



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109475349 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(21)申请号 201780041229.1

凯特琳·玛丽·施奈德

(22)申请日 2017.06.30

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

(30)优先权数据

62/357,254 2016.06.30 US

代理人 陆建萍 杨明钊

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.29

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2017/050804 2017.06.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/000103 EN 2018.01.04

(71)申请人 不列颠哥伦比亚大学

地址 加拿大不列颠哥伦比亚

(72)发明人 塞普蒂默·萨尔库迪恩

罗伯特·罗林 穆罕默德·霍纳瓦

胡里奥·劳尔·洛博

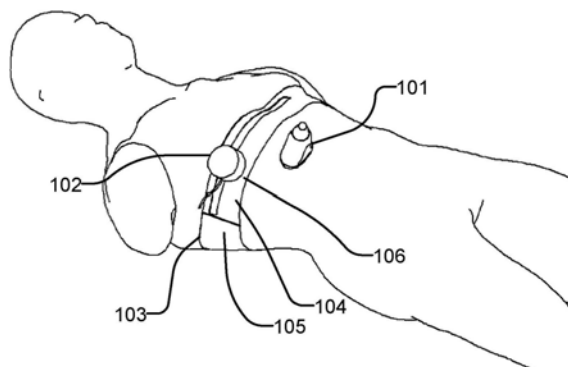
权利要求书6页 说明书17页 附图15页

(54)发明名称

腹部的超声剪切波振动弹性成像

(57)摘要

用于执行对器官(例如肝脏)的超声弹性成像的系统允许高效和健壮的数据采集。该系统可被应用于执行对在人体中的肝脏的实时、非侵入性的超声成像。稳态剪切波绝对弹性成像用于测量肝组织的杨氏模量。这种方法涉及使用外部激励器或振动器来摇动组织并产生剪切波。超声换能器的准确放置便于测量由于剪切波而引起的组织运动。可以根据所测量的组织运动计算在正被成像的区域中的组织的硬度。随附的创新提出了振动器和换能器的放置以及一些特定的方法以确保足够的波传播,以便获得准确和一致的测量。



1. 一种用于超声弹性成像的装置,包括:

外部振动器,所述外部振动器包括尺寸被制造成支撑患者的背部的至少一部分的大体平坦、坚硬的患者接触构件、耦合成驱动所述患者接触构件的振动的至少一个激励器;

超声成像系统,所述超声成像系统包括超声换能器、操作来驱动所述超声换能器以发射超声脉冲并接收超声回波信号的驱动电路;

数据处理器,所述数据处理器被配置为处理所述超声回波信号以检测和测量对应于由所述外部振动器产生的剪切波的运动。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述激励器包括质量块,所述质量块相对于所述患者接触构件是可移动的,以向所述患者接触构件传递惯性反作用力。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述质量块是在基本上平行于所述患者接触构件的平面的方向上可移动的。

4. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述质量块包括不平衡的转子,且所述激励器包括连接成驱动所述转子的旋转的电机。

5. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述质量块包括配重,且所述激励器包括被连接以使所述配重相对于所述患者接触构件做往复运动的致动器。

6. 根据权利要求5所述的装置,其中,所述患者接触构件在平行于所述配重的往复运动的路径的第一方向上比所述患者接触构件在横向于所述配重的往复运动的所述路径的第二方向上更宽。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的装置,其中,所述患者接触构件具有在所述第二方向上的30cm或更小的长度。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的装置,其中,所述患者接触构件具有在40至80cm的范围内的宽度和在10至20cm的范围内的长度。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的装置,包括在所述患者接触构件的上表面上突出的耦合器,所述耦合器抵靠患者的胸腔的相对两侧是可接合的。

10. 根据权利要求5-6中的任一项所述的装置,其中,所述激励器被安装成相对于所述患者接触构件旋转,使得所述配重相对于所述患者接触构件做往复运动所沿着的方向的对准是可调整的。

11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的装置,其中,所述患者接触构件包括在相对两侧上用纤维增强塑料片覆盖的芯。

12. 根据权利要求1-11中的任一项所述的装置,其中,所述患者接触构件的下表面形成有曲率和/或位于中心的支轴,使得所述患者接触构件能够摇动。

13. 根据权利要求2-6中的任一项所述的装置,其中,所述质量块在基本上垂直于所述患者接触构件的平面的方向上是可移动的,使得由所述质量块的运动产生的在所述患者接触构件上的惯性力引起所述患者接触构件的摇动。

14. 根据权利要求1-13中的任一项所述的装置,其中,所述患者接触构件被支撑在顺应性支撑件上。

15. 根据权利要求14所述的装置,其中,所述顺应性支撑件包括一个或更多个枕头、一个或更多个充气垫和/或一个或更多个弹簧。

16. 根据权利要求1-15中的任一项所述的装置,其中,所述至少一个激励器包括多个激

励器。

17. 根据权利要求1-16中的任一项所述的装置,其中,所述至少一个激励器包括可变频率激励器。

18. 根据权利要求17所述的装置,其中,所述可变频率激励器可操作来激励所述患者接触构件具有在45Hz至70Hz的范围内的一个或更多个频率的振动。

19. 根据权利要求1-18中的任一项所述的装置,还包括被安装到所述患者接触构件的一个或更多个加速度计。

20. 根据权利要求1-19中的任一项所述的装置,还包括被安装到所述患者接触构件的相机。

21. 根据权利要求1-20中的任一项所述的装置,其中,所述超声换能器由远程旋转中心机构支撑,所述远程旋转中心机构允许所述超声换能器的成像平面在不改变所述超声换能器与所述患者的接触点的情况下进行旋转。

22. 根据权利要求21所述的装置,其中,所述远程旋转中心机构包括耦合到换能器支撑件的连杆。

23. 根据权利要求22所述的装置,其中,所述连杆包括平行四边形连杆。

24. 根据权利要求21-23中的任一项所述的装置,包括锁,所述锁可操作来固定所述远程旋转中心机构的配置。

25. 根据权利要求1-24中的任一项所述的装置,其中,所述换能器被安装成允许所述换能器围绕大体上垂直于所述超声换能器的成像阵列的元件所位于的表面而定向的轴旋转。

26. 根据权利要求1-25中的任一项所述的装置,其中,所述至少一个激励器由驱动器驱动,所述驱动器使用来自传感器的反馈控制来控制由所述激励器产生的振动的频率。

27. 根据权利要求1-26中的任一项所述的装置,其中,所述超声成像系统的操作的定时与所述外部振动器的振动同步。

28. 根据权利要求1-26中的任一项所述的装置,其中,所述超声成像系统还包括超声成像系统时钟,所述至少一个激励器还包括至少一个激励器时钟,并且所述超声成像系统时钟和所述至少一个激励器时钟被同步。

29. 根据权利要求1-28中的任一项所述的装置,其中,所述处理器被配置成通过下列操作来优化相对于由所述超声换能器成像的平面的剪切波方向:

处理所述超声回波数据以确定剪切波的视波长,并以使所述剪切波的所述视波长减小的方式调整所述外部振动器的一个或更多个操作参数。

30. 根据权利要求29所述的装置,其中,所述外部振动器的所述一个或更多个操作参数包括下列项中的一个或更多个:所述至少一个激励器中的一个或更多个激励器的操作的频率、所述至少一个激励器中的第一激励器和第二激励器的操作的相对相位、所述至少一个激励器中的一个或更多个激励器的操作的振幅、以及所述至少一个激励器中的一个或更多个激励器的振动的方向。

31. 根据权利要求29-30中的任一项所述的装置,其中,所述处理器被配置成当所述超声换能器的所述定向改变时实时地控制所述外部振动器的所述一个或更多个操作参数,以针对所述超声换能器的每个定向最小化所述剪切波的所述视波长。

32. 根据权利要求29-31中的任一项所述的装置,其中,所述处理器被配置成控制所述

至少一个激励器中的多个激励器的相对相位,以最小化所述剪切波的所述视波长。

33. 根据权利要求1-32中的任一项所述的装置,其中,所述数据处理器被配置成处理所述回波信号以识别位于感兴趣的体积中的剪切波结节,并以使所述结节移动或消失的方式控制所述外部振动器的一个或更多个操作参数。

34. 根据权利要求33所述的装置,其中,所述外部振动器的所述一个或更多个操作参数包括下列项中的一个或更多个:所述至少一个激励器中的一个或更多个激励器的操作的频率、所述至少一个激励器中的第一激励器和第二激励器的操作的相对相位;以及所述至少一个激励器中的一个或更多个激励器的操作的振幅、和所述至少一个激励器中的一个或更多个激励器的振动的方向。

35. 根据权利要求33-34中的任一项所述的装置,其中,所述数据处理器被配置为通过处理所述超声回波信号来识别所述剪切波结节,以识别在其中最大组织运动低于阈值的所述感兴趣的区域内具有预定尺寸和形状的结节体积。

36. 根据权利要求35所述的装置,其中,所述结节体积是球形的。

37. 根据权利要求36所述的装置,其中,所述结节体积具有在10mm至25mm的范围内的直径。

38. 根据权利要求1-37中的任一项所述的装置,其中,所述超声成像系统被配置成在标准超声成像模式和超声弹性成像模式之间交替地操作,在所述标准超声成像模式中所述超声成像系统获取B模式超声图像,而在所述超声弹性成像模式中所述超声成像系统获取用于弹性成像的数据。

39. 根据权利要求1-38中的任一项所述的装置,其中,所述处理器被配置为计算所测量的组织位移的质量度量,并且至少部分地基于所述质量度量来控制所述外部振动器。

40. 根据权利要求39所述的装置,其中,所述质量度量包括信噪比。

41. 根据权利要求39所述的装置,其中,计算所述质量度量包括确定剪切波的所测量的相量幅度是否高于下阈值和低于上阈值。

42. 根据权利要求39所述的装置,其中,计算所述质量度量包括将在感兴趣的体积中的点附近的组织位移的空间频率与空间频率的预定范围进行比较。

43. 根据权利要求39所述的装置,其中,计算所述质量度量包括确定对在一点处的组织位移的时间序列多么好地拟合预定波模式的度量。

44. 根据权利要求43所述的装置,其中,所述预定波模式是具有等于所述外部振动器的振动频率的的正弦函数。

45. 一种用于超声弹性成像的装置,包括:

外部振动器,所述外部振动器包括部分刚性的带和耦合到所述带的至少一个激励器;

超声成像系统,所述超声成像系统包括超声换能器、操作来驱动所述超声换能器以发射超声脉冲并接收超声回波信号的驱动电路;

数据处理器,所述数据处理器被配置为处理所述超声回波信号以检测和测量对应于由所述外部振动器产生的剪切波的运动。

46. 根据权利要求46所述的装置,其中,所述至少一个激励器包括多个激励器。

47. 一种用于超声弹性成像的装置,包括:

超声成像系统,所述超声成像系统包括3D超声换能器、操作来驱动所述3D超声换能器

以发射超声脉冲和接收超声回波信号的驱动电路、以及耦合到所述3D超声换能器的至少一个激励器；

数据处理器，所述数据处理器被配置为处理所述超声回波信号以检测和测量对应于由所述至少一个激励器产生的剪切波的运动。

48. 根据权利要求47所述的装置，其中，所述至少一个激励器基本上包围所述3D超声换能器的换能器阵列。

49. 根据权利要求47所述的装置，其中，所述至少一个激励器包括围绕所述3D超声换能器的换能器阵列周向地间隔开的多个激励器。

50. 根据权利要求49所述的装置，包括被连接成驱动所述多个激励器并调整由所述多个激励器产生的振动的相对相位的控制器，所述控制器被配置成处理由所述3D超声换能器检测的回波信号，以识别位于感兴趣的体积中的剪切波结节并使所述结节移动或消失的方式控制所述多个激励器的一个或更多个操作参数。

51. 根据权利要求50所述的装置，其中，所述一个或更多个操作参数包括下列项中的一个或更多个：所述多个激励器中的一个或更多个激励器的操作的频率、所述多个激励器中的第一激励器和第二激励器的操作的相对相位；以及所述多个激励器中的一个或更多个激励器的操作的振幅。

52. 一种用于执行弹性成像的方法，所述方法包括：

通过使材料所在的材料接触构件振动来在所述材料中产生剪切波，并获得对应于在所述材料中的感兴趣的体积的超声回波数据；

处理超声回波数据以确定由在所述感兴趣的体积内的所述剪切波引起的所述材料的运动，并处理所述材料的运动以确定在所述超声回波数据的中心平面中的所述剪切波的视波长；

通过调整所述振动的第一组一个或更多个参数来使在所述超声回波数据的所述中心平面中的所述剪切波的运动的方向对准以最小化所述视波长。

53. 根据权利要求52所述的方法，其中，所述材料是在人类或动物受试者的腹部内的组织。

54. 根据权利要求53所述的方法，其中，所述感兴趣的体积的全部或部分位于所述人类或动物受试者的肝脏内。

55. 根据权利要求52所述的方法，包括处理所述材料的运动以识别在所述感兴趣的体积内的所述剪切波中的结节，并通过调整所述振动的第二组一个或更多个参数来移动或删除所述结节中的一个或更多个结节。

56. 根据权利要求52-55中的任一项所述的方法，包括处理所述超声回波数据以生成弹性图像。

57. 一种用于执行弹性成像的方法，所述方法包括：

根据第一组振动参数通过使材料所在的材料接触构件振动来在所述材料中产生剪切波，并获得对应于在所述材料中的感兴趣的体积的超声回波数据；

处理超声回波数据以确定由在所述感兴趣的体积内的所述剪切波引起的所述材料的运动；

计算所述超声数据的质量度量；以及

基于所述质量度量来修改所述第一组振动参数以调整所述超声数据。

58. 根据权利要求57所述的方法, 其中, 所述质量度量包括信噪比。

59. 根据权利要求57所述的方法, 其中, 计算所述质量度量包括确定剪切波的所测量的相量幅度是否高于下阈值和低于上阈值。

60. 根据权利要求57所述的方法, 其中, 计算所述质量度量包括将在感兴趣的体积中的点附近的组织位移的空间频率与空间频率的预定范围进行比较。

61. 根据权利要求60所述的方法, 其中, 计算所述质量度量包括确定对在一点处的组织位移的时间序列与预定波模式多么好地拟合的度量。

62. 根据权利要求61所述的方法, 其中, 所述预定波模式是具有等于所述外部振动器的振动频率的的正弦函数。

63. 根据权利要求57-62中的任一项所述的方法, 其中, 修改所述第一组振动参数包括下列操作中的一个或多个: 修改所述材料的振动的频率、修改所述材料的振动的振幅、以及修改所述材料的振动的方向。

64. 根据权利要求57-63中的任一项所述的方法, 其中, 使所述材料接触构件振动包括用两个振动源来使所述材料接触构件振动; 以及修改所述第一组振动参数包括修改所述两个振动源的相对相位。

65. 根据权利要求57-64中的任一项所述的方法, 包括处理所述超声回波数据以产生弹性图像。

66. 一种用于执行弹性成像的方法, 所述方法包括:

根据第一组振动参数通过使材料所在的材料接触构件振动来在所述材料中产生剪切波, 并获得与在所述材料中的感兴趣的体积相对应的超声回波数据;

识别位于所述感兴趣的体积中的剪切波结节; 以及

修改所述第一组振动参数中的一个或多个参数以移动或消除所述剪切波结节。

67. 根据权利要求66所述的方法, 其中, 识别剪切波结节包括处理所述超声回波数据以识别在其中最大组织运动低于阈值的所述感兴趣的体积内的具有预定尺寸和形状的结节体积。

68. 根据权利要求66-67中的任一项所述的方法, 包括处理所述超声回波数据以生成弹性图像。

69. 一种用于执行弹性成像的方法, 所述方法包括:

a) 根据第一组振动参数通过使材料所在的材料接触构件振动来在所述材料中产生剪切波, 并获得与在所述材料中的感兴趣的体积中的扇区相对应的超声回波数据;

b) 针对每个扇区计算所述超声回波数据的质量度量;

c) 针对所述扇区中的一个或多个扇区记录所述超声回波数据或根据所述超声回波数据计算的一个或多个值, 对于所述扇区, 所述质量度量高于阈值;

d) 修改所述一组振动参数以调整所述超声数据, 并重复步骤a) 至d)。

70. 根据权利要求69所述的方法, 包括继续重复步骤a) 至d), 直到针对所述感兴趣的体积的所有扇区记录了所述超声回波数据或根据所述超声回波数据计算的值为止。

71. 根据权利要求69或70所述的方法, 其中, 修改所述一组振动参数包括从预定的一群参数组中选择第二组振动参数。

72. 根据权利要求69-71中的任一项所述的方法, 包括处理所述超声回波数据以产生弹性图像。

73. 一种用于执行弹性成像的方法, 所述方法包括:

- a) 根据第一组振动参数通过使材料所在的材料接触构件振动来在所述材料中产生剪切波, 并获得与在所述材料中的感兴趣的体积中的扇区相对应的超声回波数据;
- b) 针对每个扇区计算所述超声回波数据的质量度量;
- c) 针对一个或多个扇区记录所述超声回波数据的所述质量度量;
- d) 修改所述第一组振动参数以调整所述超声数据, 并重复步骤a) 至d)。

74. 根据权利要求73所述的方法, 其中, 修改所述第一组振动参数包括从预定的一群参数组中选择第二组振动参数。

75. 根据权利要求73或74所述的方法, 包括使用所记录的质量度量来识别优化的一组振动参数。

76. 根据权利要求75所述的方法, 包括:

根据所述优化的一组振动参数通过使所述材料所在的所述材料接触构件振动来在所述材料中产生剪切波, 并获得优化的超声回波数据; 以及
处理所述超声回波数据以产生弹性图像。

77. 一种用于使用根据权利要求1至44中的任一项所述的装置来获得人类肝脏的弹性成像图像的方法, 所述方法包括:

将所述外部振动器放置在人类受试者的背部下方, 并操作所述外部振动器以将剪切波传递到所述人类受试者的组织中;

其中, 所述超声换能器被放置在所述人类受试者的肋骨之间, 操作所述超声成像系统以检测和测量与由所述外部振动器在所述人类受试者的肝脏的组织中产生的剪切波相对应的运动。

78. 一种具有根据本文描述的任何新的和创造性的特征、特征的组合、或特征的子组合的装置。

79. 一种具有根据本文描述的任何新的和创造性的步骤、动作、步骤和/或动作的组合、或步骤和/或动作的子组合的方法。

腹部的超声剪切波振动弹性成像

发明领域

[0001] 本发明涉及医学成像,特别是应用剪切波弹性成像的医学成像。本技术可提供表征诸如肝脏、肾脏、脾脏、膀胱壁等腹部器官的机械特性的信息。本技术的示例应用包括对腹部(包括例如肝脏)的成像。

[0002] 发明背景

[0003] 医学成像在许多应用中被用于确定组织的组成。在医学图像中,图像的强度和/或颜色可以是组织组成的某个参数的函数。例如:计算机断层摄影(CT)向用户显示在身体中的X射线的吸收;超声波显示响应于脉冲声波而产生的回波模式。

[0004] 组织的机械特性是特别令人感兴趣的。某些组织的机械特性的变化可能指示疾病。组织的机械特性的变化也可以指示治疗的成功或失败。传统的诊断方法依靠手动触诊来区分开健康组织和患病组织。例如,较硬的组织的触诊常常是在乳腺癌和肝病(例如肝硬化)的诊断中的第一步骤。

[0005] 弹性成像是一种医学成像技术,其旨在描绘弹性,组织的机械特性。弹性也被称为硬度或顺应度的逆量。先进的弹性成像技术也可以测量组织的动态粘弹性特性,例如粘度和松弛时间。在弹性成像中,在感兴趣组织(例如前列腺)附近施加机械激励,并测量组织的因而产生的变形。可以用超声波(超声弹性成像或USE)或磁共振成像(磁共振弹性成像或MRE)来测量因而产生的变形。变形被后处理以提取信息,例如粘弹性特性(例如剪切模量和粘度)。变形或组织应变或者可选地组织的固有机机械特性随后被显示为所成像的对象的硬度(或其他有意义的机械特性)的图。

[0006] 在Ophir等人的US 5107837中描述了弹性成像的一些临床使用。在Ehman等人的US5825186和Ehman的US5977770中描述了使用磁共振成像(MRI)的弹性成像。

[0007] 由Sinkus等人在Biomedicine 2006中的Journal NMR(第173-179页)中的“Liver fibrosis:noninvasive assessment with MR elastography”和Ehman等人在Journal of Clinical Gastroenterology and Hepatology(第5卷,第10期,2007年10月,第1207-1213页)的“Assessment of Hepatic Fibrosis With Magnetic Resonance Elastography”披露,弹性成像显示为对于肝(肝脏)纤维化的检测和阶段化具有临床价值。乳房的弹性成像由Sinkus等人在Journal of Magnetic Resonance Imaging(第23卷,2005年,第159-165页)中的“Viscoelastic shear properties of in vivo breast lesions measured by MR elastography”中进行了描述。

[0008] 定量弹性成像是解决逆问题的弹性成像技术:计算感兴趣区域的刚度,给定组织的激励和在该区域中的因而产生的运动的测量。可以为1D(单点)感兴趣区域、2D(横截面平面)感兴趣区域、或3D(体积)感兴趣区域解决逆问题。

[0009] 在大多数前面提到的技术中,由外部激励器引起的机械波在空间和时间上都变化。测量系统在多个时刻测量在感兴趣区域上方的位移的所有一个、两个、或三个分量(x, y, z)。这种测量形成波传播的数学表示。给定标准脉冲回波超声成像的有限声速,利用波传播的稳态性质来通过在波的若干周期内的多个测量建立数学表示是可能的。这通常通过使

采集与创建波的激励器同步并呈现激励中的周期性来实现。

[0010] Baghani等人的US2012/000779“Elastography using ultrasound imaging of a thin volume”(其全部内容特此通过引用为了所有目的被并入)提出了用于使用合适的换能器(例如可以电子地操纵平面波束以形成3D体积的矩阵阵列,例如xMATRIX™(iU22)(Philips Healthcare, Andover, MA))或者使用在垂直方向移动成像平面以获取体积图像的机械扫描线性超声成像换能器(例如4DL14-5/38线性4D超声换能器(Analogic Corporation, Richmond, BC))来获取体积定量弹性成像图像的方法。在Baghani等人的文献中,机械扫描超声换能器的扫描运动与组织运动的已知频率同步,以便产生在时间和空间上有规律地间隔开的一组组织位移估计。这些位移估计可用于使用本领域中已知的技术(例如局部空间频率估计器)来计算弹性图像。被给予这种弹性成像的一般名称是定量剪切波振动弹性成像。

[0011] 当在胸腔下的深层组织中需要定量超声剪切波振动弹性成像图像时,一系列问题出现。通常,当使用任何超声成像技术时,胸腔的存在会引起困难,因为骨头阻碍成像场。

[0012] 仍然需要对用于执行特别是腹部中的器官(例如肝脏)的弹性成像有用的实用的有成本效益的装置和方法。

[0013] 概述

[0014] 本发明提供了用于剪切波弹性成像的装置和方法。本文描述了允许深的一致的剪切波透过胸腔传输到组织中的特定的示例机械和电气设计。本发明还描述了用于牢固地支撑和固定超声换能器使得障碍物被避免并且大的感兴趣区域或体积是可见的装置。

[0015] 本发明的示例方面非限制地包括:

- [0016] • 在患者的体内产生剪切波的装置;
- [0017] • 用于将剪切波传输到患者的体内的方法;
- [0018] • 用于控制在患者体内的剪切波的方向的方法和装置;
- [0019] • 用于在弹性成像中改善振动结节的效应的方法和装置;
- [0020] • 用于优化在弹性成像中使用的剪切波的场的方法和装置;
- [0021] • 用于产生弹性图像的方法和装置;
- [0022] • 用于测量机械特性(例如活的人类或动物的组织的杨氏模量、硬度和/或粘度)的方法和装置;以及

[0023] • 用于确定在活的人类或动物的肝脏或其他器官中的组织的机械特性的方法和装置。

[0024] 根据所公开的实施例的系统可以应用于执行稳态剪切波绝对弹性成像,以测量肝组织的杨氏模量。

[0025] 根据本发明的一个示例方面,提供了一种用于超声弹性成像的装置,其包括:外部振动器,其包括尺寸被制造成支撑患者的背部的至少一部分的大体平坦、坚硬的患者接触构件、耦合成驱动患者接触构件的振动的至少一个激励器;超声成像系统,其包括超声换能器、操作来驱动超声换能器以发射超声脉冲并接收超声回波信号的驱动电路;数据处理器,其被配置为处理超声回波信号以检测和测量对应于由外部振动器产生的剪切波的运动。

[0026] 在一些实施例中,激励器包括相对于患者接触构件可移动的质量块,以向患者接触构件传递惯性反作用力。质量块可以在基本上平行于患者接触构件的平面的方向上移

动。质量块可以包括不平衡的转子,且激励器可以包括连接成驱动转子的旋转的电机。质量块可以包括配重,且激励器可以包括被连接以使配重相对于患者接触构件做往复运动的致动器。

[0027] 在一些实施例中,患者接触构件在平行于配重的往复运动的路径的第一方向上比其在横向于配重的往复运动的路径的第二方向上更宽。患者接触构件可以具有在第二方向上的30cm或更小的长度。患者接触构件可以具有在40至80cm的范围内的宽度和在10至20cm的范围内的长度。

[0028] 该装置还可包括在患者接触构件的上表面上突出的耦合器,耦合器抵靠患者的胸腔的相对两侧是可接合的。激励器可安装成相对于患者接触构件旋转,使得配重相对于患者接触构件做往复运动所沿着的方向的对准是可调整的。患者接触构件可以包括在相对两侧上用纤维增强塑料片覆盖的芯。患者接触构件的下表面可以形成有曲率和/或位于中心的支轴,使得患者接触构件可以摇动。质量块可以在基本上垂直于患者接触构件的平面的方向上移动,使得由质量块的运动引起的在患者接触构件上的惯性力引起患者接触构件的摇动。

[0029] 在一些实施例中,患者接触构件被支撑在顺应性支撑件上。顺应性支撑件可以包括一个或更多个枕头、一个或更多个充气垫和/或一个或更多个弹簧。

[0030] 在一些实施例中,所述至少一个激励器包括多个激励器。所述至少一个激励器可以包括可变频率激励器。可变频率激励器可操作来激励患者接触构件具有在45Hz至70Hz的范围内的一个或更多个频率的振动。该装置还可以包括安装到患者接触构件的一个或更多个加速度计。该装置还可以包括安装到患者接触构件的相机。

[0031] 超声换能器可以由远程旋转中心机构支撑,该远程旋转中心机构允许超声换能器的成像平面的旋转而不改变超声换能器与患者的接触点。远程旋转中心机构可以包括耦合到换能器支撑件的连杆。连杆可以包括平行四边形连杆。该装置还可以包括可操作来固定远程旋转中心机构的配置的锁。换能器可以被安装成允许换能器围绕大致垂直于超声换能器的成像阵列中的元件所位于的表面而定向的轴旋转。

[0032] 在一些实施方式中,至少一个激励器由驱动器驱动。

[0033] 在一些实施例中,超声成像系统的操作的定时与外部振动器的振动同步。在另外的实施例中,超声成像系统还可以包括超声成像系统时钟,至少一个激励器还包括至少一个激励器时钟,并且超声成像系统时钟和至少一个激励器时钟被同步。

[0034] 处理器可以被配置成通过下列操作来优化相对于由超声换能器成像的平面的剪切波方向:处理超声回波数据以确定剪切波的视波长,并以使剪切波的视波长减小的方式调整外部振动器的一个或更多个操作参数。外部振动器的一个或更多个操作参数可以包括下列项中的一个或更多个:至少一个激励器中的一个或更多个激励器的操作的频率、至少一个激励器中的第一激励器和第二激励器的操作的相对相位、至少一个激励器中的一个或更多个激励器的操作的振幅、以及至少一个激励器中的一个或更多个激励器的振动的方向。处理器可以被配置成当超声换能器的定向改变时实时地控制外部振动器的一个或更多个操作参数,以针对超声换能器的每个定向最小化剪切波的视波长。处理器可以被配置成控制至少一个激励器中的多个激励器的相对相位,以最小化剪切波的视波长。

[0035] 在一些实施例中,数据处理器被配置成处理回波信号以识别位于感兴趣的体积中

的剪切波结节,并以使结节移动或消失的方式控制外部振动器的一个或更多个操作参数。外部振动器的一个或更多个操作参数可以包括下列项中的一个或更多个:至少一个激励器中的一个或更多个激励器的操作的频率、至少一个激励器中的第一激励器和第二激励器的操作的相对相位;以及至少一个激励器中的一个或更多个激励器的操作的振幅、和至少一个激励器中的一个或更多个激励器的振动的方向。数据处理器可以被配置为通过处理超声回波信号来识别剪切波结节,以识别在感兴趣区域内具有预定尺寸和形状的结节体积,在该感兴趣区域中最大组织运动低于阈值。结节体积可以是球形的。结节体积可以具有在10mm至25mm的范围内的直径。

[0036] 在一些实施例中,超声成像系统被配置成在标准超声成像模式和超声弹性成像模式之间交替地操作,在标准超声成像模式中超声成像系统获取 B模式超声图像,而在超声弹性成像模式中超声成像系统获取用于弹性成像的数据。

[0037] 在一些实施例中,处理器被配置为计算所测量的组织位移的质量度量,并且至少部分地基于质量度量来控制外部振动器。质量度量可以包括信噪比。质量度量可以包括确定剪切波的所测量的相量幅度是否高于下阈值和低于上阈值。计算质量度量可以包括将在感兴趣的体积中的点附近的组织位移的空间频率与空间频率的预定范围进行比较。计算质量度量可以包括确定对在一点处的组织位移的时间序列多么好地拟合预定波模式的度量。预定波模式可以是具有等于外部振动器的振动频率的频率的正弦函数。

[0038] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于超声弹性成像的装置,其包括:外部振动器,其包括部分刚性的带和耦合到该带的至少一个激励器;超声成像系统,其包括超声换能器、操作来驱动超声换能器以发射超声脉冲并接收超声回波信号的驱动电路;数据处理器,其被配置为处理超声回波信号以检测和测量对应于由外部振动器产生的剪切波的运动。在一些实施例中,至少一个激励器包括多个激励器。

[0039] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于超声弹性成像的装置,其包括:超声成像系统,其包括超声换能器、操作来驱动超声换能器以发射超声脉冲和接收超声回波信号的驱动电路、以及耦合到超声换能器的至少一个激励器;数据处理器,其被配置为处理超声回波信号以检测和测量对应于由外部振动器产生的剪切波的运动。在本发明的一些实施例中,至少一个激励器基本上包围超声换能器。

[0040] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于执行弹性成像的方法,该方法包括:通过使材料(material)所在的患者接触构件振动来在材料中产生剪切波,并获得对应于在材料中的感兴趣的体积的超声回波数据;处理超声回波数据以确定由在感兴趣的体积内的剪切波引起的材料的运动,并处理材料的运动以确定在对应于超声回波数据的平面中的剪切波的视波长;通过调整振动的第一组一个或更多个参数来使在对应于超声回波数据的平面中的剪切波的运动的方向对准以最小化视波长。

[0041] 在一些实施例中,材料是在人类或动物受试者的腹部内的组织。感兴趣的体积的全部或部分可以位于人类或动物受试者的肝脏内。该方法还可以包括处理材料的运动以识别在感兴趣的体积内的剪切波中的结节,并通过调整振动的第二组一个或更多个参数来移动或消除一个或更多个结节。

[0042] 一个示例系统包括:与患者接触的机械振动器或激励器、用于激励器的带和支撑件;超声换能器支撑件和定位系统;以及控制系统,其包括被配置为解释组织运动并控制激

励信号的软件和硬件。振动器激励器可操作来摇动成像区域。

[0043] 本发明的另一方面提供了使用如本文所述的装置来执行人类肝脏的弹性成像的方法。在一些实施例中,超声换能器被放置在人类受试者的肋骨之间,并且该方法涉及操作超声成像系统以检测和测量与由外部振动器在人类受试者的肝脏的组织中产生的剪切波相对应的运动。在一些示例实施例中,人类受试者躺在外部振动器上。外部振动器可以具有延伸的表面,并且可以被定位成靠近人类受试者的肝脏。在一些实施例中,使外部振动器的表面以在40Hz至75Hz的范围内的频率在水平方向上振动。在一些实施例中,水平方向通常可以与人类受试者的脊柱成直角。在一些实施例中,外部振动器位于人类受试者和人类受试者躺着的床的床垫之间。

[0044] 另外的方面和示例实施例在附图中被图示和/或在以下说明书中被描述。

[0045] 附图简述

[0046] 附图图示本发明的非限制性的示例性实施例。

[0047] 图1是描绘在本发明的示例实施例中用于保持激励器与患者接触的半刚性半弹性带的图。

[0048] 图2是描绘在本发明的另一示例实施例中沿着激励器带放置的若干激励器的图。

[0049] 图3A和图3B分别示出了可应用于从在肋骨之间或在胸腔下方对肝脏成像的换能器放置。

[0050] 图4A是描绘示例换能器支撑件和使用附接到由肩带支撑的带的可锁定可调整支撑件进行定位的图。

[0051] 图4B是描绘图4A的换能器支撑件和定位结构的图。

[0052] 图5A是描绘具有远程旋转中心的换能器支撑件的图。

[0053] 图5B是图5A的换能器支撑件的特写图。

[0054] 图6是描绘包括可以放置在处于仰卧位置中的患者下方的大平坦表面的可选的激励器机构的图。

[0055] 图7A是描绘附接到两个激励器的换能器的图。

[0056] 图7B是描绘附接到四个激励器的换能器的图。

[0057] 图8A描绘由充当振动源的激励器包围或围绕的换能器。图8B是图 8A的换能器的放大视图。

[0058] 图9A和图9B是描绘如何可以使用最短剪切波长来确定剪切波方向何时平行于超声图像的平面的示意图。

[0059] 图10A是描绘患者在根据本发明的实施例的激励器板上的图。

[0060] 图10B是描绘患者在激励器板上的图,其中激励器附接在激励器板下方。

[0061] 图10C是描绘患者在激励器板上的图,其中激励器在水平方向上产生力且耦合器将力传输到肋骨。

[0062] 图10D是描绘患者在激励器板上的图,其中附接到激励器板的相机跟踪换能器。

[0063] 图11是示出患者躺在包括顶部安装的激励器的外部振动器上的图。

[0064] 图12是图示本发明的示例实施例的高级框图。

[0065] 图13是可由图12的控制器执行的方法的高级流程图。

[0066] 图14是根据另一实施例的可由图12的控制器执行的方法的高级流程图。

[0067] 示例实施例的详细描述

[0068] 贯穿以下描述,陈述了具体细节以便提供对本发明的更完全的理解。然而,本发明可以在没有这些细节的情况下实施。在其他情况下,众所周知的元素未被详细地示出或描述以避免不必要地使本发明不清楚。因此,说明书和附图应当从说明性而不是限制性的角度被看待。本文中所公开的特定细节不应被解释为限制性的,但更确切地作为用于教导本领域中的技术人员如何以实际上任何详述的系统、结构、或方式来利用本发明的代表性基础。

[0069] 本发明可应用于对人类或动物的腹部进行成像,但是本发明也可用于对身体的其他部分进行成像。肝脏被用作可以用本发明成像的器官的例证性示例。

[0070] 在整个本文件中:“激励器”指具有与患者接触的部件的设备或机构,其振荡以摇动或振动组织。激励器可以由合适的激励信号驱动,以在选定的时间段期间连续地摇动或振动组织。“换能器”或“超声换能器”是包含压电晶体的阵列的探针,其可以发射高频声波并接收回波,以提供可应用于图像重建和组织位移跟踪的空间信息,“带”是可以紧紧地缠绕在患者周围并固定在适当位置上的带。可以使用钩和环紧固件(例如Velcro™)或其他紧固件来固定带。带可以支撑激励器和超声换能器的附件和保持件。

[0071] 图1示出了可用于保持激励机构或“激励器”102的半弹性半刚性带 105。带105具有刚性部分103,该刚性部分103缠绕在患者的背部(后部)周围以将激励器102固定在患者的右侧上的适当位置上。带105的弹性部分104缠绕在患者的正面(前部)周围。部分104的弹性允许患者的胸腔在呼吸期间膨胀和收缩。激励器带105用于将激励器102定位在患者皮肤上跨越肋骨8-12的区域106中,肋骨8-12又振动并将一致的激励波提供到肝组织内。激励器102足够宽,使得它同时与几个肋骨接触,以确保振动被传输到胸腔且不在肋骨之间的空间中被吸收。

[0072] 在可选的实施例中,激励器102被安装在带105的非弹性部分上,在一些实施例中安装在带105的刚性部分上。在其他可选实施例中,带105 沿其全部或大部分长度是弹性的。带105为一个或多个激励器102提供锚。激励器102可以在带105上的固定位置处和/或可以相对于带105是可调整的。

[0073] 图2示出了提供足够的剪切波强度的设置的另一个可能的实施例。在这里,多个激励器102沿着带105放置,以增加波传播和覆盖。这允许更深地在肝脏或腹部的其他器官的组织内的硬度测量。

[0074] 超声换能器101的适当放置便于对肝脏或其他腹部器官进行成像。图 3A和图3B示出了用于察看肝脏的两种不同方法。在图3A中,换能器101 被放置在患者的右手侧上的两个肋骨301之间。虽然在透过骨头看组织时不可能获得超声图像,但是有可能透过在肋骨之间的较软组织察看器官,例如肝脏。作为示例,肝脏在右手侧上紧接着位于胸腔302内部,因此它可以很容易地以这种方式被察看到。其他器官可以在肋骨之间可用的其他视场中被成像。在图3B中,换能器101放置在胸腔302的下方(下面)。在图3A和图3B中,还示出了激励器102的合适的示例位置,以供参考。

[0075] 图4A和图4B示出了将超声换能器101附接到激励带105的一种方式。六自由度支撑件401保持和定位换能器101,以获得肝脏或其他感兴趣组织的良好图像。一旦换能器101已经被定位和旋转,使得肝脏可以被看到,支撑件401被锁定以保持换能器101固定。肩带402

可以被设置成一旦其被锁定就位就限制换能器101的运动。

[0076] 一些实施例获取三维超声数据,该三维超声数据可以被处理以测量在所成像的组织中的剪切波的特性。可以例如通过移动超声换能器使得成像平面扫过体积来获取三维超声数据。例如,该移动可以包括使超声换能器相对于位于图像平面中或平行于图像平面的横轴倾斜,使超声换能器围绕纵轴旋转和/或使超声换能器平移。

[0077] 例如,在一些实施例中,可以通过将二维阵列扫过小角度(例如,在 10至20度的范围内的总角度)来获取三维图像。然而,在这种扫描期间,换能器101可以沿着组织的表面移动,改变从其对组织进行成像的位置。虽然位置的这个变化通常不是问题,但是它使通过小窗口成像变得困难,例如当在肋骨301之间成像时(见图3A)。

[0078] 为了使成像变得更容易,一些实施例提供远程旋转中心机构501,其可用于旋转成像平面,但在组织上保持同一接触点。图5A和图5B示出了远程旋转中心机构501的示例。图5A和图5B示出了一个示例实施例,其中远程旋转中心机构501与换能器支撑件集成在一起。

[0079] 如图5A和图5B中所示,换能器101被安装在平行四边形连杆上,使得成像阵列101A保持在由稳定器机构401限定的给定位置处,稳定器机构401可以通过锁定手柄403或手柄403和404被锁定就位。平行四边形连杆可以绕其接头502和503枢转,允许换能器101绕成像阵列101A枢转。稳定器机构401可以在外部被构建以移动换能器,或者被小型化并构建在换能器壳体内以相对于换能器壳体移动换能器阵列(例如101A)。稳定器机构401可允许换能器101绕平行于肋骨的轴旋转。在一些实施例中,旋转轴可以平行于两个相邻肋骨并位于两个相邻肋骨之间。换能器101可以围绕穿过与患者的组织的接触的点的轴旋转,或者可以围绕穿过在接触点下方的点(例如,在接触点处的皮肤下方3cm)的轴旋转。当在患者的肋骨之间察看时,可以处理图像数据以识别和丢弃由患者的相邻肋骨产生的阴影信号。

[0080] 稳定器机构401可以允许换能器101旋转一个小角度,例如在每个方向上旋转5°至10°的范围内的角度或者10至20°的总角度。在其他示例实施例中,换能器可以在一个或两个方向上旋转小于7°或大于10°的角度。

[0081] 在一些实施例中,换能器101可以围绕纵向(纵)轴(例如,大致垂直于成像阵列101A中的元件所位于的表面的轴)旋转。换能器101围绕纵轴的旋转可以允许操作者改进剪切波与换能器的成像平面的对准。

[0082] 图6示出了可用于对肝脏或其他器官成像的不同示例装置。在该实施例中,包括大平板601的激励器600用于从躺在仰卧位置中的患者下方摇动组织。激励器600被设计成使得其足够薄以舒适地被放置在患者背部下方。可以提供用于调整激励器600的高度602的机构。高度602可被调整以确保与患者背部603的良好接触和剪切波传输。在可选的实施例中,激励器600被容纳在患者正躺着的表面中的凹部(未示出)中。

[0083] 图7A和图7B示出了可如何组合多个配置以最大化来自每个设计特征的益处。多个激励器102可以直接附接到换能器101。可以可选地使用带 105、肩带402和六自由度远程旋转中心换能器支撑件401、501来放置和固定换能器101。激励器102可以共同跨越几个肋骨(例如,跨越7至15cm 的距离)。在一些实施例中,每个激励器102具有大的平坦覆盖区。

[0084] 图8A和图8B示出了包括不同激励器801的另一种配置,该激励器 801具有完全或基本上环绕换能器101的平坦圆环或环形状。激励器801 附接到换能器101,换能器101可以可选地使用上述任何机构来被支撑。

[0085] 在该系统的任何实施例中,可以可选地控制和操纵激励信号和模式,以通过剪切波来优化感兴趣组织(例如肝脏)的覆盖范围。激励信号可以由一个或更多个激励器提供。每个激励器可以由所选择的激励信号驱动,该所选择的激励信号可以包括一个频率或一个以上的频率。激励信号可以响应于由换能器接收的信号而被手动或自动地调整。例如,如果剪切波太小而不能被换能器准确地测量,则一个或更多个激励信号的振幅可以被增加以产生更大的组织运动。

[0086] 两个或更多个激励频率可以同时被同一激励器或被不同激励器应用。可以操作两个或更多个激励器来以不同的相对相位和振幅来激励患者的组织,以便产生覆盖适当大的体积的三维图案。可以基于患者尺寸、初始波振幅和方向或者自动地基于检测到的波来选择激励频率。

[0087] 如果使用2D超声,则操作者可以手动地移动探针,同时观察因而得到的超声图像,以确定覆盖适当大的体积的剪切波的三维图案是否已经被获得。

[0088] 在示例实施例中,系统实时地显示被检查的组织的超声图像和剪切波的图像。使用2D超声换能器,操作者识别“中心”平面,该“中心”平面是穿过组织的平面,其基本上针对换能器的运动的给定范围提供组织的最大横截面。

[0089] 当产生给定的剪切波模式时,可出现被称为结节的某些区域。在结节处或其附近有相对小的组织运动。结节在超声图像中显现为有很小运动的区域。如果没有组织运动,就不能准确地确定组织弹性。在正在被成像的感兴趣的体积中的这样的结节的的存在可导致不可靠的弹性估计。

[0090] 在组织中的结节区域可以被限定在具有低于给定阈值(例如100微米)的最大组织运动的预定组织区域(例如给定直径(例如20mm)的球体)上方。在一些实施例中,超声数据被处理以自动检测这样的结节区域。

[0091] 在一些实施例中,控制驱动一个或更多个激励器的信号以避免在感兴趣的体积内的结节和/或使结节从感兴趣的区域的一部分移动到另一部分,从而允许测量在整个感兴趣的区域中的组织弹性。这可手动地或自动地完成。

[0092] 在一些实施例中,驱动一个或更多个激励器的信号由振动控制软件控制。振动控制软件可以例如控制一个或更多个信号的相位和/或频率和/或振幅,以便使任何结节从一个位置移动到另一个位置。这可以实现组织的整个区域的弹性成像。

[0093] 可以调整一个或更多个激励器的振动频率,直到在组织中的特定位置处发现的结节区域被消除为止。频率可以通过挑选一系列频率来进行调整,或者可以使用顺序或连续测量基于反馈回路来自动地进行调整。

[0094] 在示例实施例中,被收集用于在45Hz、50Hz、55Hz和60Hz的频率下进行激励的数据。通常,可以收集用于在1个、2个、3个、4个或更多个频率下进行激励的数据。对于更深的腹部成像,情况通常是频率在50Hz至60Hz范围内或附近。可以基于患者的特征(例如患者的尺寸和/或正在被成像的器官(例如患者的肝脏)的尺寸或配置)来调整这些频率。对于较小的患者,高达70Hz或可能高于70Hz的频率可能是合适的。对于较大的患者,低至45Hz或低于45Hz的频率可能是合适的。可选地,可以调整两个或更多个激励器的相对相位,直到在组织的特定位置处的结节区域被消除或充分移动以获得在组织的特定位置处的弹性的度量为止。

[0095] 可以通过改变驱动激励器的激励信号的频率和/或相位来调整由一个或多个激励器的激励产生的剪切波的方向。当与剪切波相关联的组织运动在与成像平面相同的平面中时,可以做出最准确的弹性估计。组织运动的基于超声波的测量在组织运动平行于超声波传播的场合可能比当组织运动不与超声波传播方向对准时具有显著更高的精度。在一些情况下,通过在剪切波的影响下的组织运动的方向与超声波传播方向的对准,分辨率可以提高一个数量级。

[0096] 图9A和图9B图示了示例剪切波902及其方向901,其可以通过改变驱动激励器102的激励信号的相对相位来进行控制。当剪切波方向平行于超声成像平面时,如在超声成像平面903中看到的所感知的波长904+905 被显示为最短的905。对于3D换能器,超声成像平面903被解释为成像体积的中心平面。在事先不知道剪切波901的方向的情况下,为了使换能器轴903与波方向901对准(如果可能的话),仅沿线或在平面内测量组织运动的系统将倾向于高估组织硬度,因为它的测量提供比剪切波的实际波长更长的波长。

[0097] 通过改变剪切波的方向直到最短的剪切波长被获得为止,由激励器系统102传递的剪切波可以被控制为平行于在给定感兴趣区域中的成像平面。在一些情况下,这可以针对感兴趣的体积的不同部分单独地完成。

[0098] 在一些情况下,可能希望通过重新定位一个或多个激励器或者通过修改一个或多个激励器的激励信号的频率和/或相位来手动地调整剪切波的传播方向,以便针对给定患者优化波传播。例如,在一些肥胖患者中,可能希望使剪切波在修改的方向上透过身体进行传播。

[0099] 可以基于测量的序列使用闭环来自动控制剪切波的方向。例如,超声数据可以被处理以确定在所成像的组织中的剪切波的波长和激励信号参数(例如,频率、相位和/或振幅可以变化,直到所测量的波长的最小值被达到为止)。对最小值的系统性搜索可以以规则的间隔或沿着从相位、频率和振幅的小变化估计的局部梯度使用对这些相位、频率和振幅的采样。

[0100] 在一些实施例中,激励器或几个激励器可以直接附接到换能器(见图 7A和图7B),使得剪切波直接背向换能器端面传播。操作者可以通过移动换能器来调整成像平面,以使成像平面与最大组织运动的方向对准。

[0101] 较低的激励频率提供更深的穿透和增加的组织位移振幅。折衷是,在较低的频率下,因而得到的弹性图像的分辨率较低。组织的弹性的测量可以在更高的激励频率下提供更高的分辨率,因为波长更短并且剪切波的更多周期可以在更高的激励频率下每单位距离进行测量。针对给定患者的最大频率分量可以通过调整激励频率并测量组织位移的振幅来发现,以验证信噪比是合理的。

[0102] 互相关方法可用于确定信噪比。可以通过互相关来比较在间隔开的时间拍摄的超声图像的相对应的斑块(patch),以测量组织运动。1.0的相关性意味着超声图像是无形变的,并且仅仅由于剪切波运动而移位。低相关性指示图像明显不同,例如是由于噪声或变形引起的。在相关性大于0.9 的时,合理的信噪比被发现满足。

[0103] 另一种信噪比度量可以从在间隔开的时间获得的位移测量到相量(振幅和相位)拟合过程的拟合来进行确定,相量拟合过程评估位移测量在激励频率下与纯正弦波形如何紧密地相似。完美拟合给出零的误差,意味着样本描绘出完美的正弦曲线。通过这种方法,

假设时域位移是实际位移信号。在所测量的位移和拟合余弦之间的误差则为噪声,且信号的RMS与估计噪声的RMS之比是信噪比的度量。

[0104] 图10A至图10D呈现类似于图6的有利配置。这种配置允许进行肝脏测量的医学专业人员以类似于肝脏的常规超声成像的方式操纵超声换能器101,而同时受益于透过肝脏和遍及整个腹部的剪切波的强场。在没有重新定位激励器102或来自其在患者610上的干扰的情况下,换能器101 可以被放置在位置640上以对在患者的肋骨之间的肝脏进行成像或者在位置641以经腹部对患者的肝脏进行成像。

[0105] 沿着图10中的颅尾轴示出的患者610躺在放置在床垫612上的激励器板611的顶部上。板611被放置在患者的背部603下方,且类似于在图 6中呈现的板。已经测试且适合大多数患者的板尺寸轴向上在40和60cm (患者的左右方向)之间和宽10至20cm(患者的上下方向)。坚硬的光板是有益的。例如,板611可以包括一种结构,该结构包括在两面的任一面上用纤维增强塑料材料片(例如Kevlar™)或碳纤维增强的蜂窝芯。激励器板611可以安装有允许振动的增加的振幅的弹性层(未示出)。

[0106] 在一个实施例中,致动板611的运动的激励器102是惯性的,并通过线性或旋转地移动配重来产生力。

[0107] 在一个实施例(图10A、图10B、图10D)中,由激励器102产生的力在垂直方向上,通过作用于患者背部的板611的摇摆运动(rocking motion)产生力616、617。

[0108] 在一些实施例(例如图10C)中,由激励器102产生的力是水平的(在板611的平面内)。例如,力可以在患者的横向左方向上被引导,运动通过推压患者肋骨的耦合器619(直的或曲线的)传递给患者。耦合器619 可以例如包括在板611的顶侧上突出的可调整的垫子或支撑件,并且当患者躺在板611上时可以抵靠患者的胸腔的侧面。在一些实施例中,至少一个耦合器619是可移除的,以便于使在已经躺下的患者下方的板611滑动。

[0109] 在超声换能器在经腹部成像的前方时,图10C的布置可以允许最高幅度的组织运动在超声图像的最高衰减的区域中出现,并且允许最低衰减的超声在剪切波被更多地衰减的地方出现。因素的这个组合可以便于在整个成像平面中的准确的组织运动测量。

[0110] 在一些实施例中,由激励器102产生的力在对角方向上进行定向。对角力可以由一组激励器102传递,每个激励器施加水平力或垂直力,或者由一个或更多个激励器传递,每个激励器对角地传递力。

[0111] 在另外的实施例中,由一个或更多个激励器产生的力可以在方向上进行改变。可以例如通过改变在两个激励器之间的相位差来改变所施加的力的方向,例如一个激励器102如图10C所示的产生水平力,第二激励器102 如图10B所示的产生垂直力。例如,这种相位变化可被应用以使施加到板 611的净力的方向旋转或移动。作为另一个示例,旋转力可以由不平衡的旋转运动产生。例如,激励器可以包括被驱动来以期望频率旋转的不平衡转子。

[0112] 肋骨的运动可以限制或修改在患者的胸腔内的任何组织的运动。由一个或更多个激励器中的每一个激励器产生的剪切波的振幅、相位、频率或传播方向可以被修改以影响在胸腔内的组织运动。在一些实施例中,可以调整激励器和/或换能器的位置,以解释肋骨的几何形状和弯曲方向。

[0113] 在一些实施例中,激励器板611被放置在便于板611在板611的平面内运动的支撑

件上。例如,板611可以由下列项中的一个或更多个支撑:枕头(或一组枕头)625、一个或更多个充气垫、一个或更多个弹簧等。以允许板611相对容易移动的方式支撑板611,便于将更大振幅的剪切波传递到躺在板611上的患者的组织中。

[0114] 在一些实施例中,枕头可以是可充气枕头,以适应各种尺寸的患者,同时将类似弹簧的特性提供到床。在其他实施例中,枕头可以是医院枕头。在又一些其他实施例中,可以提供组合的激励器和枕头。组合的激励器和枕头可以允许因而产生的振动基本上独立于床、床垫和患者身体体型。

[0115] 板611可以具有各种配置。例如,板611可以形成有曲率620,以使沿着颅尾轴摇动患者变得更容易;或者根据床垫612的厚度和硬度,板611可以包括如图10B中所示穿透到床垫612内的支轴或龙骨621,以再次便于摇动患者的背部,以在腹部中产生剪切波。

[0116] 激励器102可以被放置在任何合适的位置上。例如,激励器102可以位于患者的一侧或两侧(例如,患者的左侧和/或右侧,如图10A和图10B中所示)上。激励器102可以被安装在板611上方(例如,如在图10A中的)、在板611下方(例如,如在图10B中的)或在板611中的切口(未示出)中。激励器102可以被安装在床垫的顶表面上方(例如,如在图10A中的)或者被安装到床垫表面的一侧(例如,如在图10B中的)。

[0117] 激励器板611可以容纳量化在患者肝脏下面的加速度或速度或位移的附加传感器(例如加速度计),或者容纳可以用于通过跟踪固定到换能器的目标630来定位超声换能器101的相机631。

[0118] 如上所述,可以控制所使用的激励频率以及它们的相对相位和振幅以:移除低位移结节(node),确保剪切波方向平行于成像平面和/或确保在给定感兴趣区域中的足够的总位移。考虑到所有这些标准,可以产生预设的激励信号,以为大多数情况产生最可靠的配置。对于任何给定的激励器,预设信号的不同频率之和不应高到使激励器的放大器饱和。

[0119] 对于较小的患者,预设信号可以使用比可对较大患者使用的频率更高的频率。较高的频率在组织中更快地衰减,并且可在观察深度较浅的地方被最容易地使用。与针对较大患者的一组示例频率45Hz、50Hz和55Hz相比,针对较小患者的一组示例频率为55Hz、60Hz和65Hz。

[0120] 在激励器更远离换能器的一些实施例中,激励器可以使用波的较低的一组频率和/或较高的振幅。对于肥胖患者和具有紧密的肋骨的患者,可以使用如图4A和图4B中所示的远程旋转中心,以允许换能器有效地在肋骨之间对准。

[0121] 在一些实施例中,组织位移的质量度量和/或在超声平面中的剪切波长的测量被实时地计算并用于调整激励信号,以便消除低位移结节和/或优化剪切波方向和振幅。梯度或其他类型的搜索可用于执行此优化。以这种方式,然后可以使用控制回路为特定患者实时地设置输入激励信号,以获得最准确的结果。

[0122] 质量度量的两个示例包括前面描述的信噪比的测量。通过设定在相量幅度上的最小阈值和最大阈值,可以建立另一质量度量。如果所测量的相量的幅度低于最小阈值,则这可能指示结节的存在或者剪切波没有足够穿透到组织中。此外,非常高的振幅可能指示组织正在经受大的应变,并且可能正以非线性应力-应变关系进行操作,这是不希望有的。可以通过在每个点周围应用窗口函数并然后将数据传输到频域并查看信号的空间频率接触来计算另一个质量度量,所述空间频率接触应该大部分在对应于预期弹性范围的范围内。

[0123] 另一个质量度量可以是用于在空间上拟合到数据上以找到弹性的拟合模型的误差。在上面引用的申请号为2012/000779的美国专利申请中描述了适合于该应用的拟合模型。例如,该模型可以是也具有对弹性范围的约束的波方程的FEM模型。一旦检测到具有良好波的区域,下一尝试就应该是控制波模式,以获得在成像平面中的最小波长。在该方法的一个实现方式中,操作者可以使用每个单独的激励器来工作,并在预设的频率和振幅步长上扫描,以发现哪些频率和振幅步长在ROI中产生良好的波。然后,操作者可以在这些频率和振幅当中选择产生最小弹性的任何频率和振幅。

[0124] 在一些实施例中,超声换能器和一个或更多个激励器可以被同步。在一些实施例中,可以使用激励器和换能器的内部时钟来获得换能器和激励器的同步。在一些实施例中,激励器和换能器一起被触发以被锁相。

[0125] 一些实施例提供了一种硬件控制器,其通过构造和/或软件来进行配置以执行进行下列操作中的一个或更多个的方法:

[0126] • 优化剪切波的方向(例如,以与超声成像平面对准);

[0127] • 控制剪切波的场以使结节被消除或移动;

[0128] • 针对成像任务优化剪切波的频率(例如以得到在成像深度和分辨率之间的良好平衡);

[0129] • 针对特定成像应用优化剪切波的振幅。

[0130] 控制器可以被连接以向一个或更多个激励器传递驱动信号以实现这些目的。可以响应于通过成像系统(例如超声成像系统)和/或一个或更多个附加传感器接收的反馈来控制驱动信号。这可能是闭环系统,其中质量度量用于控制激励器。一个或更多个附加传感器的示例是一个或更多个加速度计,其附接到在患者的身体上和/或在板或其他患者接触表面上一个或更多个点,振动通过该板或其他患者接触表面而传递到患者身体。控制器可以被配置成处理来自成像系统(其可选地与控制器集成)的图像以产生图像。图像可以包括常规图像(例如B模式超声图像)。控制器可以被配置成产生弹性成像图像。弹性成像图像可以通过不同的颜色来指示所成像的组织具有不同的机械特性(例如硬度、杨氏模量、和/或粘度)的区域。一些实施例提供一个或更多个显示器,其中可以同时显示B模式和弹性成像图像。

[0131] 在示例实施例中,控制器被连接以驱动多个激励器102。控制器被配置成通过监控目标体积的图像来优化在待成像的组织的目标体积中的剪切波方向以确定剪切波的视波长。这可以通过处理图像来完成以比较在目标体积的图像的序列中的特征的位置。传递给激励器102中的不同激励器的驱动信号的相位可以根据算法或搜索模式而变化,直到所确定的视波长被最小化为止。在一个实施例中,测量视波长,并且调整相位以最大化在换能器的方向上的平均感测到的位移(相量振幅变化),因为这将改进剪切波测量的质量度量。在另一个示例中,沿着换能器的方向所测量的平均剪切波波长被用作成本函数。然后可以调整阵列的相位以最小化成本函数。除了其他方法之外,优化算法,例如最陡下降,也可以用于最小化沿换能器的方向的剪切波波长。

[0132] 在另一示例实施例中,控制器被配置成处理图像(例如,目标体积的超声图像)的序列,以识别在来自一个或更多个激励器102的在剪切波的影响下非常小的组织位移的任何区域。如果找到这样的区域,则控制器可以自动调整被输送到一个或更多个激励器102的

驱动信号的频率和/或相位和/或振幅,以确定是否可以找到驱动信号的一组频率和/或相位和/或振幅,其中可能的结节消失或移动到另一个位置。

[0133] 可选地,仅针对满足条件的区域来完成这种调整。控制器可以识别组织位移低于阈值的区域,并且如果这些区域大于某个阈值大小则如上执行调整。

[0134] 在一些实施例中,控制器可以被配置成获取驱动信号的两组或更多组不同频率和/或相位和/或振幅的数据集,处理使用这些驱动信号组中的每一组获取的图像以获得关于目标区域的一组弹性成像图像数据,根据每组得到的弹性成像图像数据中的位置来执行对弹性成像图像数据的可靠性的评估(例如,这可以基于所测量的组织位移),且然后使用从评估得到的可靠性数据以在合成图像的每个部分中使用最可靠的数据(和/或排除最不可靠的弹性成像数据)来引导目标区域的合成弹性成像图像的组合。

[0135] 在一个实施例中,在两个或更多个激励频率下进行测量,并组合测量的结果(例如,通过平均或加权平均)。在另一个实施例中,使用加权平均来组合测量,其中一个或更多个权重基于一个或更多个质量度量(例如,本文描述的任何质量度量)。

[0136] 在使用两组或更多组激励参数获取数据的场合,可以基于针对每组激励参数获得的结果的比较来确定用于组合根据使用每组激励参数获得的数据而计算的结果的权重。基于该数据集的结果(结果对该数据集是最一致的)可能比基于其他数据集的结果被更重地加权。在又一个实施例中,加权可以由在感兴趣区域内的测量的可变性来确定。这可能对检查肝组织是有用的,因为肝组织可能预期有大致均质的弹性图,除了在血管和边界(如隔膜)附近以外。

[0137] 图12图示了根据本发明的示例实施例的超声成像系统的操作。激励参数1202被提供给信号发生器1204A和1204B。信号发生器1204A和1204B分别向驱动器1206A和1206B输送信号,驱动器1206A和1206B分别驱动激励器102A和102B。虽然示出了两组信号发生器、驱动器和激励器,但是在不同的实施例中,可以有每组中一个或每组中多于两个。在一些实施例中,激励器的数量可以不同于驱动器的数量或信号发生器的数量。

[0138] 在一些实施例中,信号发生器1204A和1206B被配置成产生数字信号,该数字信号可被驱动器1206A和1206B使用来确定驱动激励器的频率、相位或振幅中的任何一个或更多个。驱动器1206A和1206B可以包括数模转换器。初始参数1202可以包括每激励器一个或更多个频率、相位、振幅和振动方向的集合。

[0139] 激励器102A和102B在患者的组织中产生剪切波。由剪切波产生的组织运动是通过换能器101观察的。换能器101向成像系统1208输出超声回波数据,成像系统1208向控制器1210提供成像系统数据。在一些实施例中,成像系统1208与控制器1210集成在一起。控制器1210可以被配置成处理来自成像系统的图像以产生弹性图像1212。在一些实施例中,弹性图像1212和/或超声成像数据是在用户界面1214上实时地产生的。

[0140] 控制器1210还可以被配置为对所生成的弹性图像和/或弹性图像所基于的数据应用各种质量度量中的任何一种。在各种情况下,控制器1210可以执行修改提供给信号发生器1204A和1204B的激励参数1202的例程,以便改进在感兴趣的体积的全部或部分中的质量度量。

[0141] 图13图示了根据本发明的实施例的图12中的控制器1210的操作的系统。激励器(未示出)将激励应用于患者的组织1220。换能器(未示出)对组织成像1222并产生成像系

统数据1224。控制器1210按扇区应用一个或更多个质量度量1226,并确定质量度量是否是可接受的1228。如果质量度量是不可接受的,则控制器修改激励参数1230,其然后被应用来驱动激励器(未示出)。如果控制器1210确定质量度量指示图像的至少一个扇区的数据是可靠的,则控制器1210记录可靠的扇区数据1232。如果控制器1210确定已经获得了关于在感兴趣的体积中的所有扇区的可靠的数据感兴趣的体积,则控制器1210可以根据所记录的扇区数据组合合成图像 1236。如果还没有获得关于所有扇区的可靠的数据,则控制器可以进一步修改激励参数1230。

[0142] 组合的合成图像作为弹性图像1212被输出,弹性图像1212可以被存储和/或发送用于显示给用户界面(见图12)。组合合成图像1236可涉及对弹性数据或超声成像数据应用校正以解释激励参数的差异。例如,可以应用频率和/或振幅校正来解释由在扇区之间的激励频率和/或振幅的差异导致的计算出的组织硬度的差异。在一些实施例中,成像系统数据1224 和/或弹性图像可以实时地被发送到用户界面。扇区可以意指超声图像的线的子集、或者线的子集的某个深度范围、或者在超声图像中的另一个合适的所选择的感兴趣的区域。

[0143] 当记录扇区数据时,可以使用多组激励参数来获得关于一些扇区或所有扇区的数据(例如,可以使用两个、三个或更多个不同的激励频率来获得关于一个或更多个扇区的数据)。在已经记录了针对给定扇区的多个数据集的情况下,控制器1210可以使用关于该扇区的所有数据集或数据集的子集。在一些实施例中,对于每个扇区,基于为该扇区的成像数据提供最佳质量度量的任何一个激励参数来选择单个数据集。在使用关于给定扇区的多个数据集的情况下,控制器1210可以可选地基于多个数据集中的每个数据集来计算组织特性,并(例如,通过平均或加权平均)组合结果。

[0144] 在一些实施例中,测量是在激励器的振幅、频率、和相位的实际值的范围内进行的,同时基于所获取的超声回波数据来监控质量度量。质量度量可以实时地被计算。质量度量可以被处理以确定每个激励器的最佳的一组振幅、频率和/或相位,其产生如根据质量度量确定的最佳结果。在一些实施例中,质量度量的趋势被用来指导对振幅、频率和/或相位的选择以尝试下一步。然后可以应用该最佳的一组激励参数来获取被处理用于产生弹性成像图像的数据。

[0145] 图14图示了图12的控制器1210的操作的系统。一组优化参数被确定。如在图13中的,激励器(未示出)将激励应用于患者的组织1220。换能器(未示出)对组织成像1222并产生成像系统数据1224。控制器1210 按扇区计算一个或更多个质量度量1226,并记录质量度量和参数1240。

[0146] 控制器1210然后检查参数的列表的所有激励参数是否已经运行1242。如果在列表上的所有参数尚未运行,则控制器将在列表中的下一组激励参数发送给激励器102(未示出) 1244。如果在列表中的所有激励参数已经运行,则控制器使用所记录的质量度量来确定一组优化参数1246。向激励器102发送优化参数1248,激励器102使用优化参数来产生激励1250。

[0147] 换能器101从组织获得超声回波数据1252以产生成像系统数据1254,该成像系统数据由控制器1210进行处理1256以产生弹性图像1212。在一些实施例中,弹性图像和中间成像系统数据被连续地发送到用户界面(见图12)。

[0148] 参数的列表可以被编程为包括各种患者的一系列实用值。在一些实施例中,控制器可以具有参数的多个列表,其中针对不同类型的患者优化不同的列表。例如,可能存在针对较大患者优化的参数的列表,包括激励器的低频输入的较大范围。在一些实施例中,当用优化的参数进行测量时,患者可以被固定。固定患者可能包括请求患者屏住呼吸一段时间,在这段时间内测量被进行。

[0149] 确定一组优化参数1246可以包括识别在感兴趣的组织的区域中不产生结节的一组或更多组参数。在一个实施例中,确定一组优化的参数1246 包括识别一组参数,对于该一组参数,跨越所有扇区的质量结果的最小度量高于对于任何其他参数组的跨越所有扇区的质量的最小度量。

[0150] 一些实施例提供了用于对组织成像的方法,该方法涉及将成像平面分成多个扇区。在每个扇区中的组织的运动可以通过向该扇区重复地输送超声能量的脉冲并从在该扇区内的结构接收超声回波信号来进行采样。这可以在激励频率的至少1/2周期、优选地至少1个周期的时间段内进行执行。例如,可以用大约10到30个时间上间隔开的超声脉冲来ping成像平面的一个扇区。由这些脉冲产生的回波信号允许在扇区中的组织的运动被测量。在一些实施例中,带通采样被用于分析剪切波运动。

[0151] 在一些实施例中,控制器1210被连接以接收来自附接到激励器102 的加速度计的信号。这种信号可用于验证激励器102的正确操作和/或控制激励器102的驱动信号的频率、相位和/或振幅。这种信号也可应用于补偿由在超声换能器101中的激励器102所引起的运动引起的组织运动的测量中的误差。

[0152] 本发明不限于使用超声成像作为成像方式的弹性成像。如上所公开的本发明的方面也可以或可选地使用其他成像方式(例如MRI成像)来实施。

[0153] 除非上下文清楚地另外要求,否则贯穿说明书和权利要求书:

[0154] • “包括(comprise)”、“包括(comprising)”及类似术语应当在包括界限的意义上被解释,与排他的和无遗漏的意义相反;也就是说,其意义在于“包括但不限于”;

[0155] • “连接的(connected)”、“耦合的(coupled)”或其任何变形意指在两个或更多个元件之间的直接或间接的任何连接或耦合;在元件之间的耦合或连接可以是物理的、逻辑的、或其组合;

[0156] • “本文”、“上面”、“下面”以及类似的输入的词当用于描述本说明书时应指作为整体的本说明书,而不是本说明书的任何特定的部分;

[0157] • 关于两个或更多个项目的列表的“或”涵盖该词的所有下面的解释:在该列表中的任何项目、在该列表中的所有项目、和在该列表中的项目的任何组合;

[0158] • 单数形式“一(a)”、“一(an)”、和“该(the)”也包括任何适当的复数形式的含义。

[0159] 在本描述和任何附随的权利要求(在存在时)中使用的指示方向的词例如“垂直”、“横向”、“水平”、“向上”、“向下”、“向前”、“向后”、“向内”、“向外”、“垂直”、“横向”、“左”、“右”、“前”、“后”、“顶部”、“底部”、“在…下面”、“在…之上”、“在…之下”等取决于所描述的和所示的装置的特定定向。本文描述的主题可以呈现各种可选择的方向。因此,这些方向性术语不是被严格地定义的并且不应当被狭义地解释。

[0160] 在本发明的示例实施例中的控制系统(例如控制器1210)可以使用下列项的任一个或任何组合来实现:特别设计的硬件、可配置硬件、通过能够在数据处理器、专用计算机

或数据处理器上执行的软件(其可选地包括“固件”)的设置而配置的可编程数据处理器和/或这些中的两个或更多个的组合,所述数据处理器、专用计算机或数据处理器被特别编程、配置或构造为执行如在本文解释的方法中的一个或更多个步骤。特别设计的硬件的例子是:逻辑电路、专用集成电路(“ASIC”)、大规模集成电路(“LSI”)、超大规模集成电路(“VLSI”)等。这些技术中的任何一种可以被配置为提供如本文所述的功能,例如处理超声数据以确定组织运动,处理所确定的组织运动以确定组织特性,生成用于显示的图像,控制外部振动器以执行如本文所述的优化,生成质量度量,对用于驱动一个或更多个激励器的参数执行反馈控制,等等。

[0161] 可配置硬件的例子是:一个或更多个可编程逻辑设备,例如可编程阵列逻辑(“PAL”)、可编程逻辑阵列(“PLA”)和现场可编程门阵列(“FPGA”)。可编程数据处理器的示例是:微处理器、数字信号处理器(“DSP”)、嵌入式处理器、图形处理器、数学协处理器、通用计算机、服务器计算机、云计算、大型计算机、计算机工作站等。例如,在设备的控制电路中的一个或更多个数据处理器可以通过执行在处理器可访问的程序存储器中的软件指令来实现如本文所述的方法。

[0162] 处理可以是集中式的或分布式的。在处理被分配的场所,包括软件和/或数据的信息可以集中地被保存或分配。可以通过通信网络例如局域网(LAN)、广域网(WAN)或互联网、有线或无线数据链路、电磁信号或其他数据通信信道来在不同的功能单元之间交换这种信息。

[0163] 在以给定顺序呈现过程或块的场合,可选的示例可以以不同的顺序执行具有步骤的例程或者采用具有块的系统,并且一些过程或块可以被删除、移动、添加、细分、组合、和/或修改以提供备选方案或子组合。此外,虽然元件有时被显示为顺序地被执行,但是它们也可以替代地同时或以不同的顺序被执行。这些过程或块中的每一个可以以各种不同的方式实现。此外,尽管过程或块有时被显示为连续地被执行,但这些过程或块可以替代地并行地被执行,或者可以在不同的时间被执行。

[0164] 也可以以程序产品的形式提供本发明的某些方面。程序产品可以包括携带一组计算机可读指令的任何非暂时性介质,指令当由数据处理器执行时使数据处理器执行本发明的方法。根据本发明的程序产品可以是以多种形式中的任何一种。程序产品可以包括例如非暂时性介质,例如包括软盘的磁性数据存储介质、硬盘驱动器、包括CD ROM、DVD的光学数据存储介质、包括ROM、闪存RAM、EPROM、硬连线或预编程芯片(例如EEPROM半导体芯片)的电子数据存储介质、纳米技术存储器等。程序产品上的计算机可读信号可以可选地被压缩或加密。

[0165] 在一些实施例中,可以使用软件来实现本发明。为了更清楚,“软件”包括在处理器上执行的任何指令,并且可以包括(但不限于)固件、常驻软件、微代码等。如本领域中的技术人员已知的,处理硬件和软件都可以全部或部分地是集中式的或分布式的(或其组合)。例如,软件和其他模块可以是通过本地存储器、通过网络、通过浏览器或在分布式计算上下文中的其他应用或通过适合于上面描述的目的的其他手段可访问的。

[0166] 当在上面提及部件(例如软件模块、处理器、组件、设备、电路等)时,除非另外指示,否则对该部件的提及(包括对“装置(means)”的提及)应当被解释为包括作为该部件的等效物、执行所描述的部件的功能的任何部件(即,其在功能上是等效的),包括与所公开的

结构在结构上不是等效的部件,其执行在本发明的所示出的示例性实施例中的功能。

[0167] 系统、方法和装置的具体示例已经在本文中为了说明的目的而被描述。这些仅是示例。本文提供的技术可以被应用于不同于上文描述的示例系统的系统。很多改变、修改、添加、省略、和置换在本发明的实施中是可能的。本发明包括对有技能的收件人 (addressee) 明显的对所述实施例的变化,包括通过下列操作而获得的变化:用等效的特征、元件和/或动作代替特征、元件和/或动作;来自不同实施例的特征、元件和/或动作的混合和匹配;将来自如本文描述的实施例的特征、元件和/或动作与其他技术的特征、元件和/或动作组合;和/或省略来自所描述的实施例的组的特征、元件和/或动作。

[0168] 因此,意图是所附权利要求和此后引入的权利要求被解释为包括如可以被合理地推论出的所有此类修改、置换、添加、省略、和子组合。权利要求的范围不应当被示例中陈述的优选实施例所限制,而是应当被给出与作为整体的说明书一致的、最宽泛的解释。

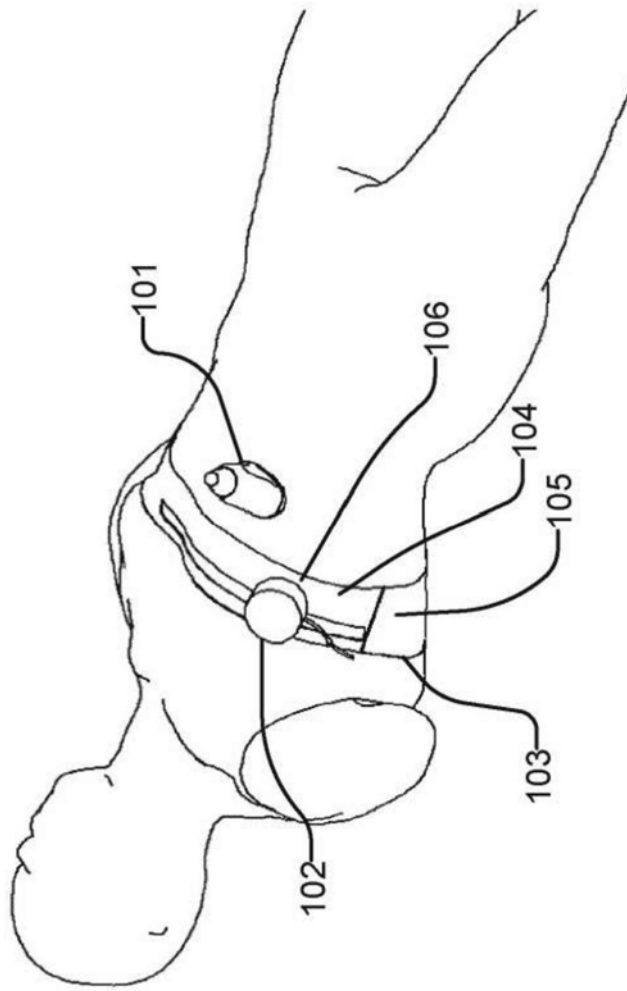


图1

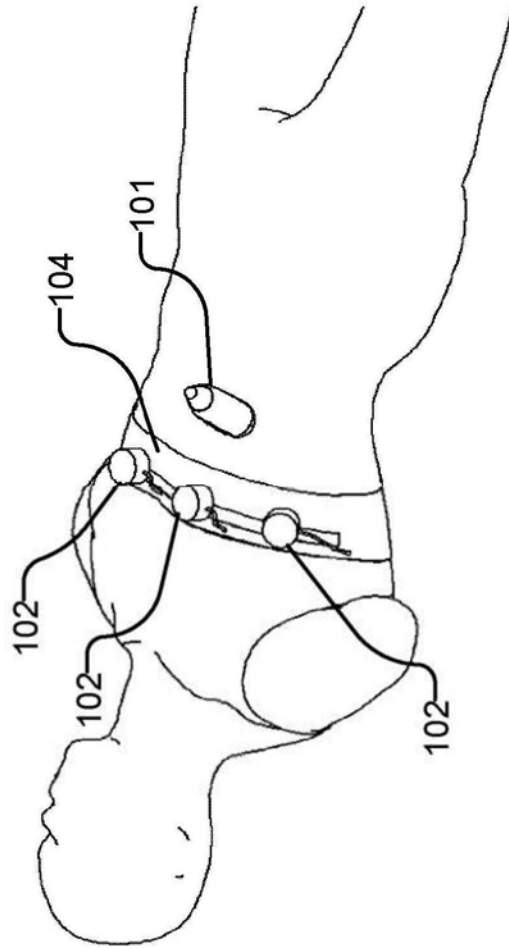


图2

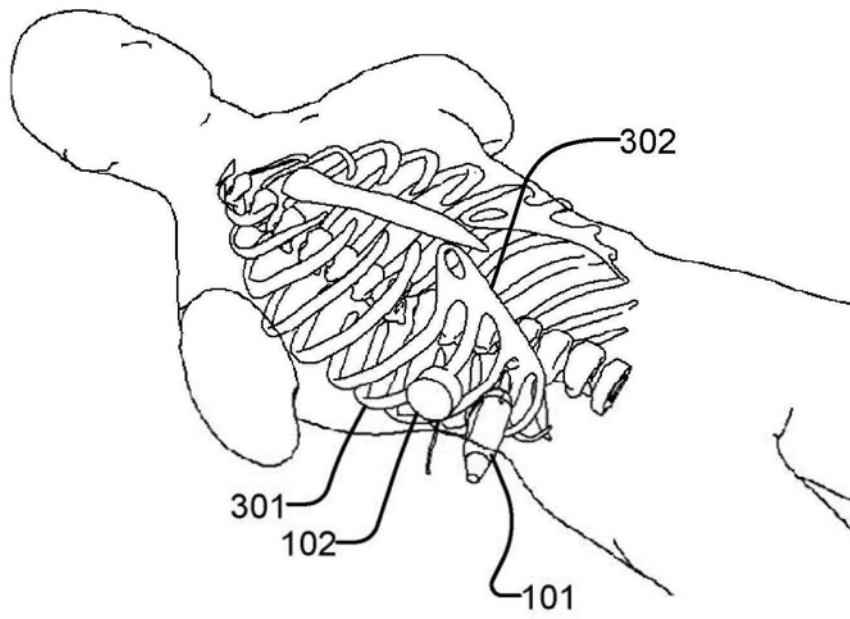


图3A

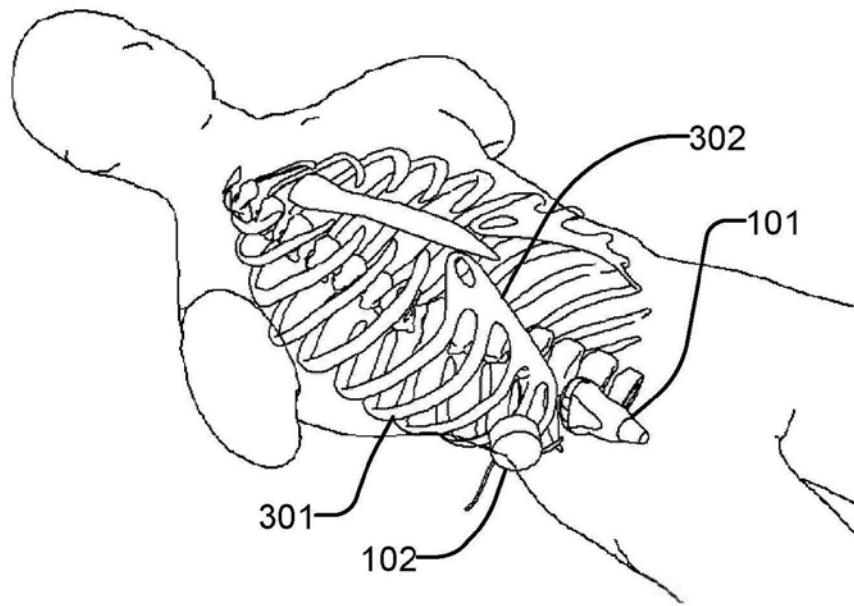


图3B

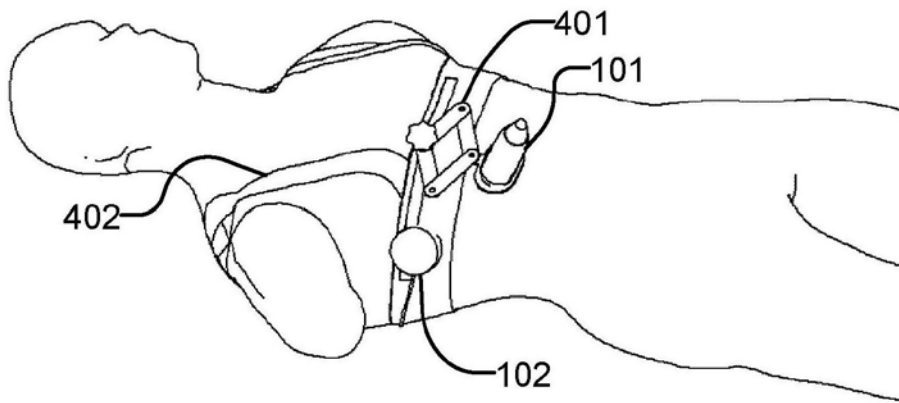


图4A

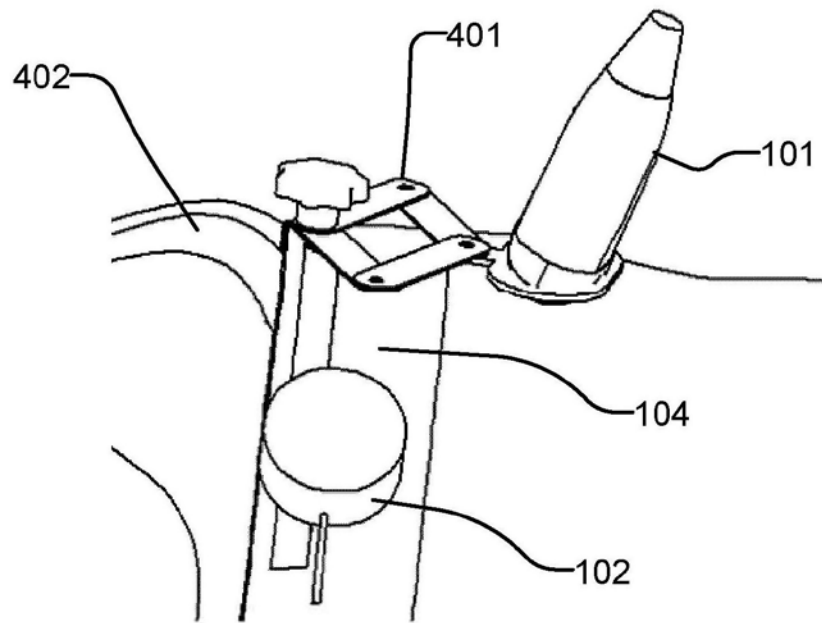


图4B

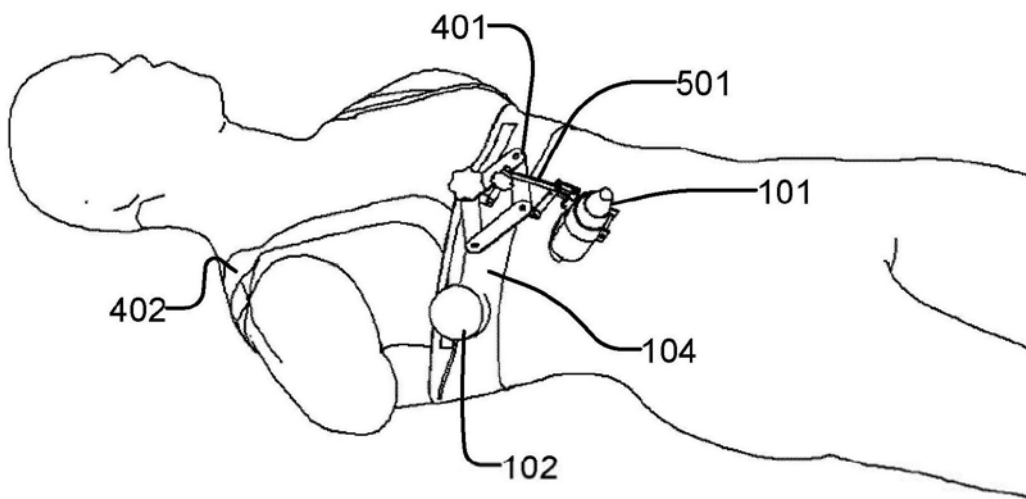


图5A

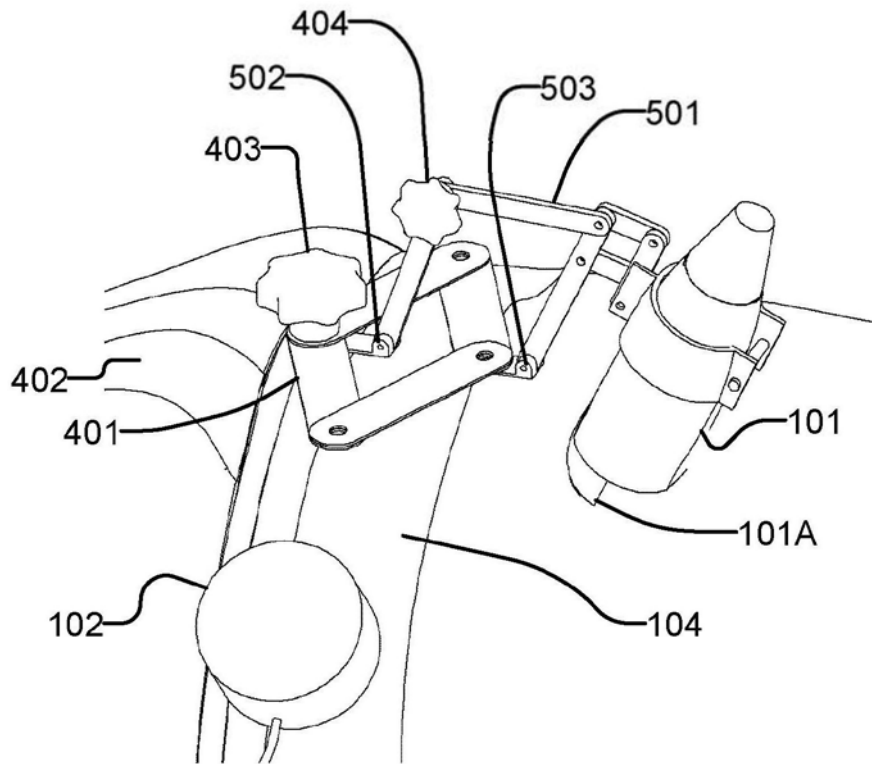


图5B

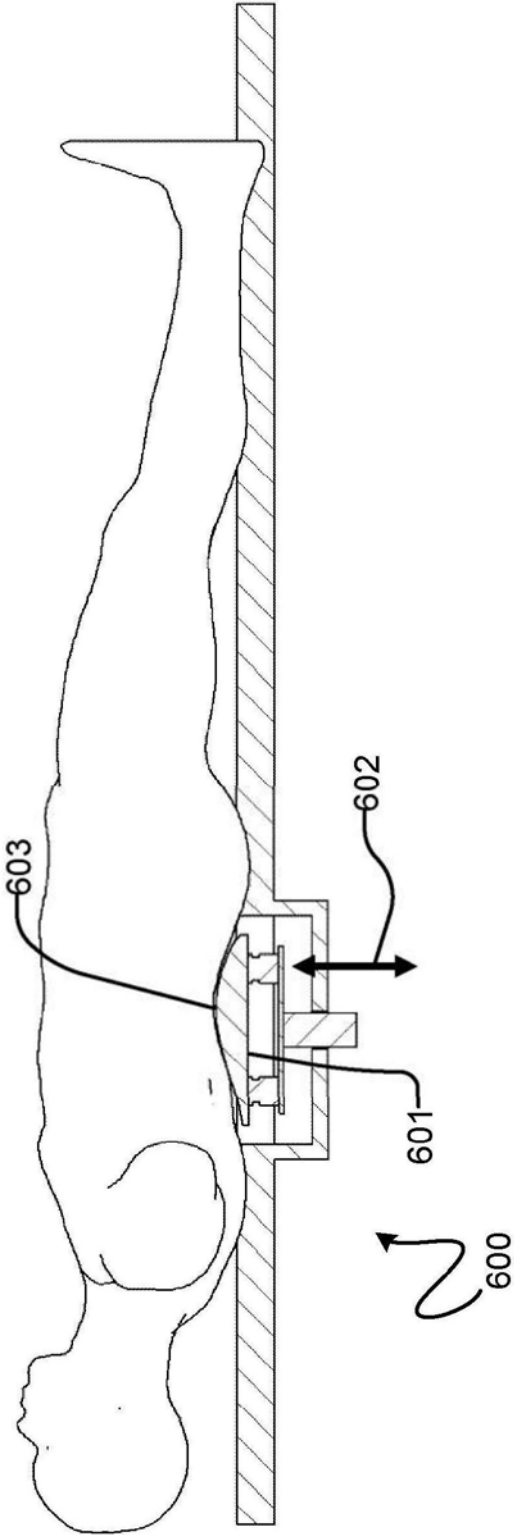


图6

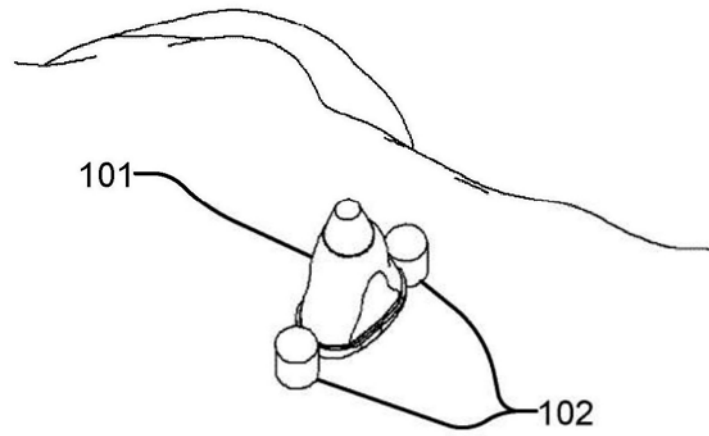


图7A

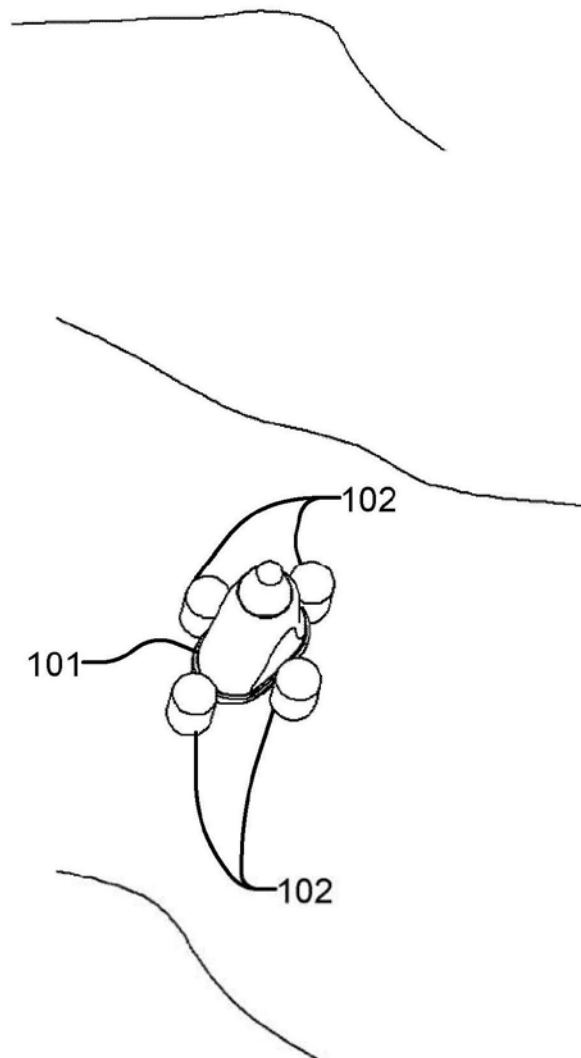


图7B

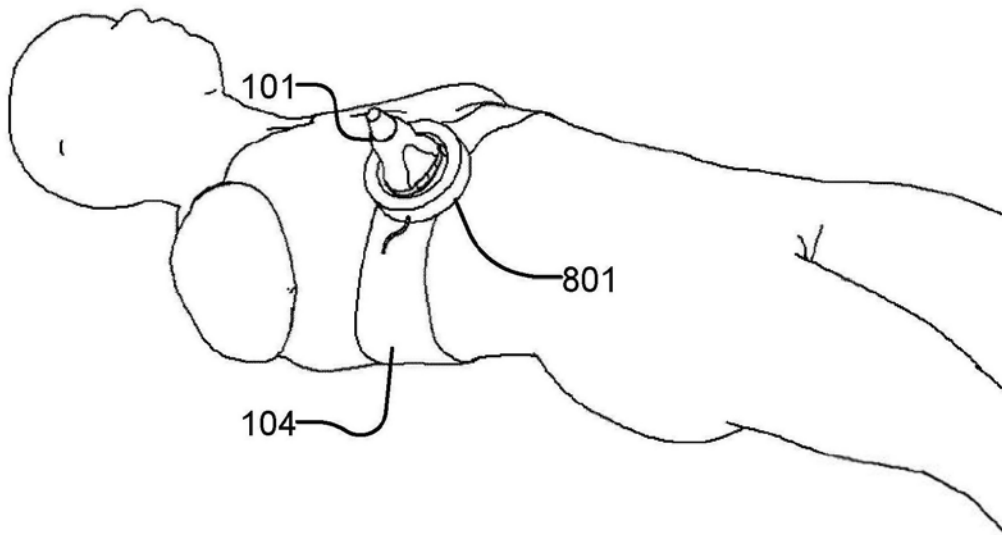


图8A

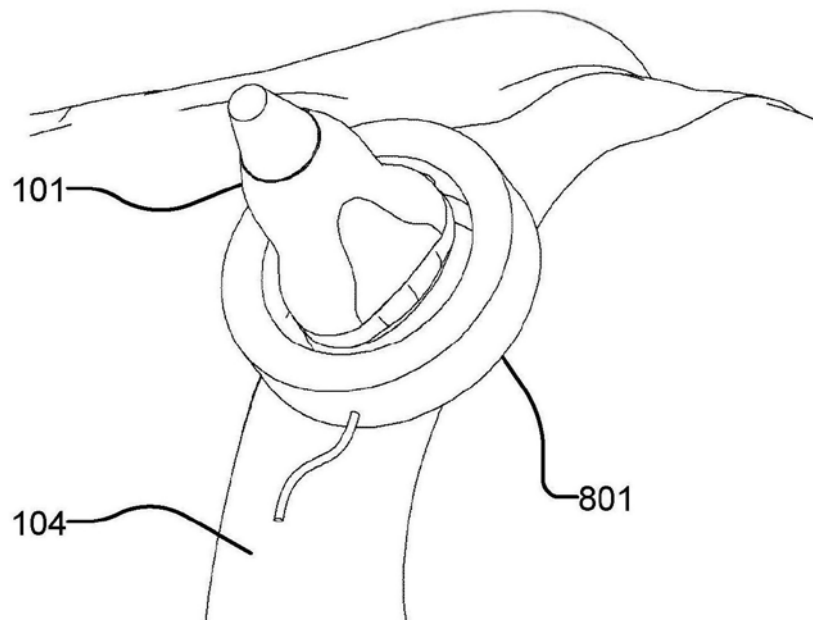


图8B

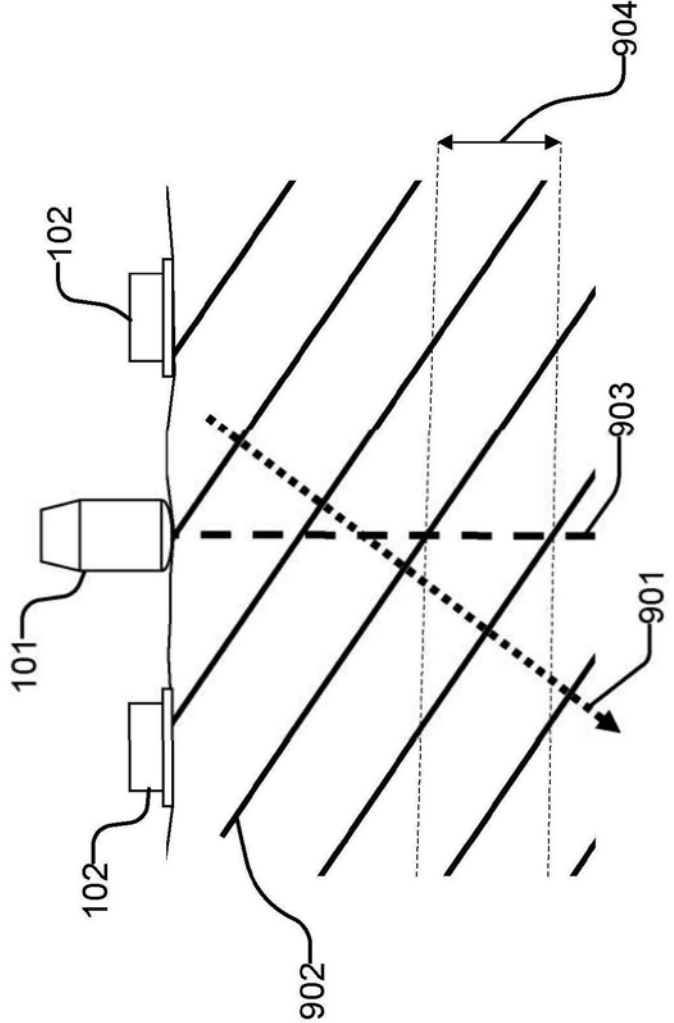


图9A

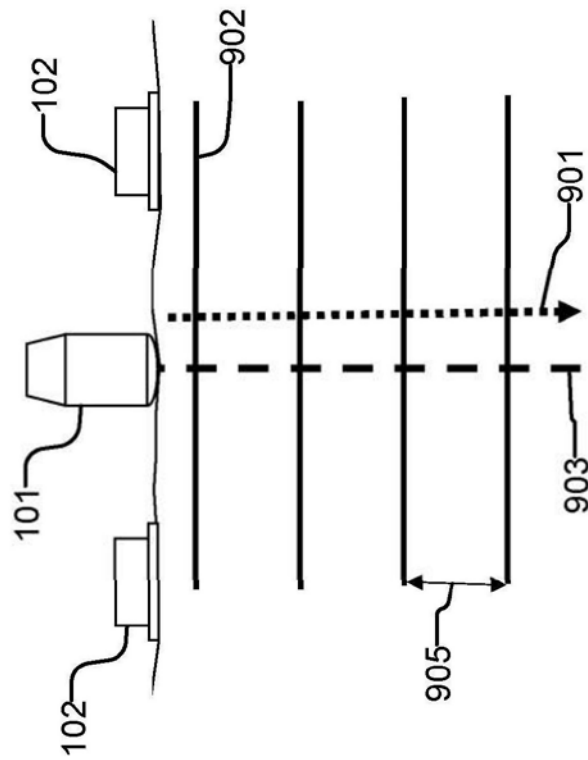


图9B

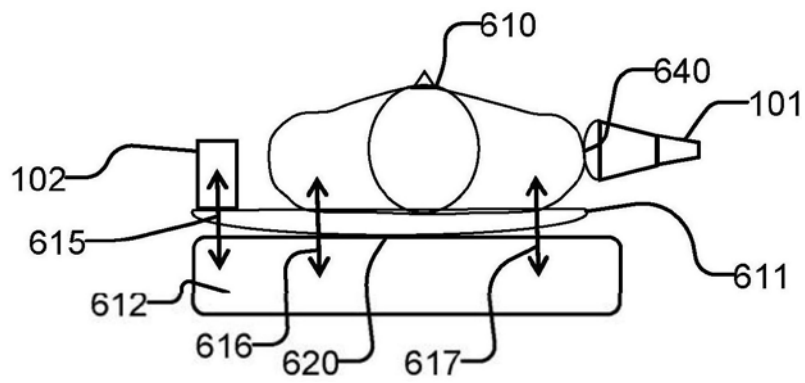


图10A

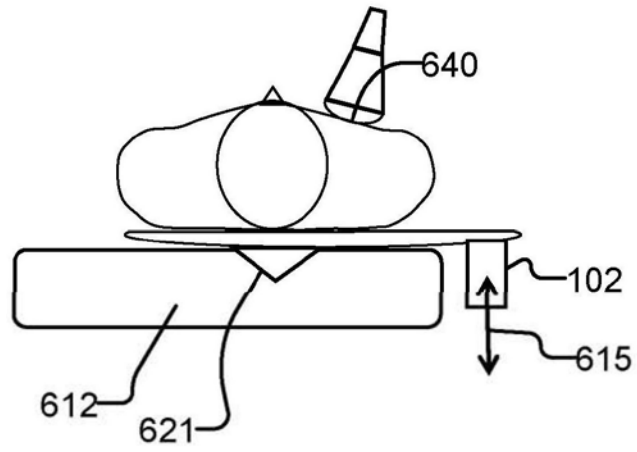


图10B

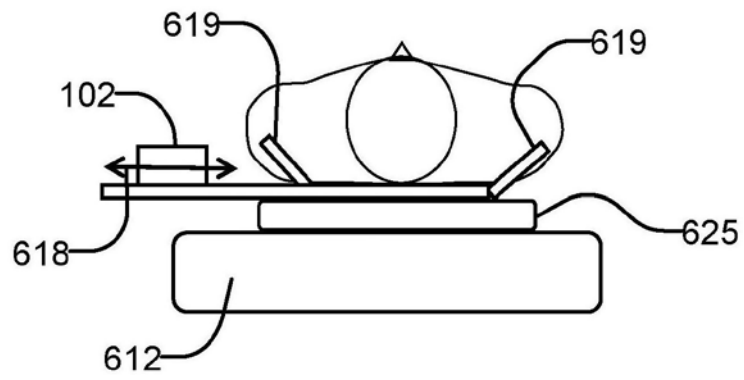


图10C

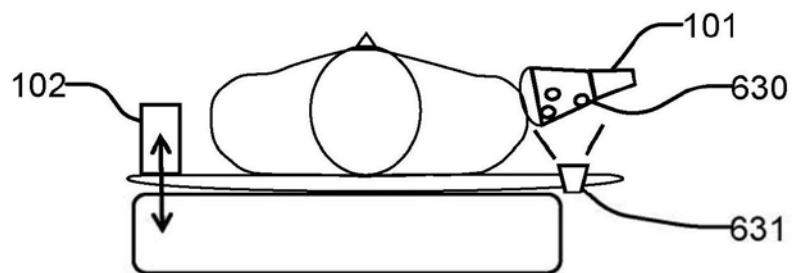


图10D

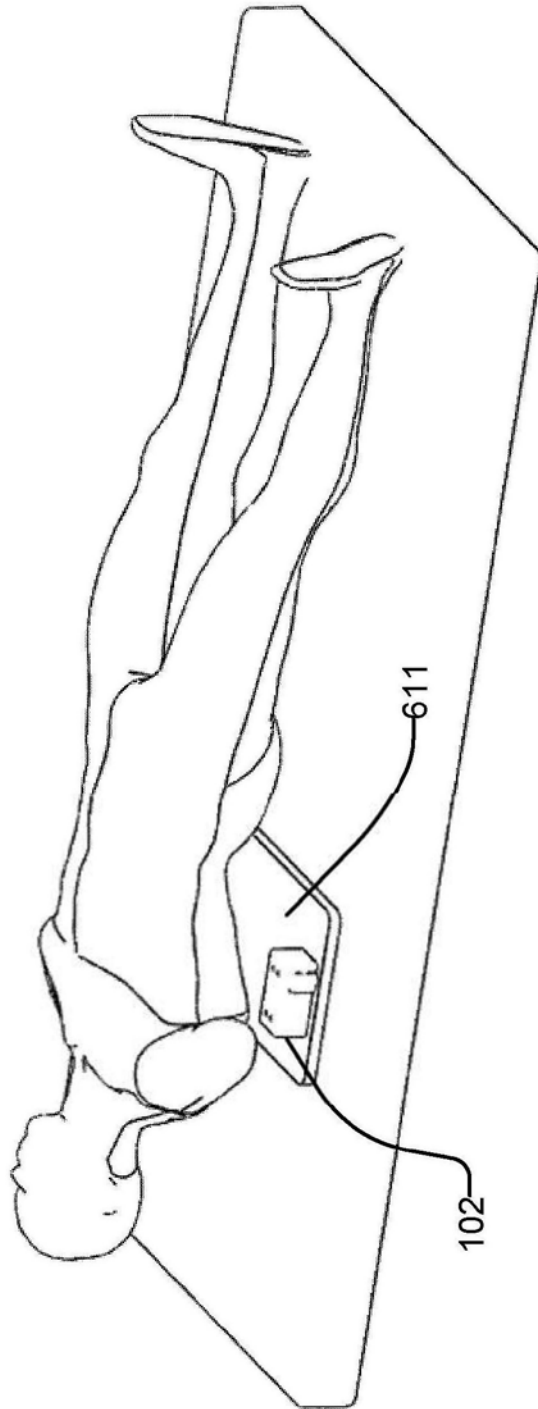


图11

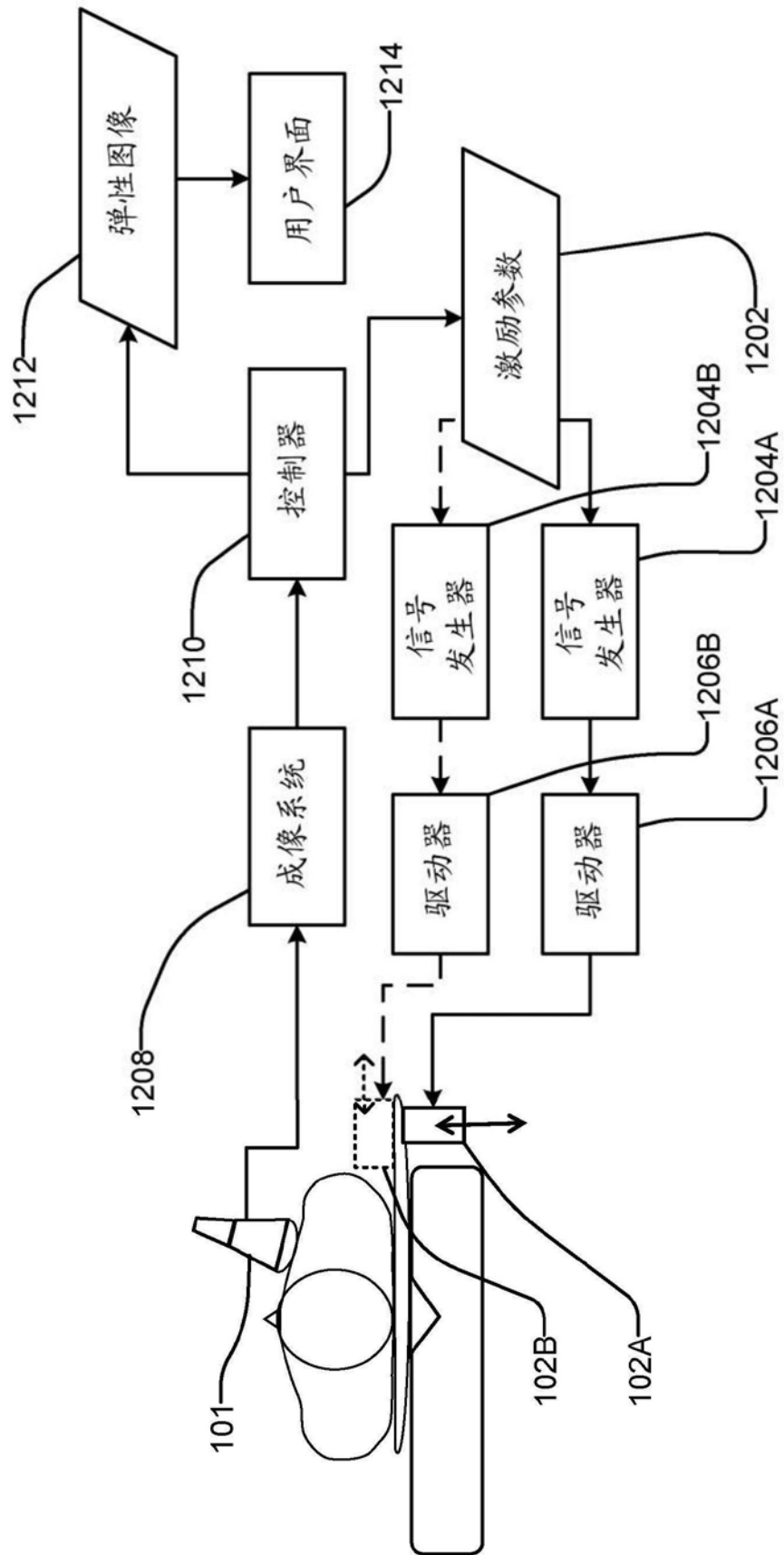


图12

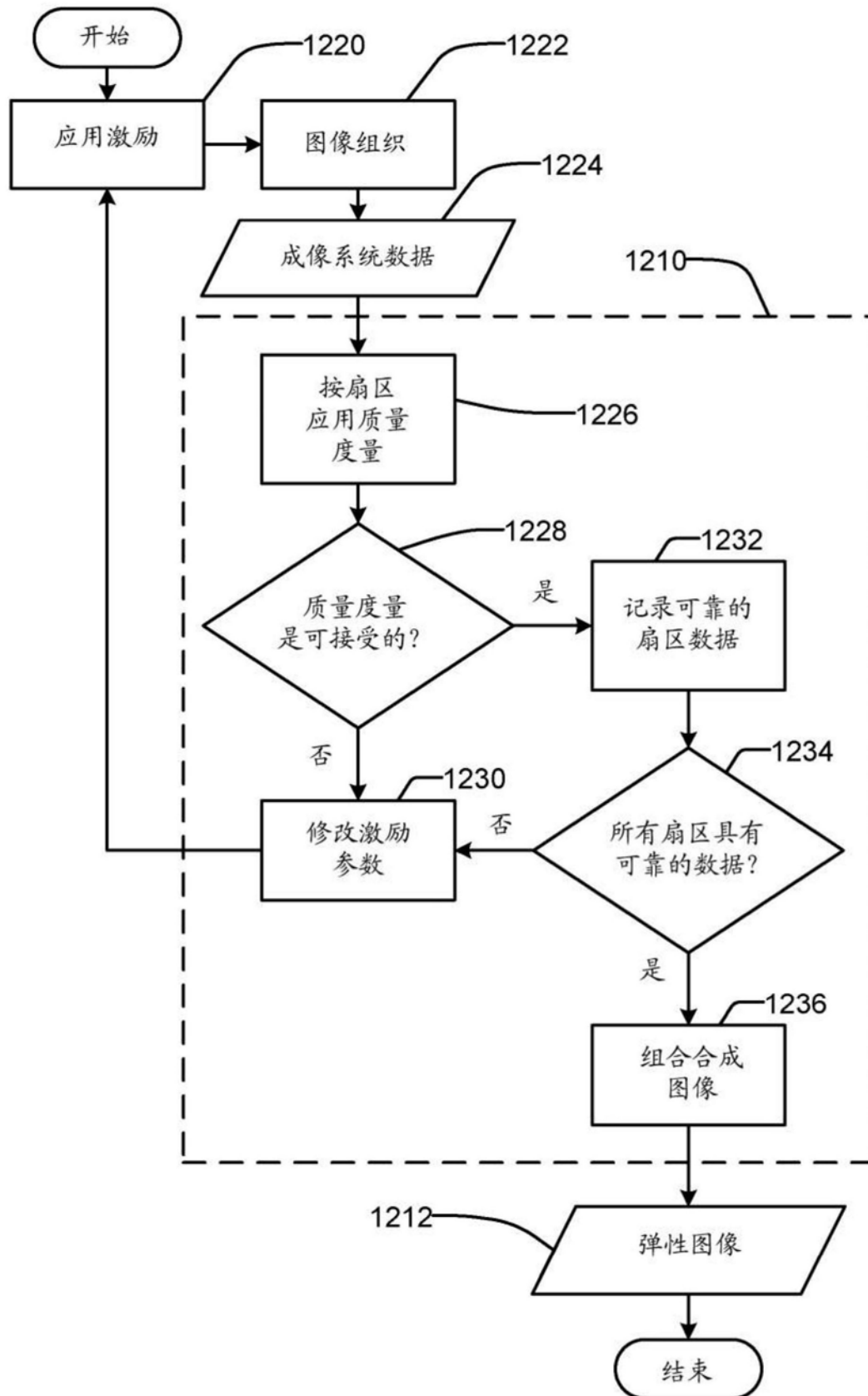


图13

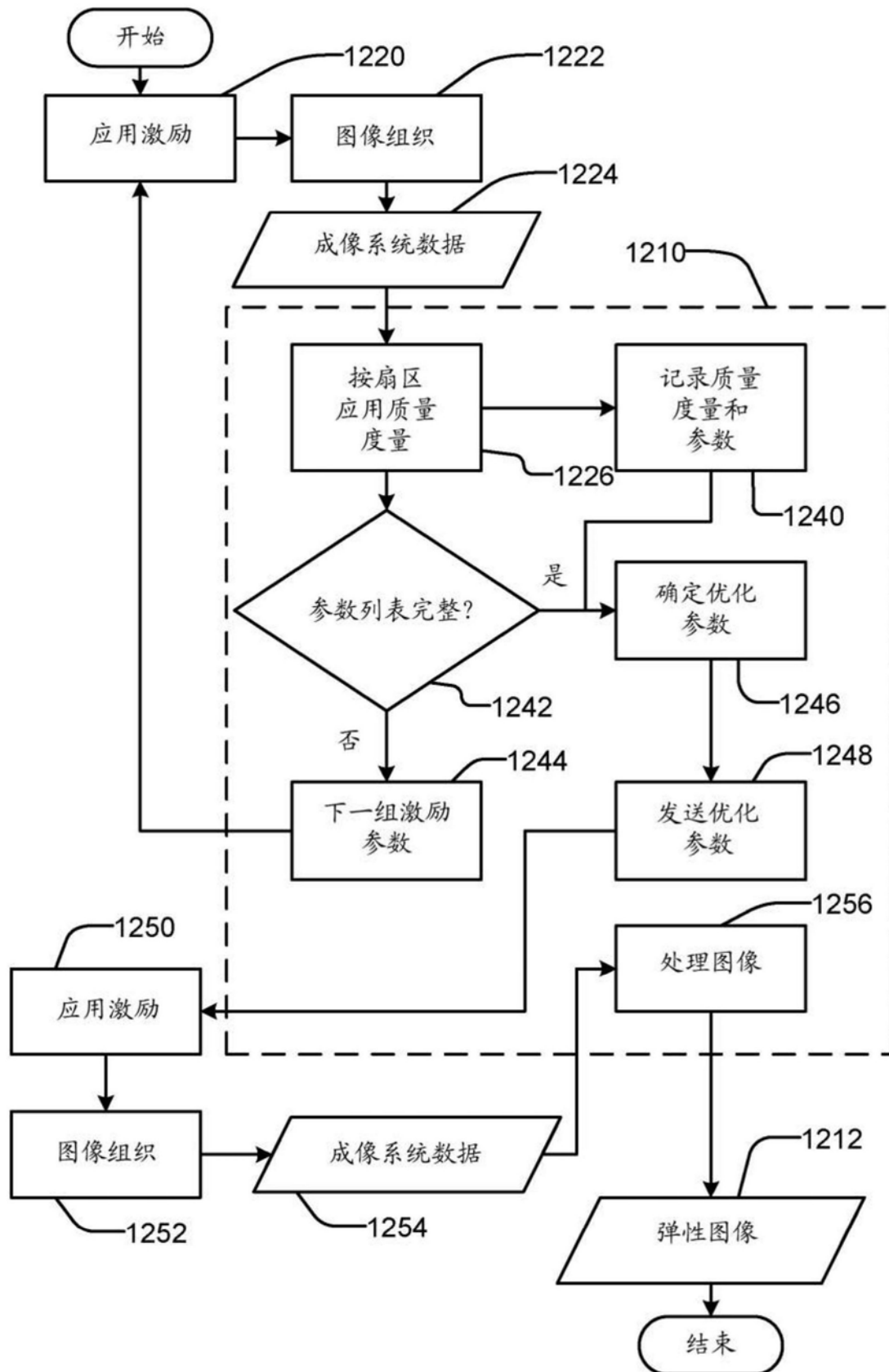


图14

专利名称(译)	腹部的超声剪切波振动弹性成像		
公开(公告)号	CN109475349A	公开(公告)日	2019-03-15
申请号	CN201780041229.1	申请日	2017-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	英属哥伦比亚大学		
申请(专利权)人(译)	不列颠哥伦比亚大学		
当前申请(专利权)人(译)	不列颠哥伦比亚大学		
发明人	塞普蒂默·萨尔库迪恩 罗伯特·罗林 穆罕默德·霍纳瓦 胡里奥·劳尔·洛博 凯特琳·玛丽·施奈德		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0051 A61B8/085 A61B8/4209 A61B8/4218 A61B8/4227 A61B8/4245 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/52 A61B8/08 A61B8/14 G01S7/52042 A61B8/461 A61B8/54		
代理人(译)	陆建萍		
优先权	62/357254 2016-06-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于执行对器官(例如肝脏)的超声弹性成像的系统允许高效和健壮的数据采集。该系统可被应用于执行对在人体中的肝脏的实时、非侵入性的超声成像。稳态剪切波绝对弹性成像用于测量肝组织的杨氏模量。这种方法涉及使用外部激励器或振动器来摇动组织并产生剪切波。超声换能器的准确放置便于测量由于剪切波而引起的组织运动。可以根据所测量的组织运动计算在正被成像的区域中的组织的硬度。随附的创新提出了振动器和换能器的放置以及一些特定的方法以确保足够的波传播,以便获得准确和一致的测量。

