



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105407810 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 16

(21) 申请号 201480026338. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 03. 11

A61B 8/13(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/14(2006. 01)

1304498. 7 2013. 03. 13 GB

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 11. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2014/050718 2014. 03. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/140557 EN 2014. 09. 18

(71) 申请人 纽卡斯尔大学

地址 英国泰恩-威尔郡

(72) 发明人 杰弗里-艾伦·尼沙姆

大卫-詹姆斯·格拉哈姆

(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 何冲 黎艳

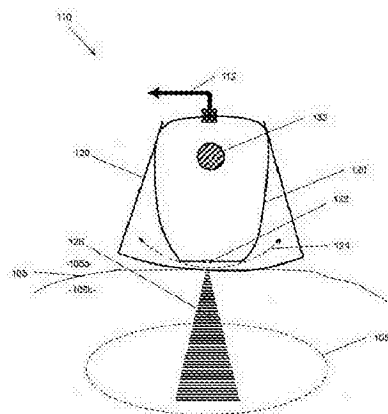
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

超声成像仪器

(57) 摘要

超声成像仪器, 包含处理单元, 所述处理单元用于: 通过将代表每个收集周期内超声换能器在表面的第一侧面上的位置和/方位的位置和/或方位数据, 应用到代表每个收集周期内超声换能器接收的反射超声能量的回波数据上, 将回波数据连贯地聚焦在分布于目标区域内的多个点上, 从而生成目标区域的超声图像。



1. 超声成像仪器,包括:

超声换能器,用于在一表面的第一侧面上的多个位置和/或方位中的每一个位置和/或方位上分别执行收集周期,在所述收集周期内,所述超声换能器向目标区域发射超声能量并从所述目标区域接收反射的超声能量,所述目标区域位于所述表面的与所述第一侧面相对的第二侧面;

处理单元,用于获取表示每个收集周期内所述超声换能器接收的反射超声能量的回波数据,以及表示每个收集周期内所述超声换能器在所述表面的第一侧面上的位置和/或方位的位置/方位数据;

其中,所述处理单元用于,通过将所述位置/方位数据应用到所述回波数据中,来将所述回波数据连贯地聚焦在分布于所述目标区域内的多个点上,从而生成所述目标区域的超声图像。

2. 根据权利要求1所述的超声成像仪器,其特征在于,所述超声换能器为非聚焦超声换能器。

3. 根据权利要求2所述的超声成像仪器,其特征在于,所述超声换能器的超声发射面的宽度等于或小于3mm,或者小于10倍的信号波长。

4. 根据前述权利要求任一项所述的超声成像仪器,其特征在于,所述超声换能器具有固定焦距。

5. 根据前述权利要求任一项所述的超声成像仪器,其特征在于,所述超声换能器的焦距等于或小于5mm。

6. 根据前述权利要求任一项所述的超声成像仪器,其特征在于,所述仪器仅包括单个超声换能器。

7. 根据前述权利要求任一项所述的超声成像仪器,其特征在于,所述多个点分布于目标区域的多个深度。

8. 根据前述权利要求任一项所述的超声成像仪器,其特征在于,所述超声图像为所述目标区域的二维超声图像。

9. 根据前述权利要求任一项所述的超声成像仪器,其特征在于,所述超声换能器包含在独立于处理单元的超声探针里。

10. 根据权利要求9所述的超声成像仪器,其特征在于,所述超声探针包括:

头部,所述超声换能器安装于该头部;和

外壳,所述头部可移动地安装至该外壳,从而允许所述超声换能器沿预定轨迹相对于所述外壳移动。

11. 根据权利要求10所述的超声成像仪器,其特征在于,所述超声探针可人工操作,所述头部可移动地安装在所述外壳上,从而允许使用者单手将所述超声换能器沿预定轨迹相对于外壳移动。

12. 根据权利要求10或11所述的超声成像仪器,其特征在于,所述头部和外壳的大小允许使用者用一只手握住所述外壳,同时用另一只手将所述头部相对于所述外壳移动。

13. 根据权利要求10至12中任一项所述的超声成像仪器,其特征在于,所述头部可旋转地安装在所述外壳上,从而允许所述超声换能器沿预定曲线轨迹相对于所述外壳移动。

14. 根据权利要求13所述的超声成像仪器,其特征在于,所述预定曲线轨迹相对于所

述表面是凸出的。

15. 根据权利要求 10 至 14 中任一项所述的超声成像仪器,其特征在于:

由所述超声换能器分别执行收集周期的所述多个位置和 / 或方位,对应于所述预定轨迹上的多个预定位置;

所述超声换能器用于,基于代表所述头部相对于所述外壳的位置和 / 或方位的信号,在所述预定轨迹上的每个所述预定位置执行收集周期。

16. 根据权利要求 15 所述的超声成像仪器,其特征在于,所述预定轨迹上的所述预定位置之间的平均距离是所述超声换能器的超声发射面的宽度的一半或小于其宽度。

17. 根据权利要求 10 至 16 中任一项所述的超声成像仪器,其特征在于,所述处理单元用于生成所述目标区域的多个超声图像,其中每个超声图像根据由所述超声换能器分别沿所述预定轨迹的行程获取的位置 / 方位数据和回波数据生成。

18. 根据权利要求 17 所述的超声成像仪器,其特征在于,所述处理单元用于根据由所述超声换能器分别沿所述预定轨迹的行程获取的位置 / 方位数据和回波数据生成每个超声图像,而与所述超声换能器沿所述预定轨迹移动的方向无关。

19. 根据前述权利要求任一项所述的超声成像仪器,其特征在于,所述超声换能器包含在超声探针里,所述超声探针包含位置 / 方位数据单元,所述位置 / 方位数据单元用于产生代表每个收集周期内所述超声换能器在所述表面的第一侧面上的位置和 / 或方位的位置 / 方位数据。

20. 根据权利要求 19 所述的超声成像仪器,其特征在于,所述位置 / 方位数据单元包括:

位置和 / 或方位确定单元,用于产生代表所述头部相对于所述外壳的位置和 / 或方位的信号;和

处理装置,用于根据代表所述头部相对于所述外壳的位置和 / 或方位的信号,产生所述位置 / 方位数据。

21. 根据前述权利要求任一项所述的超声成像仪器,其特征在于,所述超声换能器包含在超声探针里,所述超声探针包含回波数据获取单元,用于产生代表每个收集周期内所述超声换能器接收的反射超声能量的所述回波数据。

22. 根据权利要求 21 所述的超声成像仪器,其特征在于,所述回波数据获取单元包括:  
模拟数字转换器,用于将代表每个收集周期内所述超声换能器接收的反射超声能量的模拟信号转换成代表每个收集周期内所述超声换能器接收的反射超声能量的数字信号;和  
带通滤波器,用于在所述模拟信号到达所述数字转换器之前过滤所述模拟信号;

其中,所述模拟数字转换器用于将所述带通滤波模拟信号转换成所述数字信号,所述转换的采样率小于利用带通采样技术的带通滤波模拟信号的带宽的两倍。

23. 用于生成超声图像的方法,所述方法包括:

在一表面的第一侧面上的多个位置和 / 或方位中的每一个位置和 / 或方位上,分别执行收集周期,其间,超声换能器向目标区域发射超声能量并从所述目标区域接收反射的超声能量,所述目标区域位于所述表面的与所述第一侧面相对的第二侧面;

获取代表每个收集周期内所述超声换能器接收的反射超声能量的回波数据,以及代表每个收集周期内所述超声换能器在所述表面的第一侧面上的位置和 / 或方位的位置 / 方位

数据；

通过将所述位置 / 方位数据应用到所述回波数据中,将所述回波数据连贯地聚焦在分布于所述目标区域内的多个点上,来生成所述目标区域的超声图像。

24. 与本申请中参考附图及如附图所示的任一实施例所述实质相同的仪器或方法。

## 超声成像仪器

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像仪器和相关设备及方法。

### 背景技术

[0002] 超声成像仪器,即生成超声波图像的仪器,是众所周知的。此设备通常应用在医学方面,其应用通常被称为“诊断超声检查”或“超声检查”。诊断超声检查的常见用途是产科超声检查,即使用超声能量来为母亲的子宫产生的胚胎或胎儿生成图像。

[0003] 现代的超声成像仪器通常利用具有多个以固定阵列排布的超声换能器的探针所产生的回波数据,来生成超声波图像。现代超声成像仪器的问题在于,所述仪器通常应用的多元件换能器阵列和相关的波束形成电子原件构造昂贵。这意味着当前的“高端”仪器是非常昂贵的,如在£20,000-£100,000(2012年价格)的范围内。

### 发明内容

[0004] 基于上述考虑,设计了本发明。

[0005] 发明人观察到,需要生产一种使用极低成本部件而仍能生成质量可靠的超声波图像的超声波成像仪器,例如,从而在目前因高昂而无法使用超声成像仪器的应用和/或领域中,开创使用此类仪器的可能性。

[0006] 因此,本发明的第一个方面中,可以提供一种超声成像仪器,包括:

超声换能器,用于在表面的第一侧面上的多个位置和/或方位中的每一个位置和/或方位上分别执行收集周期,在所述收集周期内,所述超声换能器向目标区域发射超声能量并从所述目标区域接收反射的超声能量,所述目标区域位于与所述表面的第一侧面相对的第二侧面;

处理单元,用于获取表示每个收集周期内所述超声换能器接收的反射超声能量的回波数据,以及表示每个收集周期内所述超声换能器在所述表面的第一侧面上的位置和/或方位的位置/方位数据;

其中,所述处理单元用于,通过将所述位置/方位数据应用到所述回波数据中,来将所述回波数据连贯地聚焦在分布于所述目标区域内的多个点上,从而生成所述目标区域的超声图像。

[0007] 发明人发现,由此一来,可以利用单一超声换能器,在无需现代超声成像仪器通常所要求的复杂波束形成电子的情况下,生成质量合格的超声图像(如见图 5(a)(ii)、图 5(b)(ii) 和图 5(c)(ii) 所示)。

[0008] 在本公开的上下文中,术语“超声图像”即是指利用反射的超声能量生成的任意图像。

[0009] 类似的聚焦技术在其它的技术领域已被熟知,例如在雷达上(其中此技术通常被称作“合成孔径雷达”)以及在声呐上(其中此技术通常被称作“合成孔径声呐”),如见“SAMI: a low-frequency prototype for mapping and imaging of the seabed by means

of synthetic aperture”, Chatillon, J., Adams, A. E., Lawlor, .A., Zakharia, M. E., Oceanic Engineering, IEEE Journal of, pages: 4 - 15 Volume: 24, Issue: 1, Jan 1999.

然而,据发明人所知,任何目前的医学超声扫描产品中,均尚未使用过以下技术:即,使用单个超声换能器从表面的第一侧面上多个位置和/或方位上的每一个位置和/或方位获取回波数据(例如,使用单个超声换能器物理扫描整个皮肤),并应用位置/方位数据来连贯地聚焦回波数据。

[0010] 优选地,将所述位置/方位数据应用到所述回波数据中,其中将所述回波数据看作是以固定阵列排列的多个超声换能器所获取的回波数据,从而将所述回波数据连贯地聚焦在分布于目标区域内的多个点上。由此一来,所述处理单元可以看作是使用所述位置/方位数据和所述回波数据来模拟以超声换能器的固定“合成”阵列所获取的回波数据,即使实际上仅使用了单一超声换能器元件来获取回波数据。

[0011] 优选地,所述多个点分布于目标区域内的多个深度。优选地,所述多个点分布于整个目标区域。

[0012] 所述目标区域优选为二维(“2D”)区域。所述二维区域可以位于包含预定轨迹的平面上,所述超声换能器限于沿所述预定轨迹相对于外壳(见下文)移动。因此,所述超声图像优选为所述目标区域的二维超声图像。

[0013] 所述超声换能器优选地包含在超声探针之中。

[0014] 优选地,所述超声探针与所述处理单元相分离,其可以例如通过通用的个人计算机(“PC”)来分离。

[0015] 优选地,所述超声探针为手持式超声探针,也就是说,便于使用者用手握住。

[0016] 优选地,所述超声探针含有用于安装所述超声换能器的头部。所述超声换能器优选地固定安装在所述头部。优选地,所述超声探针还包含供所述头部可移动地安装的外壳,以允许所述超声换能器相对于所述外壳移动。

[0017] 更优选地,所述头部可移动地安装在所述外壳上,以允许所述超声换能器沿预定轨迹相对于所述外壳移动。该设置的优点在于,所述预定轨迹限制了所述收集周期内所述超声换能器在所述表面的第一侧面上的可用位置和/或方位的数量(假设所述外壳在收集周期内相对于所述表面大体上保持静止),这通常允许更容易地根据所述位置/方位数据和所述回波数据生成超声图像。

[0018] 优选地,所述超声探针为可手动操作的,优选地,所述头部可移动地安装在所述外壳上,以允许使用者用手使所述超声换能器相对于所述外壳移动(优选地沿预定轨迹,见上文)。

[0019] 可选地,所述超声探针可以包含动力机制来相对于所述外壳移动所述头部(优选地沿预定轨迹,见上文)。

[0020] 优选地,所述头部和外壳的大小允许使用者用一只手握住所述外壳,同时用另一只手将所述头部相对于所述外壳移动。

[0021] 优选地,所述外壳设置为,在每个收集周期内相对于所述表面大体上保持静止。例如,所述外壳可以配置为,设置在与所述表面相接触的位置(在所述表面的第一侧面上),从而在每个收集周期内使所述外壳相对于所述表面大体上保持静止。

[0022] 所述预定轨迹可以具有任何形状,但优选为曲线或直线(例如为了计算简便)。所述预定轨迹优选地位于单一平面上(如同样为了计算简便)。

[0023] 优选地,所述预定轨迹为曲线。例如,所述头部可以是可旋转地安装在所述外壳上,例如绕轴旋转,以允许所述超声换能器沿预定曲线轨迹相对于所述外壳移动。这里所述曲线轨迹可以被称为圆弧。

[0024] 所述曲线预定轨迹可以相对于所述表面呈凸面或凹面。优选地,所述曲线预定轨迹相对于所述表面呈凸面,因为这有利于所述超声换能器的声能穿透(也就是发射超声能量进入)更宽视野,例如宽于直线预定轨迹。反过来,这允许所述超声成像仪器生成更大目标区域的超声图像,例如大于直线预定轨迹(虽然图像质量有相应损失)。

[0025] 优选地,所述多个位置和 / 或方位(所述超声换能器在其中执行收集周期)对应于所述预定轨迹上的多个预定位置。

[0026] 所述超声换能器可以用于,基于代表所述头部相对于所述外壳的位置和 / 或方位的信号(例如由下述的位置和 / 或方位确定单元所产生的信号),在每个所述预定轨迹上的预定位置执行收集周期。

[0027] 优选地,所述预定轨迹上的所述预定位置为均匀间隔的(例如为了计算简便)。然而,在某些实施例中,所述预定轨迹上的所述预定位置可以是非均匀间隔的。

[0028] 在所述头部可旋转地安装在所述外壳上的情况下,例如绕轴旋转(见上文),所述超声换能器可以用于,基于代表所述头部相对于所述外壳的旋转角度的信号,在所述预定轨迹上的每个预定位置执行收集周期,例如所述预定位置以所述头部相对于所述外壳旋转的预定增量而分隔开,所述预定增量可以是例如  $1^\circ$  或更小,并且更优选为  $0.5^\circ$  或更小。

[0029] 优选地,所述预定轨迹上的所述预定位置之间的距离小于所述超声换能器的宽度,例如使得所述“合成”阵列具有足够的空间采样率来避免混叠。例如,所述预定轨迹上的所述预定位置之间的平均(例如平均值)距离可以是所述超声换能器的超声发射面的一半宽度或者小于其宽度。由此而论,可以在预定轨迹所在的平面内测量所述超声换能器的超声发射面的宽度(见上文)。

[0030] 优选地,所述处理单元用于生成所述目标区域的多个超声图像,其中每个超声图像由位置 / 方位数据和回波数据生成,所述位置 / 方位数据和回波数据由所述超声换能器分别沿所述预定轨迹的行程获取。

[0031] 优选地,所述处理单元用于,根据位置 / 方位数据和回波数据生成每个超声图像,所述位置 / 方位数据和回波数据由所述超声换能器分别沿所述预定轨迹的行程获取,而无关于所述超声换能器沿所述预定轨迹的运动方向(例如运动方向可以是正方向或反方向)。这可以有利于仪器以更快的速度生成超声图像。优选地,所述超声换能器的焦距短于所述成像区域的长度,其中,焦距是指所述超声换能器的超声发射面到所述超声换能器使用中超声能量振幅最大的点(该点通常称为超声换能器的“自然焦点”)之间的距离。

[0032] 例如,所述超声换能器的焦距可以小于所述成像区域的深度的十分之一。例如,所述超声换能器的焦距可以为 5mm 或更小(例如在图像成形平面上 5mm 或更小)。

[0033] 所述超声换能器的波束宽度优选地较大,例如波束宽度为 10 度或更大(例如在所述预定轨迹所在平面内测量),其中波束宽度可以定义为发射声场内半功率点之间的角度

所述超声换能器可以包括或不包括用于聚焦所述超声换能器产生的超声能量的聚焦

装置,例如声波透镜。本申请中,配置聚焦装置的超声换能器可以称为“聚焦”超声换能器,而未配置聚焦装置的超声换能器可以称为“非聚焦”超声换能器。根据本发明的第一方面,超声成像仪器中的超声换能器优选为非聚焦换能器,因为这将有利于降低复杂度和成本。

[0034] 因此,所述超声换能器优选地具有固定焦距。

[0035] 为了实现短焦距和大波束宽度,超声换能器优选地具有小超声发射面。例如,所述超声发射面的宽度可以为 3mm 或更小,或小于 10 倍信号波长。优选地,该宽度在所述预定轨迹所在平面上和 / 或图像成形平面上测量,以在上述平面内实现大波束宽度。由此而论,“信号波长”可以是发射进入所述目标区域的所述超声能量的波长。

[0036] 优选地,在与所述预定轨迹相垂直的平面上测量所述超声发射面的长度,所述超声发射面的长度大于宽度,例如为了实现此平面上的窄波束。所述超声发射面的长度可以为 12mm 或更小,并且优选地在 6mm 至 12mm 之间。

[0037] 优选地,所述仪器仅包括单一的超声换能器。优选地,所述单一的超声换能器仅包括单一的超声换能器元件。所述超声成像仪器可以包含位置 / 方位数据单元,用于在每个收集周期内产生表示所述超声换能器在所述表面的第一侧面上的位置和 / 或方位的位置 / 方位数据,例如以便所述处理单元可以随后获取位置 / 方位数据。所述位置 / 方位数据单元可以包含在所述超声探针里,并且优选地包含在所述探针的所述头部(见上文)。

[0038] 举例来说,所述位置 / 方位数据可以包含处理装置,例如微处理器。

[0039] 举例来说,所述位置 / 方位数据单元可以包含位置 / 方位确定单元,用于产生代表所述头部相对于所述外壳的位置和 / 或方位的信号。在这种情况下,所述位置 / 方位数据单元的处理装置可以基于上述信号产生位置 / 方位数据。

[0040] 假设所述头部是可旋转地安装在所述外壳上(见上文),则所述位置和 / 或方位确定单元可以是回转式编码器,用于产生代表所述头部相对于所述外壳转动角度的信号。

[0041] 所述超声成像仪器可以包含回波数据获取单元,用于获取代表每个收集周期内所述超声换能器获取的反射超声能量的回波数据,例如以便所述处理单元可以随后获取所述回波数据。所述回波数据获取单元可以包含在所述超声探针里,并且优选地包含在所述超声探针的所述头部中(见上文)。

[0042] 举例来说,所述回波数据获取单元可以包含处理装置,例如微处理器或可编辑逻辑设备。所述回波数据获取单元的所述处理装置可以用于,基于代表每个收集周期内所述超声换能器接收的反射超声能量的信号(可以是数字信号,见下文)来产生所述回波数据。

[0043] 所述回波数据获取单元可以包含模拟数字转换器,用于将代表每个收集周期内所述超声换能器接收的反射超声能量的模拟信号转换成代表每个收集周期内所述超声换能器接收的反射超声能量的数字信号。这种情况下,所述回波数据获取单元的所述处理装置用于,基于所述数字信号产生所述回波数据。所述模拟信号可以由所述超声换能器产生或由其输出端导出。

[0044] 优选地,所述回波数据获取单元包含带通滤波器,用于在所述模拟信号到达所述模拟数字转换器之前过滤所述模拟信号。通常,带通滤波器用于将频段下限以下以及频段上限以上(频段限制可以由所述换能器的频率响应来定义)而通过频率在频段上下限之间的模拟信号的频率减弱。所述频段上下限之间的差异通常称为所述带通滤波器的“带宽”。

[0045] 优选地,所述模拟数字转换器用于,以小于所述带通滤波模拟信号的带宽的两倍

的抽样率,来将所述带通滤波模拟信号转换成所述数字信号,例如采用带通采样技术。本申请中,采用带通采样技术可以显著地减少所述模拟数字转换器的成本,同时仍然能产生精确的超声图像,

所述回波数据获取单元还可以包含一个或多个放大器,用于在所述模拟信号到达所述模拟信号转换器之前放大所述模拟信号。

[0046] 本发明的第二方面可以提供一种根据本发明的第一方面所述仪器的相应使用方法。

[0047] 相应地,本发明的上述方面可以提供一种用于生成超声图像的方法,该方法包括以下步骤:

在表面的第一侧面上多个位置和/或方位中的每一个位置和/或方位,分别执行收集周期,其中所述超声换能器向目标区域发射超声能量并从目标区域接收反射的超声能量,目标区域位于与所述表面的第一侧面相对的第二侧面;

获取代表每个收集周期内所述超声换能器接收的反射超声能量的回波数据,以及代表每个收集周期内所述超声换能器在表面的第一侧面上的位置和/或方位的位置/方位数据;

通过将所述位置/方位数据应用到所述回波数据中,将所述回波数据连贯地聚焦在分布于所述目标区域内的多个点上,来生成所述目标区域的超声图像。

[0048] 根据本发明的第二方面的所述方法,可以包含用于实现或对应于本发明的任何上述方面中有关的所述任何仪器特征的任何方法步骤。

[0049] 例如,所述方法可以使用本发明的第一方面利用超声成像仪器来执行。

[0050] 所述方法可以包括,在执行收集周期之前,向表面的目标区域(例如皮肤)应用流体。

[0051] 本发明的第三方面可以提供如本发明的第一方面所描述的超声探针。请注意,如本发明的第一方面所描述的超声探针不需要包含所述处理装置。基于本发明的第三方面的所述超声探针可以包含与本发明的任何上述方面有关的所述任何仪器特征。

[0052] 本发明还包含上述方面和优选特征的任意组合,明显不允许的或明确避免的组合除外。

## 附图说明

[0053] 下文将引用附图,讨论本申请技术方案的实施例。相关附图如下:

图1为包含超声探针和处理单元的超声成像仪器的示意图。

[0054] 图2为图1中超声探针的详细图。

[0055] 图3为非聚焦超声换能器中超声换能器焦距宽度的效果示意图。

[0056] 图4为图1中超声成像仪器的电子元件的示意图。

[0057] 图5为商用超声成像仪器生成的超声图像与图1中超声成像仪器生成的超声图像的对比图。

## 具体实施方式

[0058] 如图1所示,超声探针110经由电缆112与处理单元180相连。所述处理单元180

可以是例如通用个人计算机(“PC”)或移动计算设备。

[0059] 图 2 是图 1 中的超声探针 110 的细节图。

[0060] 优选地,所述超声探针 110 包含用于将超声探针 110 连接至(否则分离的)所述处理单元 180 的电缆 112。电缆可以符合电脑外围设备的工业标准,例如 USB 标准,如 USB2 或后来的标准。

[0061] 优选地,所述超声探针 110 为手持式探针,并且包含头部 120,单一的超声换能器 122 固定安装在头部 120 上。

[0062] 优选地,所述超声探针 110 是可手动操作的,并且包含外壳 130,所述头部 120 通过轴 132 可旋转地安装在外壳 130 上,以允许使用者用手或动力机构将所述超声换能器 122 沿预定圆弧 124 相对于所述外壳 130 移动。

[0063] 曲率半径优选地在 50mm 至 100mm 之间,以使扫描区域适合通常的医学成像应用,并且使仪器尺寸适合手握。为避免混淆,请注意,使用者手可以通过相对于所述外壳 130 转动头部 120 来沿所述预定圆弧 124 移动所述超声换能器 122。也就是说,使用者手不用对所述超声换能器 122 直接施力。

[0064] 在图 2 中,所述超声探针位于表面 105 的第一侧 105a 上,其中所述预定圆弧 124 相对于所述表面 105 呈凸面(当所述外壳 130 与所述表面 105 相连,且所述超声换能器 122 接近所述表面 105 时)。举例来说,所述表面 105 可以是患者的皮肤,如怀孕女患者的腹部皮肤,所述表面的对面第二侧面 105b 上可以有患者的组织。

[0065] 优选地,所述超声换能器 122 用于,在所述表面 105 的第一侧面 105a 上的多个位置和/或方位中的每一个位置和/或方位,分别执行收集周期,期间所述超声换能器发射超声能量进入所述表面 105 的第二侧面 105b 上的目标区域 105c 并从其中接收反射的超声能量。在图 2 中,所述超声换能器 122 发射的超声能量用超声能量的声波 126 来表示(等同地可以称为“超声波束”)

优选地,所述外壳 130 配置为,在每个收集周期内相对于所述表面 105 大体上保持静止。例如,所述外壳 130 可以配置为,位于与所述表面 105 相接触的位置,从而保持所述外壳 130 在每个收集周期内相对于所述表面 105 大体上静止。

[0066] 优选地,所述多个位置和/或方位(其中所述超声换能器 122 执行收集周期)对应于所述预定圆弧 124 上的多个预定位置。

[0067] 优选地,所述超声换能器 122 用于,基于代表所述头部 120 相对于所述外壳 130 旋转角度的信号,在所述预定圆弧 124 上的每个预定位置执行收集周期,例如所述预定位置以所述头部 120 相对于所述外壳 130 旋转的预定增量而分隔开。所述旋转预定增量优选地要足够小,从而保证预定圆弧 124 上所述预定位置之间的平均距离小于所述超声换能器的所述超声发射面的宽度,并且可以是例如  $0.25^{\circ}$ 。代表所述头部 120 相对于所述外壳 130 旋转的角度的信号可以由下文中参考图 4 所述的回转式编码器产生。

[0068] 每个收集周期优选地执行非常快,从而令超声能量的发射和接收可以假设为在所述预定圆弧 124 上的同一位置发生,即使所述头部 120 正在移动而同时收集周期正在执行。这可以允许在所述预定圆弧 124 上每秒钟执行 3 次超声波行程(“扫描”),并且因此每秒钟由人工操作生成 3 个图像。使用动力机构,可以实现更快的速度。

[0069] 图 3 为非聚焦超声换能器中超声换能器焦距宽度的效果示意图。

[0070] 在图 3 (a) 中, 第一非聚焦超声换能器 122a 的超声发射面的第一宽度为  $w_a$ 。

[0071] 如图 3 (a) 所示, 在使用中, 所述第一超声换能器 122a 的超声发射面以超声能量波束 126a 的形式发射超声能量。所述超声能量波束 126a 在自然焦点 125a 强度最大, 自然焦点 125a 与所述超声发射面之间的距离通常称为所述第一超声换能器 122a 的“焦距”。所述焦距与换能器孔径尺寸的大小成正比。所述第一超声换能器 122a 的所述超声发射面与最大强度点 125a 之间的区域通常称为“近场”区域 128a, 越过最大强度点 125a 之外的区域通常称为“远场”区域 129a。

[0072] 对于非聚焦超声换能器, 例如图 3 (a) 所示的第一超声换能器 122a, 所述超声换能器发射的超声能量的振幅在近场区域 128a 内通常经过一系列的最大值和最小值才到达最大强度点 125a。在远场区域 129a 中, 所述超声换能器发射的超声能量的振幅通常根据平方反比定律随距离增加而减小。

[0073] 在图 3 (b) 中, 展示了第二超声换能器 122b, 其包含具有第二宽度  $w_b$  的超声发射面, 该第二宽度  $w_b$  比第一宽度  $w_a$  小一个数量级。

[0074] 减小所述第二超声换能器 122b 的超声发射面的宽度的结果是, 最大强度点 125b 更加靠近所述第二超声换能器 122b 的超声发射面。也就是说, 随着所述第二超声换能器 122b 的超声发射面的宽度减小, 所述第二超声换能器 122b 的焦距也减小。

[0075] 优选地, 图 2 中超声探针 110 使用的超声换能器 122 的超声发射面的宽度小于 10 倍信号波长 (在所述预定圆弧 124 所在平面测量), 以实现极短的焦距, 如 5mm 或更小。这意味着所述超声换能器 122 成像的区域实际上全部在远场区域, 如图 2 所示。以前配置单定焦换能器的机械扫描超声成像仪器中, 由于远场区域的大波束宽度, 如此短焦距的操作将导致低角度分辨率。相反地, 更大的换能器孔径可能实现远场区域的较小波束宽度, 较长的焦距可能使很多目标区域位于近场区域, 从而导致严重变形。

[0076] 然而, 如下文详细所述, 优选地, 图 1 所示的处理单元 180 用于, 通过聚焦位置 / 方位数据和回波数据来生成目标区域的超声图像, 其中将所述位置 / 方位数据和回波数据看作由沿所述预定圆弧 124 的大得多的元件阵列产生的数据。以这种方式, 实现目标区域的始终高角度分辨率而没有显著的近场变形。

[0077] 图 4 为图 1 中超声成像仪器 100 的电子元件的示意图。

[0078] 在图 4 中, 所示处理单元 180 包含接口 180a, 如 USB 接口, 用来连接所述超声探针 110 的电缆 112。

[0079] 所述超声探针 110 的电子电路可以看作分为四个功能模块: 超声换能器 122; 传输单元; 回波数据获取单元; 和位置 / 方位数据单元。所述超声探针 110 的电子电路优选地封装在图 2 所示的头部 120 中。

[0080] 所述超声换能器 122 优选地包含单压电换能器元件, 优选为 PZT (锆钛酸铅) 制成。如上所述, 优选地, 所述单电压换能器元件宽度小, 从而使得所述超声换能器 122 发射的超声能量将通常位于远场区域中与目标区域 105c 对应的深度。获取高分辨率超声图像的聚焦操作优选地由处理单元 180 中软件来执行 (参见下文)。

[0081] 传输单元优选地包含微处理器 150、传输脉冲发生器 152 及双工器电路 154。

[0082] 回波数据获取单元优选地包含微处理器 150、双工器 154、低噪声放大器 156、带通滤波器 158 以及模拟数字转换器 160。

[0083] 位置 / 方位数据单元优选地包含微处理器 150 和回转式编码器 170。

[0084] 在使用中, 优选地, 对表面 105 上的目标区域应用流体, 来在所述超声换能器 122 与所述表面上的目标区域之间创建一个声阻抗匹配层, 其中, 优选地, 所述外壳与所述表面相连, 以保持所述外壳相对于所述表面大体上静止。

[0085] 下一步, 所述头部 120 相对于所述外壳 130 是可旋转的, 以令所述超声换能器沿所述预定圆弧 124 移动, 其中, 优选地, 基于由所述回转式编码器 170 产生的代表所述头部 120 相对于所述外壳 130 旋转角度的信号, 所述微处理器 150 在预定圆弧 124 上的多个预定位置中的每一个位置均启动收集周期。

[0086] 在每个收集周期启动时, 优选地, 所述微处理器 150 控制所述传输脉冲发生器 152, 以通过双工器电路传输电脉冲至所述超声换能器 122。该电脉冲使所述超声换能器从其超声发射面以脉冲形式发射超声能量, 例如持续 1 微秒或更短。

[0087] 随后, 优选地, 由于压电效应, 所述超声换能器 122 产生模拟(电压)信号, 该信号表示所述超声换能器接收的反射超声能量在。该模拟信号优选地经过双工器电路 154, 并且在此处优选地由所述低噪声放大器 156 放大。

[0088] 下一步, 所述带通滤波器 158 优选地将频段下限以下(如 3.6MHz)以及频段上限以上(如 4.8MHz)且模拟信号的通过频率位于上述阈值之间的模拟信号的频率减弱。

[0089] 优选地, 带通滤波模拟由所述模拟数字转换器 160 以小于采用带通采样技术的带通滤波模拟信号的带宽的两倍的采样率来转换为数字信号。然后, 所述微处理器 150 产生代表所述超声换能器 122 所接收的基于数字信号的反射超声能量的回波信号。

[0090] 所述回转式编码器 170 可以是光学编码器, 例如 0.25° 角度分辨率的低成本光学编码器。所述回转式编码器 170 产生代表所述头部 120 相对于所述外壳 130 旋转角度的信号。所述微处理器 150 可用于, 基于该信号, 生成代表每个收集周期内所述超声换能器 122 在所述表面 105 的第一侧面 105a 上的位置和方位的位置 / 方位数据。完成沿所述预定圆弧 124 的行程后, 所述位置 / 方位数据和回波数据优选地通过电缆 122 传输以由所述处理单元 180 获取。所述处理单元 180 优选地通过完成预定圆弧 124 所获取的位置 / 方位数据和回波数据形成目标区域的 B 超图像(2D)。为了将所述回波数据连贯地聚焦到目标区域上的一个特定点上, 所述处理单元可以连贯地对该特定点对应的回波数据进行求和, 所述回波数据从沿穿过该特定点的预定圆弧上的每个换能器位置点获得。因此, 所述处理单元优选地计算哪些换能器位置点将包含在求和中, 对每个被包含的回波数据应用适当的时间延迟和 / 或相移, 然后对每个经过时间延迟的和 / 或相移的回波数据求和。上述过程优选地在整个目标区域中的多个点上重复。

[0091] 传统地, “合成阵列”技术采用沿直线轨迹而不是沿圆弧 124 (如上述仪器)获取的信号。因此, 为了实现聚焦, 需要改进标准的“合成阵列”技术。所述超声换能器 122 优选为沿预定圆弧 124 移动的原因在于, 这使得待声能穿透区域大而移动幅度相对小(虽然图像质量有适当损失)。

[0092] 优选地, 由于所述超声换能器 122 沿所述预定圆弧 124 来回重复移动, 所述处理单元 180 优选地生成所述目标区域 105c 的多个超声图像, 其中每个超声图像根据位置 / 方位数据和回波数据生成, 其中所述位置 / 方位数据和回波数据分别由所述超声换能器 122 沿所述预定圆弧 124 的行程获取, 并且优选地与所述超声换能器 122 沿所述预定圆弧 124 的

移动方向无关。

[0093] 因此,通过沿所述预定圆弧来回地人工移动所述超声换能器 122,每秒钟可以生成数个超声图像,这意味着对目标区域内的结构进行近似实时观察是可能的。

[0094] 一般而言,上述讨论可以看作是对本申请技术方案的优选实施例的描述,本申请可以提供包含配置有积分电子的手动扫描单超声换能器头的低成本超声成像仪器,所述仪器可以与任何标准 windows PC 连接,例如通过 USB2 或以后版本的接口。优选地,随着所述超声换能器在旋转机构所限定的预定圆弧上手动扫描皮肤(如图 2 所示),来自连续传输超声脉冲的回波数据与脉冲传输的每个位置的角注册数据一起被传输至 PC。完成一次完整扫描后,所述 PC 程序将所述信号数据视为来自凸面超声阵列,并对被声能穿透的目标区域的每个点的回波数据进行连贯地聚焦,来生成超声图像。图 5 是一系列的超声图像,将商用超声成像仪器生成的超声图像与图 1 中超声成像仪器生成的超声图像应用到相同的体模目标装置上进行对比。

[0095] 在图 5 中,标签(i)所示的超声图像由售价在£50,000-£100,000(2012 年价格)的商用超声成像仪器生成,标签(ii)的超声图像由图 1 中的超声成像仪器生成。更具体地:

图 5(a)(i)、(ii) 所示为展示脑室的头部横截面;

图 5(b)(i)、(ii) 所示为脸部和头部的轮廓;

图 5(c)(i)、(ii) 所示为分辨率/对比度体模(肝组织)。

[0096] 图 5(ii) 的超声图像表明,根据本发明上述原理构建的超声成像仪器 100,可以生产可用的超声图像,而使用组件的花费只有商用超声成像仪器花费的一小部分。

[0097] 在本说明书和权利要求中,术语“包含”和“包括”、“含有”及其变形都是指包括指定特征、步骤或整数。这些术语不应解释为排除本申请中的其它可能特征、步骤或整体。

[0098] 在上文说明、下文权利要求书或附图中所公开的特征,无论是在特定产品中、用于执行所公开的功能的方法中或在用于获得所公开的结果的方法或过程中所表述的特征,在适当的情况下,均可以单独或以任意组合地用于将本申请的发明实现为多种产物。

[0099] 虽然本发明的描述引用了示范性实施例,但本领域技术人员而言阅读本公开时,能够得到多种显而易见的等同改进形式和变形。相应地,本发明的上述示范性实施例应看作是举例说明,而不具有限制性。可以在不脱离本发明的范围的前提下,对所述实施例进行各种变化。

[0100] 上文中提及的所有参考文献均以引用方式并入本申请。

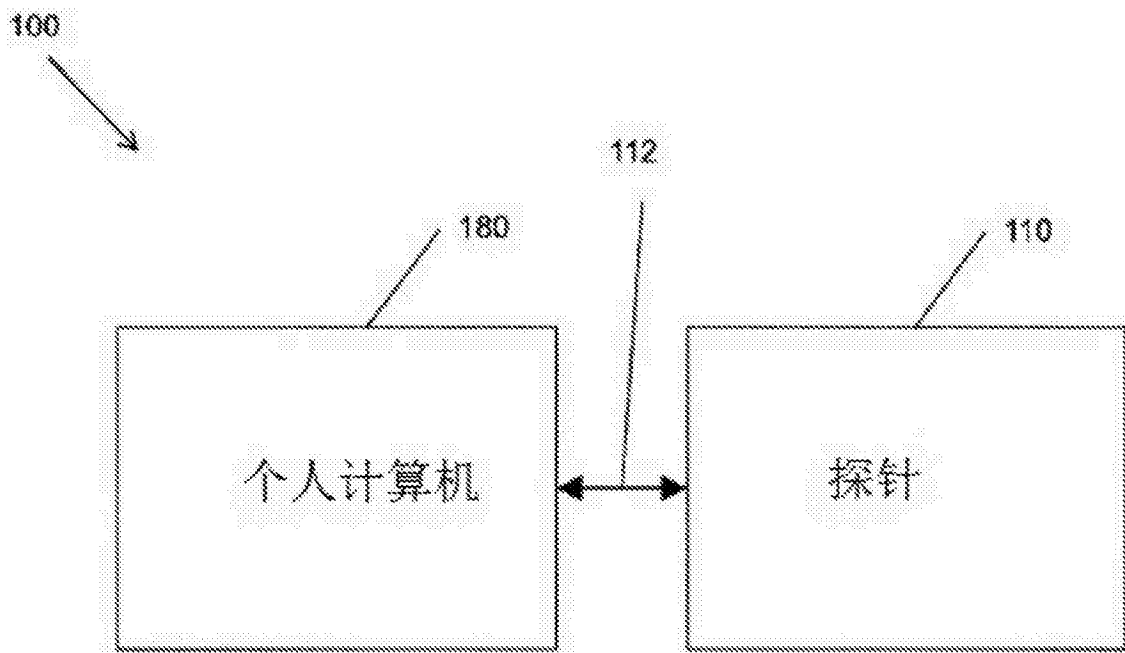


图 1

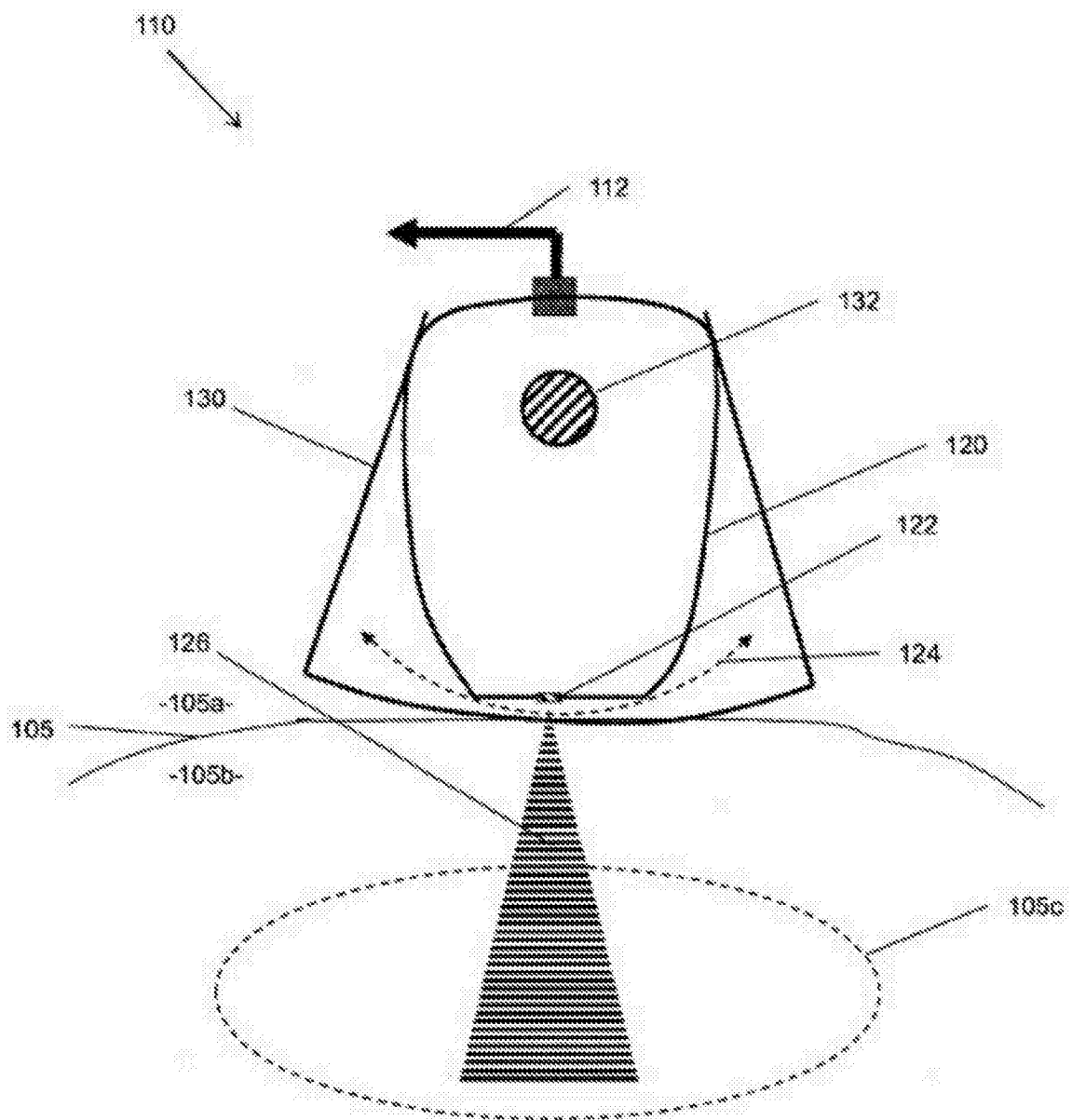


图 2

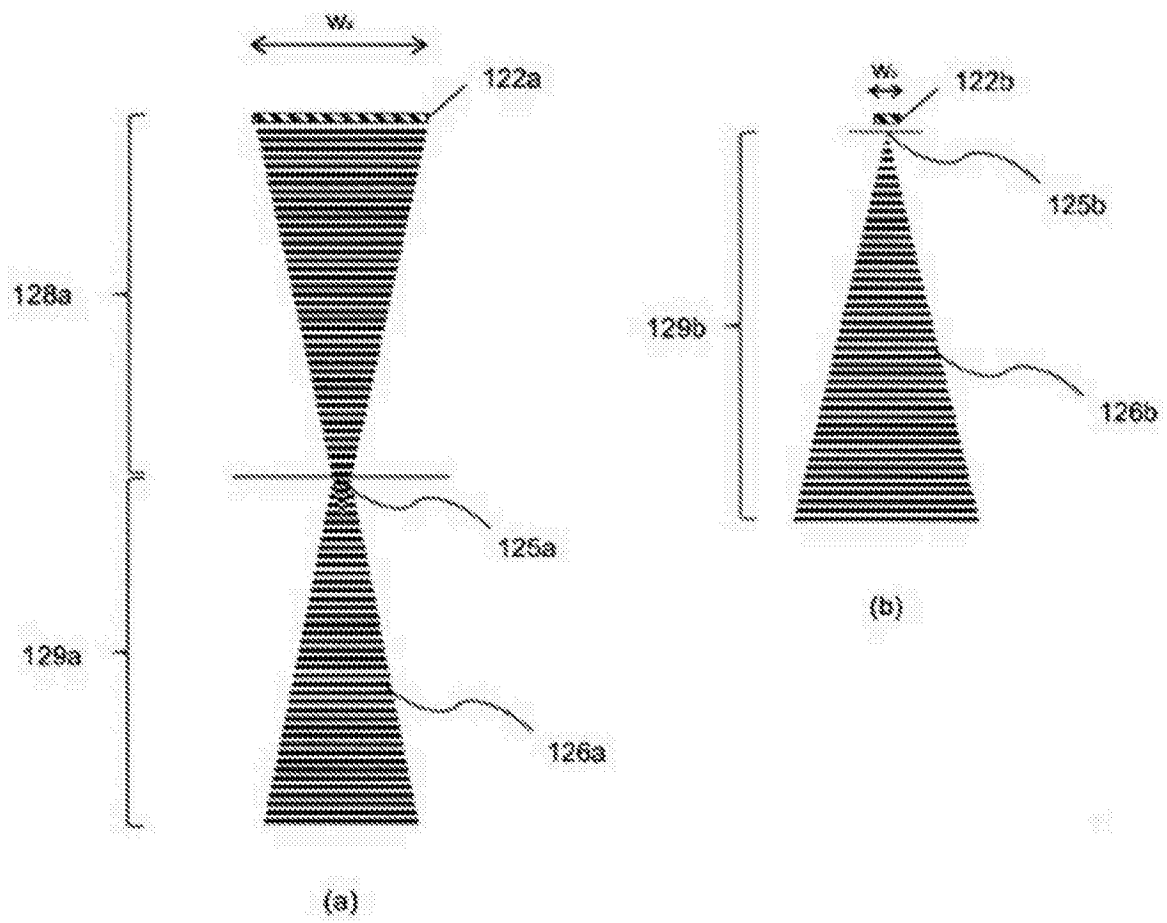


图 3

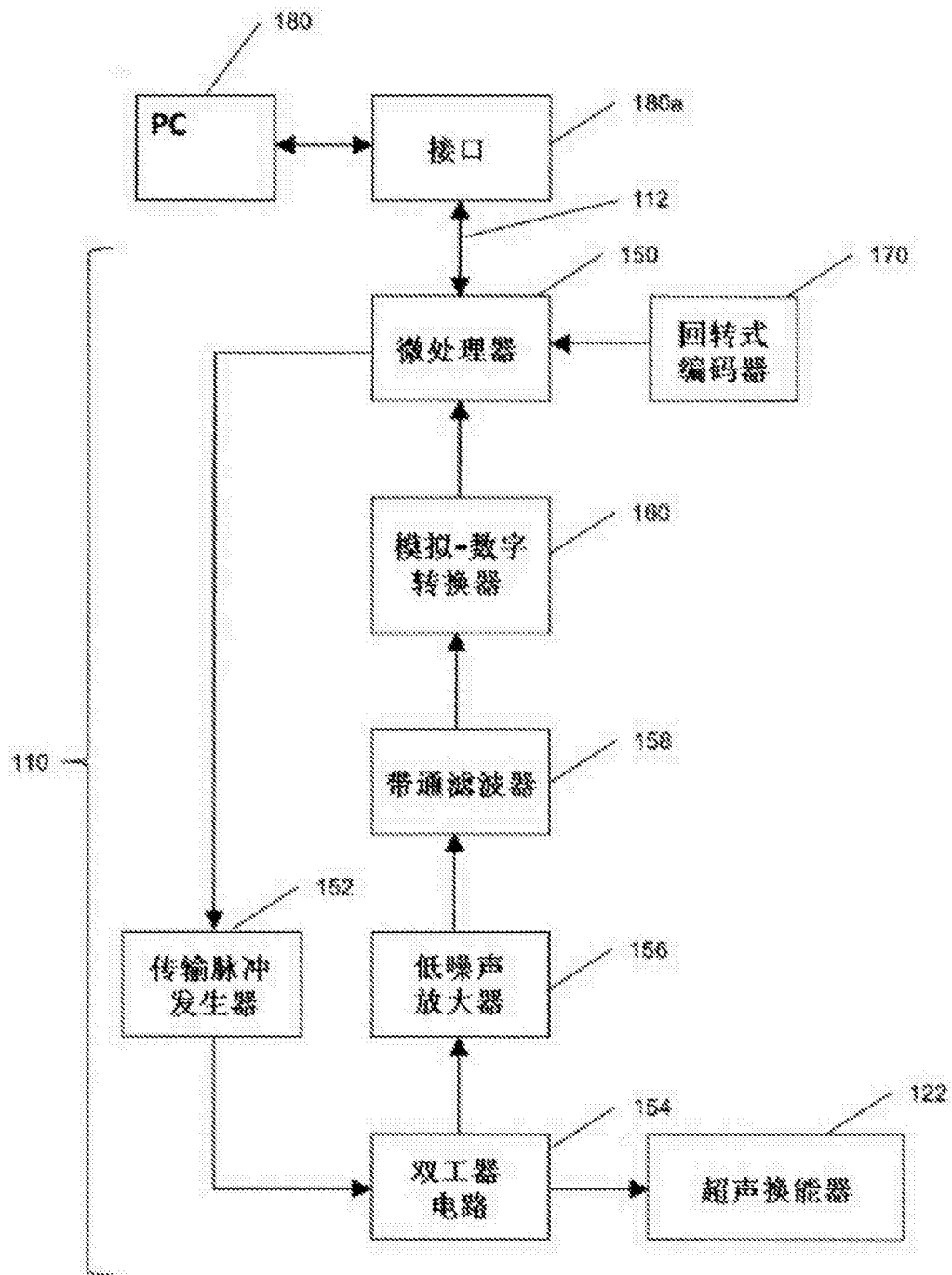


图 4

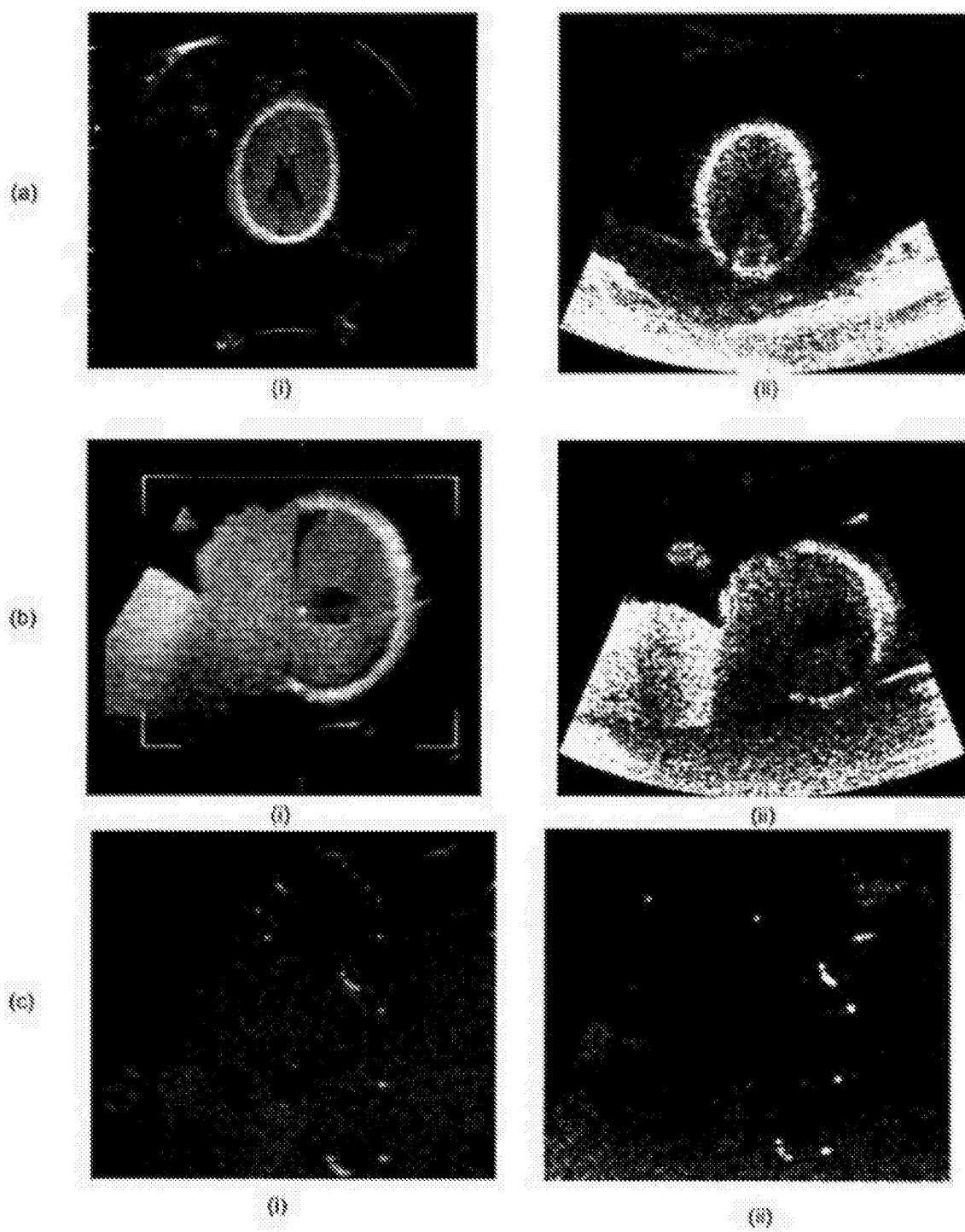


图 5

|                |                                                                                                             |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声成像仪器                                                                                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN105407810A</a>                                                                                | 公开(公告)日 | 2016-03-16 |
| 申请号            | CN201480026338.2                                                                                            | 申请日     | 2014-03-11 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 纽卡斯尔大学                                                                                                      |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 纽卡斯尔大学                                                                                                      |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 纽卡斯尔大学                                                                                                      |         |            |
| [标]发明人         | 杰弗里艾伦尼沙姆<br>大卫詹姆斯格拉哈姆                                                                                       |         |            |
| 发明人            | 杰弗里-艾伦·尼沙姆<br>大卫-詹姆斯·格拉哈姆                                                                                   |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/13 A61B8/14 A61B8/00                                                                                  |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/5207 A61B5/725 A61B8/14 A61B8/42 A61B8/4209 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/4411<br>A61B8/4461 A61B8/4483 |         |            |
| 代理人(译)         | 何冲<br>黎艳                                                                                                    |         |            |
| 优先权            | 2013004498 2013-03-13 GB                                                                                    |         |            |
| 其他公开文献         | CN105407810B                                                                                                |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                              |         |            |

#### 摘要(译)

超声成像仪器，包含处理单元，所述处理单元用于：通过将代表每个收集周期内超声换能器在表面的第一侧面上的位置和/方位的位置和/或方位数据，应用到代表每个收集周期内超声换能器接收的反射超声能量的回波数据上，将回波数据连贯地聚焦在分布于目标区域内的多个点上，从而生成目标区域的超声图像。

