

(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2006-223389

(P2006-223389A)

(43) 公開日 平成18年8月31日(2006.8.31)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	4C117
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 D	4C601
A61B 8/06 (2006.01)	A61B 8/06	5B057
G06T 3/00 (2006.01)	G06T 3/00 300	5C076
HO4N 1/387 (2006.01)	HO4N 1/387	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2005-38291 (P2005-38291)  
 (22) 出願日 平成17年2月15日 (2005.2.15)

(71) 出願人 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (71) 出願人 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (71) 出願人 594164531  
 東芝医用システムエンジニアリング株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100081411  
 弁理士 三澤 正義  
 (72) 発明者 小役丸 貴士  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 医用システムエンジニアリング株式会社内  
 最終頁に続く

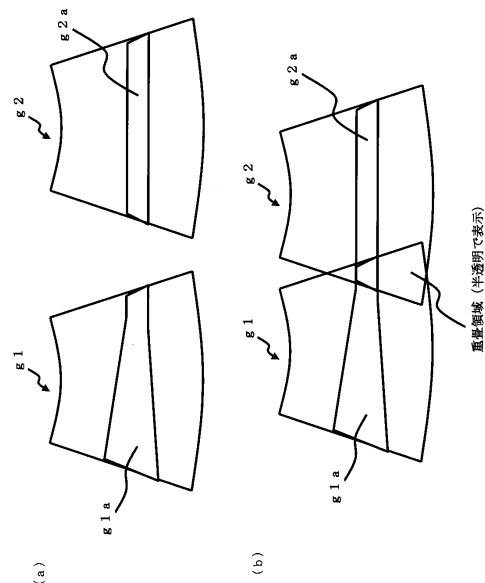
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理プログラム及び画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 広範囲に及び診断部位を観察するために複数箇所画像を収集した場合に、複数箇所から収集された画像同士を繋ぎ合わせる作業を容易にして、広範囲に及び診断部位の全体像を容易に作成することが可能な画像処理装置を提供する。

【解決手段】 広範囲に及び診断部位を観察するために複数箇所からCFM像等の画像を収集し、それらを表示装置のモニタ画面6a上に表示する。例えば、超音波の走査範囲が部分的に重なって収集されたCFM像g1及びg2を表示する。操作者の指示に従って、CFM像g1又はCFM像g2を移動させ、CFM像g1とCFM像g2とを部分的に重畳させる。画像処理部は、重畳している部分の画像を半透明化する。それにより、操作者は、重畳している部分の画像に表されている形態が、両画像同士で一致しているか否かの判断が可能となり、画像の繋ぎ合わせ作業が容易になる。

【選択図】 図5



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

複数の医用画像を同時に表示する表示手段と、  
操作者からの指示に従って、前記表示されている医用画像を移動させる移動手段と、  
前記移動手段により前記医用画像が移動させられて前記複数の医用画像が重畳された場合に、前記複数の医用画像の重畳している部分の画像を半透明化して前記表示手段に表示させる画像処理手段と、  
を有することを特徴とする画像処理装置。

## 【請求項 2】

前記重畳している部分の画像が、前記複数の医用画像の間で一致するか否かの判断を行う判断手段を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。 10

## 【請求項 3】

前記複数の医用画像のうち少なくとも 1 つの医用画像から、前記重畳している部分の画像を除去する画像除去手段を更に有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の画像処理装置。

## 【請求項 4】

前記複数の医用画像は、心電信号と同期させて所定時間ごとに収集された第 1 の時系列的な医用画像と、心電信号と同期させて所定時間ごとに収集された第 2 の時系列的な医用画像とを含み、

前記画像処理手段は、前記心電信号に基づいて前記第 1 の時系列的な医用画像と前記第 2 の時系列的な医用画像とを同期させて前記表示手段に表示させ、前記移動手段により前記医用画像が移動させられて前記第 1 の時系列的な医用画像と前記第 2 の時系列的な医用画像とが重畳された場合に、前記重畳している部分の画像を半透明化することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の画像処理装置。 20

## 【請求項 5】

前記画像処理手段は、前記第 1 の時系列的な医用画像と前記第 2 の時系列的な医用画像とから、同じ時相に収集された医用画像をそれぞれ抽出して前記表示手段に表示させ、前記移動手段により前記抽出された医用画像が移動させられて前記抽出された医用画像が重畳された場合に、重畳している部分の画像を半透明化することを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。 30

## 【請求項 6】

前記医用画像は、超音波プローブにより被検体に対して超音波の送受信を行って収集された、被検体の血管の形態を表す断層像と、血流情報をカラーで表すカラー Doppler 断層像とからなるカラーフローマッピング画像であって、前記複数の医用画像は、前記超音波の走査範囲が部分的に重ねられて収集された画像であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれかに記載の画像処理装置。

## 【請求項 7】

表示手段を備えたコンピュータに、  
複数の医用画像を前記表示手段に表示させる表示機能と、  
操作者からの指示に従って、前記表示されている医用画像を移動させる移動機能と、  
前記移動機能により前記医用画像が移動させられて前記複数の医用画像が重畳された場合に、前記複数の医用画像の重畳している部分の画像を半透明化して前記表示手段に表示させる画像処理機能と、  
を実行させる画像処理プログラム。 40

## 【請求項 8】

複数の医用画像を表示手段に同時に表示させる表示ステップと、  
操作者からの指示に従って、移動手段が前記表示されている医用画像を移動させる移動ステップと、  
前記移動ステップにて前記医用画像が移動させられて前記複数の医用画像が重畳された場合に、画像処理手段が前記複数の医用画像の重畳している部分の画像を半透明化して前 50

記表示手段に表示させる画像処理ステップと、  
を含むことを特徴とする画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、医用画像診断装置、特に超音波診断装置により収集された被検体の画像データを処理する画像処理装置に関し、特に、複数箇所から収集された複数の画像データを表示するための処理に特徴を有する画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体の体内を撮影する装置として、X線診断装置、X線CT装置、MRI装置、超音波診断装置等の画像診断装置が用いられている。上記に挙げた画像診断装置のうち、超音波診断装置は小型で非侵襲性であり、被検体の首、腕、脚などの血管や心臓などの画像を生成し、静止画又は動画として表示、保存する装置である（例えば、特許文献1）。

【0003】

【特許文献1】特開2002-177273号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来、被検体の腕や脚などの広範囲に及ぶ全体像を観察するために、広範囲を複数に分けて、それら複数箇所における生体情報（断層像や血流情報など）を収集して静止画又は動画を作成することが行われている。この場合、複数箇所から収集された静止画、又は動画から選択された画像を印刷し、その印刷された複数の画像同士を貼り合わせて腕などの全体像を作成することにより、広範囲に及ぶ腕や脚などの全体像を観察していた。このため、従来においては、その貼り合わせる作業に時間がかかってしまうため、簡便に全体像を観察することができなかった。

【0005】

また、所定時間ごとに収集された時系列的な画像からなる動画から、ある時間の画像を選択して印刷し、広範囲に及ぶ診断部位の画像を作成するために複数箇所から収集された画像同士を貼り合わせた場合には、画像同士を貼り合わせた全体像は静止画であるため、血流情報が収集されていても、その全体像を観察するだけでは血流情報の時間変化を観察できない問題があった。例えば、診断部位の形態を表す断層像（Bモード画像）上にカラーフロー画像（カラードプラ断層像）を重ねさせたカラーフローマッピング像（CFM像）は、通常、動画として表示することにより血流情報の時間変化を観察することができるものである。しかしながら、従来においては、広範囲に及ぶ診断部位を観察する場合、上記のように複数箇所から収集された画像同士を一度印刷してから互いに貼り合わせるため、動画として血流情報を観察することができなかった。

【0006】

この発明は上記の問題を解決するものであり、複数箇所の画像データを収集してそれらを繋ぎ合わせる際に、画像同士が重複する部分を半透明にして表示することにより、重複している部分の画像の一致/不一致の判断を容易にすることが可能な画像処理装置、画像処理プログラム及び画像処理方法を提供することを目的とする。そして、広範囲に及ぶ診断部位を観察するために複数箇所から画像を収集した場合に、複数箇所から収集された画像同士を繋ぎ合わせる作業を容易にして、広範囲に及ぶ診断部位の全体像を容易に作成することが可能な画像処理装置、画像処理プログラム及び画像処理方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

請求項1に記載の発明は、複数の医用画像を同時に表示する表示手段と、操作者からの指示に従って、前記表示されている医用画像を移動させる移動手段と、前記移動手段によ

10

20

30

40

50

り前記医用画像が移動させられて前記複数の医用画像が重畳された場合に、前記複数の医用画像の重畳している部分の画像を半透明化して前記表示手段に表示させる画像処理手段と、を有することを特徴とする画像処理装置である。

【0008】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の画像処理装置であって、前記重畳している部分の画像が、前記複数の医用画像の間で一致するか否かの判断を行う判断手段を更に有することを特徴とするものである。

【0009】

請求項3に記載の発明は、請求項1又は請求項2のいずれかに記載の画像処理装置であって、前記複数の医用画像のうち少なくとも1つの医用画像から、前記重畳している部分の画像を除去する画像除去手段を更に有することを特徴とするものである。

10

【0010】

請求項4に記載の発明は、請求項1乃至請求項3のいずれかに記載の画像処理装置であって、前記複数の医用画像は、心電信号と同期させて所定時間ごとに収集された第1の時系列的な医用画像と、心電信号と同期させて所定時間ごとに収集された第2の時系列的な医用画像とを含み、前記画像処理手段は、前記心電信号に基づいて前記第1の時系列的な医用画像と前記第2の時系列的な医用画像とを同期させて前記表示手段に表示させ、前記移動手段により前記医用画像が移動させられて前記第1の時系列的な医用画像と前記第2の時系列的な医用画像とが重畳された場合に、前記重畳している部分の画像を半透明化することを特徴とするものである。

20

【0011】

請求項5に記載の発明は、請求項4に記載の画像処理装置であって、前記画像処理手段は、前記第1の時系列的な医用画像と前記第2の時系列的な医用画像とから、同じ時相に収集された医用画像をそれぞれ抽出して前記表示手段に表示させ、前記移動手段により前記抽出された医用画像が移動させられて前記抽出された医用画像が重畳された場合に、重畳している部分の画像を半透明化することを特徴とするものである。

【0012】

請求項6に記載の発明は、請求項1乃至請求項5のいずれかに記載の画像処理装置であって、前記医用画像は、超音波プローブにより被検体に対して超音波の送受信を行って収集された、被検体の血管の形態を表す断層像と、血流情報をカラーで表すカラー Doppler 断層像とからなるカラーフローマッピング画像であって、前記複数の医用画像は、前記超音波の走査範囲が部分的に重ねられて収集された画像であることを特徴とするものである。

30

【0013】

請求項7に記載の発明は、表示手段を備えたコンピュータに、複数の医用画像を前記表示手段に表示させる表示機能と、操作者からの指示に従って、前記表示されている医用画像を移動させる移動機能と、前記移動機能により前記医用画像が移動させられて前記複数の医用画像が重畳された場合に、前記複数の医用画像の重畳している部分の画像を半透明化して前記表示手段に表示させる画像処理機能と、を実行させる画像処理プログラムである。

【0014】

請求項8に記載の発明は、複数の医用画像を表示手段に同時に表示させる表示ステップと、操作者からの指示に従って、移動手段が前記表示されている医用画像を移動させる移動ステップと、前記移動ステップにて前記医用画像が移動させられて前記複数の医用画像が重畳された場合に、画像処理手段が前記複数の医用画像の重畳している部分の画像を半透明化して前記表示手段に表示させる画像処理ステップと、を含むことを特徴とする画像処理方法である。

40

【発明の効果】

【0015】

この発明によると、複数の医用画像同士が重畳して表示手段に表示されている場合に、その重畳している部分の画像を半透明にして表示することにより、操作者は、その重畳し

50

ている部分の画像が、複数の医用画像同士の間で一致しているか否かの判断を容易に行うことが可能となる。

【0016】

例えば、超音波診断装置を用いて被検体の複数箇所の断層像を収集した場合に、操作者は表示手段に表示された複数の断層像を観察しながら、複数箇所から収集された断層像同士を容易に繋ぎ合わせることが可能となる。これにより、広範囲の診断部位を複数に分けて、超音波の走査範囲が部分的に重複するように走査して複数箇所の断層像を収集した場合に、わざわざ複数の断層像を印刷し、画像が重複している部分を切り取って断層像同士を繋ぎ合わせる必要がなく、操作者は、表示手段のモニタ画面上にて簡便に複数の断層像同士を繋ぎ合わせることが可能となる。そのことにより、広範囲の診断部位の全体像を容易に作成して、全体像を観察することが可能となる。

10

【0017】

また、断層像上にカラーフロー断層像が重畳されたカラーフローマッピング画像を収集した場合も、表示手段のモニタ画面上にて簡便に複数の画像同士を繋ぎ合わせることが可能となるため、広範囲に及ぶ診断部位における血流情報を容易に作成し、診断部位の全体像及び全体の血流を観察することが可能となる。

【0018】

また、所定時間ごとに収集された時系列的な画像を、他の位置で収集された時系列的な画像と繋ぎ合わせて動画として表示することが可能となるため、静止画を繋ぎ合わせるだけでは観察できなかった全体の血流の時間変化を観察することが可能となる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、この発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置、画像処理プログラム及び画像処理方法について、図1乃至図9を参照しつつ説明する。

【0020】

(構成)

この発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置の構成について、図1を参照しつつ説明する。図1は、この発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0021】

この実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置は、超音波プローブ1、送受信部2、信号処理部3、DSC4、画像処理部5、表示装置6、制御部7、操作部8、記憶部9及び心電計13を備えて構成されている。

30

【0022】

超音波プローブ1は、超音波を送受信する複数の超音波振動子が走査方向に配列された1次元超音波プローブからなり、走査(スキャン)することによって超音波を送受信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。また、超音波プローブ1として、超音波振動子がマトリクス(格子)状に配置された2次元超音波プローブを用いても良い。2次元超音波プローブの場合は、走査(スキャン)することによって3次元的に超音波を送受信し、プローブの表面から放射状に広がる形状の3次元データをエコー信号として受信する。

40

【0023】

送受信部2は送信部と受信部とからなり、超音波プローブ1に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ1が受信したエコー信号を受信する。

【0024】

送受信部2内の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を定めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路(チャンネル)の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パル

50

スを発生し、超音波プローブ1の各超音波振動子に供給するようになっている。

【0025】

また、送受信部2内の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ1の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をA/D変換する。受信遅延・加算回路は、A/D変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部2によって加算処理された信号を「RFデータ(または、生データ)」と称する。

【0026】

信号処理部3は、Bモード処理回路、ドブラ処理回路、及びカラーモード処理回路を備えている。送受信部2から出力されたRFデータは、いずれかの処理回路にて所定の処理を施される。

【0027】

Bモード処理回路は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、RFデータに対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。その他、エッジ強調等の処理が行われる場合もある。このBモード処理回路で生成されるデータをBモード超音波ラスタデータという。

【0028】

ドブラ処理回路は、位相検波回路及びFFT演算回路等から構成され、RFデータからドブラ偏移周波数成分を取り出し、更にFFT処理等を施して血流情報を有するデータを生成する。

【0029】

カラーモード処理回路は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分散、パワー等の情報があり、血流情報は2値化情報として得られる。具体的には、カラーモード処理回路は、位相検波回路、MTIフィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器から構成されている。このカラーモード処理回路は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理(MTIフィルタ処理)が行われ、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。その他、組織信号を低減及び削減するための非線形処理が行われる場合もある。

【0030】

DSC4(Digital Scan Converter:デジタルスキャンコンバータ)は、直交座標系で表される画像を得るために、超音波ラスタデータを直交座標で表されるデータに変換する。DSC4は、上述した信号処理部3から出力された走査線信号列で表される信号処理後のデータを空間情報に基づいた座標系のデータに変換する(スキャンコンバージョン処理)。つまり、超音波走査に同期した信号列をテレビ走査方式の表示装置6で表示できるようにするために、標準のテレビ走査に同期して読み出すことにより走査方式を変換している。

【0031】

Bモード処理回路から出力されたデータに対してスキャンコンバージョン処理が施されると、被検体の組織形状を表す断層像データ(Bモード画像データ)が生成される。この断層像データ(Bモード画像データ)は、画像処理部5を介して表示装置6に出力され、表示装置6のモニタ画面上に2次元の断層像として濃淡表示される。

【0032】

また、ドブラ処理回路から出力されたデータに対してスキャンコンバージョン処理が施されると、血流の速度情報などがドブラデータとして生成される。また、カラーモード処理回路から出力されたデータに対してスキャンコンバージョン処理が施されると、血流の速度情報などからなる2次元血流情報がカラーフローデータ(カラードブラ断層像データ

10

20

30

40

50

)として生成される。

【0033】

カラーフローデータ(カラードプラ断層像データ)は後述する画像処理部5にて断層像データ(Bモード画像データ)と合成され、断層像を背景とする血流情報画像がCFM(カラーフローマッピング)像として得られ、表示装置6に出力される。Bモード処理回路及びカラーモード処理回路にて得られたCFM像は、表示装置6のモニタ画面上にて、断層像の部分は白黒で、血流情報画像部分はカラーで表示されるとともに、血流情報画像部分は選択的に表示できるようになっている。

【0034】

画像処理部5は、表示装置6のモニタ画面上に複数の画像(断層像やCFM像など)を表示する場合に、それら複数の画像同士の重畳している部分の画像を半透明化する。または、画像処理部5は、複数の画像同士の重畳している部分において、モニタ画面の手前側にある画像を半透明化する。例えば、画像処理部5は、モニタ画面の手前側にある画像の重畳している部分の不透明度(Opacity)を変化させる。透明をOpacity=0とし、不透明をOpacity=100とし、画像処理部5は、表示装置6のモニタ画面上において手前側にある画像が半透明になるように、画像パラメータとしてのOpacityを0~100の間で変化させる。なお、画像パラメータとしての不透明度(Opacity)は、予め設定されて後述する記憶部9に保存されているものであり、操作者によって任意に変更可能なパラメータである。

10

【0035】

また、画像処理部5は、DSC4から出力される断層像データ(Bモード画像データ)とカラーフローデータ(カラードプラ断層像データ)とを合成して、断層像を背景とする血流情報画像をCFM像として生成する。

20

【0036】

表示装置6はCRTや液晶ディスプレイなどのモニタからなり、そのモニタ画面上に断層像、3次元画像、CFM像又は血流情報などが表示される。

【0037】

制御部7はCPUからなり、超音波診断装置の各処理部に接続され、ROMなどからなるメモリに記憶されている超音波診断装置の制御プログラム又は画像処理プログラムを実行することにより、各処理部の制御を行う。さらに、制御部7は、位置情報生成手段10、重畳領域算出手段11及び画像選択手段12を備えて構成されている。

30

【0038】

位置情報生成手段10は、後述する操作部8のポインティングデバイスなどにより、表示装置6のモニタ画面上における画像の位置及び方向の変更指示がなされた場合に、表示装置6のモニタ画面上で画像を表示させる座標を算出する。画像処理部5から出力された断層像データやCFM像データにその座標データが付され、表示装置6のモニタ画面上の所定の位置に断層像やCFM像などの画像が表示される。

【0039】

重畳領域算出手段11は、上記の位置情報生成手段10により生成された座標データに基づいて、複数の画像が表示装置6のモニタ画面上で重畳している範囲を求める。具体的には、重畳領域算出手段11は、同一の座標系で表される複数の画像データ同士で、互いの座標が一致している範囲を重畳している範囲とする。そして、重畳領域算出手段11は、その重畳している範囲の座標データを画像処理部5に出力する。

40

【0040】

画像選択手段12は、操作部8のポインティングデバイスなどにより、表示装置6のモニタ画面上に表示させる画像データが指定されると、記憶部9に保存されている画像データを読み込み、画像処理部5を介して表示装置6に出力する。また、心電信号に同期して画像データが収集された場合に、画像選択手段12は、所定の時相に収集された画像データを記憶部9から読み込んで画像処理部5に出力する。例えば、複数箇所の画像データが心電信号に同期して収集された場合であって、複数箇所の画像のうち同じ時相に収集され

50

た画像を表示装置6のモニタ画面上に表示する場合、画像選択手段12は各箇所から収集された画像データから同じ時相に収集された画像データを選択して画像処理部5に出力する。これにより、複数の画像データが同期されて表示装置6のモニタ画面上に表示されることになる。

【0041】

なお、位置情報生成手段10、重畳領域算出手段11及び画像選択手段12を備えた制御部7、画像処理部5及び表示装置6が「画像処理装置」に相当する。

【0042】

操作部8には、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード又はTCS (Touch Command Screen) などが備えられ、超音波の送受信条件などに関する各種設定が操作者により入力される。この操作部8で入力された情報は制御部7に送られ、制御部7はその情報に基づいて超音波診断装置の各部の制御を行なう。

【0043】

例えば、表示装置6のモニタ画面上で複数の画像(例えば断層像)を繋ぎ合わせる場合、操作者が表示装置5のモニタ画面を観察しながらポインティングデバイスなどを操作することにより、モニタ画面上に表示される画像の位置や向きなどの変更を行うことができる。

【0044】

記憶部9は、メモリやハードディスクなどからなり、信号処理部3、DSC4又は画像処理部5により生成された各データが保存されている。さらに、記憶部9には、ROMなどのメモリが備えられ、超音波診断装置の各種設定条件、超音波診断装置の制御プログラム、画像処理プログラムなどが記憶されている。

【0045】

心電計13は、被検体の心電信号(ECG信号)を検出し、検出された心電信号をデジタル信号に変換する。心電信号は制御部7に出力され、記憶部9に保存される。また、心電信号が所定時間ごとに収集された時系列的な画像データと同時に収集された場合、その心電信号は、制御部7によりその時系列的な画像データに付される。つまり、心電信号は時系列的な画像データの付帯情報となる。

【0046】

(第1の動作)

次に、この発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置の動作(画像処理方法)について図1乃至図6を参照しつつ説明する。図2は、この発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。図3は、被検体の腕の断面図であり、超音波プローブで走査する範囲を説明するための図である。この実施形態においては、被検体の腕の画像を収集する場合について説明する。

【0047】

超音波プローブ1により被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波を受信してDSC4により2次元情報としての断層像データを生成する。腕の全体像を収集する場合、図3に示すように、腕に超音波プローブ1を当て、少しずつ位置をずらして複数箇所の断層像を収集する(ステップS01)。図3には、3箇所の断層像を収集する例を示している。また、図3においては、超音波の走査範囲を破線で示している。例えば、位置Aにおける走査範囲と位置Bにおける走査範囲では、重複している部分がある。また、位置Bにおける走査範囲と位置Cにおける走査範囲では、重複している部分がある。このように、僅かに走査範囲が重なるように複数箇所を走査して各位置における断層像を収集して、腕の全体像が得られるようにする。

【0048】

超音波プローブ1として1次元超音波プローブを用いた場合は、被検体からの反射波を2次元データのエコー信号として受信する。送受信部2に入力されたエコー信号は、送受信部2の受信部にて受信チャンネルごとに増幅された後、受信指向性を決定するのに必要

10

20

30

40

50

な遅延時間を与えられ、更に加算されてRFデータが生成される。信号処理部3に入力されたRFデータは、Bモード処理回路により処理が施されて2次元のBモード超音波ラスタデータが生成される。そして、2次元のBモード超音波ラスタデータは、DSC4によりスキャンコンバージョン処理が施されて、直交座標系で表される2次元情報としての断層像データ(Bモード画像データ)に変換される。

**【0049】**

このようにして生成された2次元情報としての断層像データが画像処理部5を介して表示装置6に出力され、表示装置6のモニタ画面上に腕の断層像が表示される。また、DSC4にて生成された断層像データは、制御部7を介して記憶部9に保存される。

**【0050】**

また、同じ位置において所定時間ごとに断層像データを収集して、時系列的な断層像データとして記憶部9に保存しても良い。この場合、この時系列的な断層像データを表示装置6のモニタ画面上に表示することにより、操作者はその画像を動画として認識する。

**【0051】**

さらに、カラードブラ法を実施した場合は、信号処理部3のカラーモード処理回路にてカラー超音波ラスタデータが生成され、更にDSC4にてスキャンコンバージョン処理が施されて、2次元血流情報としてのカラーフローデータ(カラードブラ断層像データ)が生成される。このカラーフローデータは、画像処理部5にて断層像データ(Bモード画像データ)と合成されてCFM像となる。このCFM像データが表示装置6に出力されると、表示装置6のモニタ画面上にて、断層像の部分は白黒で、血流情報画像部分はカラーで表示されることになる。

**【0052】**

例えば、図3に示す位置A、位置B及び位置Cを順番に走査して各位置における画像(断層像やCFM像など)を収集した場合、それらの位置で収集された画像データ(断層像データやCFM像データ)は、それぞれ記憶部9に保存される。このようにして複数箇所の画像を収集する。

**【0053】**

そして、腕の全体像を観察するために、操作者が操作部8を操作することにより、複数の画像データ(断層像データやCFM像データ)を指定する(ステップS02)。例えば、操作者により、位置A、位置B及び位置Cにて収集された画像データが指定されると、制御部6の画像選択手段12は操作部8からの指示を受けて、指定された画像データを記憶部9から読み込んで画像処理部5に出力する(ステップS03)。つまり、画像選択手段12は、記憶部9に保存されている複数の画像データから、指定された画像データを選択して画像処理部5に出力する。例えば、画像データに識別可能な情報(ファイル名など)を付して記憶部9に保存しておくことにより、操作者がそのファイル名などを指定することで、所望の画像データを指定する。

**【0054】**

また、所定時間ごとに画像データを収集して時系列的な画像データとした場合は、操作者が操作部8を操作することにより、その時系列的な画像データから所望の時間に収集された画像データを指定する。指定される時間は、操作者が任意に決定することができる。例えば、位置Aにおいて所定時間ごとに画像データが収集されて時系列的な画像データとして記憶部9に保存されている場合、操作者は位置Aにおいて所望の時間に収集された画像データを指定すると、画像選択手段12は記憶部9から指定された時間に収集された画像データを読み込んで画像処理部5に出力する。位置B及び位置Cにおいて収集された時系列的な画像データについても同様に、操作者により時間が指定されると、画像選択手段12は記憶部9からその時間に収集された画像データを読み込んで画像処理部5に出力する。

**【0055】**

画像処理部5に出力された画像データは、表示装置6に出力され、モニタ画面上の初期設定の位置に画像が表示されることになる。表示装置6のモニタ画面上に表示される画像

10

20

30

40

50

の 1 例を図 4 に示す。なお、この実施形態においては、CFM 像を生成して表示装置 6 のモニタ画面上に表示する例について説明する。図 4 は、表示装置 6 のモニタ画面上に表示された、図 3 に示す被検体の腕の CFM 像である。例えば、位置 A、位置 B 及び位置 C にて収集された CFM 像データが選択された場合、選択された CFM 像 g 1、g 2 及び g 3 が表示装置 6 のモニタ画面 6 a 上に表示される。この CFM 像 g 1 ~ g 3 は、断層像 (B モード画像) に 2 次元血流情報としてのカラードプラ断層像 g 1 a、g 2 a 及び g 3 a が重畳されて表示されることになる。カラードプラ断層像 g 1 a、g 2 a 及び g 3 a は、血管の形態を表す断層像 (B モード画像) 上に重畳されて表示されている。

【0056】

カラードプラ断層像 g 1 a、g 2 a、g 3 a は、例えば、超音波プローブ 1 に近づく血流を赤色系、遠ざかる血流を青色系 (逆もある) で表示される。また、速度を色相で示す速度表示や速度の分散 (速度の広がり) を色相、速度を輝度で表す表示などが行われる。

【0057】

また、画像選択手段 1 2 は、操作部 8 により選択された順番に従って CFM 像データを記憶部 9 から読み込んで画像処理部 5 に出力することで、表示装置 6 のモニタ画面上には、選択された順番に並んで CFM 像が表示される。

【0058】

位置 A と位置 B とでは、超音波の走査範囲が重複している部分があるため、各位置における CFM 像においても重複している部分がある。位置 B と位置 C においても、同様に、CFM 像が重複している部分がある。これら複数の CFM 像から腕の全体像を把握するために、位置 A、位置 B 及び位置 C において収集された CFM 像を部分的に重ねて表示する。

【0059】

図 4 に示す表示装置 6 のモニタ画面 6 a 上においては、位置 A、位置 B 及び位置 C にて収集された CFM 像は、重なって表示されていない。そこで、操作者は操作部 8 を操作することにより、CFM 像を上下方向、左右方向又は斜め方向に移動させて位置を変えたり、を回転させて向きを変えたりして、表示装置 6 のモニタ画面 6 a 上で CFM 像同士を部分的に重畳させる (ステップ S 0 4)。

【0060】

操作者は、表示装置 6 のモニタ画面 6 a 上に表された複数の CFM 像を観察しながら、操作部 8 のポインティングデバイスなどを操作することにより、CFM 像同士が交わるように CFM 像の位置及び方向を変更する。操作部 8 により入力された操作情報は制御部 7 の位置情報生成手段 1 0 に出力される。位置情報生成手段 1 0 は、操作部 8 からの操作情報に従って、表示装置 6 のモニタ画面 6 a 上に CFM 像を表示させる位置の座標を算出する。そして、制御部 7 は、CFM 像データにその座標データを付して画像処理部 5 を介して表示装置 6 に出力する。表示装置 6 のモニタ画面 6 a 上においては、その座標に対応した位置に CFM 像が表示される。上記の操作及び処理により、CFM 像は表示装置 6 のモニタ画面 6 a 上にて移動及び回転させられる。

【0061】

図 5 に、位置 A にて収集された CFM 像と、位置 B にて収集された CFM 像とが部分的に重畳している状態の図を示す。図 5 (a) には、CFM 像同士を重ね合わせる前の状態の図を示す。操作者が操作部 8 のポインティングデバイスなどを操作することにより、一方の CFM 像を移動又は回転させて他方の CFM 像と部分的に重畳させる。例えば、位置 B にて収集された CFM 像 g 2 をモニタ画面上で移動又は回転させることにより、図 5 (b) に示すように、位置 A にて収集された CFM 像 g 1 に部分的に重畳させる。

【0062】

このように、操作者からの指示に従って CFM 像 g 1 と CFM 像 g 2 とが重畳させられると、重畳領域算出手段 1 1 は、各 CFM 像において他の CFM 像と重畳している範囲を求め、その重畳している範囲の座標データを画像処理部 5 に出力する (ステップ S 0 5)。図 5 (b) に示す例の場合、重畳領域算出手段 1 1 は、CFM 像 g 1 と CFM 像 g 2 と

10

20

30

40

50

が重畳している領域の座標データを求め、その座標データを画像処理部 5 に出力する。具体的には、重畳領域算出手段 1 1 は、CFM 像データ g 1 と CFM 像データ g 2 の座標データが一致している部分を重畳している部分とし、その部分の座標データを画像処理部 5 に出力する。

**【0063】**

画像処理部 5 は、重畳領域算出手段 1 1 により求められた重複領域の座標データを受け、表示装置 6 のモニタ画面上にて重畳している部分の画像が半透明に表示されるように、その座標データにある CFM 像データの不透明度 (Opacity) を変化させる (ステップ S 0 6)。つまり、重複領域の CFM 像を半透明にして表示する。画像処理部 5 は、予め設定されて記憶部 9 に記憶されている不透明度 (Opacity) に従って、重畳領域の CFM 像を半透明にする。また、操作者が不透明度 (Opacity) を指定した場合は、画像処理部 5 は指定された不透明度 (Opacity) に従って、重畳領域の CFM 像を半透明にする。

10

**【0064】**

画像処理部 5 は、例えば、位置 B の CFM 像 g 2 のうち、位置 A の CFM 像 g 1 と重畳している部分の画像データの不透明度 (Opacity) を変化させ、表示装置 6 のモニタ画面上にてその部分を半透明に表示させる。これにより、操作者は、半透明化した CFM 像と、半透明化した CFM 像を透過して見える CFM 像 g 1 との形態が一致しているか否かの判断が可能となる。

**【0065】**

このように重なっている部分の画像を半透明にし、重なっている部分の形態が一致しているか否かの判断を操作者が行う (ステップ S 0 7)。このように重なっている部分の画像を半透明にすることで、操作者は両画像に表されている形態が一致しているか否かの判断を容易にすることができる。形態が一致していない場合は、重畳している部分の形態が一致するように、CFM 像 g 1 又は g 2 をモニタ画面 6 a 上で移動させる。

20

**【0066】**

このように重畳している部分の画像を半透明にして表示することにより、超音波の走査範囲が重複している部分を容易に繋ぎ合わせることができる。走査範囲が重複している部分に相当する画像同士を重ねて複数の画像を繋ぎ合わせることにより、広範囲に及ぶ診断部位の全体像を表す画像 (断層像や CFM 像) を容易に作成することが可能となる。位置 B と位置 C にて収集された CFM 像についても、同様に重複している部分を繋ぎ合わせて表示する。

30

**【0067】**

また、画像処理部 5 が、重畳している部分において、一方の画像データの画素値を「0」にし、重畳している部分の画素値が「0」となっている画像データを表示装置 6 に出力しても良い。つまり、画像処理部 5 は、重畳している画像のうち一方の画像から、重畳している部分の画像を除去し、除去後に残っている画像データを表示装置 6 に出力することになる。例えば、画像処理部 5 は、CFM 像 g 2 において、CFM 像 g 1 と重畳している部分の画素値を「0」にした CFM 像データ g 2 を表示装置 6 に出力する。そのことにより、表示装置 6 のモニタ画面上においては、CFM 像 g 2 は、CFM 像 g 1 と重畳している部分の画像は表示されず、CFM 像 g 1 と重畳していない部分のみが表示されることになる (ステップ S 0 8)。従って、表示装置 6 のモニタ画面上には、重畳している部分は CFM 像 g 1 のみが表示され、CFM 像 g 2 については、重畳している部分の画素値が「0」となっているため表示されないことになる。

40

**【0068】**

また、重畳している部分の画像を半透明にして表示するとともに、画像処理部 5 が、その重畳している部分の画像同士が一致しているか否かの判断を行っても良い。つまり、操作者が表示装置 6 のモニタ画面を観察して重畳している部分の画像同士が一致しているか否かの判断をするのではなく、画像処理部 5 がマッチング処理を行うことにより、一致 / 不一致の判断を行っても良い。例えば、画像処理部 5 が、同じ座標にある画素の画素値を

50

算出し、その画素値を比較することで画像の一致/不一致を判断する。なお、全ての座標における画素値が一致している必要はなく、操作者により予め決定された範囲内であれば、画像処理部 5 は、両画像が一致すると判断するようにしても良い。例えば、100%一致していなくても、全ての座標のうち90%の座標における画素値が一致している場合は、両画像が一致していると判断しても良い。

**【0069】**

以上のように、複数の画像を重畳して表示させたときに、その重畳する部分の画像を半透明にすることにより、重畳している部分の画像同士が一致しているか否かの判断を簡単に行うことができる。そのことにより、操作者が表示装置 6 のモニタ画面上にて簡便に複数の画像を繋ぎ合わせることが可能となるため、広範囲に及び診断部位の全体像を簡単に作成することが可能となる。従って、従来のように、各位置における画像（断層像やCFM像）をわざわざ印刷して、走査範囲が重複している部分に相当する画像同士を貼り合わせる作業を行う必要がなく、簡便に広範囲に及び診断部位の全体像を作成することが可能となる。

10

**【0070】**

また、所定時間ごとにCFM像データを収集して時系列的なCFM像データとした場合は、複数の画像を重ね合わせる作業が終了すると、画像選択手段 12 は記憶部 9 から各時相で収集されたCFM像データを次々と読み込んで表示装置 6 に出力する。そして、表示装置 6 は所定のタイミングでCFM像を更新して各時相に収集されたCFM像を表示する。これにより、操作者はCFM像を動画として認識し、全体の血流情報を観察することが可能となる。また、複数の画像を重ね合わせている途中に、各時相で収集されたCFM像を表示装置 6 のモニタ画面 6 a 上に表示するようにしても良い。

20

**【0071】**

また、操作者がマッチング処理を行うための所定の範囲を予め指定しておき、その範囲内の画像同士が一致しているか否かの判断を行うマッチング処理を画像処理部 5 が行っても良い。この処理について図 6 を参照しつつ説明する。図 6 は、マッチング処理の際に指定される範囲を説明するための図である。

**【0072】**

例えば、位置 A において収集されたCFM像 g 1 と位置 B において収集されたCFM像画像 g 2 とを重ねさせる場合について説明する。まず、マッチング処理を行う位置及び範囲を予め決めておき、その位置及び範囲のデータを記憶部 9 に保存しておく。

30

**【0073】**

上述したように、CFM像 g 1 とCFM像 g 2 が操作者により指定されると、画像選択手段 12 は記憶部 9 からCFM像データ g 1、g 2 を選択して画像処理部 5 に出力する。CFM像データ g 1、g 2 は画像処理部 5 から表示装置 6 に出力されてモニタ画面 6 a 上の所定の位置に表示される。

**【0074】**

例えば、図 6 に示すように、収集された画像の右端の所定の範囲 S 1 と、画像の左端の所定の範囲 S 2 とが予め操作者により指定されている場合、画像処理部 5 は、その範囲 S 1 内の画像と範囲 S 2 内の画像とが一致しているか否かの判断を行う（パターンマッチング処理）。なお、この領域 S 1、S 2 は操作者が操作部 8 を操作することにより、任意の形状及び任意の大きさに変えることができ、また、任意の位置を予め指定することができるものである。

40

**【0075】**

位置情報生成手段 10 は、範囲 S 1、S 2 に含まれるCFM像データの座標データを生成し、その座標データを画像処理部 5 に出力する。画像処理部 5 は、その座標データを受けて、その座標データにある各画素の画素値を算出する。つまり、画像処理部 5 は、領域 S 1 の範囲内にある画素の画素値を算出するとともに、領域 S 2 の範囲内にある画素の画素値を算出する。そして、画像処理部 5 は、その画素値を比較することで、指定された範囲内にある画像の一致/不一致を判断する。なお、各画素の画素値が完全に一致している

50

必要はなく、比較される画素値が、操作者により予め決定された範囲内であれば、画像処理部 5 は、画像同士が一致すると判断するようにしても良い。

【0076】

なお、この第 1 の動作においては C F M 像を例に挙げて説明したが、断層像 ( B モード画像 ) のみを生成して表示する場合であっても良い。断層像のみを表示装置 6 のモニタ画面上に表示する場合であっても、複数の断層像のうち重畳して表示されている部分の画像を半透明にして表示することで、断層像同士の繋ぎ合わせが容易となり、広範囲の診断部位の全体像を容易に作成することが可能となる。

【0077】

( 第 2 の動作 )

次に、この発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置の第 2 の動作 ( 画像処理方法 ) について図 7 乃至図 9 を参照しつつ説明する。図 7 は、この発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。図 8 は、図 3 に示す被検体の腕の各位置における時系列的な C F M 像を示す図である。この第 2 の動作においては、被検体の腕の時系列的な C F M 像を心電信号に同期させながら収集する場合について説明する。時間ごとに C F M 像を収集して時系列的な C F M 像として表示することで、操作者は血流情報を動画として認識することができる。

【0078】

超音波プローブ 1 により被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波を受信して D S C 4 により 2 次元情報としての断層像データを生成するとともに、2 次元血流情報としてのカラーフローデータを生成する。断層像データとカラーフローデータは画像処理部 5 にて合成されて C F M 像データとなり、表示装置 6 に出力される。また、C F M 像データは画像処理部 5 から制御部 7 に出力される。腕の全体像を収集する場合、上記の第 1 の動作と同様に、図 3 に示すように、腕に超音波プローブ 1 を当て、少しずつ位置をずらして複数箇所の C F M 像を収集する。

【0079】

このとき、被検体の心電波形とともに時系列的な C F M 像を収集する ( ステップ S 1 0 ) 。具体的には、心電計 1 3 により被検体の心電信号を収集し、R 波が検出されたときに、心電計 1 3 から制御部 7 にトリガー信号を出力し、制御部 7 はそのトリガー信号に従って、送受信部 2 に超音波の送受信命令を出力する。送受信部 2 は制御部 7 からの送受信命令に従って超音波プローブ 1 を制御して超音波の送受信を行なう。心電計 1 3 にて収集された心電信号は制御部 7 に出力され、同じく制御部 7 に出力された C F M 像データに付帯情報として付される。このように、各位置において、心電信号に同期された時系列的な C F M 像データが収集され、収集された時系列的な C F M 像データは記憶部 9 に保存される。

【0080】

時系列的な C F M 像データが表示装置 6 に出力され、表示装置 6 のモニタ画面上に C F M 像が表示される。時系列的な画像であるため、操作者は動画として認識することができる。また、心電計 1 3 にて収集された心電信号の波形 ( E C G 波形 ) も表示装置 6 のモニタ画面上に表示しても良い。

【0081】

例えば、図 3 に示す位置 A、位置 B 及び位置 C を順番に走査して各位置における時系列的な C F M 像を収集した場合、それらの位置で収集された時系列的な C F M 像データは、それぞれ記憶部 9 に保存される。このようにして複数箇所の時系列的な C F M 像を収集する。

【0082】

そして、腕の血流状態の全体像を観察するために、操作者が操作部 8 を操作することにより、複数の時系列的な C F M 像データを指定する ( ステップ S 1 1 ) 。例えば、位置 A、位置 B 及び位置 C にて収集された時系列的な C F M 像データが指定されると、制御部 7 の画像選択手段 1 2 は操作部 8 からの指示を受けて、記憶部 9 から指定された時系列的な

10

20

30

40

50

C F M 像データを読み込む（ステップ S 1 2）。つまり、画像選択手段 1 2 は、記憶部 9 に保存されている複数の時系列的な C F M 像データから、指定された時系列的な C F M 像データを選択する。第 1 の動作で説明したように、複数の時系列的な C F M 像データに識別可能な情報（ファイル名など）を付して記憶部 9 に保存しておくことにより、操作者がそのファイル名を指定することで、所望の時系列的な C F M 像データを選択することができる。

【 0 0 8 3 】

さらに、画像選択手段 1 2 は、選択した時系列的な C F M 像データから、心電信号に基づいて所定の時相に収集された C F M 像データを抽出し、抽出した C F M 像データを、画像処理部 5 を介して表示装置 6 に出力する（ステップ S 1 3）。画像選択手段 1 2 による処理について、図 8 を参照しつつ説明する。

10

【 0 0 8 4 】

図 8 ( a ) に、位置 A、位置 B 及び位置 C において、各時相に収集された複数の C F M 像を示す。ここで、例えば、位置 A においては、時相 t 1 に C F M 像データ g 1 1 が収集され、時相 t 2 に C F M 像データ g 1 2 が収集され、時相 t 3 に C F M 像データ g 1 3 が収集され、時相 t 4 に C F M 像データ g 1 4 が収集されたものとする。また、位置 B においては、時相 t 1 に C F M 像データ g 2 1 が収集され、時相 t 2 に C F M 像データ g 2 2 が収集され、時相 t 3 に C F M 像データ g 2 3 が収集され、時相 t 4 に C F M 像データ g 2 4 が収集されたものとする。さらに、位置 C においては、時相 t 1 に C F M 像データ g 3 1 が収集され、時相 t 2 に C F M 像データ g 3 2 が収集され、時相 t 3 に C F M 像データ g 3 3 が収集され、時相 t 4 に C F M 像データ g 3 4 が収集されたものとする。

20

【 0 0 8 5 】

画像選択手段 1 2 は、例えば、心電信号（E C G 信号）の波形のうち、最も特徴的である R 波が検出された時相に収集された C F M 像データを読み込む（ステップ S 1 3）。例えば、位置 A においては、時相 t 1 において R 波が検出されている場合は、画像選択手段 1 2 は、時相 t 1 にて収集された C F M 像データ g 1 1 を読み込んで画像処理部 5 に出力する。また、位置 B においては、時相 t 3 において R 波が検出されている場合は、画像選択手段 1 2 は、時相 t 3 にて収集された C F M 像データ g 2 3 を読み込んで画像処理部 5 に出力する。さらに、位置 C においては、時相 t 4 において R 波が検出されている場合は、画像選択手段 1 2 は、時相 t 4 にて収集された C F M 像データ g 3 4 を読み込んで画像

30

【 0 0 8 6 】

画像処理部 5 に出力された C F M 像データ g 1 1、g 2 3 及び g 3 4 は、表示装置 6 に出力され、モニタ画面上の初期設定の位置に表示されることになる。表示装置 6 のモニタ画面上に表示される C F M 像の 1 例を図 8 ( b ) に示す。図 8 ( b ) は、図 3 に示す被検体の腕の C F M 像である。例えば、位置 A、位置 B 及び位置 C において、心電信号として R 波が検出されたときに収集された C F M 像が表示装置 6 のモニタ画面上に表示される。なお、C F M 像 g 1 1 にはカラー Doppler 断層像 g 1 1 a が重畳され、C F M 像 g 2 3 にはカラー Doppler 断層像 g 2 3 a が重畳され、C F M 像 g 3 4 にはカラー Doppler 断層像 g 3 4 a が重畳されている。

40

【 0 0 8 7 】

なお、図 8 ( b ) に示すように、モニタ画面 6 a 上には、心電信号（E C G 波形）1 6 を表示しても良い。また、モニタ画面 6 a に表示されている C F M 像が収集された時相を示すマーカ 1 6 a を E C G 波形 1 6 と同時に表示させる。例えば、C F M 像 g 1 1、g 2 3、g 3 4 は、R 波が検出されたときに収集された画像であるため、マーカ 1 6 a は E C G 波形 1 6 の R 波を示す位置に表示される。これにより、操作者は、C F M 像が収集された時相を確認しながら C F M 像を観察することが可能となる。

【 0 0 8 8 】

位置 A と位置 B とでは、超音波の走査範囲が重複している部分があるため、各位置における C F M 像においても重複している部分がある。位置 B と位置 C においても、同様に、

50

C F M 像が重複している部分がある。これら複数の C F M 像から腕の全体像を把握するために、位置 A、位置 B 及び位置 C において収集された C F M 像を部分的に重ねて表示する。

【 0 0 8 9 】

第 1 の動作で説明したように、操作者が操作部 8 を操作することにより、C F M 像を移動又は回転させて、表示装置 6 のモニタ画面上で C F M 像同士を部分的に重複させる（ステップ 1 4）。

【 0 0 9 0 】

操作者は、表示装置 6 のモニタ画面上に表された複数の C F M 像を観察しながら、操作部 8 のポインティングデバイスなどを操作することにより、C F M 像同士が交わるように C F M 像の位置及び方向を変更する。操作部 8 により入力された操作情報は制御部 7 の位置情報生成手段 1 0 に出力される。位置情報生成手段 1 0 は、操作部 8 からの操作情報に従って、表示装置 6 のモニタ画面上に C F M 像を表示させる位置の座標を算出する。そして、制御部 7 は、C F M 像データにその座標データを付して、画像処理部 5 を介して表示装置 6 に出力する。表示装置 6 のモニタ画面上においては、その座標に対応した位置に断層像が表示される。

10

【 0 0 9 1 】

上記した第 1 の動作のように、操作者が操作部 8 のポインティングデバイスなどを操作することにより、一方の C F M 像を移動又は回転させて他方の C F M 像と部分的に重畳させる。

20

【 0 0 9 2 】

重畳領域算出手段 1 1 は、位置 A にて収集された C F M 像データの座標データと、位置 B にて収集された C F M 像データの座標データとにおいて、座標が一致している部分を重畳している範囲とする。そして、重畳領域算出手段 1 1 は、その重畳している範囲の座標データを画像処理部 5 に出力する。（ステップ S 1 5）。

【 0 0 9 3 】

画像処理部 5 は、重畳領域算出手段 1 1 により求められた重畳範囲の座標データを受け、その座標データにある画像データの不透明度（Opacity）を調整して、C F M 像のうち重畳している部分の画像を半透明にする（ステップ S 1 6）。つまり、重畳範囲の画像を半透明にして表示する。このように重なっている部分の画像を半透明にし、重なっている部分の形態が一致しているか否かの判断を操作者が行う（ステップ S 1 7）。

30

【 0 0 9 4 】

このように重なっている部分の画像を半透明にすることで、操作者は両画像に表されている形態が一致しているか否かの判断を容易にすることができる。これにより、超音波の走査範囲が重複している部分を容易に繋ぎ合わせることができ、広範囲に及ぶ診断部位の全体像を表す C F M 像を容易に作成することが可能となる。また、位置 B と位置 C にて収集された C F M 像についても、同様に重複している部分を繋ぎ合わせて表示する。

【 0 0 9 5 】

このように、重畳させる位置が決定されると、画像選択手段 1 2 は心電信号に基づいて、同じ時相に収集された C F M 像データを記憶部 9 から読み込み、次々と画像処理部 5 に出力する（ステップ S 1 8）。このとき、制御部 7 は、C F M 像データに座標データを付して画像処理部 5 に出力する。さらに、重複している範囲を示す座標データを画像処理部 5 に出力する。

40

【 0 0 9 6 】

画像処理部 5 は、重畳している範囲の座標データを受けると、一方の画像データのその座標にある画素の画素値を「0」にし、重畳している部分の画素値を「0」にした画像データを表示装置 6 に出力する。これにより、表示装置 6 のモニタ画面上では、重畳している部分は一方の C F M 像のみが表示され、他方の C F M 像はその部分の画素値が「0」となっているため表示されないことになる。そして、同じ時相に収集された画像データが画像処理部 5 から表示装置 6 に次々と出力され、表示装置 6 は所定のタイミングで更新しな

50

がら各時相のCFM像を表示し、時系列的なCFM像を表示する(ステップS19)。そのことにより、操作者は動画としてCFM像を認識することが可能となる。

【0097】

図9(a)に、位置A、位置B及び位置Cにて収集されたCFM像が結合された状態の図を示す。図9(a)に示すように、腕の全体像を表すCFM像g4が表示され、形態を表す断層像上にカラーフロー画像(カラードプラ断層像)g4aが重畳されている。また、図9(a)においては、R波において収集されたCFM像g4が示されているが、この第2の動作の例においては、CFM像は時系列的に収集されているため、所定の更新タイミングで、各時相に収集されたCFM像が表示装置6のモニタ画面上に表示される。これにより、操作者はCFM像を動画として認識し、腕全体の血流情報の時間変化を観察することができる。

10

【0098】

また、同じモニタ画面上に複数の診断部位の画像を表示しても良い。例えば、図9(b)に示す心臓のCFM像g5を図9(a)に示す腕の画像とともに同時に表示しても良い。このとき、心電信号に同期させて腕と心臓のCFM像を収集している場合は、同じ時相に収集されたCFM像を同時に表示することで、腕と心臓のCFM像を同期させて表示させることができ、そのことにより、複数の診断部位の血流の情報を同時に観察することが可能となる。

【0099】

また、図9(a)、(b)に示すように、CFM像g4とともに、心電計13にて収集された心電信号(ECG波形)16を表示しても良い。このとき、モニタ画面6aに表示されているCFM像g4が収集された時相を示すマーカ16aをECG波形16上に表示しても良い。例えば、R波が検出されたときに収集されたCFM像がモニタ画面6aに表示されているときには、マーカ16aがECG波形16のR波のピーク位置を示すように表示する。これにより、操作者は、現在表示されているCFM像が収集された時相を確認しながら、血流情報を観察することが可能となる。

20

【図面の簡単な説明】

【0100】

【図1】この発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

30

【図2】この発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置の第1の動作を順番に示すフローチャートである。

【図3】被検体の腕の断面図であり、超音波プローブで走査する範囲を説明するための図である。

【図4】図3に示す被検体の腕の複数箇所でのCFM像である。

【図5】表示装置のモニタ画面上で画像同士を重畳させる作業を説明するための図である。

【図6】マッチング処理の際に指定される範囲を説明するための図である。

【図7】この発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた超音波診断装置の第2の動作を順番に示すフローチャートである。

40

【図8】図3に示す被検体の腕の各位置における時系列的なCFM像を示す図である。

【図9】画像同士を結合させることにより生成された全体像と、被検体の心臓の画像とを示す図である。

【符号の説明】

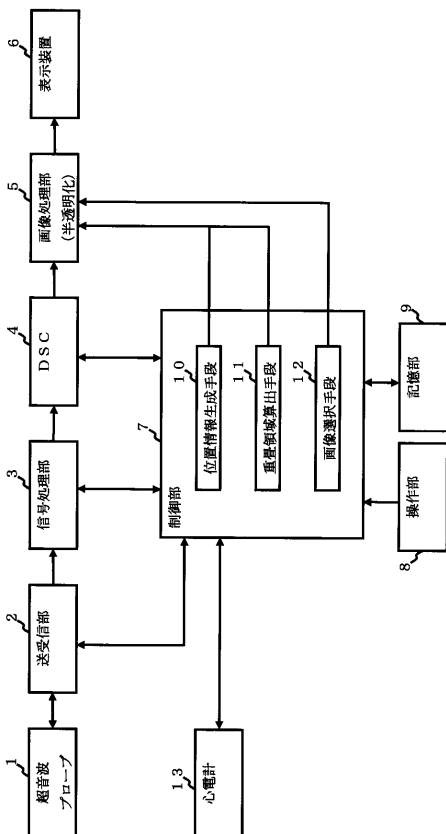
【0101】

- 1 超音波プローブ
- 2 送受信部
- 3 信号処理部
- 4 DSC
- 5 画像処理部

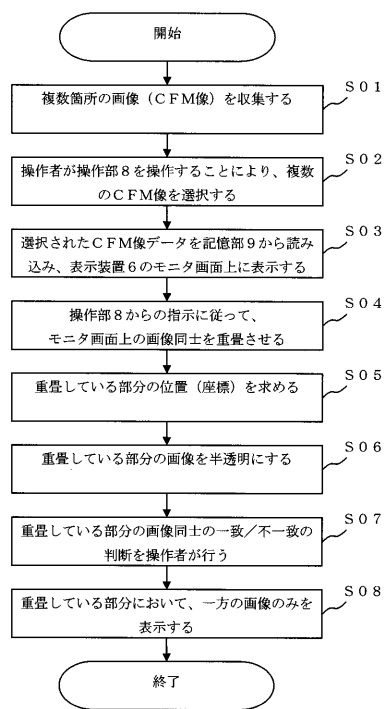
50

- 6 表示装置
- 6 a モニタ画面
- 7 制御部
- 8 操作部
- 9 記憶部
- 10 位置情報生成手段
- 11 重畳領域算出手段
- 12 画像選択手段
- 13 心電計

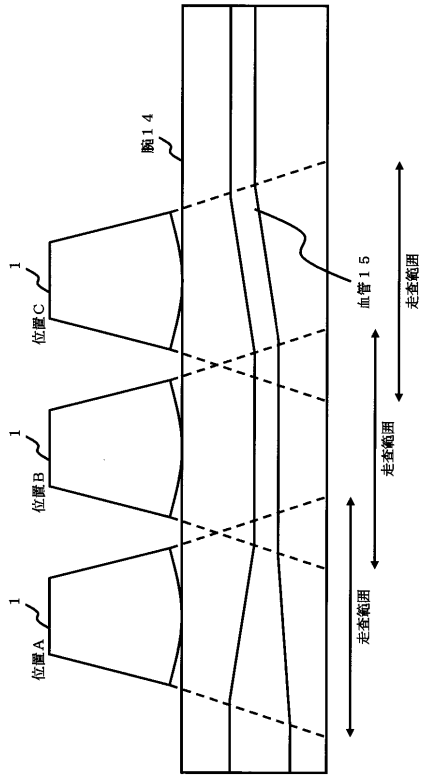
【図1】



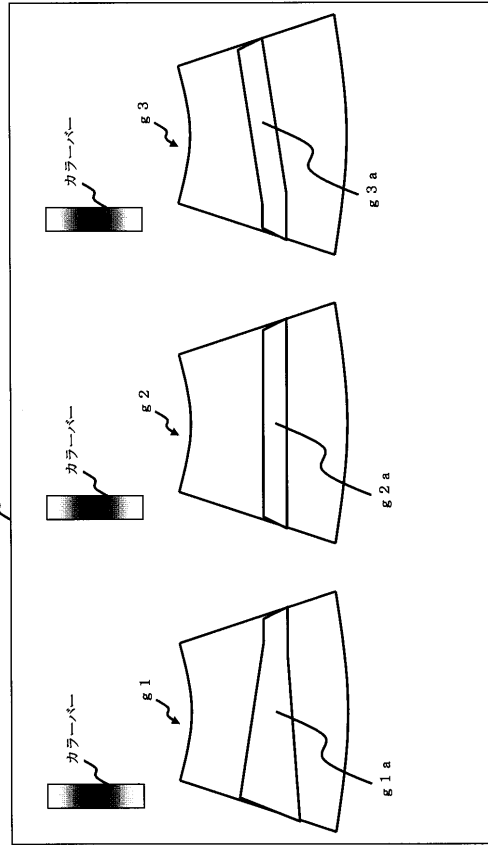
【図2】



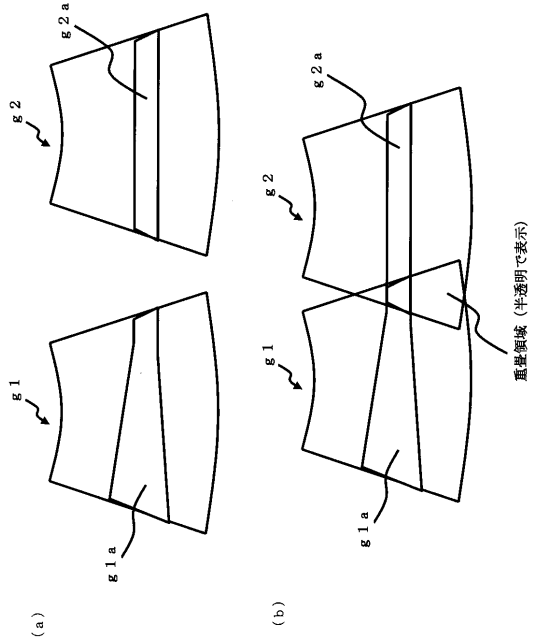
【 図 3 】



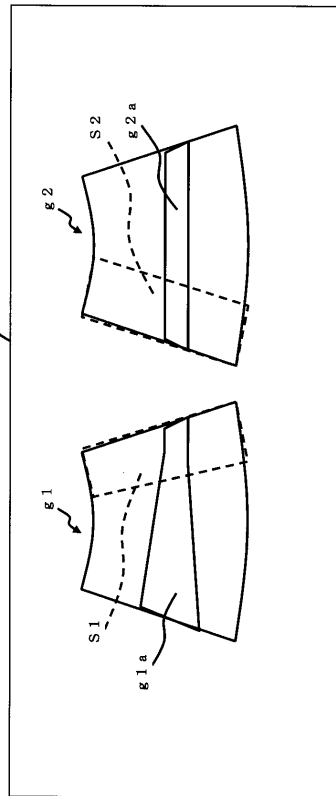
【 図 4 】



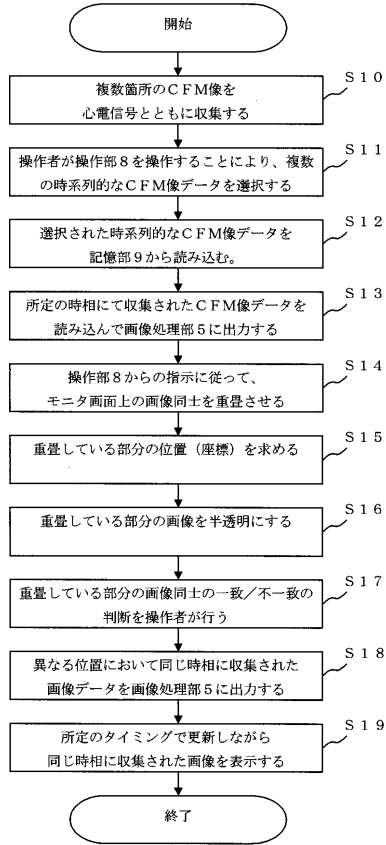
【 図 5 】



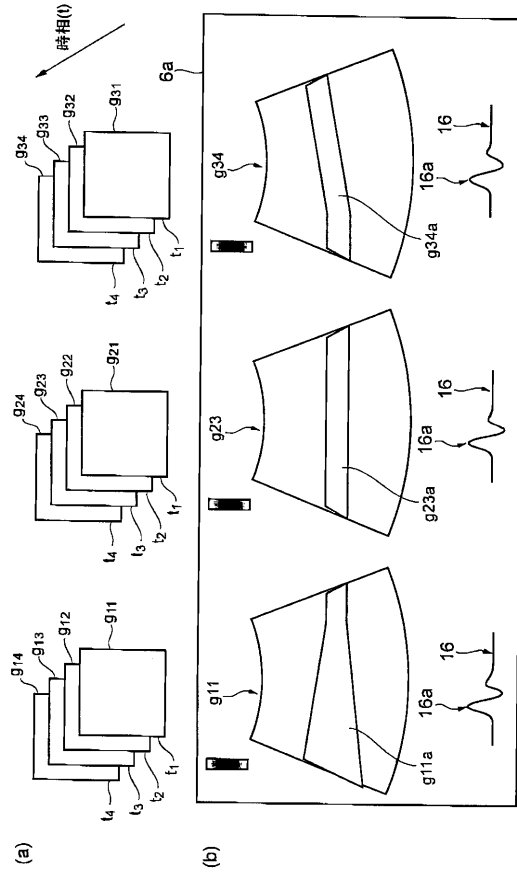
【 図 6 】



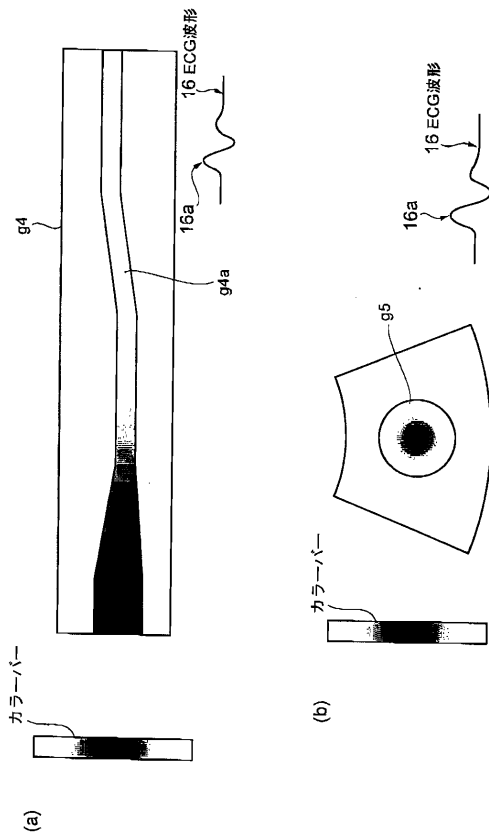
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C117 XG24 XG40 XJ11 XK24  
4C601 BB02 DD03 DE04 EE05 EE11 FF08 JC22 KK24  
5B057 AA08 BA03 BA05 BA06 CA02 CA08 CA12 CA16 CB02 CB08  
CB12 CB16 CC03 CE08 CE11  
5C076 AA02 AA12 AA17 BA06

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理程序和图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006223389A</a>	公开(公告)日	2006-08-31
申请号	JP2005038291	申请日	2005-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	小役丸貴士		
发明人	小役丸 貴士		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00 A61B8/06 G06T3/00 H04N1/387		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/00.D A61B8/06 G06T3/00.300 H04N1/387 A61B8/14 G06T5/50 H04N1/387.110 H04N1/387.200		
F-TERM分类号	4C117/XG24 4C117/XG40 4C117/XJ11 4C117/XK24 4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JC22 4C601/KK24 5B057/AA08 5B057/BA03 5B057/BA05 5B057/BA06 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CE08 5B057/CE11 5C076/AA02 5C076/AA12 5C076/AA17 5C076/BA06		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：当在多个位置收集图像以观察覆盖大范围的诊断区域时，为了便于连接在多个位置收集的图像的操作，并且容易地获得覆盖大范围的诊断位置的整体图像。提供了可以创建的图像处理设备。解决方案：在多个位置收集诸如CFM图像之类的图像，以便观察大范围的诊断区域，并将这些图像显示在显示设备的监视器屏幕6a上。例如，显示通过部分重叠超声扫描范围而获取的CFM图像g1和g2。根据操作员的指示，移动CFM图像g1或CFM图像g2以使其部分重叠CFM图像g1和CFM图像g2。图像处理单元使重叠部分的图像半透明。这允许操作者确定重叠部分的图像中示出的形式在两个图像中是否相同，并且图像结合工作变得容易。[选择图]图5

