

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4079379号  
(P4079379)

(45) 発行日 平成20年4月23日 (2008. 4. 23)

(24) 登録日 平成20年2月15日 (2008. 2. 15)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2007-532110 (P2007-532110)  
 (86) (22) 出願日 平成18年12月18日 (2006. 12. 18)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/325161  
 (87) 国際公開番号 W02007/074668  
 (87) 国際公開日 平成19年7月5日 (2007. 7. 5)  
 審査請求日 平成19年10月4日 (2007. 10. 4)  
 (31) 優先権主張番号 特願2005-371816 (P2005-371816)  
 (32) 優先日 平成17年12月26日 (2005. 12. 26)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 505476777  
 エッチ・アール・エス コンサルタントサ  
 ービス有限会社  
 東京都三鷹市新川5丁目3番5号  
 (74) 代理人 100119275  
 弁理士 遠藤 信明  
 (72) 発明者 多田 福司  
 日本国 東京都 三鷹市 新川5丁目 3  
 番5号 エッチ・アール・エス コンサル  
 タントサービス有限会社内  
 (72) 発明者 長井 裕  
 日本国 東京都 三鷹市 新川5丁目 3  
 番5号 エッチ・アール・エス コンサル  
 タントサービス有限会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心エコー診断教育装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

筐体状の胸部を有し該胸部の体表の所定位置に位置センサーが埋設される人体模型と、  
 第1の磁石を内蔵し先端部に傾斜検知センサーを具え前記体表の所定位置を押圧する超  
 音波プローブを模した擬似プローブと、

心エコーの時系列立体画像データを記憶する記憶部と、

前記位置センサーが検出する前記擬似プローブの前記人体模型上の位置および前記擬似  
 プローブの回転角情報と前記傾斜検知センサーが検出する前記擬似プローブの傾きの情報  
 とから前記立体画像データに対する立体画像切出し面の位置、方向、傾きおよび範囲を演  
 算して前記立体画像データから平面画像データを切出しする演算部と、

切出しされた前記平面画像データを表示する表示部と、 からなり、

前記位置センサーは前記擬似プローブの平面上の位置を検出するタッチセンサーと、前  
 記タッチセンサーの直下に位置し該擬似プローブの回転角を検出する先端部に第2の磁石  
 を具えるロータリーエンコーダと、 から構成されている、ことを特徴とする心エコー診断  
 教育装置。

【請求項 2】

前記心エコーの時系列立体画像データは心エコーの立体実画像データおよび/または心  
 エコーの立体仮想画像データであり、

前記表示部に表示される前記平面画像は前記立体実画像データおよび/または前記立体  
 仮想画像データ、あるいは該立体平面実画像データと該立体仮想画像データとを重ね合わ

10

20

せた立体画像データ、に基づく平面画像であって、心臓の鼓動の1心拍または数心拍の時系列データを繰り返し表示することにより連続して心臓が動いているように表示する、ことを特徴とする請求項1に記載の心エコー診断教育装置。

【請求項3】

前記胸部は硬質の合成樹脂製筐体と該筐体の表面を密着して被覆する軟質の合成樹脂製体表シートとから構成され、

前記タッチセンサーは前記合成樹脂製筐体と前記合成樹脂製体表シートとの間に挟装され、先端部に第2の磁石を具える前記ロータリーエンコーダは該第2の磁石を前記体表側に向けて前記タッチセンサー直下の前記合成樹脂製筐体内に配設されている、ことを特徴とする請求項1に記載の心エコー診断教育装置。

10

【請求項4】

前記傾斜検知センサーは感圧素子であって前記擬似プローブの先端に少なくとも3つの感圧素子が外縁に沿って並設されている、ことを特徴とする請求項1に記載の心エコー診断教育装置。

【請求項5】

前記傾斜検知センサーは加速度センサーであって前記擬似プローブの先端部および前記人体模型内に配設される、ことを特徴とする請求項1に記載の心エコー診断教育装置。

【請求項6】

前記演算部は前記傾斜検知センサーが検出する前記擬似プローブの押圧力の情報に応じて部分的に若しくは全体的に前記平面画像の輝度を変え、または前記平面画像にノイズを加える、ことを特徴とする請求項1に記載の心エコー診断教育装置。

20

【請求項7】

前記擬似プローブが所定の診断位置を押圧したときにのみ表示部が前記平面画像データを表示する、ことを特徴とする請求項1に記載の心エコー診断教育装置。

【請求項8】

前記擬似プローブが所定の診断位置を押圧したときに所定の診断位置を押圧したことを伝達する伝達手段を備え、該伝達手段は前記表示部に表示される所定の画像、前記表示部からの所定の音声あるいは前記擬似プローブに内蔵された振動モータによる振動のいずれか1つ以上である、ことを特徴とする請求項1に記載の心エコー診断教育装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、心エコー診断法を習得するための教育用シミュレーション装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に超音波診断では、高画質のエコー記録を得ることが最も重要な要件であり、医師や検査技師が超音波診断装置を操作して検査を行い、的確な超音波診断を行うことができるようになるまでには、多くの訓練と経験が必要とされる。ことに、超音波プローブの走査には、熟練した技術が要求され、操作者は、超音波プローブを被検体に当てる位置、角度および接触圧力等を微妙に調節しながら撮像しなくてはならない。

40

【0003】

心エコー診断についても、高画質の心エコー記録を得ることが最も重要な要件であることは同様であるが、心臓は動きの早い臓器であると同時に、肋骨や肺に囲繞されており、超音波を反射する肋骨や肺を避け、狭い限られた所定の場所からでなければ心エコー記録を得ることができない。

この所定の場所から心臓の動きを記録するために、3次元的な全体像を意識しながらオリエンテーションをつけ超音波画像を走査しなければならないという他の臓器以上にエコー診断の技術習得が必要という問題がある。

【0004】

一方で、高度化された超音波診断装置は高価であり、また、所定の内臓疾患を有する検

50

体を得ることも困難であることから、医学教育の場においては教育用シミュレーション装置の必要性が望まれている。

【 0 0 0 5 】

従来の超音波診断に関する教育用シミュレーション装置では、表示される画像は静止画のみであった。

そのため、超音波診断装置の最大の特徴である、動画像による診断技術の習得にはほど遠く、各臓器を診断するためのプローブの位置を練習するにとどまっていた。

【 0 0 0 6 】

また、超音波診断に関する教育用シミュレーション装置における必須の技術要素として、超音波プローブの位置検出技術がある。

10

この位置検出技術には空間位置センサーが使用されるが、従来から使用されている空間位置センサーとして、たとえば、磁気を利用した磁気空間センサーがある。この磁気空間センサーは、磁束の変化によって、コイルに起電力が生ずるという原理を利用しているが、装置が高価であり、付近に磁性体があるとそれが直ちに誤差に結びつく、などの欠点がある。

【 0 0 0 7 】

このような事情を背景に、磁気空間センサーに頼らない超音波診断に関する教育用シミュレーション装置が提案されていて、たとえば、その技術は、特開 2 0 0 2 - 3 3 6 2 4 7 号公報に開示されている。

この技術は、「実際の超音波診断におけるのと同様の感覚で操作訓練を行うことができる画像表示装置を提供する」ことを目的としていて、「超音波プローブを模した形状を有し画像の表示範囲を指示するために用いる疑似プローブと、疑似プローブを接触させるための人体表面を模した形状を有し疑似プローブの接触位置を検出する疑似体表と、人体内部の 3 次元画像データを記憶する画像メモリと、表示すべき人体の断層像の範囲を算出する表示範囲算出部と、表示範囲算出部が算出した範囲に対応する画像信号を生成するエコー信号生成部及び信号処理部と、生成された画像信号に基づいて画像を表示する表示部とを具備する」という構成により、この課題解決を図ったものであるが、疑似プローブの疑似体表に対する傾きを検出する傾き検出手段を、疑似プローブに備えられた発光ダイオードと、発光ダイオードから放射される光を撮影するためのステレオテレビカメラとに拠っている。

20

30

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 3 3 6 2 4 7 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

しかしながら、特開 2 0 0 2 - 3 3 6 2 4 7 号公報に開示の技術は、腹部から超音波診断できる肝臓、腎臓、脾臓など消化器系臓器を対象とするものであって、表示されるシミュレーション画像は静止しているものであり、心臓のように動いている臓器の診断シミュレーションを行うには適するものではない。

また、疑似プローブの位置検出に要求される精度は、心臓を対象とするものほどには高い精度が要求されることはなく、この技術をそのまま心エコー診断教育装置に使用することはできない。さらに、位置検出センサーとして発光ダイオードとステレオテレビカメラを使用しているものであり、ステレオテレビカメラは実際の超音波診断装置には具えられていないものである上、装置も比較的大きくなるという問題を有するものである。

40

【 0 0 0 9 】

そこで、本発明は、心臓を対象とする超音波診断シミュレーション装置であって、実際の超音波診断と同様の取得画像を表示し、かつ同様の走査感覚のシミュレーションを行うことができ、疑似プローブの位置や傾きを比較的正确に精度よく把握し、さらに、可搬性に優れた心エコー診断教育装置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 0 】

50

上記目的を達成するため、本願請求項 1 に係る心エコー診断教育装置は、筐体状の胸部を有し該胸部の体表の所定位置に位置センサーが埋設される人体模型と、第 1 の磁石を内蔵し先端部に傾斜検知センサーを具え前記体表の所定位置を押圧する超音波プローブを模した擬似プローブと、心エコーの時系列立体画像データを記憶する記憶部と、前記位置センサーが検出する前記擬似プローブの前記人体模型上の位置および前記擬似プローブの回転角情報と前記傾斜検知センサーが検出する前記擬似プローブの傾きの情報とから前記立体画像データに対する立体画像切出し面の位置、方向、傾きおよび範囲を演算して前記立体画像データから平面画像データを切出しする演算部と、切出しされた前記平面画像データを表示する表示部と、からなり、前記位置センサーは前記擬似プローブの平面上の位置を検出するタッチセンサーと、前記タッチセンサーの直下に位置し該擬似プローブの回転角を検出する先端部に第 2 の磁石を具えるロータリーエンコーダと、から構成されている、ことを特徴としている。

10

なお、時系列立体画像データとは、3次元の立体画像データに時間軸を加えた4次元の立体画像データをいう。

また、本願請求項 2 に係る心エコー診断教育装置は、請求項 1 に記載の心エコー診断教育装置であって、前記心エコーの時系列立体画像データは心エコーの立体実画像データおよび/または心エコーの立体仮想画像データであり、前記表示部に表示される前記平面画像は前記立体実画像データおよび/または前記立体仮想画像データ、あるいは該立体平面実画像データと該立体仮想画像データとを重ね合わせた立体画像データ、に基づく平面画像であって、心臓の鼓動の1心拍または数心拍の時系列データを繰り返し表示することにより連続して心臓が動いているように表示する、ことを特徴としている。

20

なお、立体仮想画像データにおける仮想画像とは、実際の画像である実画像を基に描いた線画、面画等の画像をいう。

そして、本願請求項 3 に係る心エコー診断教育装置は、請求項 1 に記載の心エコー診断教育装置であって、前記胸部は硬質の合成樹脂製筐体と該筐体の表面を密着して被覆する軟質の合成樹脂製体表シートとから構成され、前記タッチセンサーは前記合成樹脂製筐体と前記合成樹脂製体表シートとの間に挟装され、先端部に第 2 の磁石を具える前記ロータリーエンコーダは該第 2 の磁石を前記体表側に向けて前記タッチセンサー直下の前記合成樹脂製筐体内に配設されている、ことを特徴としている。

さらに、本願請求項 4 に係る心エコー診断教育装置は、請求項 1 に記載の心エコー診断教育装置であり、前記傾斜検知センサーは感圧素子であって前記擬似プローブの先端に少なくとも3つの感圧素子が外縁に沿って並設されている、ことを特徴としている。

30

また、本願請求項 5 に係る心エコー診断教育装置は、請求項 1 に記載の心エコー診断教育装置であり、前記傾斜検知センサーは加速度センサーであって前記擬似プローブの先端部および前記人体模型内に配設される、ことを特徴としている。

そして、本願請求項 6 に係る心エコー診断教育装置は、請求項 1 に記載の心エコー診断教育装置であって、前記演算部は前記傾斜検知センサーが検出する前記擬似プローブの押圧力の情報に応じて部分的に若しくは全体的に前記平面画像の輝度を変え、または前記平面画像にノイズを加える、ことを特徴としている。

さらに、本願請求項 7 に係る心エコー診断教育装置は、請求項 1 に記載の心エコー診断教育装置であって、前記擬似プローブが所定の診断位置を押圧したときにのみ表示部が前記平面画像データを表示する、ことを特徴としている。

40

また、本願請求項 8 に係る心エコー診断教育装置は、請求項 1 に記載の心エコー診断教育装置であって、前記擬似プローブが所定の診断位置を押圧したときに所定の診断位置を押圧したことを伝達する伝達手段を備え、該伝達手段は前記表示部に表示される所定の画像、前記表示部からの所定の音声あるいは前記擬似プローブに内蔵された振動モータによる振動のいずれか1つ以上である、ことを特徴としている。

【発明の効果】

【0011】

本願発明は、上記の構成により以下の効果を奏する。

50

(1) 使用されるセンサーを、人体模型の所定位置に埋設される位置センサーと擬似プローブの先端に具えられる傾斜検知センサーとしている。これらのセンサーは比較的小型および安価であるので、心エコー診断教育装置自体も小型化が可能となり、廉価で可搬性に優れたものとなる。

(2) 擬似プローブは磁石を内蔵し先端部に感圧素子または加速度センサーからなる傾斜検知センサーを具える簡単な構造であるので、実際の超音波プローブに擬した形状、重量などを有する擬似プローブとすることができる。

(3) 位置センサーをタッチセンサーと先端部に磁石が連設されるロータリーエンコーダからなる構成としているため、タッチセンサー、磁石およびロータリーエンコーダはともに小型化することが可能であり、人体模型胸部の所定位置が近接していてもそれぞれを所定の位置に埋設することができるとともに、ロータリーエンコーダは、傾けた状態であっても正常に作動するので、人体模型を仰臥位の状態に保持する必要はなく、側臥位あるいは座位のような実際の診断状態に応じた状態でも使用することができる。

(4) 時系列に動画として連続する3次元データを保持し、プローブの走査に合わせて切り出した2次元動画像を表示することにより、プローブ走査の最適ポイントを習得するだけでなく、得られた画像から病態の診断技術を習得することが可能である。本願請求項3に係る発明によれば、時系列3次元データから切り出した心臓における1心拍または、数心拍分の時系列データを繰り返し表示することにより連続して心臓が動いているように表示できる

(5) 実際の心エコー診断において表示部に表示された平面画像から所定の情報を読み取ることは熟練者にとっても容易なものではないが、本発明では平面仮想画像データを備えているので、所定情報の読み取りを容易にし、超音波診断における平面画像の読み取り技術の習得も容易となる。

(6) 実際の心エコー診断装置では、超音波プローブを体表に強く押圧することにより、皮膚表面との密着性が向上し、当該位置を鮮明に映し出すことになっているが、本発明では傾斜検知センサーが検出する擬似プローブの押圧力の情報に応じて、すなわち、擬似プローブの押圧力の強弱の情報に応じて、部分的に若しくは全体的に表示部に表示される平面画像の輝度を変え、または平面画像にノイズを加えて不鮮明にすることとしているので、擬似体験をすることができる。

(7) 人体模型の正しい診断位置に擬似プローブが置かれたときに、表示部が平面画像データを表示し、あるいは、正しい診断位置を押圧したことを伝達する伝達手段を備えているので、視覚的、聴覚的あるいは触覚的に正しい診断位置を確認することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本願発明を実施するための最良の形態に係る実施例について、図1ないし図4に基づいて説明する。なお、図1は、実施例に係る心エコー診断教育装置の外観模式図、図2は、図1における実施例のII部分の断面拡大図、図3は、実施例に係る心エコー診断教育装置の機器構成図、図4は、実施例に係る心エコー診断教育装置の診断イメージ図、図5は、実施例に係る心エコー診断教育装置の画像表示フローチャート図、である。

【0013】

図1ないし図4において、符号1は実施例に係る心エコー診断教育装置、符号10は人体模型、符号12は体表シート、符号14は筐体、符号20は実施例に係る位置センサー、符号22はタッチセンサー、符号24はロータリーエンコーダ、符号26は第2の磁石、符号40は擬似プローブ、符号42は傾斜検知センサー、符号44は第1の磁石、符号50はパーソナル・コンピューター、符号52は表示部、符号54は演算部、符号56は立体画像データ収納部、である。

【0014】

まず、実施例に係る心エコー診断教育装置1の構成および作用について、図1ないし図4を基に説明するが、擬似プローブの位置関係の説明では、人体模型の心臓部分を横断する方向をX軸とし、人体模型の心臓部分を縦断する方向であって前記X軸に直交する方向

10

20

30

40

50

をY軸とし、前記X軸および前記Y軸に直交する方向をZ軸として説明する。

【0015】

心エコー診断教育装置1は、外観上、人体模型10、擬似プローブ40およびパーソナル・コンピューター50から構成されている。

【0016】

そして、人体模型10は、胸部の形を模した筐体14と筐体14の表面を被覆する体表シート12から構成されている。そして、筐体14は弾力性を有する硬質合成樹脂製であり、前面部と背面部とに二分割されていて、背面部に対して前面部が着脱自在に嵌合するようになっている。

また、体表シート12は弾力性を有する軟質の合成樹脂からできていて皮膚に似た感触を有するシートであり、筐体14に密着して被覆するように形成されている。

10

【0017】

タッチセンサー22は、シート状のセンサーであって、筐体14の表面に配置され、その上から体表シート12が被覆されている。このタッチセンサー22は、前述したように、実際に心エコー記録を得ることができる所定の場所に配置されていて、後述する擬似プローブ40により体表シート12を介して押圧されると、押圧された擬似プローブ40の平面上の位置である位置座標(x、y)を検出する。

【0018】

ロータリーエンコーダ24および第2の磁石26は、タッチセンサー22の直下の筐体14内に配設されている。ロータリーエンコーダ24および第2の磁石26は相互に接続されていて、第2の磁石26は、後述する擬似プローブ40に内蔵された第1の磁石44の回転に対応して回転し、第2の磁石26の回転によりロータリーエンコーダ24が擬似プローブ40の回転角( $\theta$ )を検出するものであり、ロータリーエンコーダ24の回転角に応じたパルスを出力することにより擬似プローブ40の回転角( $\theta$ )を検出するようになっている。このロータリーエンコーダ24は、傾いた状態であっても正常に作動するので、人体模型10を仰臥位の状態に保持する必要はなく、側臥位あるいは座位のような実際の診断状態に応じた状態でも使用することができる。

20

【0019】

擬似プローブ40は、実際の超音波プローブの形状を模したものであって、先端に4個の感圧素子からなる傾斜検知センサー42を具え、第1の磁石44を内蔵している。

30

擬似プローブ40の先端部は略正方形の平面であり、この傾斜検知センサー42である4個の感圧素子は、略正方形の平面に外縁に沿って並設されていて、すなわち略正方形の平面の四隅に配置されていて、擬似プローブ40を人体模型10に押し当てると、4個の感圧素子はそれぞれ独立して押圧力を検出するようになっている。そして、4個の感圧素子の押圧力の合計が擬似プローブ40の押圧力(z)となる。

ここで、擬似プローブ40の先端部の略正方形の平面において、直交する2本の対角線を想定し、一方の軸をX'軸、他方の軸をY'軸とすると、X'軸上に2個の感圧素子が並び、同様にY'軸上に2個の感圧素子が並ぶことになる。そして、X'軸上に並んだ2個の感圧素子の押圧力の差がX'軸に対する擬似プローブ40の傾き(ピッチ( $\alpha$ ))となり、同様にY'軸上に並んだ2個の感圧素子の押圧力の差がY'軸に対する擬似プローブ40の傾き(ロール( $\beta$ ))となる。

40

【0020】

また、第1の磁石44の回転により、ロータリーエンコーダ24が作動して擬似プローブ40の回転角( $\theta$ )を検出することは、前述したとおりであり、この回転角( $\theta$ )により、X'軸およびY'軸に対するピッチ( $\alpha$ )およびロール( $\beta$ )が補正されて、X軸およびY軸に対する擬似プローブ40の傾きが、後述する演算部54により算定される。なお、第1の磁石44および第2の磁石26は電磁石であっても良いが、実施例では永久磁石を使用している。永久磁石を使用することにより、装置もコンパクトになる。

【0021】

つぎに、位置センサー20が検出する擬似プローブ40の人体模型10上の位置および

50

擬似プローブ40の回転角情報と傾斜検知センサー42が検出する擬似プローブ40の傾きの情報と、立体画像データに対する立体画像切出し面の「位置」、「方向」、「傾き」および「範囲」との関係について、図4を基に説明する。

【0022】

図4の(a)ないし(d)では、擬似プローブ40の平面上の位置である位置座標( $x$ 、 $y$ )を同一にした状態での代表的な検査断面面の取得方法を示している。すなわち、図4の(a)ないし(c)では、擬似プローブ40の向きをX軸に略平行に固定しY軸に対する傾きを徐々に大きくした状態を示し、図4の(d)では、X軸に略平行な擬似プローブ40の向きから90°略回転させた状態を示している。そして、図4の(a)ないし(d)において、擬似プローブ40の先端から下方向に延びる2本の半径とその間の円弧によって囲まれた扇形が超音波の到達範囲を示している。

10

この扇形が立体画像データに対する立体画像切出し面であり、擬似プローブ40の平面上の位置である位置座標( $x$ 、 $y$ )が立体画像切出し面の「位置」、図4の(a)ないし(d)における擬似プローブ40の向きが立体画像切出し面の「方向」、図4の(a)ないし(d)におけるX軸およびY軸に対する傾きが立体画像切出し面の「傾き」および擬似プローブ40の先端から下方向に延びる扇形自体が立体画像切出し面の「範囲」ということになる。

【0023】

なお、傾斜検知センサー42については、4個の感圧素子に代えて、加速度センサーを使用することもできる。この場合は、3軸の加速度センサーを人体模型10内と擬似プローブ40内に各1個を設置する。この加速度センサーは重力法線に対してX、Y、ZおよびX'、Y'、Z'の各軸の傾きを出力する素子である。この素子により、人体模型10に対する擬似プローブ40の相対的な傾きを3次元方向で得ることができる。さらに、擬似プローブの走査にかかわる圧力は擬似プローブ40内の加速度センサーにより検出することができる。

20

また擬似プローブ40の回転方向は前述の通り擬似プローブ40に内蔵された第1の磁石44とそれに対応する第2の磁石26およびロータリーエンコーダ24により検出するものである。

【0024】

パーソナル・コンピュータ50は、表示部52、演算部54および立体画像データ収納部56を具えている。

30

そして、立体画像データ収納部56は、健康な検体の立体的な心エコー実画像や各種の心疾患を有する検体の立体的な心エコー実画像、これらの立体的な心エコー実画像に基づいた線画あるいは面画とした画像である心エコー仮想画像、を収納している。一方、演算部54は、タッチセンサー22による擬似プローブ40の位置座標( $x$ 、 $y$ )のデータ、ロータリーエンコーダ24による擬似プローブ40の回転角( $\theta$ )のデータ、および傾斜検知センサー42による擬似プローブ40のピッチ( $\alpha$ )およびロール( $\beta$ )のデータ、から、擬似プローブ40が指示する立体画像に対する切出し面の位置、方向、傾きおよび範囲を演算して、立体画像データ収納部56に収納されている立体的な心エコー実画像や立体的な心エコー仮想画像の立体画像データから平面画像データを切出しする。そして、切出しされた平面画像データを表示部52に表示させる。

40

【0025】

平面画像データの表示に際しては、傾斜検知センサー42による擬似プローブ40の押圧力( $z$ )の情報を基に、すなわち、擬似プローブ40の押圧力( $z$ )の強弱の情報に応じて、部分的に若しくは全体的に表示部52に表示される平面画像の輝度を変え、または平面画像にノイズを加えて不鮮明にすることとしている。

実際の心エコー診断装置では、超音波プローブの体表に対する押圧力の強弱は重要な要素となっている。すなわち、超音波プローブを体表に強く押圧することにより、超音波が心臓の深い位置まで達し、当該位置に焦点の合った画像を映し出すようになっているとともに、所定の強さで押圧しないと画像に乱れが生ずるようになっているが、本願発明にお

50

いても表示部 52 に表示される画像の輝度を変え、またはノイズを加えて不鮮明にすることにより、実際の超音波プローブを操作したような擬似体験をすることができる。

なお、擬似プローブ 40 が所定の正しい診断位置を押圧したときに正しい診断位置を押圧したことを伝達する伝達手段、たとえば、表示部 52 に正しい診断位置を押圧したことを表示させ、表示部 52 から正しい診断位置を押圧した旨の音声を流し、あるいは擬似プローブ 40 に内蔵した振動モータにより擬似プローブ 40 自体を振動させるような伝達手段を備えることとしてもよい。

#### 【0026】

上述した立体画像データ収納部 56 に収納される心エコー実画像は、3次元の立体実画像であるが、鼓動していることを示すため、1拍分あるいは数拍分を記録した立体動画像となっていて、実際には時間軸を加えた立体実画像である。そして、表示部 52 に表示される心エコー画像は、2次元の平面画像であるが、時間軸を伴った時系列平面動画像である。

#### 【0027】

つぎに、実施例に係る心エコー診断教育装置 1 の使用例の一形態について、図 5 に基づいて順を追って説明する。

#### 【0028】

(1) 心エコー診断教育装置 1 の電源を入れ、体表シート 12 の所定の場所に擬似プローブ 40 を当てて押圧する(ステップ S1)。本願発明においては、体表シート 12 の所定の場所にタッチセンサー 22 が設置されているため、所定の場所以外では擬似プローブ 40 をタッチセンサー 22 が感知することはない。

#### 【0029】

(2) 各センサー、すなわち、タッチセンサー 22、ロータリーエンコーダ 24 および傾斜検知センサー 42 から送られてくる情報を演算部 54 が取得する(ステップ S2)。

#### 【0030】

(3) 演算部 54 では、傾斜検知センサー 42 から送られてくる擬似プローブ 40 の押圧力 ( $z$ ) が所定の数値を超えているか否かを判断し、所定の数値以下の場合は、ステップ S4 に進み、所定の数値を超えている場合は、ステップ S5 に進む(ステップ S3)。

#### 【0031】

(4) ステップ S4 では、表示部 52 にノイズの入った不鮮明な画像を表示する。前述したように、実際の心エコー診断装置では、超音波プローブを所定の強さで体表に押圧しないと、超音波が途中で乱反射し、そのため画像に乱れが生ずるが、本願発明においても擬似プローブ 40 を所定の強さで体表シート 12 に押圧しないと、不鮮明な画像を表示することにより、実際の心エコー診断装置と略同様の感覚を得ることが可能である。そして、擬似プローブ 40 の押圧力 ( $z$ ) を所定の数値を超えるようにすれば、ステップ S3 を経由してステップ S5 に進む。

なお、擬似プローブ 40 が所定の診断位置を押圧したときにのみ表示部 52 に平面画像データを表示することとしてもよいし、擬似プローブ 40 が所定の診断位置を押圧したときに表示部 52 にその旨を表示させ、あるいは表示部 52 からの所定の音声を発し、さらには擬似プローブ 40 に振動モータ(図示外)を内蔵させ、その振動モータの振動により感知させてもよい。

#### 【0032】

(5) 擬似プローブ 40 の押圧力 ( $z$ ) が所定の数値を超えている場合には、タッチセンサー 22 による擬似プローブ 40 の位置座標 ( $x$ 、 $y$ ) のデータと、ロータリーエンコーダ 24 による擬似プローブ 40 の回転角 ( $\theta$ ) のデータと、傾斜検知センサー 42 による擬似プローブ 40 のピッチ ( $\alpha$ ) およびロール ( $\beta$ ) のデータと、を演算部 54 で演算して、立体画像データ収納部 56 に収納されている立体画像データから平面画像データを切出しする(ステップ S5)。

すなわち、位置座標 ( $x$ 、 $y$ ) および回転角 ( $\theta$ ) から立体画像データに対する切出し面の位置および方向が特定され、ピッチ ( $\alpha$ ) およびロール ( $\beta$ ) から切出し面の傾きお

10

20

30

40

50

よび切出し範囲が特定されて、平面画像データが切出しされる。さらに、押圧力（ $z$ ）に応じて切出しされた平面画像データの部分的な輝度を変化させる。

【 0 0 3 3 】

（ 6 ）ステップ S 5 で切出しされた平面画像データを平面画像として表示部 5 2 で表示する（ステップ S 6 ）。

以上が実施例に係る心エコー診断教育装置 1 の使用例である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【図 1】図 1 は、実施例に係る心エコー診断教育装置の外観模式図である。

【図 2】図 2 は、図 1 における実施例の II 部分の断面拡大図である。

10

【図 3】図 3 は、実施例に係る心エコー診断教育装置の機器構成図である。

【図 4】図 4 は、実施例に係る心エコー診断教育装置の診断イメージ図である。

【図 5】図 5 は、実施例に係る心エコー診断教育装置の画像表示フローチャート図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 5 】

1 実施例に係る心エコー診断教育装置

1 0 人体模型

2 0 実施例に係る位置センサー

2 2 タッチセンサー

2 4 ロータリーエンコーダ

2 6 第 2 の磁石

4 0 擬似プローブ

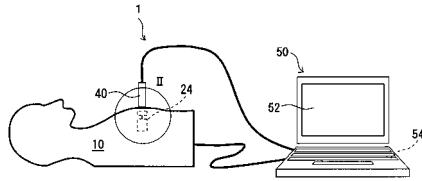
4 2 傾斜検知センサー

4 4 第 1 の磁石

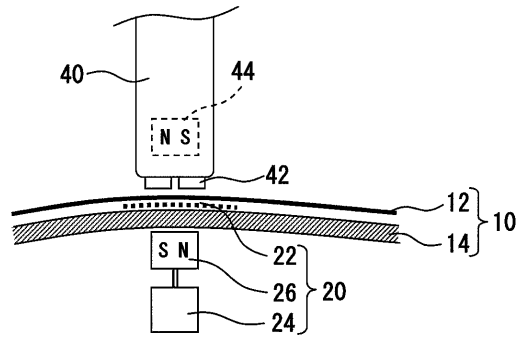
5 0 パーソナル・コンピューター

20

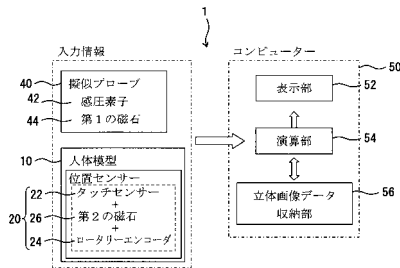
【図 1】



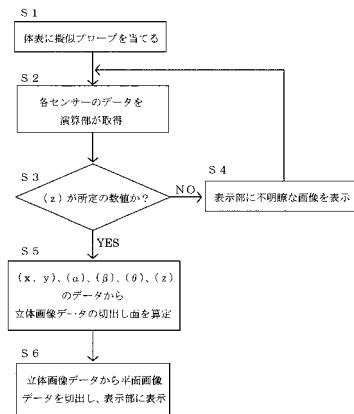
【図 2】



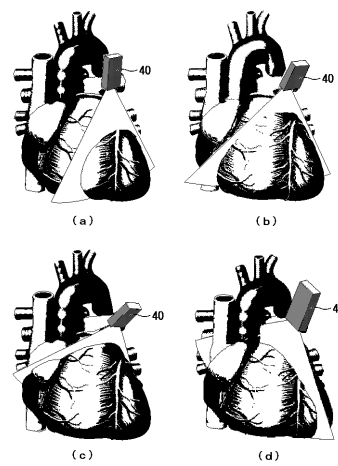
【図 3】



【図 5】



【図 4】



---

フロントページの続き

(72)発明者 福島 善幸

日本国 東京都 三鷹市 牟礼6丁目 25番5号 株式会社MAX Link内

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平7-171154(JP,A)

特開2004-174171(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

|                |                               |         |            |
|----------------|-------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声心动图诊断教学装置                   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4079379B2</a>   | 公开(公告)日 | 2008-04-23 |
| 申请号            | JP2007532110                  | 申请日     | 2006-12-18 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 蚀刻伯爵ES咨询服务                    |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 蚀刻伯爵ES咨询服务有限公司                |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 蚀刻伯爵ES咨询服务有限公司                |         |            |
| [标]发明人         | 多田福司<br>長井裕<br>福島善幸           |         |            |
| 发明人            | 多田 福司<br>長井 裕<br>福島 善幸        |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                      |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/14 A61B8/4461 A61B8/587 |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                      |         |            |
| 代理人(译)         | 远藤信明                          |         |            |
| 审查员(译)         | 川上 則明                         |         |            |
| 优先权            | 2005371816 2005-12-26 JP      |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2007074668A1              |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>     |         |            |

# 摘要(译)

本发明提供一种超声心动图诊断教育装置，其是用于心脏的超声波诊断模拟装置，并且能够以与实际超声波诊断相同的感受进行模拟。超声心动图诊断训练器，并将其存储在胸部的身体表面的规定位置的假想位置传感器被埋入，伪探头包括斜率检测传感器尖端结合有磁体，超声心动图的立体图像数据一个存储单元，该信息从每个传感器基于所述伪探针的位置，计算出倾斜和按压力，基于计算出的立体图像数据为切断面的图像数据从显示单元，用于显示已经被切出的平面图像数据计算器，从配置进行。

## 【図 3】

