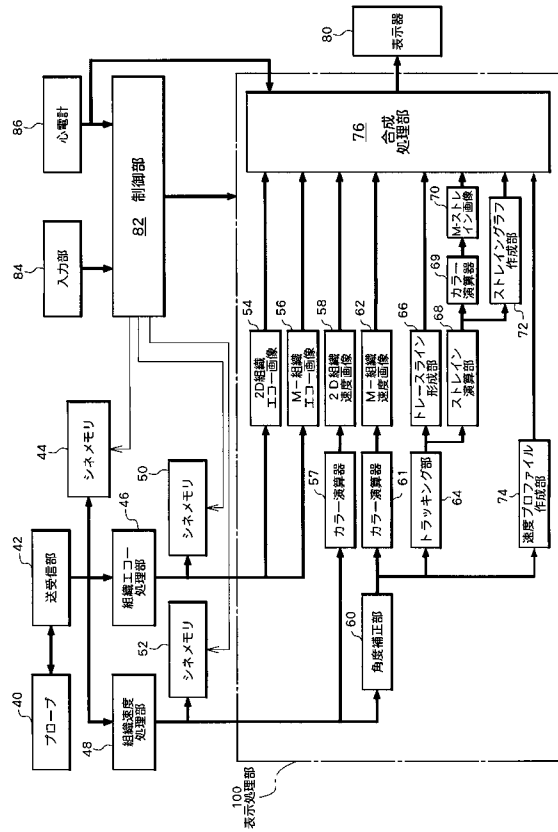
【図2】



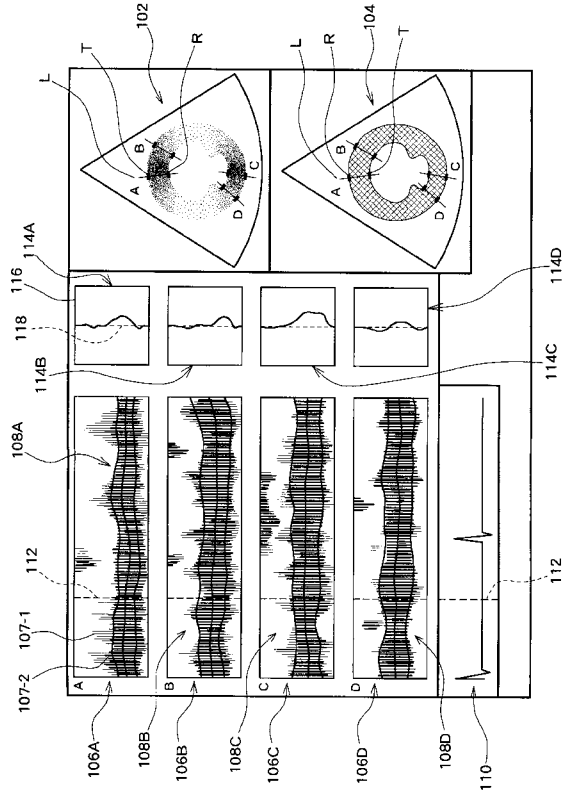
【図3】



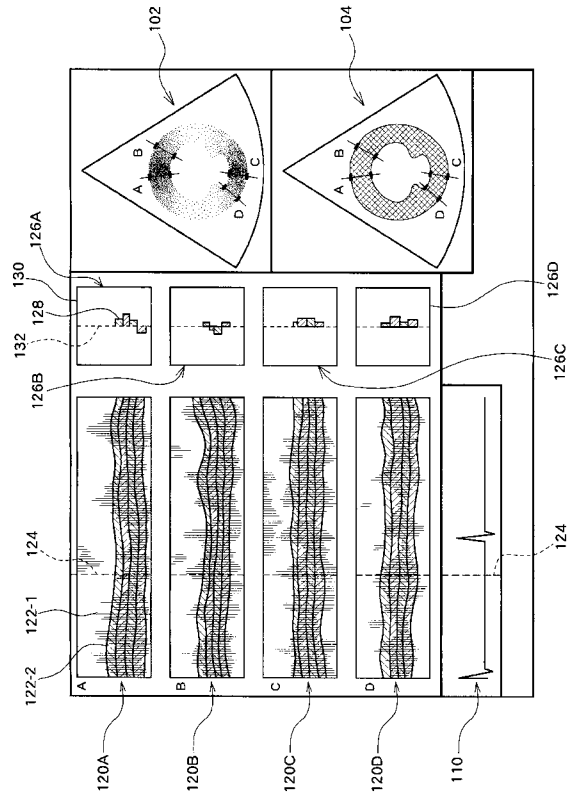
【図4】



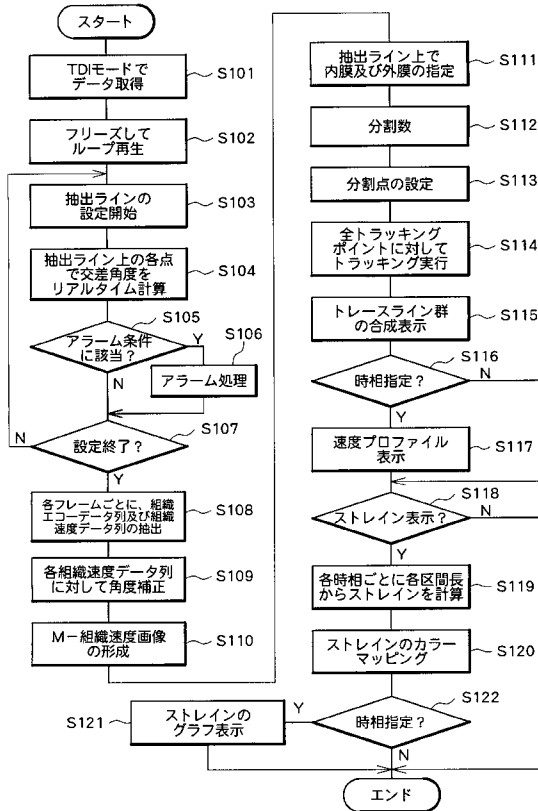
【図5】



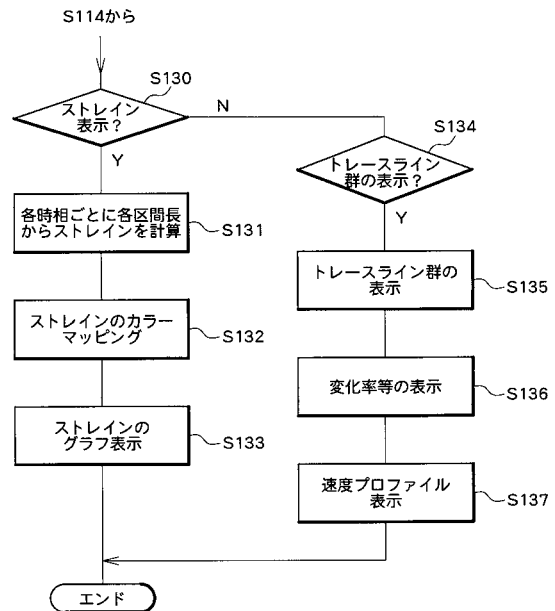
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平09 - 201361 (JP, A)  
特開平10 - 080423 (JP, A)  
特開平09 - 248304 (JP, A)  
特開平06 - 285065 (JP, A)  
特開平08 - 000622 (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	<a href="#">JP4276595B2</a>	公开(公告)日	2009-06-10
申请号	JP2004238372	申请日	2004-08-18
[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/DD14 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB43 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/KK36 4C601/LL03		
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	JP2006055266A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的一个目的是使得可以为运动组织显示更准确的组织速度。构建可以容易地识别组织中每个深度部分的属性的时间变化的图像。提取线L设置在移动方向上，以便由用户穿过目标组织。从每个帧提取对应于提取线L的组织速度数据串q，并且对其执行角度校正以获得角度校正之后的组织速度数据串Q。对于角度校正18，使用提取线和超声波束的交叉角。通过在时间轴上的每个时间相位中布置校正的组织速度数据串Q来构造M-组织速度图像20。通过跟踪多个跟踪点来形成跟踪线组28。此外，针对由多个跟踪点限定的每个时间相位的每个部分计算应变，并且基于此构建M应变图像30。The

【图1】

