



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101842053 A

(43) 申请公布日 2010. 09. 22

(21) 申请号 200880105721. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008. 08. 29

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2007904741 2007. 08. 31 AU

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 03. 01

(86) PCT申请的申请数据

PCT/AU2008/001278 2008. 08. 29

(87) PCT申请的公布数据

W02009/026645 EN 2009. 03. 05

(71) 申请人 施格诺斯迪克斯有限公司

地址 澳大利亚南澳大利亚州

(72) 发明人 斯图尔特·加文·巴特利特

保罗·詹姆斯·海尔川森

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理

有限公司 44224

代理人 曾旻辉

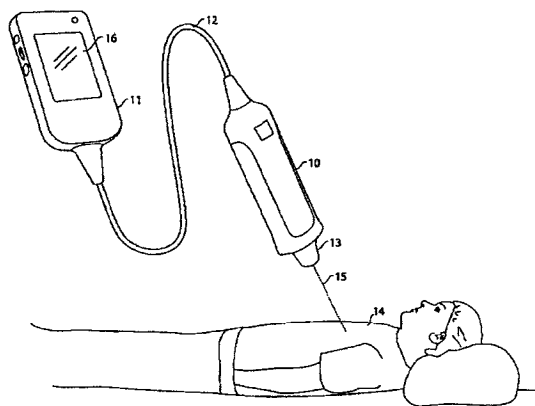
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 11 页

(54) 发明名称

用于医学扫描的装置和方法

(57) 摘要

本发明公开了一种手持式超声波成像系统,包括:探测器单元,该探测器单元具有适合于传输和接收超声波信号的换能器;方位传感器,该方位传感器适合于感应所述探测器单元的转动;所述换能器和所述传感器的输出被结合,以生成一组具有一系列强度值和旋转值的扫描线,所述扫描线随后被处理,以生成用于在显示单元上显示的光栅图像。



1. 一种手持式超声波成像系统,其特征在于,包括:

探测器单元,该探测器单元包括有与所述探测器单元空间关系固定的换能器,该换能器用于充分传输和接收一个方向的超声波信号;

方位传感器,该方位传感器用于感应所述探测器单元绕至少一个轴的旋转;

电子元件,该电子元件用于为所述换能器提供脉冲信号,并处理所述换能器和所述方位传感器的输出电信号,以产生多条扫描线,每条扫描线具有一系列强度数值和旋转数值;

处理器,该处理器用于处理所述扫描线以产生光栅图像;以及

显示器,该显示器用于显示所述光栅图像。

2. 根据权利要求1所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述方位传感器为惯性传感器。

3. 根据权利要求1所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述方位传感器包括陀螺仪。

4. 根据权利要求1所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述方位传感器包括两个或两个以上的正交安装的陀螺仪。

5. 根据权利要求1所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述方位传感器包括加速计。

6. 根据权利要求1所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述方位传感器包括两个或两个以上的正交安装的加速计。

7. 根据权利要求1所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述旋转是相对于选取的扫描线。

8. 根据权利要求7所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述选取的扫描线是扫描数据组中的第一条扫描线。

9. 根据权利要求1所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述旋转是相对于紧邻的前一条扫描线。

10. 根据权利要求1所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,当处理所述扫描线以产生光栅图像时,所述处理器适合于将扫描线映射在最佳适配平面上。

11. 根据权利要求10所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述处理器还用于将扫描线映射在像素栅格上。

12. 根据权利要求11所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述映射过程包括像素按行插值。

13. 根据权利要求1所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述方位传感器适合于围绕至少两个轴分别旋转,围绕非选定轴的轴的旋转为偏离旋转。

14. 根据权利要求13所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,当偏离旋转超过选定水平时会为用户发出警告,所述选定水平是使获得图像的变形限制在可接受的水平。

15. 根据权利要求1所述的手持式超声波成像系统,其特征在于,所述探测器单元的形状有助于用户执行扫描,在该扫描过程中非围绕选定轴的旋转被最小化。

16. 一种超声波成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

使用探测器单元,该探测器单元包括用于向对象传输和从对象接收超声波信号的超声

波换能器；

传输超声波脉冲到所述对象，并接收返回信号；

在单个平面中旋转所述探测器单元，从而扫描所述对象的二维截面；

利用传感器以提供所述探测器单元绕至少一个轴旋转的旋转信息；

接受来自所述传感器的旋转信息；

将所述返回信号与所述旋转信息结合，以产生扫描线；

处理所述扫描线以产生光栅图像；

在显示器上显示所述光栅图像。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波成像方法，其特征在于，所述传感器为惯性传感器。

18. 根据权利要求 16 所述的超声波成像方法，其特征在于，所述传感器包括陀螺仪。

19. 根据权利要求 16 所述的超声波成像方法，其特征在于，所述传感器包括两个或两个以上的正交安装的陀螺仪。

20. 根据权利要求 16 所述的超声波成像方法，其特征在于，所述传感器包括加速计。

21. 根据权利要求 16 所述的超声波成像方法，其特征在于，所述传感器包括两个或两个以上正交安装的加速计。

22. 根据权利要求 16 所述的超声波成像方法，其特征在于，所述处理光栅图像的步骤包括将所述扫描线映射在最佳适配平面上。

23. 根据权利要求 22 所述的超声波成像方法，其特征在于，所述步骤还包括将所述扫描线映射在像素栅格上。

24. 根据权利要求 16 所述的超声波成像方法，其特征在于，所述处理光栅图像的步骤包括将像素按行插值应用于所述扫描线。

25. 根据权利要求 16 所述的超声波成像方法，其特征在于，所述探测器单元的形状有助于用户在单个平面内旋转该探测器单元。

26. 根据权利要求 25 所述的超声波成像方法，其特征在于：换能器盖子的形状有助于用户在单个平面内旋转所述探测器单元，该换能器盖子为该探测器单元的一部分。

27. 一种超声波成像方法，其特征在于：包括以下步骤：

使用探测器单元，该探测器单元包括仅在单个方向随时扫描的换能器；

使用方向探测传感器，该方向探测传感器与探测器单元为整体结构；

将换能器的输出信号和传感器的输出信号结合，从而产生诊断有用的身体二维断层图像。

28. 如说明书和说明书附图所述的一种超声波成像系统。

29. 如说明书和说明书附图所述的一种超声波成像方法。

用于医学扫描的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于对对象进行超声扫描的改进的方法和装置,其具有成本和应用范围方面的优点。所述方法特别可以应用于手持式超声设备领域。

背景技术

[0002] 1940 年代,超声首次被用作医学诊断成像工具。这是基于 A 模式(振幅模式)超声的,所述 A 模式超声是一种回声测距形式。这简单地给出了回波强度与时间的图像,通过知道对象媒介中声音的速度,从换能器返回波,给出特征的距离。为了从这个扫描线获得有效信息,传送的超声波束的方向比如不变且已知。

[0003] 为了提供成像系统,需要声穿透较大的区域,至少对象的二维剖面。同样也需要接收从这个区域返回的回波,并以正确的空间关系显示这些信息。

[0004] 因为超声波换能器接收的唯一信息是随着时间的回波强度,通过知道回波接收方向,可以容易地增加空间信息。这意味着一直知道换能器的位置和取向,且这最容易通过控制换能器运动来实现。

[0005] 这导致了 B 模式(亮度模式)扫描,其中超声波输出为脉冲,换能器机械地扫描对象。换能器随强度与时间从每个脉冲探测回波,称为扫描线。扫描线显示为,亮度与回波强度成比例,从而形成图像。

[0006] 在 1950 年代早期,Wild 和 Reid 创造了利用机械安装旋转换能器的 B 模式扫描系统。

[0007] 超声波技术在 1960 年代取得重要进展,Wright 和 Meyerdlrk 研发了关节臂式 B 模式扫描仪。关节臂扫描仪,也被称为静态扫描仪,将超声波换能器连接至可移动臂,利用电位计机械地测量臂的运动。关节臂也保证换能器运动的自由度被限制在定义的平面。这使得换能器的位置已知,并有相当的精确度,从而允许换能器记录的扫描线彼此正确地间隔显示。

[0008] 静态超声波扫描仪被广泛地应用,直至 1980 年代早期。静态超声波扫描仪为大而笨拙的设备,所使用的技术并不容易地适用于手持式超声波系统。

[0009] 在 1970 年代中期,出现了实时换能器,其中利用马达转动超声波换能器。Krause(美国专利号 3470868- 超声波诊断仪器)公开了一种发明,其中马达转动超声波换能器,以实现实时生成图象。

[0010] 马达驱动换能器,无需精确地知道换能器外壳的位置,因为操作者只需知道保持换能器外壳静止,马达将快速地掠过换能器,以产生扫描弧线。这产生了均匀分布的扫描线组,处于单个平面,其空间关系已知,因为掠过特性已知。

[0011] 这些装置有其自身的问题。马达驱动电路增加了尺寸、功率消耗、复杂性和成本。另外,马达本身和相关移动零件降低了装置的可靠性。

[0012] 在电子束控制换能器中已经探索了这些问题的解决方案。Wilcox(美国专利号 3881466)描述了一种由许多电子晶体组成的发明,其中可以对每个晶体按顺序进行传输脉

冲延时,从而使电子元件控制超声波束。基本技术今天仍然被广泛地应用,几乎所有现代的医学超声波设备在换能器中采用超声波晶体阵列。早期的设计采用至少 64 个晶体,现代的设计有时候采用多达一千个晶体或更多。

[0013] 电子束控制使其无需使马达产生实时图像。采用阵列换能器所获得的扫描线被包含在一个定义的平面内,或者在二维阵列情况下处于定义的一系列平面内。从而扫描线可以容易地映射在平面显示屏上。

[0014] 然而,制造带有晶体阵列的换能器的成本很高。同样控制和处理电路的成本也很高,每个晶体需要单独的通道。换能器通常手工制作,通道需要非常好的通道与通道的配合和低串扰,且通常与同时运作的通道数量成比例。

[0015] 同时,也寻求不利用关节臂的跟踪换能器的解决方案。这些包括跟踪换能器或相对于外部参照框架与换能器关系固定的元件。这些通常包括利用独立于换能器单元的一个或多个固定发射机和在换能器单元上的接收机的电磁跟踪。同样也采用摄像机进行视觉跟踪。

[0016] 所有这些都需要建立框架参照,在某些情况下只在特殊装备的房间中才有用。同时,这些也存在参照范围中移动的人员和设备与跟踪信号冲突的问题。这些问题使这些系统不适合用于手持的情况。

[0017] 超声波技术的现有技术很多都在于改善超声波系统的性能,使之可以被用于不断增加的诊断应用范围中。结果已经看到超声波系统中换能器增加晶体数量以及主机系统的处理功率不断增加的明显进步。结果已经看到具有 3D 和实时 3D(或 4D)能力的系统。

[0018] 这些高成本、高功率消耗装置不适合用于专门超声波检查设备之外的现场护理。特别是,这些系统不适合用于手持设备。

发明内容

[0019] 为了使现场护理具有超声波能力,需要考虑到成本、尺寸、形式和使用因素。所使用的功率也得考虑,因为手持装置通常是电池供电。一种手动地扫过目标区域的简单、单束换能器将是有益的。

[0020] 因此,本发明的一种形式中,虽然这不必要是唯一的或最宽的形式,提供一种手持式超声波成像系统,包括:

[0021] 探测器单元,该探测器单元具有与其空间关系固定的换能器,该换能器适合于传输和接收超声波信号;

[0022] 方位传感器,该方位传感器适合于感应所述探测器单元绕至少一个轴线的旋转;

[0023] 电子元件,该电子元件适合于给所述换能器提供脉冲电压,并处理所述换能器和所述方位传感器的输出电信号,以产生多个扫描线,每个扫描线具有一系列强度数值和旋转数值;

[0024] 适合于处理所述扫描线以产生光栅图像的处理器;

[0025] 适合于显示所述光栅图像的显示器。

[0026] 优选地,所述方位传感器为惯性传感器。

[0027] 采用惯性传感器的好处在于它是自包含的(self contained)。方位传感器可以完全地包含在探测器单元中,无需外部参照。

- [0028] 另一种形式中,本发明提供一种超声波成像方法,包括以下步骤:
- [0029] 应用探测器单元,该探测器单元包括适合于向对象传输和从对象接收超声波信号的超声波换能器;
- [0030] 传输超声波脉冲到所述对象,并接收返回信号,在单个平面中旋转所述探测器单元,从而扫描所述对象的二维截面;
- [0031] 利用传感器提供所述探测器单元绕至少一个轴线旋转的旋转信息;
- [0032] 将所述返回信息与所述旋转信息结合,以产生扫描线;
- [0033] 处理所述扫描线以产生光栅图像;
- [0034] 在显示器上显示所述光栅图像。
- [0035] 在现有技术中,一般总是认为惯性传感器具有校准的问题,这使其不适合于此应用。但是,本发明的设备和方法允许提取医学有用数据,而校准不是重要事项。
- [0036] 优选地,所述传感器包括陀螺仪。
- [0037] 优选地,所述传感器包括两个或多个正交安装的陀螺仪。
- [0038] 优选地,所述传感器包括加速度计。
- [0039] 优选地,所述传感器包括两个或多个正交安装的加速度计。
- [0040] 优选地,所述旋转是相对于选择的扫描线。
- [0041] 本发明的方法和设备允许通过仅感应探测器单元的方向和/或方向改变来获得有用的信息,无需感应直线位移。
- [0042] 本发明的有益效果在于,可以采用仅在单个方向随时扫描的低成本换能器和低成本的方向探测装置,来产生诊断有用的身体二维断层图像。

附图说明

- [0043] 图 1 展示了根据本发明一个实施例的超声波扫描系统;
- [0044] 图 2 展示了探测器单元与方位传感器的关系;
- [0045] 图 3 展示了本发明的手持式超声波系统的结构图;
- [0046] 图 4 展示了时间增益补偿图;
- [0047] 图 5 展示了扫描数据集;
- [0048] 图 6 展示了探测器单元控制器的功能块的部分结构图;
- [0049] 图 7 展示了超声波扫描空间,显示器的像素网格覆盖在其上;
- [0050] 图 8 展示了部分超声波扫描空间,显示器的像素网格覆盖在其上,展示了扫描线/行线相交;
- [0051] 图 9 展示了超声波脉冲和示范的回波返回;
- [0052] 图 10 展示了扫描数据点作为像素值的选择;
- [0053] 图 11 展示了理想扫描的例子及其在本发明系统中的实际实现;
- [0054] 图 12 展示了应用在返回信号的包络函数。

具体实施方式

- [0055] 参见图 1,展示了根据本发明一个实施例的超声波扫描系统。图中展示了手持式超声波探测器单元 10、显示及处理单元 (DPU) 11、显示屏 16 和将探测器单元与显示及处理单

元 11 连接的缆线 12。

[0056] 探测器单元 10 包括超声波换能器 13, 该换能器可以传输脉冲超声波信号进对象身体 14, 并接受从对象身体 14 返回的回波。在本实施例中, 换能器只能在与探测器单元固定方位、在单个方向传输和接收, 产生单个扫描线 15 的数据。

[0057] 如图 2 所示, 探测器还包括方位传感器 20, 该方位传感器可以感应绕探测器一个或多个轴线的方位或相对方位。因此, 通常, 传感器可以感应绕探测器单元的任何或所有轴线的旋转, 如旋转箭头 24, 25, 26 所示。

[0058] 传感器可以用任何传统形式来实施。在一个实施例中, 传感器由三个正交安装的陀螺仪组成。在另一个实施例中, 传感器可以由两个陀螺仪组成, 提供绕两个轴线的旋转的信息, 或者传感器包括单个陀螺仪, 提供绕单个轴线的旋转的信息。

[0059] 因为传感器 20 的安装点和换能器 13 的尖端之间的距离是已知的, 所以可以实施传感器为一个、两个或三个加速度计。

[0060] 图 3 展示了超声波扫描系统的结构图。图中有探测器单元 10 和显示及处理单元 11。探测器单元包括控制器 351, 该控制器 351 控制所有探测器的功能。在本实施例中, 控制器实施为现场可编程门阵列 (FPGA, Field Programmable Gate Array) 315 和微控制器 330。

[0061] 显示及处理单元包括主 CPU 340 和通信控制器 352。

[0062] 探测器单元 10 与显示及处理单元 11 通过低速消息通道 310 和高速数据通道 320 通信。消息通道为低功率, 并为一直连接着。在一个实施例中, 实施为探测器单元上的微控制器 330 与显示及处理单元的主 CPU 340 之间直接连接。在本实施例中, 实施为利用 I2C 总线技术。

[0063] 数据通道为高速和高功率消耗, 这种情况只是在需要从探测器单元传输数据到显示及处理单元。在本实施例中, 实施为低电压差分信号 (LVDS) 总线。在本实施例中, 为单个通道。在其他实施例中可以使用多个通道, 以传送更高数据速率或分开传感器通道。

[0064] 探测器单元包括换能器 13, 该换能器传输和接收超声波信号。采用同向双工器 311 切换传输和接收电路之间的换能器。

[0065] 在传输侧, 同向双工器连接至高压发生器 312, 该高压发生器由控制器 351 控制, 以产生给换能器 13 的脉冲电压。换能器产生响应每个电脉冲的询问脉冲。

[0066] 此询问脉冲进入身体并从待成像的身体特征 14 反射, 作为超声波响应信号。该响应信号由换能器接收, 并转化为电接收信号。

[0067] 换能器脉冲的时域图如图 9a 所示。图 9b 展示了示范性的响应信号。该响应信号为返回的回波的强度值。

[0068] 接收回波的深度通过传输和接收之间的时间延迟来确定, 从更深的特征接收回波需要更长的延迟。因为超声波信号在组织中减弱, 来自更深的特征的信号将相对于较浅的特征的信号弱。

[0069] 同向双工器 311 通过前置放大器连接电接收信号和时间增益补偿电路 (TGC) 313。该 TGC 应用如图 4 所示的放大至接收信号。这展示了应用到每个脉冲的返回回波的放大与时间图。选择放大的特征, 以补偿深度衰减, 产生补偿接收信号, 其中强度与导致回波的特征的反射成比例。一般而言, 放大特性可以为任何形式。

[0070] 补偿信号通过抗混叠滤波器 317 被传递给模数转换器 (ADC) 314。模数转换器的输出为表示单个超声波脉冲的接收回波的强度的数字数据流。

[0071] 方位传感器 20 可以提供关于探测器单元的角度位移信息。

[0072] 显示及处理单元包括触摸屏用户界面装置 16。这使用户可以控制用户界面,使用户可以设置超声波扫描的参数。此外,可以设置有用户输入装置 362。这些包括但不限于滚动条轮、数字或字母数字键区和声音识别装置。

[0073] 设置的参数可以是影响超声波的任何变量。它们包括模数转换器的采样速率,采取的数值数量,探测器单元移动过的角度或时间中的扫描长度。

[0074] 如图 4 所示的时间增益补偿的参数也可以设置。这些包括初始放大 40 及这需要应用的时间 41、最终放大 42 及这需要达到的时间 43。这界定了时间增益补偿斜坡 44 的斜率。此控制允许时间增益补偿根据被成像材料的衰减进行适当地设置。

[0075] 如图 2 所示,在使用中,用户将探测器单元 10 应用在待成像的身体 14。按下通信按钮 23,以开始扫描。微控制器检测到按钮的按下,并通过消息通道 310 与显示及处理单元通信。

[0076] 显示及处理单元以包含所选定扫描参数的消息作出响应。控制器 351 控制高压驱动器,以产生所需的脉冲序列,该脉冲序列将通过同向双工器应用到换能器,以根据用户所设的参数或显示及处理单元默认设置的参数进行扫描。

[0077] 用户根据需要转动探测器,将超声波束扫过所需区域,保持线性位移最小化。

[0078] 在绕所有轴线的旋转没有被感应到的实施例中,用户也将保持绕未感应到的轴线的转动最小化,也就是,转动的轴线没有被传感器感应到的是实施例中,保持绕未被感应到的轴线的转动最小化。

[0079] 同时,从方位传感器 20 接收数据。这是绕着探测器单元的感应轴线的旋转。这可以是自紧邻的前一个换能器脉冲,或者在定义的参照框架中探测器单元的方位,探测器单元的位置的角度变化。一个这种参照框架的定义可以通过指定一个传感器脉冲,通常是第一个扫描序列,作为方位的零点。

[0080] 传感器数据和响应信号经过控制器 351,尤其是现场可编程门阵列 (FPGA, FieldProgrammable Gate Array) 315,其中两者被结合以形成扫描线。扫描线是数据集,该数据集包括一系列顺序的与方位信息结合的响应信号的强度值。扫描数据集是多个顺序接收的扫描线。

[0081] 通过用户使探测器单元绕至少一个感应轴线转动,并保持位置位移最小化,建立扫描数据集。在微控制器的控制下,高压发生器 312 继续提供脉冲电压给换能器,每个脉冲产生一条扫描线。

[0082] 可以采用多个换能器,从而每次可以产生多条扫描线。在可选的实施例中,三个换能器安装成彼此间隔固定角度十五度。所有这三个换能器一起被驱动。通过换能器彼此的角度偏移量,调整从方位传感器接收的方位角度,以产生一致角度数据的扫描线。这使得对象区域被密集覆盖,或者允许换能器较低的脉冲速率,或者同样覆盖密度,探测器更快的运动。

[0083] 结果为扫描数据集,如图 5 所示。扫描数据集由一系列扫描线 51 组成,每个扫描线具有原点 52,方向和深度。一起考虑,这些构成对象身体的一些几何区域的回波数据。由

于只收集方位数据,所有扫描线的原点时一致的,因为没有关于任何可能已经发生的线性位移的信息。它们通常不共面。

[0084] 在传感器感应只绕单轴线转动的实施例中,扫描线将不共面,因为将得不到与感应轴线正交的平面之外的旋转信息。

[0085] 控制器 351 中生成扫描线。图 6 为 FPGA 315 的功能块的部分结构图。先入先出 (FIFO) 缓冲器 61 使得扫描线异步处理。来自模数转换器数据的回波密度数据通过滤波器 65 接收入 FIFO 缓冲器,并传递给扫描线发生器 62。这与来自方位传感器 20 的方位数据结合,并加入循环冗余校验码 (CRC),用于数据链路的错误修正。随后,数据被传递到协议转换器 64,转换成适合于通过数据通道传输的协议。可以采用任何适当的协议。在本实施例中,数据通道所采用的协议为 8b10b,这是现有技术所习知的。

[0086] 8b10b 数据被传递到 LVDS 发送器 338,并通过数据通道 320 发送到显示及处理单元 11。

[0087] 参见图 3, LVDS 数据通道通过 LVDS 接收器 321 和锁相环 (Phase Locked Loop, PLL) 322 由显示及处理单元接收。8b10b 数据被传递到显示及处理单元的 FPGA 341。控制器 352 进行协议转换,以恢复原始扫描数据。

[0088] 显示及处理单元的 CPU340 现在运行程序,处理扫描线,以显示为在显示及处理单元 11 的显示器 16 上的超声波图像。

[0089] 此时扫描线数据仍然为图 9b 所显示的形式。这不适合用于显示。这更多的是信号所含的信息,不适合于实际显示器的显示。为了提供含有适合显示信息内容的扫描线,在每个扫描线应用包络函数,如图 12 所示。从而,原始扫描线信号 123 被包络以产生扫描线,该扫描线具有包络线 125 的特征。任何适当的包络函数均可以采用。在一个实施例中,采用希尔伯特变换 (Hilbert Transform) 作为包络函数。

[0090] 包络数据的频率小于原始数据信息的频率,使包络数据被下采样,也就是说,比原始信号每次采用更少的样本,而不损失成像信息。

[0091] 应用程序处理扫描线,以映射矢量扫描线至像素缓存,随后再被映射到显示器所用的物理像素。映射矢量数据到笛卡尔网格的任何适当的方法均可以采用。需要插值,以填充不与扫描线相符的像素。

[0092] 由于没有关于探测器单元的线性位移的信息,所有扫描线具有共同的假定原点。在感应到只绕一轴线转动的实施例中,扫描线也将在假定平面中共面。在感应到绕多个轴线转动的实施例中,需要选择“最合适的平面”,此平面将相应于显示屏的平面。

[0093] 同样,也需要选择扫描的前进方向,这将相应于屏幕显示器的垂直中心线。

[0094] 可以采用任何适当的方法来做这些选择。在一个实施例中,通过等分任何两个扫描线之间的最大角,来选择前进方向。

[0095] 最佳适配平面可以通过任何方法选择,只要最小化扫描线偏离所选平面的角度。在一个实施例中,采用主成分分析 (principal component analysis) 的数学方法,来寻找该平面。随后,扫描线被映射到该平面。

[0096] 在优选实施例中,对扫描线数据进行我们称为像素按行扫描插值,以实现将扫描线映射到像素网格的过程。如图 7 所示,扫描线数据集为一系列扫描线 71,并有共同原点。每个扫描线由许多数据点 72 组成。在超声波扫描的情况下,这些为反射值的强度。为了进

行显示,这些为亮度值。

[0097] 图 7 也展示了叠加在数据上的像素缓存像素网格。如图所示,显示屏为单个像素点 74 的规则网格 74。每个像素可以只有一个亮度值。可见,像素 75 与多个扫描点相关,其他像素 76 没有与任何东西相关。采用像素按行扫描插值,以产生数据集,其中每个像素只与一个亮度数值相关联。

[0098] 通过每次一像素行,交叉扫描线与像素缓存,开始像素按行扫描插值。

[0099] 如图 8 所示,有像素行 81 和扫描线 82。我们定义行线 83 作为像素行的中线。行线和扫描线之间有一个交叉点 84。

[0100] 在给定行中计算每个交叉点。这得到按所接收的扫描线的顺序选的数值。这可以不是像素网格栏的顺序。这可以发生,因为超声波探测器单元,由于用手扫描,可能稍微摇晃,偏离旋转的主要方向,或者事实上可能被用户扫回到已经扫描过的区域。

[0101] 计算出的交叉点现在按像素栏顺序被选出,并在每个像素内排序。

[0102] 赋予每个像素的值被选为最接近交叉点的数据点的值。这如图 10 所示,扫描线 101 与行线 102 相交在像素 104 中交叉点 103。扫描数据点最接近交叉点,并成为像素 104 的值。在相同像素中,扫描数据点 106 被忽略,并不构成显示的图像。

[0103] 当扫描线足够小,多个扫描线经过一个像素时,在一个像素内可以有多个交叉点。在这种情况下,像素数值是最接近每个交叉点的数据点数值的平均值。

[0104] 如图 10 所示,像素 107 为“孔”,也就是说,没有扫描线相交。为了显示平滑图像,这些孔必须填充与其周围填充像素一致的数值。

[0105] 这通过在具有定义数值的像素之间进行插值来完成。在采用线性插值的情况下,定义孔的亮度值,从而孔和相邻像素的亮度值之间有常量增量。

[0106] 可以采用其他插值公式,以填充孔的数值。优选实施例的插值为线性的,但是二次、三次或更高次的插值也可以用。

[0107] 沿每一行,在交叉点之间内插入像素数值,这是计算有效的,因为沿行的像素在内存中是连续的。计算交叉点,并存储在分数像素指数和分数扫描线指数坐标。在第一行像素之后,随后通过向分数像素和分数扫描线坐标增加常量偏移,来简单确定交叉点。

[0108] 此重复处理的结果是在像素网格缓存中的数据组。这些数值为相关像素的亮度值。该数据组被映射到显示器物理像素,结果是传统的超声波图像,其中亮度相应于回波的强度,补偿深度衰减,从而形成对象的内部特征图像。

[0109] 图 11 展示了若探测器单元的所有运动可以被感应,扫描线的数据集。如图 11a 所示,每个扫描线的原点将实际上不一样,不管用户尽力使之一样。在每个三维空间尺寸中,很可能发生小的位移。同样,可能有少量的绕感应轴线之外的轴线旋转。

[0110] 现有技术试图正确地映射这些原点 113 在固定的外部参照框架中。

[0111] 但是,我们已经发现,忽略这些运动,可以获得非常有用的信息。通过只感应方位,而没有感应位移,原点将固有地映射在单个点上。

[0112] 由此导致的所获得的图像的变形是最小的,如图 11 所示。图 11a 展示了圆形对象 110,该对象为图标化的并由手工扫描,如以上关于生成扫描线 111 的描述。

[0113] 在此理想图中,每个扫描线具有零强度值,除了在与对象边界 110 相遇的点 112。

[0114] 由于手的运动,扫描线的原点 113 不是一致的。

[0115] 但是,如果只有测量每个扫描线的旋转,如图 11b 所示,扫描线固有地映射到单个原点 115。如果感应只绕单轴线旋转,扫描线也固有地映射到共面。扫描线的角度和强度值不变。

[0116] 当加入对象边界扫描点时,我们有扫描后的特征边界 116。如图所示,边界 116 不是正圆,而是稍微变形。

[0117] 在其他实施例中,感应到绕不同于用户想转动探测器单元的旋转轴线的轴线作偏离旋转的信息,可利用,但不将其用来计算最合适的平面。在一个实施例中,每个扫描线的此旋转的大小由显示及处理单元中的 CPU 来监控。如果大小超过计算出的会导致不可接受的变形的选定数值,警告用户,且不显示扫描。如果偏离旋转是出于可以接受的限度,忽略之,扫描线视为如同绕只有单个轴线的转动。

[0118] 在一个实施例中,探测器单元的形状有助于用户绕只有单个轴线转动探测器单元。该形状可以应用于探测器单元的主体,或者换能器外壳,或者两者一起。

[0119] 尽管上面已经就实际和优选实施例对本发明进行描述,应当认为可以在本发明的范围内进行修改,本发明的范围不限于此,仅由权利要求的范围所决定。

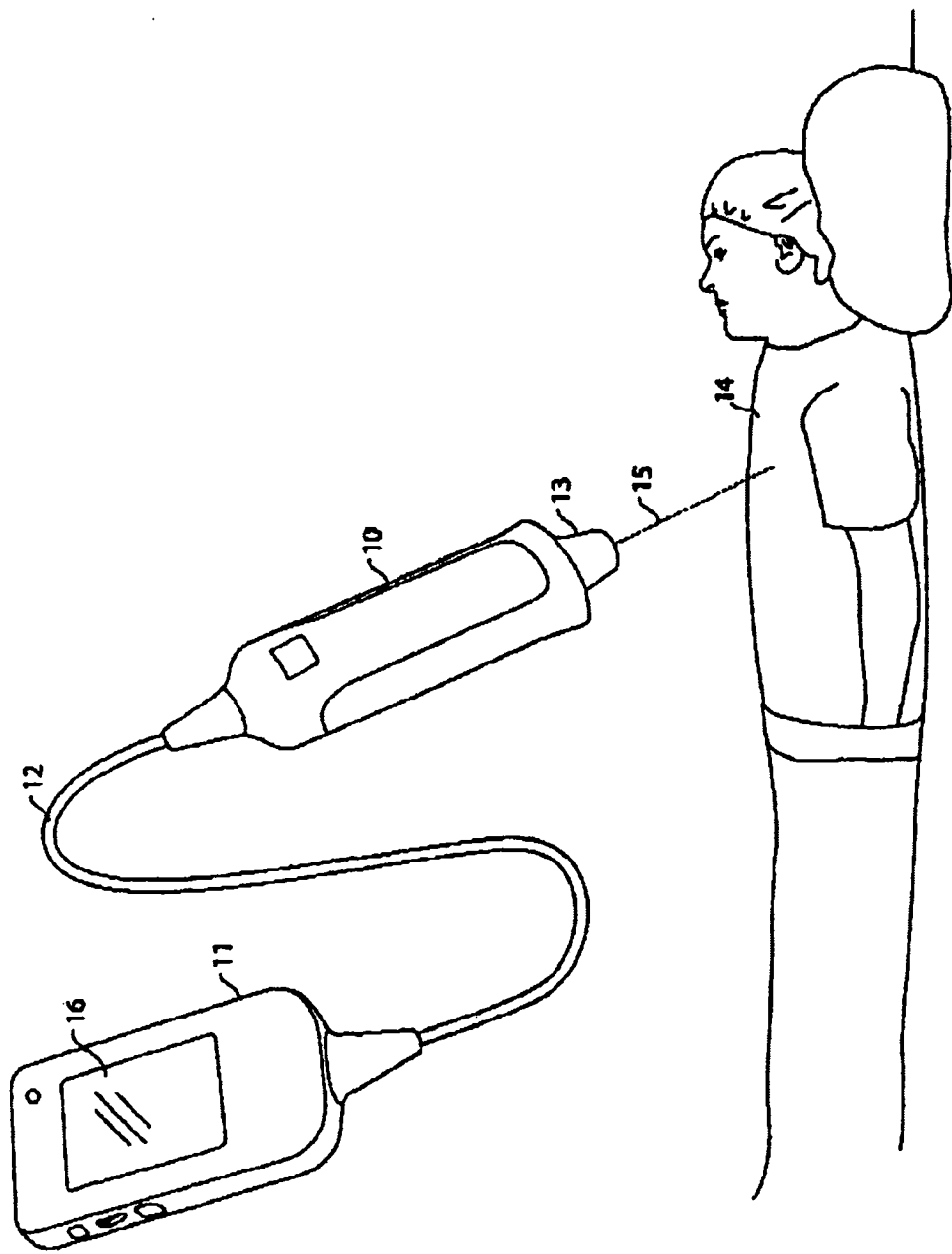


图 1

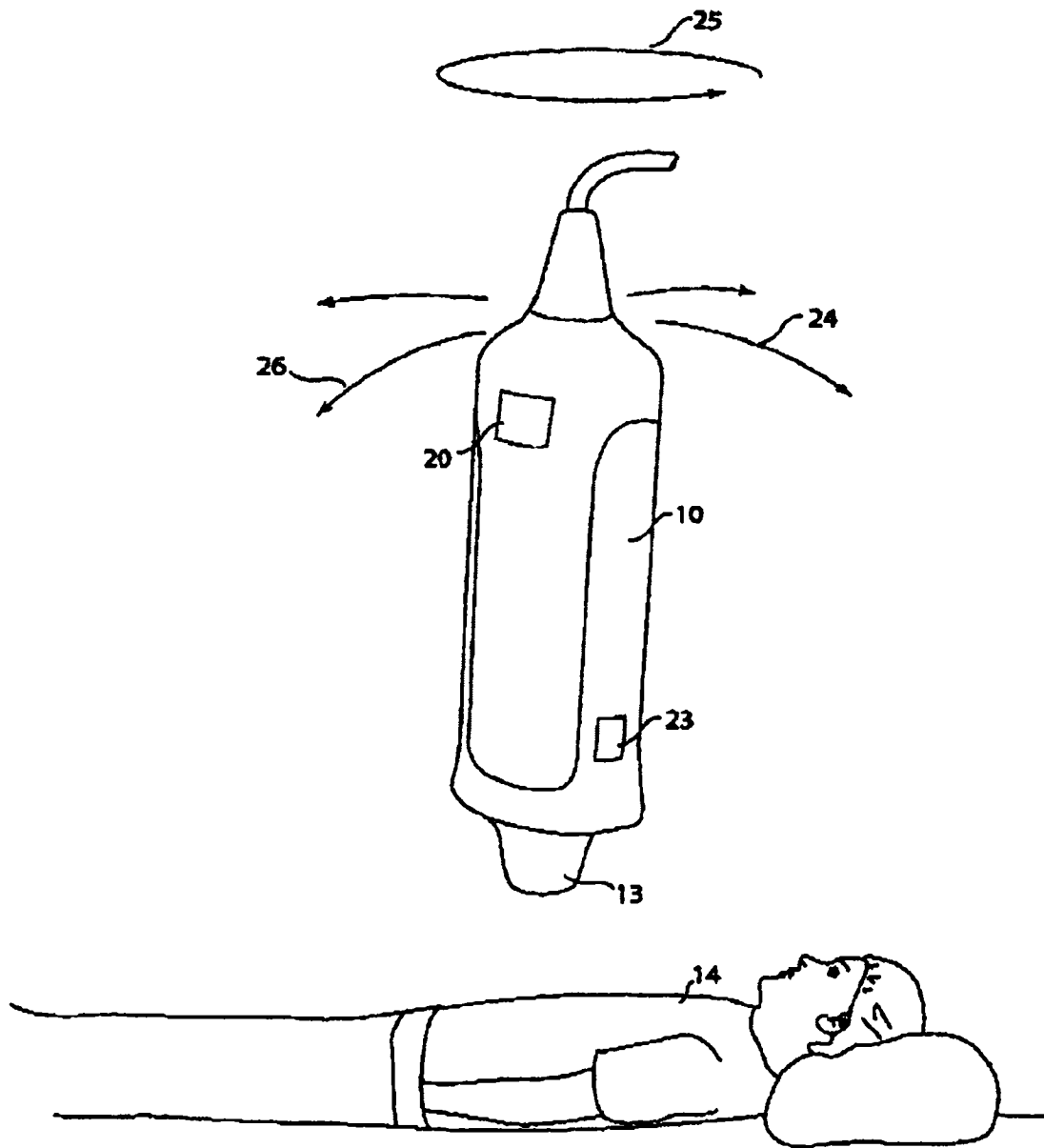


图 2

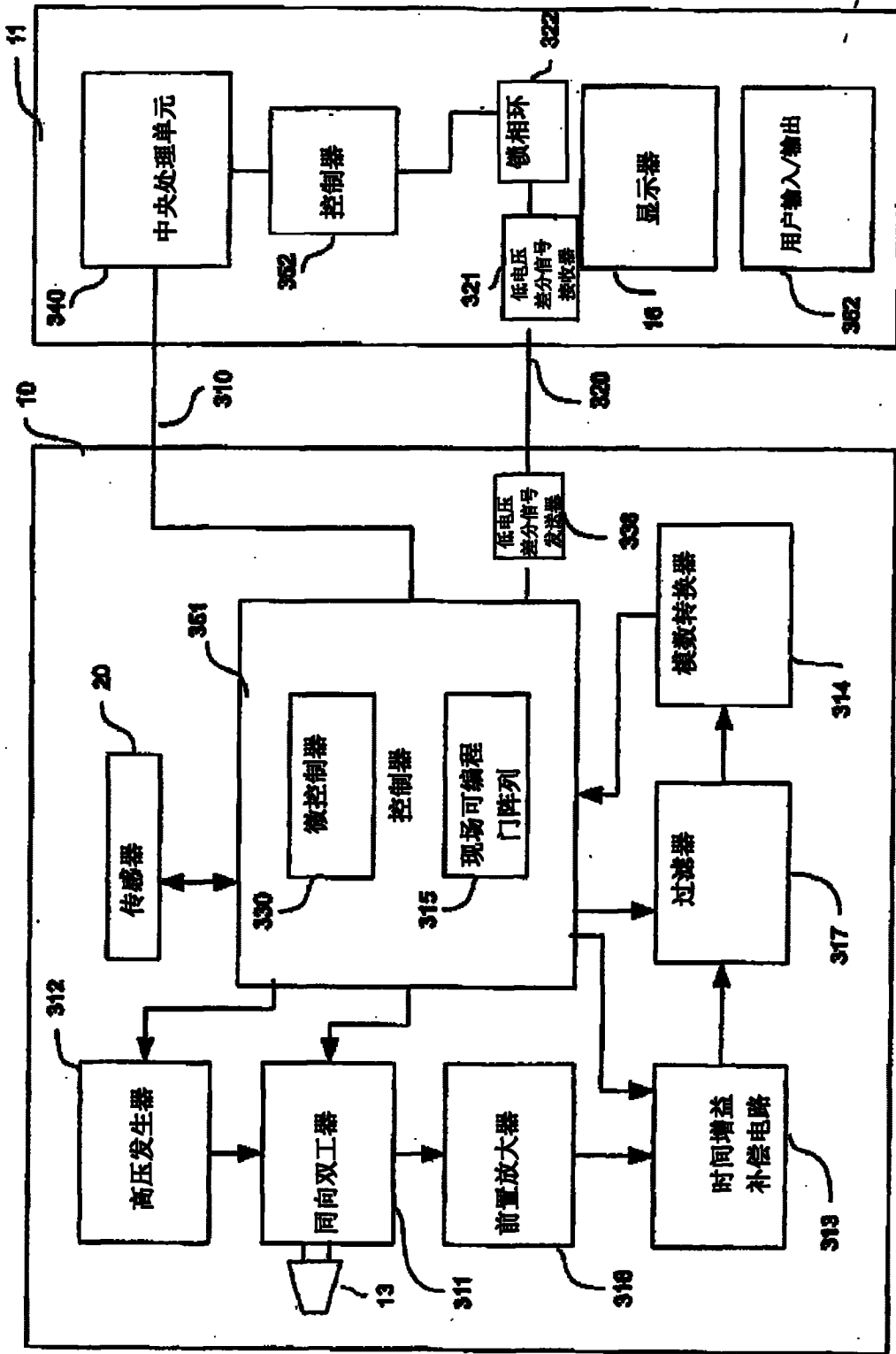


图 3

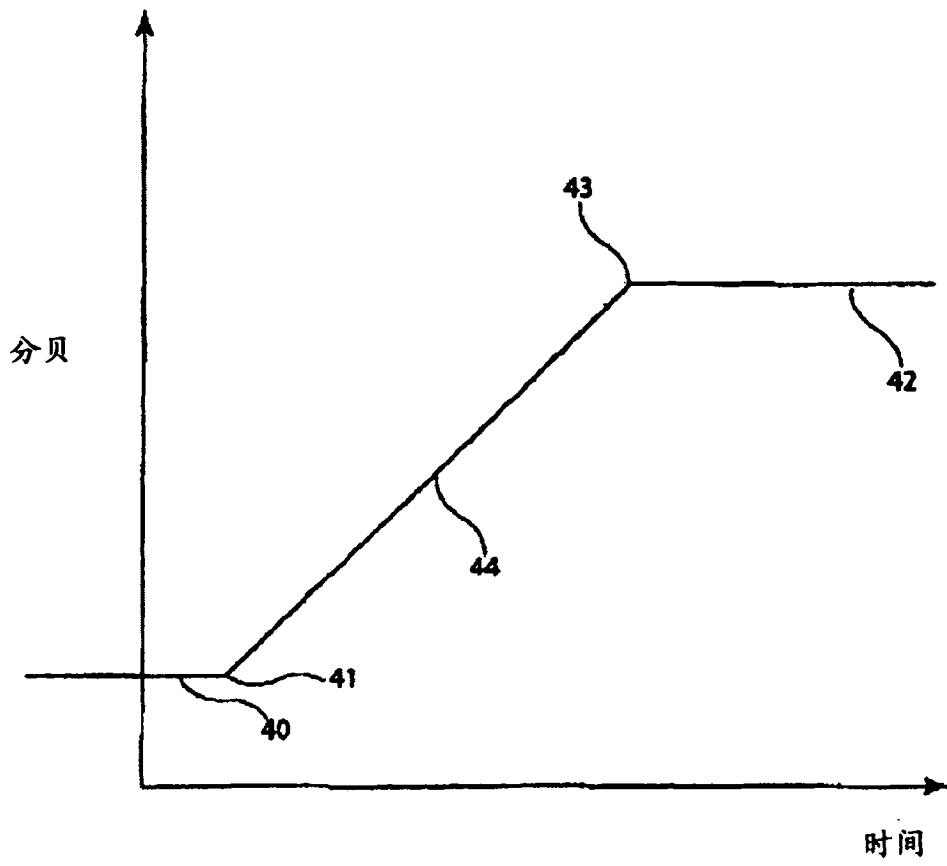


图 4

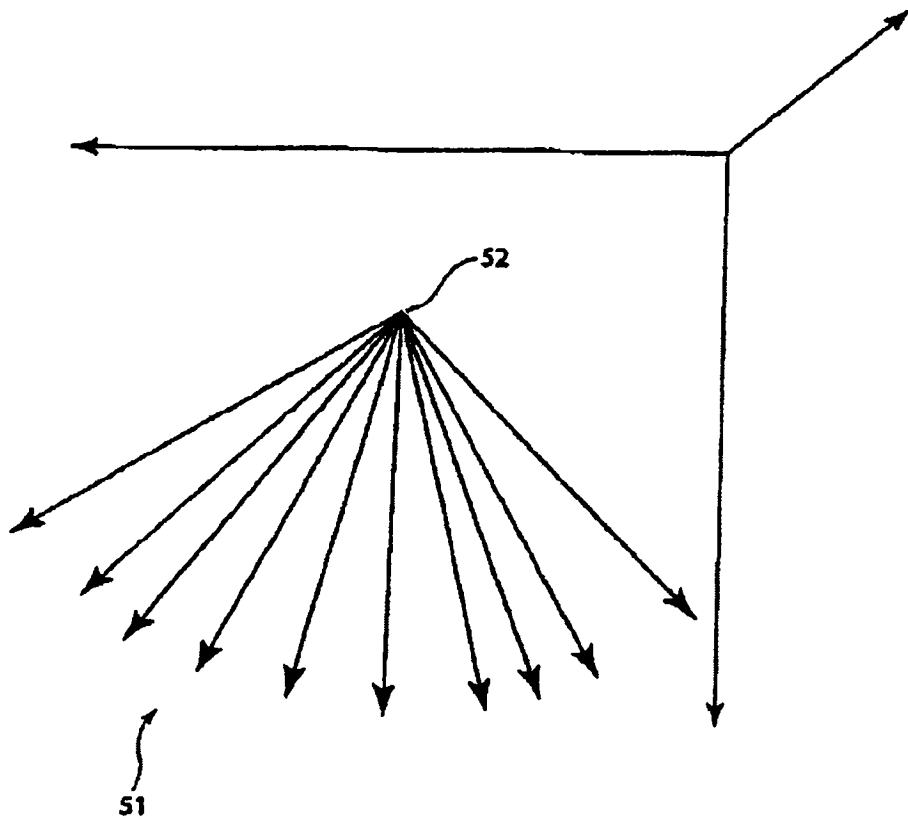


图 5

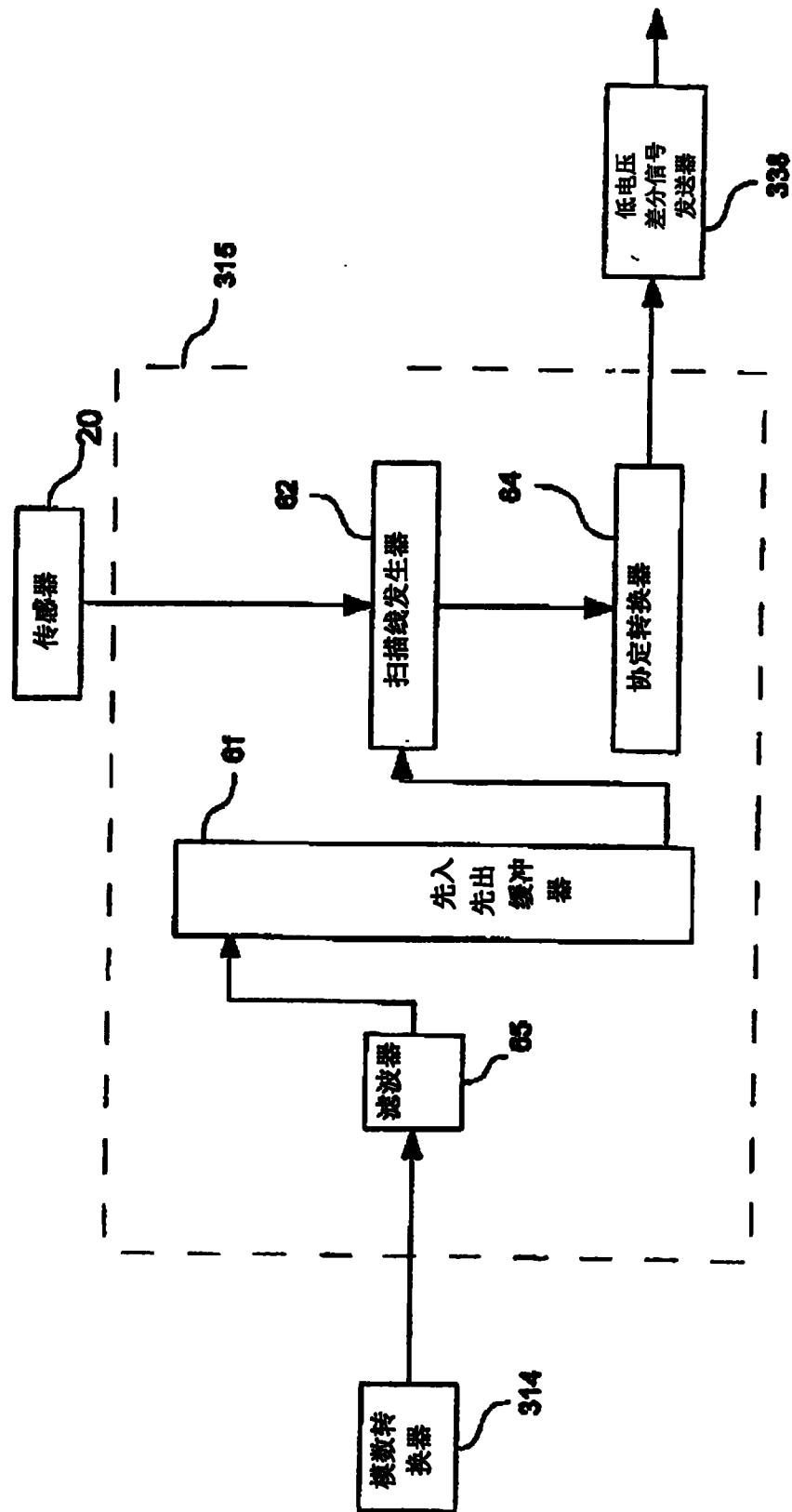


图 6

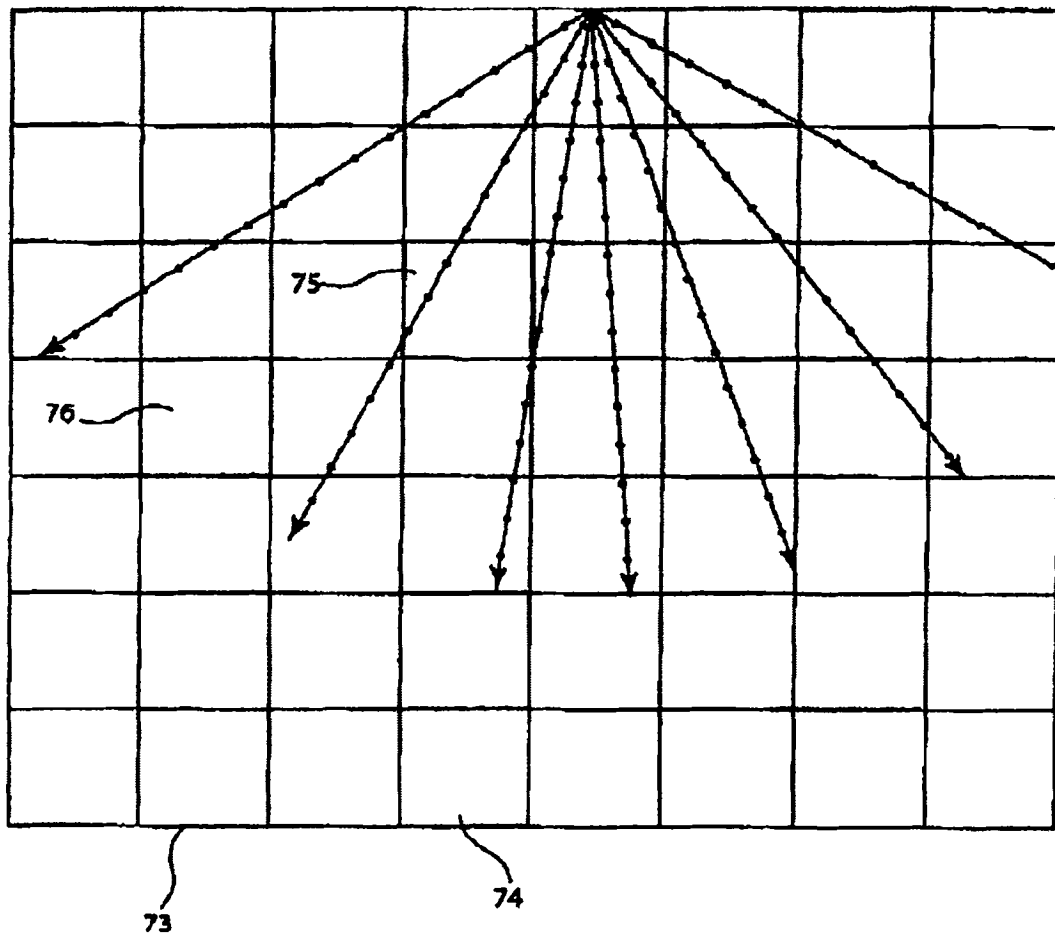


图 7

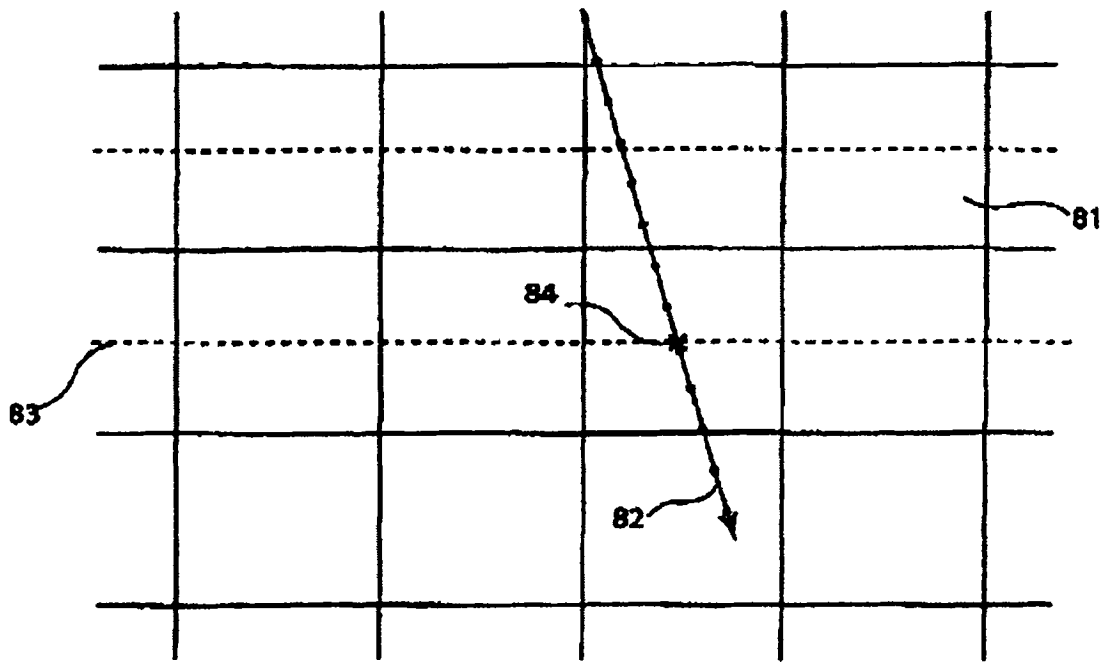


图 8

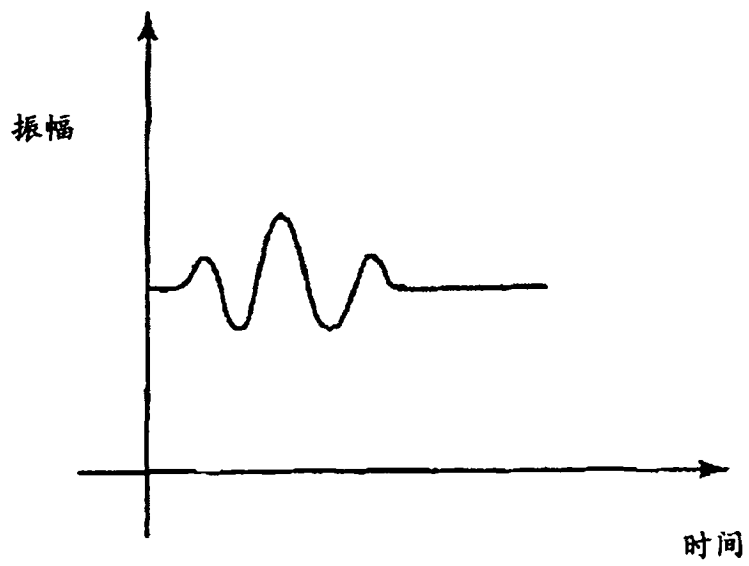


图 9a

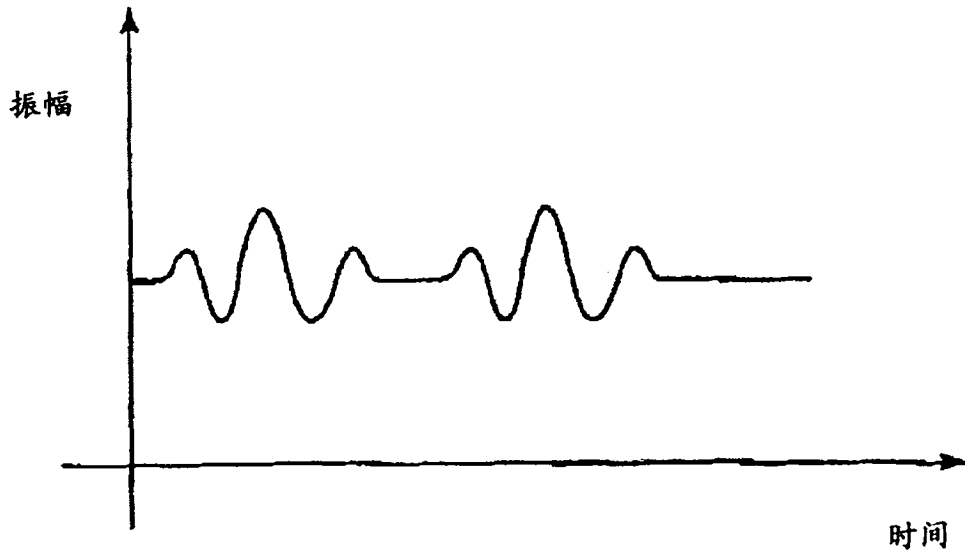


图 9b

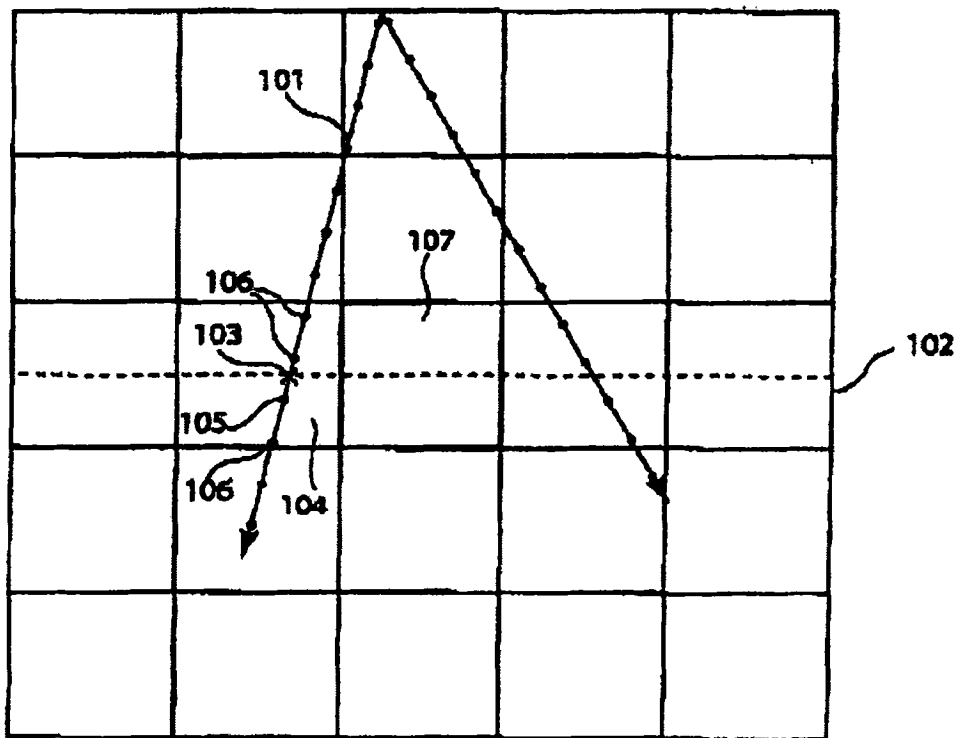


图 10

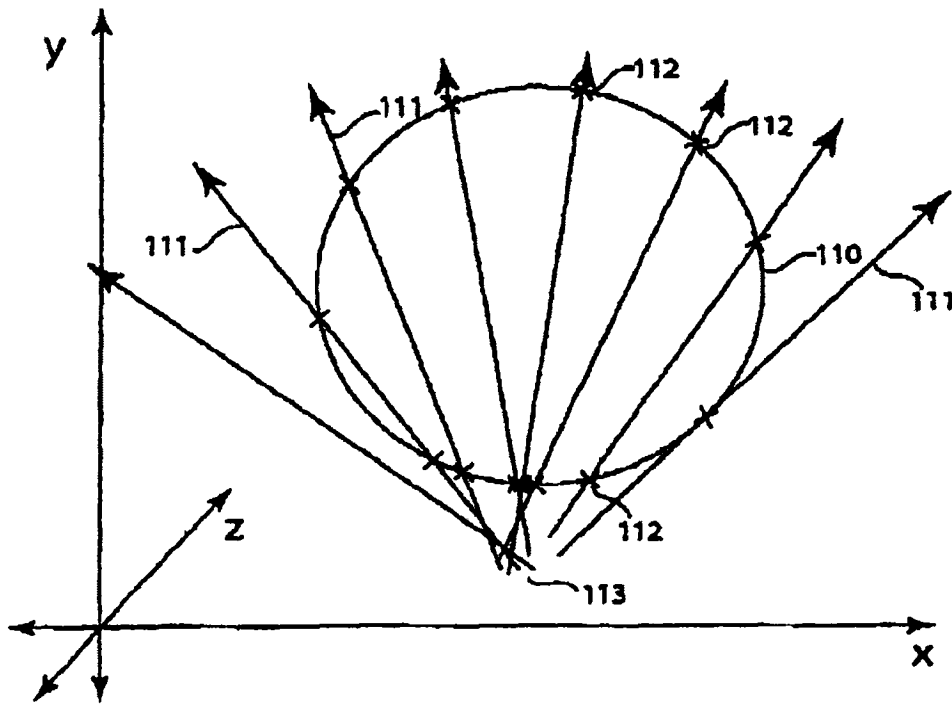


图 11a

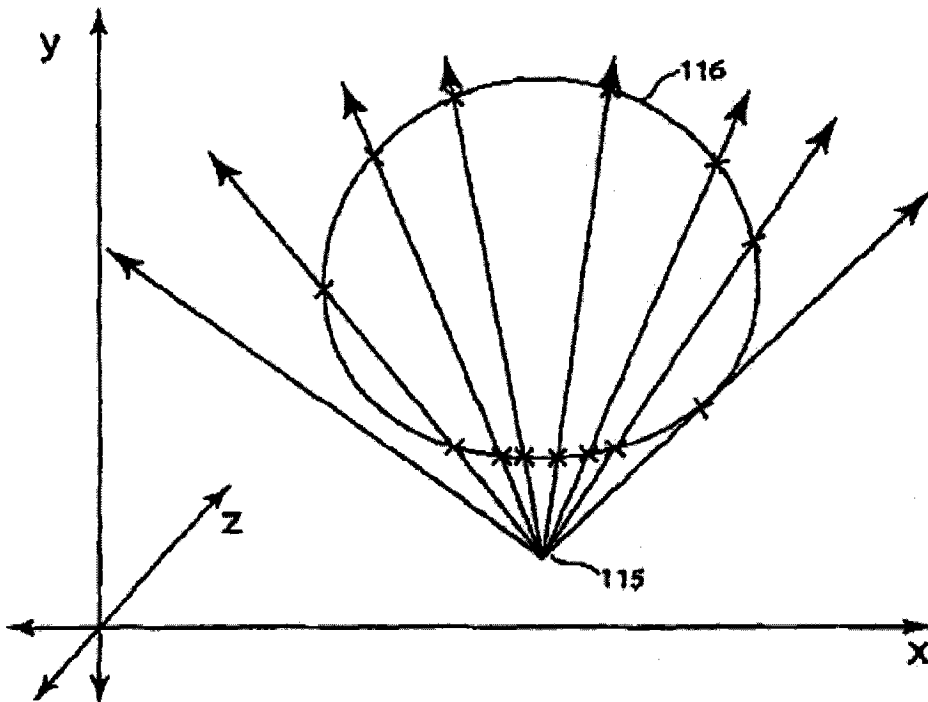


图 11b

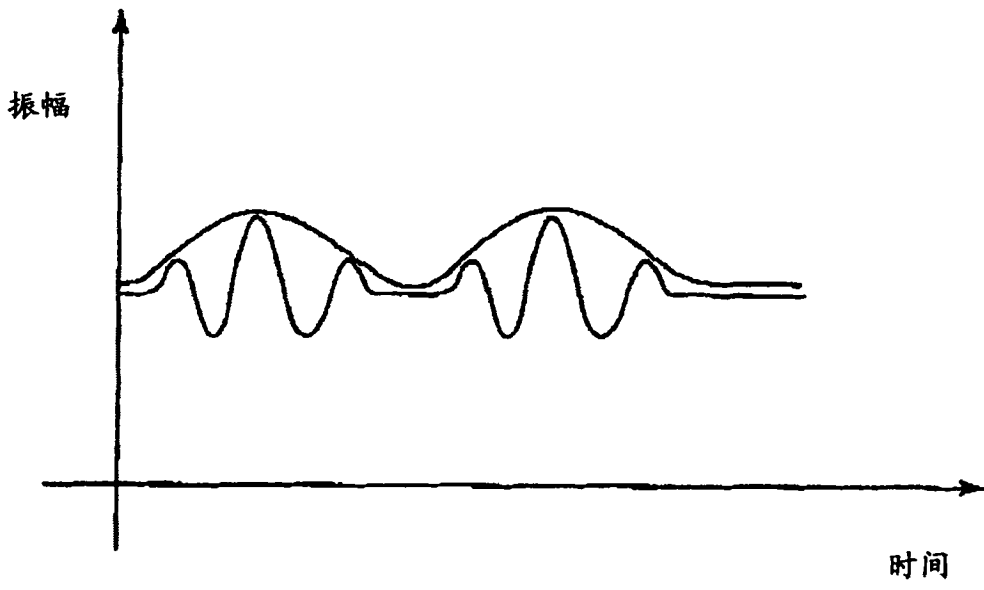


图 12

专利名称(译)	用于医学扫描的装置和方法		
公开(公告)号	CN101842053A	公开(公告)日	2010-09-22
申请号	CN200880105721.1	申请日	2008-08-29
[标]发明人	斯图尔特·加文·巴特利特 保罗·詹姆斯·海尔川森		
发明人	斯图尔特·加文·巴特利特 保罗·詹姆斯·海尔川森		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4254 A61B2562/0219 A61B8/462 A61B8/14		
优先权	2007904741 2007-08-31 AU		
其他公开文献	CN101842053B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种手持式超声波成像系统，包括：探测器单元，该探测器单元具有适合于传输和接收超声波信号的换能器；方位传感器，该方位传感器适合于感应所述探测器单元的转动；所述换能器和所述传感器的输出被结合，以生成一组具有一系列强度值和旋转值的扫描线，所述扫描线随后被处理，以生成用于在显示单元上显示的光栅图像。

