

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-100479

(P2015-100479A)

(43) 公開日 平成27年6月4日(2015.6.4)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2013-242194 (P2013-242194)
(22) 出願日 平成25年11月22日 (2013.11.22)(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 山本 雅
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 DD26 EE11 JC09 JC37
KK30 KK31 KK44

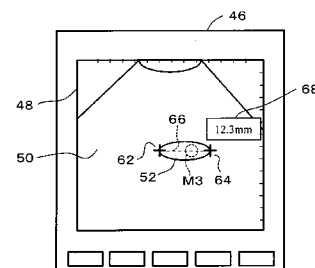
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波画像の観察時において、検査者が注目している部分についての診断の支援を行い、また、使い勝手のよい視線入力を実現する超音波画像処理装置を提供する。

【解決手段】超音波画像50上において、特定の組織52に対して視線位置M3を合わせることにより、その組織52が注目組織として特定される。所定の視線操作等を行うことにより計測の実行が認識されると、注目組織52に対する計測が自動的に実行される。その場合、2つのキャリパ62、64等が表示され、更に計測結果を表す計測結果表示像68がポップアップ表示される。注目組織に対する距離計測や面積計測の他、ドプラ波形に対する流速計測や時間長計測等が実行されてもよい。注目組織の名称をポップアップ表示させることも可能である。超音波画像の外側と内側とで視線位置を表すマーカーの表示形態が変更される。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波画像が表示される表示画面を有する表示器と、
前記表示画面上におけるユーザーの視線位置を検出する視線位置検出手段と、
前記視線位置に基づいて前記超音波画像内における前記ユーザーの注目対象を判定する
注目対象判定手段と、
前記表示画面上に前記注目対象の診断において参照される参照情報を表示する表示処理
手段と、
を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、
前記超音波画像に対して前記注目対象の輪郭を検出する輪郭検出手段と、
前記超音波画像上において前記注目対象の輪郭に基づいて計測を実行する計測手段と、
を含み、
前記参照情報は前記注目対象に対して実行された計測の結果である、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、
前記表示画面内に設定された複数の判定エリアの中で前記視線位置が属した判定エリア
に基づいて計測種類を判定する計測種類判定手段を含み、
前記計測手段は前記判定された計測種類に従って前記注目組織についての計測を実行す
る、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、
前記視線位置に基づいて前記注目対象としての組織の名称を判定する名称判定手段を含
み、
前記参照情報は前記組織の名称である、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の装置において、
前記表示画面上に前記視線位置を示すマーカを表示する手段であって、超音波画像領
域内と超音波画像領域外とで前記マーカの表示態様を切り換えるマーカ表示手段を含
む、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の装置において、
前記マーカ表示手段は、前記超音波画像領域内と前記超音波画像領域外とで前記マー
カの輝度を変更する、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波画像処理装置に関し、特に、視線入力機能を備えた超音波画像処理装置
に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波画像処理装置として、超音波診断装置、超音波画像を処理する情報処理装置、等
があげられる。超音波診断装置は、超音波の送受波により超音波画像を形成する装置であ

10

20

30

40

50

る。超音波画像を処理する情報処理装置は例えばパーソナルコンピュータである。以下においては超音波診断装置について説明する。

【0003】

超音波診断時において、検査者の両手がふさがっている場合、両手以外で超音波診断装置に対して入力を行う必要がある。一方、手による入力を行える場合であっても、検査者の負担をできるだけ軽減し得る入力方法の実現が望まれる。超音波画像を処理する情報処理装置を利用している場合でも、それに対する入力に際して使用者の負担を軽減する必要がある。

【0004】

特許文献1には目の動きの検出により入力を行える携帯型の超音波診断装置が開示されている。同文献には、視線の動きによって、フリーズ、保存、フリーズ解除等を行えることが記載されている。特許文献2には、ヘッドマウンドディスプレイ（HMD）を備えた超音波診断装置が開示されている。HMDは視線検出機能を備えており、視線によって超音波診断装置に対する入力を行える。この超音波診断装置においては、例えば、視線の移動によって関心領域のサイズや位置を変更することが可能である。特許文献3に開示された超音波診断装置においては、表示画面上の視線位置（つまり視線先の座標）を判定しており、視線位置が属するエリアが判定され、そのエリアに対応付けられた動作条件（例えば送信焦点深さ）が自動的に設定されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-233896号公報

【特許文献2】特開2011-200533号公報

【特許文献3】特開2007-195892号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1乃至3には、超音波画像上において検査者（ユーザー）が注目している対象（臓器、部位、波形等）との関係で、検査者による当該注目対象の診断を支援するための情報を提供することまでは開示されていない。なお、超音波画像上に視線位置を示すマークを無造作に表示すると、その表示態様如何によっては、超音波画像の観察の妨げとなる。そのような点も考慮して、超音波画像の診断を支援することが求められている。

【0007】

本発明の目的は、超音波画像の観察時において検査者が注目している部分についての診断の支援を行うことにある。あるいは、使い勝手のよい視線入力を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る超音波画像処理装置は、超音波画像が表示される表示画面を有する表示器と、前記表示画面上におけるユーザーの視線位置を検出する視線位置検出手段と、前記視線位置に基づいて前記超音波画像内における前記ユーザーの注目対象を判定する注目対象判定手段と、前記表示画面上に前記注目対象の診断において参照される参照情報を表示する表示処理手段と、を含むことを特徴とするものである。

【0009】

上記構成によれば、表示画面上における、観察者や検査者（つまりユーザー）の視線位置が検出され、その視線位置に基づいて超音波画像内における注目対象が判定される。注目対象は、超音波画像を構成する要素又は部分であり、表示画面上に画一的、定形的に定められる単なるエリアとは異なる。例えば、特定の部位に視線位置が一定時間留まっていた場合にその特定の部位が注目対象として判定される。超音波画像が例えば断層画像であれば注目対象は臓器、組織部位等であり、超音波画像が例えばドプラ波形画像であれば注

10

20

30

40

50

目対象は波形、波形部分等である。超音波画像内において注目対象が判定された場合、注目対象の診断を支援するための参照情報が表示画面上に表示される。参照情報は、数値情報、テキスト情報等である。それらの情報は広い意味において注目対象の診断に役立つ情報であり、つまり診断を支援する情報である。注目対象が判定された時点で又はその後の適時の段階で、参照情報が画面上に表示される。その場合、超音波画像の観察、特に注目部位の観察をあまり妨げないような態様で参照情報が表示されるのが望ましい。そのための手法として、近傍表示、透かし表示、超音波画像領域外の表示、一時的表示（時限的表示）等があげられる。参照情報の視認性を高めるためにあるいはそれと超音波画像とを区別するために、参照情報に対してカラー処理等の識別処理を施してもよい。

【0010】

10

本発明によれば、視線位置から注目対象を自動的に判定して、注目対象の観察時にそれに関する参照情報を提供できる。よって、注目対象の観察や診断の便宜を図れる。超音波画像の観察と同時進行で計測を行うことも可能となる。

【0011】

注目対象の判定を的確に行うために、それに先立って、超音波画像に対して領域抽出処理、エッジ検出処理、トレース処理等の前処理が施されるのが望ましい。超音波画像は、グラフィック画像のような画一的構成を有する画像ではないので、そのような前処理は注目対象を的確に識別する上で有効である。前処理が施されていない超音波画像を表示する一方、前処理が施された超音波画像を注目対象の判定やその計測で利用してもよい。

【0012】

20

望ましくは、超音波画像に対して注目対象の輪郭を検出する輪郭検出手段が利用される。輪郭検出後の超音波画像に対して計測が実行されてもよいし、計測の実行中において輪郭検出手段が利用されてもよい。複数種類の計測が用意されている場合、それらに対応する複数の判定エリアを用意しておき、視線位置によって指定された判定エリアから計測種類を判定してもよい。

【0013】

望ましくは、前記表示画面上に前記視線位置を示すマーカを表示する手段であって、超音波画像領域内と超音波画像領域外とで前記マーカの表示態様を切り換えるマーカ表示手段が設けられる。望ましくは、前記マーカ表示手段は、前記超音波画像領域内と前記超音波画像領域外とで前記マーカの輝度を変更する。超音波画像領域内においては画像観察上の妨げとならないように、マーカに対して、低輝度化、輝度反転、輝度重畳、等の手法を適用することが可能である。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、超音波画像の観察時において検査者が注目している部分についての診断の支援を行える。あるいは、使い勝手のよい視線入力を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明に係る超音波画像処理装置としての超音波診断装置の第1実施形態を示す図である。

40

【図2】視線による計測の実行を説明するための図である。

【図3】計測結果表示像を示す図である。

【図4】視線による計測を行う場合における動作例を示すフローチャートである。

【図5】注目組織の指定による一括計測を説明するための図である。

【図6】ドプラ波形に対する視線による計測の例を示す図である。

【図7】ドプラ波形に対する計測結果を示す図である。

【図8】ドプラ波形に対する計測を行う場合の動作例を示すフローチャートである。

【図9】ドプラ波形に対する計測を行う場合の他の動作例を示すフローチャートである。

【図10】時間計測の例を示す図である。

【図11】時間計測の結果を示す図である。

50

【図 1 2】本発明に係る超音波画像処理装置としての超音波診断装置の第 2 実施形態を示す図である。

【図 1 3】データベースの構造を示す図である。

【図 1 4】注目組織への視線位置の移動を示す図である。

【図 1 5】名称表示像の例を示す図である。

【図 1 6】名称表示像の他の例を示す図である。

【図 1 7】注目組織エリアの例を示す図である。

【図 1 8】注目組織エリアの他の例を示す図である。

【図 1 9】視線位置の移動を示す図である。

【図 2 0】マーカーの表示形態の変更を説明するための図である。

10

【図 2 1】マーカーを含む輝度分布の第一例を示す図である。

【図 2 2】マーカーを含む輝度分布の第二例を示す図である。

【図 2 3】マーカーを含む輝度分布の第三例を示す図である。

【図 2 4】超音波画像領域外におけるマーカーを含む輝度分布と超音波画像領域内におけるマーカーを含む輝度分布とを示す図である。

【図 2 5】マーカーの更に他の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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。

【0017】

20

図 1 には、本発明に係る超音波画像処理装置の好適な実施形態が示されている。本実施形態に係る超音波画像処理装置は超音波診断装置である。超音波診断装置は、一般に、医療機関に設置され、被検者に対する超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波画像としては、白黒 B モード断層画像、カラーフローマッピング画像、ドプラ波形画像、M モード画像等が知られている。三次元画像が表示されてもよい。

【0018】

図 1 において、プローブ 10 は送受波器である。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いる。アレイ振動子によって超音波ビーム 14 が形成され、その超音波ビームを電子走査することにより走査面 12 が形成される。図 1 において、 r は深さ方向を示しており、 θ は電子走査方向を示している。電子走査方式としては、電子リニア走査方式、電子セクタ走査方式等が知られており、後に示す例においては電子コンベックス走査方式が採用されている。

30

【0019】

送信部 16 は送信ビームフォーマーであり、送信時において、送信部 16 はアレイ振動子に対して複数の受信信号を並列的に供給する。これによりアレイ振動子において送信ビームが形成される。受信時において、体内からの反射波がアレイ振動子で受波されると、アレイ振動子から複数の受信信号が受信部 18 へ送られる。受信部 18 は、受信ビームフォーマーであり、入力される複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、これにより整相加算後の受信信号としてビームデータを出力する。受信部 18 は A/D 変換器等を有している。

40

【0020】

ビームデータ処理部 20 は、入力されるビームデータに対して、検波、対数圧縮等の処理を適用するものである。処理後のビームデータが超音波画像形成部 22 へ送られる。本実施形態において、超音波画像形成部 22 は、デジタルスキャンコンバータ (DSC) により構成されている。すなわち、入力される複数のビームデータに基づいて B モード断層画像が形成されている。もちろん、他の超音波画像が形成されてもよい。後に示す例においては、超音波ドプラ法に従ったドプラ波形が生成されている。そのようなドプラ波形は連続波ドプラ法あるいはパルスドプラ法によって生成されるものである。M モード画像が形成されてもよい。更に、三次元空間から得られたボリュームデータに基づいて三次元超

50

音波画像が形成されてもよい。超音波画像形成部 22 において形成された超音波画像のデータが表示処理部 24 へ送られている。

【0021】

本実施形態においては、視線によって入力あるいは操作を行う機能が搭載されている。具体的に説明すると、カメラ 26 によって操作者すなわちユーザーの顔面、特に眼球が撮像される。視線検出にあたって必要に応じて赤外線 LED 28 による赤外線照射が実行される。採用する視線検出方式に応じた構成を設けるのが望ましい。視線位置検出部 30 は、カメラ 26 によって撮像された画像を解析することにより、ユーザーの視線を検出する。具体的には、表示画面上における視線位置（視線座標）を検出する。そのような計算にあたっては公知の各種の手法を利用することが可能である。ちなみに、視線位置の検出に先立って公知のキャリブレーションが実行される。視線位置検出部 30 において検出された視線位置の情報は、本実施形態において、視線操作解析部 32、計測実行部 34 及び表示処理部 24 へ送られている。本実施形態においては、リアルタイムで視線位置が検出されている。

10

【0022】

なお、視線位置の検出結果が不安定となるような場合には、視線位置の運動に対して平滑化処理等を適用することも可能である。

【0023】

視線操作解析部 32 は、視線位置あるいはその動きが所定の条件を満たす場合に、一定の入力操作が行われたものと判断するモジュールである。例えば、計測時において、水平スケールエリア内に視線位置が位置決められた場合、視線操作解析部 32 が水平方向の距離計測の指示（視線による意思表示）を認識する。視線操作解析部 32 の解析結果すなわち判断結果が計測実行部 34 へ送られている。

20

【0024】

計測実行部 34 は、超音波画像上において視線位置によって特定される注目対象を判定する機能と、注目対象に対して視線操作解析部 32 によって判定された計測を実行する機能と、を有する。計測種別が事前に設定されていればそれに従って計測が実行される。計測実行部 34 による計測としては、距離計測（水平距離計測、垂直距離計測）、面積演算、時間計測、等があげられる。これらは一例である。超音波画像の種別や超音波画像の内容に応じて、実行する計測種別を自動的に切り換えるのが望ましい。計測の実行により、計測結果として数値等が得られる。

30

【0025】

計測結果表示像生成部 36 は、計測結果を含む表示像を生成するモジュールである。そのような計測結果表示像は、超音波画像上において注目対象の近傍にポップアップ表示される。そのような処理を行うのが以下に説明する表示処理部 24 である。

【0026】

表示処理部 24 は、本実施形態において、画像合成機能、カラー演算機能等を有している。具体的には、表示処理部 24 は、超音波画像上に計測結果表示像等を合成する処理を実行する。本実施形態において、表示処理部 24 は消去部 38 及びマーク生成部 40 を有している。

40

【0027】

消去部 38 は、計測結果表示像が表示された以降、所定の条件が満たされた場合に計測結果表示像を自動的に消去するものである。例えば、計測結果表示像の表示開始から一定時間が経過した場合、あるいは、計測結果表示像から視線位置が外れた場合等において計測結果表示像を画面上から消去する。もちろん、所定の操作を行うことにより、計測結果表示像を再び画面上に表示させることが可能である。

【0028】

マーク生成部 40 は、視線位置を表すマークを表示画面上に表示するものである。マークとしては多様なものを利用できる。本実施形態において、マーク生成部 40 は、超音波画像領域外と超音波画像領域内とでマークの表示形態を切り替える機能を有している。すな

50

わち、超音波画像の観察においてマークができるだけ障害とならないように、超音波画像上ではマークの表示形態が変更されている。マークの表示に関しては後に図19以降の各図を用いて詳述する。

【0029】

表示部42には、表示処理部24において生成された表示画像が表示される。そのような表示画像には、超音波画像、計測結果表示像、マーク等が含まれる。更に、必要に応じて、後に説明するアイコン列等が含まれる。

【0030】

制御部44は本実施形態においてCPU及び動作プログラムにより構成されている。制御部44によって図1に示された各構成の動作が制御されている。制御部44には入力部45が接続されている。入力部45は本実施形態において操作パネルにより構成され、それはトラックボール、各種スイッチ等を含む。

【0031】

本実施形態においては、超音波診断装置が視線入力機能を備えており、両手を使わないで、注目対象の指定、計測の指示、等の操作を行える。これにより、検査者の負担を軽減することが可能である。特に、本実施形態においては、注目組織に関する計測結果表示像として参照情報が適時のタイミングで表示されており、そのような参照情報を参照することにより、注目組織についての観察及び診断を適切に遂行することが可能である。本実施形態によれば、視線を動かすだけで、個々の組織（臓器、部位等）についての所定の計測を順次実行させることも可能である。その際に、個々の組織の観察時にそれに対する計測結果を参照することが可能である。よって、個々の組織の診断を的確に行える。また、検査レポートを作成する際においてもその負担が少ない。

【0032】

図2には、表示器の表示画面46が示されている。符号48は超音波画像の表示エリアを示している。ただし、実際の超音波画像はおよそ扇形の形態を有しており、矩形の表示エリア48の中で、符号50で示す扇状のエリアが超音波画像領域である。そこには図示の例において白黒Bモード断層画像が表示されている。その画像内には組織52の断面が表れており、この例では、組織52は注目対象つまり注目組織である。組織52に対しては、視線位置の属否を簡便に判定するために、組織エリア52Aが設定されている。具体的には、例えば、組織52に対してあるいは超音波画像全体に対して輪郭抽出処理、エッジ検出処理等の前処理が適用され、これにより組織52の輪郭すなわち境界が抽出される。その後ラベリング処理等が適用されてもよい。そのような処理を経た上で、組織52の輪郭に基づいて、それと同じ形態をもって、あるいは、その内部あるいはその外部に、一定の広がりをもつ領域として組織エリア52Aが設定されている。

【0033】

画像表示エリア48は、上辺に相当する位置に水平スケール54を有しており、右側の垂直辺に相当する位置に垂直スケール56を有している。水平スケール54及び垂直スケール56は目盛りとして機能するものである。

【0034】

本実施形態において、水平スケール54に対して、それを実質的に包含する二次元の広がりをもったエリアとして水平スケールエリア54Aが設定されている。同様に、垂直スケール56に対して、それを実質的に包含する二次元領域として垂直スケールエリア56Aが設定されている。それらのエリア54A、56Aは、視線位置との関係で機能する判定エリアを構成するものである。

【0035】

図2においては、時間的に異なる3つの視線位置がM1、M2、M3で表されている。3つの視線位置の中で、M1が最も時間的に古い位置であり、M3が最も時間的に新しい位置である。

【0036】

すなわち、最初に組織エリア52A内に視線位置M1が定められる。一定時間にわたって

10

20

30

40

50

その状態が継続した時点で組織エリア 5 2 A が設定されている組織が注目組織であると判定される。その後、水平スケールエリア 5 4 A 内に視線位置 M 2 が定められると、注目組織に対する計測として、水平距離の計測が認識される。その上で再び組織エリア 5 2 A 内に視点位置 M 3 が定められ、組織 5 2 に対する水平幅の計測が実行される。以上の各工程は視線位置を動かすだけで自動的に順次実行されるものである。もちろん、一定の手入力が併用されてもよい。

【0037】

上記の実行結果が図 3 に示されている。すなわち、事前に組織 5 2 の境界すなわち輪郭が抽出されており、その輪郭上における水平方向の両端上にキャリパー 6 2, 6 4 が自動的に表され、それらの間の距離 6 6 として水平幅が計測される。この計測の結果が計測結果表示像 6 8 として数値により表示される。その計測結果表示像 6 8 は、注目組織 5 2 の真上ではなく、そこから変位した近傍位置に表示されている。その場合において、例えば超音波画像上において輝度変化の少ないところを自動的に認識し、そこに計測結果表示像 6 8 が表示されるようにしてもよい。あるいは、後に説明するように、表示画面 4 6 内であって、超音波画像 5 0 に重ならない位置に、計測結果表示像 6 8 が表示されるようにしてもよい。組織とスケールとを所定回数交互に見た場合に計測が実行されるようにしてもよい。

【0038】

図 2 に戻って、上述した例では水平方向の計測が行われていたが、視点位置を垂直スケールエリア 5 6 A 内に移動させることにより、上記同様の手法によって組織 5 2 の垂直幅を自動的に計測することも可能である。いずれの場合においても、基本的に、視線位置の位置決め及び変更によって、所望の組織に対して所望の計測を行わせ、その計測結果をリアルタイムで観察することが可能である。

【0039】

図 2 に示す例において、表示画面 4 6 に含まれるアイコン列 5 8 は複数のアイコン 6 0 により構成されている。個々のアイコン 6 0 は、視線操作アイコンであり、すなわちアイコン上に視点位置を定めることにより、そのアイコンに対応付けられた機能を実行させることが可能である。個々のエリアあるいは個々のアイコンへの視線による入力、視線位置が一定時間留まった時点で認識するようにしてもよい。あるいは、瞬き等の他の情報を使って入力を判定するようにしてもよい。

【0040】

本実施形態において、アイコン列を構成する各アイコンは、例えば、フリーズ、拡大、頁変更等の機能に対応している。その中に計測実行を指示するアイコンが含まれていてもよい。本実施形態においては、フリーズ状態で計測を実行させることもできるし、リアルタイムで動画像を表示しながら計測を実行させることも可能である。超音波画像の種別毎に視線による計測種別を事前に定義しておいてもよい。

【0041】

図 3 において、計測結果表示像 6 8 を表示する場合に、超音波画像との識別性を良好にするために、計測結果表示像 6 8 に対してカラー処理、ハイライト処理等を適用するようにしてもよい。また、超音波画像の観察上支障が生じないように、計測結果表示像 6 8 を、透明性を有する像として表示することも可能である。

【0042】

図 4 には、以上説明した一連の過程がフローチャートとして示されている。S 1 0 0 においては、視線位置に基づいて注目組織が自動的に判定される。例えば一定時間見つめている組織が注目組織であると認識される。なお、事前に超音波画像に前処理を適用し、個々の組織を個別的に識別できるようにしておくのが望ましい。但し、以下に示すように、計測を行う段階において、境界検出等を実行するようにしてもよい。

【0043】

注目組織の判定後、S 1 0 2 又は S 1 0 4 が実行される。S 1 0 2 においては、視線位置が水平スケールエリア内に移動したことが判定される。S 1 0 4 においては、視線位置

が垂直スケールエリア内に移動したことが判定される。両方の計測を同時に実行する操作エリアを別途用意しておいてもよい。

【0044】

S106においては、図示の例において、視線位置が注目組織内に再び移動したことが判定される。S108においては、必要に応じて、注目組織に対する抽出処理が実行される。すなわち、注目組織における左右あるいは上下の両端を検出するために、それに先立って注目組織の境界が抽出される。もっとも、前処理として注目組織の抽出処理が完了している場合には、S108の工程をスキップさせることが可能である。

【0045】

次にS110又はS112が実行される。S110においては、注目組織の水平幅が自動的に計測される。S112においては、注目組織の垂直幅が自動的に計測される。この段階において、後に説明するように面積等が演算されてもよい。S114においては、以上のような計測の実行結果がポップアップ表示される。すなわち、計測結果表示像が画面上に表示される。

【0046】

上記の動作例においては、注目組織に対して再び視線位置が属したことが判定されていたが、それは例示に過ぎない。最初にスケールエリア内に視線位置が定められ、次に注目組織が特定された段階で自動的に計測を行うようにしてもよい。あるいは、組織とスケールとが交互に参照されているような場合に、その組織を注目組織であると判定し、同時に、それに対して計測を実行するようにしてもよい。

【0047】

図5には、他の計測例が示されている。この例では、注目組織52について、水平幅及び垂直幅が同時に又は順次に計測されている。図5においては、水平幅を特定する2つのキャリパ62, 64が示されており、また垂直幅を特定する2つのキャリパ70, 72が示されている。例えば、そのような2つの計測は注目組織エリア内に視線位置M4が一定時間属したことをもって自動的に開始されてもよい。エリア48の外側には、計測結果を示す3つの計測結果表示像74, 76, 78が表示されている。それらは数値を内容とするものである。計測結果表示像74は水平幅の計測結果を示すものであり、計測結果表示像76は垂直幅の計測結果を示すものである。計測結果表示像78は注目組織の面積の計測結果を示すものである。視線位置がどのような状態になった場合にどのような計測を実行するのかをプリセットデータとして事前に登録しておくのが望ましい。そのようなプリセットデータは超音波画像の種別毎に用意しておくのが望ましい。

【0048】

次に、図6乃至図11を用いて、ドプラ波形に対する視線による計測について説明する。図6において、表示画面46上には、第1画像80及び第2画像82が並列表示されている。第1画像80はBモード断層画像を含むものであり、それは例えばフリーズ状態にある画像である。Bモード断層画像には方位マーク84及びサンプルゲートマーク87が含まれている。サンプルゲートマーク87は例えばPWドプラ法においてドプラ情報を抽出するサンプルゲートの位置及び大きさを示すものである。

【0049】

第2画像82は図示される例においてドプラ波形を含む画像である。ドプラ波形は2つの波形部分86, 88を有している。それぞれ一心拍分の波形に相当する。第2画像82における左側の垂直边上及び右側の垂直边上にはそれぞれ流速を表すスケール90, 92が設けられている。それらは目盛りを構成するものである。各スケール90, 92をそれぞれ包含するエリアとしてスケールエリア90A, 92Aが設けられている。例えば、最初に視線位置M5を特定の波形部分に位置決めることにより、その特定の波形部分を注目対象として認識させることができる。その上で、例えば図6に示されるように、スケールエリア92A内に視線位置M6を設定することにより、自動的なピーク値検出を実行させることが可能である。

【0050】

10

20

30

40

50

その実行結果が図7に示されている。注目対象となった波形部分86は、図示の例において3つのピークを含み、それらがいずれも注目ピークであると自動的に認識されており、それらに対してマーカー94, 98, 102が表示されている。ここでは2つの山ピーク94, 98と1つの谷ピーク102とが特定されている。それぞれのピークについてピーク値が自動的に計測されており、それらの計測結果が計測結果表示像96, 100, 104として示されている。それらは、それぞれのピークの近傍に表示されている。但し、ドブラ波形を隠さない位置に、すなわちドブラ波形から退避した位置に表示されている。表示位置についてはあらかじめプリセットしておくことも可能である。

【0051】

ドブラ波形に対する視線による計測についての動作例が図8及び図9においてフローチャートして示されている。まず図8に示す第1の動作例について説明する。S200においては、ドブラ波形に対する前処理として自動トレース処理が実行される。この場合においては公知の各種技術を用いることが可能である。S202においては、視線位置に基づいて注目波形部分が判定される。例えば一心拍を単位として複数の波形部分が画定され、その中から特定の波形部分が注目対象であるとして認識される。もちろん、特定のピークを注目ピークであるとして認識するようにしてもよい。

【0052】

S204においては、視線位置が流速スケールエリア内に移動したことが判断される。そして、S206において、注目波形部分が有する個々のピークが特定された上で、個々のピークについてピーク値が計測される。それらの計測結果が画面上に表示される。

【0053】

図9には第2の動作例が示されている。S300においては、上記同様にドブラ波形の自動トレース処理が実行される。S302においては、視線位置を特定のピークに合わせるにより、そのピークが注目ピークであるとして認識される。S304においては、視線位置が流速スケールエリア内へ移動したことが判断され、それによってS306で計測が自動的に実行される。具体的には、S306において注目ピークについてのピーク値が計測され、その結果が画面上に表示される。

【0054】

S308においては、以上の処理を次のピークについて実行するか否かが判断され、実行させる場合、S302以降の各工程が繰り返し実行される。この場合においては、新しいピークに対して視線位置を一定時間留めることにより、次の処理の開始を認識させるようにしてもよい。

【0055】

図10及び図11には更に他の計測例が示されている。図10において、表示画面46は第1画像106及び第2画像108を含む。第1画像106はBモード断層画像を有しており、そこには2つの方位マーカー110, 112が示されており、また2つのサンプルゲートマーカー114, 116が示されている。すなわち、2箇所からのドブラ情報がそれぞれ個別的に解析され、これによって2つのドブラ波形が生成されている。

【0056】

それらを含む画像が第2画像108である。すなわち、第2画像108は上段画像としてのドブラ波形画像118と、下段画像としてのドブラ波形画像120と、を有している。ドブラ波形画像118の上辺には時間軸を表すスケール122が設けられ、ドブラ波形画像120における下辺にも同様のスケール124が設けられている。本実施形態においては、スケール122に対してそれを含むスケールエリア122Aが設定され、スケール124に対してそれを含むスケールエリア124Aが設定されている。例えば、最初にドブラ波形画像118内における特定の立ち下がり点が視線位置M7によって特定された上で、下段のドブラ波形画像120において特定の立ち下がり点が視点位置M8によって特定される。その後、スケールエリア122A内に視点位置M9を位置させることにより、時間軸方向の自動計測が実行される。

【0057】

その計測結果が図 1 1 に示されている。すなわち、視線の位置によって特定された 2 つの期間がマーカー 1 2 6, 1 2 8 によって表されており、それらの間の時間長が計測されている。その計測結果を表すものが計測結果表示像 1 3 0 である。そこには数値として時間長が表されている。

【0058】

以上の例においてはドプラ波形についての計測が実行されていたが、例えば M モード画像等に対しても同様の処理を適用することが可能である。

【0059】

図 1 2 には本発明に係る超音波診断装置の第 2 実施形態が示されている。なお、図 1 に示した構成と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。図 1 2 に示す超音波診断装置においては、超音波画像上において視線位置によって注目組織が特定された場合、その注目組織の名称が画面上にポップアップ表示される。これについて以下に詳しく説明する。

10

【0060】

視線位置検出部 3 0 は、上述したように表示画面上における視線位置を座標として検出するものである。その検出結果が名称判定部 1 3 4 及び表示処理部 1 3 8 へ送られている。

【0061】

名称判定部 1 3 4 は、データベース (DB) の 1 3 2 の参照により、現在観測を行っている断層画像上における特定の組織についての名称を自動的に判定するものである。その場合において、視線位置が属している組織が注目組織であると判定されており、それについての名称が特定されている。その場合にはデータベース 1 3 2 が参照される。その具体例については後に図 1 3 を用いて説明する。名称判定部 1 3 4 は、データベース 1 3 2 内のサンプル画像群の中から、現在形成されている断層画像に適合するサンプル画像を特定する。個々のサンプル画像においては個々の臓器あるいは部位毎に名称が関連付けられており、視線位置に基づいて臓器名称あるいは部位名称を特定することが可能である。特定された名称は名称表示像生成部 1 3 6 に送られている。名称表示像生成部 1 3 6 は参照画像として名称表示像を生成するものである。その画像データが表示処理部 1 3 8 に送られている。

20

【0062】

表示処理部 1 3 8 は、超音波画像と名称表示像とを含む表示画像を生成し、その画像データを表示部 4 2 へ送っている。表示画像には上述したように視線位置を表すマークも含まれる。

30

【0063】

図 1 3 には、データベース 1 3 2 の構造が模式的に示されている。データベース 1 3 2 は、例えば診断科目毎に設けられた複数のテーブル 1 4 0 を有している。個々のテーブル 1 4 0 は、複数のサンプルイメージ 1 4 2 を有している。個々のサンプルイメージ 1 4 2 においては、名称を管理している臓器あるいは部位毎に、座標区分に相当する領域 1 4 4 が設定されている。そして、個々の領域 1 4 4 毎に名称データ 1 4 6 が関連付けられている。

【0064】

したがって、診断科目が特定されると、いずれかのテーブル 1 4 0 が選択され、そのテーブル 1 4 0 に含まれる複数のサンプルイメージ 1 4 2 と、現在表示している超音波画像と、の間でマッチング処理が実行されている。図 1 3 に示す例では、符号 1 4 8 によって、比較基準となる超音波画像が表されており、符号 1 4 9 によって、段階的なマッチング処理が表されている。サンプルイメージ毎にマッチング処理を行った結果として、もっとも整合度の高いイメージとして特定のサンプルイメージが判定される。次に、そのサンプルイメージが含む複数の領域の中から、符号 1 5 0 で示すように、現在の視線位置が属する領域あるいは注目組織に対応する領域が判定される。その判定された領域に対応する名称データが符号 1 5 2 で示すように外部へ出力されている。

40

【0065】

50

図 1 2 に示した超音波診断装置の動作を図 1 4 乃至図 1 6 を用いて説明する。

【0066】

図 1 4 において、表示画面 1 5 4 には表示エリア 1 5 6 が設定されておりその内部には超音波画像エリア 1 5 8 が設定されている。それは断層画像に相当する部分である。

【0067】

視点位置 M 1 0 が移動して視点位置 M 1 1 が生じた後、そのような状態が一定時間継続したことをもって、組織 1 6 0 が注目組織として判定される。この場合において、組織ごとに事前に組織判定エリアを定めるようにしてもよい。次に、図 1 5 に示されるように、データベースの参照によって、注目組織の名前が診断を支援する名称表示像 1 6 2 として画面上に表示される。この例においては断層画像エリア 1 5 8 内にそのような名称表示像 1 6 2 が表示されている。

10

【0068】

以上のように、断層画像上において、注目する臓器あるいは部位に視点位置を合わせると、その組織あるいは部位についての名称が自動的に自然に画面上に表示されることになる。そのような参照情報の提供により、超音波画像を見慣れていない検査技師や医師に対して、同人の診断を支援することが可能である。また、超音波診断のトレーニングに上述した機能を役立てることが可能である。

【0069】

名称表示像は、その表示開始から一定時間経過後に自動的に消去される。あるいは、視線位置が注目組織から外れた場合に自動的に消去される。消去条件をユーザーにおいて任意に設定できるようにしておくのが望ましい。

20

【0070】

図 1 6 には他の表示例が示されている。その例においては、名称表示像 1 6 4 が表示エリア 1 5 6 の外側に表示されている。名称表示像 1 6 4 と注目組織 1 6 0 とを関連付けるものとしてラインマーカー 1 6 6 が引出し線のように表示されている。このように、名称表示像の表示態様として多様なものを採用することが可能である。

【0071】

図 1 7 には組織 1 7 0 に対して自動的に設定される判定エリア 1 7 2 が示されている。例えば、輪郭抽出処理を超音波画像に適用することにより、個々の組織の輪郭を抽出でき、それに基づいて判定エリア 1 7 2 を自動的に設定することが可能である。例えば、判定エリア 1 7 2 は組織輪郭と同一の形状として構成することができ、あるいは、その相似形として組織 1 7 0 内部あるいは外部に判定エリア 1 7 2 を設定することが可能である。

30

【0072】

図 1 8 には、他の判定エリアの設定例が示されている。組織 1 7 3 に対してはそれとほぼ同一形態をもって判定エリア 1 7 4 が設定されている。但し、判定エリア 1 7 4 は 3 つのサブエリア 1 7 4 A, 1 7 4 B, 1 7 4 C により構成されている。そのような構成によれば、個々のサブエリア毎に部位の名称等を表示することが可能である。すなわち、視線位置が属するサブエリアに対応する名称を画面上に表示することが可能である。

【0073】

次に、視線位置を表すマークの表示について幾つかの具体例を説明する。図 1 及び図 1 2 に示した超音波診断装置においては、超音波画像エリアの外側と内側とで視線位置を表すマークの表示形態が切り替えられている。すなわち、超音波画像の観察にあたって視線位置を表すマークができるだけ障害とならないように、マークの表示形態が変更されている。以下、これについて詳述する。

40

【0074】

図 1 9 において、表示画面 1 5 4 は、表示エリア 1 5 6 を有し、その内部には超音波画像 1 5 8 が表示されている。表示エリア 1 5 6 は超音波画像 1 5 8 以外の画像部分も有している。M 1 2 ~ M 1 9 はそれぞれ順番に変化する視点位置を表している。視点位置 M 1 2, M 1 3 では、第 1 表示形態をもったマークが表示される。例えば、高輝度をもった非常に目立つ態様でマークが表示される。視点位置が超音波画像の外部から内部へ移行すると

50

、それに伴いマークの表示形態も変更される。具体的には第1表示形態から第2表示形態へ切り替わる。第2表示形態は、マークを認識できるものの、超音波画像の観察においてあまり支障を与えないものである。M14～M17は、それぞれ超音波画像上における視線位置を表すマークを示している。超音波画像エリアの外側においては、M18, M19で示すように、再び第1表示形態をもって視線位置を表すマークが表示される。

【0075】

図20には、表示形態の変更例が幾つか示されている。符号176は第1表示形態を示しており、すなわち、それは超音波画像外において表示されるマークの表示形態である。例えば、それは高輝度をもったマークである。それは内部がベタ塗りされたものである。図示された第1表示形態は例示に過ぎないものである。

10

【0076】

一方、符号178～186は第2表示形態の第1例乃至第5例を示している。第2表示形態の第1例178は、第1表示形態176と同じサイズを有している。しかし、その輝度は第1表示形態よりも低く抑えられている。第2表示形態の第2例180は、第1表示形態176よりも小さなサイズを有している。その輝度は第2表示形態180よりも低く抑えられている。第2表示形態の第3例182は、第1表示形態176と同じサイズを有するものの、その内部への塗り潰しは行われておらず、外形のみが破線等によって表現されている。第2表示形態の第4例184はリング状あるいはドーナツ型を有するマークである。その内部においては断層画像が表示される。第2表示形態の第5例は十字形態を有しており、十字の外形がラインで表示されている。このように多様な表示形態を採用することが可能である。いずれにおいてもBモード画像の観察にあたってそれをあまり妨げず、しかもその位置を認識できるような形態を採用するのが望ましい。

20

【0077】

マークの表示形態について更に説明すると、以下に示すように、超音波画像上において表示されるマークを超音波画像と融合させることも考えられる。

【0078】

図21において、横軸はX方向の位置を示している。縦軸は輝度を示している。符号188は、X軸方向の輝度部分を示しており、それはBモード画像の一部を構成するものである。図21に示す例において、符号190で示す部分がマークに相当しており、例えばそれは一定の輝度をもった円形のマークである。 $\Delta I1$ は、マークにおける輝度の降下分 $\Delta I1$ を示している。マーク190の内部においてはBモード画像の波形部分がそのまま残留しており、その結果、マークの内外において画像の繋がりを維持することが可能である。同時に、マークの位置を視認することが可能である。マークが暗く表現されるために、Bモード画像の観察に大きな影響が及ぶことはない。

30

【0079】

図21に示す例はマークを暗く表示するものであったが、図22に示す例ではマークが明るく表現されている。すなわち、輝度分布192において、円形のマーク194内においては一定のオフセット値が与えられている。その部分における輝度の上昇分が $\Delta I2$ で示されている。マーク194内においてはBモード波形部分194Aがそのまま重畳されている。よって、マーク内外で平均輝度に一定の高低差が生じているものの、マーク内外において画像の繋がりを維持することができる。

40

【0080】

図23にはリング状のマークの例が示されている。輝度分布196において、符号198, 200で示す部分が帯部分に相当する。そこにおいても波形部分198A, 200Aが重畳されており、すなわちマイナスオフセット値が与えられている。輝度降下分が $\Delta I3$ で示されている。マークの内部において微細構造を表す波形が維持されている。帯部分においても同様である。

【0081】

以上のように、Bモード画像に対して輝度差を有しつつも、Bモード画像の構造表現を一定程度維持できる態様をもってマークを表現すれば、視線位置の表現とBモード画像の観

50

察とを両立させることが可能である。

【0082】

図24に示す例において、(A)には超音波画像外におけるマークを含む輝度分布が示されており、(B)は超音波画像内におけるマークを含む輝度分布が示されている。(A)に示すように、超音波画像外においては、背景輝度202A上にマーク202が表されている。それは例えば円形のマークであり、それは輝度202Bを有している。一方、視線位置が超音波画像内に変化した場合、(B)に示すように、輝度分布204において、マーク206に相当する部分が一定のオフセット値をもって高輝度に表現されている。ただしマーク内においてはBモード画像の波形情報204Bが重畳されており、すなわち、その外側の波形部分204Aとの間において波形上の繋がり関係が維持されている。

10

【0083】

このように、超音波画像外においては、視線位置を明確に表示するために、明瞭な形態をもってマークを表示するのが望ましく、一方、超音波画像内においては、超音波画像の観察を妨げないように、しかもマークの位置を特定できるように、マークを表示するのが望ましい。

【0084】

なお、図25には他の表示例が示されている。その例において、表示画像154には水平ライン206及び垂直ライン208が表示されており、それらの交点210として視点位置が表現されている。ライン206は上下に運動するラインであり、ライン208は左右に運動するラインである。このような構成によれば、それぞれのラインそれ自体が非常に細くあるいは輝度差の少ないものとして表現されていても、線の連続性をもって交点の位置すなわち視点位置を直感的に容易に認識することが可能である。

20

【0085】

以上説明した超音波診断装置によれば、視線を利用して計測や情報表示等を簡便に行える。特に、超音波画像における特定の部分を注目対象として指定した上で、それに関して関連情報を適時に画面上に表示させることが可能である。更に、視点位置を表すマークの表示にあたっては、画像観察をできるだけ妨げないような表示形態が採用されているので、視点位置の認識と画像観察とを両立させることができる。上記実施形態においては、超音波診断装置について説明したが、超音波画像処理装置としてのパーソナルコンピュータ等において上記の各機能が実現されてもよい。超音波診断時においては、プローブ操作等のために両手が塞がっている場合があり、そのような場合において、上記の視線入力機能を活用することが可能である。

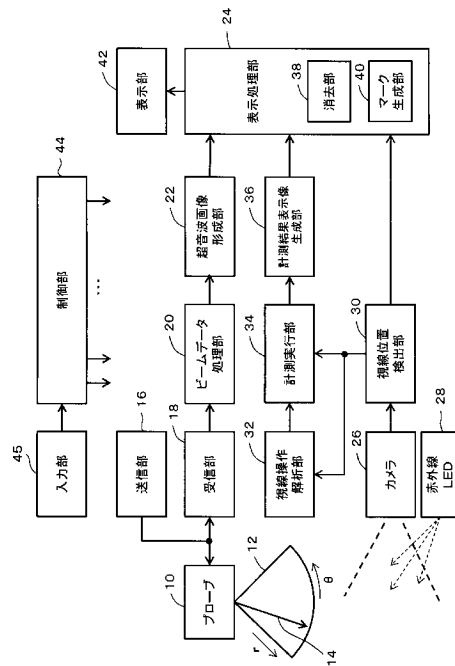
30

【符号の説明】

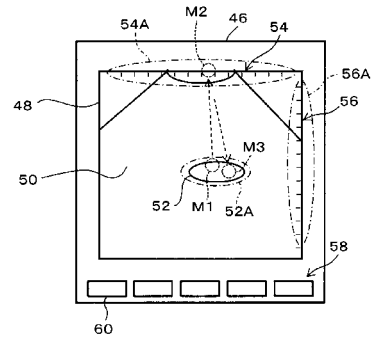
【0086】

30 視線位置検出部、32 視線操作解析部、34 計測実行部、36 計測結果表示像生成部、132 データベース、134 名称判定部、136 名称表示像生成部。

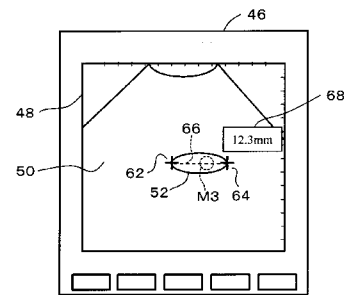
【図 1】



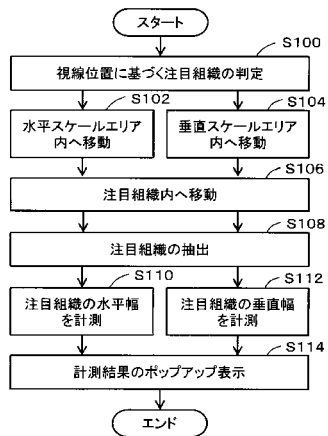
【図 2】



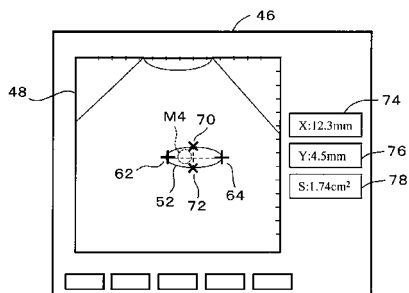
【図 3】



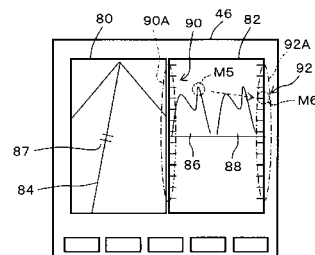
【図 4】



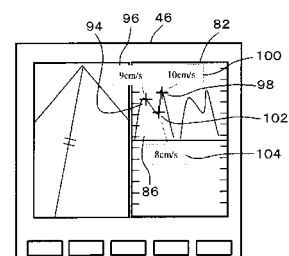
【図 5】



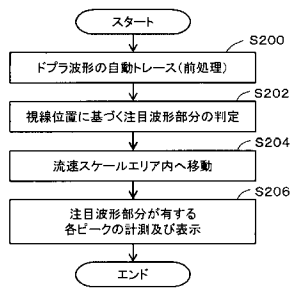
【図 6】



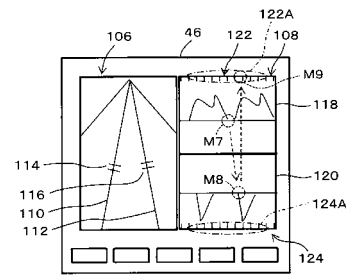
【図 7】



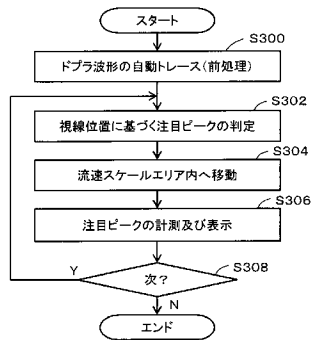
【図 8】



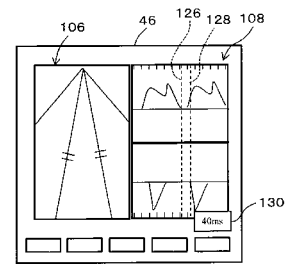
【図 10】



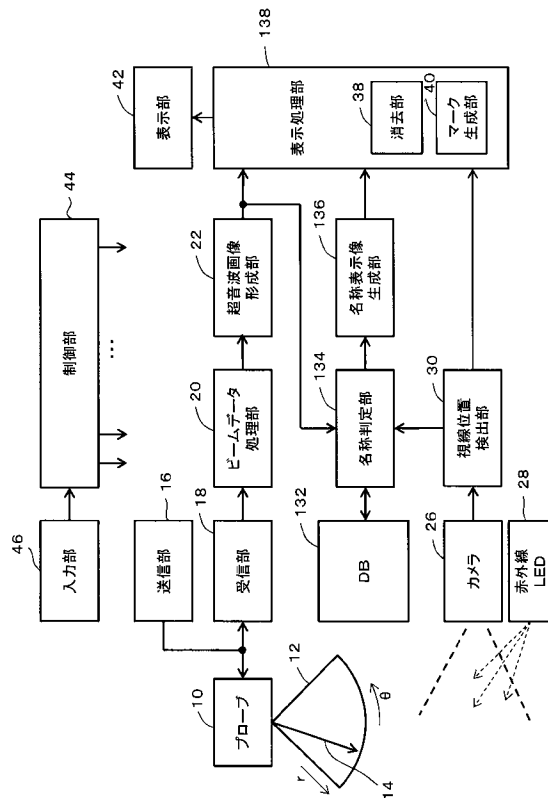
【図 9】



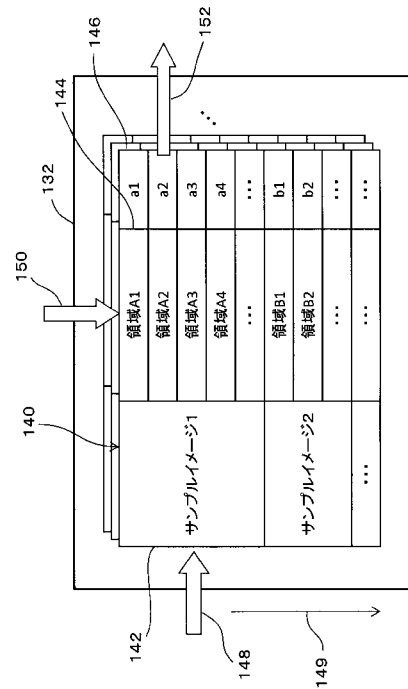
【図 11】



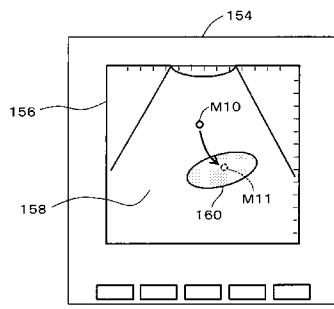
【図 12】



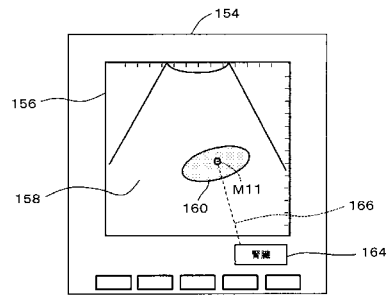
【図 13】



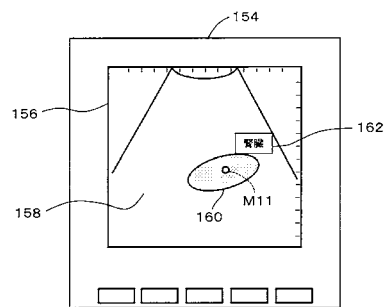
【図 14】



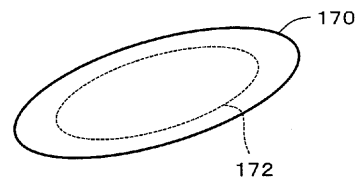
【図 16】



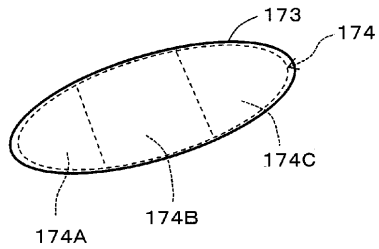
【図 15】



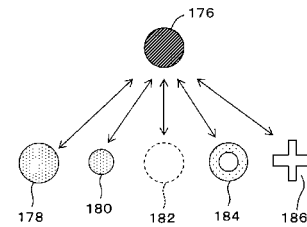
【図 17】



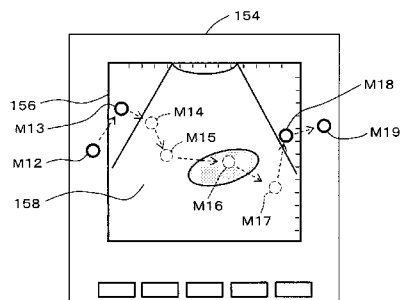
【図 18】



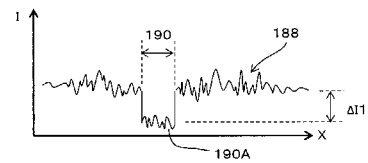
【図 20】



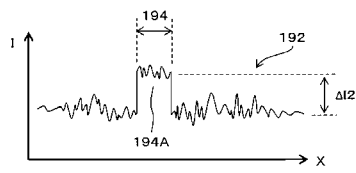
【図 19】



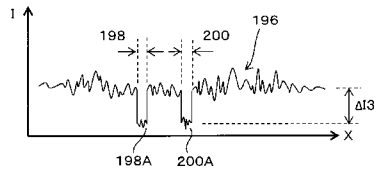
【図 21】



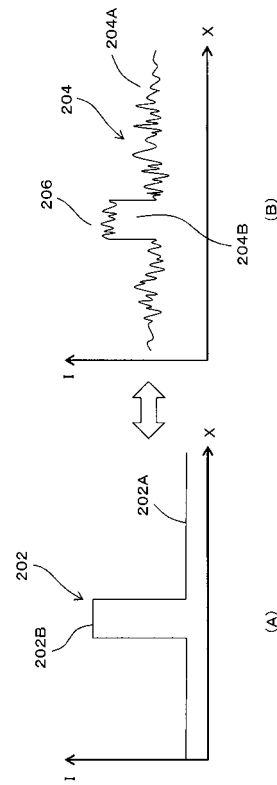
【図 2 2】



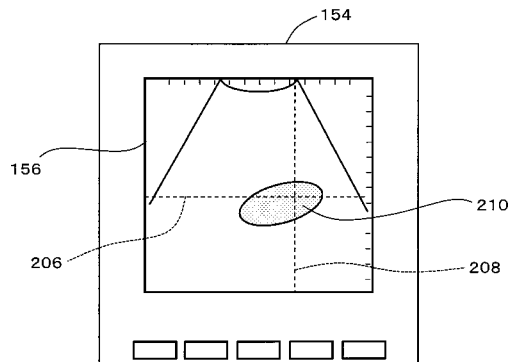
【図 2 3】



【図 2 4】



【図 2 5】



专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP2015100479A	公开(公告)日	2015-06-04
申请号	JP2013242194	申请日	2013-11-22
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	山本雅		
发明人	山本 雅		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD26 4C601/EE11 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/KK44		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声图像处理装置，该超声图像处理装置用于辅助诊断检查者在观察超声图像时要注意的部分，并实现用户友好的视线输入。 解决方案：通过将视线位置M3与超声图像50上的特定组织52对齐，组织52被指定为目标组织。 当通过执行预定的视线操作等识别出测量的执行时，自动执行针对目标组织52的测量。 在这种情况下，显示两个卡尺62、64等，并且还弹出显示测量结果的测量结果显示图像68。 除了对关注组织的距离测量和面积测量之外，还可以对多普勒波形进行流速测量，时间长度测量等。 也可以弹出感兴趣的组织的名称。 指示视线位置的标记的显示形式在超声图像的外部 and 内部之间改变。 [选择图]图3

