

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6112706号
(P6112706)

(45) 発行日 平成29年4月12日(2017.4.12)

(24) 登録日 平成29年3月24日(2017.3.24)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 4 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-271801 (P2012-271801)	(73) 特許権者	500409219
(22) 出願日	平成24年12月12日(2012.12.12)		学校法人関西医科大学
(65) 公開番号	特開2014-117287 (P2014-117287A)		大阪府枚方市新町二丁目5番1号
(43) 公開日	平成26年6月30日(2014.6.30)	(73) 特許権者	504043440
審査請求日	平成27年12月10日(2015.12.10)		株式会社いわさき
			大阪府大阪市東住吉区西今川1-9-19
		(73) 特許権者	512087353
			株式会社ジャスト・メディカルコーポレーション
			大阪府大阪市中央区北久宝寺町1丁目4-15 SC堺筋本町ビル
		(74) 代理人	100075409
			弁理士 植木 久一
		(74) 代理人	100129757
			弁理士 植木 久彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像再現媒体および超音波画像再現成形体並びにシミュレーション装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波診断シミュレーションにおけるエコー画像表示用に用いられるものであって、液体マトリックス中に粉末寒天が分散された状態であることを特徴とする超音波画像再現媒体。

【請求項2】

上記マトリックスとしての水100ccに対し粉末寒天を0.025~5.0gの割合で分散させたものからなる請求項1に記載の超音波画像再現媒体。

【請求項3】

樹脂100gに対し粉末寒天を0.01~100gの割合で分散させたものからなり、脈管や各種臓器等が立体的に模擬されることを特徴とする超音波画像再現成形体。

10

【請求項4】

請求項3に記載の超音波画像再現成形体を構成する生体モデルと、上記生体モデルに請求項1または2に記載の超音波画像再現媒体を流通させる超音波画像再現媒体供給手段とを備えてなることを特徴とするシミュレーション装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断法を習得するためのシミュレーションに好適な超音波画像再現媒体および超音波画像再現成形体並びにシミュレーション装置に関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

超音波診断法は医療分野で幅広く利用されており、例えば心臓領域における超音波診断、いわゆる心エコー診断では、心臓に近い部位にある食道や胃に超音波プローブを挿入して心臓のエコー画像を取得する。それにより、体表面に超音波プローブを当ててエコー画像を得る場合に比べ、肋骨や肺に由来するエコーに邪魔されることの無い鮮明なエコー画像を得ることができる。

【0003】

しかしながら、超音波診断装置を操作して鮮明なエコー画像を取得し的確な診断を行えるようになるまでには、多くの訓練と経験が医師にとって必要となる。そこで、超音波診断装置の操作を訓練するためのシミュレーション装置が提案されている。

10

【0004】

図14は、経食道心エコー診断シミュレーション装置（以下、単にシミュレーション装置と言う）を示したものである。同図に示すシミュレーション装置50は、人体模型51と、疑似プローブ52と、パーソナルコンピュータ53とから構成されている（例えば特許文献1参照）。

【0005】

人体模型51は、上半身の形を模した人体模型筐体51aを有し、その人体模型筐体51a内に口蓋部51b、頸部51c、食道部51d、胃部51e、心臓部51fがそれぞれ形成されている。

20

【0006】

上記頸部51c内には、疑似プローブの挿入長・回転角度センサ54が備えられ、上記食道部51dおよび胃部51eの外部には複数の磁気センサ55が適当な間隔で貼着されている。また、疑似プローブ52の先端部には磁石が収納されるとともにその先端部からレーザー光を照射することができるようになっている。レーザー光の照射方向は、超音波診断における横断面走査、長軸断面走査に相当する。

【0007】

疑似プローブの挿入長、回転方向は上記挿入長・回転角度センサ54によって検知され、口蓋部51bから挿入された疑似プローブ52の先端位置は、複数配列された上記磁気センサ55によって検知されるようになっている。

30

【0008】

一方、パーソナルコンピュータ53には、健康な検体の立体的な心エコー実画像や各種心疾患を有する検体の立体的な心エコー実画像が予め記憶されており、疑似プローブ52の挿入長さデータ、回転角度データ等に基づいて心臓部51fに対する疑似プローブ先端部の相対的な位置、傾き、レーザー発光部の向き等を演算し、エコー実画像や心エコー仮想画像の立体画像データから断層画像データを切り出し、表示部53aに表示するようになっている。

【0009】

上記構成を有するシミュレーション装置によれば、超音波プローブを人体の食道を通して胃部に挿入させる感覚と同様の感覚を得ることができ、また、疑似プローブの走査に合わせて切り出した2次元動画像を表示部に表示させることができる、との記載がある。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】国際公開第2007/097247号パンフレット

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、例えば先天性心疾患のなかで頻度の高い心房中隔欠損症を心エコー診断するにあたっては、左心房から右心房への血液の流入を把握する必要があり、上記シミュ

50

レーション装置50を用いて単にプローブの操作感覚を取得するだけでは超音波診断をシミュレーションしたことはない。そのため、血流をも忠実に再現できるリアルなシミュレーション装置が要望されている。

【0012】

従来のシミュレーション装置において、仮に、人体模型内に血流を模擬した水を流したとしても水流はエコー画像に写らないため、実際の血流を模擬したことにはならない。そのため、生体に近いカラードブラ画像が得られるようなシミュレーション装置は実現されていない。

【0013】

次に、人体模型における食道モデル、胃モデル、心臓モデル等は、操作状態を目視できるように一般的に半透明の樹脂によって立体的に成形されているが、このようなモデルについてもエコー画像に鮮明に映し出すことができず、超音波診断装置の操作を訓練するには適していない。

【0014】

本発明は以上のような従来のシミュレーション装置における課題を考慮してなされたものであり、生体をエコー診断した場合とほぼ同等のカラードブラ画像を得ることができる超音波画像再現媒体およびエコー画像が得られる超音波画像再現成形体並びにシミュレーション装置を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の超音波画像再現媒体は、超音波診断シミュレーションにおけるエコー画像表示用に用いられるものであって、マトリックス中に粉末寒天が分散されていることを要旨とする。

【0016】

超音波画像再現媒体は、上記マトリックスとしての水100ccに対し粉末寒天を0.025~5.0gの割合で分散させることにより得ることができ、或いは、上記マトリックスとしての樹脂100gに対し粉末寒天を0.01~100gの割合で分散させることにより得ることもできる。

【0017】

本発明の超音波画像再現成形体は、マトリックスとしての樹脂100gに対し粉末寒天を0.01~100gの割合で分散させたものからなることを要旨とする。

【0018】

本発明のシミュレーション装置は、脈管や各種臓器が立体的に模擬されている生体モデルと、

上記生体モデルに上記超音波画像再現媒体を流通させる超音波画像再現媒体供給手段とを備えてなることを要旨とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明に係る超音波画像再現媒体によれば、液体の流れをカラードブラ画像として映し出すことが可能になり、血液の流入を把握する必要があるような先天性心疾患の診断を、良好な再現性でシミュレーションすることが可能になる。

【0020】

本発明に係る超音波画像再現成形体によれば、大動脈弁の弁口等の生体細部を模擬したモデルや、脈管、臓器を模擬したモデルについてもエコー画像に鮮明に映し出すことが可能になる。

【0021】

本発明に係るシミュレーション装置によれば、生体のエコー画像に加え、血行状態や血流速度までシミュレーションすることが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明に係る超音波画像再現媒体のカラードブラ画像を撮影するための実験装置を示した説明図である。

【図 2】本発明に係る第一の超音波画像再現媒体のカラードブラ画像図である。

【図 3】本発明に係る第二の超音波画像再現媒体のカラードブラ画像図である。

【図 4】本発明に係る第三の超音波画像再現媒体のカラードブラ画像図である。

【図 5】本発明に係る第四の超音波画像再現媒体のカラードブラ画像図である。

【図 6】本発明に係る第五の超音波画像再現媒体のカラードブラ画像図である。

【図 7】本発明に係る超音波画像再現成形体を示した説明図である。

【図 8】本発明に係る第一の超音波画像再現成形体のエコー画像図である。

【図 9】本発明に係る第二の超音波画像再現成形体のエコー画像図である。

10

【図 10】本発明に係る第三の超音波画像再現成形体のエコー画像図である。

【図 11】本発明に係る第四の超音波画像再現成形体のエコー画像図である。

【図 12】本発明に係る第五の超音波画像再現成形体のエコー画像図である。

【図 13】(a)は本発明に係るシミュレーション装置を表側から見たブロック図、(b)は裏側から見たブロック図である。

【図 14】従来の経食道エコー診断シミュレーション装置の構成を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下、図面に示した実施の形態に基づいて本発明を詳細に説明する。

[1] 超音波画像再現媒体

20

[1.1] 実験装置

図 1 は超音波画像再現媒体のカラードブラ画像を撮影するための実験装置を示したものである。

【0024】

同図において、実験装置 1 は、シリコン樹脂で成形された透明の樹脂製チューブ 2 を有し、この樹脂製チューブ 2 の両端にはジョイント 3 a, 4 a が備えられている。樹脂製チューブ 2 の径は、ジョイント 3 a 側からジョイント 4 a 側に向けて緩やかに拡大されており、ジョイント 3 a 側の径は 11 mm、ジョイント 4 a 側の径は 18 mm である。

【0025】

一方のジョイント 3 a には、樹脂製チューブ 2 よりも小径からなり塩化ビニル樹脂で成形された透明の樹脂製チューブ 5 がジョイント 3 b を介して接続されており、その樹脂製チューブ 5 の先端にはシリンジ 6 が接続されている。

30

【0026】

他方のジョイント 4 a にも、樹脂製チューブ 2 よりも小径からなり塩化ビニル樹脂で成形された透明の樹脂製チューブ 7 がジョイント 4 b を介して接続されており、その樹脂製チューブ 7 の先端にはシリンジ 8 が接続されている。

【0027】

上記シリンジ 6 は、血液を模した超音波画像再現媒体を樹脂製チューブ 2 に送り込むためのものであり、上記シリンジ 8 はその樹脂製チューブ 2 内に送り込まれた超音波画像再現媒体を引き出すためにある。したがって、シリンジ 6 のプランジャを押しつつシリンジ 8 のプランジャを引くと、超音波画像再現媒体は樹脂製チューブ 2 内を矢印 A 方向に移動し、血流が再現される。

40

【0028】

なお、超音波画像再現媒体が流れる方向において、樹脂製チューブ 2 下流側の樹脂製チューブ 7 からは樹脂製チューブ 9 が分岐しており、分岐先にシリンジ 10 が接続されている。このシリンジ 10 は、水に混入した粉末寒天を充填するためにある。

【0029】

上記実験装置 1 における流路の容量は 120 cc であり、この大きさの場合、シリンジ 6 および 8 としてはそれぞれ 50 cc シリンジを使用すればよい。

【0030】

50

また、この実験装置 1 において使用されるエコープローブ（図示しない）は、頸動脈など血管エコーに使用するタイプのものであり、超音波ビームの入射角は 45° に設定されている。超音波画像再現媒体の流速は、最大 3.0 cm/sec に設定している。これを上回る流速ではモザイクドプラ画像になってしまうからである。

【 0 0 3 1 】

[1.2] 超音波画像再現媒体の製造

エコー画像を再現させる超音波画像再現媒体として、マトリックスとしての水 100 cc に対し粉末寒天を 0.35 g の割合で均一に分散させる。

【 0 0 3 2 】

粉末寒天は、市販されているいわゆる粉寒天を使用することができ、均一に分散させるには、 $5 \sim 70$ の水温下で 1 分程度攪拌することが好ましい。

【 0 0 3 3 】

また、超音波画像再現媒体は、実験後の洗浄作業性、実験中の不可避的な液漏れ等による環境の汚染トラブルなどを考慮すると水性懸濁液であることが望ましく、また、水中への懸濁物質としては、実験装置 1 およびその周囲環境の清潔性を保持する上でも、それ自身が洗浄による流出・払拭除去作業性に優れ、しかも環境負荷の少ないものが望まれる。

【 0 0 3 4 】

粉寒天は人体に全く影響が無く、仮に実験中に吸ったとしても問題がなく、そのまま廃棄しても環境を害することがない。

【 0 0 3 5 】

さらに、エコー画像に鮮明に映し出すことができる超音波画像再現媒体の配合量を特定すべく、粉末寒天の配合量を様々に変えて実験を行った。

【 0 0 3 6 】

[1.3] 超音波画像の再現

実験装置 1 の流路内に超音波画像再現媒体を充填し、均一に分散したら一方のシリンジ 6 を押しつつ他方のシリンジ 8 を引き、5 秒間で 50 cc 分の超音波画像再現媒体を出し切る。

【 0 0 3 7 】

樹脂製チューブ 2 にエコープローブを当てることにより得られたカラードプラ画像結果は下記表 1 の通りである。

【 0 0 3 8 】

10

20

30

【表 1】

	粉末寒天 (g)*	カラードブラ画像結果
1	0	水のみの場合、水中に存在する気泡に対して僅かに反応するだけで気泡以外にカラードブラ画像は得られない。
2	0.03	水のみの場合に比べ、カラードブラ画像が少し現われる。
3	0.1	粉末寒天を 0.03 g 混合した場合に比べると、カラードブラ画像はより鮮やかに再現されている。
4	0.2	粉末寒天を 0.1 g 混合した場合に比べると、カラードブラ画像はさらに鮮やかに再現されている。
5	0.35	カラードブラ画像がリアルに再現されている。 今回の流速**では下肢静脈のフロー像（ややうっ滞）に似ている。 直視による超音波画像再現媒体の透明度は保たれている。
6	0.7	カラードブラ画像がリアルに再現されている。 今回の流速**では下肢静脈のうっ滞した血流像に似ている。 どろっとした感じで、直視による超音波画像再現媒体の透明度は少し損なわれている。
7	3.0	カラードブラ画像は再現されている。 今回の流速**では下腿静脈うっ滞血流像に似ている。 粉末寒天を 0.7 g 混合した場合に比べると、さらにどろっとした感じで、シリンジの押し抵抗が高くなり、閉塞に近い状態となる。 直視による超音波画像再現媒体の透明度は、シリンジの反対側の側面に刻印されている数字が認識できない程度にかなり損なわれる。
8	6.0	カラードブラ画像は再現されている。 今回の流速**では流れはさらに低下する。 シリンジの押し抵抗が最大になり、詰まった状態となる。疑似血栓モデルとして利用可能。 直視による超音波画像再現媒体の透明度は全くなり、白く濁った状態となる。

* : 水 120 cc に混合する粉末寒天の割合

** : 50 cc / 5 秒

【0039】

上記カラードブラ画像結果より、水 120 cc に対し粉末寒天を 0.03 ~ 6.0 g の範囲（水 100 cc に換算すれば、粉末寒天を 0.025 ~ 5.0 g）で混合した超音波画像再現媒体によれば、カラードブラ画像で血流を再現できることが確認された。

【0040】

また、粉末寒天を 0.35 ~ 0.7 g の範囲（水 100 cc に換算すれば、粉末寒天を 0.29 ~ 0.58 g）で混合した超音波画像再現媒体によれば、生体の血流に最も近いカラードブラ画像を再現できることが確認された。

【0041】

図 2 ~ 図 6 は B モードカラードブラ表示画像であり、図 2 は粉末寒天を水 120 cc に対し 0.2 g 混合して得られたカラードブラ画像を示し、図 3 は同じく 0.35 g 混合して得られたカラードブラ画像を示し、図 4 は同じく 0.7 g 混合して得られたカラードブラ画像を示し、図 5 は同じく 3.0 g 混合して得られたカラードブラ画像を示し、図 6 は同じく 6.0 g 混合して得られたカラードブラ画像を示している。

【0042】

〔2〕超音波画像再現成形体

図 7 に示す各超音波画像再現成形体は右心室を模擬したものであり、以下、右心室モデルと呼ぶ。

【0043】

これらの右心室モデルを製作するにあたり、信越シリコン KE - 1606 に硬化触媒 C

10

20

30

40

50

A T - R G (信越化学工業 (株) 社製) を所定量 (本実施形態では一割程度) 投入して良く攪拌し、さらに、そのマトリックスとしての熔融状態のシリコン樹脂 1 0 0 g に対し粉末寒天を 0 . 0 1 ~ 1 0 0 g の割合で混合し、攪拌して粉末寒天を均一に分散させ、次いで真空脱泡機で気泡を除去し、形状型の表面にその粉末寒天混合樹脂をハケで塗布し、粉末寒天混合樹脂が硬化した後、形状型を抜き取り、粉末寒天が均一に分散された中空構造の右心室モデルを製作した。

【 0 0 4 4 】

このようにして製作された右心室モデルにエコープローブを当てることにより得られたエコー画像結果は下記表 2 の通りである。

【 0 0 4 5 】

【 表 2 】

	粉末寒天(g)***	エコー画像
1	0	シリコン樹脂のみの場合、無機質な感じになり生体構造物とは見えがたい。
2	0.01	壁部分の画像はまだキメが粗い。
3	0.5	粉末寒天を 0.03 g 混合した場合に比べるとややキメが細かくなっている。
4	2.0	超音波画像再現成形体に少し層があるもののキメ細くなり、生体に近いエコー画像が再現されている。
5	50	エコー画像はかなりキメが細かく、生体画像に近い。 粉末寒天の量が多くなり、目視による透明度は低下している。
6	100	エコー画像は毛羽立って見える。生体画像には見えない。 目視による透明度は無し。

*** : 熔融樹脂 1 0 0 g に混合する粉末寒天の割合

【 0 0 4 6 】

上記エコー画像結果より、熔融樹脂 1 0 0 g に対し、粉末寒天を 0 . 0 1 ~ 1 0 0 g の範囲で混合して成形された超音波画像再現成形体は、エコー画像を再現できることが確認された。

【 0 0 4 7 】

また、粉末寒天を 2 . 0 ~ 5 0 g の範囲で混合して成形された超音波画像再現成形体は、実際の生体画像に近いエコー画像を再現できることが確認された。

【 0 0 4 8 】

また、上記超音波画像再現成形体は、超音波画像表示方法における B モード表示に適している。

【 0 0 4 9 】

上記 B モード表示の「 B 」は輝度 (Brightness) の略であり、 A モードにおける振幅を輝度に変換して表示するモードである。この B モード表示は超音波診断におけるベースとなる表示方法であり、例えば肝臓や膵臓などを検査するような場合に選択される。

【 0 0 5 0 】

なお、 A モードの A は振幅 (Amplitude) の略であり、縦軸に反射強度、横軸に深さを表示するモードである。

【 0 0 5 1 】

図 8 ~ 図 1 2 は B モード表示画像であり、図 8 は粉末寒天を熔融樹脂 1 0 0 g に対し 0 . 0 1 g 混合して得られたエコー画像を示し、図 9 は同じく 0 . 5 g 混合して得られたエコー画像を示し、図 1 0 は同じく 2 . 0 g 混合して得られたエコー画像を示し、図 1 1 は同じく 5 0 g 混合して得られたエコー画像を示し、図 1 2 は同じく 1 0 0 g 混合して得られたエコー画像を示している。

【 0 0 5 2 】

なお、上記実施形態では超音波画像再現成形体として右心室を例に取り説明したが、こ

10

20

30

40

50

れに限らず、超音波画像再現成形体として、例えば、腎臓や肝臓などの臓器モデルにも適用することができる。さらには、大動脈弁の弁口等の生体細部を模擬したモデルにも適用することができる。

【 0 0 5 3 】

[3] シミュレーション装置

[3 . 1] シミュレーション装置の構成

図 1 3 は、上記超音波画像再現媒体が使用されるシミュレーション装置の構成を示したブロック図であり、同図 (a) はシミュレーション装置を表側から見たものであり、同図 (b) は裏側から見たものである。

【 0 0 5 4 】

シミュレーション装置は、脈管や各種臓器等が立体的に模擬されている生体モデルを有するものであり、本実施形態では先天性心疾患を再現した心臓モデル (先天性心疾患モデル) 2 0 を有し、この心臓モデル 2 0 は、透明アクリル樹脂製の水槽 2 1 内に設けられている。

【 0 0 5 5 】

心臓モデル 2 0 は右心房 2 0 a、右心室 2 0 b、右心房 2 0 a の下方に配置され左心房を部分的に模した左心房部 2 0 c を備えている。

【 0 0 5 6 】

また、心臓モデル 2 0 には、静脈経路として大腿静脈部 2 2、腹大静脈部 2 3、胸大静脈部 2 4、右上肺静脈部 2 5、右下肺静脈部 2 6、左上肺静脈部 2 7、左下肺静脈部 2 8、上大静脈部 2 9 が接続されるとともに、動脈経路として肺動脈部 3 0 が接続されている。

【 0 0 5 7 】

上記右心房 2 0 a、左心房部 2 0 c および各静脈部、各動脈部は、実際の臓器や血管にデリバリーシース (カテーテル) を通過させた場合と同様の感覚が得られるように、柔軟性を有する合成樹脂、具体的には、シリコン樹脂をベースとした素材によって構成されている。

【 0 0 5 8 】

なお、図中、符号 3 1 は上行大動脈の一部を模した動脈部であり、パイプ 3 2 は左心室から大動脈につながっている経路を簡略化して再現している。

【 0 0 5 9 】

また、左心房部 2 0 c の下方には胸大静脈部 2 4 とほぼ平行に、食道を模した管状の食道部 3 3 が設けられている。この食道部 3 3 の一方端 3 3 a は水槽 2 1 の側壁から突出しており、その一方端 3 3 a の開口から、カラードブラエコー検査を行うためのプローブを挿入することができるようになっている。なお、食道部 3 3 の他方端は閉塞されている。

【 0 0 6 0 】

カラードブラエコー検査では、シミュレーション装置内に導入された超音波画像再現媒体の平均流速を色調の明暗で表すことができ、血流を再現することができる。

【 0 0 6 1 】

また、プローブに近づく超音波画像再現媒体の流れは赤色、プローブから遠ざかる流れは青色で表示されるため、血流が流れる方向をその超音波画像再現媒体によって把握することもできる。

【 0 0 6 2 】

上記カラードブラエコー検査においては、画像表示条件の設定やプローブと検査部位との位置関係によって表示される流れが異なるなど、様々な要因で画像が影響を受ける。したがって、最適のエコー画像を得るには熟練した技術が要求される。

【 0 0 6 3 】

本実施形態のシミュレーション装置を使用すれば、血流の流れを超音波画像再現媒体によって再現することができるため、最適のエコー画像を得るための技術を習得することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

なお、図中の矢印は、血液を模した超音波画像再現媒体が流れる方向を表している。その流れを形成するための手段として、ポンプ 3 4 と、そのポンプ 3 4 の吐出口 3 4 a から送り出される超音波画像再現媒体を拍動流にする拍動流形成装置 3 5 が備えられている。

【 0 0 6 5 】

上記ポンプ 3 4 および拍動流形成装置 3 5 は、超音波画像再現媒体をシミュレーション装置内に流通させる超音波画像再現媒体供給手段として機能する。

【 0 0 6 6 】

拍動流形成装置 3 5 から送り出され拍動が与えられた超音波画像再現媒体は、流路 L 1 および L 2 を通じ、大腿静脈部 2 2 , 2 2 腹大静脈部 2 3 胸大静脈部 2 4 から右心房部 2 0 a に流入し、また、流路 L 3 を通じ各肺静脈部 2 5 ~ 2 8 から左心房 2 0 c に流入するようになっている。

10

【 0 0 6 7 】

右心房 2 0 a から右心室 2 0 b に流入した超音波画像再現媒体は、肺動脈部 3 0 から肺（図示しない）に送られたものとみなし、パイプ 3 2 から流路 L 4 を通じてポンプ 3 4 に戻るようになっている。

【 0 0 6 8 】

それにより、シミュレーション装置に超音波画像再現媒体が循環される。

【 0 0 6 9 】

[3 . 2] シミュレーション方法

20

次に、本発明のシミュレーション装置を用いた診断シミュレーション例について説明する。

【 0 0 7 0 】

上記心疾患心臓モデルを備えたシミュレーション装置の経路内に超音波画像再現媒体を循環させる。

【 0 0 7 1 】

具体的には、ポンプ 3 4 と拍動流形成装置 3 5 を作動させ、ポンプ 3 4 から吐出される超音波画像再現媒体に拍動を与え、流路 L 1、L 2 および L 3 を通じ、心臓モデル 2 0 に超音波画像再現媒体を供給する。

【 0 0 7 2 】

30

次に、食道部 3 3 の一方端 3 3 a から経食道心エコーのプローブを挿入し、心臓モデル 2 0 の近傍まで移動させる。

【 0 0 7 3 】

心エコー図をモニターで観察しながら超音波画像再現媒体の拍動によって開閉する大動脈弁が明瞭に映し出されるようにプローブの向きを調整する。

【 0 0 7 4 】

このように、本発明のシミュレーション装置によれば、血流を模した超音波画像再現媒体をエコー画像で再現することができるため、生体に近いエコー画像に基づいて診断や治療等の各種シミュレーションを行うことができる。

【 符号の説明 】

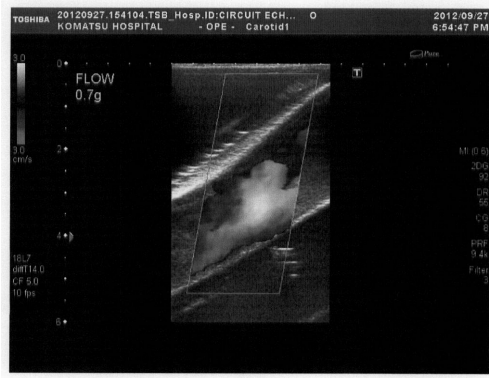
40

【 0 0 7 5 】

- 1 実験装置
- 2 樹脂製チューブ
- 3 a , 4 a ジョイント
- 3 b , 4 b ジョイント
- 5 , 7 , 9 樹脂製チューブ
- 6 , 8 , 1 0 シリンジ
- 2 0 心臓モデル
- 2 0 a 右心房
- 2 0 b 右心室

50

【 図 4 】



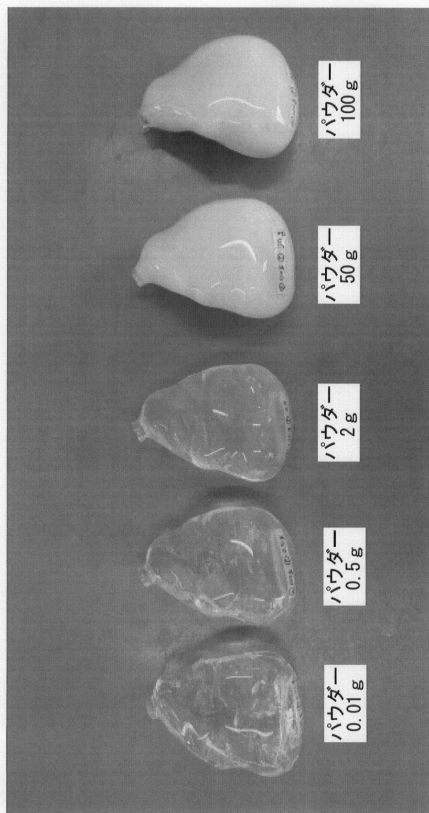
【 図 6 】



【 図 5 】



【 図 7 】



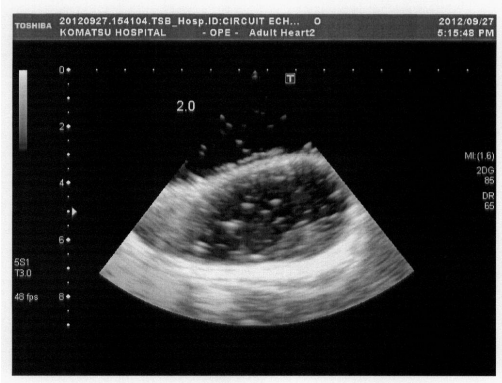
【 図 8 】



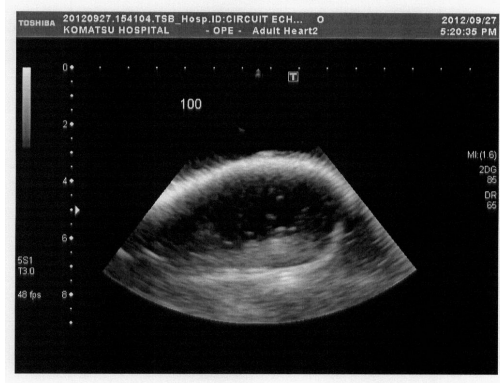
【 図 9 】



【図10】



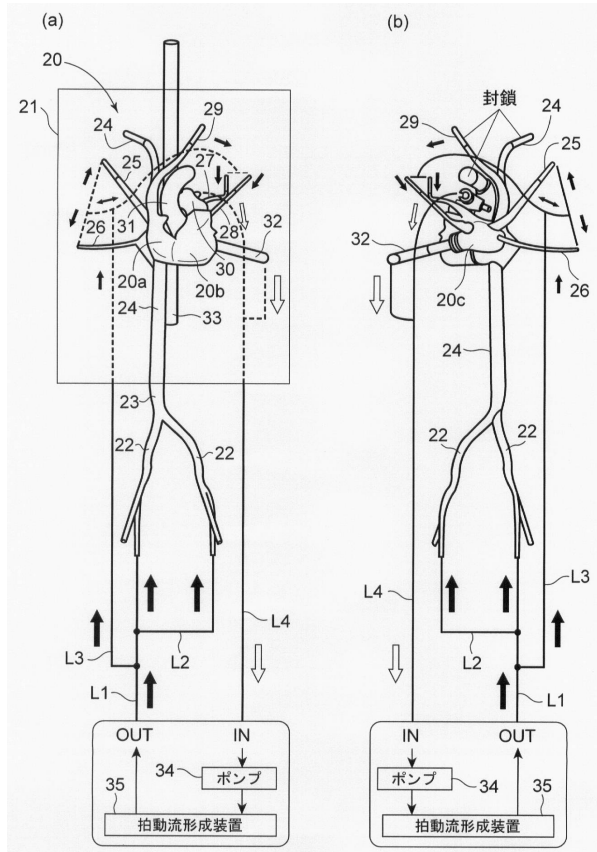
【図12】



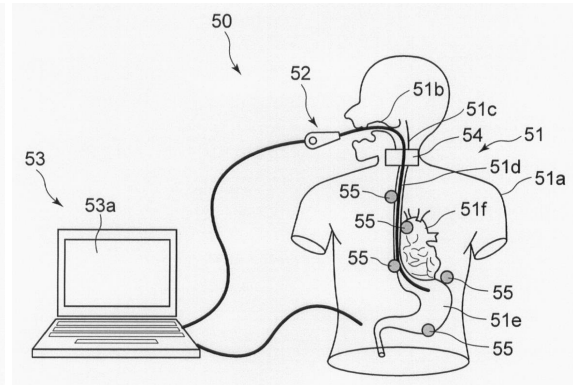
【図11】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(74)代理人 100115082

弁理士 菅河 忠志

(74)代理人 100125243

弁理士 伊藤 浩彰

(72)発明者 森田 寛

大阪府守口市文園町10-15 学校法人関西医科大学内

(72)発明者 藤戸 真一

大阪府大阪市東住吉区西今川1-9-19 株式会社いわさき内

(72)発明者 中原 芳美

大阪府大阪市北区西天満3-12-2 株式会社ジャスト・メディカルコーポレーション内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開2004-174171 (J P , A)

特開2010-284304 (J P , A)

米国特許出願公開第2002/0012999 (U S , A 1)

D. W. Rickey et al , A wall-less vessel phantom for Doppler ultrasound studies , Ultrason
und in medicine & biology , 1 9 9 5 年 , vol.21, no.9 , pp.1163-1176

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声图像再现介质和超声图像再现模制品和模拟设备		
公开(公告)号	JP6112706B2	公开(公告)日	2017-04-12
申请号	JP2012271801	申请日	2012-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	学校法人关西医科大学 岩崎 只是医药公司		
申请(专利权)人(译)	学校法人关西医科大学 有限公司岩崎 有限公司只是医药公司		
当前申请(专利权)人(译)	学校法人关西医科大学 有限公司岩崎 有限公司只是医药公司		
[标]发明人	森田寛 藤戸真一 中原芳美		
发明人	森田 寛 藤戸 真一 中原 芳美		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/00 G09B23/28		
F-TERM分类号	2C032/CA01 2C032/CA06 4C601/LL19		
代理人(译)	Kankawa忠 伊藤 浩彰		
其他公开文献	JP2014117287A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声图像再现介质，超声图像再现成型产品和能够获得回波图像的模拟装置，该回波图像基本上等同于回声诊断活体的情况。解决方案：该超声图像再现介质用于超声诊断模拟中的回波图像显示，其中粉末琼脂分散在基质中。点域7

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6112706号 (P6112706)
(45) 発行日 平成29年4月12日(2017.4.12)	(24) 登録日 平成29年3月24日(2017.3.24)	
(51) Int. Cl. A61B 8/06 (2006.01)	F I A61B 8/06	
請求項の数 4 (全 13 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-271801 (P2012-271801)	(73) 特許権者 500408219	
(22) 出願日 平成24年12月12日(2012.12.12)	学校法人関西医科大学	
(65) 公開番号 特開2014-117287 (P2014-117287A)	大阪府枚方市新町二丁目5番1号	
(43) 公開日 平成26年6月30日(2014.6.30)	(73) 特許権者 504043440	
審査請求日 平成27年12月10日(2015.12.10)	株式会社いゝさき	
	大阪府大阪市東住吉区西今川1-9-19	
	(73) 特許権者 512087353	
	株式会社ジャスト・メディカルコーポレーション	
	大阪府大阪市中央区北久宝寺町1丁目4-15 SC堺筋本町ビル	
	(74) 代理人 100075409	
	弁理士 植木 久一	
	(74) 代理人 100129757	
	弁理士 植木 久彦	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 超音波画像再現媒体および超音波画像再現成形体並びにシミュレーション装置