

(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2008-6243

(P2008-6243A)

(43) 公開日 平成20年1月17日(2008.1.17)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 1 書面 (全 5 頁)

(21) 出願番号	特願2006-201296 (P2006-201296)	(71) 出願人	506253506 有限会社ティエムエー企画 兵庫県芦屋市船戸町3番27号
(22) 出願日	平成18年6月26日(2006.6.26)	(72) 発明者	坂口 強 兵庫県芦屋市岩園町3-6-312
		Fターム(参考)	4C601 BB03 DE04 EE14 FF08 JC32 JC33 KK22

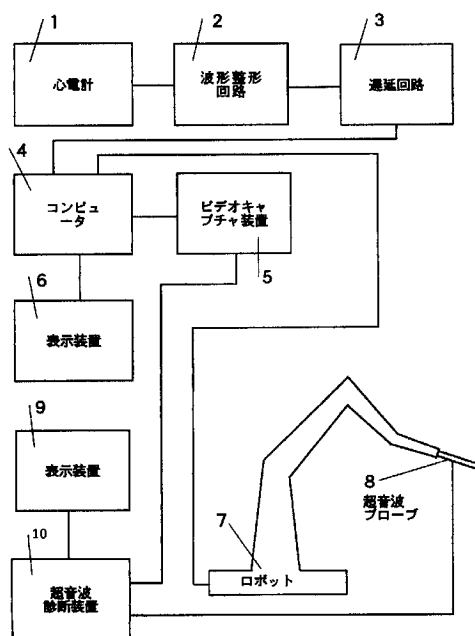
(54) 【発明の名称】 ロボットに超音波プローブを持たせた超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 従来の超音波診断装置は、超音波プローブを手で持ち、超音波画像を得ていたため、得られた画像は2次元であり、対象とするものの任意の断面像、立体像やその回転像を表示することは出来なかった。また、ドップラーエコー像で得られる拍動するものの像も2次元にしか観察することが出来ず、3次元的に表示したり、回転像を表示することも出来なかった。

【解決手段】 ロボット7に超音波プローブ8を持たせ、少しずつロボット7を動かして、複数の画像を得る。得られた画像を3次元空間に再配置し、その3次元画像の任意の断面像、立体像、回転像を表示する。ドップラーエコー画像で行えば、拍動する物体の立体的な3次元画像、回転像が得られる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

ロボットに超音波プローブを持たせ、ロボットを少しずつ移動、停止させる。ロボットの停止している時間に、対象が拍動している場合は、拍動から一定の遅延時間をもたせたドップラーエコー画像を得る。

得られた画像の中で、拍動している部分はカラー表示されているので、そのカラー部分のみを抽出する。拍動していない場合は、一般のグレースケールのエコー画像を得て、目的とする部分と同じ濃度の部分を抽出する。抽出されたそれらの画像を、超音波プローブがスキャンした空間に3次的に再配置し、画像を3次元の立体画像として表示し、また、回転画像として表示する装置。

10

さらに、得られた3次元画像と一般の超音波画像、CT画像、MRI画像との合成画像を表示する装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、ロボットに超音波プローブを持たせ、ロボットを少しずつ動かしながらエコー画像やドップラーエコー画像を得る。得られた複数のエコー画像から、目的とする部位とほぼ同じ濃度の部分やカラー表示された部分を抽出し、それを元の3次元空間に再配置し、3次元画像や任意の断面画像や立体画像、その回転画像を表示出来るようにしたものである。

20

**【背景技術】****【0002】**

現在、血管撮影やMRAによって、太い動脈などの断面像や立体画像を得ることは容易となっている。しかし、それらの装置は大型かつ高価であり、大量のデータ処理には大型のコンピュータを必要とし、処理には長時間を要する問題があった。また、広い設置場所が必要であり、診療所のようなところにそれらを設置することは極めて困難であった。さらに、太い動脈の走行を得ることは容易であるが、前立腺内部などの細い動脈を表示することは出来なかった。

一方、超音波診断装置は、CTのように放射線を使用しないので、極めて安全であり、小型で、容易に移動でき、安価であるので、診療所でも容易に設置でき、ドップラー用の

30

プローブを使用すれば、拍動する組織、すなわち、細い動脈でも観察することができる。しかし、従来、超音波プローブを手で持って画像を得ていたので、2次元画像は得られても、3次元画像は得られず、頭の中で画像を合成し、想像するしかなかった。

また、エコー画像で得られる脈管、特にドップラエコー画像で得られる動脈の走行を3次元画像として得ることができず、動脈の走行の全体像を把握するには困難を伴った。

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

従来の超音波装置では2次元画像は得られても、それらを3次元表示することはできなかった。また、一般のエコー画像や、ドップラーエコー画像で得られた画像から、脈管の走行を3次元表示することもできなかった。もちろん、任意の断面画像を得ることは出来なかった。

40

本発明は、この課題を解決し、小型で安価、かつ、移動も容易で、短時間で安価な、いわゆるパソコンで画像処理ができ、特別な知識が必要ではなく、初心者でも簡単に立体画像を得ることができるようになされたものである。血管撮影やMRAでも細い動脈の立体画像を得るには限界がある。

**【課題を解決するための手段】****【0005】**

ロボット7に超音波プローブ8を持たせ、超音波プローブ8の先端と方向が決められた位置と角度になるようロボット7を移動させる。その後、少しずつロボット7を動かす

50

ながら、複数のエコー画像を得る。拍動する対象物の場合、ドップラーエコー画像を得るタイミングは、心電計1で得られた心電図のR波、他の波でもよいが、を波形整形回路2で整形し、遅延回路3で一定の遅延時間を与え、そのパルスで、R波から一定の遅延時間後にドップラーエコー画像を得る。得られた複数の2次元のドップラーエコー画像を本来の3次元空間に再配置し、得られた3次元画像を表示装置6に表示する。得られた3次元画像をコンピュータ処理により、任意の断面像や立体像として表示し、また、画像を回転させて表示する。

対象物が拍動していない場合は、エコー画像を得るには心電図に同期させる必要はなく、目的とする対象物の濃度の部分を抽出すれば同様に出来る。

#### 【発明の効果】

10

#### 【0006】

従来、血管撮影やMRAでは撮影が困難であった細い動脈の走行画像が、ドップラーエコー画像を使用することにより、細い動脈の走行の立体画像、および、回転画像が得られた。また、エコー画像を使用すれば、静脈や嚢胞などの立体画像や回転画像が得られる。

本装置はこのような構成であるので、特別な部屋を必要とせず、安価であり、放射線を使用しないので安全であり、移動が容易であるなどは特筆すべき効果であるといえる。

#### 【実施例1】

#### 【0007】

図1において、超音波診断装置10は、超音波プローブ8を駆動し、超音波の反射波を超音波プローブ8で受け、超音波診断装置10で画像とし、表示装置9に表示する。これが従来からある超音波診断装置の一般的な構成である。

20

実施例では、これに外付けする装置として説明しているが、全装置を一体化すれば、表示装置6、コンピュータ4は省略することも出来る。また、ロボット7は超音波プローブ8を直線的、又は、回転のみの運動をさせたり、それらの組み合わせの装置も含めるものとする。

超音波プローブ8により得られたドップラーエコー信号は超音波診断装置10に入り、表示装置9に表示される。同時にビデオ信号の出力をビデオキャプチャ装置5に入力する。ロボット7に超音波プローブ8を持たせ、固定する。次に、コンピュータ4からロボット7へ信号を送り、ロボット7の各アームを動かして、超音波プローブ8の先端をスタート位置に移動させる。コンピュータ4からロボット7へ信号を送り、ロボット7を少しずつ動かし、超音波プローブ8で得られたドップラーエコー信号を超音波診断装置10でビデオ信号とし、その信号をビデオキャプチャ装置5に送り、ドップラーエコー画像をコンピュータ4に取り込む。

30

ドップラーエコー画像をキャプチャするには、心拍に同期したドップラーエコー画像を得る必要がある。心電図のどの波でも可能だが、R波が使用しやすいのでR波を使用するものとする。心電計1で得られた心電図のR波を波形整形回路2で整形する。波形整形回路2としてシュミットトリガ回路を使用した。次に、そのパルスに一定の遅延時間を持たせるために遅延回路3に信号を送る。遅延回路としてワンショットマルチバイブレータを使用した。0秒を含む一定の遅延時間を持たせたパルスをビデオキャプチャのトリガパルスとする。遅延時間は、ハードウェアでもソフトウェアでも、または両方を使用してもよい。このようにして、心電図のR波から一定時間後に、ドップラーエコー画像をビデオキャプチャ装置5でキャプチャする。

40

ロボット7を次の位置へ移動し停止させる。ロボット7の停止と心電図のR波から一定の時間後、ビデオキャプチャ装置5によりビデオ画像をキャプチャする。ロボット7を連続的に動かしても良いが、ロボット7の移動時に超音波画像にノイズが入ることがあるので、それを防止するためには、ロボット7の移動、停止を行い、ロボット7を一定時間停止させた後ビデオキャプチャ装置5でドップラーエコー画像を得る。これを目的の回数繰り返し、コンピュータ4に複数のドップラーエコー画像を取り込む。

ドップラーエコー画像は、モノクロ画像の中に、動脈の部分は通常は赤くカラー表示さ

50

れる。 血流方向を表示する場合は赤と青で表示される。 画像上の各ピクセルは R (赤)、G (緑)、B (青) で構成されている。 モノクロの部分の R、G、B は同じ値である。 カラー表示された部分が赤く表示されているものとする、R の値が G の値より大きいのでその条件を満たすピクセルを得ることにより動脈成分を抽出することが出来る。

実際には R / G の値が 1.7 の時にうまく分離することが出来た。 しかし、この値は装置や画質により変える必要がある。 青く表示された部分は R のかわりに B と置き換えるとよい。

得られた複数の画像を超音波プローブ 8 がスキャンした 3 次元空間の座標に戻す処理をコンピュータ 4 で行う。 例えば、超音波プローブ 8 の先端の座標を原点として、超音波プローブ 8 を回転させた場合、得られたドップラーエコー画像上の点 P (X, Y) は次のように変換される。 超音波プローブがスキャンする画像平面と XZ 平面とのなす角度を A とする。 点 P (X, Y) は、3 次元空間での座標を P (X0, Y0, Z0) とすると、 $X0 = X$ 、 $Y0 = Y \times \sin(A)$ 、 $Z0 = Y \times \cos(A)$  となる。 得られた 3 次元画像をコンピュータ処理により、任意の断面像、立体像の回転像を表示装置 6 に表示する。 前立腺肥大症に応用した場合、2 心拍に 1 回のドップラエコー画像のキャプチャを行い、計 60 枚の画像を得た。 それを表示するために 3 次元空間として、X, Y, Z 軸は各々 300 ピクセルが必要であった。 取得した画像の枚数や、X, Y, Z 軸の必要なピクセル数は目的とする対象によって変化する。

画像の回転の一例について述べると、回転中心を新しい原点 (0, 0, 0) とする。 ある任意の点を P (X0, Y0, Z0) とする。 平方根を求める関数を  $\text{SQRT}()$ 、二乗を  $**2$  で表現する。 点 P は、半径を R とすれば、 $R = \text{SQRT}(X0**2 + Y0**2 + Z0**2)$  の球面上にある。 点 P が XZ 平面に投影されたとき、点 P と原点を結ぶ線と、X 軸とのなす角度を  $\theta$  とすると、点 P と原点の間の距離 R1 は、 $R1 = \text{SQRT}(X0**2 + Z0**2)$ 、 $X0 = R1 \times \cos(\theta)$ 、 $Y0 = R1 \times \sin(\theta)$  の関係が成り立つ。 点 P を Y0 を一定にして XZ 平面上で  $\theta$  だけ回転すると、移動後の点を P1 とすれば、P1 (X1, Y1, Z1) は、 $X1 = R1 \times \cos(\theta + \alpha)$ 、 $Y1 = Y0$ 、 $Z1 = R1 \times \sin(\theta + \alpha)$  で表される。 同様にして、X1 を一定にして、ZY 平面に投影された点 P1 と原点を結ぶ線と、Z 軸とのなす角度  $\mu$  をさらに  $\mu$  だけ回転させたとき、移動先の点を P2 (X2, Y2, Z2) とすると次のように計算できる。

$R2 = \text{SQRT}(Y1**2 + Z1**2)$ 、 $Z1 = R2 \times \cos(\mu)$ 、 $Y1 = R2 \times \sin(\mu)$  とすれば、 $X2 = X1$ 、 $Y2 = R2 \times \cos(\theta + \mu)$ 、 $Z2 = R2 \times \sin(\theta + \mu)$  を満たす値が回転させたときの新しい位置である。 XY 平面に表示するときは座標 (X2, Y2) に点 P2 は表示される。 Z2 の値は奥行きに関係するので、例えば、最も手前にある点を表示させるとか、手前にある点を明るくし、奥にある点を暗く表示したり、種々の条件で色を変えるなどに使用することで表示を見やすくできる。 さらに Z2 が同じ点のみを表示させれば、Z2 の深さの断面画像を得たことになる。  $\theta$  や  $\mu$  を少しずつ変化させながら画面に表示することによって、任意の回転画像が得られる。

前立腺に応用したところ、今まで体外から確認不可能であった前立腺の動脈を観察することができた。 勿論、一般の超音波画像・CT 画像や MRI・MRA の画像のサイズを同じに変換すれば、超音波画像と重ね合わせて表示できることは可能である。 超音波プローブ 8 をロボット 7 に持たせて画像を取得したからこそ可能となったのであり、広く応用できる。

図 2 は、本発明の装置により、前立腺肥大症における前立腺の左側の動脈の複数のドップラーエコー画像から立体画像を得、それを 90 度回転させた画像である。 すなわち、動脈を体の左側から観察している画像である。 今まで誰も観察出来なかった、前立腺の神経血管束から前立腺内部に分布する動脈を表示している。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図 1】 本発明のブロック図である。

10

20

30

40

50

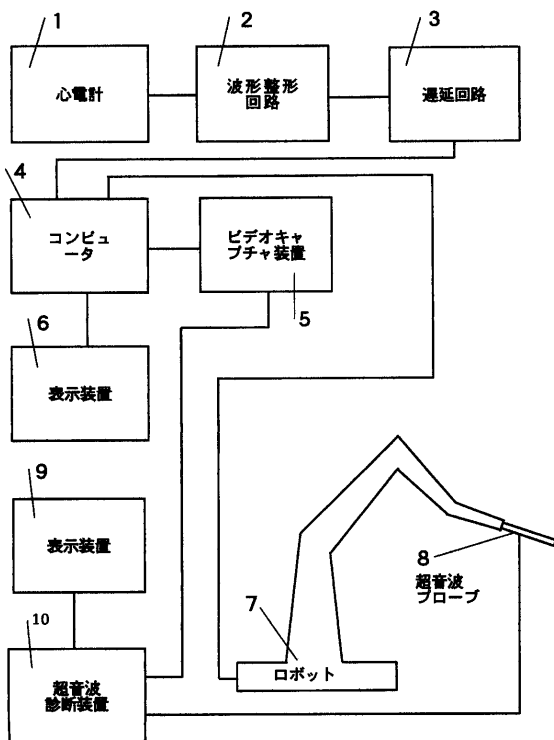
【図2】 本発明により得られた動脈の回転画像である。

【符号の説明】

【0009】

- 1 心電計
- 2 波形整形回路
- 3 遅延回路
- 4 コンピュータ
- 5 ビデオキャプチャ装置
- 6 表示装置
- 7 ロボット
- 8 超音波プローブ
- 9 表示装置
- 10 超音波診断装置

【図1】



【図2】



专利名称(译)	机器人超声探头超声诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008006243A</a>	公开(公告)日	2008-01-17
申请号	JP2006201296	申请日	2006-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	Tiemue规划		
申请(专利权)人(译)	有限公司Tiemue规划		
[标]发明人	坂口 強		
发明人	坂口 強		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE04 4C601/EE14 4C601/FF08 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK22		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：为了解决所获得的图像是二维的问题，并且由于用手握住超声探头以获得超声波图像，所以不显示物体的任意截面图像，立体图像或旋转图像。并且，仅通过二维方式观察要由多普勒回波图像获取的脉动物体的图像，以防止执行三维显示并且显示关于传统超声诊断设备的旋转图像。解决方案：使机器人7保持超声探头8并一点一点地移动，以获取多个图像。所获取的图像在三维空间中重新排列，然后，显示三维图像的任意横截面和立体图像以及旋转图像。当使用多普勒回波图像执行处理时，获取脉动对象的立体和三维图像以及旋转图像。之

