

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6019362号  
(P6019362)

(45) 発行日 平成28年11月2日(2016.11.2)

(24) 登録日 平成28年10月14日(2016.10.14)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-248830 (P2012-248830)  
(22) 出願日 平成24年11月12日(2012.11.12)  
(65) 公開番号 特開2014-94246 (P2014-94246A)  
(43) 公開日 平成26年5月22日(2014.5.22)  
審査請求日 平成27年10月14日(2015.10.14)

(73) 特許権者 000243364  
本多電子株式会社  
愛知県豊橋市大岩町字小山塚20番地  
(74) 代理人 100114605  
弁理士 渥美 久彦  
(72) 発明者 松下 剛太郎  
愛知県豊橋市大岩町小山塚20番地 本多  
電子株式会社内  
審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療画像測定装置及び医療画像測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

医療画像診断を行うための診断用画像を所定の倍率で表示する表示装置を備えた診断装置本体と、

前記診断装置本体とは別体で設けられた器具であり、前記表示装置に表示された前記診断用画像上に測定部をあてて、前記診断用画像上における測定対象の距離を測定し、その測定値に応じた距離データを生成する画像上距離測定器具と、

前記表示装置の画面サイズ、前記診断用画像の表示倍率、及び前記距離データに基づいて、前記診断用画像上の距離に応じた実際の距離、または前記診断用画像上の距離に応じたパラメータを算出する算出手段と、

前記算出手段による算出値を前記診断装置本体の表示装置または前記診断装置本体とは別に設けられた表示装置に表示する算出値表示手段とを備えたことを特徴とする医療画像測定装置。

【請求項2】

前記画像上距離測定器具は、デジタルノギスであり、前記算出手段及び前記算出値表示手段を備えた前記診断装置本体に対して、前記距離データを送信可能に接続されていることを特徴とする請求項1に記載の医療画像測定装置。

【請求項3】

前記画像上距離測定器具は、前記算出手段、前記算出手段による算出値を表示する表示装置、及び前記算出値表示手段を備えたデジタルノギスであり、前記診断装置本体に対し

て、前記画面サイズ及び前記表示倍率のデータを受信可能に接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の医療画像測定装置。

【請求項 4】

前記診断用画像は、超音波を送受信して得た反射波信号に基づいて生成される超音波画像であることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の医療画像測定装置。

【請求項 5】

医療画像診断を行うための診断用画像を所定の倍率で表示装置に表示する画像表示ステップと、

前記表示装置に表示された前記診断用画像上に画像上距離測定器具の測定部をあてて、前記診断用画像上における測定対象の距離を測定し、その測定値に応じた距離データを生成する距離データ生成ステップと、

前記表示装置の画面サイズ、前記診断用画像の表示倍率、及び前記距離データに基づいて、前記診断用画像上の距離に応じた実際の距離、または前記診断用画像上の距離に応じたパラメータを算出する算出ステップと、

前記算出ステップでの算出値を表示装置に表示する算出値表示ステップとを含むことを特徴とする医療画像測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療画像診断を行うための診断用画像を表示装置に表示して、その診断用画像上における測定対象の距離を測定する医療画像測定装置及び医療画像測定方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、医療画像をディスプレイに表示して医療画像診断を行う装置として、例えば超音波診断装置が実用化されている。超音波診断装置は、生体に対して超音波を送受信して超音波画像（例えば、Bモードによる断層画像）を表示させるものであり、患部の状態をリアルタイムで見ることができる。

【0003】

ここで、例えば動脈硬化の診断を行うために頸動脈の内径を図る場合、超音波診断装置において、超音波プローブを用いて超音波の走査を行うことにより、頸動脈の断面を含む断層画像をディスプレイに表示させる。そして、断層画像上において、測定ポイントを示すカーソルを表示させ、キーボード上のトラックボールやマウスを操作して頸動脈の測定ポイントを決してその内径を測定している。このように超音波画像における距離を測定する場合、(1) 距離測定モードの呼び出し、(2) 始点の位置調整、(3) 始点の位置確定、(4) 終点の位置調整、(5) 終点の位置確定、といったそれぞれの段階を踏んで測定している。

【0004】

また、一般的な測定方法ではないが、超音波診断装置を用いて取得した超音波画像をビデオプリンタに出力し、プリントされた超音波画像にノギスや定規などをあてて測定する場合もある。この場合、健康診断などにおいてより多くの被験者の超音波画像を取得しておき、時間の掛かる画像診断を後回しにするといったことが可能となる。

【0005】

因みに、特許文献 1 では、パソコンにデジタルノギスが接続された測定システムの開示がある。このシステムでは、矯正分野における模型分析の各部をデジタルノギスを用いて測定し、測定データを転送してパソコンに直接入力する。これにより、測定値を入力する際のヒューマンエラー（メモ等の読み取り間違いやキーボードの誤操作）による入力ミスを防止している。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 6 】

【特許文献1】特開2006-38671号公報

## 【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 0 7 】

ところで、従来の超音波診断装置において、画像上の距離を測定する場合、キーボード上のトラックボールやマウスを操作して、上述した(1)~(5)のそれぞれの段階を踏む必要があり、距離の測定時間が長くなってしまふ。また、超音波画像をビデオプリンタに出力して測定する場合、プリンタに出力する時間が無駄となる。これに加え、ノギスなどを用いた測定値から超音波画像の表示倍率等を考慮した実際の距離に換算するための手間が増え、距離を求めるまでに必要な時間が大幅にかかってしまふ。

10

## 【 0 0 0 8 】

ここで、特許文献1の測定システムでは、矯正分野における模型分析の各部のような実体のある物を測定対象としているが、ディスプレイの表示画像のように実体のない物を測定することは想定していない。また、超音波診断装置において画像診断に用いる超音波画像は、常に一定の倍率で表示されるわけではなく、血管や脂肪組織などの測定対象のサイズに応じて異なる倍率で表示されるという事情がある。このため、上記の測定システムのデジタルノギスを用いて画像上の距離を測定しようとしても、超音波画像の表示倍率等を考慮した実際の距離を正確に図ることができない。

## 【 0 0 0 9 】

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、診断用画像における距離の測定を迅速に行い、画像診断を効率よく行うことができる医療画像測定装置及び医療画像測定方法を提供することにある。

20

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 0 】

上記課題を解決するために、請求項1に記載の発明は、医療画像診断を行うための診断用画像を所定の倍率で表示する表示装置を備えた診断装置本体と、前記診断装置本体とは別体で設けられた器具であり、前記表示装置に表示された前記診断用画像上に測定部をあてて、前記診断用画像上における測定対象の距離を測定し、その測定値に応じた距離データを生成する画像上距離測定器具と、前記表示装置の画面サイズ、前記診断用画像の表示倍率、及び前記距離データに基づいて、前記診断用画像上の距離に応じた実際の距離、または前記診断用画像上の距離に応じたパラメータを算出する算出手段と、前記算出手段による算出値を前記診断装置本体の表示装置または前記診断装置本体とは別に設けられた表示装置に表示する算出値表示手段とを備えたことを特徴とする医療画像測定装置をその要旨とする。

30

## 【 0 0 1 1 】

請求項1に記載の発明によると、診断装置本体の表示装置に診断用画像が所定の倍率で表示された後、診断装置本体とは別体で設けられた画像上距離測定器具の測定部が診断用画像上にあてられる。そして、画像上距離測定器具により、診断用画像上における測定対象の距離が測定され、その測定値に応じて距離データが生成される。その後、算出手段により、画面サイズ、診断用画像の表示倍率、及び距離データに基づいて、診断用画像上の距離に応じた実際の距離やパラメータが算出される。そして、算出値表示手段により、算出手段による算出値が診断装置本体の表示装置またはそれとは別に設けられた表示装置に表示される。このようにすると、従来技術のようにトラックボールやマウスを操作して、始点や終点の測定ポイントを決定する必要がなく、診断用画像における距離や距離に応じたパラメータの測定を迅速に行うことができる。また、表示装置の表示倍率に変更された場合でも、その表示倍率を考慮した実際の距離が自動で求められるので、従来のような距離の換算にかかる手間を省くことができる。そして、表示装置に表示された測定対象の実際の距離やパラメータを確認することにより、画像診断を効率よく確実に行うことができる。

40

50

## 【 0 0 1 2 】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 において、前記画像上距離測定器具は、デジタルノギスであり、前記算出手段及び前記算出値表示手段を備えた前記診断装置本体に対して、前記距離データを送信可能に接続されていることをその要旨とする。

## 【 0 0 1 3 】

請求項 2 に記載の発明によれば、画像上距離測定器具としてのデジタルノギスによってその診断用画像上の測定対象の距離が測定され、距離データが生成される。そして、デジタルノギスから診断装置本体に距離データが送信され、診断装置本体に設けられた算出手段により、距離データに応じた距離やパラメータが算出されて診断装置本体の表示装置に表示される。なお、デジタルノギスから診断装置本体へのデータ送信は、無線通信で行ってもよいし有線通信で行ってもよい。このように、デジタルノギスを用いると、診断用画像における距離やパラメータを容易かつ迅速に測定することができる。またこの場合、測定値を表示するための表示装置を診断装置本体の表示装置とは別に設ける場合と比較して、装置コストを低く抑えることができる。

10

## 【 0 0 1 4 】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 において、前記画像上距離測定器具は、前記算出手段、前記算出手段による算出値を表示する表示装置、及び前記算出値表示手段を備えたデジタルノギスであり、前記診断装置本体に対して、前記画面サイズ及び前記表示倍率のデータを受信可能に接続されていることをその要旨とする。

## 【 0 0 1 5 】

請求項 3 に記載の発明によれば、画像上距離測定器具としてのデジタルノギスによってその診断用画像上の測定対象の距離が測定され、距離データが生成される。また、デジタルノギスには、画面サイズ及び診断用画像の表示倍率のデータが診断装置本体から受信される。その後、デジタルノギスに設けられた算出手段により、画面サイズ、診断用画像の表示倍率、及び距離データに基づいて距離やパラメータが算出され、デジタルノギスの表示装置にその算出値が表示される。なお、診断装置本体からデジタルノギスへのデータ送信は、無線通信で行ってもよいし有線通信で行ってもよい。このように、デジタルノギスを用いると、診断用画像における距離やパラメータを容易かつ迅速に測定することができる。

20

## 【 0 0 1 6 】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 乃至 3 のいずれかにおいて、前記診断用画像は、超音波を送受信して得た反射波信号に基づいて生成される超音波画像であることをその要旨とする。

30

## 【 0 0 1 7 】

請求項 4 に記載の発明によると、超音波画像上の距離に応じた実際の距離やパラメータが算出され、その算出値が表示装置に表示される。そして、その距離やパラメータを確認することにより、超音波画像診断を迅速に行うことができる。

## 【 0 0 1 8 】

請求項 5 に記載の発明は、医療画像診断を行うための診断用画像を所定の倍率で表示装置に表示する画像表示ステップと、前記表示装置に表示された前記診断用画像上に画像上距離測定器具の測定部をあてて、前記診断用画像上における測定対象の距離を測定し、その測定値に応じた距離データを生成する距離データ生成ステップと、前記表示装置の画面サイズ、前記診断用画像の表示倍率、及び前記距離データに基づいて、前記診断用画像上の距離に応じた実際の距離、または前記診断用画像上の距離に応じたパラメータを算出する算出ステップと、前記算出ステップでの算出値を表示装置に表示する算出値表示ステップとを含むことを特徴とする医療画像測定方法をその要旨とする。

40

## 【 0 0 1 9 】

請求項 5 に記載の発明によると、画像表示ステップでは、診断用画像が所定の倍率で表示装置に表示される。また、距離データ生成ステップでは、診断用画像上における測定対象の距離が測定され、その測定値に応じて距離データが生成される。その後、算出ステッ

50

プにおいて、画面サイズ、診断用画像の表示倍率、及び距離データに基づいて、診断用画像上の距離に応じた実際の距離やパラメータが算出される。そして、算出値表示ステップでは、距離やパラメータの算出値が表示装置に表示される。このようにすると、従来技術のようにトラックボールやマウスを操作して始点や終点の測定ポイントを決定する必要がなく、診断用画像における測定対象の実際の距離や距離に応じたパラメータの測定を迅速に行うことができる。また、表示装置の表示倍率に変更された場合でも、その表示倍率を考慮した実際の距離が自動で求められるので、従来のような距離の換算にかかる手間を省くことができる。そして、表示装置に表示された測定対象の実際の距離やパラメータを確認することにより、画像診断を効率よく確実に行うことができる。

【発明の効果】

10

【0020】

以上詳述したように、請求項1～5に記載の発明によると、診断用画像における距離の測定を迅速に行い、画像診断を効率よく確実に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】一実施の形態の超音波診断装置の概略構成を示す正面図。

【図2】一実施の形態の超音波診断装置の電氣的構成を示すブロック図。

【図3】頸動脈の内径の測定処理を示すフローチャート。

【図4】一実施の形態における断層画像を示す説明図。

【図5】一実施の形態における測定処理を示す説明図。

20

【図6】別の実施の形態における超音波画像を示す説明図。

【図7】別の実施の形態におけるデジタルノギスを示す平面図。

【図8】別の実施の形態における測定処理を示す説明図。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明を医療画像測定装置としての超音波診断装置に具体化した一実施の形態を図面に基づき詳細に説明する。図1は、本実施の形態の超音波診断装置1を示す正面図であり、図2は、その超音波診断装置1の電氣的構成を示すブロック図である。

【0023】

図1及び図2に示されるように、超音波診断装置1は、診断装置本体2と、診断装置本体2に接続される超音波プローブ3と、同じく診断装置本体2に接続されるデジタルノギス4（画像上距離測定器具）とを備えている。図2に示されるように、超音波プローブ3は、信号ケーブル5と、信号ケーブル5の先端に接続されるプローブヘッド6と、信号ケーブル5の基端に設けられるプローブ側コネクタ7とを備える。診断装置本体2にはプローブ用コネクタ8が設けられ、そのコネクタ8に超音波プローブ3のプローブ側コネクタ7が接続されている。

30

【0024】

超音波プローブ3は、例えば、リニア式電子走査を行うためのリニアプローブであり、5MHzの超音波を直線状に走査する。超音波プローブ3のプローブヘッド6は、その先端部にて一次元的に並べて配列した複数の超音波振動子9を有し、患部の生体組織10に対して先端部を接触させた状態で超音波を送受信する。なお、超音波プローブ3としては、コンベックス式電子走査を行うためのコンベックスプローブ等を用いてもよい。

40

【0025】

デジタルノギス4は、診断装置本体2とは別体で設けられた器具であり、ノギス本体11と、ジョウ12と、信号ケーブル13と、ノギス側コネクタ14とを備える。デジタルノギス4において、ジョウ12は、測定対象にあててその長さを測る測定部であり、細長い矩形板状に形成されたノギス本体11に対してスライド可能に設けられている。また、ノギス本体11の表面にはその長手方向に沿ってメモリ15が表示されるとともに、そのノギス本体11の内部にはジョウ12のスライド位置に応じた長さをデジタルデータに変換するリニアエンコーダ（図示略）が設けられている。また、ノギス側コネクタ14は、

50

信号ケーブル 13 の基端に設けられており、診断装置本体 2 のノギス用コネクタ 16 に接続される。このデジタルノギス 4 において、ノギス本体 11 のリニアエンコーダでデジタルデータに変換された距離データが信号ケーブル 13 を介して診断装置本体 2 に送信される。

【0026】

診断装置本体 2 は、コントローラ 20、入力回路 21、パルス発生回路 22、送信回路 23、受信回路 24、信号処理回路 25、画像処理回路 26、メモリ 27、記憶装置 28、入力装置 29、表示装置 30 等を備える。コントローラ 20 は、周知の中央処理装置 (CPU) を含んで構成されており、メモリ 27 を利用して制御プログラムを実行し、装置全体を統括的に制御する。入力回路 21 は、デジタルノギス 4 から送信された距離データを  
10

【0027】

パルス発生回路 22 は、コントローラ 20 からの制御信号に応答して動作し、所定周期のパルス信号を生成して出力する。送信回路 23 は、超音波プローブ 3 における超音波振動子 9 の素子数に対応した複数の遅延回路 (図示略) を含み、パルス発生回路 22 から出力されるパルス信号に基づいて、各超音波振動子 9 に応じて遅延させた駆動パルス  
20

【0028】

受信回路 24 は、図示しない信号増幅回路、遅延回路、整相加算回路を含む。この受信回路 24 では、超音波プローブ 3 における各超音波振動子 9 で受信された各反射波信号 (エコー信号) が増幅されるとともに、受信指向性を考慮した遅延時間が各反射波信号に付加された後、整相加算される。この加算によって、各超音波振動子 9 の受信信号の位相差が調整される。  
20

【0029】

信号処理回路 25 は、図示しない対数変換回路、包絡線検波回路、A/D 変換回路などから構成されている。信号処理回路 25 における対数変換回路は反射波信号を対数変換し、包絡線検波回路は対数変換回路の出力信号の包絡線を検波する。また、A/D 変換回路は、包絡線検波回路から出力されるアナログ信号をデジタル信号に変換する。  
30

【0030】

画像処理回路 26 は、信号処理回路 25 から出力される反射波信号に基づいて、画像処理を行い B モードの超音波画像 (断層画像) や M モードの超音波画像等の画像データを生成する。具体的には、例えば画像表示モードが B モードである場合、画像処理回路 26 は、反射波信号の振幅 (信号強度) に応じた輝度の画像データを生成する。画像処理回路 26 で生成された画像データは逐次メモリ 27 に記憶される。そして、そのメモリ 27 に記憶された 1 フレーム分の画像データに基づいて、生体組織 10 の断層画像が白黒の濃淡で表示装置 30 に表示される。また、画像表示モードが M モードである場合、画像処理回路 26 では、横軸を時間、縦軸を深さ方向の距離とし、反射波信号の振幅に応じた輝度の画像データが生成されてメモリ 27 に記憶される。そして、メモリ 27 に記憶された 1 フレーム分の画像データに基づいて、超音波画像が白黒の濃淡で表示装置 30 に表示される。  
40

なお、本実施の形態において、表示装置 30 に表示される超音波画像は、例えば、グレースケールの画像であるが、カラーの画像としてもよい。

【0031】

入力装置 29 は、キーボード 31 やトラックボール 32 などで構成されており、ユーザからの要求や指示等の入力に用いられる。表示装置 30 は、例えば、LCD や CRT などの単色 (モノクロ) ディスプレイであり、生体組織 10 の超音波画像や、各種設定の入力画面を表示するために用いられる。

【0032】

記憶装置 28 は、磁気ディスク装置や光ディスク装置などであり、その記憶装置 28 には制御プログラム及び各種のデータが記憶されている。本実施の形態において、記憶装置  
50

28に記憶されるデータとして、表示装置30の画面サイズのデータを含む。コントローラ20は、入力装置29による指示に従い、プログラムやデータを記憶装置28からメモリ27へ転送し、それを逐次実行する。なお、コントローラ20が実行するプログラムとしては、メモリカード、フレキシブルディスク、光ディスクなどの記憶媒体に記憶されたプログラムや、通信媒体を介してダウンロードしたプログラムでもよく、その実行時には記憶装置28にインストールして利用する。また、距離測定用のプログラムの実行時には、画面サイズのデータが記憶装置28からメモリ27に読み出されるようになっている。

#### 【0033】

上記のように構成された超音波診断装置1では、超音波プローブ3を用いて超音波の送受信を行い、得られた反射波信号に基づいて超音波画像が表示装置30の画面に表示される。なお、超音波画像は、処理開始時における入力装置29の初期設定操作などにより予め指定された所定の表示倍率で表示される。また、その表示倍率のデータ(レンジ情報)はメモリ27に記憶される。そして、超音波診断装置1において、超音波画像上における血管などの測定対象にデジタルノギス4のジョウ12をあてて距離を測定する。すると、超音波診断装置1において、デジタルノギス4の距離データ、表示装置30の画面サイズ及び画面の表示倍率のデータを考慮して、超音波画像上における測定対象の実際の距離や距離に応じたパラメータが算出される。そして、その算出値が表示装置30の画面に表示される。

#### 【0034】

次に、本実施の形態の超音波診断装置1における測定処理の具体例を図3のフローチャートを用いて説明する。なお、図3の処理は、図4に示される断層画像41(診断用画像)上における頸動脈42の内径D1を測定するための処理である。この処理は、例えば医者などの診断作業者が患者の頸動脈42のある部位に超音波プローブ3を接触させ、超音波の送受信を行うことで頸動脈42を含む生体組織10の断層画像41を表示装置30の画面に表示させる。その後、作業者が入力装置29に設けられている測定開始ボタン(図示略)を操作したときに図3の処理が開始される。

#### 【0035】

ここで、作業者は、表示装置30の画面に表示されている断層画像41において、頸動脈42の内径44にデジタルノギス4のジョウ12をあてて頸動脈42の内径D1を測定する(図5参照)。このとき、デジタルノギス4では、ジョウ12のスライド位置に応じた長さがデジタルデータに変換され、距離データとして出力される。コントローラ20は、デジタルノギス4から送信された距離データを入力回路21を介して取り込み、メモリ27に一旦記憶する(ステップ100)。そして、算出手段としてのコントローラ20は、メモリ27に記憶されている距離データと、画面の表示倍率のデータと、表示装置30の画面サイズのデータとを使用し、表示倍率や画面サイズを考慮した実際の頸動脈42の内径D1を算出する(算出ステップとしてのステップ110)。さらに、算出値表示手段としてのコントローラ20は、算出した内径D1の測定値を表示装置30の画面の表示する(算出値表示ステップとしてのステップ120)。なお、本実施の形態では、図5に示されるように、表示装置30の表示画面において、断層画像41の右上の表示欄45に内径D1の測定値が表示される。作業者は、表示欄45に表示されている頸動脈42の内径D1が正常値か否かを判定することで、動脈硬化等に関する診断を行う。

#### 【0036】

その後、コントローラ20は、測定処理を終了するか否かを判定する(ステップ130)。具体的には、コントローラ20は、作業者が入力装置29に設けられている測定終了ボタン(図示略)を操作したか否かを判定する。測定終了ボタン(図示略)の操作がないと判定した場合、コントローラ20は、ステップ100に戻り、ステップ100~ステップ130の処理を繰り返し実行する。また、コントローラ20は、測定終了ボタンが操作されたことを判定した場合、図3に示す測定処理を終了する。

#### 【0037】

従って、本実施の形態によれば以下の効果を得ることができる。

## 【 0 0 3 8 】

( 1 ) 本実施の形態の超音波診断装置 1 では、表示装置 3 0 に表示された断層画像 4 1 において、測定対象としての頸動脈 4 2 の内径 D 1 がデジタルノギス 4 を用いて測定される。このとき、その内径 D 1 の測定データがデジタルノギス 4 から診断装置本体 2 に送信される。そして、診断装置本体 2 において、コントローラ 2 0 により、その測定データ、表示装置 3 0 の画面サイズ、及び断層画像 4 1 の表示倍率を考慮した実際の内径 D 1 が求められ、表示装置 3 0 に表示される。このようにすると、従来技術のようにトラックボールやマウスを操作して始点や終点の測定ポイントを決定する必要がなく、断層画像 4 1 における頸動脈 4 2 の内径 D 1 を迅速に測定することができる。また、表示装置 3 0 における断層画像 4 1 の表示倍率が変更された場合でも、その表示倍率を考慮した実際の内径 D 1 が自動で求められるので、従来のような距離の換算にかかる手間を省くことができる。そして、表示装置 3 0 に表示された頸動脈 4 2 の実際の内径 D 1 を確認することにより、動脈硬化等の画像診断を効率よく確実に行うことができる。

10

## 【 0 0 3 9 】

( 2 ) 本実施の形態の超音波診断装置 1 では、画像上距離測定器具としてデジタルノギス 4 を用いている。この場合、通常のノギスのように、ジョウ 1 2 を測定対象の頸動脈 4 2 の内膜 4 4 にあてるといった簡単な操作によって、頸動脈 4 2 の実際の内径 D 1 を短時間で正確に測定することができる。

## 【 0 0 4 0 】

( 3 ) 本実施の形態の超音波診断装置 1 では、診断装置本体 2 に設けられた表示装置 3 0 に、検査用画像としての断層画像 4 1 に加えて、頸動脈 4 2 の内径 D 1 の測定値が表示される。このように構成すると、測定値を表示するための表示装置を診断装置本体 2 の表示装置 3 0 とは別に設ける場合と比較して、装置コストを低く抑えることができる。

20

## 【 0 0 4 1 】

( 4 ) 本実施の形態の超音波診断装置 1 は、診断装置本体 2 とは別体でデジタルノギス 4 が設けられており、そのデジタルノギス 4 で生成された距離データを診断装置本体 2 側で受信して測定対象の実際距離を測定する構成である。このため、本実施の形態の超音波診断装置 1 以外に、画面サイズの異なる表示装置を備えた機種 of 異なる超音波診断装置にもデジタルノギス 4 を使用することができる。なおこの場合、診断装置本体 2 における記憶装置 2 8 には、機種に応じた画面サイズのデータがプログラムデータとして予め記憶されており、コントローラ 2 0 は、その画面サイズのデータを用いて測定対象の実際距離を求める。このように、デジタルノギス 4 の共通化を図ることができ、装置コストが低く抑えられるため、超音波診断装置 1 をより多くの医療機関に普及させることが可能となる。

30

## 【 0 0 4 2 】

なお、本発明の実施の形態は以下のように変更してもよい。

## 【 0 0 4 3 】

・上記実施の形態の超音波診断装置 1 では、表示装置 3 0 に断層画像 4 1 を表示して頸動脈 4 2 の内径 D 1 を測定するものであったが、これに限定されるものではなく、脂肪組織の厚さなど他の測定対象の距離を測定してもよい。また、表示装置 3 0 に表示する超音波画像は B モードの断層画像 4 1 に限定されるものではない。例えば、図 6 に示されるように、M モードの超音波画像 4 1 A を表示装置 3 0 に表示させてもよい。図 6 の M モードの超音波画像 4 1 A は、横軸は時間、縦軸は深さ方向の距離を示す画像であり、心臓弁等の動きを表示する。このため、横軸方向の周期的な間隔 D 2 に基づいて心拍数を求めることができるとともに、縦軸方向の間隔 D 3 に基づいて心臓弁における弁口の最大径を測定することができる。さらに、横軸と縦軸との動きに基づいて、心臓弁の速度等のパラメータを測定することができる。この場合、入力装置 2 9 のキーボード操作等によって測定すべきパラメータの種類を選択した後、デジタルノギス 4 を用いてそのパラメータに対応する距離 ( 間隔 D 2 , D 3 等 ) を測定する。このとき、コントローラ 2 0 は、デジタルノギス 4 からの距離データを取り込み、その距離データ、表示装置 3 0 の画面サイズ及び超音

40

50

波画像 4 1 A の表示倍率のデータに基づいて超音波画像 4 1 A 上の距離に応じたパラメータ（心拍数、心臓弁の速度、及びその弁口の最大径）を算出する。さらに、コントローラ 2 0 は、パラメータの測定値を表示装置 3 0 の表示画面における表示欄 4 5 に表示する。このように構成しても、パラメータの測定を迅速に行うことができ、画像診断を効率よく確実に行うことができる。

**【 0 0 4 4 】**

・図 6 の M モードの超音波画像 4 1 A のように、パラメータに対応する距離（間隔 D 2 , D 3 ）の測定方向が異なる場合、デジタルノギス 4 にノギス本体 1 1 の傾斜角度を検出する傾斜センサ等を設けてもよい。そして、コントローラ 2 0 はその検出値を取り込み、その検出値に基づいてデジタルノギス 4 が横軸方向（水平方向）または縦軸方向（垂直方向）のどちらの間隔 D 2 , D 3 を測定しているかを自動で判定するよう構成してもよい。このようにすると、入力装置 2 9 等を用いて測定すべきパラメータの種類を選択しなくても、デジタルノギス 4 の傾斜角度により、パラメータの種類を判定してその測定を迅速に行うことができる。

10

**【 0 0 4 5 】**

・上記実施の形態の超音波診断装置 1 では、診断装置本体 2 に設けられた表示装置 3 0 に内径 D 1 の測定値を表示するものであったがこれに限定されるものではない。例えば、図 7 に示されるデジタルノギス 4 A のように、表示装置 5 1 を設け、その表示装置 5 1 に内径 D 1 やパラメータなどの算出値を表示させてもよい。この場合、デジタルノギス 4 A のノギス本体 1 1 内に、算出手段及び算出値表示手段として機能する処理回路（図示略）を設け、その処理回路によって内径 D 1 やパラメータなどを算出するとともに算出値を表示装置 5 1 に表示させる。このように構成しても、断層画像 4 1 や超音波画像 4 1 A 等における距離やパラメータを容易かつ迅速に測定することができ、画像診断を効率よく行うことができる。また、デジタルノギス 4 A のノギス本体 1 1 内において、算出値表示手段として機能する処理回路を設け、内径 D 1 やパラメータの算出は、上記実施の形態と同様に診断装置本体 2 のコントローラ 2 0 （算出手段）が行うように構成してもよい。なおこの場合、デジタルノギス 4 A は、診断装置本体 2 に対して、距離データを送信可能かつ内径 D 1 やパラメータなどの算出値を受信可能に接続される。

20

**【 0 0 4 6 】**

・上記実施の形態の超音波診断装置 1 において、診断装置本体 2 の表示装置 3 0 における表示倍率または表示形態の異なる複数の診断用画像を表示する機能を有していてもよい。この超音波診断装置 1 では、例えば、表示装置 3 0 の表示画面において、右側に B モードの断層画像 4 1 を表示し、左側に M モードの超音波画像 4 1 A を表示するモードや、右側に縮小倍率の断層画像を表示し、左側に拡大倍率の断層画像を表示するモードが存在する。また、その超音波診断装置 1 において、表示装置 3 0 に表示された複数の診断用画像の中からデジタルノギスが距離を測定している測定対象の画像を自動で判定する画像判定手段をさらに備えていてもよい。具体的には、例えば、図 8 に示されるように、デジタルノギス 4 B に赤外線 L 1 の発信部 5 3 を設けるとともに表示装置 3 0 の左右に受信部 5 4 , 5 5 を設ける。そして、画像判定手段としてのコントローラ 2 0 は、左右の受信部 5 4 , 5 5 におけるデジタルノギス 4 B との距離を比較し、その比較結果に基づいて、デジタルノギス 4 B が右側の画像 4 1 及び左側の画像 4 1 A のどちらを測定しているか否かを自動で判定する。そして、コントローラ 2 0 は、判定した画像の表示倍率のデータを用いて距離やパラメータを求めるようにする。なお、図 8 の具体例では、測定対象の画像 4 1 , 4 1 A を判定するために赤外線 L 1 を用いたが、これに限定するものではなく、超音波を用いてもよい。さらには、CCD カメラなどの撮像手段を用いて測定対象の画像 4 1 , 4 1 A を判定するよう超音波診断装置 1 を構成してもよい。

30

40

**【 0 0 4 7 】**

・上記実施の形態の超音波診断装置 1 では、画像上距離測定器具として、デジタルノギス 4 , 4 A , 4 B を用いたが、これに限定されるものではない。例えば、所定の長さを有し基端部が回動可能に接続された 2 本の足部材とその基端部における各足部材間の角度を

50

検出する角度センサとを備えたコンパス状の測定器具を用いてもよい。この測定器具では、超音波画像上における測定対象の始点及び終点の位置に各足部材の先端（測定部）をあてて、その状態での足部材間の角度と足部材の長さに基づいて、超音波画像上での距離データを生成する。また、デジタルノギス4、4A、4Bでは、リニアエンコーダを用いて距離データを生成するものであったが、例えば、超音波またはレーザを用いて距離データを生成する測定器具を用いてもよい。

【0048】

・上記実施の形態の超音波診断装置1では、画像上距離測定器具としてのデジタルノギス4、4A、4Bと超音波プローブ3とを別々に設けたが、超音波プローブ3に画像上距離測定器具を設けてもよい。具体的には、例えば超音波の送受信時には画像上距離測定器具をプローブ本体内に収納するとともに、距離測定時にプローブ本体から画像上距離測定器具を取り出すように超音波プローブ3を構成する。

10

【0049】

・上記実施の形態の超音波診断装置1では、入力装置29に設けられた処理開始ボタンや処理終了ボタンを操作して測定処理を行う構成としたが、これに限定されるものではない。例えば、デジタルノギス4、4A、4Bに処理開始ボタンや処理終了ボタンを設け、それらのボタン操作によって測定処理を行う構成としてもよい。

【0050】

・さらに、デジタルノギス4、4A、4Bにおいて、作業による測定操作（ジョウ12の操作の有無を検出する測定操作検出手段（具体的には、例えばタッチパッド等のボタン）をジョウ12の部分に設けてもよい。またこの場合、算出値表示手段としてのコントローラ20やノギス本体11の処理回路は、測定操作検出手段のボタン操作によってジョウ12の操作を判断したときに、表示装置30、51に算出値を表示させるとともに、ボタン操作がないと判断したときには、その算出値を非表示とする。このように構成すると、作業者が内径D1やパラメータを測定するためにデジタルノギス4、4A、4Bのジョウ12のボタンに触れている間のみ（動脈硬化等の画像診断が必要なときのみ）、内径D1やパラメータが表示装置30、51に表示される。この場合、表示装置30、51に表示された内径D1やパラメータを作業者が別の測定値と誤認識するといった問題を回避することができる。なお、診断装置本体2とデジタルノギス4、4A、4Bとの間のデータ通信は、測定操作検出手段のボタン操作を判断したときのみに行うように構成してもよい。また、測定操作検出手段のボタン操作の有無にかかわらず、診断装置本体2とデジタルノギス4、4A、4Bとの間のデータ通信を常時行うように構成してもよい。

20

30

【0051】

・上記実施の形態では、医療画像測定装置として超音波診断装置1に具体化した。X線診断装置、X線CTスキャナ、MRI装置などの他の診断装置に本発明を適用してもよい。

【0052】

次に、特許請求の範囲に記載された技術的思想のほかに、前述した実施の形態によって把握される技術的思想を以下に列挙する。

【0053】

(1) 請求項1乃至4のいずれか1項において、前記診断用画像は、超音波を送受信して得た反射波信号に基づいて生成されるMモードの超音波画像であり、前記算出手段は、前記診断用画像上の距離に応じた心拍数、心臓弁の速度、及びその弁口の最大径のいずれかのパラメータを算出することを特徴とする医療画像測定装置。

40

【0054】

(2) 請求項1乃至4のいずれか1項において、前記診断装置本体の表示装置は、前記表示倍率または表示形態の異なる複数の診断用画像を表示する機能を有し、前記表示装置に表示された複数の診断用画像の中から前記画像上距離測定器具が距離を測定している測定対象の画像を自動で判定する画像判定手段をさらに備え、前記算出手段は、前記画像判定手段が判定した前記画像の表示倍率を用いて前記距離または前記パラメータを求めるこ

50

とを特徴とする医療画像測定装置。

【0055】

(3) 請求項1乃至4のいずれか1項において、前記画像上距離測定器具は、リニアエンコーダを用いて前記距離データを生成することを特徴とする医療画像測定装置。

【0056】

(4) 請求項1乃至4のいずれか1項において、前記画像上距離測定器具は、超音波またはレーザを用いて前記距離データを生成することを特徴とする医療画像測定装置。

【0057】

(5) 請求項1乃至4のいずれか1項において、超音波を送受信するための超音波プローブに、前記画像上距離測定器具を設けたことを特徴とする医療画像測定装置。

10

【0058】

(6) 請求項1乃至4のいずれか1項において、前記画像上距離測定器具における前記測定部の操作の有無を検出する測定操作検出手段をさらに備え、前記算出値表示手段は、前記測定操作検出手段により前記測定部の操作が検出されたときに、前記算出値を前記表示装置に表示することを特徴とする医療画像測定装置。

【0059】

(7) 技術的思想(6)において、前記画像上距離測定器具は、前記測定部としてジョウを備えるデジタルノギスであり、前記測定操作検出手段は、前記ジョウの部分に設けられたボタンであることを特徴とする医療画像測定装置。

【0060】

20

(8) 請求項1において、前記画像上距離測定器具は、前記算出手段による算出値を表示する表示装置及び前記算出値表示手段を備えたデジタルノギスであり、前記算出手段を備えた前記診断装置本体に対して、前記距離データを送信可能かつ前記算出値を受信可能に接続されていることを特徴とする医療画像測定装置。

【0061】

(9) 請求項1乃至4のいずれか1項に記載の医療画像測定装置に用いられるデジタルノギス。

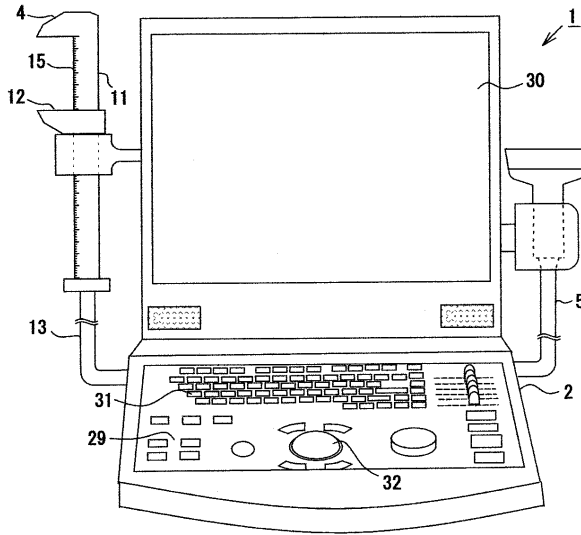
【符号の説明】

【0062】

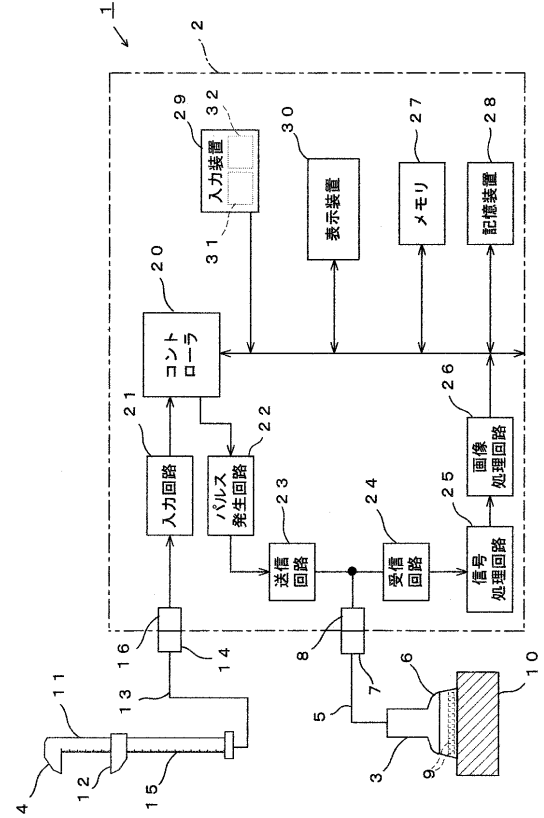
- 1 ... 医療画像測定装置としての超音波診断装置
- 2 ... 診断装置本体
- 4, 4 A, 4 B ... 画像上距離測定器具としてのデジタルノギス
  - 1 2 ... 測定部としてのジョウ
  - 2 0 ... 算出手段、算出値表示手段としてのコントローラ
  - 3 0 ... 診断装置本体の表示装置
    - 4 1 ... 診断用画像としての断層画像
      - 4 1 A ... 診断用画像としての超音波画像
      - 4 2 ... 測定対象としての頸動脈
    - 5 1 ... 表示装置

30

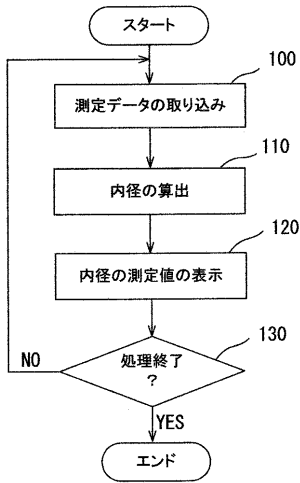
【図1】



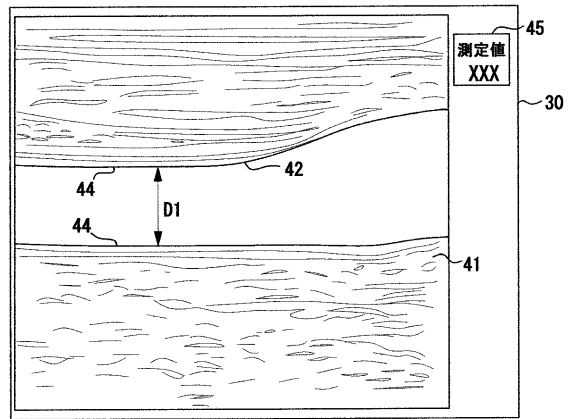
【図2】



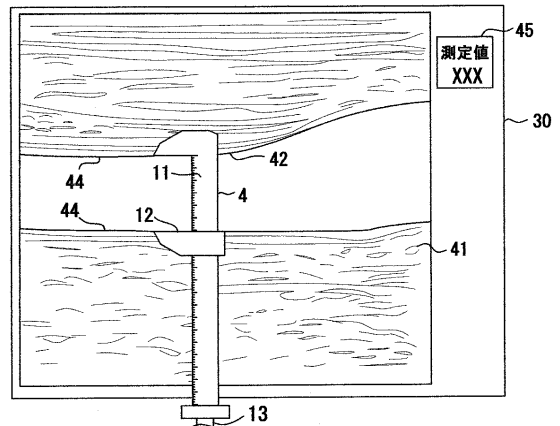
【図3】



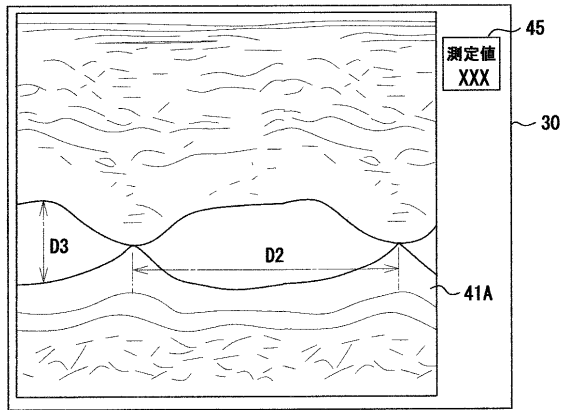
【図4】



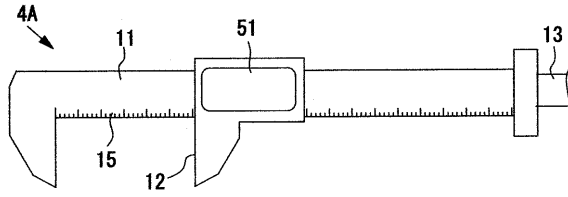
【図5】



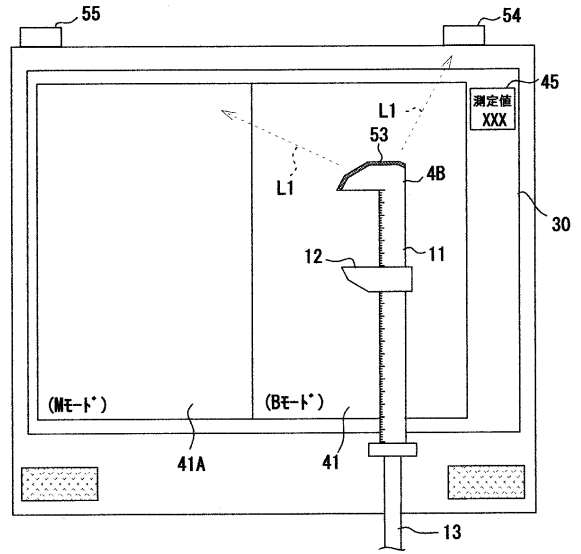
【図 6】



【図 7】



【図 8】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平04 - 054629 (JP, A)  
特開平08 - 299336 (JP, A)  
特開平08 - 322806 (JP, A)  
特開2006 - 000456 (JP, A)  
特開2006 - 038671 (JP, A)  
米国特許出願公開第2010 / 0004539 (US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8 / 00

专利名称(译)	医学图像测量设备和医学图像测量方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP6019362B2</a>	公开(公告)日	2016-11-02
申请号	JP2012248830	申请日	2012-11-12
[标]申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
[标]发明人	松下刚太郎		
发明人	松下 刚太郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD07 4C601/EE11 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK25 4C601/KK28		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2014094246A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种医学图像测量装置，能够通过快速测量图像中的距离进行诊断，从而有效且可靠地进行图像诊断。解决方案：在超声诊断设备1中的诊断主单元2的显示设备30上以预定比例因子显示用于执行医学图像诊断的图像的图像。数字卡尺4测量图像上的测量对象的距离通过在图像上应用钳口12进行诊断，进行诊断，并生成与测量值对应的距离数据。设置在诊断主单元2上的控制器20基于显示装置30的屏幕尺寸，用于诊断的图像的显示比例因子和距离数据计算与用于诊断的图像上的距离相对应的实际距离，以及在诊断主单元2的显示装置30上显示计算值。

【图2】

