



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102348415 A

(43) 申请公布日 2012. 02. 08

(21) 申请号 201080011531. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 01. 15

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/145, 710 2009. 01. 19 US

61/153, 250 2009. 02. 17 US

12/625, 885 2009. 11. 25 US

12/625, 875 2009. 11. 25 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 09. 13

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/021279 2010. 01. 15

(87) PCT申请的公布数据

W02010/083468 EN 2010. 07. 22

(71) 申请人 超声医疗设备公司

地址 美国密歇根州

(72) 发明人 詹姆斯·汉密尔顿

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理

有限公司 11262

代理人 周靖 郑霞

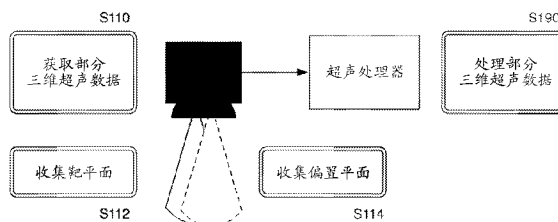
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 19 页

(54) 发明名称

用于获取和处理部分三维超声数据的系统和
方法

(57) 摘要

用于获取和处理三维超声数据的方法包括获取部分三维超声数据。部分三维超声数据包括通过收集超声靶平面和收集至少一个超声偏置平面来收集的部分三维超声数据帧。该方法还包括处理部分三维超声数据。



1. 一种用于获取和处理三维超声数据的方法,包括:
获取包括部分三维超声数据帧的部分三维超声数据,其中部分三维超声数据帧通过以下操作来收集:
收集超声靶平面;以及
收集至少一个超声偏置平面;以及
处理所述部分三维超声数据。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述偏置平面实质上平行于所述靶平面并且从所述靶平面位移一段设定的距离,并且所述靶平面和所述至少一个偏置平面配合地组合以形成三维体积图像。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中获取包括部分三维超声数据帧的部分三维超声数据还包括:
将第一传输波束信号与第二传输波束信号多路复用;
传输被多路复用的传输波束信号;
接收相应于所述第一传输波束信号的至少一个接收波束和相应于所述第二传输波束信号的至少一个接收波束;以及
解复用所接收的波束。
4. 根据权利要求3所述的方法,还包括使用实质上的正交的代码来调制所述传输波束信号。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中获取包括部分三维超声数据帧的超声数据还包括:
以高速率收集全超声数据帧的局部子集;
从所收集的超声数据计算所述局部子集的目标运动;以及
组合所述局部子集的目标运动信息来以较低的速率形成全帧图像。
6. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
设定帧集间数据速率;
设定帧集内数据速率;
从所获取的部分三维超声数据选择帧来以帧集间数据速率和帧集内数据速率形成多个帧集;以及
其中处理超声数据是对所述帧集进行的。
7. 根据权利要求1所述的方法,还包括从所获取的部分三维超声数据计算目标运动。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中计算目标运动还包括:
从第一超声数据帧和第二超声数据帧计算至少一个第一阶段位移估计;以及
从所述第一超声数据帧、所述第二超声数据帧和所述第一阶段位移估计计算至少一个第二阶段位移估计。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中第一阶段位移估计是比所述第二阶段位移估计更低分辨率的位移估计。
10. 根据权利要求8所述的方法,其中第一阶段位移估计是比所述第二阶段位移估计更低精确度的估计。
11. 根据权利要求7所述的方法,还包括基于所计算的目标运动来修改系统参数。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,其中修改系统参数包括基于目标运动来修改数据生成的参数。

13. 根据权利要求 12 所述的方法,其中修改数据生成的参数包括调整正在获取所述部分三维超声数据的超声获取设备的操作。

14. 根据权利要求 12 所述的方法,其中修改数据生成的参数包括修改数据形成的参数以及在处理所述超声数据之前形成所述部分三维超声数据。

15. 根据权利要求 11 所述的方法,其中修改系统参数包括基于目标运动来修改处理参数。

16. 根据权利要求 15 所述的方法,还包括计算数据质量度量;其中对处理参数的修改此外基于所述数据质量度量。

17. 根据权利要求 16 所述的方法,其中处理部分三维超声数据包括形成超声图像,再采样所述超声图像以及进行时间处理。

18. 根据权利要求 12 所述的方法,其中修改系统参数此外包括基于目标运动来修改处理参数。

19. 根据权利要求 18 所述的方法,还包括:

通过执行快速获取数据的技术的一种技术来获取部分三维超声数据;

设定帧集间数据速率;

从所获取的部分三维超声数据选择帧来以帧集间数据速率形成多个帧集;

其中处理超声数据是对所述帧集进行的;以及

其中计算目标运动包括:

从第一超声数据帧和第二超声数据帧计算至少一个第一阶段位移估计;以及

从所述第一超声数据帧、所述第二超声数据帧和所述第一阶段位移估计计算至少一个第二阶段位移估计。

20. 一种用于获取和处理三维超声数据的系统,包括:

部分三维获取系统,其收集靶数据平面和偏置数据平面,以形成部分三维超声数据帧;

运动测量单元;以及

超声处理器。

21. 根据权利要求 20 所述的系统,还包括系统参数修改器,所述系统参数修改器使用所述运动测量单元的输出来调整所述系统的设置。

用于获取和处理部分三维超声数据的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请是以下在先申请号的继续申请：于 2009 年 11 月 25 日提交的且名称为“Method and System for Acquiring and Transforming Ultrasound Data”的美国专利序列号 12/625,875 以及于 2009 年 11 月 25 日提交的且名称为“Dynamic Ultrasound Processing Using Object Motion Calculation”的美国专利序列号 12/625,885,二者都通过引用被全部并入。

[0003] 本申请还要求于 2009 年 1 月 19 日提交的且名称为“Dynamic Ultrasound Acquisition and Processing Using Object Motion Calculation”的美国临时申请序列号 61/145,710 以及于 2009 年 2 月 17 日提交的且名称为“System and Method for Tissue Motion Measurement Using 3D Ultrasound”的美国临时申请序列号 61/153,250 的利益,二者都通过引用被全部并入。

[0004] 本申请涉及以下申请：(1) 于 2007 年 7 月 20 日提交的且名称为“Method of Tracking Speckle Displacement Between Two Images”的美国专利序列号 11/781,212, (2) 于 2007 年 7 月 20 日提交的且名称为“Method of Modifying Data Acquisition Parameters of an Ultrasound Device”的美国专利序列号 11/781,217, (3) 于 2007 年 7 月 20 日提交的且名称为“Method of Processing Spatial-Temporal Data Processing”的美国专利序列号 11/781,223, 以及 (4) 于 2009 年 9 月 23 日提交的且名称为“System and Method for Flexible Rate Processing of Ultrasound Data”的美国专利序列号 12/565,662, 这些申请都通过引用被全部并入。

[0005] 有关联邦资助的研究或开发的声明

[0006] 本发明由来自美国国家心肺和血液研究所 (the National Heart, Lung, and Blood Institute) 的资金 (#5R44HL071379) 资助, 并且美国政府因此可以拥有本发明的某些权利。

技术领域

[0007] 本发明大体上涉及医学超声领域, 并且更具体地涉及用于在超声数据获取和处理领域中获取和处理三维超声的新的和有用的方法和系统。

[0008] 附图的简要说明

[0009] 图 1 是本发明的优选的实施方案的示意图；

[0010] 图 2A 和 2B 是优选的实施方案的的方法的变化形式的示意图；

[0011] 图 3 是优选的实施方案的的方法的变化形式的流程图, 该方法包括使用编码传输信号的快速获取的变化形式；

[0012] 图 4 和 5 是用于优选的快速获取方法的编码传输信号的图形表示；

[0013] 图 6 是优选的实施方案的的方法的变化形式的流程图, 该方法包括使用局部子集获取的快速获取过程的变化形式；

[0014] 图 7 是用于优选的快速获取方法的局部子集获取的图形表示；

[0015] 图 8 是优选的实施方案的方法的变化形式的流程图,该方法包括帧选择的变化形式;

[0016] 图 9A 和 9B 是帧选择的图形表示;

[0017] 图 10A 和 10B 是包括多阶段散斑跟踪的优选方法的变化形式的流程图;

[0018] 图 11 是用于距离估计的多阶段散斑跟踪的图形表示;

[0019] 图 12 是优选的动态获取方法的示意图;

[0020] 图 13 是优选的动态获取方法的详细示意图;

[0021] 图 14A 和 14B 是优选的动态处理方法的示意图;

[0022] 图 15A-15C 是优选的动态处理方法的变化形式的详细示意图;以及

[0023] 图 16 是本发明的优选的实施方案的示意图。

[0024] 优选实施方案的描述

[0025] 以下的对本发明的优选实施方案的描述并不是用来将本发明限制于这些优选的实施方案,而更确切地是使本领域的任何技术人员能够实现和使用本发明。

[0026] 1. 用于获取和处理部分三维超声的方法

[0027] 如图 1 中所示的,优选实施方案的用于获取和处理部分三维超声的方法包括获取部分三维超声数据 (S110) (其优选地包括扫描靶平面的子步骤 S112 和扫描至少一个偏置平面的子步骤 S114) 以及处理与部分三维超声数据相关的超声数据 (S190)。该方法起作用来获取数据的部分三维体积,由于部分三维数据的减小的体积尺寸,数据的部分三维体积实质上比普通三维数据更容易处理。此外,该方法优选地包括从所收集的超声数据计算目标运动 (S150)。数据的部分三维体积优选地实现普通三维超声的三维运动跟踪益处,但是在二维平面中被测量。作为另一附加部分,优选的方法可以包括基于目标运动来修改系统参数 (S170),如图 2A 中所示的。参数可以包括数据生成参数 S171 (即动态获取) 和 / 或处理参数 S181 (即动态处理),如图 2B 中所示的。多种另外的可选形式可以被应用于该方法,例如多阶段散斑跟踪、使用编码传输信号的数据的快速获取、使用帧子集获取的数据的快速获取、帧选择、和 / 或可以用于部分三维数据的任何合适的过程,如图 2B 中所示的。优选实施方案的变化形式还可以按任何合适的顺序、组合或排列使用。

[0028] 包括获取部分三维超声数据的步骤 S110 起作用来生成数据的部分三维体积。部分三维超声数据集优选地主要由部分三维超声数据帧 (即图像) 组成。三维超声数据帧优选地限定所扫描的体积。步骤 S110 优选地包括扫描靶平面的子步骤 S112 和扫描至少一个偏置平面的子步骤 S114。优选地,与靶平面和偏置平面相关联的数据被组合以形成部分三维超声数据帧。此外,多个偏置平面可以被获取以形成更详细的三维数据。可选地,任何合适的方法可以被用于获取部分三维体积。时间部分三维超声数据优选地被获取以测量运动。两个或更多个部分三维数据帧优选地被用于测量帧之间的运动。步骤 S110 优选地包括收集数据和准备数据的子步骤。收集数据的步骤起作用来例如从超声换能器或存储原始超声数据的设备收集原始超声数据。原始超声数据可以由原始超声数据的实数的或复数的、经解调的或频移的 (例如基带数据) 或任何合适的表示来表示。准备数据起作用来进行预先处理,以将原始数据转换为合适的形式,例如亮度模式 (B 模式)、运动模式 (M 模式)、多普勒或超声数据的任何其他合适的形式。此外,准备数据优选地包括从靶平面和偏置平面的扫描形成部分三维超声帧。所获取的数据可以可选地作为原始超声数据留下,或所获取

的数据可以可选地以准备好的数据格式从外部设备收集。此外,预波束形成的或后波束形成的数据可以被获取。所获取的数据优选地来自超声设备,但是可以可选地是对运动敏感的任何合适的的数据获取系统。所获取的数据可以可选地由中间设备例如数据存储单元(例如硬盘驱动器)、数据缓冲器或任何合适的设备提供。所获取的部分三维超声还可以作为处理数据和控制数据被输出。处理数据优选地是将在步骤 S190 中被处理的数据。控制数据可以在步骤 S150 中用于运动计算并且用于系统参数修改。处理数据和控制数据优选地以相同的格式,但是可以可选地以上文描述的变化形式。

[0029] 包括扫描靶平面的子步骤 S112 起作用来获取所关注的材料(组织)的数据图像。靶平面的扫描优选地被超声换能器执行,但是可以使用任何合适的设备。数据图像优选地是沿着靶平面(超声波束被检查的平面)搜集的二维图像,或可选地,一维数据、三维数据或任何合适的的数据可以被获取。

[0030] 包括扫描偏置平面的子步骤 S114 起作用来获取平行于靶平面并且从靶平面偏置的材料的数据图像。偏置平面优选地实质上平行于靶平面并且被定位在靶平面的前方或后方,优选地分隔开预定的距离。偏置平面的扫描也以与靶平面实质上相似的方法被执行,但是可选地,可以使用不同的超声换能器、波束形状、平面的方位和/或图像类型。

[0031] 包括计算目标运动的步骤 S150 起作用来分析所获取的数据以探测组织运动、探针运动和/或影响所获取的数据的任何其他运动。目标运动优选地包括影响所获取的数据的任何运动,例如组织运动、组织变形、探针运动和/或任何合适的运动。所测量的运动可以是组织速度、位移、加速度、应变、应变率或探针、组织运动或组织变形的任何合适的特征的测量。目标运动优选地使用原始超声数据来计算,但是可以可选地使用超声数据的任何合适的形式。在不同的时间获取的至少两个数据帧(例如数据图像或体积)优选地用于计算一维、二维或三维运动。散斑跟踪优选地被使用,但是可选地,可以使用多普勒处理、块匹配、交叉相关处理、横向波束调制(lateral beam modulation)和/或任何合适的方法。此外运动测量可以使用组织运动的模型来改进和改善。此外运动测量可以使用组织运动的模型来改进和改善。目标运动(或运动数据)优选地在步骤 S170 中的处理参数的修改中被用作参数输入,但是可以可选地或额外地被直接地用在处理步骤 S190 中。

[0032] 散斑跟踪是通过跟踪作为从被扫描的目标的超声干涉和反射的结果的超声散斑的核心(部分)的位置来实现的运动跟踪方法。超声散斑的图样在小的运动上非常相似,这允许跟踪散斑核心随时间推移在搜索窗(或区域)内的运动。搜索窗优选地是核心被预期在其内找到的窗,假定有正常的组织运动。优选地,搜索窗还取决于超声数据的帧率。较小的搜索窗可以按较快的帧率使用,假定有相同的组织速度。核心的尺寸影响运动测量的分辨率。例如,较小的核心将导致较高的分辨率。来自散斑跟踪的运动可以使用各种算法例如绝对差和(SAD)或标准化交叉相关来计算。

[0033] 包括处理部分三维超声数据的步骤 S190 起作用来转换所获取的数据以用于超声成像、分析或任何其他合适的目的。处理的步骤优选地帮助图像特征的探测、测量和/或可视化。在超声数据的处理完成之后,方法优选地继续进行以输出经处理的数据(即所转换的数据)(S198)。所输出的数据可以被用于任何合适的操作,例如被存储、显示、传递到另一个设备或任何合适的用途。处理的步骤可以是任何合适的处理任务,例如空间或时间滤波(例如用于多普勒成像和彩色血流成像的壁滤波)、求和、加权、排序、分类、再采样或其

他过程,并且可以为了任何合适的应用而被设计。优选地,步骤 S190 使用在步骤 S110 中获取的部分三维超声数据并且还可以使用任何在步骤 S170 中修改的参数,如下文描述的。作为实例,目标运动数据(在步骤 S150 中被计算的)可以被用于自动地识别或区分开目标特征,例如血液和组织。根据情况,速度、应变或应变率计算或任何合适的计算可以在步骤 S190 中被优化以仅以所关注的目标特征为目标。例如,应变计算可以忽略与血液相关联的超声数据,作为提高组织变形测量的精确度的方式。处理数据可以是原始超声数据(例如 RF 数据)或其他合适的形式的数据,例如被转换为合适的形式(即预处理)的原始数据。处理优选地在数据正在被获取时实时地对超声数据执行,但是可以可选地离线地或远程地对所保存或缓冲的数据执行。如图 14B 中所示的,部分三维超声数据的处理优选地包括以下子步骤:形成超声图像(S192),再采样超声图像(S194),并且进行时间处理(S196)。S190 的处理步骤可以优选地以任何合适的顺序进行,并且子步骤 S192、S194 和 S196 可以全部或部分地以任何合适的组合进行。

[0034] 包括形成超声图像的步骤 S192 起作用来从在步骤 S110 中获取的部分三维超声数据输出超声图像。来自步骤 S110 的部分三维超声数据优选地被转换为用于处理操作的格式。本步骤是可选的,并且例如在处理步骤基于原始超声数据的情况下不是必需的。超声图像优选地是超声数据或来源于超声信号的数据——包括原始超声数据(即射频(RF)数据图像)、B 模式图像(来自原始超声数据的幅值或包络探测的图像)、彩色多普勒图像、功率多普勒图像、组织运动图像(例如速度和位移)、组织变形图像(例如应变和应变率)或任何合适的图像——的任何空间表示。

[0035] 包括超声图像的再采样的步骤 S194 起作用来将基于运动数据的处理参数应用于超声数据的处理。再采样优选地是在空间上聚焦的,时间处理在步骤 S196 中发生,但是步骤 S194 和步骤 S196 可以可选地在实质上同一个步骤中实现。超声图像改善可以使用运动数据作为用于图像处理操作的滤波器来作出。例如,运动数据可以被用于识别具有高组织速度的区域,并且应用图像校正(锐化或聚焦)来解释图像中的由运动导致的失真。另外地或可选地,超声图像的再采样可以包括使用帧之间的空间转换的测量在空间上映射数据,以将数据映射到公共栅格。在空间上映射数据优选地包括通过将图像帧适应性地转换至公共空间基准帧来移动和另外地扭曲图像。这优选地与步骤 S196 的时间处理配合地使用以实现运动补偿的帧平均。

[0036] 包括进行时间处理的步骤 S196 起作用来应用连续的超声数据图像的基于时间的处理。时间处理优选地描述帧到帧(即时间序列)处理。此外,进行时间处理的步骤可以根据被目标运动计算控制的参数来执行。时间处理可以包括时间积分、加权求和(有限脉冲响应(FIR)滤波)以及帧群成员使用之前的时间处理输出的加权求和(无限脉冲响应(IR)滤波)。帧平均的简单的方法由具有对于每个帧的恒定的加权的 FIR 滤波器描述。帧平均或持续性可以被用于抑制噪声。帧平均一般在假定没有运动的情况下进行。时间处理可以另外地利用在步骤 S194 中进行的的数据的空间映射,以增强帧平均。例如,使用以每秒 20 帧(即 50ms 帧内时间)获取数据的系统以及具有 100ms 的目标稳定时间(即下层目标可以被考虑为是恒定的时间)的目标,仅两个帧可以被平均或处理而没有图像质量降级。使用帧之间的空间转换的测量,数据可以在时间处理之前被映射至公共栅格,以补偿目标运动,提供较大的时间处理窗并且最终从信噪比增加提供改进的图像质量。在本实施例中,假定在

探针和目标运动被除去时目标稳定时间增加 10 倍（至 1 秒）。现在，20 帧可以被平均而没有降级，将信噪比提高了大于 3 的倍数（假定白噪声）。

[0037] 2. 使用数据的快速获取——编码传输信号的变异方法

[0038] 如图 3 中所示的，优选实施方案的方法还可以用于数据的快速获取。数据的快速获取的技术可以通过多种变化形式实施。优选实施方案的编码传输信号变化形式包括以下的另外的步骤：多路复用与至少一个传输波束信号多路复用的第一传输波束信号 (S122)，传输被多路复用的传输波束信号 (S124)，接收相应于传输波束信号的至少一个接收波束 (S126)，以及将所接收的波束解复用成它们各自的信号 (S128)。快速获取的方法优选地被应用于由上文描述的方法收集的部分三维数据，但是快速获取的方法可以可选地被应用于全三维数据或任何合适的数据。优选实施方案的该变化形式起作用来并行化获取以产生较快的帧率，但是可以可选地用于任何合适的目的。快速获取步骤优选地是步骤 S110 的子步骤并且在步骤 S112 和 / 或 S114 中使用。然而，快速获取步骤可以可选地被使用来代替扫描靶平面和扫描偏置平面以获取数据的部分三维体积。

[0039] 包括多路复用与至少一个传输波束信号多路复用的第一传输波束信号的步骤 S122 起作用来多路复用所述传输波束。该步骤还可以优选地起作用来允许多个传输波束被同时传输。优选地，传输波束信号使用正交或实质上正交的代码调制。然而，传输波束信号可以使用任何合适的调制技术来多路复用。优选地，每个传输波束的脉冲被编码以唯一地识别它。

[0040] 包括传输被多路复用的传输波束信号的步骤 S124 起作用来传输来自超声系统的作为传输信号的被多路复用的波束。被多路复用的传输波束信号优选地以相似于规则的所传输的波束的方式传输，但是可选地多个超声换能器可以每个传输被多路复用的传输波束信号的一部分，或信号可以用任何适当的方式传输。

[0041] 包括接收相应于每个传输波束信号的至少一个接收波束的步骤 S126 起作用来探测在被多路复用的传输波束的所传输的超声脉冲传播时产生的超声回声。如图 4 中所示的，本发明的优选实施方案的这些技术通过同时收集多个区域中的信号增加了对于基于超声的组织跟踪的数据获取速率。在信号接收期间，所有接收波束优选被同时收集。可选地，接收波束可以被顺序地收集。

[0042] 包括多路分离所接收的波束的步骤 S128 起作用来分离被多路复用的所接收的波束。来自多个接收波束的信号的处理优选地使用编码方案并行地进行。所接收的波束信号优选地使用对传输代码特定的滤波器被多路传输、解码、解调、滤波或“分类”为它们各自的信号。解码滤波器优选地仅作用于它们各自的信号，丢弃其他信号，如图 5 中所示的。为了提高图像质量，代码优选地是正交的或几乎正交的。

[0043] 3. 使用数据的快速获取——帧子集获取的变异方法

[0044] 如图 6 中所示的，作为数据的快速获取的技术的另一种另外的或可选的变化形式，优选的方法包括以高速率收集全帧的局部子集 (S132)，在步骤 S150 中计算局部子集的目标运动，以及组合局部子集的目标运动信息（即跟踪结果）来以较低的速率形成全帧图像。该帧子集获取变化形式起作用来实现精确的组织（散斑）跟踪所必需的高帧率。如在图 7 中示例的，全帧的两个区域 A 和 B 被获取。波束组 A 和 B 被用于收集这些帧子集。波束的每个组以精确的组织跟踪所需要的速率被收集。图像的其他区域优选地以相似的方式被

收集。这些技术有时被用于血液的彩色流成像,其也需要高局部帧率以测量高速血流。根据每个波束的获取时间(例如图像深度)、组中的波束的数量以及局部帧率、来自多个组的波束可以被顺序地收集。例如,收集方案可以是:从组 1 收集波束 1、从组 2 收集波束 1、从组 1 收集波束 2、从组 2 收集波束 2 等。如上文指出的,帧子集获取的方法和编码传输信号的方法可以被组合。优选地,全帧的每个子集(部分)被获取,并且然后局部跟踪结果被组合来以较低的速率形成全帧图像。

[0045] 4. 使用帧选择的变异方法

[0046] 如图 8 中所示的,优选实施方案的方法还可以与帧选择一起使用。帧选择的步骤优选地包括以下子步骤:在步骤 S110 期间以数据获取速率捕获超声数据,设定帧集间数据速率(S142),选择帧以形成多个帧集(S146),以及在步骤 S190 期间以所控制的数据速率处理来自存储器的数据。本发明的优选的方法还可以包括设定帧集内数据速率的步骤 S144。帧选择的步骤起作用来允许高帧率数据速率(获取数据速率)根据第二数据速率(帧集间数据速率)被显示或处理。因为处理部分三维超声数据可以包括处理器密集的操作,所以帧选择优选地允许实时处理发生,同时维持高帧率数据,如图 9A 和 9B 中所示的。帧集优选地是以处理操作所必需的速率的帧的选择,并且帧集优选地根据帧集间数据速率被间隔开,使得显示或其他操作(具有不同的帧率要求)可以被充分执行。此外,处理优选地在原始超声数据或未被处理的超声数据上发生,但是可以可选地在被预处理的超声数据上发生。详细的分析、另外的处理、缓慢运动回放、快速运动回放和/或其他操作可以对超声数据执行,假定超声数据被存储在存储器中,同时仍然提供实时显示。虽然优选的方法集中于超声散斑跟踪,但是,在期望处理从获取速率或动态处理去耦合的情况下,它也可以被应用于其他超声成像模式。在一个实施例中,执行以每秒 100 帧需要数据并且以每秒 30 帧显示输出的处理任务,处理要求可以被减小至小于完全处理要求的三分之一而不牺牲结果的质量。

[0047] 在步骤 S110 期间,部分三维超声数据优选地以高至足以实现散斑跟踪的速率捕获。数据获取速率优选地确定在所收集的超声帧之间的时间,如由图 9B 中的 t_1 指示的。例如,与心脏扩张和收缩相关联的大形变率(即 $\sim 2\text{Hz}$ 的峰应变率)的精确的散斑跟踪需要优选地大于每秒 100 帧的帧率。该帧率是大于以每秒 30 帧的实时可视化所需要的帧率的约 3 倍。在大多数的情况下,精确的散斑跟踪所需要的帧率大于实时可视化速率所需要的帧率。大量组织运动的特征确定可视化速率,与超声与组织散射的相互作用相反,这确定散斑跟踪速率(也被称为帧集内速率)。数据获取速率可以根据技术限制或数据处理要求被设定为任何合适的速率。最大可视化速率被人类视觉感知限制为约每秒 30 帧。然而,更低的可视化速率可以是合适的,如由组织运动的细节(例如组织加速度)确定的。

[0048] 包括设定帧集间数据速率的步骤 S142 起作用来根据预先规定的速率从所获取的数据选择(或采样)包括帧集的帧。帧集间数据速率被定义为所处理的帧集之间的时间,如由图 9B 中的 t_2 指示的。在设定帧集间数据速率时,步骤 S142 优选地包括从所获取的部分三维超声数据选择帧以形成多个帧集(S146)。步骤 S146 起作用来形成用于处理的帧集。帧集优选地根据帧集间数据速率以及帧集的任何合适的参数被间隔开。帧集间数据速率优选地被设定为期望的输出数据速率,例如显示速率。帧集间数据速率小于或等于数据获取速率。帧集间数据速率优选地是数据获取速率的整数倍,但是以其他方式优选地独立于数

据获取速率。获取速率设定帧集间采样的最大速率。另外地或可选地，帧集的参数可以根据处理步骤 S190 的需要或任何合适的需要来设定。参数优选地是帧集间数据速率，但是可以可选地包括帧集内数据速率、帧的数量、帧集的数量、帧或帧集的定时（例如非线性间隔）、触发事件（从其他生理事件）、数据压缩、数据质量和 / 或帧集的任何合适的参数。在一个变化形式中，帧集间数据速率在获取期间（例如 S171 的一部分）优选地根据生理运动被动地调整，以更好地跟踪组织的相对运动（即在大组织运动和加速度的帧集之间的较短的时间，以及在小组织运动的帧集之间的较长的时间）。在图 9B 所示的实施例中，帧集速率（或输出产品速率）是获取速率的四分之一（1/4）。

[0049] 作为步骤 S190 的一部分，部分三维超声数据以所控制的数据速率从存储器被处理。可选地或另外地，部分超声数据的以所控制的数据速率的处理可以在目标运动的计算（S150）期间例如对散斑跟踪发生。处理优选地对帧的帧集单独地执行。帧集优选地根据帧集间数据速率被顺序地处理。所控制的数据速率优选地被理解为包括任何所设定的数据速率，控制向处理器传送的数据速率，例如以帧集间数据速率处理帧集，以帧集内数据速率处理帧集的帧，以及可选地，以产品数据速率输出数据。散斑跟踪优选地对两个或更多个帧的帧集执行。散斑跟踪优选地至少以对运动测量或可视化足够的速率（例如每秒 30 帧集）来处理帧集，但是更高的或更低的帧率可以可选地被用于其他应用和要求。例如，机器视觉算法可能需要较高的可视化数据速率。较低的可视化数据速率可以用于长期监测或事件探测。可选地，可以进行任何合适的处理操作，例如插值法。处理操作优选地需要比最终的期望输出数据速率高的帧率。数据优选地在数据的处理之后以产品速率被输出。产品速率优选地等于帧集间数据速率，但是可以可选地不同于帧集间数据速率，取决于处理操作。

[0050] 优选的方法还包括设定帧集内数据速率（S144），其起作用来调整帧集内的帧之间的时间，如由图 9B 中的 t_3 指示的。帧集的帧之间的时间被获取速率限制。然而，虽然帧集优选地包括一对被顺序地获取的帧，但是帧集可以可选地包括以数据获取速率获取的一对非顺序地获取的帧（即以数据获取速率获取的每隔一个帧）。获取速率设定帧集内采样的最大速率。然而，可以优选地根据生理运动使用可变的帧集内数据速率，以优化散斑跟踪性能（即具有迅速地变化的散斑的帧之间的较短的时间和具有缓慢地变化的散斑的帧之间的较长的时间）。可变的帧集内数据速率优选地在获取参数的修改（S171）期间被设定。帧集内采样数据速率优选地是数据获取速率的倍数，但是以其他方式优选地独立于数据获取速率。也在图 9B 所示的实施例中，帧集是一对被顺序地获取的帧，并且因此帧集的帧之间的时间是所获取的帧之间的时间，并且帧集内速率被确定为是数据获取速率。

[0051] 5. 使用多阶段散斑跟踪的变异方法

[0052] 此外，优选的实施方案的方法可以用于多阶段散斑跟踪，如图 10A 和 10B 中所示的。在优选实施方案的多阶段散斑跟踪变化形式中，计算目标运动的步骤 S150 包括跟踪第一图像和第二图像之间的散斑位移。该变化形式的步骤 S150 优选地包括以下子步骤：计算至少一个第一阶段位移估计（S152）以及使用第一阶段位移估计来计算至少一个第二阶段位移（S154）。步骤 S150 和步骤 S150 的子步骤优选地被应用于在上文描述的方法中收集的部分三维数据，但是步骤 S150 和步骤 S150 的子步骤可以可选地被应用于全三维数据或任何合适的数据。多阶段散斑跟踪起作用来减少用于图像交叉相关的计算或其他合适的运动计算。如图 10B 中所示的，过程分辨率位移估计（course resolution displacement

estimate) 优选地被用作第一阶段位移估计,并且更精细的分辨率位移估计优选地被用作第二阶段位移估计。如图 11 中所示的,多阶段散斑跟踪的多分辨率变化允许来自低分辨率图像的距离估计以引导高分辨率位移估计。与没有初始低分辨率估计的单个精细位移估计比较,这优选地减少目标运动计算的计算。

[0053] 包括计算至少一个第一阶段位移估计的步骤 S152 起作用来计算较低精确度的和/或较低分辨率的位移估计。优选地,第一阶段位移估计是来自超声成像的粗(低分辨率和/或精确度)位移估计。粗位移优选地通过交叉相关至少两个数据图像来计算,并且交叉相关函数的峰值优选地被用作粗位移估计。此外,数据图像的分辨率可以在估计过程之前被减小。然而,可以使用任何计算位移估计的方法,例如较不精确但是在计算上较廉价的位移算法。优选地,至少一个第一阶段位移估计被传送至步骤 S154。至少一个第一阶段位移估计可以可选地被传送至相继的第一阶段估计阶段以进行另外的第一阶段位移估计。每个相继的阶段估计阶段优选地具有比之前的估计阶段更精确和/或更精细的分辨率的结果(例如对于过程位移估计的更精细的分辨率)。在过程分辨率估计的情况下,每个粗估计阶段可以将数据图像分辨率初始地减小至优选地比之前的阶段更精细的分辨率。作为另一种附加形式,过程位移估计可以被向上取样以匹配后面的估计阶段的分辨率。在将第一阶段估计传送至步骤 S154 之前可以可选地使用任何合适的数量的第一阶段估计。

[0054] 包括使用第一阶段位移估计来计算至少一个第二位移的步骤 S154 起作用来使用第一阶段位移估计来计算更精确和/或更精细分辨率的位移。第一位移估计优选地被用作搜索偏置,以引导至少一个更精细的位移估计,与仅使用高精度和/或高分辨率阶段的处理相比提高了计算效率。来自步骤 S152 的第一阶段位移估计优选地确定交叉相关的原始图像的区域。优选地,第二阶段位移估计是使用步骤 S152 的粗分辨率位移估计的精细分辨率位移估计。精细分辨率位移优选地是交叉相关函数的峰值的位置。更优选地,精细分辨率位移处理优选地以整数像素精确度提供横向和轴向运动的估计。第二阶段位移可以可选地使用任何合适的方法来计算,例如使用第一阶段位移估计作为起始点来降低计算要求的更精确的(以及一般在计算上花费更多的)位移计算。

[0055] 优选实施方案的变化形式的另外的子步骤包括计算子像素位移估计步骤 S156,步骤 S156 起作用来进一步提高位移估计的精确度。优选地,对于子像素位移处理,仅需要相关函数的局部搜索区域。子像素位移计算优选地由拟合来自 S154 的相关函数以估计相关函数峰值的位置(即子像素滞后)的参量模型实现,或者如果复杂的图像帧被用作输入则通过交叉相关函数阶段的零交叉来实现。然而,子像素位移计算可以由任何合适的方法或设备实现。

[0056] 6. 使用动态获取的变异方法

[0057] 如图 12 中所示的,优选实施方案的方法还可以被用于数据的动态获取,作为修改系统参数(S170)的可能的变化形式。优选实施方案的动态获取变化形式包括基于目标运动来修改数据生成的参数的步骤 S171。该变化形式起作用来通过基于目标运动调整数据生成过程而实时地对改进的超声数据输出优化超声数据获取。所计算的目标运动被包括在数据获取系统的反馈环路中,以优化数据获取过程。

[0058] 包括修改数据生成的参数的步骤 S171 起作用来改变用于处理的超声数据的收集和/或组织。修改数据生成的参数优选地改变数据获取的输入和/或输出。步骤 S171 可

以包括多个子步骤。如图 13 中所示的,设备的收集超声数据的操作可以被改变,如在步骤 S172 中的,和 / 或所获取的数据可以在处理之前被改变,如在步骤 S176 和 S178 中的。

[0059] 包括调整超声获取设备的操作的步骤 S172 起作用来基于目标运动数据调整超声获取设备的设置。超声数据获取设备的控制输入优选地根据使用目标运动计算的参数来改变。数据获取的可能被修改的参数优选地包括发送和接收波束位置、波束形状、超声脉冲波形,频率、点火速度和 / 或超声设备的任何合适的参数。此外,超声设备的修改可以包括修改靶平面的扫描和 / 或偏置平面的扫描。此外,偏置距离、偏置平面的数量或部分三维超声数据获取的任何合适的参数可以被修改。步骤 S172 可以另外地或可选地修改获取超声数据的任何变化形式——例如使用编码传输信号的快速数据获取、使用子集获取的快速数据获取、帧选择、多阶段获取和 / 或任何合适的变化形式——的参数。作为可能的修改的实例,之前的跟踪结果可以指示在图像的一部分中的图像或运动中的很少的运动或没有运动。帧率、局部帧率或获取速率可以被减小至较低的数据速率或与图像的其他区域权衡获取速率。作为另一个实例,波束间隔可以被自动地调整以匹配组织位移,潜在地提高数据质量(即测量的相关性)。

[0060] 另外地或可选地,如图 13 中所示的,优选实施方案的方法可以包括修改数据形成的参数的步骤 S176 和形成数据的步骤 S178。另外的步骤 S176 和 S178 起作用来将图像(数据)形成阶段从其他处理阶段去耦合。图像形成优选地定义超声数据的时间和空间采样。步骤 S176 和 S178 优选地作为步骤 S171 的一部分被执行,并且可以在修改或不修改超声获取设备的参数(S172)或有或没有方法 100 的任何其他可选的步骤的情况下被执行。

[0061] 包括修改数据形成的参数的步骤 S176 起作用来使用所计算的目标运动来改变数据形成的参数。数据形成的参数优选地包括图像数据点的时间和 / 或空间采样、接收波束形成参数,例如孔径变迹和元件数据滤波,或数据形成过程的任何合适的方面。

[0062] 包括形成数据的步骤 S178 起作用来组织用于超声处理的图像数据。基于目标运动的参数优选地在数据形成过程中使用。数据形成(或图像形成)阶段优选地定义从所获取的或所准备的超声数据生成的图像数据的时间和空间采样。所形成的数据优选地是超声图像。超声图像优选地是超声数据或来源于超声信号的数据——包括原始超声数据(即射频(RF)数据图像)、B 模式图像(来自原始超声数据的幅值或包络探测的图像)、彩色多普勒图像、功率多普勒图像、组织运动图像(例如速度和位移)、组织变形图像(例如应变和应变率)或任何合适的图像——的任何空间表示。例如,使用孔径数据(即预波束形成的元件数据),样本可以沿着连续的波束形成以产生类似于传统的波束形成的数据。

[0063] 7. 使用动态处理的变异方法

[0064] 此外,优选实施方案的方法可以与数据的动态处理一起使用,作为修改系统参数(S170)的可能的变化形式,如图 14A 中所示的。包括修改处理参数的步骤 S181 起作用来利用目标运动计算以增强或改进数据处理。滤波器或信号处理操作的系数或控制参数优选地根据与步骤 S150 中计算的目标运动相关的参数输入来调整。更优选地,所计算的目标运动被用作参数输入以修改处理参数。参数输入可以另外地或可选地包括其他信息,例如在下文更详细地讨论的数据质量度量。步骤 S181 可以包括变化形式,取决于数据处理应用。例如,数据处理可以包括使用散斑跟踪的组织运动计算。在这种情况下,窗优选地被增加尺寸,并且对于在静态组织的区域中的散斑跟踪的情况,搜索区域减小。相反地,数据窗优选

地被减小尺寸,并且对于在移动的或变形的组织的区域中的散斑跟踪,搜索区域增大。运动控制的数据处理的另一个实例是图像帧配准 (image frame registration)。在这种情况下,运动估计可以被用于再采样和排列 (align) B 模式或原始数据样本,用于改进的滤波、平均或任何合适的信号处理。图像再采样系数优选地被调整以提供帧配准。作为另一个实例,参数输入可以确定用于例如在再采样超声图像时处理超声数据的系数,或可选地,新的坐标系。所修改的处理参数可以另外地在以下应用中使用:各种算法——包括彩色血流 (二维多普勒)、B 模式、M 模式和图像扫描转换——的空间和时间采样;用于彩色血流和多普勒处理的壁滤波;时间和空间滤波器编程 (例如滤波器响应截止);散斑跟踪窗尺寸、搜索尺寸、空间和时间采样;设置散斑抑制算法的参数;和 / 或任何合适的应用。

[0065] 作为另外的变化形式,如图 15A、15B 和 15C 中所示的,步骤 S181 可以与包括计算数据质量度量 (DQM) (S160) 的优选的实施方式的变化形式一起使用。步骤 S160 优选地起作用来通过确定反映数据的质量的值来帮助数据处理的优化。DQM 优选地涉及数据是有效的保证的水平。数据质量度量优选地对于每个样本、图像区域的样本的子集和 / 或形成 DQM 地图的每个像素来计算。DQM 优选地从与组织速度、位移、应变和 / 或应变率,或更具体地,峰值相关性、组织位移的时间和空间变化 (例如导数和方差)、以及相关幅值的空间和时间变化有关的计算获取。

[0066] 数据质量度量 (DQM) 优选地从步骤 150 的散斑跟踪方法的参数计算,并且更优选地是上文描述的 DQI。使用标准化交叉相关执行的散斑跟踪产生被称为 DQI 的可以被用作 DQM 的量。标准化交叉相关优选地通过在目标的变形之前和之后获取超声射频 (RF) 图像或信号来执行。然后,图像的图像区域或窗使用交叉相关函数在两次获取之间被跟踪。交叉相关函数测量两个区域之间的相似性,作为区域之间的位移的函数。相关函数的峰值幅值相应于最大化信号匹配的位移。该峰值是 DQI。DQI 优选地在 0.0 至 1.0 的标度上表示,其中 0.0 表示低质量数据,而 1.0 表示高质量数据。然而,可以使用任何合适的标度。与组织相关联的数据的 DQI 趋于具有比含有血液或噪声的区域中的数据高的值。如下文描述的,这种信息可以在超声数据的处理中用于分割和信号识别。DQM 优选地在步骤 S181 中被用作参数输入以修改处理参数。DQM 可以被单独地使用以修改处理参数 (图 15A), DQM 可以与所计算的目标运动配合地使用以修改处理参数 (图 15B), 和 / 或 DQM 和运动信息可以被用于修改第一处理参数和第二处理参数 (图 15C)。

[0067] 包括修改处理参数的步骤 S181 的变化形式优选地利用目标运动计算和 / 或 DQM 以增强或改进数据处理。滤波器或信号处理操作的系数或控制参数优选地根据与在步骤 S150 中测量的目标运动和 / 或步骤 S160 的 DQM 相关的参数输入来调整。处理参数的修改可以直接地基于 DQM (图 15A) 和 / 或所计算的目标运动 (图 14A 和 14B)。处理参数的修改可以如在图 15B 中配合地或如在图 15C 中同时地 (例如单独地但是并行) 可选地基于处理参数的组合。

[0068] DQM 的使用优选地使多种方式能够控制数据的处理。例如,测量例如 B 模式、速度、应变和应变率可以基于 DQM 来加权或分类 (过滤)。DQM 可以优选地被用于多种解释。DQM 可以被解释为数据的质量的量化评定。具有不足够高的质量的数据可以从超声数据过滤。作为实例,对组织的一部分的超声导出的速度测量可能遭受噪声。在将速度测量过滤成仅包括具有高于 0.9 的 DQI 的测量之后,噪声水平被减少并且测量改进了。DQM 可以可选地被

解释为组织标识符。如上文提到的,DQI 可以被用于区分开目标——特别是血液和组织——的类型。因此,DQI 可以在处理超声数据时用于分割和信号或区域识别。作为一个应用的实例,DQM 或更具体地 DQI 可以被用于确定血液与心脏壁边界,并且可以被用于自动地识别解剖结构或特征。处理操作还可以通过基于所识别的特征(例如组织或血液)选择性地执行处理任务来优化。例如,当计算组织的应变率时,具有血液的区域(如由低 DQI 指示的)可以在计算过程期间被忽略。此外,较高帧率和较高分辨率的图像要求更高的处理能力。根据组织类型使用 DQM 来分割超声数据或图像,组织特定的处理操作可以被用于减少对在计算上花费大的过程的处理要求。在本变化形式中,对所关注的的数据执行在计算上花费大的过程。较不关注的的数据可以接收不同的过程或较低分辨率的过程以减少计算成本。

[0069] 8. 用于获取和处理部分三维超声的系统

[0070] 如图 16 中所示的,在超声系统中的优选的三维(3D)运动跟踪系统包括部分三维超声获取系统 210、运动测量单元 220 和超声处理器 240。系统起作用来获取数据的部分三维体积,数据的部分三维体积实质上由于与全体积三维数据相比的减小的体积尺寸而更容易处理。功能是在二维平面中产生三维运动测量。

[0071] 部分三维超声获取系统 210 起作用来收集组织数据的部分三维体积。部分三维体积是具有比其他维度实质上小的尺寸和/或分辨率的一个维度的体积(例如三维体积的板或切片)。部分三维超声系统优选地包括超声换能器 212 以及数据获取设备 214,超声换能器 212 扫描靶平面和至少一个偏置平面。优选地,从靶平面和偏置平面收集的数据每个是二维(2D)数据图像。靶平面和偏置平面优选地被组合以形成部分三维体积。在不同的时间获取至少两个体积使组织运动能够在三维中被测量。多个超声换能器可以被用于获取靶平面和偏置平面。可选地,超声数据的任何合适数量的平面、换能器的布置和/或波束形状可以被用于收集组织数据的部分三维体积。数据获取设备 214 优选地处理部分三维超声数据的数据组织。此外,部分三维超声获取系统 210 可以被设计为实现上文描述的过程,例如使用编码传输信号的快速获取、使用帧子集获取的快速数据获取、帧选择和/或超声获取的任何合适的过程。

[0072] 优选的实施方案的超声换能器 212 起作用来从靶平面和偏置平面获取超声数据。超声换能器 212 优选地相似于通常用于一维或二维超声感测的超声设备,并且主超声换能器 212 优选地传输和探测超声波束。然而,超声换能器 212 可以是任何合适的设备。所传输的波束优选地使数据能够从材料(组织)收集,所传输的波束通过该材料传播。脉冲和波束的特征被波束形成器控制。靶平面优选地是二维数据图像并且优选地是由超声波束检查的区域。所获取的数据优选地是原始超声数据。原始超声数据可以具有多种表示,例如原始超声数据的实数的或复数的、经解调的或频移的(例如基带数据)或任何合适的形式。原始超声数据可以被准备来形成亮度模式(B 模式)、运动模式(M 模式)、多普勒或超声数据的任何合适的被准备的形式。

[0073] 优选的实施方案的靶平面优选地是所关注的平面的二维超声数据。靶平面优选地由超声换能器扫描,但是可以可选地由专用设备、多个换能器或任何合适的设备获取。

[0074] 优选的实施方案的偏置平面优选地与靶平面相同,除了下文指出的以外。偏置平面优选地平行于靶平面,但是偏置了任何合适的距离。距离优选地与目标运动(例如在偏置方向上的预期组织运动或探针运动)的期望幅值相同或相似。此外,任何合适的数量的

偏置平面可以被获取。

[0075] 优选的实施方案的数据获取设备 214 起作用来将超声数据组织为三维体积数据。数据获取设备 214 优选地处理下列任务：将数据传递到外部设备、存储数据、缓冲数据和 / 或任何合适的任务。数据获取设备优选地将数据保持为原始数据形式（未经处理的），但是数据获取可以可选地执行任何合适的预处理操作。

[0076] 优选的实施方案的运动测量单元 220 起作用来分析数据的部分三维体积以探测目标运动。目标运动优选地包括组织运动、探针运动和 / 或影响所获取的数据的任何合适的运动。目标运动优选地使用原始超声数据来计算。在不同的时间获取的至少两组数据优选地被用于计算一维、二维或三维运动。散斑跟踪优选地被使用，但是可选地，可以使用多普勒处理、交叉相关处理、横向波束调制和 / 或任何合适的方法。运动测量还可以使用目标运动模型（例如参数拟合、空间滤波等）被改进和改善。运动测量单元 220 还可以计算数据质量度量（DQM），数据质量度量可以由超声数据处理器或系统的任何合适的部分用作输入变量。

[0077] 此外，优选的实施方案的系统包括系统参数修改器 230。系统参数修改器 230 优选地使用由运动测量单元生成的目标运动信息，用于调整整个系统的方面。更优选地，系统参数修改器修改部分三维超声获取系统的参数或超声数据处理器的参数。此外，运动测量单元的 DQM 可以被用于确定系统参数修改器的操作。

[0078] 优选的实施方案的超声数据处理器 240 起作用来将超声数据变换为另一种形式的形式的数据。超声数据处理器还可以使用由系统参数修改器确定的处理参数。

[0079] 可选的实施方案优选地在存储计算机可读指令的计算机可读介质中实现上文的方法。指令优选地由用于获取和处理部分三维超声数据的计算机可执行部件执行。计算机可读介质可以被存储在任何合适的计算机可读介质例如 RAM、ROM、闪存、EEPROM、光学设备（CD 或 DVD）、硬盘驱动器、软盘驱动器或任何合适的设备上。计算机可执行部件优选地是处理器，但是指令可以可选地或另外地由任何合适的专用硬件设备执行。如上文描述的超声获取设备还可以与计算机可执行部件配合地使用。

[0080] 如本领域的技术人员将从之前的详细描述以及从附图和权利要求认识到的，可以对本发明的优选实施方案作出修改和变化而不偏离在下文的权利要求中限定的本发明的范围。

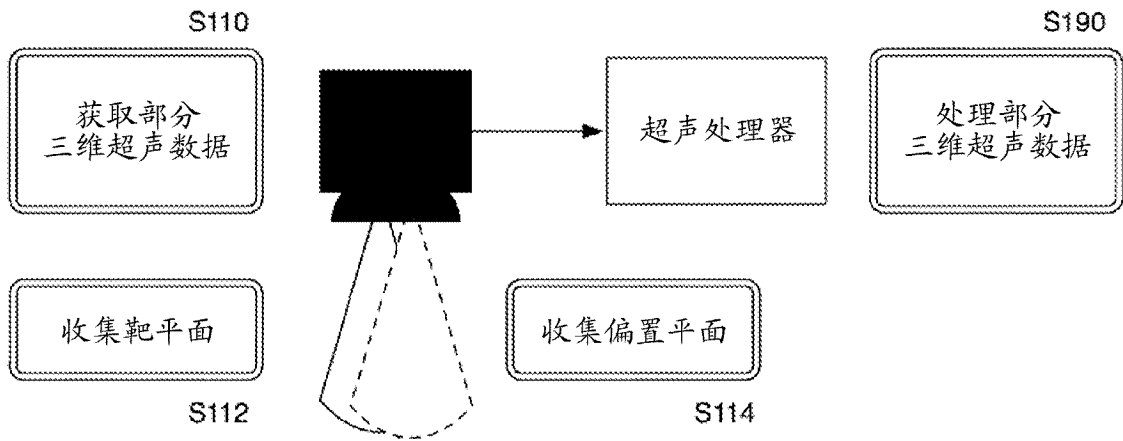


图 1

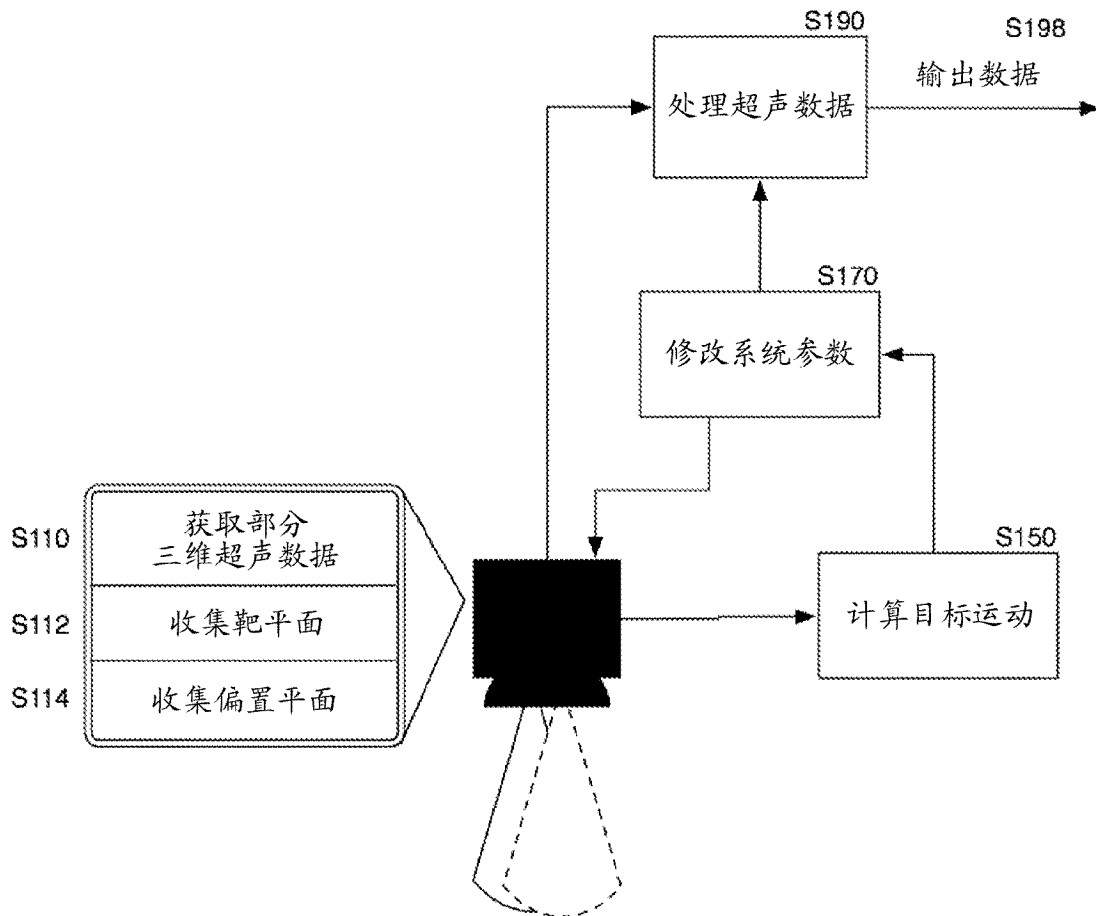


图 2A

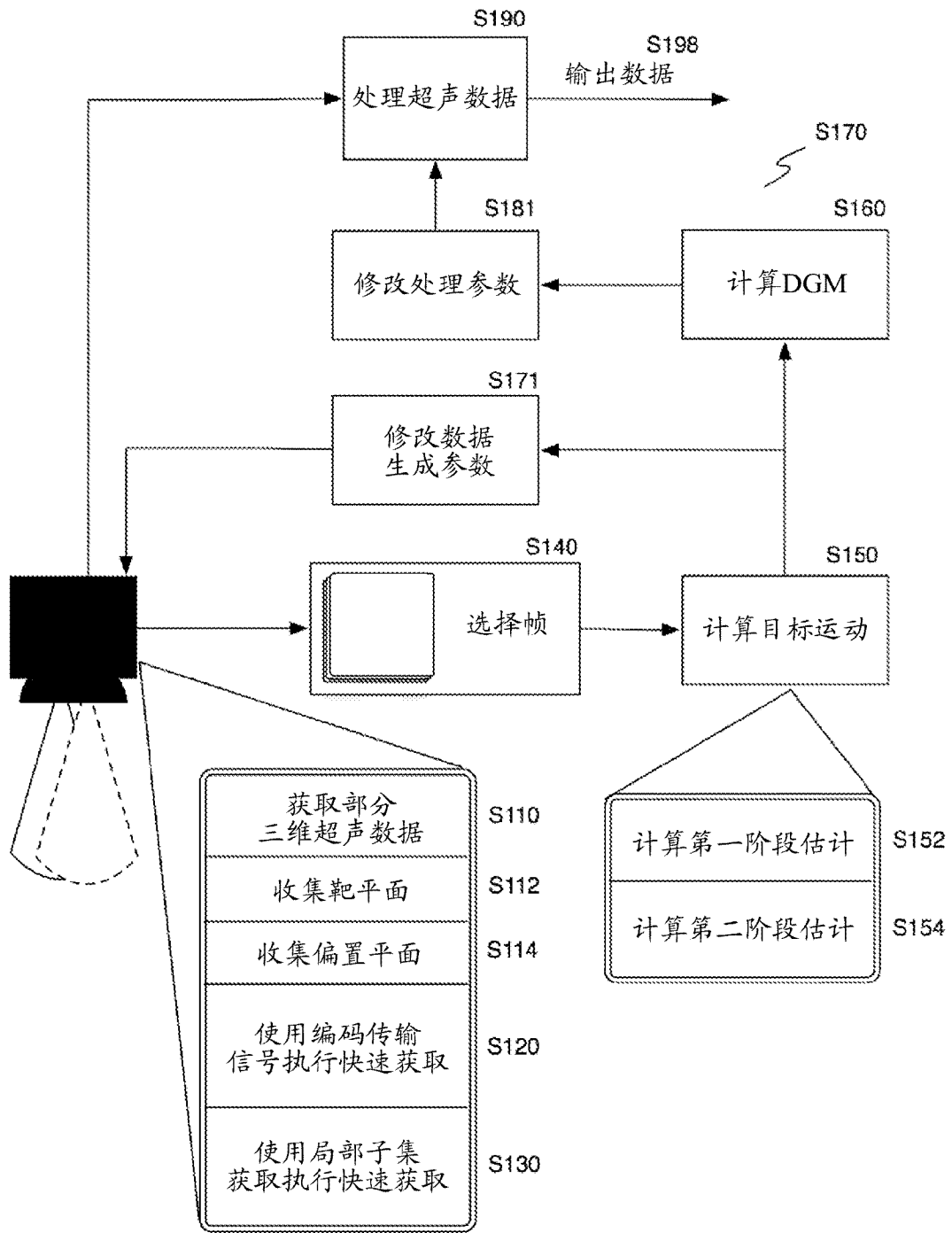


图 2B

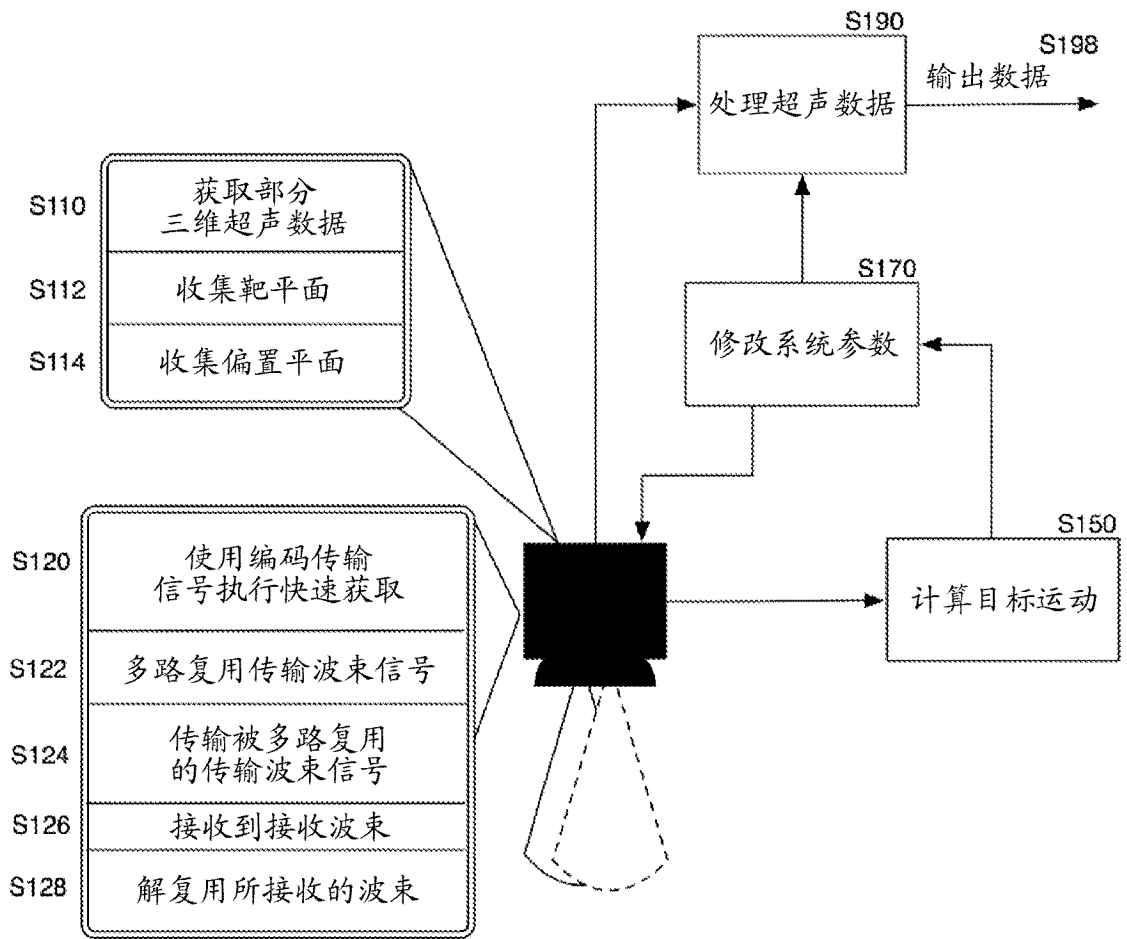


图 3

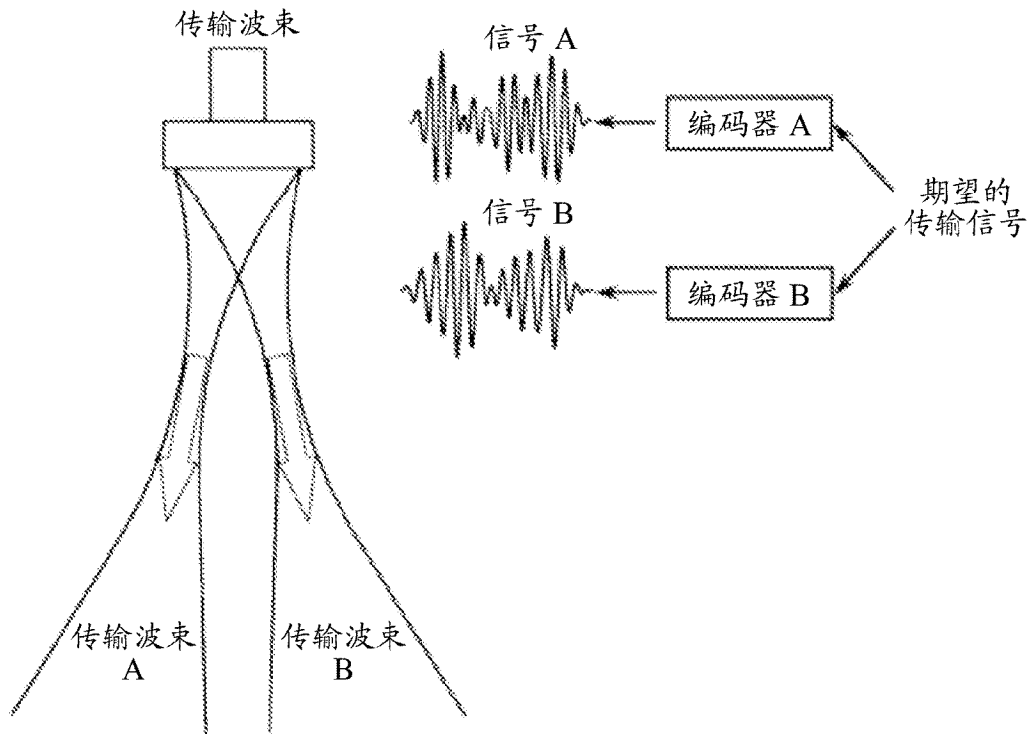


图 4

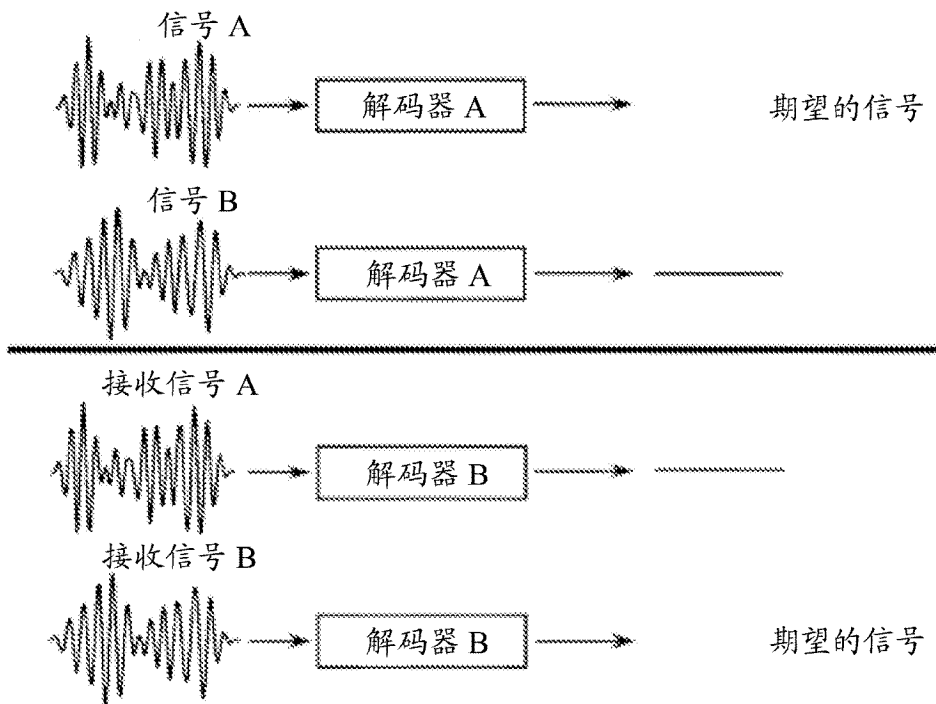


图 5

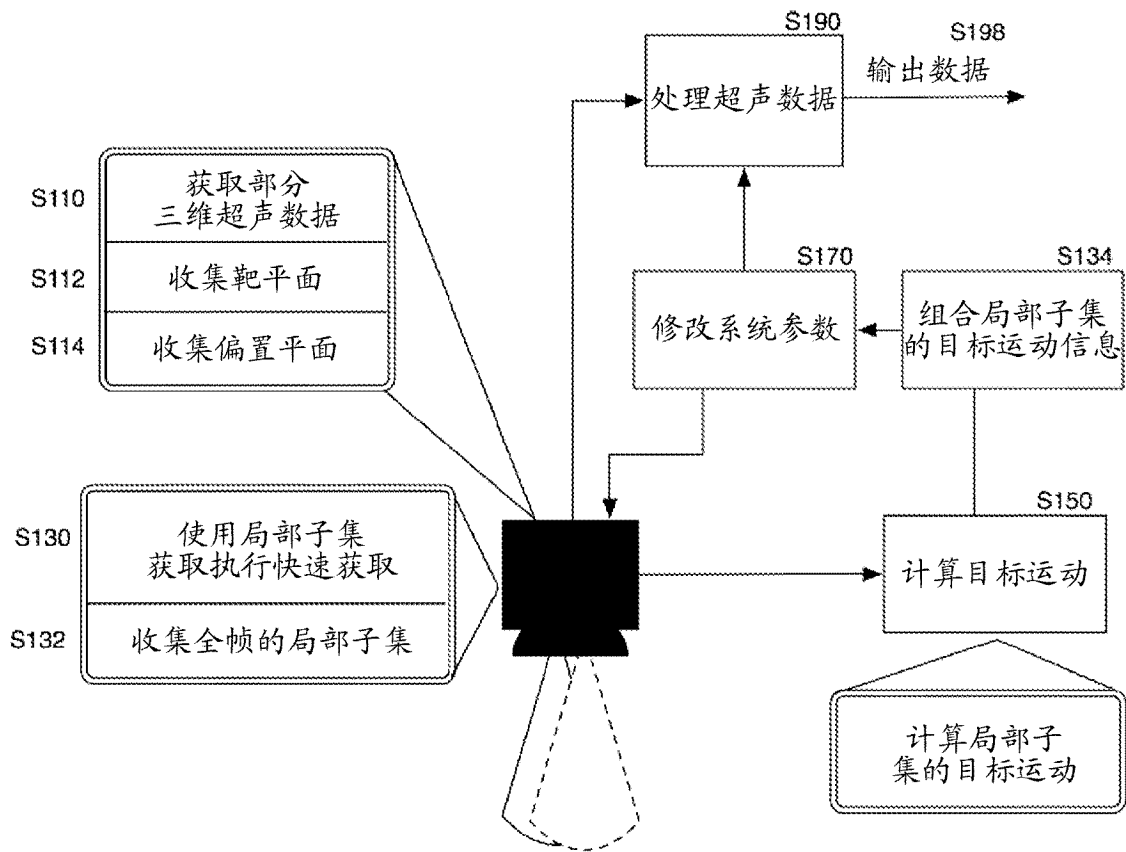


图 6

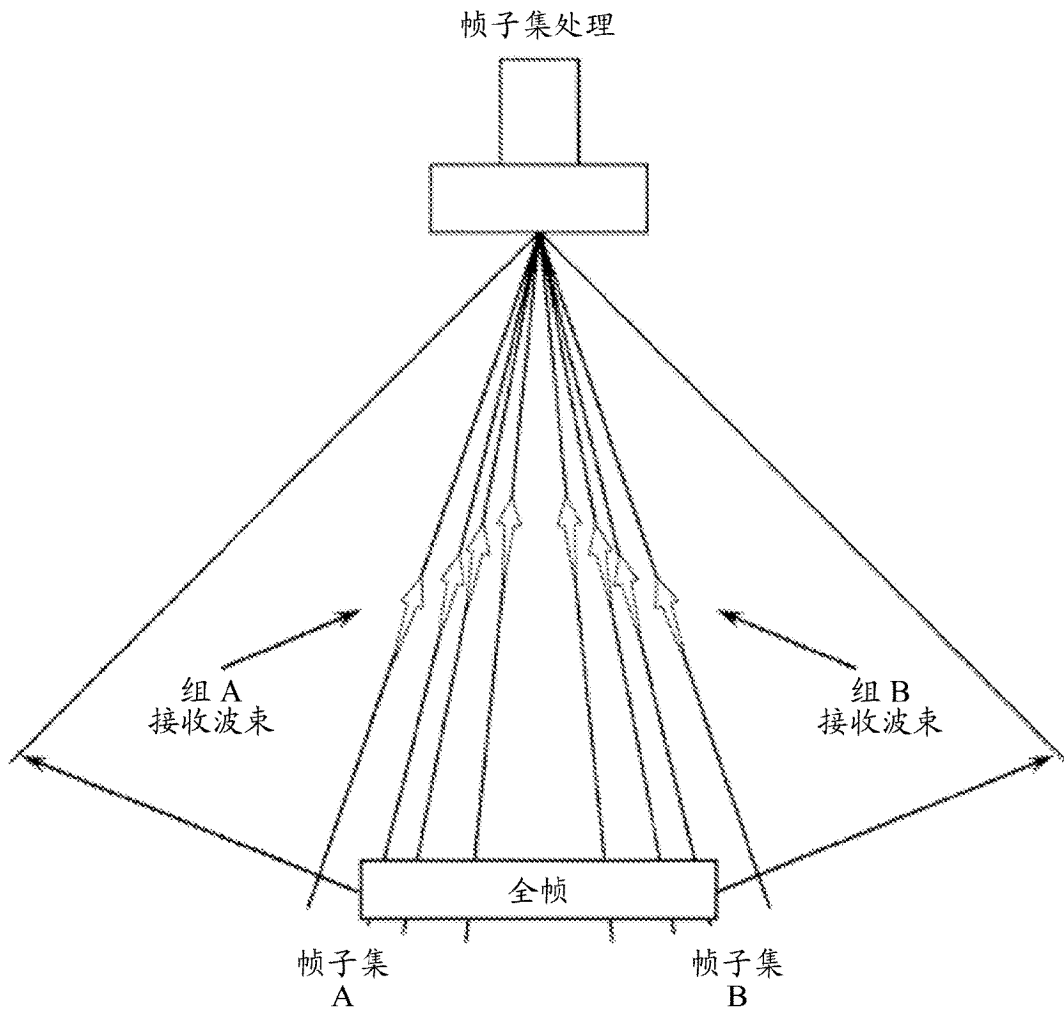


图 7

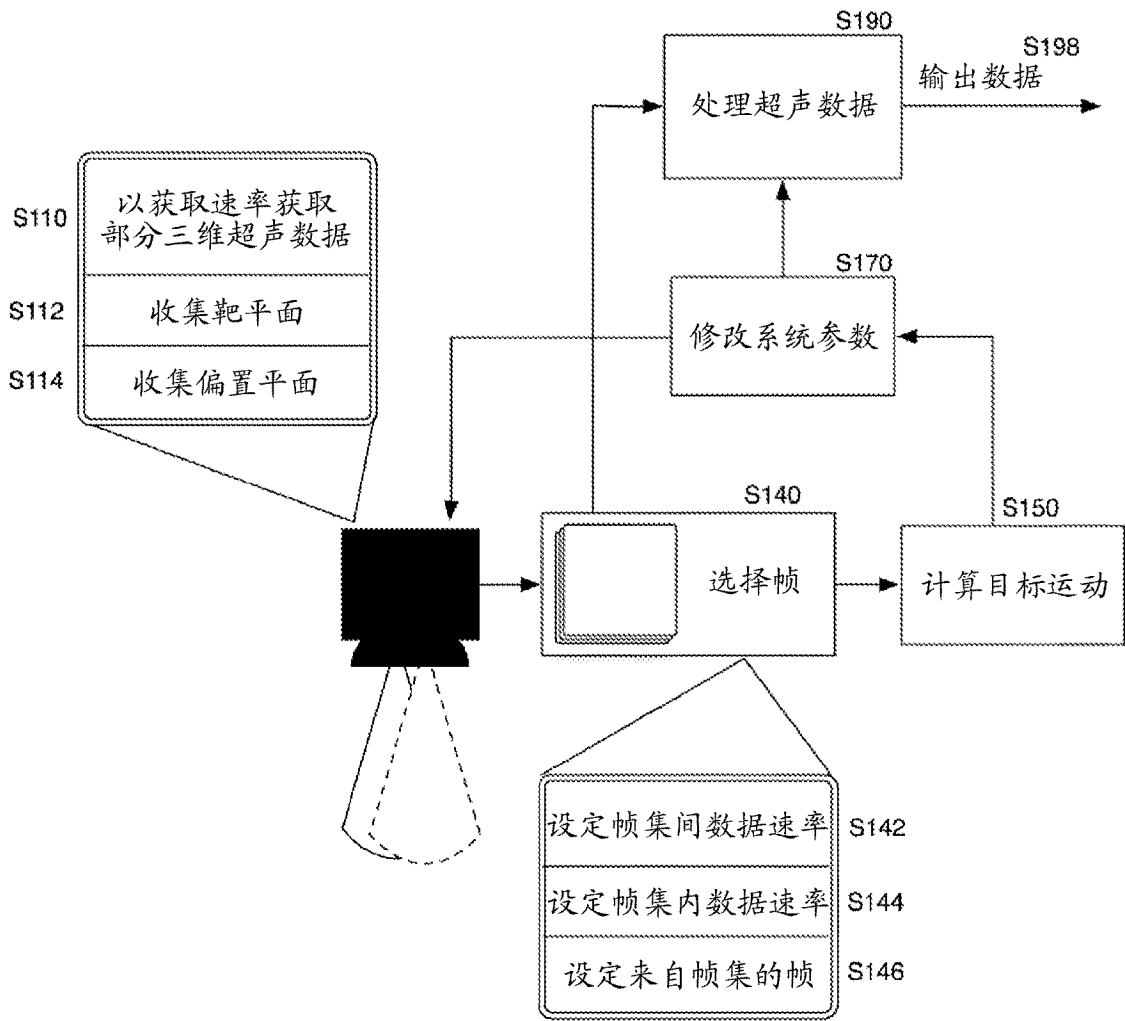


图 8

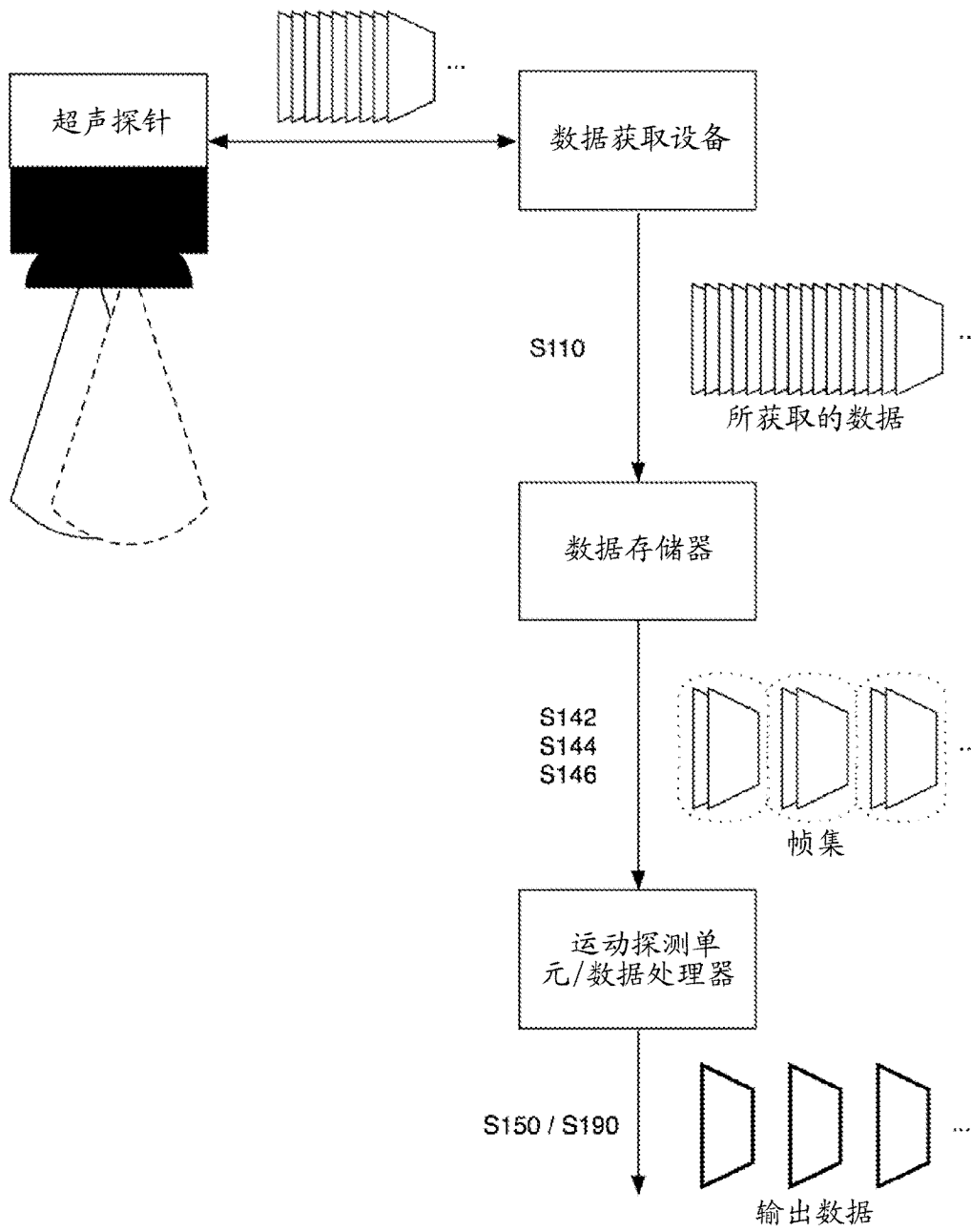


图 9A

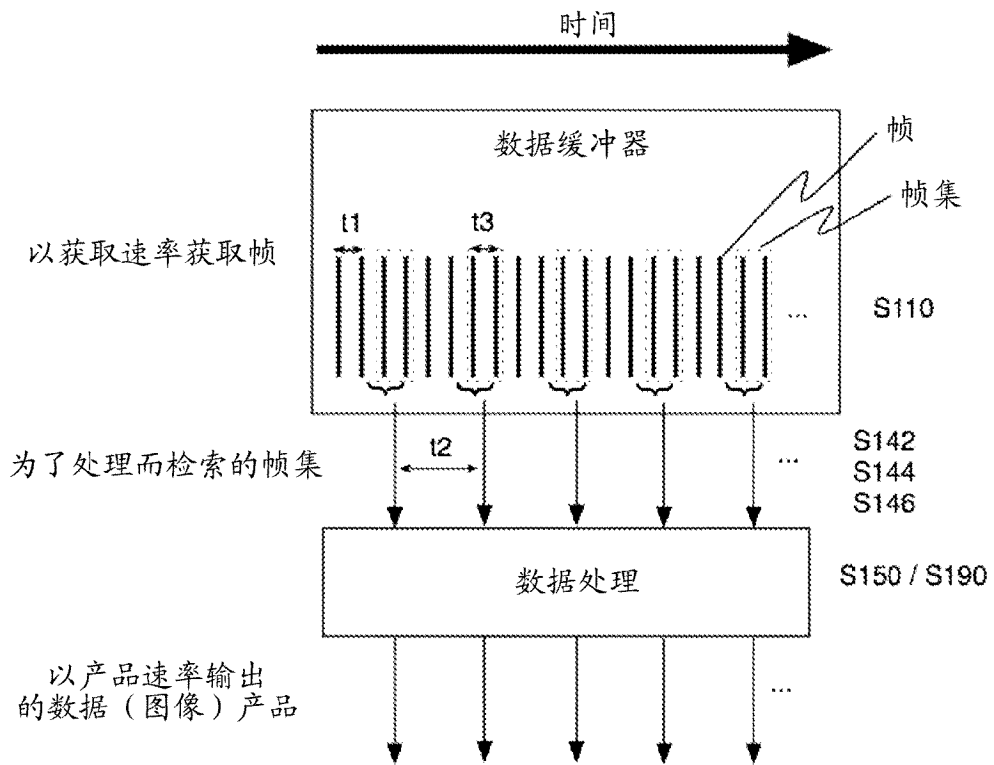


图 9B

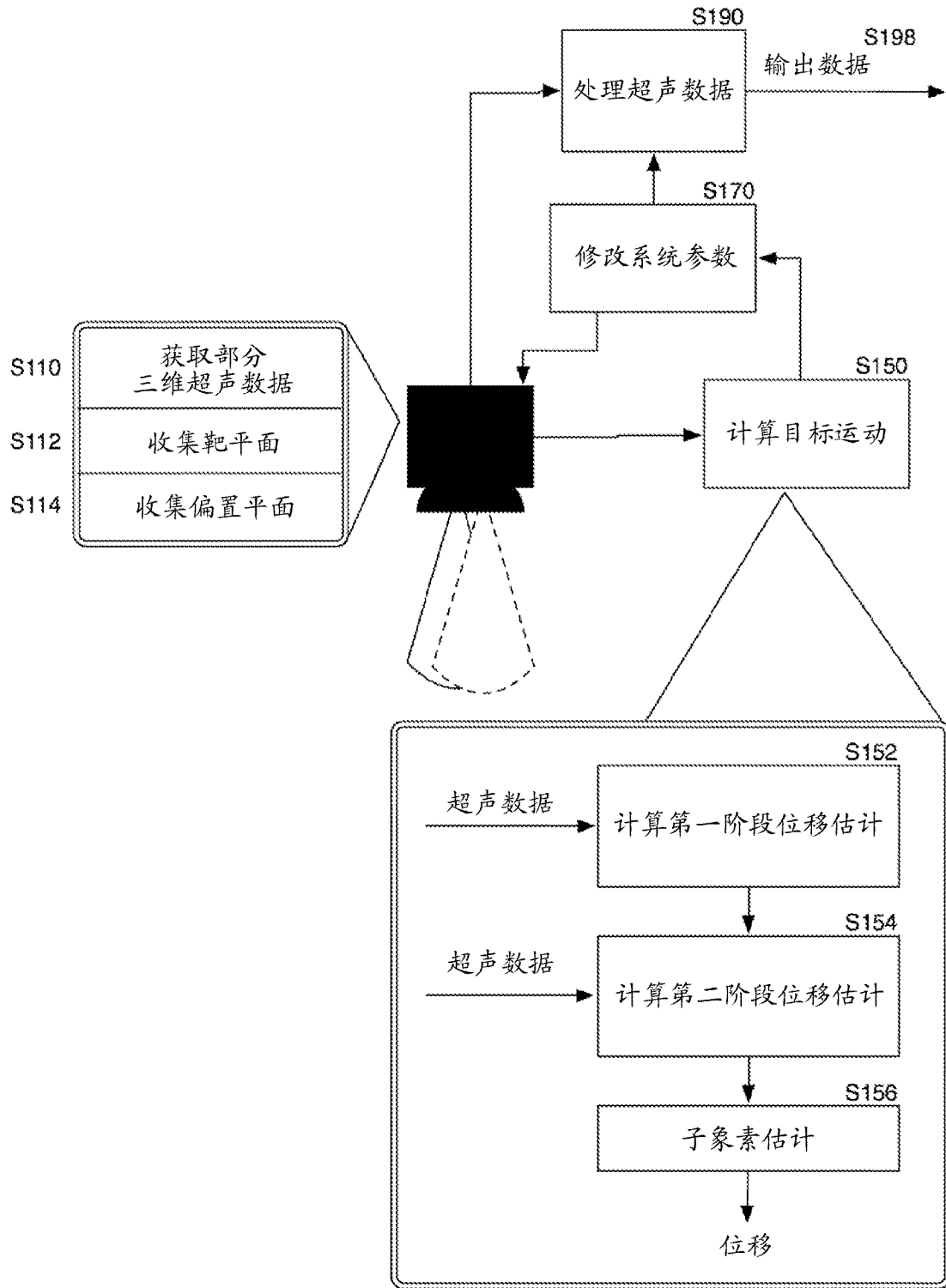


图 10A

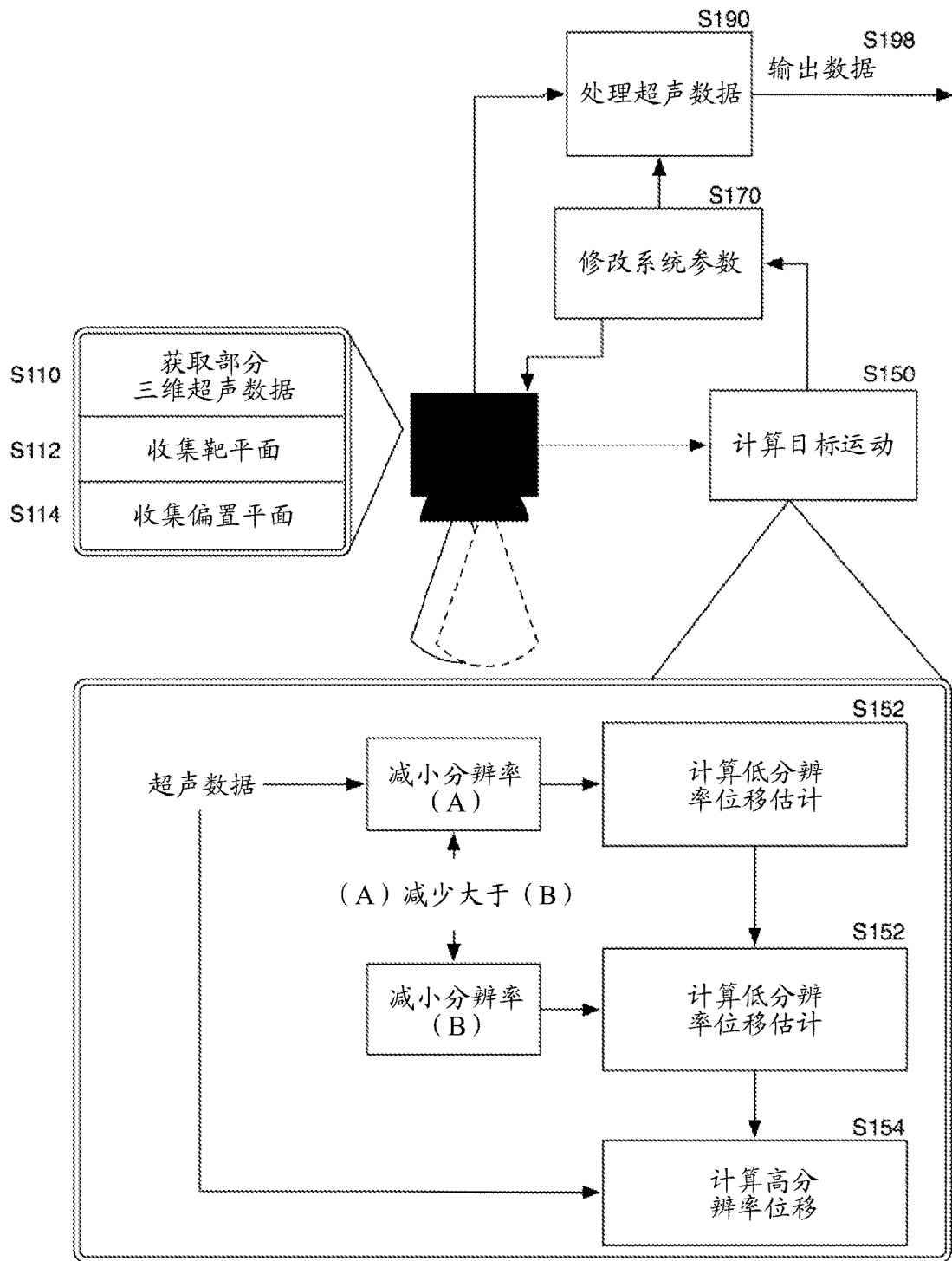


图 10B

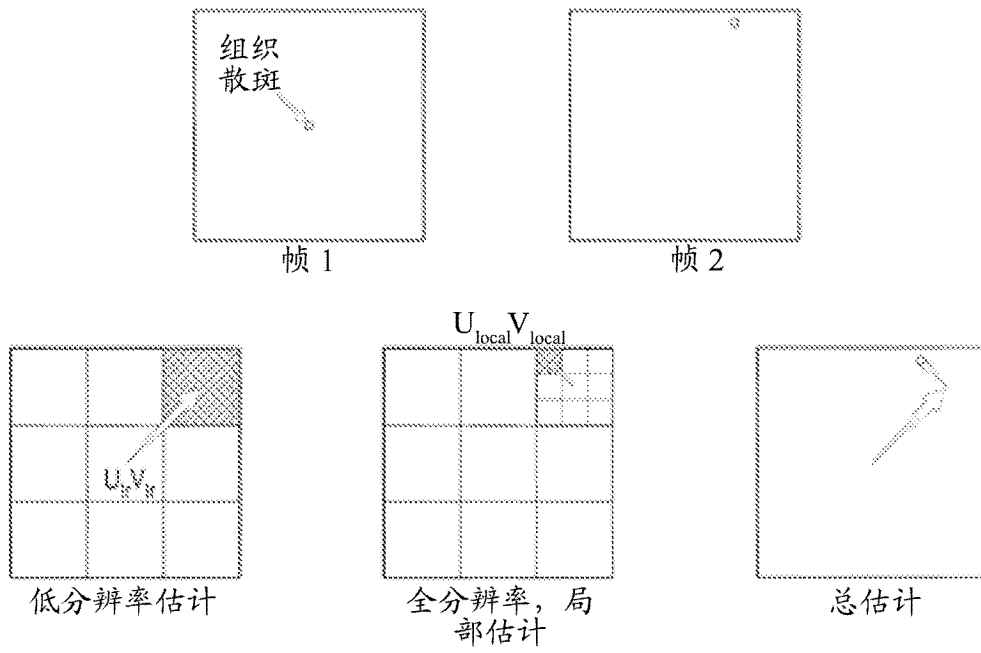


图 11

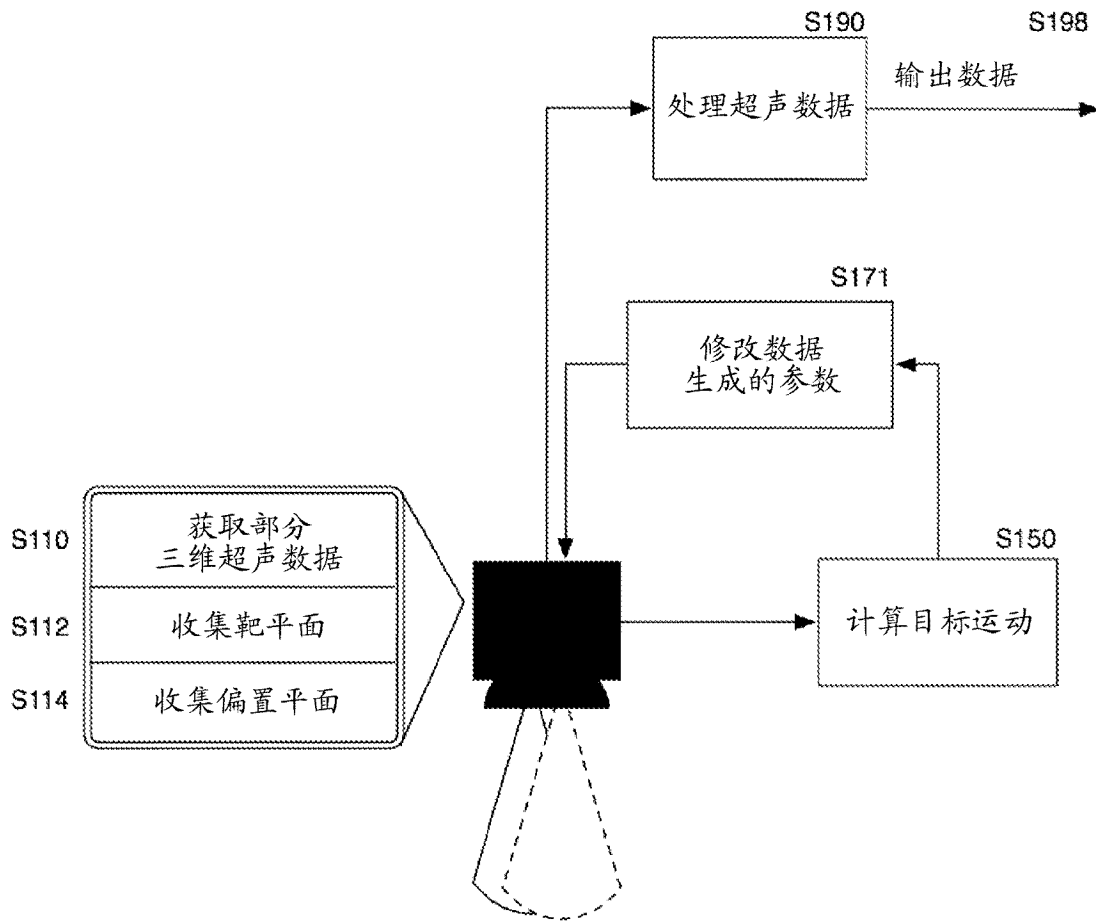


图 12

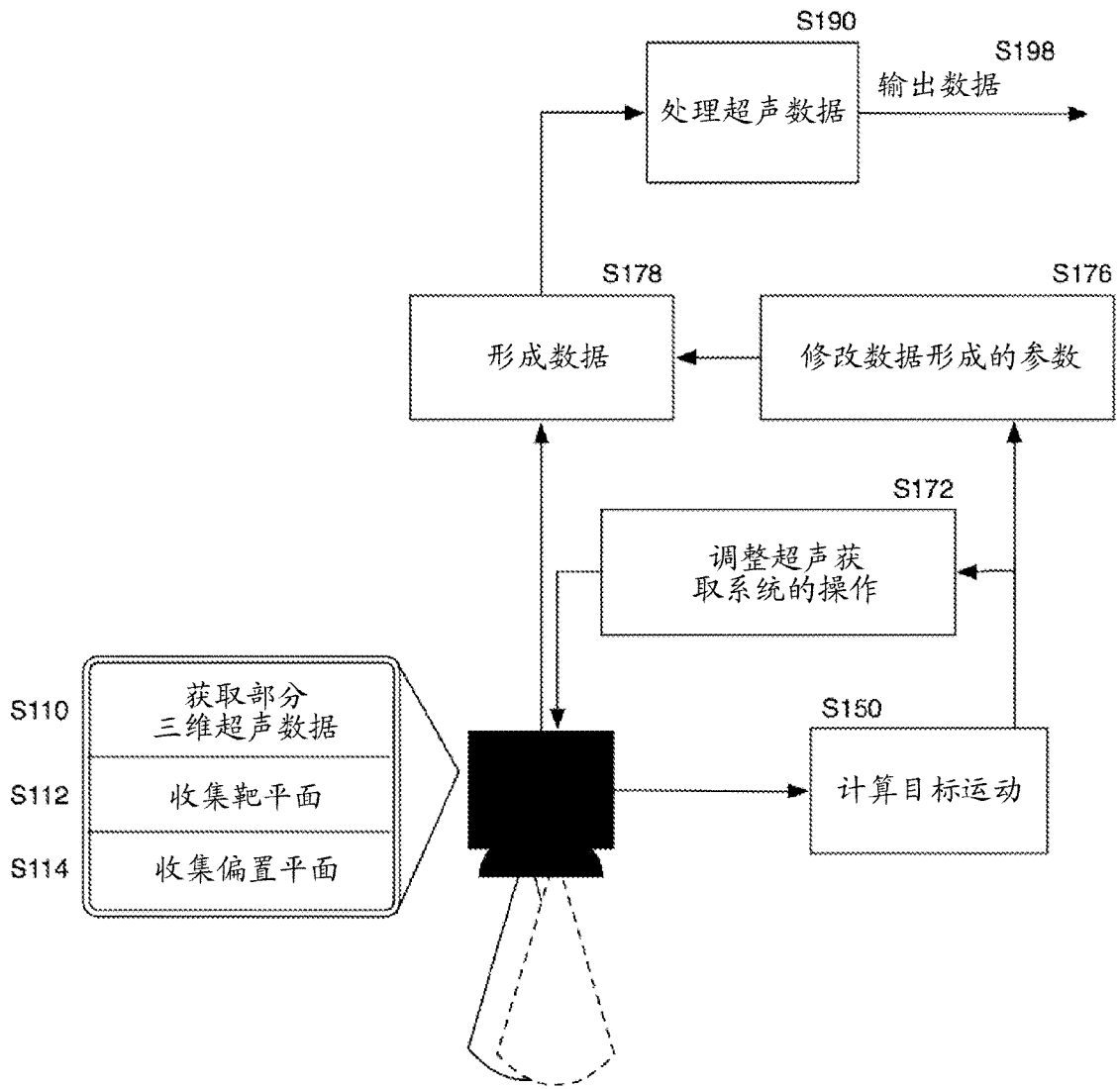


图 13

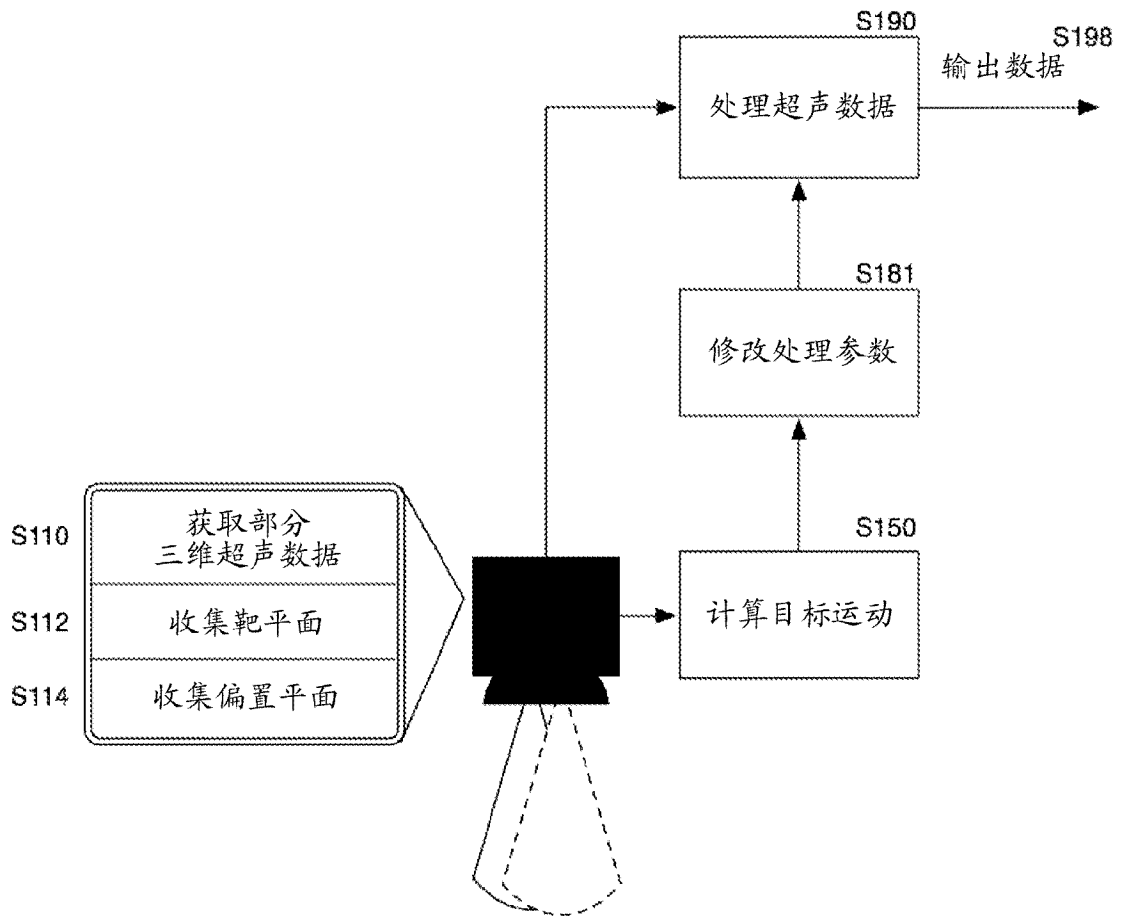


图 14A

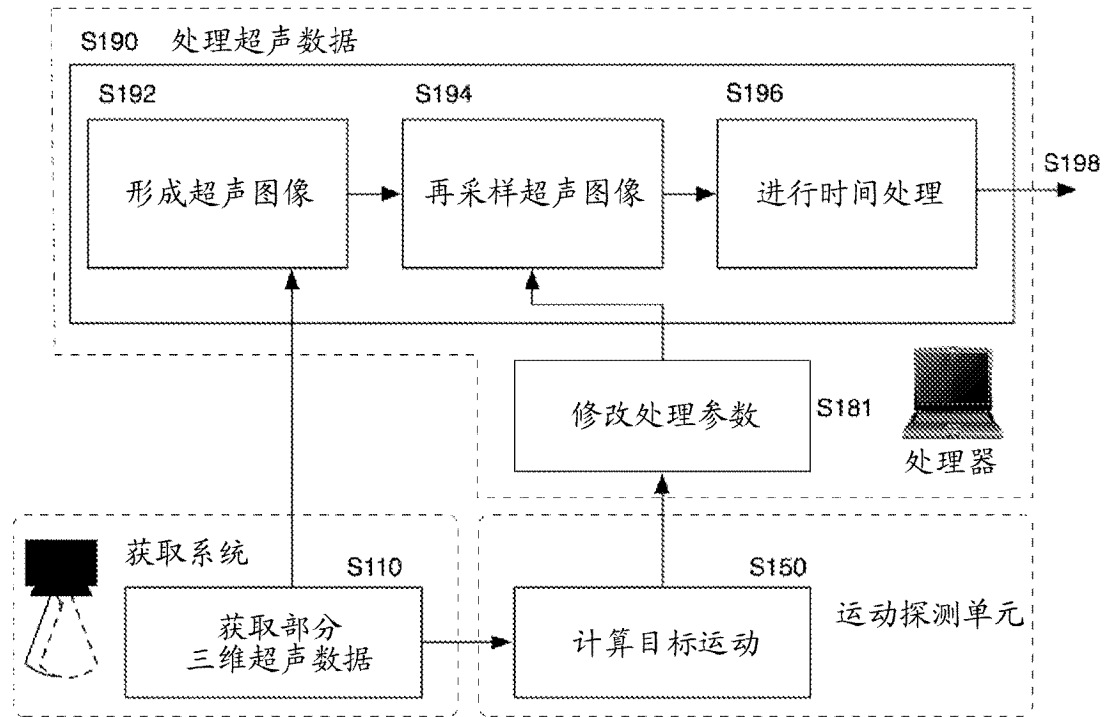


图 14B

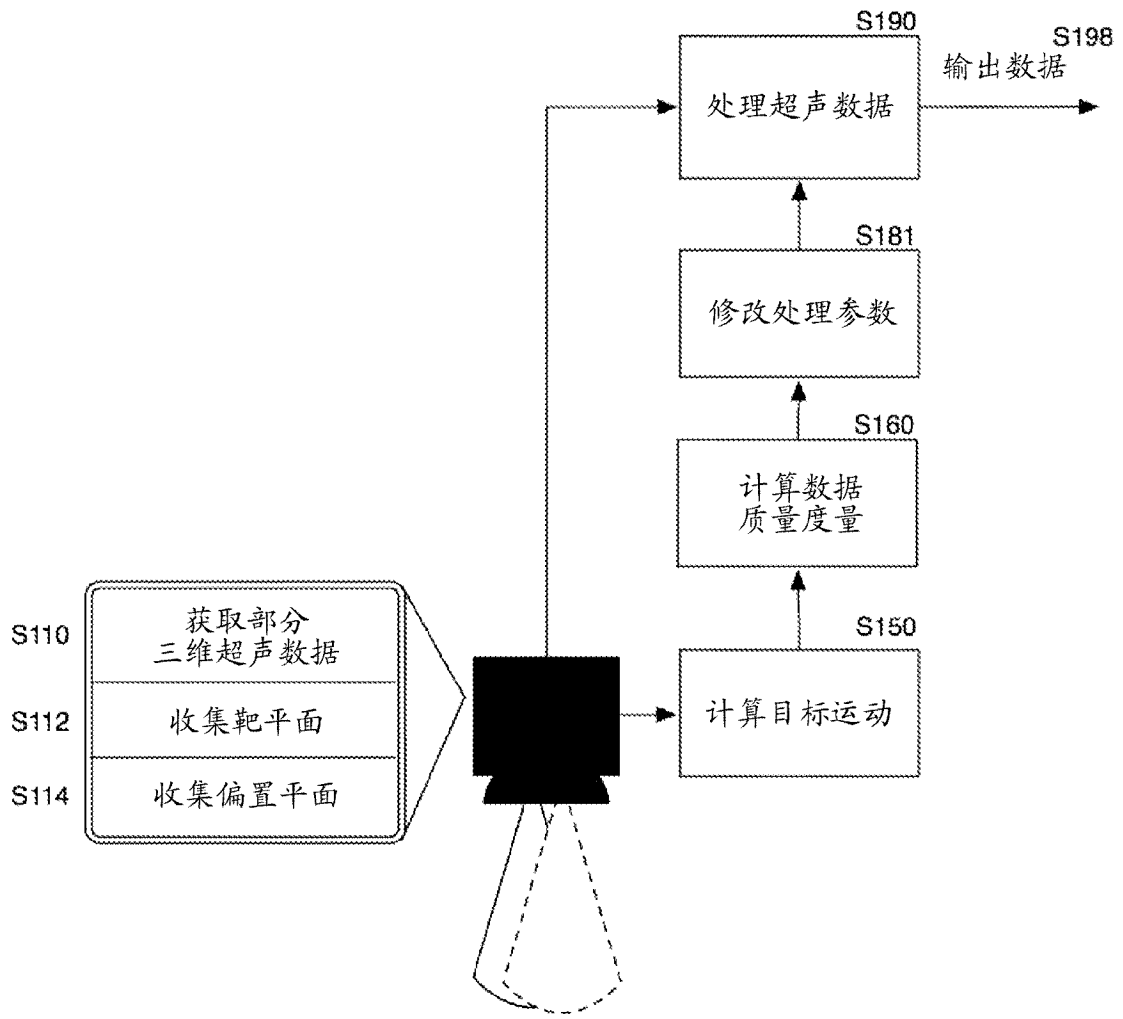


图 15A

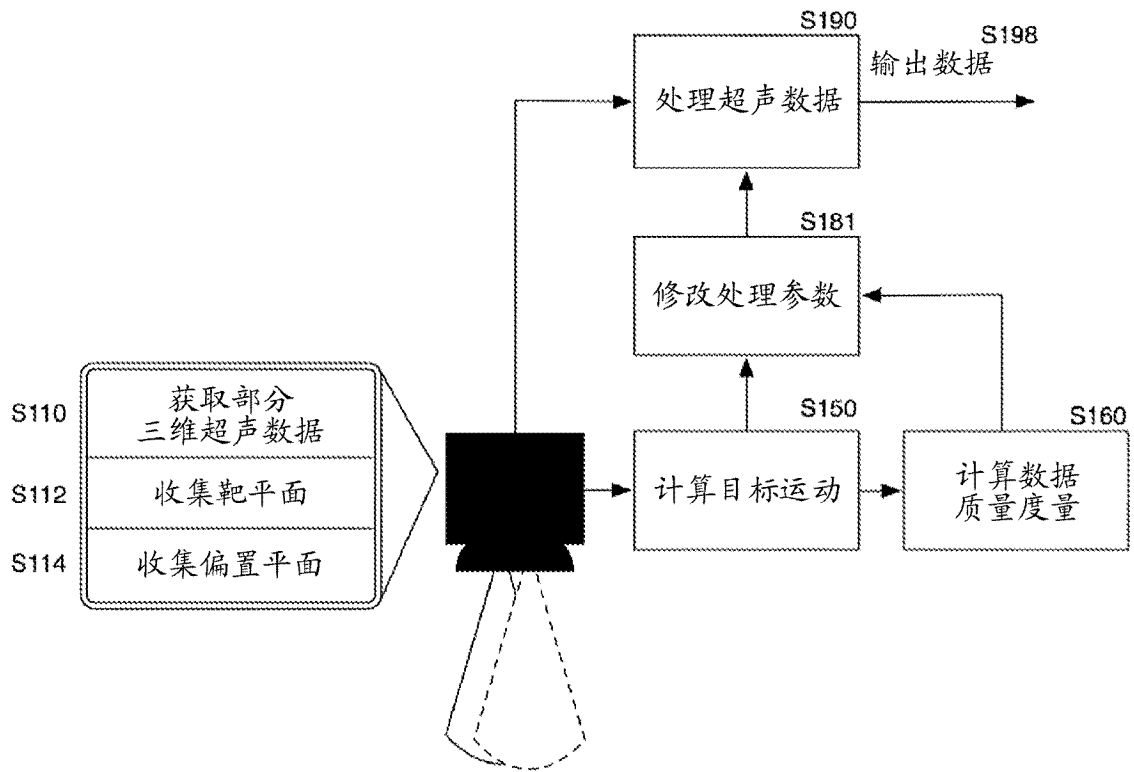


图 15B

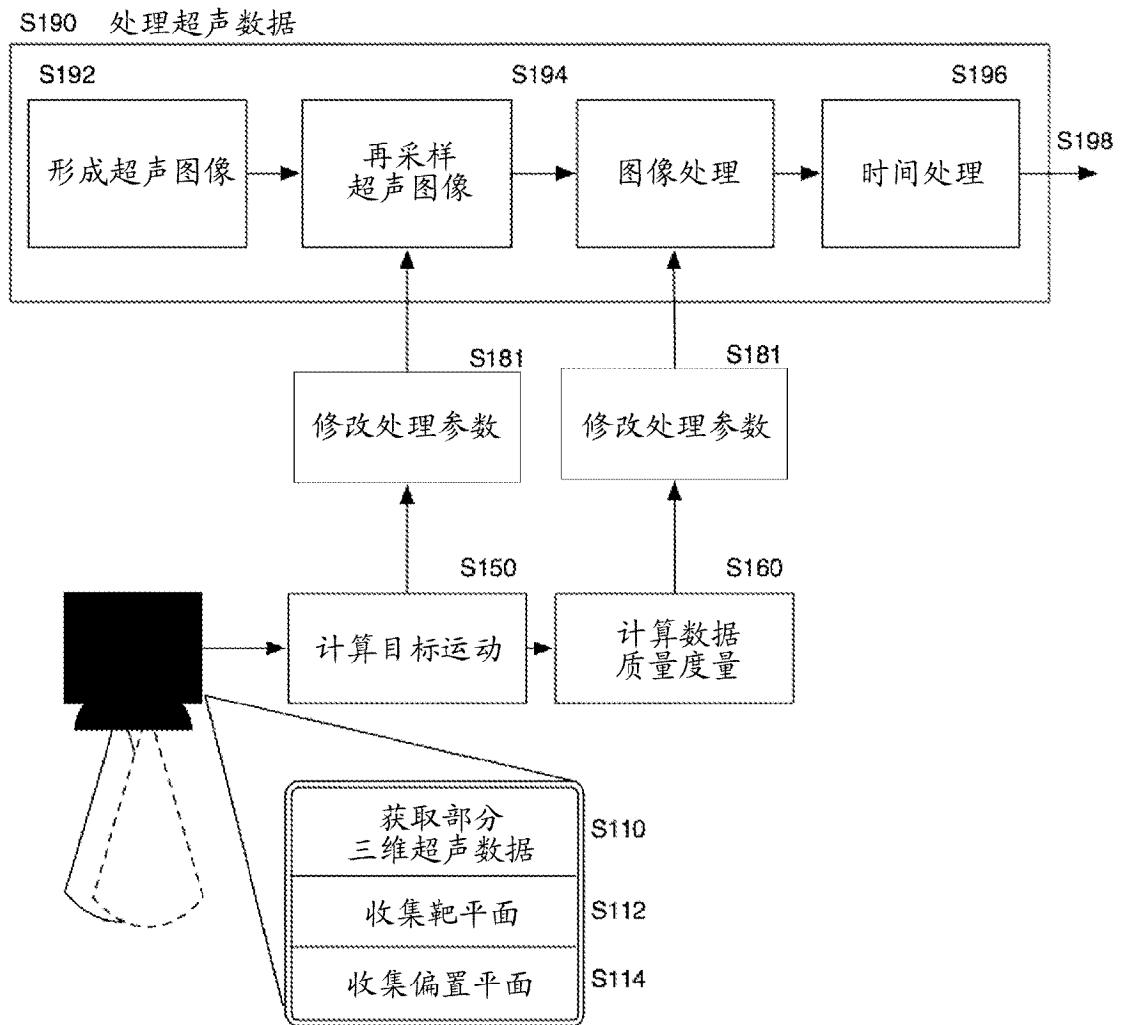


图 15C

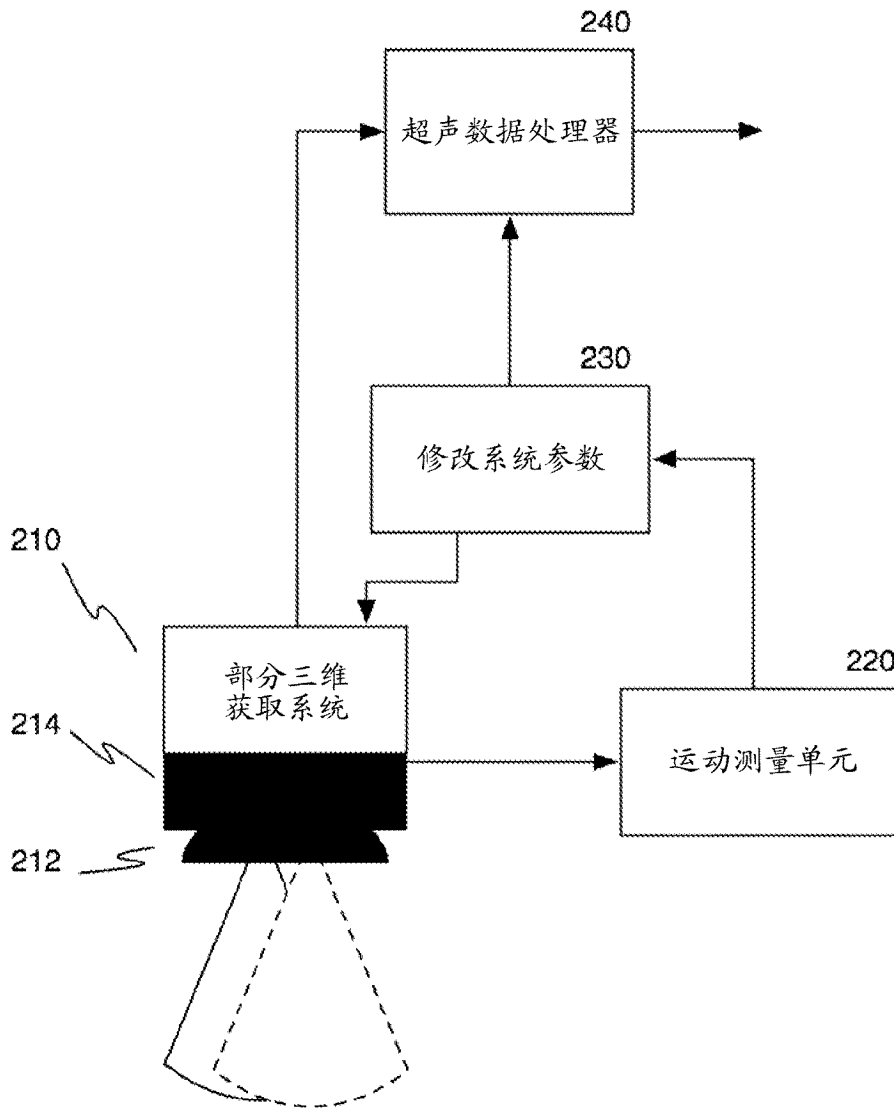


图 16

专利名称(译)	用于获取和处理部分三维超声数据的系统和方法		
公开(公告)号	CN102348415A	公开(公告)日	2012-02-08
申请号	CN201080011531.0	申请日	2010-01-15
当前申请(专利权)人(译)	超声医疗器械公司		
[标]发明人	詹姆斯汉密尔顿		
发明人	詹姆斯·汉密尔顿		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/483 G01S7/52026 G01S7/52034 G01S7/52036 G01S7/5205 G01S7/52085 G01S7/52093 G01S7/52095 G01S15/8959		
代理人(译)	周靖 郑霞		
优先权	61/153250 2009-02-17 US 61/145710 2009-01-19 US 12/625885 2009-11-25 US 12/625875 2009-11-25 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于获取和处理三维超声数据的方法包括获取部分三维超声数据。部分三维超声数据包括通过收集超声靶平面和收集至少一个超声偏置平面来收集的部分三维超声数据帧。该方法还包括处理部分三维超声数据。

