

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/44 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03146987.6

[45] 授权公告日 2009 年 6 月 10 日

[11] 授权公告号 CN 100496404C

[22] 申请日 2003.9.28 [21] 申请号 03146987.6

[73] 专利权人 季 鹰

地址 510080 广东省广州市东华西路 150 号 1102 室

[72] 发明人 季 鹰

[56] 参考文献

US5899861A 1999.5.4

US6179780B1 2001.1.30

CN1112903C 2003.7.2

CN1192883A 1998.9.16

审查员 王树玲

[74] 专利代理机构 广州市南锋专利事务所有限公司

代理人 刘 嫒 陈松涛

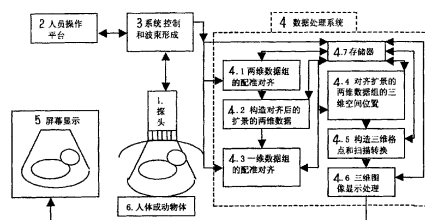
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 3 页

[54] 发明名称

实现扩景三维超声波图像的方法和超声波装置

[57] 摘要

本发明提供了一种实现三维扩景的超声波图像的方法和装置，是由人工操作的超声波探头对被探测诊断物体进行一次性的非重复的连续性扫描，收集一系列的两维数据组；在上述过程中，使探头的超声波平面和所要诊断区域的表面之间由倾斜开始，变成垂直或近乎垂直，然后沿使超声波平面垒叠的方向单方向地对三维区域进行近似垂直或精确垂直的移动扫描，最后在另一方向的倾斜位置上终止；对扫描数据进行两维数据组和一维数据组的对齐配准，从而对齐两维数据组的三维空间位置，构造出三维的数据组，并显示出扩景的三维超声波图像。



1. 一种实现扩景三维超声波图像的方法，包括下列步骤：

(a) 把超声波探头放在一个倾斜位置，就是使一维的超声波列阵发射的超声波所在平面相对于被探测诊断的物体表面之间有一个倾斜角度，开始扫描，获得两维数据组；

(b) 改变超声波探头的倾斜位置为近似垂直或精确垂直位置，就是使一维的超声波列阵发射的超声波所在平面相对于被探测诊断的物体表面近似垂直或精确垂直，超声波探头然后沿单一的使超声波平面垒叠的方向对物体表面进行移动扫描，获得两维数据组；

(c) 最后超声波探头改变位置在另一方向的倾斜位置上，就是使一维的超声波列阵发射的超声波所在平面相对于被探测诊断的物体表面之间有一个倾斜角度，并于(a)的倾斜方向相反，获得两维数据组，超声波探头扫描终止；

(d) 将所有的在同一扫描平面内的两维数据组对齐配准，构造出同一扫描平面内的扩景的两维数据组；

(e) 对齐每三个相互交叉平面的扩景的两维数据组的三维空间位置，构造出扩景的三维数据；

(f) 显示扩景三维的超声波图像。

2. 如权利要求1所述的方法，其中步骤(b)中，超声波探头在沿使超声波平面垒叠的方向扫描时，在每一超声波平面位置，超声波探头可在同一超声波平面内进行不超过三个自由度的扫描，以获得扩景的两维数据组。

3. 如权利要求1所述的方法，其中(d)对齐两个在同一扫描平面内的两维数据包括用差值的绝对值的最小和法，或用差值的平方值的最小和法，或用最大交叉相关系数法，或用最大归一化的相互信息法。

4. 如权利要求1所述的方法，其中(e)对齐扩景的两个非共面的两维数据组平面的交叉处的一维数据组，方法是用差值的绝对值的最小和法，或用差值的平方值的最小和法，或用最大交叉相关系数法，或用最大归一化的相互信息法。

5. 如权利要求1所述的方法，两维数据组是两维超声波信号组，或经过处理的两维超声波信号组，或两维图像数据组，并且该方法进一步包括用不同的插值法，把数据组转换成三维图像的三维格点数据组。

6. 一种实现权利要求1扩景的三维超声波图像的装置，包括：一维超声波元件列阵的超声波探头(1)、显示器(5)，其特征是：在超声波探头(1)和显示器(5)之间还设有信号控制和处理系统(4)，该信号控制和处理系统(4)包括将所有的在同一扫描平面内的两维的信号数据对齐的子系统、用于构造出同一扫描平面内的扩景的两维数据的子系统、用于对齐每三个相互交叉平面的扩景的两维数据的三维空间的位置的子系统、用于构造出扩景的三维的超声波图像数据的子系统；信号控制和处理系统(4)的信号输出端与显示器(5)连接，显示三维的超声波图像。

实现扩景三维超声波图像的方法和超声波装置

技术领域

本发明涉及超声波图像的处理方法和装置，特别是实现扩景三维超声波图像的方法和超声波装置。

背景技术

在三维超声波探测诊断技术领域，有不同的方法实现三维立体图像。如，获取一系列的平行的，已知间隔或厚度的两维图像，经过全叠这些平行平面图，从而实现三维立体图。这种方法要求每个扫描平面平行，并且平行平面之间的间隔或厚度确定和已知；为了满足这样的条件，一般扫描都是电动控制，而非人工手动操作控制扫描。另也有用人工手动操作控制扫描的超声波诊断仪，但为了获取三维立体图像，超声波仪器额外加有用以确定扫描位置的硬件，如光学位置传感器、电磁位置传感器、机械臂位置传感器等。

也有三维超声波系统，不需要额外的确定扫描位置的复杂硬件，如美国专利 US5899861 所述，但这个方法是基于两维的超声波元件列阵的探头；对于一维超声波元件列阵探头不适用。而两维的超声波元件列阵会产生超声波的交叉的相互影响，需特别处理，并且系统复杂，如美国专利 US6179780B1 所述。

还有的三维超声波系统，需对三维区域进行不同位置的多个时间段的扫描，需较繁杂的多个时间窗口的控制和触发，三维图像的显示难于实时处理和显示。

在超声波诊断仪中，每一图像所显示的范围一般由超声波扫描器中超声波元件列阵的尺寸大小决定，超声波元件列阵的尺寸一般较小有限，所以每一图像所显示的范围是有限的。对于解剖体中的较大范围，医生只能得到一个个的较小范围的窄景的图像，而没有一个较全范围（扩景）的三维解剖图。

因此需要一种三维的超声波图像的方法和系统，它可显示扩景图像，并且不需要额外的确定扫描位置的复杂硬件，并基于一维的超声波元件列阵的探头，收集扫描过程一次性的非重复的连续性进行，不需繁杂的多个时间窗口的控制和触发，可以在现有的普通的两维图像的超声波诊断仪的基础上经过改造而实现。

发明内容

本发明的目的在于提供一种实现三维的扩景的超声波图像的方法；通过对所要探测诊断的物体的三维区域的非重复的连续性的两维数据的一次收集扫描，收集两维数据，通过对齐配准两维数据组和一维数据组，构造出扩景的三维的超声波图像。

本发明的另一目的是提供一种超声波装置，不需要额外的确定扫描位置的复杂硬件，一次性的非重复的连续扫描收集数据过程，简单快捷，不需繁杂的多个时间窗口的控制和触发，在现有的普通的两维图像的超声波诊断仪的基础上，经

过改造而实现三维的扩景的超声波诊断图像。

在收集两维数据的非重复的连续性的一次扫描中，由人工操作的超声波扫描探头自倾斜位置开始，快速转化为近似垂直或精确垂直位置，然后沿使超声波平面垒叠的方向单方向地对三维区域进行近似垂直或精确垂直的移动扫描，最后在另一方向的倾斜位置上终止。其中倾斜和垂直是指扫描探头所在平面相对所诊断体表面之间的位置的倾斜和垂直；其中超声波扫描探头所在平面具体是指由超声波元件列阵发射的超声波的平面，由人工操作的超声波扫描探头可具有6个自由度，当超声波探头在沿使超声波平面垒叠的方向扫描时，在每一超声波平面位置，超声波探头都可在同一超声波平面内进行三个自由度的扫描；扫描数据被进行对齐配准，包括对齐同一平面内的两维数据组和对齐非共面的两平面的交叉线的一维数据组；经过对齐同一平面的两维数据组，得到扩景的两维数据组；这个扩景的两维数据组，代表了所有在同一平面内的两维数据组，去除了同一平面内多个两维数据组的移动的因子；经过对齐配准扩景的非共面两平面的交叉线的一维数据组，从而对齐每三个相互交叉的扩景的平面的两维数据组的三维空间位置，得出三维数据组；并用插值法，得到单位空间正方体中其它格点的三维数据，从而构造出扩景的三维的超声波诊断图像并显示。

本发明的方法和装置，是由人工操作的具有六个自由度的扫描探头沿一个方向对三维区域进行一次性非重复连续性移动扫描，然后对收集到的两维数据进行处理，从而构造出三维立方体单元的各个三维格点数据组，并由显示三维立体图像的软件，显示在屏幕上。本发明的方法和装置，不需要额外的确定扫描位置的复杂硬件，一次性的非重复连续扫描，收集数据过程简单快捷，不需繁杂的多个时间窗口的控制和触发。

附图说明

图1是本发明的一种超声波图像处理装置的示意图；

图2是本发明中超声波探头扫描的方向坐标示意图；

图3是本发明中在同一平面内两维侧面图对准的示意图；

图4是本发明中超声波探头沿Y方向进行单方向一次性非重复连续性的移动扫描模式的示意图；

图5是本发明中对齐两平面的交叉线的一维数据组的示意图；

图6是本发明中对齐交叉的两维数据平面空间位置关系的示意图。

图中：超声波探头1、操作平台2、系统控制和波束形成器3、数据处理系统4、显示器5、被探测诊断物体6

具体实施方式：

下面结合附图和对本发明作进一步地描述，但不构成对本发明的任何限制。

图 1 是一个超声波医疗诊断图像处理系统的示意方框图，本发明实现三维的扩景的超声波诊断图像的方法和装置，其装置是由超声波探头 1，人员操作平台 2，系统控制和波束形成器 3，数据处理系统 4 和显示器 5 组成。系统控制器 3 连接操作平台 2（即控制面板，键盘，显示菜单等）并控制超声波系统的动作。超声波探头 1 是超声波发射和接受器，它所发射的超声波经过人体或动物体 6 的回波，被超声波探头 1 测得并由波束形成器 3 转换成数据电信号。超声波的发射和接受单元列阵是一维的，如图 1 中超声波探头 1 的底部所示。这个一维单元列阵产生的超声波平面，既是本文所说的探头所在的平面。由波束形成器 3 转换成的数据电信号由数据处理系统 4 进行数据处理。其中数据处理系统 4 中的子系统单元 4.1 进行两维数据组的配准对齐，从而对齐处于同一平面的两维数据。数据处理系统 4 中的子系统单元 4.2 构造出对齐后的扩景的两维数据。数据处理系统 4 中的子系统单元 4.3 进行一维数据组的配准对齐，从而对齐配准两个非共面的两维数据组的交叉部分。数据处理系统 4 中的子系统单元 4.4，根据每三个处于不同平面的相互交叉的扩景的两维数据组的交叉线的情况，对齐扩景的两维数据的三维空间位置。数据处理系统 4 中的子系统单元 4.5，利用插值法，构造出三维立方体单元的各个三维格点数据，并进行数据扫描转换。这些三维格点数据，经数据处理系统 4 中的子系统单元 4.6 的三维图像显示处理，如使三维图像在某个角度，某个界面显示的处理，最后由显示器 5 显示出来。数据处理系统 4 中的子系统单元 4.7 为存储器，它存储并提供控制命令和数据，其中数据包括最初的原始数据，处理过程中的中间数据和最后的显示数据。

本发明的方法中，图 2 是超声波探头扫描的方向坐标示意图。在图 2 中，X 方向为侧面方向，平行于扫描探头产生的超声波平面和一维超声波元件列阵；Z 方向为指向解剖体内部的方向，但并不一定垂直于解剖体表面；Y 方向为超声波平面垒叠的方向。扫描探头在 X-Z 平面内的平移和以 Y 轴为轴心的旋转，可获得解剖体的一系列两维侧面图 1...N...，其中获得的第 N 个两维侧面图和 N+1 个两维侧面图有重叠区域，如图 3；用图像对准的方法，将 N 图和 N+1 图对准，得到一个比 N 图和 N+1 图都大的图像 M 图，而后图 M 再和图 N+2 对准，得到较大的图 M+1，M+1 再和图 N+3 对准；依此类推，最后得到在 X-Z 平面内的扩景的两维侧面图。其它多个图像 1...N...，就由一个扩景的两维侧面图像代表，所含的位置参数有一个 X 方向平移参数，一个 Z 方向平移参数，和一个旋转角度；其它多个图像 1...N...的位置参数，被去除不考虑了。

假设侧面图 N 上某一点的两维坐标为 X1 和 Z1，侧面图 N 经过在 X 方向的平移 XM，Z 方向的平移 ZM 和旋转一个角度 R，得到该点的新位置 X2 和 Z2：

$$X2=X1*\cos(R)-Z1*\sin(R)+XM$$

$$Z2=X1*\sin(R)+Z1*\cos(R)+ZM$$

利用不同的插值法,可得到新位置 X2 和 Z2 在侧面图 N+1 上的对应点。比较侧面图 N 和侧面图 N+1 上的对应点的相似程度,找出最佳的三个移动参数 XM、ZM 和 R,使侧面图 N 和侧面图 N+1 上的点最相似,从而配准侧面图 N 和侧面图 N+1。探头对解剖体的移动扫描中,解剖体可认为是刚性不变形的;因而前面描述的图像对准的方法,或用差值的绝对值的最小和法 (SAD)、或用差值的平方值的最小和法 (SSD)、或用最大交叉相关系数法 (CC)、或最大的归一化的相互信息法 (MI);其中最大的归一化的相互信息法 (MI) 是这样的:

设在侧面图 N 上某一点的数值为 n 的几率为 $p\{n\}$,在侧面图 N+1 上某一点的数值为 m 的几率为 $p\{m\}$;设同时在侧面图 N 上一点的数值为 n 和在侧面图 N+1 上移动后对应点的数值为 m 的几率为 $p\{m,n\}$,则归一化的相互信息量为:

$$I(M:N) = (H(M) + N(N)) / H(M, N)$$

其中,联合信息量:

$$H(M, N) = -\sum \sum p\{m, n\} \log(p\{m, n\})$$

单方信息量为:

$$H(M) = -\sum p\{m\} \log(p\{m\})$$

$$H(N) = -\sum p\{n\} \log(p\{n\})$$

最大的归一化的相互信息法 (MI) 就是找到一组最佳参数 XM、ZM 和 R,使归一化的相互信息量 $I(M:N)$ 最大,用这一组最佳参数 XM、ZM 和 R,就可把侧面图 N 和侧面图 N+1 对齐。

在搜寻最佳值时,为了快速找到最佳参数 XM、ZM 和 R,初始参数的设定很重要,可以选用历史上的上一个两个在同一扫描平面内的两维数据组对齐后的最佳参数;或历史上的两个在同一扫描平面内的两维数据组对齐后的对齐最佳参数的平均值,作为下一次搜寻的初始参数。

为了获得三维图像数据,本发明中超声波探头沿使超声波平面垒叠的方向,如图 2 中 Y 方向单方向非重复连续性一次性移动扫描。其中的沿 Y 方向可是近似或精确的沿 Y 方向;其中的非重复是指如沿+Y 方向平移,就不沿-Y 方向回头平移;或如沿-Y 方向平移,就不沿+Y 方向回头平移;其中连续性是指扫描过程中,探头持续地接触解剖体表面并持续地得到所需的二维数据;其中的一次性是指扫描中只在一个时间窗口内完成整个扫描过程,无需一个以上的时间段或时间窗口来完成。这就使超声波系统省去了繁杂的多个时间窗口的控制和触发。

超声波探头在沿使超声波平面垒叠的方向扫描时,在每一超声波平面位置,超声波探头都可在同一超声波平面内进行不超过三个自由度的扫描,以获得扩景的二维数据组。如图 4 所示,在探头沿 Y 方向单方向非重复移动扫描中,在每一

个 Y 位置，获得在 X-Z 平面内的一个两维数据。而探头在 X-Z 平面内的移动，如图 3 所示，可以得到扩景的两维侧面图像数据。

本发明的方法中探头沿使超声波平面垒叠的方向，如图 2 中 Y 方向，单方向非重复连续性一次性移动扫描的模式为：A 起步倾斜阶段，如图 4 所示，探头所在平面于 X-Y 平面（即解剖体表面）倾斜一个角度 $\angle ACB$ ，开始扫描；然后快速调整探头所在平面于 X-Y 平面（即解剖体表面）为近似垂直方向或精确垂直方向，并沿使超声波平面垒叠的方向，如近似或精确的 Y 方向单方向非重复移动连续扫描，这就是中期近似垂直移动扫描阶段，如图 4(a) 中的 M、N、O、P 位置。在扫描到终点 P 时，快速调整探头所在平面于 X-Y 平面（即解剖体表面）倾斜一个角度 $\angle UQV$ ，并结束；这就是倾斜结束阶段 U。其中角度 $\angle UQV$ 与角度 $\angle ACB$ 近似相等，但开口方向相反。所以本发明的方法中探头沿使超声波平面垒叠的方向如 Y 方向单方向非重复连续性一次性的移动扫描的模式，可分为起步倾斜阶段，中期垂直阶段和倾斜结束阶段，如图 4(b) 所示。其中的快速调整探头所在平面成倾斜的快速是指在调整前和调整后的其间，探头根据获得数据的重复频率（超声波的重复频率），获得尽量少但至少一组数据。

其中所扫描的范围 L，如图 4(a) 中 MP，是这样确定的，设角度 $\angle UQV$ 和角度 $\angle ACB$ 中一个较大的角度为 r ，超声波扫描最大深度为 d ，则：

$$L = d * \text{ctg}(r)$$

因此，为了获得和超声波扫描最大深度 d 一样的范围 L，倾斜角度 $\angle UQV$ 和角度 $\angle ACB$ 都不得大于 45 度。为了获得大于超声波扫描最大深度 d 两倍的范围 L，倾斜角度 $\angle UQV$ 和角度 $\angle ACB$ 都不得大于 27 度。

本发明的方法中探头沿使超声波平面垒叠的方向，如 Y 方向单方向非重复连续性一次性的移动扫描，获得一组相互交叉的两维（平面）数据组；两个非共面的两维数据平面的交叉处为一直线。本发明根据数据值本身的相似性，应用医疗图像对齐配准方法，对齐交叉线处的一维数据组；如图 5 所示，一条直线用两个参数表达：

$$AX + BY + C = 0$$

其中参数 A 和 B 可化成纵截距和斜率，或两个截距，假设第一个两维数据平面上的直线方程为：

$$X/A1 + Y/B1 = 1$$

第二个两维数据平面上的直线方程为：

$$X/A2 + Y/B2 = 1$$

其中 A1 和 A2 为直线在 X 轴的截距，B1 和 B2 为直线在 Y 轴的截距；直线的长度可以不相同。对齐这两条直线的数据，就是一维数据图像的配准问题。

设两条直线之间的平移参数为 C ，比较两条直线上对应点的相似程度，找出最佳的五个参数 $A1$ 、 $B1$ 、 $A2$ 、 $B2$ 和 C ，使两条直线上的对应点最相似，从而配准这两个非共面的两维数据平面上的交叉线；方法或用差值的绝对值的最小和法（SAD）；或用差值的平方值的最小和法（SSD）；或用最大交叉相关系数法（CC）；或最大的归一化的相互信息法（MI）。其中差值的绝对值的最小和法（SAD）是这样的：

假设在第一个两维数据平面上的某个直线上（直线参数为 $A1$ 和 $B1$ ），某个点 n 的数值为 $I(A1, B1)$ ，该点平移数值量 C 后，在第二个两维数据平面上的某个直线上（参数为 $A2$ 和 $B2$ ），对应于一点的数值为 $J(A2, B2, C)$ ，则差值的绝对值和为：

$$SAD(A1, A2, B1, B2, C) = \sum |I(A1, B1) - J(A2, B2, C)|$$

其中的求和是对所有的第一个两维数据平面上的某个直线上点 $1 \cdots N$ 的数值求和。差值的绝对值的最小和法（SAD）就是找到一组最佳参数 $A1$ 、 $B1$ 、 $A2$ 、 $B2$ 和 C ，使差值的绝对值和（SAD）最小。用这一组最佳参数 $A1$ 、 $B1$ 、 $A2$ 、 $B2$ 和 C ，就可把两个两维数据平面上的交叉线对齐。

这样对齐两个非共面的两维数据平面的交叉线就是一个五变量的最优化问题。在搜寻最佳值时，为了快速找到最佳参数 $A1$ 、 $B1$ 、 $A2$ 、 $B2$ 和 C ，初始参数的设定很重要。其中一个好的设定，就是选用历史上的上一个两个非共面的两维数据平面的交叉线数据对齐后的最佳参数作为下一次搜寻的初始参数。在搜寻最佳值时，五个参数 $A1$ 、 $B1$ 、 $A2$ 、 $B2$ 和 C 的搜寻次序和优先性可为不同，以实现快速有效的搜寻。比如，先假设 $A1$ 、 $B1$ 、 $A2$ 、 $B2$ 为确定值，试验不同的 C 值。

在对齐了每两个非共面的两维数据平面的交叉线后，交叉线在每个平面的位置和交叉线的长度都被求得，这样对齐和确定每三个相互交叉的两维数据平面组的三维相互空间位置关系就很显然了。如图 4（a）所示，按照本发明的扫描方式，得到的每一个两维数据平面至少和另两个两维数据平面非共面地交叉于一直线，形成一个棱形。如图 4（a）中的棱形 DEF。由众所周知的几何原理，对于每三个两两相互交叉的平面一旦它们的三个交叉线确定后，三个交叉平面也就确定了。为简单化，以坐标系 $X' Y' Z'$ 为参照系，如图 6。在对齐了每两个非共面的两维数据平面的交叉线后，交叉线在每个平面的位置已知，则线段 CE、CF、HE、HD、GD、GF、EE'、FF' 和 DD' 被确定并已知；交叉线的长度已知，则两维数据平面的宽度 HQ、CJ 和 IG 也已知。三角形 DEF 的夹角都可算出。所以图 6 中的三个平面 CJ、HQ 和 GI 的三维空间位置可确定，平面上的两维数据就可以转化为空间中的三维数据。而如图 4（a）所示，任何一个平面都于另两个平面非共面相交，如果以某个平面，比如 GI 为参照，所有的图 4（a）中的相互交叉的平面的空间位置都确定，两维数据就可以转化为空间中的三维数据，并利用插值法，得到单位空间正方体

间正方体中其它格点的三维数据，其中插值法可选用线性算法或高阶多项式算法等。这些三维格点数据，经过图 1 中的子系统数据图像处理单元 4.6 的三维图像显示，最后如图 1 所示在屏幕 5 显示三维扩景的超声波图像。

以上所述的两维数据，可以是包括两维位置信息的原始的超声波回波信号，也可以是经过处理的两维超声波信号数据组，或两维图像数据组。

为了实现快速实时的三维的扩景的超声波图像，对数据的处理和对数据的采集实时进行。在超声波探头对所诊断的三维区域扫描的同时，已经采集到的数据就在同时被处理。同时进行的数据处理包括对齐处于同一平面的两维数据，构造同一平面内的扩景的两维侧面图/两维数据；对齐每三个相互交叉平面的扩景的两维数据组的三维空间位置，构造扩景的三维的数据。在进行数据处理的同时，三维扩景的超声波图像的显示也在同时进行。图像的显示把已经构造出的部分三维数据，实时地显示出部分三维图像，直到所有区域的三维数据都构造出，显示出全部三维图像。

这里描述的具体实施方式仅为了演示目的，不意味着仅限于以上所描述的具体实施方式。具体实施可以是硬件和/或软件来实现。图例仅限于演示目的。图 1 中的方框图仅是一个例子，仅作要领示意。本发明并不局限于这个方框图图 1。超声波的平面也不限于是长方形的。本发明可应用于实时的图像处理，也可应用于非实时的图像处理。

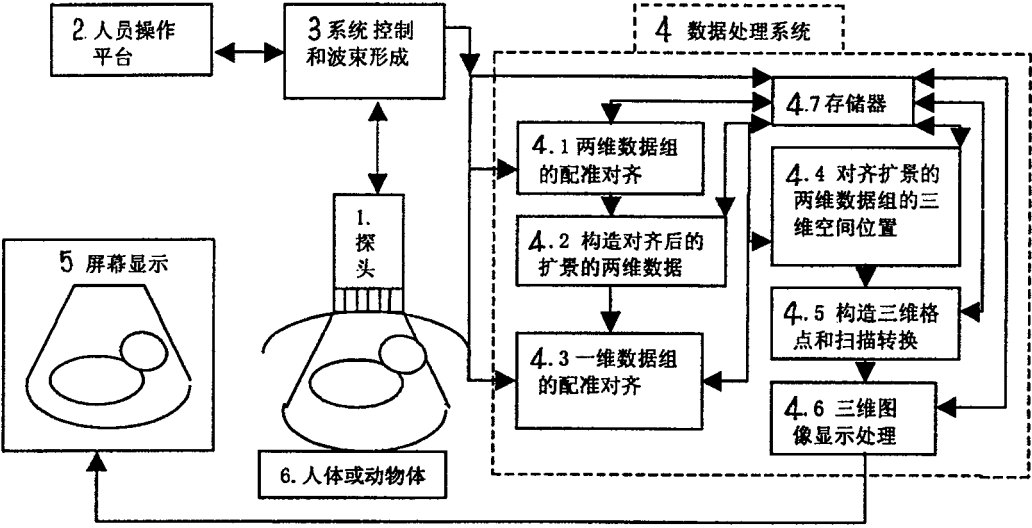


图 1

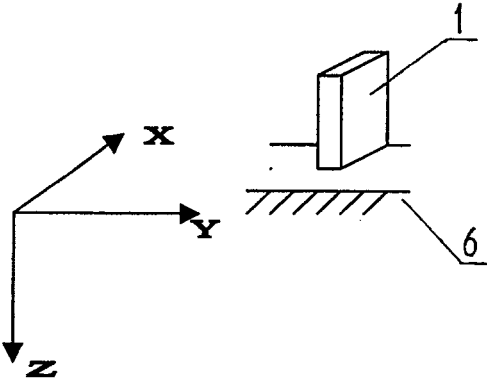


图 2

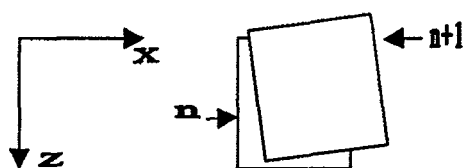


图 3

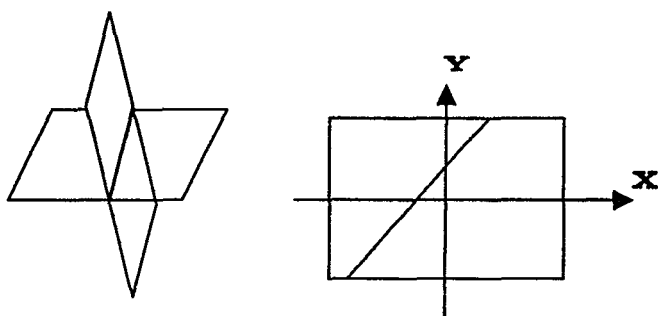


图 5

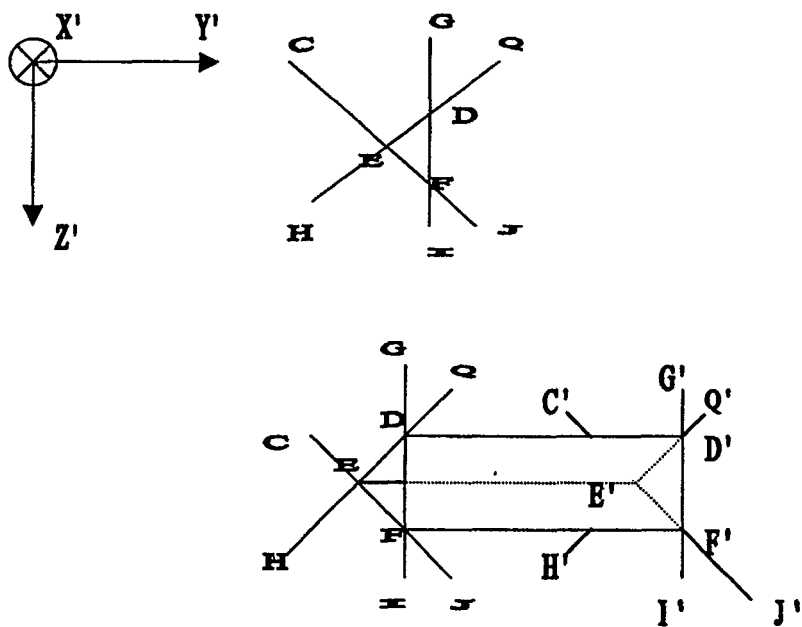


图 6

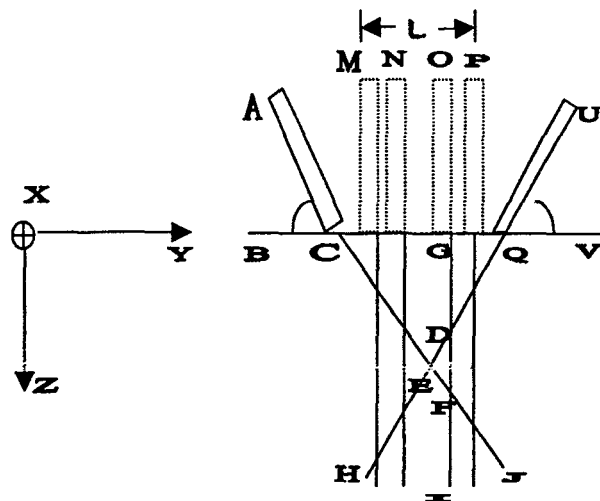


图 4. (a)

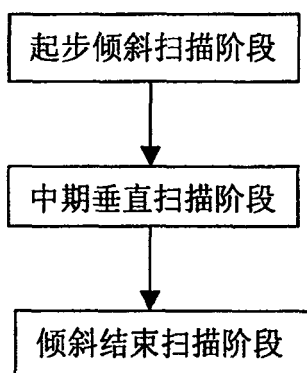


图 4. (b)

专利名称(译)	实现扩景三维超声波图像的方法和超声波装置		
公开(公告)号	CN100496404C	公开(公告)日	2009-06-10
申请号	CN03146987.6	申请日	2003-09-28
申请(专利权)人(译)	季鹰		
当前申请(专利权)人(译)	季鹰		
[标]发明人	季鹰		
发明人	季鹰		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/44 G01N29/06 G01S15/89 G06T7/30		
代理人(译)	刘嫒 陈松涛		
其他公开文献	CN1529158A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种实现三维扩景的超声波图像的方法和装置，是由人工操作的超声波探头对被探测诊断物体进行一次性的非重复的连续性扫描，收集一系列的两维数据组；在上述过程中，使探头的超声波平面和所要诊断区域的表面之间由倾斜开始，变成垂直或近乎垂直，然后沿使超声波平面垒叠的方向单方向地对三维区域进行近似垂直或精确垂直的移动扫描，最后在另一方向的倾斜位置上终止；对扫描数据进行两维数据组和一维数据组的对齐配准，从而对齐两维数据组的三维空间位置，构造出三维的数据组，并显示出扩景的三维超声波图像。

