

(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2008-183063

(P2008-183063A)

(43) 公開日 平成20年8月14日(2008.8.14)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F1

A61B 8/08

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2007-17126 (P2007-17126)
 (22) 出願日 平成19年1月26日(2007.1.26)

(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 戸村 英輔
 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

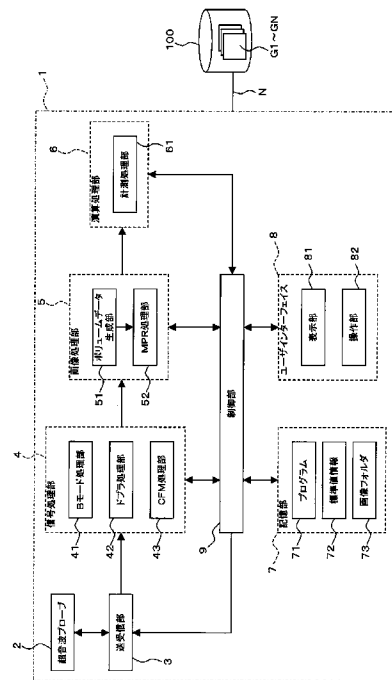
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置、医用画像表示装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】被検体内の部位のサイズや形態の経時的な変化を直感的に把握することを可能にする。

【解決手段】超音波診断装置1は、被検体内の形態を反映するデータを検出し、この検出されたデータを基に医用画像の画像データを生成する医用画像診断装置である。超音波診断装置1は、複数の異なる日時において被検体内の同じ部位についての撮影を行うことにより複数の医用画像を取得する。これら複数の医用画像には、その取得日時を含む検査情報が付帯されている。また、これら複数の医用画像には、被検体内の当該部位を表す関心領域が指定されている。関心領域は、特に当該部位のサイズの計測を行うために指定される。制御部9は、関心領域がそれぞれ指定された複数の医用画像の表示スケールを一致させるとともに、表示スケールが一致された複数の医用画像を検査情報に基づき時系列に沿って並べて表示部81に表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の形態を反映するデータを検出し、該検出されたデータに基づいて医用画像の画像データを生成する画像データ生成手段と、

複数の異なる日時のそれぞれにおいて前記検出されたデータを基に前記生成された画像データに基づく複数の医用画像を表示する表示手段と、

該表示された前記複数の医用画像のそれぞれに、前記被検体内の部位を表す関心領域を指定する指定手段と、

該指定された関心領域をそれぞれ含む前記複数の医用画像の表示スケールを一致させ、該表示スケールが一致された前記複数の医用画像を時系列に沿って並べて前記表示手段に表示させる制御手段と、

を備えることを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記複数の医用画像の表示方向を一致させる表示方向調整手段を含み、前記表示方向が一致された前記複数の医用画像を前記表示手段に表示させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 3】

前記複数の医用画像のそれぞれにおける前記関心領域のサイズを計測する計測手段を更に備え、

前記表示方向調整手段は、前記計測手段による前記サイズの計測位置に基づいて前記複数の医用画像の表示方向を一致させる、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 4】

前記表示方向調整手段は、前記関心領域の形状に基づいて前記複数の医用画像の表示方向を一致させる、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 5】

前記複数の医用画像のそれぞれにおける前記関心領域のサイズを計測する計測手段と、

前記関心領域のサイズの標準値をあらかじめ記憶した記憶手段と、

を更に備え、

前記制御手段は、前記記憶された前記関心領域のサイズの標準値を表す標準サイズ画像を前記複数の医用画像とともに前記表示手段に表示させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 6】

前記制御手段は、前記標準サイズ画像として、前記関心領域のサイズの前記時系列に沿った変化を表すグラフ情報を表示させる、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 7】

前記記憶手段に記憶された前記標準値は、臨床データに基づいて算出された前記関心領域のサイズの平均値を含み、

前記制御手段は、前記グラフ情報として、前記サイズの平均値を表す平均値グラフを少なくとも表示させる、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 8】

前記記憶手段に記憶された前記標準値は、臨床データに基づいて算出された前記関心領域のサイズの許容範囲を含み、

前記制御手段は、前記グラフ情報として、前記サイズの許容範囲を表す許容範囲グラフを少なくとも表示させる、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

前記複数の医用画像のそれぞれにおける前記関心領域のサイズを計測する計測手段を更に備え、

前記制御手段は、前記複数の医用画像のそれぞれについて前記計測されたサイズを呈示する計測値呈示画像を前記複数の医用画像とともに時系列に沿って並べて前記表示手段に表示させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 10】

前記関心領域のサイズの標準値をあらかじめ記憶した記憶手段を更に備え、

前記制御手段は、前記記憶された前記関心領域のサイズの標準値を表す標準サイズ画像を前記複数の医用画像及び前記複数の計測値呈示画像とともに前記表示手段に表示させる

10

ことを特徴とする請求項 9 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 11】

前記制御手段は、前記複数の医用画像のそれぞれから前記関心領域に相当する部分画像を抽出する抽出手段を含み、該抽出された複数の前記部分画像を時系列に沿って並べて前記表示手段に表示させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 12】

母体内の胎児の形態を反映するデータを検出し、該検出されたデータに基づいて前記胎児の所定部位を含む医用画像の画像データを生成する画像データ生成手段と、

20

表示手段と、

複数の異なる胎児週数のそれぞれにおいて前記検出されたデータに基づいて前記生成された画像データに基づく前記医用画像の表示スケールを一致させ、該表示スケールが一致された前記複数の医用画像を時系列に沿って並べて前記表示手段に表示させる制御手段と

を備えることを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 13】

複数の異なる日時のそれぞれにおいて取得され、被検体内の部位を表す関心領域がそれぞれ指定された医用画像の画像データを記憶する記憶手段と、

表示手段と、

30

前記指定された関心領域をそれぞれ含む前記複数の医用画像の表示スケールを一致させ、該表示スケールが一致された前記複数の医用画像を時系列に沿って並べて前記表示手段に表示させる制御手段と、

を備えることを特徴とする医用画像表示装置。

【請求項 14】

複数の異なる日時のそれぞれにおいて取得され、被検体内の部位を表す関心領域がそれぞれ指定された医用画像の画像データを記憶する記憶手段と、

表示手段と、

を備えるコンピュータを、

前記指定された関心領域をそれぞれ含む前記複数の医用画像の表示スケールを一致させ、該表示スケールが一致された前記複数の医用画像を時系列に沿って並べて前記表示手段に表示させる制御手段として機能させる、

40

ことを特徴とするプログラム。

【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、医用画像表示装置及びプログラムに関し、特に、被検体内の部位のサイズの経時的な変化を観察するための技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

50

医用画像に基づいて被検体内の部位のサイズを計測する技術が従来から広く利用されている。その計測対象部位としては、胎児、腫瘍、心臓などがある（たとえば特許文献 1、2、3 参照）。また、その計測内容（サイズ）としては、距離（長さ）、所定領域の面積・体積などがある（たとえば特許文献 4 参照）。

【0003】

医用画像に基づく体内部位の計測は、胎児の発育状態や腫瘍の成長状態など、体内部位のサイズの経時的な変化（トレンド）を観察するために用いられている。

【0004】

たとえば胎児の発育状態の観察においては、通常、非侵襲性を有する超音波診断装置を用いて胎児の画像を取得し、その表示画像における特定部位（たとえば児頭大横径；BPD (biparietal diameter)）を計測する。検者は、この計測値と標準値とを比較することにより、その胎児の発育状態を把握していた。

10

【0005】

なお、胎児の発育状態の基準となる標準値は、多数の臨床データから統計的に求められ、一般に、胎児の画像が表示される画面上に数値（平均値、標準偏差、許容範囲等）として表示されるようになっている。

【0006】

更に、たとえば特許文献 5 に記載されているように、胎児の週数に対応する特定部位の標準的なサイズをグラフ化するとともに、実際の計測結果を発育曲線に重ね合わせて表示することにより、この胎児の発育状態が標準に対してどの程度かを判定したり、正常範囲に含まれているかを判定したりすることも行われている。なお、このようなグラフは発育曲線或いはトレンドグラフなどと呼ばれる。

20

【0007】

図 12 は、従来のトレンドグラフの表示態様を表している。図 12 に示す表示画面 1000 には、トレンドグラフを構成する 3 つのグラフ Tab、Tmax、Tmin が表示されている。各グラフ Tab、Tmax、Tmin は、胎児の週数を横軸に取り、BPD の値を縦軸に取ったもので、各週数に対応する BPD の標準的な値を表している。

【0008】

グラフ Tab は、各週数における BPD の平均値を表すグラフである。グラフ Tmax、Tmin は、各週数において BPD の値がサンプル全体の 5% から 95% に含まれる範囲を表している。

30

【0009】

すなわち、グラフ Tmax よりも BPD の値が大きい場合、当該胎児はサンプルの上位 5% に属することを意味し、当該胎児の BPD のサイズが統計的に非常に大きいことを示している。逆に、グラフ Tmin よりも BPD の値が小さい場合、当該胎児はサンプルの下位 5% に属することを意味し、当該胎児の BPD のサイズが統計的に非常に小さいことを示している。このように、グラフ Tmax、Tmin により定義される範囲は、統計的に正常な BPD の範囲を表している。

【0010】

マーク Curr は、当該胎児に対する今回の（つまり最新の）BPD の計測結果を表している（34 週目における BPD の計測値）。また、マーク Prev は、当該胎児に対する前回の BPD の計測結果を表している（32 週目における BPD の計測値）。

40

【0011】

【特許文献 1】特開 2006 - 231035 号公報

【特許文献 2】特開 2005 - 118510 号公報

【特許文献 3】特開 2006 - 223558 号公報

【特許文献 4】特開 2006 - 187484 号公報

【特許文献 5】特開平 9 - 251364 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 1 2 】

被検体内の部位のサイズの経時的な変化を好適に観察する際には、計測対象部位のサイズの経時的な変化を直感的に把握できると便利であり、診断精度の向上も期待される。また、計測対象部位のサイズの経時変化を直感的に把握することは、計測作業の効率を向上させるためにも有効である。

【 0 0 1 3 】

しかしながら、従来のように標準値を数値で表示する構成によれば、検者は、標準値に対する計測値の大小や標準値からの差の程度などを、表示された計測値の数値と標準値の数値とを比較して判断しなければならないため、計測対象部位のサイズの経時的な変化を直感的に把握することは困難である。

10

【 0 0 1 4 】

また、トレンドグラフを表示する場合については、過去の計測結果をトレンドグラフ上に表示させることにより、計測対象部位のサイズの経時変化を把握することは可能であるが、計測対象部位の実際のサイズがどの程度変化しているかを直感的に把握することは困難である。

【 0 0 1 5 】

更に、トレンドグラフを表示する場合においては、標準値に対する大小の判断やサイズの経時変化の判断を行うことは可能であるが、計測対象部位の形態やその経時変化を把握することは困難である。また、各検査日における計測対象部位の画像を順次に表示させて、その形態の変化を逐次に観察することはできるが、このような観察手順では診断に長時間を要するとともに、異なる検査日の計測対象部位の画像を比較しにくく経過診断に用い難いといった問題がある。

20

【 0 0 1 6 】

この発明は、以上のような問題点を解決するためになされたものであり、被検体内の部位のサイズや形態の経時的な変化を直感的に把握することが可能な医用画像診断装置、医用画像表示装置及びプログラム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 】

【 0 0 1 7 】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、被検体内の形態を反映するデータを検出し、該検出されたデータに基づいて医用画像の画像データを生成する画像データ生成手段と、複数の異なる日時のそれぞれにおいて前記検出されたデータを基に前記生成された画像データに基づく複数の医用画像を表示する表示手段と、該表示された前記複数の医用画像のそれぞれに、前記被検体内の部位を表す関心領域を指定する指定手段と、該指定された関心領域をそれぞれ含む前記複数の医用画像の表示スケールを一致させ、該表示スケールが一致された前記複数の医用画像を時系列に沿って並べて前記表示手段に表示させる制御手段と、を備えることを特徴とする医用画像診断装置である。

30

【 0 0 1 8 】

また、請求項 1 3 に記載の発明は、複数の異なる日時のそれぞれにおいて取得され、被検体内の部位を表す関心領域がそれぞれ指定された医用画像の画像データを記憶する記憶手段と、表示手段と、前記指定された関心領域をそれぞれ含む前記複数の医用画像の表示スケールを一致させ、該表示スケールが一致された前記複数の医用画像を時系列に沿って並べて前記表示手段に表示させる制御手段と、を備えることを特徴とする医用画像表示装置である。

40

【 0 0 1 9 】

また、請求項 1 4 に記載の発明は、複数の異なる日時のそれぞれにおいて取得され、被検体内の部位を表す関心領域がそれぞれ指定された医用画像の画像データを記憶する記憶手段と、表示手段と、を備えるコンピュータを、前記指定された関心領域をそれぞれ含む前記複数の医用画像の表示スケールを一致させ、該表示スケールが一致された前記複数の医用画像を時系列に沿って並べて前記表示手段に表示させる制御手段として機能させる、ことを特徴とするプログラムである。

50

【発明の効果】

【0020】

この発明によれば、複数の異なる日時のそれぞれにおいて取得され、被検体内の部位を表す関心領域がそれぞれ指定された複数の医用画像の表示スケールを一致させるとともに、表示スケールが一致された複数の医用画像を時系列に沿って並べて表示させることができる。したがって、検者は、表示スケールが一致され、かつ、時系列に並べて表示される複数の医用画像を観察することができるので、被検体内の部位のサイズや形態の経時的な変化を直感的に把握することが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

この発明に係る医用画像診断装置、医用画像表示装置及びプログラムの好適な実施の形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。

【0022】

〔装置構成〕

まず、この発明に係る医用画像診断装置の構成について図1～図3を参照しつつ説明する。ここで、図1は、この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の全体構成の一例を表している。図2は、この発明に係る医用画像診断装置の制御系の構成の一例を表している。なお、図2においては、制御系の説明に必要な構成部分が特に記載されており、それ以外の構成部分は省略されている。図3は、この発明に係る医用画像診断装置の超音波プローブによる超音波スキャンの態様を表している。

【0023】

超音波診断装置は、一般に、被検体内の形態や機能を反映するデータ（エコー信号）を検出し、この検出データに基づいて医用画像の画像データを形成して表示する装置である。この実施形態では、被検体内の形態として、母体内の胎児の形態を表す画像を取得する場合について説明する。

【0024】

なお、この実施形態では超音波診断装置について詳細に説明するが、この発明に係る医用画像診断装置は、被検体内の形態を反映するデータを検出し、この検出されたデータに基づいて医用画像の画像データを生成する機能を有する任意の装置であってもよい。具体的には、X線診断装置、X線CT装置、磁気共鳴イメージング（MRI）装置、核医学診断装置（PET、SPECT等）などの医用画像診断装置に対して、この発明に係る構成を適用することが可能である。

【0025】

この実施形態に係る超音波診断装置1は、図1に示すように、LAN（Local Area Network）等の通信回線Nを介して医用画像データベース100に接続されている。なお、医用画像データベースは、超音波診断装置1の内部に設けることも可能である。

【0026】

医用画像データベース100は、超音波診断装置1を含む医用画像診断装置により取得された医用画像の画像データを保管し管理するデータベースである。医用画像データベース100には、複数の医用画像（の画像データ）G1～GNが保管されている。

【0027】

各医用画像Gi（ $i = 1 \sim N$ ）には、その医用画像を取得した検査に関する検査情報が付帯されている（図示は省略する）。医用画像Giに対する検査情報の付帯態様としては、たとえばDICOM（Digital Imaging and Communications in Medicine）規格による手法や、通常のファイルの関連付けの手法などの任意の手法を適用することができる。

【0028】

検査情報には、患者識別情報、計測結果情報、胎児年齢情報、検査日時情報、検査条件情報などの情報が含まれている。患者識別情報は、患者の氏名や当該医療機関における患

10

20

30

40

50

者IDなどの患者を識別するための情報を含んでいる。計測結果情報は、その医用画像に基づいて実施された計測の内容やその計測結果を含んでいる。

【0029】

胎児年齢情報は、LMP (Last Menstrual Period; 最終月経開始日) に基づく胎児の推定週数や、妊娠期間 (gestational age, gestational period; 在胎期間) など、胎児の年齢を表す情報を含んでいる。なお、胎児の年齢は週数によって表されるのが一般的であるので、胎児年齢情報に含まれる情報を「胎児週数」と呼ぶことがある。

【0030】

検査日時情報は、その医用画像を取得した検査を実施した日時を表す情報を含んでいる。なお、「日時」とは、年、月、日、時、分、秒のうち少なくとも1つ以上の情報を適宜に含んでいるものとする。

10

【0031】

検査条件情報は、その医用画像を取得した検査における各種の条件に関する情報を含んでいる。検査条件情報には、その医用画像の撮影対象 (関心領域) の名称や、その医用画像を取得したときの倍率や、超音波スキャンのスキャン方式などの情報が含まれている。

【0032】

医用画像データベース100としては、たとえばPACS (Picture Archiving and Communication System) における医用画像データベースを用いることができる。また、比較的小規模な産科医院などにおいては、大容量のハードディスクドライブ等の記憶装置を有する汎用のコンピュータなどを医用画像データベース100として用いることができる。

20

【0033】

超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、信号処理部4、画像処理部5、演算処理部6、記憶部7、ユーザインターフェイス8及び制御部9を含んで構成される。以下、超音波診断装置1を構成する各部の一具体例を説明する。

【0034】

[記憶部]

まず、記憶部7について説明する。記憶部7は、RAM (Random Access Memory) やROM (Read Only Memory) やハードディスクドライブなどの任意の記憶装置によって構成される。

30

【0035】

[プログラム]

記憶部7には、この発明に特徴的な動作を超音波診断装置1に実行させるためのプログラム71があらかじめ記憶されている。プログラム71は、この発明の「プログラム」の一例に相当するものである。

【0036】

[標準値情報]

また、記憶部7には、標準値情報72があらかじめ記憶されている。標準値情報72は、関心領域に相当する体内部位のサイズの標準値を表す情報である。この実施形態における標準値情報72は、胎児の関心領域の標準的なサイズを表す情報である。標準値情報72は、たとえば当該医療機関において蓄積された臨床データに基づいてあらかじめ算出することができる。

40

【0037】

このサイズとしては、たとえば、BPD (児頭大横径)、AC (abdominal circumference; 体幹周囲長)、APTD (antero-posterior trunk diameter; 体幹前後径)、HC (head circumference; 児頭周囲長)、CRL (crownrump length; 頭殿長)、TTD (transverse trunk diameter; 体幹横径)、EFW (estimated fetal weight; 推定児体重) などがある。

50

【0038】

また、これらの他にも、胎児の所定部位（頭部や胸部や腹部等）の体積や質量、所定の断面位置における断面積などの任意のサイズに関する標準値情報72を使用することができる。

【0039】

また、標準値情報72は、胎児の標準的なサイズの経時的变化を示す情報（経時的变化情報）を含んでいる。この経時的变化情報は、たとえば、胎児の週数に応じたBPDの変化を示す情報（すなわち、各週数毎のBPDの標準的な値を記載したりリスト情報や、週数を横軸に取り、BPDの標準的な値を縦軸に取ったグラフ情報等）を含んで構成されるものである。

10

【0040】

なお、経時的变化情報における時間の単位は、「週」に限定されるものではなく、上記の検査日時情報における時間の単位に換算可能な任意の時間間隔であってよい。なお、この実施形態にて使用される時間の単位は、一般に、観察対象となる体内部位のサイズの変化の速さに応じて決定される。たとえば、胎児の発育状態を観察する場合には前述のように週数を時間の単位として用いることができるし、また、心臓の動きを観察する場合には心臓の運動の様々なフェーズ（心電図等により得られる）を把握できるように短い時間の単位（秒など）を用いることになる。

【0041】

また、標準値情報72には、BPD等の複数の臨床データ（サンプル）に基づく平均値や許容範囲などの情報が含まれている。平均値は、複数の臨床データの平均を算出することにより求めることができる。また、許容範囲は、複数の臨床データから統計的に得られる平均値と標準偏差とに基づく所定の信頼区間（95%信頼区間や99%信頼区間等）として求めることができる。また、許容範囲は、複数の臨床データから特異値を除いた範囲とすることができる（たとえばサンプル全体の上位5%と下位5%とを除いた範囲など）。なお、経時的变化情報については、各胎児週数について、平均値や許容範囲を求めることになる。

20

【0042】

標準値情報72に含まれるこれらの情報をまとめて「標準値」と称することがある。標準値情報72をあらかじめ記憶した記憶部7は、この発明の「記憶手段」の一例として機能するものである。

30

【0043】

〔画像フォルダ〕

また、記憶部7には、画像フォルダ73が設けられている。画像フォルダ73は、医用画像が格納されるフォルダである。この画像フォルダ73に格納される医用画像は、超音波診断装置1によって取得された医用画像であってもよいし、医用画像データベース100から取得された医用画像であってもよい。画像フォルダ73に格納される医用画像には、医用画像データベース100と同様に検査情報が付帯される。

【0044】

〔ユーザインターフェイス〕

ユーザインターフェイス8には、表示部81と操作部82が設けられている。表示部81は、この発明の「表示手段」の一例として機能するものであり、たとえばLCD（Liquid Crystal Display）やCRT（Cathode Ray Tube）ディスプレイ等の任意の表示デバイスによって構成される。表示部81には、超音波診断装置1により取得された超音波画像（医用画像）等の画像や、その画像に関する検査情報等の情報や、操作画面等の各種表示画面などが表示される。

40

【0045】

操作部82は、超音波診断装置1のコントロールパネル上の各種スイッチやトラックボール、マウス、ジョイスティック、キーボード等の任意の操作デバイスや入力デバイスによって構成される。

50

【 0 0 4 6 】

操作部 8 2 は、表示部 8 1 に表示された超音波画像（医用画像）における計測位置を指定するために用いられる。計測位置とは、超音波画像中の関心領域（R O I ; R e g i o n o f I n t e r e s t）についてサイズを計測する位置を意味する。このように、操作部 8 2 は、被検体内の部位を表す関心領域を指定するための操作に供されるものであり、この発明の「指定手段」の一例として機能する。なお、操作部 8 2 による計測位置の具体的な指定方法については後述する。

【 0 0 4 7 】

この実施形態では、表示部 8 1 と操作部 8 2 とをそれぞれ別々に構成しているが、たとえばタッチパネル方式の L C D やペンタブレットのように、これらを一体的に構成することも可能である。

10

【 0 0 4 8 】

[超音波プローブ]

超音波プローブ 2 は、1 次元的に配列された複数の超音波振動子を有している（図示は省略する。）。この複数の超音波振動子は、後述の送受信部 3 によって個別に駆動されて超音波を発信し、その反射波を受信する。

【 0 0 4 9 】

超音波プローブ 2 は、図 3 に示すように、超音波振動子の配列面から出力させる超音波ビームを走査方向（超音波振動子の配列方向）にスキャンすることにより、放射状（扇形状）のスキャン面 P を形成する。

20

【 0 0 5 0 】

超音波プローブ 2 は、この走査方向に直交する方向にスキャン面 P を移動させる機構を備えていてもよい。このような機構を備えることにより、超音波ビームを 2 次元的に走査することが可能になる。このような超音波スキャンにより、走査方向に直交する方向に配列された複数のスキャン面におけるスタックデータを取得することができる。なお、このような機構を備えていない場合には、検者が手作業でスキャン面 P の位置を移動させてスタックデータを取得することができる。

【 0 0 5 1 】

なお、超音波プローブ 2 は、2 次元的に（たとえばマトリックス状（格子状）に複数の超音波振動子が配列された 2 次元アレイ超音波プローブであってもよい。

30

【 0 0 5 2 】

[送受信部]

送受信部 3 は、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させる送信部と、この超音波の反射波を受信した超音波プローブ 2 から出力されるエコー信号を受信する受信部とを有する（図示は省略する。）。

【 0 0 5 3 】

送受信部 3 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、及びパルサ回路などを含んで構成される。クロック発生回路は、超音波の送信タイミングや送信周波数を決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）に相当する個数のパルサを内蔵し、遅延が掛けられる送信タイミングで駆動パルスが発生して、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するように動作する。

40

【 0 0 5 4 】

また、送受信部 3 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・加算回路を含んで構成される。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 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（アナログ）/ D（デジタル）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。この加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される

50

。なお、加算処理された信号を「RFデータ（若しくは生データ）」などと称することがある。送受信部3は、取得されたRFデータを信号処理部4に入力する。

【0055】

[信号処理部]

信号処理部4は、送受信部3から入力されたRFデータに基づいて、エコー信号の振幅情報を映像化するための信号処理を行う。信号処理部4により生成されたデータは、制御部9に送られてユーザインターフェイス8の表示部81にて表示されるか、若しくは、画像処理部5に入力される。この信号処理部4は、主として、Bモード処理部41、ドブラ処理部42及びCFM処理部43を含んで構成される。

【0056】

[Bモード処理部]

B (Brightness) モード処理部41は、RFデータに基づいてBモード超音波ラスタデータを生成する。より具体的に説明すると、Bモード処理部41は、RFデータに対してバンドパスフィルタ処理を行うとともに、その出力信号の包絡線を検出し、この検出されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。これにより、信号強度が輝度の明るさで表現されたスキャン面Pにおける断層画像（Bモード画像）の画像データが生成される。

【0057】

[ドブラ処理部]

ドブラ (Doppler) 処理部42は、たとえばパルスドブラ法 (PWドブラ法) や連続波ドブラ法 (CWドブラ法) により生体組織における血流情報を生成する。

【0058】

パルスドブラ法では、パルス波を用いることにより、或る特定の深度（超音波プローブ2からの距離）における血流によるドブラ効果に起因する超音波の周波数の変位（ドブラ変位周波数成分）を検出することができる。このように、パルスドブラ法は、良好な距離分解能を有するため、特定部位の組織や血流の深度計測などに好適に用いられる。このパルスドブラ法を適用する場合、ドブラ処理部42は、送受信部3から入力されるRFデータについて、所定の大きさを有する血流観測領域における信号を位相検波することによりドブラ変位周波数成分を抽出し、更にFFT (Fast Fourier Transform) 処理を施して、血流観察領域内における血流速度を表すドブラ周波数分布を示すデータを生成する。

【0059】

また、連続波ドブラ法においては、パルスドブラ法と異なり連続波を用いることにより、超音波の送受信方向（図3に示す扇形形状のスキャン面Pにおける径方向）の全ての部位におけるドブラ変位周波数成分が重畳された信号、すなわち超音波の経路上の血流状態を全て反映した信号が得られることになるが、計測速度が優れているというメリットがある。この連続波ドブラ法を適用する場合、ドブラ処理部42は、送受信部3から入力されるRFデータについて、血流観測のサンプルライン上にて受信した信号を位相検波することによりドブラ変位周波数成分を抽出し、更にFFT処理を施してサンプルライン上における血流速度を表すドブラ周波数分布を示すデータを生成する。

【0060】

[CFM処理部]

CFM (Color Flow Mapping) 処理部43は、生体組織の血流情報をモノクロのBモード画像上にカラーで重ねてリアルタイム表示させるカラーフローマッピング法を実施するとき動作する。表示される血流情報としては、血流の速度、分散、パワー等がある。この血流情報は、2値化情報として得られる。

【0061】

より具体的に説明すると、CFM処理部43は、位相検波回路、MTI (Moving Target Indecation) フィルタ、自己相関器、流速・分散演算器などを含んで構成される。CFM処理部43は、生体組織の形態が反映された形態信号と、血

10

20

30

40

50

流が反映された血流信号とをハイパスフィルタ処理（MTIフィルタ処理）で分離し、自己相関処理により血流の速度、分散、パワー等の血流情報を複数の位置について求める。また、形態信号を低減するための非線形処理などを実施することもある。

【0062】

[画像処理部]

画像処理部5は、信号処理部4により生成されたデータに基づく各種の画像処理を行う。たとえば、画像処理部5は、DSC（Digital Scan Converter）を有し、信号処理部4により生成された超音波走査に同期したデータを、表示用のデータ（テレビ走査方式のデータ）に変換する処理、すなわちスキャンコンバージョン処理を実行する。

10

【0063】

また、画像処理部5には、以下に説明するボリュームデータ生成部51とMPR処理部52が設けられている。

【0064】

[ボリュームデータ生成部]

ボリュームデータ生成部51は、複数のスキャン面について超音波ビームの走査が行われたときに信号処理部4のBモード処理部41により生成される各スキャン面の画像データ（スタックデータ）に補間処理を施して、ボリュームデータ（ボクセルデータ）を生成する。ボリュームデータ生成部51は、たとえばDSCやマイクロプロセッサ等を含んで構成される。

20

【0065】

なお、ボリュームデータに基づく擬似的な3次元画像を表示させる場合、画像処理部5は、このボリュームデータに対してボリュームレンダリング処理やMIP（Maximum Intensity Projection）処理などを施して表示用の画像データを生成する。制御部9は、この表示用の画像データを表示部81に送信して擬似的な3次元画像を表示させる。

【0066】

[MPR処理部]

MPR（Multiplanar Reconstruction）処理部52は、ボリュームデータ生成部51によって生成されたボリュームデータに基づいて断面変換処理を実行することにより、任意の断面における断層画像（MPR画像）の画像データを生成する。MPR処理部52は、たとえばDSCやマイクロプロセッサ等を含んで構成される。

30

【0067】

なお、超音波プローブ2、送受信部3、信号処理部4及び画像処理部5は、被検体内の形態を反映するデータ（エコー信号）を検出し、このデータに基づいて医用画像の画像データを生成するように作用するものであり、この発明の「画像データ生成手段」の一例に相当する。

【0068】

[演算処理部]

演算処理部6は、Bモード画像やMPR画像などの医用画像の画像データに基づいて、各種の演算処理を行う。演算処理部6には、特に計測処理部61が設けられている。

40

【0069】

[計測処理部]

計測処理部61は、表示部81に表示された医用画像における関心領域のサイズを計測するもので、この発明の「計測手段」の一例として機能する。検者が操作部82を操作して医用画像中に計測位置を指定すると、計測処理部61は、指定された計測位置に基づいて目的のサイズを計測する。また、計測処理部61は、医用画像を解析して計測対象の関心領域を自動検出し、その関心領域のサイズを自動計測するように構成されていてもよい。計測処理部61によるサイズの計測処理は、たとえば従来と同様にして実行することが

50

できる。

【0070】

〔制御部〕

制御部9は、プログラム71に基づいて超音波診断装置1の各部を制御するもので、CPU (central processing unit) 等のマイクロプロセッサを含んで構成される。制御部9は、以下に説明するように、この発明の「制御手段」の一例として機能するものである。

【0071】

図2に示すように、制御部9には、主制御部90、表示スケール調整部91、表示方向調整部92、関心領域抽出部93、表示制御部94及びデータ通信部95が設けられている。以下、これらの各部90～95について説明する。

10

【0072】

〔主制御部〕

主制御部90は、超音波診断装置1の各部の制御を司っている。特に、主制御部90は、プログラム71に基づく後述の使用形態を超音波診断装置1に実施させるために、装置各部をプログラム71aに示す順序で動作させる。

【0073】

また、主制御部90は、記憶部7に記憶された情報の読み出し処理や、記憶部7に対する情報の書き込み処理を行う。更に、主制御部90は、操作部82からの操作信号に応じて超音波診断装置1の各部を動作させる。

20

【0074】

〔表示スケール調整部〕

胎児の発育状態などの経過診断は、複数の異なる日時のそれぞれにおいて取得された同一の関心領域を含む医用画像を参照して行う。表示スケール調整部91は、このような経過診断に用いられる複数の医用画像の表示スケールを一致させるように作用する。

【0075】

なお、「表示スケール」とは、表示部81に表示される医用画像が定義される座標系における座標軸のスケール、つまり当該座標軸における単位距離（たとえば1mmや1cm）の長さを意味する。したがって、複数の医用画像の表示スケールが一致されると、これら複数の医用画像は、同じスケールの座標系によりそれぞれ定義されて表示部81の表示画面上に表示されることとなる。換言すると、複数の医用画像の表示スケールが一致された場合、各医用画像における単位距離（実際の単位距離：1mm等）が表示画面上において等しくなるように、これら複数の医用画像が表示されることとなる。

30

【0076】

表示スケール調整部91が実行する処理についてより具体的に説明する。経過診断用の複数の医用画像が同じ倍率で取得されている場合には、特に表示スケールの調整を行う必要はない。

【0077】

一方、倍率が異なる医用画像が含まれている場合には、表示スケール調整部91は、全ての医用画像の倍率が一致するように表示スケールを調整する。たとえば、倍率が1倍の第1の医用画像と、倍率が1.5倍の第2の医用画像と、倍率が2倍の第3の医用画像との表示スケールを一致させる場合、第2の医用画像を2/3倍し、第3の医用画像を1/2倍する。

40

【0078】

〔表示方向調整部〕

医用画像の向きは、母体内における胎児の向きや超音波プローブ2の当て方などに依存する。したがって、経過診断のように同一の関心領域を観察する場合、複数の医用画像の向きが異なっているのが一般的である。

【0079】

表示方向調整部92は、このような複数の医用画像の表示方向を一致させる処理を行う

50

ものであり、この発明の「表示方向調整手段」の一例として機能する。以下、表示方向の調整処理の具体例を説明する。

【0080】

表示方向調整処理の第1の具体例について図4、図5を参照しつつ説明する。この第1の具体例は、関心領域のサイズの計測位置に基づいて医用画像の表示方向を一致させるものであり、たとえば関心領域における距離（長さ）を計測する場合に適用可能である。

【0081】

ここでは、異なる日時に取得された3つの医用画像の表示方向を合わせる場合を説明する。図4には、これら3つの医用画像上に指定された関心領域R1、R2、R3が記載されている。各関心領域R1～R3は、たとえばBPDを計測するときのように楕円形状に設定されている。

10

【0082】

計測マークM11、M12は、関心領域R1における距離の計測位置を設定するために指定入力されたマークである。計測マークM11、M12は、距離の計測部位である線分L1の両端を指定するものである。関心領域R2に関する計測マークM21、M22及び線分L2、更には、関心領域R3に関する計測マークM31、M32及び線分L3についても同様である。

【0083】

表示方向調整部92は、計測マークM11、M12の位置に基づいて、関心領域R1における計測位置（線分L1）を求める。また、表示方向調整部92は、同様にして関心領域R2、R3における計測位置（線分L2、L3）をそれぞれ取得する。ここで、各計測マークの位置を表す情報は、その医用画像に付帯された検査情報に含まれている。なお、線分L1～L3の位置（計測位置）を表す情報が検査情報に含まれている場合には、計測マークの位置から計測位置を求める処理を行わずに、この計測位置を表す情報をそのまま利用することができる。

20

【0084】

次に、表示方向調整部92は、各関心領域R1～R3における計測位置により決定される計測方向が同じ方向を向くように、すなわち線分L1～L3が同じ方向を向くように、関心領域R1～R3を含む各医用画像の回転角度を求める。このとき、線分L1～L3を向ける方向はあらかじめ設定されているものとする。

30

【0085】

最後に、表示方向調整部92は、求めた回転角度だけ各医用画像を回転させる。この画像回転処理は、従来と同様にアフィン変換を用いるなどして行うことができる。図5は、この具体例により表示方向が一致された3つの医用画像における関心領域R1～R3の配置状態を表している。

【0086】

次に、表示方向調整処理の第2の具体例について図6、図7を参照しつつ説明する。この具体例は、関心領域の形状に基づいて医用画像の表示方向を一致させるものであり、たとえば関心領域の面積や体積や周囲長を計測する場合に適用可能である。この具体例においても、3つの医用画像における楕円形状の関心領域R1～R3について説明する。

40

【0087】

表示方向調整部92は、図6に示す楕円形状の各関心領域R1～R3の長軸A1、A2、A3の方向を特定する。次に、表示方向調整部92は、各長軸A1～A3が同じ方向を向くように、関心領域R1～R3を含む各医用画像の回転角度を求める。このとき、長軸A1～A3を向ける方向はあらかじめ設定されているものとする。最後に、表示方向調整部92は、求めた回転角度だけ各医用画像を回転させる。図7は、この具体例により表示方向が一致された3つの医用画像における関心領域R1～R3の配置状態を表している。

【0088】

〔関心領域抽出部〕

関心領域抽出部93は、関心領域が指定された医用画像から当該関心領域に相当する部

50

分画像を抽出するもので、この発明の「抽出手段」の一例として機能する。

【0089】

医用画像に関心領域が指定されている場合には、この関心領域の位置を表す情報が検査情報に含まれている。関心領域抽出部93は、この検査情報に含まれる情報に基づいて、医用画像に設定された関心領域の位置を特定するとともに、この特定位置に相当する部分画像を医用画像から抽出する。この関心領域抽出処理は、画像処理分野においてトリミング(trimming)と呼ばれる処理に相当する。

【0090】

[表示制御部]

表示制御部94は、医用画像等の各種の画像や、検査情報等の各種の情報や、操作画面等の各種の表示画面を表示部81に表示させる。

10

【0091】

[データ通信部]

データ通信部95は、超音波診断装置1と通信可能な装置との間でデータの送受信を行う。特に、データ通信部95は、医用画像データベース100から通信回線Nを通じて送信された医用画像(及び検査情報)を受信する。また、データ通信部95は、通信回線Nを通じて医用画像データベース100に医用画像(及び検査情報)を送信する。また、データ通信部95は、医用画像データベース100に対して医用画像等のデータの送信要求を通信回線Nを通じて送信する。データ通信部95は、LANカード等のネットワークアダプタを含んで構成される。

20

【0092】

[使用形態]

この実施形態に係る超音波診断装置1の使用形態について説明する。図8に示すフローチャートは、同一の関心領域について異なる一時に取得された複数の医用画像を表示させるための超音波診断装置1の使用形態の一例を表している。

【0093】

図8に示す使用形態を説明する前に、超音波診断装置1による医用画像の取得や計測処理について簡単に説明する。まず、検者は、従来と同様に、被検体(母体)の腹部に超音波ゼリーのカップリング媒体を塗布し、超音波プローブ2を当接して胎児の画像(医用画像)を取得する。

30

【0094】

取得された画像は、表示制御部94によって表示部81に表示される。また、主制御部90は、取得された画像の画像データを検査情報とともに画像フォルダ73に格納する。この検査情報には、患者識別情報、胎児年齢情報、検査日時情報、検査条件情報などが含まれている。これらの情報は、検者が入力した情報等に基づいて制御部9により自動生成される。

【0095】

検者は、従来と同様に、計測対象に応じた計測ツールを用いて画像中に関心領域を設定するとともに、計測対象部位の距離や面積や体積等を計測する。主制御部90は、その計測内容や計測結果(計測結果情報)を当該画像の検査情報に記録する。

40

【0096】

計測処理が終了すると、主制御部90は、画像フォルダ73に格納された画像データと検査情報を読み出し、データ通信部95を制御して医用画像データベース100に送信する。医用画像データベース100は、この画像データと検査情報を保管する。

【0097】

胎児の発育状態を観察するための経過診断においては、以上のような画像取得及び計測処理を所定間隔で行う(たとえば毎週、一週間おき等)。それにより、同一の関心領域について複数の異なる日時に取得された医用画像及び検査情報が医用画像データベース100に保管されることとなる。以上で画像取得及び計測処理に関する説明を終了し、図8に示す超音波診断装置1の使用形態の説明に移行する。

50

【0098】

最初に、経過診断に供する医用画像及び検査情報を医用画像データベース100から取得する(S1)。このステップS1について具体的に説明する。まず、検者は、操作部82を操作して、被検体(母体)の患者識別情報を入力するとともに、計測内容(たとえば「BPD」等の計測内容の名称)を入力する。主制御部90は、データ通信部95を制御し、入力された患者識別情報と計測内容を医用画像データベース100に送信する(送信要求)。

【0099】

医用画像データベース100は、超音波診断装置1からの送信要求を受信し、患者識別情報及び計測内容に基づいて医用画像及び検査情報を検索して超音波診断装置1に送信する。主制御部90は、データ通信部95が受信した医用画像及び検査情報を画像フォルダ73に格納する。

10

【0100】

医用画像データベース100から取得された医用画像を符号G1~GNで表すことにする。各医用画像G1~GNには、その医用画像に基づく計測結果を含む検査情報が付帯されている。すなわち、医用画像G1~GNは、複数の異なる日時に取得された医用画像及び検査情報に相当する。

【0101】

次に、検者は、操作部82を操作し、経過診断に供する情報の表示態様の選択を行う(S2)。表示態様の選択肢としては、図12に示したような従来のトレンドグラフ表示画面を表示するものや、画像を用いたトレンドグラフ表示画面を表示するものなどがある。

20

【0102】

前者の表示態様が選択された場合、主制御部90は、医用画像データベース100から取得された複数の日時の検査情報に基づいて従来と同様のトレンドグラフを作成し、表示制御部94を制御して表示部81に表示させる。

【0103】

一方、後者の表示態様は、この発明に係る表示態様である。以下、後者の表示態様が選択されたものとして説明する。

【0104】

後者の表示態様が選択されると、表示スケール調整部91は、医用画像G1~GNの表示スケールを一致させる(S3)。

30

【0105】

次に、表示方向調整部92は、表示スケールが一致された医用画像G1~GNの表示方向を一致させる(S4)。

【0106】

続いて、関心領域抽出部93は、表示スケール及び表示方向が一致された医用画像G1~GNのそれぞれから関心領域に相当する部分画像を抽出する(S5)。

【0107】

ここで、ステップS3、S4、S5は、任意の順序で行うことができる。

【0108】

表示制御部94は、ステップS5で抽出された複数の部分画像を時系列に沿って並べて表示部81に表示させる(S6)。検者は、ステップS6で表示された情報を参照して胎児の発育状態の経過診断を行う。

40

【0109】

ステップS6の処理についてより具体的に説明する。各医用画像G1~GNに付帯された検査情報には検査日時が含まれている。ここで、医用画像G1、G2、・・・、GNは、検査日時の古い順序であるとする。表示制御部94は、医用画像G1~GNから抽出された複数(N個)の部分画像を検査日時の古い順に並べて表示させる。

【0110】

なお、N個の部分画像の全てを一度に表示させてもよいし、N個の部分画像のうちの2

50

個以上の部分画像のみを一度に表示させるようにしてもよい。後者の場合であっても、2個以上の部分画像は時系列に沿って表示される。また、検査日時の新しい順に並べて表示させることも可能である。

【0111】

[表示態様の具体例]

上記のステップS6で表示される情報の具体例を説明する。図9～図11は、ステップS6で表示される情報の具体例を表している。

【0112】

[第1の表示態様]

第1の表示態様では、たとえばBPDのように、医用画像中における直線的な距離を計測した結果を表示する場合の具体例を説明する。図9に示す表示情報は、胎児のBPDの値の経時的变化を表すものであり、原点グラフCと、平均値グラフC1、C2と、許容範囲グラフD1、D2と、医用画像G1～G5とを含んでいる。これらの情報は、横軸が胎児週数を表し、縦軸がBPDの値を表す平面座標系上に表示される。なお、平均値グラフC1、C2や許容範囲グラフD1、D2は、この発明の「グラフ情報」の一例に相当している。

10

【0113】

原点グラフCは、BPDの値の原点(縦軸の原点)を表している。平均値グラフC1、C2は、胎児週数に応じたBPDの値の平均値を表している。各胎児週数におけるBPDの平均値は、当該胎児週数に対応する座標系上の位置における、2つの平均値グラフC1、C2の間隔によって表現されている。平均値グラフC1、C2が表現する平均値は、たとえば当該医療機関において過去に蓄積された多数のBPDの値のサンプルから算出されたものである。

20

【0114】

許容範囲グラフD1、D2は、胎児週数に応じたBPDの値の許容範囲の最大値を表している。各胎児週数におけるBPDの値の許容範囲の最大値は、当該胎児週数に対応する座標系上の位置における、2つの許容範囲グラフD1、D2の間隔によって表現されている。許容範囲グラフD1、D2が表現する許容範囲は、たとえば、上記の平均値の基となったサンプルより算出される標準偏差に基づき導出された範囲である。また、このサンプルの上位の所定の割合(たとえば5%)を除いた範囲を当該許容範囲として用いることも可能である。

30

【0115】

なお、図9では、許容範囲の最大値のみを表示しているが、許容範囲の最小値を表す許容範囲グラフを表示することも可能である。また、許容範囲の最大値を表す許容範囲グラフと最小値を表す許容範囲の双方を表示させることも可能である。

【0116】

医用画像G1～G5は、経過診断の対象の胎児について5つの異なる日時に取得された頭部の断層画像である。特に、各医用画像G1～G5は、当該日時におけるBPDの計測に用いられた断層画像(関心領域に指定された部分画像)である。

【0117】

医用画像G1～G5は、表示スケール調整部91により表示スケールが一致されており、かつ、表示方向調整部92により表示方向が一致されている。各医用画像G1～G5の上端及び下端にそれぞれ表示された円形の画像は、一对の計測マークの位置を表している(図4参照)。

40

【0118】

医用画像G1～G5は、画像の上下方向(つまりBPDの計測方向)の中心位置が原点グラフC上に配置されるように表示されている。ここで、各医用画像G1～G5における計測方向と原点グラフCとは、互いに直交している。すなわち、各医用画像G1～G5における計測方向は、座標系の縦軸(BPD)に平行に配置されている。

【0119】

50

また、医用画像 G 1 ~ G 5 の表示スケールと、座標系の縦軸の表示スケールとは一致されている。つまり、各医用画像 G 1 ~ G 5 上における単位距離 (1 mm) と、縦軸上における単位距離 (1 mm) とは、一致している。したがって、各医用画像 G 1 ~ G 5 上の一対の計測マークを両端とする線分の長さは、当該医用画像に基づく B P D の値を表すものになっている。

【 0 1 2 0 】

このような医用画像 G 1 ~ G 5 とグラフ情報 C 1、C 2、D 1、D 2 を観察することにより、検者は、各医用画像 G 1 ~ G 5 に基づく B P D の値が標準値 (平均値、許容範囲) に対してどの程度の大きさであるかを直感的に把握することができる。また、このような表示態様によれば、B P D の値の経時的変化や計測部位の形態やサイズの経時的変化を直感的に把握することが可能である。

10

【 0 1 2 1 】

図 9 に示した表示態様は、計測対象が B P D である場合に限定されるものではなく、医用画像中の直線的な距離を計測対象とする任意の場合に適用することが可能である。具体的には、A P T D (体幹前後径)、C R L (頭殿長)、T T D (体幹横径) などが計測対象である場合に、図 9 の表示態様を適用することが可能である。

【 0 1 2 2 】

〔 第 2 の表示態様 〕

第 2 の表示態様では、直線的な距離以外の計測結果を表示する場合の具体例を説明する。直線的な距離以外の計測対象としては、たとえば、A C (体幹周囲長) や H C (児頭周囲長) のような周囲長や、E F W (推定児体重) 等の質量などがある。また、第 2 の表示態様は、胎児の所定断面における面積を計測する場合や、所定部位の体積を計測する場合などにも適用することが可能である。

20

【 0 1 2 3 】

図 1 0 に示す表示情報は、胎児の A C の値の経時的変化を表すものであり、原点グラフ E と、平均値グラフ E 1、E 2 と、許容範囲グラフ F 1、F 2 と、医用画像 H 1 ~ H 5 と、計測値呈示画像 h 1 ~ h 5 とを含んでいる。これらの情報は、横軸が胎児週数を表し、縦軸が A C の値を表す平面座標系上に表示される。なお、平均値グラフ E 1、E 2 や許容範囲グラフ F 1、F 2 は、この発明の「グラフ情報」の一例に相当している。

【 0 1 2 4 】

原点グラフ E は、A C の値の原点 (縦軸の原点) を表している。平均値グラフ E 1、E 2 は、胎児週数に応じた A C の値の平均値を表している。各胎児週数における A C の平均値は、当該胎児週数に対応する座標系上の位置における、2 つの平均値グラフ E 1、E 2 の間隔によって表現されている。平均値グラフ C 1、C 2 が表現する平均値の算出方法は、第 1 の表示態様の場合と同様である。

30

【 0 1 2 5 】

許容範囲グラフ F 1、F 2 は、胎児週数に応じた A C の値の許容範囲の最大値を表している。各胎児週数における A C の値の許容範囲の最大値は、当該胎児週数に対応する座標系上の位置における、2 つの許容範囲グラフ F 1、F 2 の間隔によって表現されている。許容範囲グラフ F 1、F 2 が表現する許容範囲の算出方法は、第 1 の実施形態の場合と同様である。

40

【 0 1 2 6 】

なお、図 1 0 では、許容範囲の最大値のみを表示しているが、許容範囲の最小値を表す許容範囲グラフを表示することも可能である。また、許容範囲の最大値を表す許容範囲グラフと最小値を表す許容範囲の双方を表示させることも可能である。

【 0 1 2 7 】

医用画像 H 1 ~ H 5 は、経過診断の対象の胎児について 5 つの異なる日時に取得された体幹部の断層画像である。特に、各医用画像 H 1 ~ H 5 は、当該日時における A C の計測に用いられた断層画像 (関心領域に指定された部分画像) である。

【 0 1 2 8 】

50

医用画像 H 1 ~ H 5 は、表示スケール調整部 9 1 により表示スケールが一致されており、かつ、表示方向調整部 9 2 により表示方向が一致されている。なお、この第 2 の表示態様においては、医用画像 H 1 ~ H 5 の表示スケールと、座標系の縦軸の表示スケールとを一致させる必要はない。

【 0 1 2 9 】

医用画像 H 1 ~ H 5 は、画像の上下方向（楕円形状の関心部位の長軸方向）の中心位置が原点グラフ E 上に配置されるように表示されている。ここで、各医用画像 H 1 ~ H 5 の上下方向と原点グラフ E とは、互いに直交している。

【 0 1 3 0 】

計測値呈示画像 h 1 ~ h 5 は、当該医用画像 H 1 ~ H 5 に基づく A C の計測値の大きさを画像として呈示するものである。各計測値呈示画像 h 1 ~ h 5 は、座標系の縦軸（A C）の表示スケールに応じた長さの両側矢印形状の画像である。各計測値呈示画像 h 1 ~ h 5 は、画像の中心位置が原点グラフ E 上に配置されるように表示される。また、各計測値呈示画像 h 1 ~ h 5 は、縦軸に平行に表示される。それにより、各医用画像 H 1 ~ H 5 に基づく A C の計測値は、当該計測値呈示画像 h 1 ~ h 5 の長さによって表現されることになる。このように、計測値呈示画像 h 1 ~ h 5 は、非直線的な距離の計測値や、距離以外の計測値を直線的に表現するものであり、その計測値の値の大小を画像の長さで表現するものである。

10

【 0 1 3 1 】

このような計測値呈示画像 h 1 ~ h 5 とグラフ情報 E 1、E 2、E 1、E 2 を観察することにより、検者は、各検査日における A C の値が標準値（平均値、許容範囲）に対してどの程度の大きさであるかを直感的に把握することができる。また、このような表示態様によれば、A C の値の経時的変化や、計測部位の形態やサイズの経時的変化を直感的に把握することが可能である。

20

【 0 1 3 2 】

[第 3 の表示態様]

第 3 の表示態様では、比較的多数の医用画像を一度に表示させる場合の表示態様について説明する。図 1 1 は、8 つの医用画像 J 1 ~ J 8 を一度に表示させる場合の表示態様の一例を表している。医用画像 J 1 ~ J 8 は、8 つの異なる日時に取得されたものである。なお、符号 8 1 A は、表示部 8 1 のスクリーンを表している。

30

【 0 1 3 3 】

スクリーン 8 1 A には、2 つの座標系 K 1、K 2 が上下に並んで表示される。各座標系 K 1、K 2 の横軸は胎児週数を表している。また、縦軸は、たとえば胎児の頭部の垂直方向の長さを表している。

【 0 1 3 4 】

各座標系 K 1、K 2 が定義する平面上には、第 1 の表示形態と同様の平均値グラフ（破線）と許容範囲グラフ（点線）とが表示されている。座標系 K 1 が定義する平面上には、胎児週数が第 3 5 週までの間に取得された 5 つの医用画像 J 1 ~ J 5 が並んで表示されている。また、座標系 K 2 が定義する平面上には、第 3 5 週以降に取得された 3 つの医用画像 J 6 ~ J 8 が表示されている。

40

【 0 1 3 5 】

この第 3 の表示態様によれば、一度に表示させる医用画像が多数あっても、計測値の経時的変化や形態の経時的変化を直感的に把握可能に表示することができる。

【 0 1 3 6 】

[作用・効果]

この実施形態に係る超音波診断装置 1 の作用と効果について説明する。

【 0 1 3 7 】

超音波診断装置 1 は、被検体内の形態を反映するデータを検出し、このデータに基づいて医用画像の画像データを生成する。特に、経過診断を行う場合には、複数の異なる日時のそれぞれにおいて、同じ被検体内の部位を含む医用画像の画像データを取得する。検者

50

は、被検体の当該部位（計測対象部位）を表す関心領域を各医用画像上に指定する。このように取得された複数の医用画像の画像データは、医用画像データベース100に保管される。

【0138】

更に、超音波診断装置1は、複数の医用画像の画像データを医用画像データベース100から取得し、これら複数の医用画像の表示スケールを一致させるとともに、表示スケールが一致された複数の医用画像を時系列に沿って並べて表示するように作用する。

【0139】

このように作用する超音波診断装置1によれば、検者は、表示スケールが一致され、かつ、時系列に並べて表示された複数の医用画像を観察することにより、計測対象部位（関心領域）のサイズや形態の経時的な変化を直感的に把握することが可能である。

10

【0140】

また、超音波診断装置1は、複数の医用画像の表示方向を一致させて表示することができるので、検者は、被検体内の部位のサイズや形態の経時的な変化を容易に把握することが可能である。更に、超音波診断装置1は、被検体内の部位のサイズの計測位置や、当該部位（計測対象部位）に対して指定された関心領域の形状に基づいて複数の医用画像の表示方向を一致させることができるので、検者は、被検体内の部位のサイズや形態の経時的変化を容易に把握することができる。

【0141】

また、超音波診断装置1は、関心領域のサイズの標準値を表す標準サイズ画像を複数の医用画像とともにするように構成されている。この標準サイズ情報としては、特に、時系列に沿った当該サイズの変化を表すグラフ情報が表示される。このグラフ情報としては、当該サイズの平均値を表す平均値グラフや、当該サイズの許容範囲を表す許容範囲グラフなどを表示するようになっている。

20

【0142】

それにより、検者は、各医用画像の関心領域のサイズと、当該サイズの標準値（平均値や許容範囲）とを比較することができるので、被検体内の部位のサイズや形態の経時的な変化を直感的に把握することが可能である。

【0143】

また、超音波診断装置1は、複数の医用画像のそれぞれについて計測されたサイズを呈示する計測値呈示画像を、複数の医用画像とともに時系列に沿って並べて表示するように構成されている。この計測値呈示画像は、特に、計測対象が直線的な距離以外であるときに表示される。

30

【0144】

それにより、検者は、同時に表示される複数の医用画像と計測値呈示画像とを比較することができ、計測値の経時的変化や、計測部位の形態やサイズの経時的変化を直感的に把握することが可能である。更に、上記の標準サイズ画像を同時に表示させることにより、サイズの計測値が標準値（平均値、許容範囲）に対してどの程度の大きさであるかを直感的に把握することができる。

【0145】

また、超音波診断装置1は、複数の医用画像のそれぞれから関心領域に相当する部分画像を抽出し、その部分画像を医用画像から切り出して表示することができる。したがって、検者は、医用画像中の観察したい部位のみを容易に比較することができる。それにより、検者は、被検体内のサイズや形態の経時的な変化の直感的把握を促進することが可能である。

40

【0146】

[医用画像表示装置について]

この発明に係る医用画像表示装置は、複数の異なる日時のそれぞれにおいて取得され、被検体内を表す関心領域がそれぞれ指定された医用画像の画像データを記憶する記憶手段と、表示手段と、指定された関心領域をそれぞれ含む複数の医用画像の表示スケールを一

50

致させ、表示スケールが一致された複数の医用画像を時系列に沿って並べて表示手段に表示させる制御手段とを備えている。

【0147】

この医用画像表示装置は、たとえば上記の超音波診断装置1における記憶部7、ユーザインターフェイス8及び制御部9を含んだ装置として構成することができる。このとき、記憶部7が「記憶手段」の一例として機能し、ユーザインターフェイス8の表示部81が「表示手段」の一例として機能し、制御部9が「制御手段」の一例として機能することとなる。

【0148】

この医用画像表示装置は、任意の医用画像処理装置や医用画像データベースなどから医用画像の画像データを受け付けて上記の処理を実行する。この医用画像表示装置の構成は、たとえば読影用の表示装置（読影ビューア）などに適用することが可能である。

10

【0149】

このような医用画像表示装置によれば、検者は、上記の超音波診断装置1と同様に、被検体内の部位のサイズや形態の経時的な変化を直感的に把握することが可能である。

【0150】

[プログラムについて]

この発明に係るプログラムは、複数の異なる日時それぞれにおいて取得され、被検体内を表す関心領域がそれぞれ指定された医用画像の画像データを記憶する記憶手段と、表示手段とを備えるコンピュータを制御するプログラムであり、指定された関心領域をそれぞれ含む複数の医用画像の表示スケールを一致させ、表示スケールが一致された複数の医用画像を時系列に沿って並べて表示手段に表示させる制御手段として当該コンピュータを機能させるものである。

20

【0151】

このプログラムは、医用画像処理装置や医用画像表示装置等の装置を構成するコンピュータにインストールされて、当該装置に上記の機能、すなわち制御手段としての機能を実現する。

【0152】

このプログラムは、LAN等の通信回線のサーバに格納されていてもよい。その場合、このサーバのクライアントとして構築されたコンピュータは、上記の通信回線を通じてプログラムを取得して上記の動作を実行することができる。

30

【0153】

このようなプログラムによれば、検者は、上記の超音波診断装置1と同様に、被検体内の部位のサイズや形態の経時的な変化を直感的に把握することが可能である。

【0154】

[変形例]

以上において説明した実施形態は、この発明を好適に実施するための構成の具体例に過ぎない。したがって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形を適宜に施すことが可能である。

【0155】

なお、以下においては、上記の実施形態の超音波診断装置1の変形例を説明するが、この発明に係る任意の医用画像診断装置、医用画像表示装置及びプログラムについても同様の変形を施すことが可能である。

40

【0156】

経過診断に供される複数の医用画像のうちの2つ以上の医用画像を選択して表示させることが可能である。たとえば、複数の検査日時のうちから所望の検査日時を選択的に指定可能に構成し、選択された検査日時の医用画像の表示サイズを一致させ、時系列に沿って並べて表示させることができる。このとき、表示させる医用画像の表示方向を一致させることが望ましい。また、医用画像とともに標準サイズ画像を表示させることもできる。また、関心領域に相当する部分画像を抽出して表示させることも可能である。

50

【0157】

また、現に表示されている複数の医用画像のうちの所望の医用画像を指定したことに対応し、指定された医用画像のみを時系列に沿って並べて表示させることもできる。この場合にも、指定された医用画像の表示方向を一致させたり、標準サイズ画像を表示させたり、関心領域に相当する部分画像のみを表示させたりすることが可能である。また、指定された医用画像を拡大表示させることもできる。

【0158】

上記の実施形態では、関心領域のサイズの計測位置や関心領域の形状に基づいて医用画像の表示方向を一致させているが、表示方向を一致させる手法はこれに限定されるものではない。

10

【0159】

たとえば、各医用画像を解析して特徴部位を抽出し、この特徴点の位置や向きに基づいて医用画像の表示方向を一致させるように構成できる。その具体例を説明する。医用画像は心臓を撮影したものとする。各医用画像から心尖部及び心基部を特徴部位として抽出する。心尖部と心基部とを結ぶ方向は、心臓の長手方向となっている。この長手方向を一致させるようにして複数の医用画像の表示方向を調整することができる。

【0160】

上記の実施形態では、被検体内を表す関心領域を検者が手作業で医用画像上に指定するようになっているが、この発明に係る指定手段は、関心領域を自動的に指定するものであってもよい。その一例として、指定手段は、医用画像の画像データを解析し、公知のパターンマッチング技術などを用いて被検体内の所定部位に相当する画像領域を特定し、特定された画像領域を関心領域として指定することが可能である。

20

【0161】

上記の実施形態では、胎児の発育状態の経過診断に好適な構成について説明したが、この発明に係る構成は、たとえば、被検体内の腫瘍のサイズの経時的变化を把握するなどの用途に適用することも可能である。

【0162】

また、この発明に係る構成は、被検体内の機能的情報を計測する場合についても適用可能である。たとえば機能的情報として血流速度を計測する場合においては、心臓や血管等の循環系の形態画像とともに、血流速度の計測値の経時的变化を表示させることができる。なお、機能的情報の計測値は、たとえば上記実施形態の第2の表示態様で説明した手法で表示させることができる。

30

【0163】

また、この発明に係る構成は、fMRI (Functional Magnetic Resonance Imaging) 装置により取得される脳内の機能的情報や、核医学診断装置により取得される癌の転移状態などにも適用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0164】

【図1】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

40

【図2】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態の制御系の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図3】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態における超音波のスキャン態様の一例を説明するための概略説明図である。

【図4】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態による医用画像の表示方向を調整する処理を説明するための概略説明図である。

【図5】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態による医用画像の表示方向を調整する処理を説明するための概略説明図である。

【図6】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態による医用画像の表示方向を調整する処理を説明するための概略説明図である。

50

【図 7】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態による医用画像の表示方向を調整する処理を説明するための概略説明図である。

【図 8】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態の使用形態の一例を表すフローチャートである。

【図 9】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態の使用形態により表示される情報の一例を説明するための概略説明図である。

【図 10】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態の使用形態により表示される情報の一例を説明するための概略説明図である。

【図 11】この発明に係る医用画像診断装置（超音波診断装置）の好適な実施の形態の使用形態により表示される情報の一例を説明するための概略説明図である。

【図 12】従来における胎児の B P D（児頭大横径）のトレンドグラフの表示態様を表す図である。

【符号の説明】

【0165】

1 超音波診断装置（医用画像診断装置）

2 超音波プローブ

3 送受信部

4 信号処理部

4 1 Bモード処理部

4 2 ドブラ処理部

4 3 C F M 処理部

5 画像処理部

5 1 ボリュームデータ生成部

5 2 M P R 処理部

6 演算処理部

6 1 計測処理部

7 記憶部

7 1 プログラム

7 2 標準値情報

7 3 画像フォルダ

8 ユーザーインターフェイス

8 1 表示部

8 1 A スクリーン

8 2 操作部

9 制御部

9 0 主制御部

9 1 表示スケール調整部

9 2 表示方向調整部

9 3 関心領域抽出部

9 4 表示制御部

9 5 データ通信部

1 0 0 医用画像データベース

G 1 ~ G N (G 1 ~ G 5)、H 1 ~ H 5、J 1 ~ J 8 医用画像

C、E 原点グラフ

C 1、C 2、E 1、E 2 平均値グラフ

D 1、D 2、F 1、F 2 許容範囲グラフ

h 1 ~ h 5 計測値呈示画像

K 1、K 2 座標系

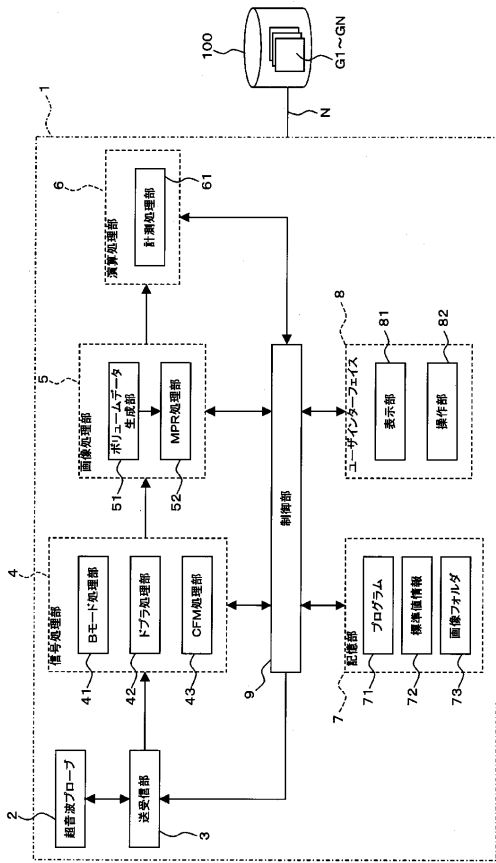
10

20

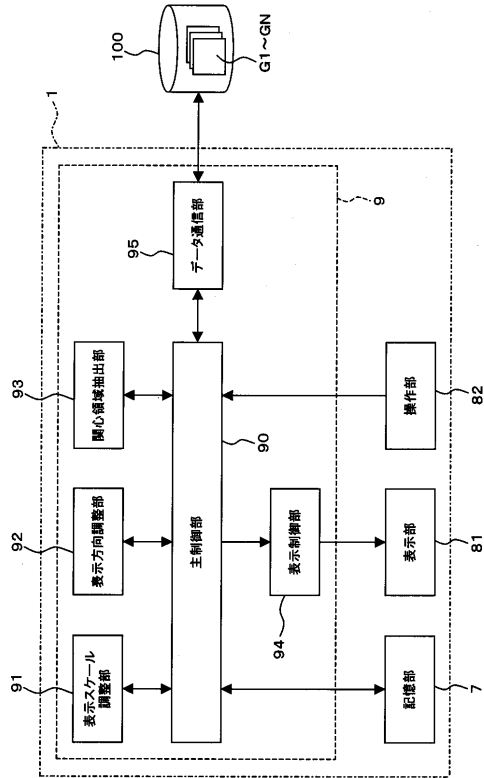
30

40

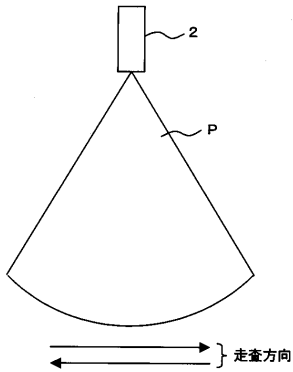
【図1】



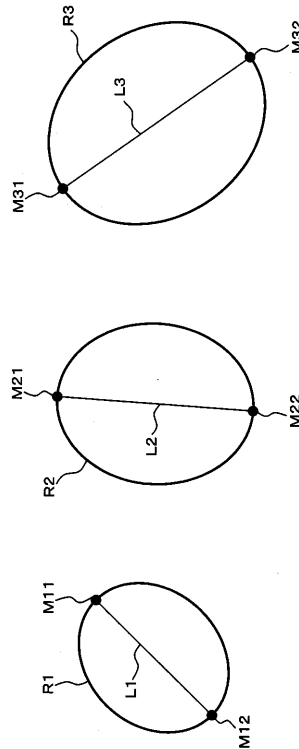
【図2】



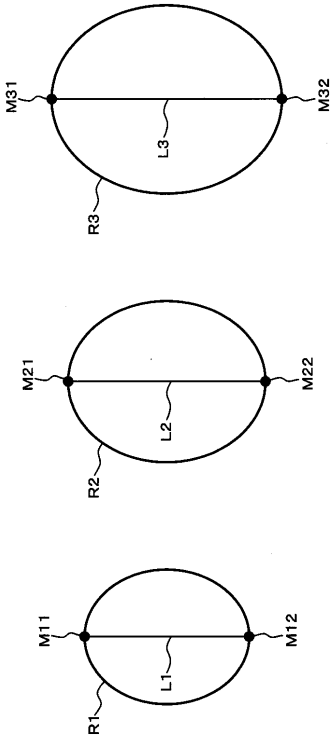
【図3】



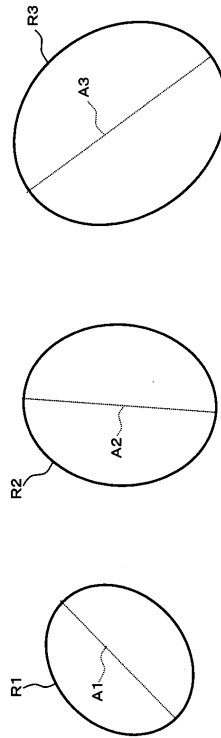
【図4】



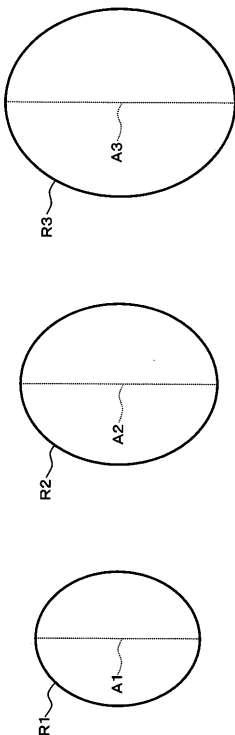
【 図 5 】



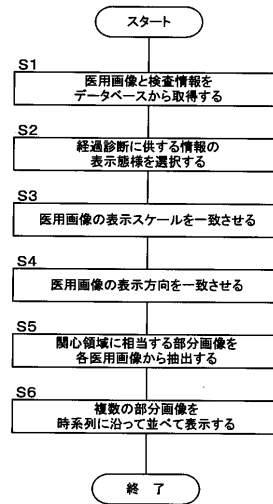
【 図 6 】



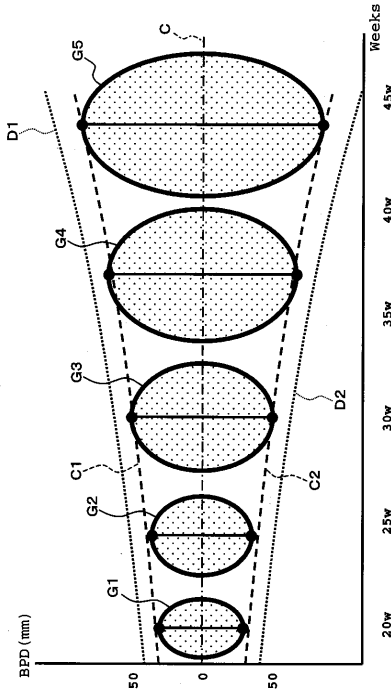
【 図 7 】



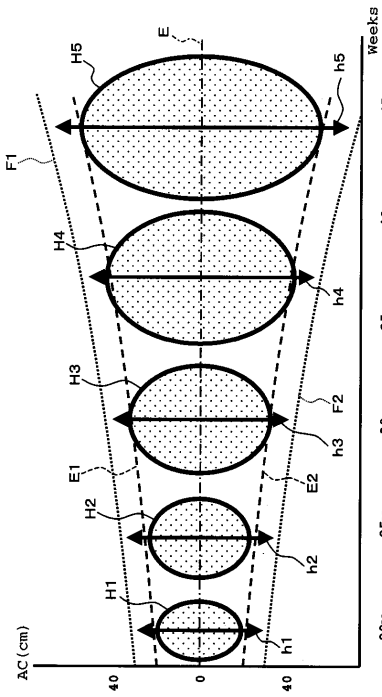
【 図 8 】



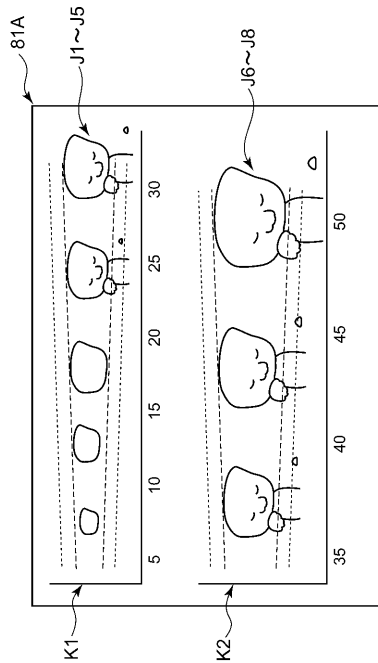
【 図 9 】



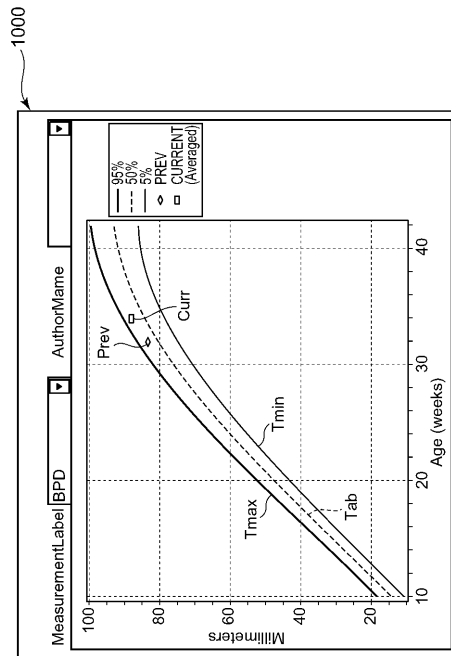
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD09 DD11 EE30 JC16 JC37

专利名称(译)	医学图像诊断设备，医学图像显示设备和程序		
公开(公告)号	JP2008183063A	公开(公告)日	2008-08-14
申请号	JP2007017126	申请日	2007-01-26
[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	戸村英輔		
发明人	戸村 英輔		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD09 4C601/DD11 4C601/EE30 4C601/JC16 4C601/JC37		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题是直观地掌握主体中部件的尺寸和形状随时间的变化。超声波诊断装置1是医学图像诊断装置，其检测反映对象中的形式的数据，并基于检测到的数据生成医学图像的图像数据。超声波诊断装置1通过在多个不同日期和时间对对象中的相同部分进行成像来获取多个医学图像。多个医学图像伴随有包括获取日期和时间的检查信息。此外，在这些多个医学图像中，指定了表示对象中的相关部分的感兴趣区域。特别是，指定感兴趣的区域用于测量相关部件的尺寸。控制单元9，与匹配显示所述多个医学图像的ROI的显示比例分别由侧沿基于检查信息的多个医用图像的显示比例的时间序列指定，在显示单元81侧匹配令。点域1

