

(19) 日本国特許庁(JP)

## 再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2007/074668

発行日 平成21年6月4日 (2009.6.4)

(43) 国際公開日 平成19年7月5日 (2007.7.5)

(51) Int.Cl.

**G09B 9/00** (2006.01)  
**A61B 8/00** (2006.01)  
**G09B 23/28** (2006.01)

F 1

G09B 9/00  
A61B 8/00  
G09B 23/28

Z

テーマコード (参考)  
2 C032  
4 C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

出願番号 特願2007-532110 (P2007-532110)  
(21)国際出願番号 PCT/JP2006/325161  
(22)国際出願日 平成18年12月18日 (2006.12.18)  
(11)特許番号 特許第4079379号 (P4079379)  
(45)特許公報発行日 平成20年4月23日 (2008.4.23)  
(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)

(71)出願人 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

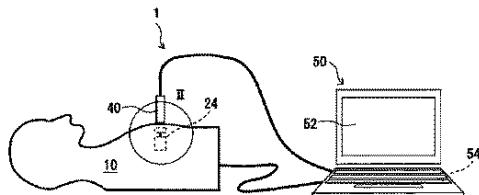
(54) 【発明の名称】心エコー診断教育装置

(57) 【要約】

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感覚でシミュレーションを行うことができる心エコー診断教育装置を提供する。

心エコー診断教育装置を、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、磁石を内蔵し先端に傾斜検知センサーを具える擬似プローブと、心エコーの立体画像データを記憶する記憶部と、前記各センサーからの情報に基づいて擬似プローブの位置、傾きおよび押圧力を演算し、演算に基づいて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、切出された平面画像データを表示する表示部と、からなる構成とした。

【選択図】図1



**【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、

10

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。

20

**【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。

30

**【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。

40

**【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】**

50

**【技術分野】****【0 0 0 1】**

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】****【0 0 0 2】**

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。

10

**【0 0 0 3】**

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。

**【0 0 0 4】**

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

20

**【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。

30

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2002-336247号公報に開示されている。

40

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。

50

【特許文献1】特開2002-336247号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特開2002-336247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、擬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。

【0009】

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、擬似プローブの位置や傾きを比較的正確に精度よく把握し、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】

【0010】

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。

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。

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

10

20

30

40

50

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。

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。

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。

20

(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ー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ー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ーは、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。

30

(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どまることでないが、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。

40

(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

50

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。

20

【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、前面部と背部とに二分割されていて、背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。

30

【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は相互に連接されていて、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の回動に対応して回動し、第2の磁石26の回動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。

40

【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。

50

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に押し当てるとき、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。  
10

#### 【0020】

また、第1の磁石44の回動により、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。  
20

#### 【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層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。  
30

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内と疑似プローブ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に対する疑似プローブ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、疑似プローブの走査にかかる圧力は疑似プローブ40内の加速度センサーにより検出することができる。  
40

また疑似プローブ40の回転方向は前述の通り疑似プローブ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】

パソコン・コンピューター50は、表示部52、演算部54および立体画像データ収  
50

納部56を具えている。

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(θ)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(α)およびロール(β)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、  
10 切出しされた平面画像データを表示部52に表示させる。

#### 【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。  
20

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。  
30

#### 【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。  
40

#### 【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)。  
50

#### 【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。10

#### 【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(θ)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(α)およびロール(β)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(θ)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(α)およびロール(β)から切出し面の傾きお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。20

#### 【0033】

(6) ステップS5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52で表示する(ステップS6)。

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】

#### 【0034】

【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。

30

【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。

【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】

#### 【0035】

1 実施例に係る心エコー診断教育装置

10 人体模型

20 実施例に係る位置センサー

22 タッチセンサー

40

24 ロータリーエンコーダ

26 第2の磁石

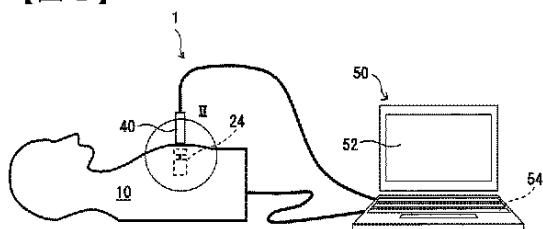
40 擬似プローブ

42 傾斜検知センサー

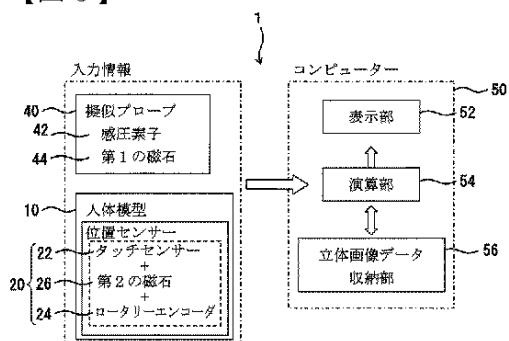
44 第1の磁石

50 パーソナル・コンピューター

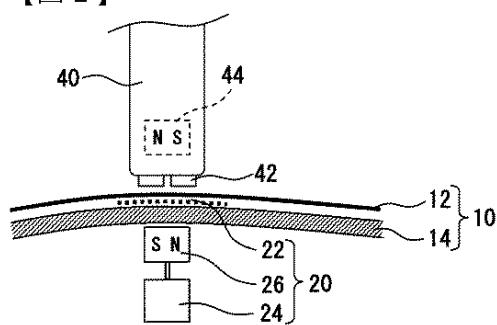
【図 1】



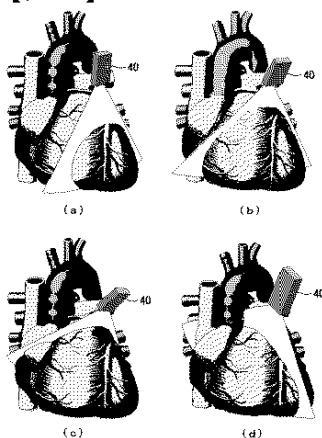
【図 3】



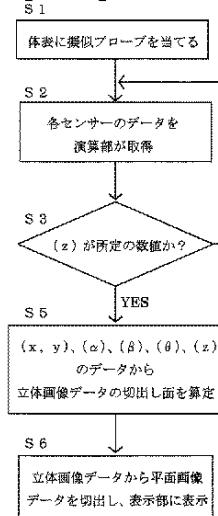
【図 2】



【図 4】



【図 5】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/325161
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> <i>A61B8/00 (2006.01) i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) <i>A61B8/00</i>		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched <i>Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2007  Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007</i>		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) <i>Ichushi WEB</i>		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 7-171154 A (Philips Electronics N.V.), 11 July, 1995 (11.07.95), Full text; all drawings & US 5540229 A & EP 648469 A1	1-8
A	Nippon Raito Sabisu Kabushiki Kaisha Catalog, Choonpa Training Simulator UltraSim, 06 October, 2003 (06.10.03) (Kogyo Shoyuken Sogo Johokan Ukeirebi)	1-8
A	Kiyoka OMOTO et al., "Training Simulator ni you Shoshinsha Muke Virtual Choonpa Kenshu", Journal of Medical Ultrasonics, 15 January, 2004 (15.01.04), Vol.31, No.1, page J32	
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "J" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 19 February, 2007 (19.02.07)		Date of mailing of the international search report 27 February, 2007 (27.02.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office  Facsimile No.		Authorized officer  Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2006/325161										
<p><b>A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))</b> Int.Cl. A61B8/00(2006, 01)i</p>												
<p><b>B. 調査を行った分野</b> 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00</p>												
<p>最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの</p> <table> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2007年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2007年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2007年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2007年	日本国実用新案登録公報	1996-2007年	日本国登録実用新案公報	1994-2007年	
日本国実用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2007年											
日本国実用新案登録公報	1996-2007年											
日本国登録実用新案公報	1994-2007年											
<p>国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) 医中誌 WEB</p>												
<p><b>C. 関連すると認められる文献</b></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示</th> <th>関連する 請求の範囲の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP 7-171154 A (フィリップス エレクトロニクス ネムローゼ フェンノートシャッピング) 1995.07.11 全文、全図 &amp;US 5540229 A &amp;EP 648469 A1</td> <td>1-8</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>日本ライトサービス株式会社カタログ、 超音波トレーニングシミュレーター UltraSim、 2003.10.06 (工業所有権総合情報館受入日)</td> <td>1-8</td> </tr> </tbody> </table>				引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	A	JP 7-171154 A (フィリップス エレクトロニクス ネムローゼ フェンノートシャッピング) 1995.07.11 全文、全図 &US 5540229 A &EP 648469 A1	1-8	A	日本ライトサービス株式会社カタログ、 超音波トレーニングシミュレーター UltraSim、 2003.10.06 (工業所有権総合情報館受入日)	1-8
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号										
A	JP 7-171154 A (フィリップス エレクトロニクス ネムローゼ フェンノートシャッピング) 1995.07.11 全文、全図 &US 5540229 A &EP 648469 A1	1-8										
A	日本ライトサービス株式会社カタログ、 超音波トレーニングシミュレーター UltraSim、 2003.10.06 (工業所有権総合情報館受入日)	1-8										
■ C欄の続きにも文献が列挙されている。		■ パテントファミリーに関する別紙を参照。										
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの      「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの      「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)      「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献      「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p> <p>の日の後に公表された文献      「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの      「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの      「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの      「&amp;」同一パテントファミリー文献</p>												
国際調査を完了した日 19.02.2007		国際調査報告の発送日 27.02.2007										
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101									
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292										

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2006/325161
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	尾本きよか他、トレーニングシミュレーターによる初心者向けバーチャル超音波研修、超音波医学、 2004.01.15 第31巻、第1号、第J32頁	

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2005年4月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, L, A, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 福島 善幸

日本国 東京都 三鷹市 車礼6丁目 25番5号 株式会社MAX Link内  
Fターム(参考) 2C032 CA06  
4C601 EE30 FF20 GA18 GA21 GA25

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に  
係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法  
第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声心动图诊断教学装置		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2007074668A1</a>	公开(公告)日	2009-06-04
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		
[标]发明人	多田福司 長井裕 福島善幸		
发明人	多田 福司 長井 裕 福島 善幸		
IPC分类号	G09B9/00 A61B8/00 G09B23/28		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4461 A61B8/587		
FI分类号	G09B9/00.Z A61B8/00 G09B23/28		
F-TERM分类号	2C032/CA06 4C601/EE30 4C601/FF20 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA25		
代理人(译)	远藤信明		
优先权	2005371816 2005-12-26 JP		
其他公开文献	JP4079379B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

用于心脏的超声诊断的仿真设备技术领域本发明涉及一种以心脏为目标的超声诊断的仿真设备，其目的是提供一种用于经胸超声心动图的教育仿真器，该仿真器可以在类似于实际超声诊断的感觉下进行仿真。经胸超声心动图的教学模拟器由以下部分组成：胸部幻影，其位置传感器嵌入在胸部表面下方的预定位置；虚拟探针，其中嵌入磁铁，并在椎间盘部分设有倾斜传感器；存储部分 CPU存储超声心动图的三维图像数据，CPU根据来自每个所述传感器的信息计算虚拟探针的位置，倾斜度和按压力，并从三维图像数据中裁剪二维图像数据到处理器上。计算的基础上，显示部分显示裁剪后的二维数据。

