



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135565 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680055987.4

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

(22)申请日 2016.10.07

代理人 王勇 李科

(30)优先权数据

14/879235 2015.10.09 US

(51)Int.Cl.

A61B 6/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.26

A61B 6/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/056016 2016.10.07

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/060865 EN 2017.04.13

A61N 7/00(2006.01)

G01R 33/48(2006.01)

(71)申请人 因赛泰克有限公司

地址 以色列卡梅尔

(72)发明人 0·布鲁克曼 0·普鲁斯

E·扎迪卡里奥

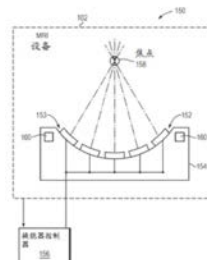
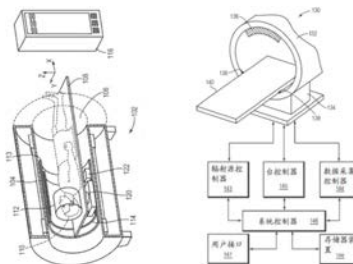
权利要求书6页 说明书14页 附图20页

(54)发明名称

用于配准使用各种成像模态获得的图像并验证图像配准的系统和方法

(57)摘要

本发明的实施例提供了用于通过使用第三成像模态(诸如超声系统)来验证和/或获得两个图像系统(诸如CT系统和MRI系统)获得的图像的配准的系统和方法。



1. 一种用于验证使用第一成像系统和第二成像系统获得的内部解剖目标的图像的配准的方法,所述方法包括:

(a) 使用所述第一成像系统获取所述解剖目标和第三成像系统的至少一部分的第一图像;

(b) 使用所述第三成像系统测量所述第三成像系统和所述解剖目标之间的距离;

(c) 使用所述第二成像系统获取所述解剖目标的第二图像;

(d) 使用所述配准来配准所述第一图像和所述第二图像;以及

(e) 基于(i)所述第三成像系统的至少一部分和所述解剖目标在所述第一图像中的位置和(ii)所测量的距离,来计算所述配准中的误差。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一、第二和第三成像系统分别包括磁共振成像(MRI)系统、计算机断层扫描(CT)系统和超声换能器系统。

3. 根据权利要求1所述的方法,还包括获得所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第三成像系统的坐标系中的位置。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中基于飞行时间方法来确定所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第三成像系统的坐标系中的位置。

5. 根据权利要求3所述的方法,还包括基于所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第一图像和在所述第三成像系统的坐标系中的位置来计算将所述第一成像系统的坐标系与所述第三成像系统的坐标系相关的变换。

6. 根据权利要求5所述的方法,还包括将所述第三成像系统的位置从所述第三成像系统的坐标系变换至所述第一成像系统的坐标系。

7. 根据权利要求6所述的方法,还包括将所述解剖目标的所述第二图像从所述第二成像系统的坐标系变换至所述第一成像系统的坐标系。

8. 根据权利要求7所述的方法,还包括基于在所述第一成像系统的坐标系中的所述第三成像系统的变换的位置和所变换的第二图像来计算所述第三成像系统与所述解剖目标之间的距离。

9. 根据权利要求8所述的方法,还包括将步骤(b)中获得的测量距离从所述第三成像系统的坐标系变换至所述第一成像系统的坐标系。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中基于所变换的测量距离与所计算的距离的偏差来确定所述配准的误差。

11. 根据权利要求10所述的方法,还包括将所述配准的误差与预定阈值进行比较,并基于所述比较来确定所述配准的有效性。

12. 根据权利要求1所述的方法,其中基于从所述第三成像系统发送和由所述第三成像系统接收的信号来测量所述第三成像系统与所述解剖目标之间的距离。

13. 一种用于验证使用第一成像系统和第二成像系统获得的内部解剖目标的图像的配准的系统,所述系统包括:

所述第一成像系统,用于获取所述解剖目标和第三成像系统的至少一部分的第一图像;

所述第二成像系统,用于获取所述解剖目标的第二图像;以及

与所述第一、第二和第三成像系统通信的控制器,所述控制器被配置为:

测量所述第三成像系统和所述解剖目标之间的距离；

配准所述第一图像和所述第二图像；以及

基于 (i) 所述第三成像系统的所述至少一部分和所述解剖目标在所述第一图像中的位置和 (ii) 所测量的距离，来计算所述配准中的误差。

14. 根据权利要求13所述的系统，其中所述第一、第二和第三成像系统分别包括磁共振成像 (MRI) 系统、计算机断层扫描 (CT) 系统和超声换能器系统。

15. 根据权利要求13所述的系统，其中，所述控制器还被配置为确定所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第三成像系统的坐标系中的位置。

16. 根据权利要求15所述的系统，其中，所述控制器还被配置为基于飞行时间方法确定所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第三成像系统的坐标系中的位置。

17. 根据权利要求15所述的系统，其中，所述控制器还被配置为基于所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第一图像和所述第三成像系统的坐标系中的位置来计算将所述第一成像系统的坐标系和所述第三成像系统的坐标系相关的变换。

18. 根据权利要求17所述的系统，其中，所述控制器还被配置为将所述第三成像系统的位置从所述第三成像系统的坐标系变换至所述第一成像系统的坐标系。

19. 根据权利要求18所述的系统，其中，所述控制器还被配置为将所述解剖目标的所述第二图像从所述第二成像系统的坐标系变换至所述第一成像系统的坐标系。

20. 根据权利要求19所述的系统，其中，所述控制器还被配置为基于在所述第一成像系统的坐标系中的所述第三成像系统的变换的位置和所变换的第二图像来计算所述第三成像系统与所述解剖目标之间的距离。

21. 根据权利要求20所述的系统，其中，所述控制器还被配置为将步骤 (b) 中获得的测量距离从所述第三成像系统的坐标系变换至所述第一成像系统的坐标系。

22. 根据权利要求21所述的系统，其中，所述控制器还被配置为基于所变换的测量距离与所计算的距离的偏差来确定所述配准的误差。

23. 根据权利要求22所述的系统，其中，所述控制器还被配置为将所述配准的误差与预定阈值进行比较，并且基于所述比较来确定所述配准的有效性。

24. 根据权利要求13所述的系统，其中，所述控制器还被配置为基于从所述第三成像系统发送和由所述第三成像系统接收的信号来测量所述第三成像系统和所述解剖目标之间的距离。

25. 一种用于配准使用第一成像系统和第二成像系统获得的内部解剖目标的图像的方法，所述方法包括：

(a) 使用所述第一成像系统获取所述解剖目标和第三成像系统的至少一部分的第一图像；

(b) 使用所述第二成像系统获取所述解剖目标的第二图像；

(c) 使用所述第三成像系统获取所述解剖目标的第三图像；

(d) 配准所述第二图像和所述第三图像；

(e) 基于 (i) 所述第三成像系统的所述至少一部分和所述解剖目标在所述第一图像中的位置和 (ii) 所配准的第二和第三图像，计算将所述第一成像系统的坐标系、所述第二成像系统的坐标系和所述第三成像系统的坐标系相关的变换。

26. 根据权利要求25所述的方法,其中所述第一、第二和第三成像系统分别包括磁共振成像(MRI)系统、计算机断层扫描(CT)系统和超声换能器系统。

27. 根据权利要求25所述的方法,其中,所述第二图像和所述第三图像的配准包括将所述第二成像系统的坐标系中的与所述内部解剖目标相关联的坐标变换至所述第三成像系统的坐标系中的坐标。

28. 根据权利要求27所述的方法,还包括将所述第二成像系统的坐标系中的与所述内部解剖目标相关联的坐标拟合到所述第三成像系统的坐标系中的与所述内部解剖目标相关联的坐标。

29. 根据权利要求25所述的方法,还包括获得所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第三成像系统的坐标系中的位置。

30. 根据权利要求29所述的方法,其中基于飞行时间方法来确定所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第三成像系统的坐标系中的位置。

31. 根据权利要求29所述的方法,还包括基于所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第一图像中和在所述第三成像系统的坐标系中的位置来计算将所述第一成像系统的坐标系与所述第三成像系统的坐标系相关的变换。

32. 根据权利要求25所述的方法,其中,基于将所述第一成像系统的坐标系与所述第三成像系统的坐标系相关的变换来计算将所述第一成像系统的坐标系与所述第三成像系统的坐标系相关的变换。

33. 一种用于配准使用第一成像系统和第二成像系统获得的内部解剖目标的图像的系统,所述系统包括:

所述第一成像系统,用于获取所述解剖目标和第三成像系统的至少一部分的第一图像;

所述第二成像系统,用于获取所述解剖目标的第二图像;

所述第三成像系统,用于获取所述解剖目标的第三图像;以及

与所述第一、第二和第三成像系统通信的控制器,所述控制器被配置为:

配准所述第二图像和所述第三图像;

基于(i)所述第三成像系统的所述至少一部分和所述解剖目标在所述第一图像中的位置和(ii)所配准的第二和第三图像,计算将所述第一成像系统的坐标系、所述第二成像系统的坐标系、以及所述第三成像系统的坐标系相关的变换。

34. 根据权利要求33所述的系统,其中所述第一、第二和第三成像系统分别包括磁共振成像(MRI)系统、计算机断层扫描(CT)系统和超声换能器系统。

35. 根据权利要求33所述的系统,其中,所述控制器还被配置为将所述第二成像系统的坐标系中的与所述内部解剖目标相关联的坐标变换至所述第三成像系统的坐标系中的坐标。

36. 根据权利要求35所述的系统,其中所述控制器还被配置为将所述第二成像系统的坐标系中的与所述内部解剖目标相关联的坐标拟合到所述第三成像系统的坐标系中的与所述内部解剖目标相关联的坐标。

37. 根据权利要求33所述的系统,其中,所述控制器还被配置为确定所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第三成像系统的坐标系中的位置。

38. 根据权利要求37所述的系统,其中,所述控制器还被配置为基于飞行时间方法确定所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第三成像系统的坐标系中的位置。

39. 根据权利要求37所述的系统,其中,所述控制器还被配置为基于所述第三成像系统的所述至少一部分在所述第一图像和所述第三成像系统的坐标系中的位置来计算将所述第一成像系统的坐标系和所述第三成像系统的坐标系相关的变换。

40. 根据权利要求33所述的系统,其中,所述控制器还被配置为基于将所述第一成像系统的坐标系和所述第三成像系统的坐标系相关的变换来计算将所述第一成像系统的坐标系和所述第三成像系统的坐标系相关的变换。

41. 一种用于在治疗序列期间检测移动的解剖特征的方法,所述方法包括:

(a) 在所述治疗序列之前, (i) 获取所述解剖特征和第一成像系统的至少一部分的第一图像,以及 (ii) 处理所述第一图像以计算所述解剖特征与所述第一成像系统的所述至少一部分之间的最短距离;以及

(b) 在所述治疗序列期间, (i) 测量所述解剖特征与所述第一成像系统的所述至少一部分之间的最短距离, (ii) 将测量的最短距离与在步骤(a)中获得的计算的最短距离进行比较,以确定与其的偏差,以及 (iii) 基于所述偏差确定所述解剖特征的移动。

42. 根据权利要求41所述的方法,其中使用第二成像系统获取所述第一图像,所述方法还包括在所述治疗序列之前使用第三成像系统获取所述解剖特征的第二图像。

43. 根据权利要求42所述的方法,其中所述第一、第二和第三成像系统分别包括超声换能器系统、磁共振成像(MRI)系统和计算机断层扫描(CT)系统。

44. 根据权利要求43所述的方法,还包括获得所述第一成像系统的所述至少一部分在所述第一成像系统的坐标系中的位置。

45. 根据权利要求44所述的方法,其中基于飞行时间方法来确定所述第一成像系统的所述至少一部分的位置。

46. 根据权利要求44所述的方法,还包括基于所述第一成像系统的所述至少一部分在所述第一图像中和在所述第一成像系统的坐标系中的位置来计算将所述第一成像系统的坐标系与所述第二成像系统的坐标系相关的变换。

47. 根据权利要求46所述的方法,还包括基于所计算的变换将所述第一成像系统的位置从所述第一成像系统的坐标系变换至所述第二成像系统的坐标系。

48. 根据权利要求47所述的方法,还包括配准所述第一图像和所述第二图像。

49. 根据权利要求48所述的方法,还包括将所述解剖特征的所述第二图像从所述第三成像系统的坐标系变换至所述第二成像系统的坐标系。

50. 根据权利要求49所述的方法,其中基于在所述第二成像系统的坐标系中的所述第一成像系统的变换的位置和所变换的第二图像来计算所述最短距离。

51. 根据权利要求50所述的方法,其中基于从所述第一成像系统发送和由所述第一成像系统接收的信号来测量所述解剖特征与所述第一成像系统的所述至少一部分之间的最短距离。

52. 根据权利要求51所述的方法,还包括将测量的最短距离从所述第一成像系统的坐标系变换至所述第二成像系统的坐标系。

53. 根据权利要求52所述的方法,还包括将所述偏差与预定阈值进行比较并基于所述

比较确定所述解剖特征的运动。

54. 一种用于在治疗序列期间检测移动的解剖特征的系统,所述系统包括:

第一成像系统,用于在所述治疗序列之前获取所述解剖特征和第二成像系统的至少一部分的第一图像;以及

与所述第一和第二系统通信的控制器,所述控制器被配置为:

(a) 在所述治疗序列之前,处理所述第一图像以计算所述解剖特征与所述第二成像系统的所述至少一部分之间的最短距离;以及

(b) 在所述治疗序列期间,(i) 测量所述解剖特征和所述第二成像系统的所述至少一部分之间的最短距离,(ii) 将测量的最短距离与在步骤(a)中获得的计算的最短距离进行比较,以确定与它的偏差,以及(iii) 基于所述偏差确定所述解剖特征的运动。

55. 根据权利要求54所述的系统,还包括用于在所述治疗序列之前获取所述解剖特征的第二图像的第三成像系统。

56. 根据权利要求55所述的系统,其中所述第一、第二和第三成像系统分别包括磁共振成像(MRI)系统、超声换能器系统和计算机断层扫描(CT)系统。

57. 根据权利要求56所述的系统,其中所述控制器还被配置为获得所述第二成像系统的所述至少一部分在所述第二成像系统的坐标系中的位置。

58. 根据权利要求57所述的系统,其中所述控制器还被配置为基于飞行时间方法来确定所述第二成像系统的所述至少一部分的位置。

59. 根据权利要求57所述的系统,其中,所述控制器还被配置为基于所述第二成像系统的所述至少一部分在所述第一图像和所述第二成像系统的坐标系中的位置来计算将所述第二成像系统的坐标系和所述第一成像系统的坐标系相关的变换。

60. 根据权利要求59所述的系统,其中,所述控制器还被配置为基于所计算的变换将所述第二成像系统的位置从所述第二成像系统的坐标系变换到所述第一成像系统的坐标系。

61. 根据权利要求60所述的系统,其中所述控制器还被配置为配准所述第一图像和所述第二图像。

62. 根据权利要求61所述的系统,其中,所述控制器还被配置为将所述解剖特征的所述第二图像从所述第三成像系统的坐标系变换至所述第一成像系统的坐标系。

63. 根据权利要求62所述的系统,其中,所述控制器还被配置为基于在所述第一成像系统的坐标系中的所述第二成像系统的变换的位置和所变换的第二图像来计算所述最短距离。

64. 根据权利要求63所述的系统,其中,所述控制器还被配置为基于从所述第二成像系统发送和由所述第二成像系统接收的信号来测量所述最短距离。

65. 根据权利要求64所述的系统,其中所述控制器还被配置为将测量的最短距离从所述第二成像系统的坐标系变换至所述第一成像系统的坐标系。

66. 根据权利要求65所述的系统,其中所述控制器还被配置为将所述偏差与预定阈值进行比较并基于所述比较确定所述解剖特征的运动。

67. 一种用于在具有多个治疗时间段的治疗序列期间检测移动的解剖特征的方法,所述方法包括:

在所述治疗序列期间测量所述解剖特征与成像系统的至少一部分之间的最短距离;

将当前治疗时间段中测量的最短距离与先前治疗时间段中测量的最短距离进行比较，以确定与其的偏差；以及

基于所述偏差确定所述解剖特征的移动。

68. 根据权利要求67所述的方法，其中，基于从所述成像系统发送和由所述成像系统接收的信号来测量所述解剖特征与所述成像系统的所述至少一部分之间的最短距离。

69. 根据权利要求68所述的方法，还包括将所述偏差与预定阈值进行比较并基于所述比较来确定所述解剖特征的移动。

70. 根据权利要求67所述的方法，其中所述成像系统包括超声换能器系统。

71. 一种用于在具有多个治疗时间段的治疗序列期间检测移动的解剖特征的系统，所述系统包括：

成像系统，用于在所述治疗序列期间测量所述解剖特征与所述成像系统的至少一部分之间的最短距离；以及

与所述成像系统通信的控制器，所述控制器被配置为：

比较当前治疗时间段中测量的最短距离与之前治疗时间段中测量的最短距离以确定与其的偏差；以及

基于所述偏差确定所述解剖特征的移动。

72. 根据权利要求71所述的系统，其中，所述控制器还被配置为基于从所述成像系统发送和由所述成像系统接收的信号来测量所述解剖特征和所述成像系统的所述至少一部分之间的最短距离。

73. 根据权利要求72所述的系统，其中所述控制器还被配置为将所述偏差与预定阈值进行比较，并且基于所述比较来确定所述解剖特征的移动。

74. 根据权利要求71所述的系统，其中所述成像系统包括超声换能器系统。

用于配准使用各种成像模态获得的图像并验证图像配准的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及成像,并且更具体地涉及用于配准图像和/或验证使用各种成像模态获得的图像配准的系统和方法。

背景技术

[0002] 内部器官的医学成像提供了重要的解剖和诊断信息,医务人员可以利用该信息来作出治疗决定。可以使用各种非侵入性成像程序(例如计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)、或超声成像)获取医学图像。CT系统发射穿过感兴趣的解剖部位的x射线,并且基于x射线的衰减系数,可以重建对象的横截面图像(“切片”)。因此,CT系统非常适合查看骨结构的细节,诊断肺部和胸部疾病以及检测癌症。CT成像的优点还包括例如完整扫描的短扫描时间(通常小于5分钟)、低成本(大约是MRI设备价格的一半)、准确描画身体内的骨组织的轮廓的能力、由于快速成像速度(每个扫描时间小于30秒)引起的较少的运动伪影等。然而,CT系统照射患者并导致风险;因此,不建议孕妇或儿童使用CT扫描。

[0003] 涉及使高频声波通过身体的超声成像是另一种广泛使用的技术。超声波很好地穿透软组织,并且由于其短波长,可以聚焦到几毫米尺寸的斑点。在典型的超声检查中,换能器探头直接放置在皮肤上或身体开口内。可以将薄凝胶层施加到皮肤上以提供换能器探头与皮肤之间的直接接触,并由此允许超声能量有效地传递到体内。内部解剖结构的超声图像可以由这些结构反射的波构成,特别是例如从反射信号的振幅和相位和/或超声波穿过身体所花费的时间。由于超声图像是实时拍摄的,因此它们还可以显示身体内部器官的移动以及流经血管的血液。另外,超声成像提供高时间分辨率、对声学散射体(例如钙化和气泡)的高灵敏度、出色的可视化、低成本、便携性和无电离辐射暴露,因此即使对于孕妇和儿童也通常被认为是安全的。

[0004] MRI是用于呈现目标组织的另一种成像模式;如下面进一步描述的,MRI可以与超声波结合使用以指导治疗期间的超声聚焦。简而言之,MRI涉及将患者置于均匀的静态磁场中,从而对准组织中氢核的自旋。然后,通过施加适当频率(“谐振频率”)的射频(RF)电磁脉冲,可以翻转自旋,暂时破坏对准并引发响应信号。不同的组织产生不同的响应信号,导致MR图像中这些组织之间的对比。因为响应信号的谐振频率和频率取决于磁场强度,所以响应信号的原点和频率可以通过将磁梯度场叠加到均匀场上来控制,以根据位置呈现场强度。通过使用时变梯度场,可以获得组织的MRI“扫描”。

[0005] 许多MRI方案在两个或三个相互垂直的方向上利用时间相关的梯度。梯度场和RF脉冲的相对强度和定时以脉冲序列指定。可以结合MRI响应信号的组织依赖性利用时间相关的磁场梯度,以使例如脑肿瘤可视化,并确定其相对于患者颅骨的位置。MRI具有包括多平面成像能力(无需移动患者)、高信噪比、对软组织形态和功能的细微变化的高灵敏度、以及无辐射暴露的优点。但由于扫描时间长(通常在30分钟到几个小时之间)、骨结构的较低分辨率的图像以及其他射频(RF)装置的操作的干扰,MRI受到其对患者移动敏感的影响。

[0006] 因为每种成像技术都有其自身的优点和缺点,并且可以提供不同类型的信息,所以在实践中组合不同的成像技术可能是有利的。例如,结合CT扫描和MRI可以提供关于骨结构的良好细节以及软组织之间的细微差异。已显示MRI和超声成像的组合提供了额外的诊断信息,以便在术中神经外科应用和乳房活检指导中更好地诊断。此外,由于超声能量可以在治疗上使用-例如加热和消融患病(例如癌症)组织而不会对周围的健康组织造成显著损伤-所以MRI和超声波的组合在治疗医疗程序期间提供成像能力。超声聚焦系统通常包括声换能器表面或换能器表面的阵列以生成一个或多个超声波束。在换能器阵列中,各个表面或“元件”通常是可单独控制的-即它们的振动相位和/或振幅可以彼此独立地设置-允许波束在期望的方向上被操纵并且在期望的距离处聚焦。超声系统通常还包括集成到换能器阵列中或者以单独的检测器的形式提供的接收元件,其帮助监测基于超声波的治疗。例如,接收元件可以检测由换能器和目标组织之间的界面反射的超声波,这可能是由皮肤上的气泡引起的,气泡需要被移除以避免皮肤灼伤。接收元件也可以用于检测过热组织中的空化(即,由于组织液体中形成的气泡塌陷而形成空腔)。

[0007] 聚焦超声换能器系统可以包括用于确定MR图像中相对于目标组织(例如肿瘤)的换能器位置和方向的MR跟踪线圈或其他标记。基于所需换能器元件相位和振幅的计算,换能器阵列然后被驱动以将超声波聚焦在目标处。超声焦点本身可以使用MRI或声学共振力成像(ARFI)来可视化,并且这种可视化可以用于调整焦点位置。这些方法通常被称为超声的磁共振引导聚焦(MRgFUS)。

[0008] 为了成功地集成两个或更多个成像系统和/或组合由不同系统提供的信息,有必要配准可以在不同成像坐标系中获得的图像数据。常规的配准方法通常涉及复杂的计算程序,并且可能无法提供用于治疗目的的足够的准确度。出于这个原因,在没有验证的情况下利用这种图像配准可能会导致能量的不准确施加以及不成功或冗长的治疗。因此,需要以足够快速、可靠的方式建立和验证使用不同模态获得的图像的配准以支持治疗应用。

发明内容

[0009] 本发明的实施例提供了用于评估和量化使用不同模态并且在不同坐标系中获得的图像配准的准确度的系统和方法。在各种实施例中,通过使用第三成像模态(诸如超声系统)来评估将两个成像坐标系(诸如CT系统和MRI系统)相关的图像配准的准确度。例如,超声坐标系和MRI坐标系之间的空间关系可以通过获得包括超声系统的至少一部分(例如,一些换能器元件)的MR图像连同包括在MR图像中的超声系统的部分的已知的空间布置来确定。接下来,可以使用所研究的图像配准将之前获取的感兴趣解剖区域的CT图像的坐标变换至MRI系统中的坐标。因此,可以在MRI坐标系中计算感兴趣的解剖区域与超声系统之间的距离。该距离也可以使用超声系统进行声学测量,并且超声坐标系中的测量距离随后可以被变换至MRI坐标系。通过比较MRI坐标系中的计算和测量的距离,可以基于它们之间的差异来分配误差向量。该误差向量指示正在研究中的图像配准的准确度-即,较小的误差向量表示计算距离与测量距离的偏差较小,因此配准精度较高。当然,应该强调的是,成像模态的这种示例性使用仅用于说明性目的,并且任何三种模态可以(以任何描述的角色起作用的任何模态)根据情况用于本申请。

[0010] 在一些实施例中,本发明还提供了一种使用第三模态(例如,超声系统)对在两个

成像模态(例如,CT系统和MRI系统)的不同坐标系中获得的图像进行配准(而不是验证其配准)的方法。例如,超声坐标系可以首先通过使用如上所述的超声系统的至少一部分的MR图像和超声系统的已知空间布置与MRI坐标系配准。超声坐标系和CT坐标系之间的配准可以通过感兴趣解剖目标的超声图像和CT图像来建立。随后,可以使用将超声和MRI坐标系相关的图像配准以及将超声和CT坐标系相关的图像配准来配准MRI和CT坐标系。

[0011] 虽然已经参考用于验证和/或获得MRI和CT坐标系之间的图像配准的超声系统的使用描述了本发明,但是并不意图将这些细节视为对本发明的范围的限制。例如,如上所述,MRI坐标系可以用于配准超声和CT坐标系,并且CT系统可以用于配准超声和MRI系统。此外,还可以通过执行这里描述的方法来评估和/或获取其他成像坐标系之间的图像配准。

[0012] 因此,在一个方面,本发明涉及用于验证使用第一成像系统和第二成像系统获得的内部解剖目标的图像的配准的方法。在各种实施例中,该方法包括:(a)使用第一成像系统获取解剖目标和第三成像系统的至少一部分的第一图像;(b)使用第三成像系统测量第三成像系统和解剖目标之间的距离;(c)使用第二成像系统获取解剖目标的第二图像;(d)使用所述配准来配准第一图像和第二图像;以及(e)基于(i)第三成像系统的至少一部分和解剖目标在第一图像中的位置和(ii)测量的距离,计算配准中的误差。在一个实施方式中,第一、第二和第三成像系统分别包括MRI系统、CT系统和超声换能器系统。

[0013] 该方法还可以包括:获得第三成像系统的至少一部分在第三成像系统的坐标系中的位置;该位置可以基于飞行时间方法来确定。此外,该方法可以包括基于第三成像系统的至少一部分在第一图像中和在第三成像系统的坐标系中的位置来计算将第一成像系统的坐标系和第三成像系统的坐标系相关的变换。在一个实施例中,第三成像系统的位置从第三成像系统的坐标系变换至第一成像系统的坐标系。解剖目标的第二图像从第二成像系统的坐标系变换至第一成像系统的坐标系。另外,基于在第一成像系统的坐标系中的第三成像系统的变换的位置和变换的第二图像来计算第三成像系统与解剖目标之间的距离。

[0014] 可以基于从第三成像系统发送和由第三成像系统接收的信号来测量第三成像系统和解剖目标之间的距离。在各种实施例中,该方法还包括将测量的距离从第三成像系统的坐标系变换至第一成像系统的坐标系。然后基于变换的测量距离与计算距离的偏差来确定配准的误差。在一个实施方式中,将配准的误差与预定阈值进行比较,并且基于该比较来确定配准的有效性。

[0015] 在另一方面,本发明涉及一种用于验证使用第一成像系统和第二成像系统获得的内部解剖目标的图像的配准的系统。在一些实施例中,该系统包括用于获取解剖目标和第三成像系统的至少一部分的第一图像的第一成像系统;用于获取所述解剖目标的第二图像的所述第二成像系统;以及与第一、第二和第三成像系统通信的控制器。在一个实施方式中,控制器被配置为测量第三成像系统和解剖目标之间的距离;配准第一图像和第二图像;以及基于(i)第三成像系统的至少一部分和解剖目标在第一图像中的位置和(ii)测量的距离来计算配准中的误差。第一、第二和第三成像系统可分别包括MRI系统、CT系统和超声换能器系统。

[0016] 控制器可以进一步被配置为确定第三成像系统的至少一部分在第三成像系统的坐标系中的位置;该位置可以基于飞行时间方法来确定。另外,控制器可以被配置为基于第三成像系统的至少一部分在第一图像中和在第三成像系统的坐标系中的位置来计算将第

一成像系统的坐标系和第三成像系统的坐标系相关的变换。在一个实施例中，控制器将第三成像系统的位置从第三成像系统的坐标系变换至第一成像系统的坐标系。控制器将解剖目标的第二图像从第二成像系统的坐标系变换至第一成像系统的坐标系。此外，控制器被配置为基于在第一成像系统的坐标系中的第三成像系统的变换的位置和变换后的第二图像来计算第三成像系统和解剖目标之间的距离。

[0017] 此外，控制器可以被配置为基于从第三成像系统发送和由第三成像系统接收的信号来测量第三成像系统和解剖目标之间的距离。控制器可以将测量的距离从第三成像系统的坐标系变换至第一成像系统的坐标系。另外，控制器可以基于变换的测量距离与计算距离的偏差来确定配准的误差，将配准的误差与预定阈值进行比较，并且基于比较来确定配准的有效性。

[0018] 本发明的另一方面涉及一种用于配准使用第一成像系统和第二成像系统获得的内部解剖目标的图像的方法。在各种实施例中，该方法包括：(a) 使用第一成像系统获取解剖目标和第三成像系统的至少一部分的第一图像；(b) 使用第二成像系统获取解剖目标的第二图像；(c) 使用第三成像系统获取解剖目标的第三图像；(d) 配准第二图像和第三图像；(e) 基于 (i) 所述第三成像系统的所述至少一部分和所述解剖目标在所述第一图像中的位置和 (ii) 所述配准的第二和第三图像，计算将所述第一成像系统的坐标系、第二成像系统的坐标系和第三成像系统的坐标系相关的变换。在一个实施方式中，第一、第二和第三成像系统分别包括MRI系统、CT系统和超声换能器系统。

[0019] 第二图像和第三图像的配准可包括将第二成像系统的坐标系中的与内部解剖目标相关联的坐标变换至第三成像系统的坐标系中的坐标。例如，可以将第二成像系统的坐标系中的与内部解剖目标相关联的坐标拟合至第三成像系统的坐标系中的与内部解剖目标相关联的坐标。

[0020] 另外，该方法可以包括获得第三成像系统的至少一部分在第三成像系统的坐标系中的位置。在一个实施例中，基于飞行时间方法来确定位置。该方法可以包括基于第三成像系统的至少一部分在第一图像中和在第三成像系统的坐标系中的位置来计算将第一成像系统的坐标系和第三成像系统的坐标系相关的变换。在一些实施例中，基于将第一成像系统的坐标系和第三成像系统的坐标系相关的变换来计算将第一成像系统的坐标系和第三成像系统的坐标系相关的变换。

[0021] 在又一方面，本发明涉及一种用于配准使用第一成像系统和第二成像系统获得的内部解剖目标的图像的系统。在一些实施例中，该系统包括用于获取解剖目标和第三成像系统的至少一部分的第一图像的第一成像系统；用于获取所述解剖目标的第二图像的所述第二成像系统；用于获取所述解剖目标的第三图像的所述第三成像系统；以及与第一、第二和第三成像系统通信的控制器。在一个实施方式中，控制器被配置为配准第二图像和第三图像；以及基于 (i) 所述第三成像系统的所述至少一部分和所述解剖目标在所述第一图像中的位置和 (ii) 所述配准的第二和第三图像，计算将所述第一成像系统的坐标系、第二成像系统的坐标系、以及第三成像系统的坐标系相关的变换。第一、第二和第三成像系统可以分别包括例如MRI系统、CT系统和超声换能器系统。

[0022] 控制器可以进一步被配置成将第二成像系统的坐标系中的与内部解剖目标相关联的坐标变换至第三成像系统的坐标系中的坐标。例如，控制器可以将第二成像系统的坐

标系中的与内部解剖目标相关联的坐标拟合至第三成像系统的坐标系中的与内部解剖目标相关联的坐标。

[0023] 另外,控制器可以确定第三成像系统的至少一部分在第三成像系统的坐标系中的位置。在一个实施例中,基于飞行时间方法来确定位置。此外,控制器可以被配置为基于所述第三成像的所述至少一部分在第一图像和第三成像系统的坐标系中的位置来计算将所述第一成像系统的坐标系和所述第三成像系统的坐标系相关的变换。控制器可以被配置为基于将所述第一成像系统的坐标系和第三成像系统的坐标系相关的变换来计算将所述第一成像系统的坐标系和第三成像系统的坐标系相关的变换。

[0024] 本发明的又一方面涉及一种用于在治疗序列期间检测移动的解剖特征的方法。在各种实施例中,该方法包括(a)在治疗序列之前,(i)获取解剖特征和第一成像系统的至少一部分的第一图像,以及(ii)处理第一图像以计算解剖特征与第一成像系统的至少一部分之间的最短距离;以及(b)在治疗序列期间,(i)测量解剖特征和第一成像系统的至少一部分之间的最短距离,(ii)将测量的最短距离与在步骤(a)中获得的计算的最短距离进行比较,以确定与其的偏差,以及(iii)基于偏差确定解剖特征的移动。在一个实施方式中,使用第二成像系统获取第一图像;该方法还包括在治疗序列之前使用第三成像系统获取解剖特征的第二图像。第一、第二和第三成像系统分别包括超声换能器系统、MRI系统和CT系统。

[0025] 该方法可以包括:获得第一成像系统的至少一部分在第一成像系统的坐标系中的位置;可以基于飞行时间方法来确定该位置。此外,该方法可以包括基于所述第一成像系统的所述至少一部分在所述第一图像中和在第一成像系统的坐标系中的位置来计算将所述第一成像系统的坐标系与所述第二成像系统的坐标系相关的变换。在一个实施例中,该方法还包括基于所计算的变换将第一成像系统的位置从第一成像系统的坐标系变换至第二成像系统的坐标系。

[0026] 在一些实施例中,该方法包括配准第一图像和第二图像。此外,该方法包括将解剖特征的第二图像从第三成像系统的坐标系变换至第二成像系统的坐标系。然后可基于在第二成像系统的坐标系中的第一成像系统的变换的位置和变换后的第二图像来计算最短距离。

[0027] 在各种实施例中,基于从第一成像系统发送和由第一成像系统接收的信号来测量解剖特征与第一成像系统的至少一部分之间的最短距离。在一个实施方式中,测量的最短距离从第一成像系统的坐标系变换至第二成像系统的坐标系。此外,该方法还包括将该偏差与预定阈值进行比较并且基于该比较确定解剖特征的移动。

[0028] 在另一方面,本发明涉及一种用于在治疗序列期间检测移动的解剖特征的系统。在各种实施例中,该系统包括:第一成像系统,用于在治疗序列之前获取解剖特征和第二成像系统的至少一部分的第一图像;以及与第一和第二系统通信的控制器。在一个实施方式中,控制器被配置为(a)在治疗序列之前,处理第一图像以计算解剖特征与第二成像系统的至少一部分之间的最短距离;以及(b)在治疗序列期间,(i)测量解剖特征和第二成像系统的至少一部分之间的最短距离,(ii)将测量的最短距离与在步骤(a)中获得的计算的最短距离进行比较,以确定与其的偏差,以及(iii)基于所述偏差确定解剖特征的移动。该系统还可以包括用于在治疗序列之前获取解剖特征的第二图像的第三成像系统。在一个实施例中,第一、第二和第三成像系统分别包括MRI系统、超声换能器系统和CT系统。

[0029] 所述控制器可以进一步被配置为获得所述第二成像系统的所述至少一部分在所述第二成像系统的坐标系中的位置；该位置可以基于飞行时间方法来确定。另外，控制器可以基于所述第二成像系统的所述至少一部分在第一图像和第二成像系统的坐标系中的位置来计算将所述第二成像系统的坐标系和所述第一成像系统的坐标系相关的变换。在一个实施例中，控制器被配置为基于所计算的变换将第二成像系统的位置从第二成像系统的坐标系变换到第一成像系统的坐标系。

[0030] 在一些实施例中，控制器还被配置为配准第一图像和第二图像。另外，可以将解剖特征的第二图像从第三成像系统的坐标系变换至第一成像系统的坐标系。控制器然后可以基于在第一成像系统的坐标系中的第二成像系统的变换的位置和变换的第二图像来计算最短距离。

[0031] 在各种实施例中，控制器还被配置为基于从第二成像系统发送和由第二成像系统接收的信号来测量最短距离。在一个实施方式中，控制器将测量的最短距离从第二成像系统的坐标系变换至第一成像系统的坐标系。此外，控制器将偏差与预定阈值进行比较，并且基于比较来确定解剖特征的移动。

[0032] 在又一方面，本发明涉及一种用于在具有多个治疗时间段的治疗序列期间检测移动的解剖特征的方法。在各种实施例中，该方法包括在治疗序列期间测量解剖特征与成像系统（例如超声换能器系统）的至少一部分之间的最短距离；将当前治疗时间段中测量的最短距离与先前治疗时间段中测量的最短距离进行比较，以确定与其的偏差；以及基于偏差确定解剖特征的移动。可以基于从成像系统发送和由所述成像系统接收的信号来测量解剖特征和成像系统的至少一部分之间的最短距离。另外，该方法可以包括将该偏差与预定阈值进行比较并基于该比较来确定解剖特征的移动。

[0033] 在另一方面，本发明涉及一种用于在具有多个治疗时间段的治疗序列期间检测移动的解剖特征的系统。在各种实施例中，系统包括成像系统（例如，超声换能器系统），用于在治疗序列期间测量解剖特征与成像系统的至少一部分之间的最短距离；以及与成像系统通信的控制器。在一个实施方式中，控制器被配置为将当前治疗时间段中测量的最短距离与先前治疗时间段中测量的最短距离进行比较以确定与其的偏差；以及基于该偏差确定解剖特征的移动。控制器可以进一步被配置为基于从成像系统发送和由所述成像系统接收的信号来测量解剖特征和成像系统的至少一部分之间的最短距离。另外，控制器可以将偏差与预定阈值进行比较，并基于该比较确定解剖特征的移动。

[0034] 在各种实施方式中，本文所述的方法可以不是治疗人体或动物体的方法。例如，该方法可以在治疗设置之外进行，例如，在该方法的校准中或者该方法应用于空白时。在整个本申请中讨论本发明的方法可涉及非治疗性方法。

[0035] 如本文所使用的，术语“大致”、“粗略地”和“基本上”是指 $\pm 10\%$ ，并且在一些实施例中，为 $\pm 5\%$ 。贯穿本说明书对“一个示例”、“示例”、“一个实施例”或“实施例”的引用意味着结合该示例描述的特定特征、结构或特性被包括在本技术的至少一个示例中。因此，贯穿本说明书在各个地方出现的短语“在一个示例中”、“在示例中”、“一个实施例”或“实施例”不一定都指代相同的示例。此外，特定特征、结构、例程、步骤或特性可以以任何合适的方式组合在本技术的一个或多个示例中。本文提供的标题仅仅是为了方便，并不意图限制或解释所要求保护的技术的范围或含义。

附图说明

[0036] 在附图中,贯穿不同视图,相似的附图标记通常指代相同的部分。而且,附图不一定按比例绘制,而是通常将重点放在说明本发明的原理上。在以下描述中,参考以下附图来描述本发明的各种实施例,其中:

[0037] 图1A示意性地示出了根据本发明的各种实施例的示例性MRI系统;

[0038] 图1B示意性地示出了根据本发明的各种实施例的示例性CT系统;

[0039] 图1C示意性地示出了根据本发明的各种实施例的示例性超声系统;

[0040] 图2A示出了根据本发明的各种实施例的用于将超声坐标系与MRI坐标系相关的方法;

[0041] 图2B示出了根据本发明的各种实施例的用于将CT系统与MRI坐标系相关的方法;

[0042] 图2C示出了根据本发明的各种实施例的用于计算每个换能器元件与目标的反射表面上的最近点之间的距离的方法;

[0043] 图3A示出了根据本发明的各种实施例的用于声学地测量每个换能器元件与目标的反射表面上的最近点之间的距离的方法;

[0044] 图3B示出了根据本发明的各种实施例的从超声系统发送和由超声系统接收的信号波形;

[0045] 图3C示出了根据本发明的各种实施例的用于确定每个换能器元件与目标的反射表面上的最近点之间的距离的信号处理;

[0046] 图4示出了根据本发明的各种实施例的用于评估使用常规方法获得的图像配准的准确度的方法;

[0047] 图5A和5B示出了根据本发明的各种实施例的检测治疗期间的患者移动的各种方法;

[0048] 图6A和图6B示出了根据本发明的各种实施例的用于在不同时间具有相同换能器阵列和目标位置的两个距离测量的误差函数的示例性值;

[0049] 图7A-7D示出了根据本发明的各种实施例的具有不同换能器阵列和目标位置的四个距离测量的误差函数的示例性值;

[0050] 图8A-C示出了根据本发明的各种实施例的用于配准两个成像坐标系的各种方法。

具体实施方式

[0051] 图1A示出了示例性MRI设备102。设备102可以包括圆柱形电磁体104,其在电磁体104的孔106内产生必要的静磁场。在医疗程序期间,患者被放置在孔106内的可移动支撑台108上。患者体内的感兴趣区域110(例如,患者的头部)可以位于成像区域112内,其中电磁体104产生基本均匀的场。一组圆柱形磁场梯度线圈113也可以设置在孔106内并围绕患者。梯度线圈113在预定时间并在三个相互正交的方向上产生预定大小的磁场梯度。利用场梯度,不同的空间位置可以与不同的进动频率相关联,由此给出MR图像的空间分辨率。围绕成像区域112的RF发射器线圈114将RF脉冲发射到成像区域112中以使患者的组织发射磁共振(MR)响应信号。原始MR响应信号由RF线圈114感测并且传递到MR控制器116,MR控制器116然后计算可以显示给用户的MR图像。可替换地,可以使用单独的MR发射器和接收器线圈。使用

MRI设备102获取的图像可向放射科医师和医师提供不同组织之间的视觉对比以及用常规x射线技术不能显现的患者解剖结构的详细内部视图。

[0052] MRI控制器116可以控制脉冲序列,即,磁场梯度以及RF激励脉冲的相对定时和强度以及响应检测周期。使用常规图像处理系统将MR响应信号放大、调节并数字化为原始数据,并且通过本领域普通技术人员已知的方法进一步转换成图像数据阵列。基于图像数据,识别治疗区域(例如肿瘤)。图像处理系统可以是MRI控制器116的一部分,或者可以是与MRI控制器116通信的单独装置(例如,包含图像处理软件的通用计算机)。在一些实施例中,如下面进一步描述的,一个或多个超声系统120或一个或多个传感器122位于MRI设备102的孔106内。

[0053] 图1B示出了根据本发明实施例的示例性CT系统130。CT系统130包括扫描器132,扫描器132具有位于源136的相同或相反侧上的支撑结构134、X射线源136和X射线检测器138。扫描器132被配置为接收用于被扫描的患者的台140。台140可以移动通过扫描器132中的孔以将患者适当地定位在成像序列期间扫描的成像体积或平面中。CT系统130还包括辐射源控制器143、数据采集控制器144和台控制器145。辐射源控制器143调节从x射线源136向患者放射x射线辐射的定时。数据采集控制器144与x射线检测器138通信以测量发射通过患者或从患者反射的x射线强度数据。所获取的强度数据由数据采集控制器144或系统控制器146处理以用于CT图像重建。台控制器145用于根据采用的成像方案在成像序列期间或之间调整台位置。控制器143、144、145、146可以是单独的单元或者可以被集成为单个单元。

[0054] 另外,系统控制器146可以耦合到用户接口147和存储器装置148。用户接口147可以与系统控制器146集成,并且将通常包括用于启动成像序列、控制这样的序列、并且操纵在成像序列期间获取的数据的用户工作站。存储器装置148可以是成像系统本地的,或者部分地或完全地远离系统,并且可以被配置为接收原始的、部分处理的或完全处理的数据以用于CT图像重建。

[0055] 在典型的CT扫描期间,x射线扫描器132以预定速度围绕患者旋转,并且x射线源136发射通过身体的窄的x射线束。通过检测器138测量相对于患者身体以各种角度发射通过患者或从患者反射的x射线强度。患者的二维断层扫描图像(即“切片”)可基于检测到的x射线的波束角度和强度来创建。然后可以处理以不同角度获得的多个“切片”以重建CT图像。在一些实施例中,在计划阶段,即在热治疗之前获取患者的CT图像,以允许准备治疗计划的时间。

[0056] 图1C示出了根据本发明一些实施例的示例性超声系统150。如图所示,超声系统包括多个超声换能器元件152,这些超声换能器元件在外壳154的表面处布置成阵列153。该阵列可以包括单个行或矩阵的换能器元件152。在替代实施例中,换能器元件152可以没有协调地布置,即,它们不需要被有规律地间隔或以规则的模式布置。如图所示,该阵列可以具有弯曲的(例如,球形或抛物线)形状,或者可以包括一个或多个平面或其他形状的部分。它的尺寸可以根据应用在几毫米到几十厘米之间变化。换能器元件152可以是压电陶瓷元件。也可以使用压电复合材料,或者通常能够将电能转换成声能的任何材料。为了阻尼(damp)元件152之间的机械耦合,可以使用硅橡胶或任何其他合适的阻尼材料将它们安装在外壳154上。

[0057] 换能器元件152是可单独控制的,即它们各自能够以与其他换能器的振幅和/或相

位无关的振幅和/或相位发射超声波。换能器控制器156用于驱动换能器元件152。对于n个换能器元件,控制器156可以包含n个控制电路,每个控制电路包括放大器和相位延迟电路,每个控制电路驱动换能器元件中的一个。控制器156可以将通常在0.1MHz至4MHz范围内的RF输入信号分成n个控制电路的n个通道。它可以被配置为以相同的频率但是以不同的相位和不同的振幅驱动阵列的各个换能器元件152,以使得它们共同地产生聚焦的超声波束。换能器控制器156期望地提供可以用软件、硬件、固件、硬连线或其任何组合来实现的计算功能,以计算期望聚焦位置158所需的相位和振幅。通常,控制器156可以包括多个可分离设备,诸如频率发生器、包含放大器和相位延迟电路的波束形成器、以及执行计算并将各个换能器元件152的相位和振幅传送给波束形成器的计算机(例如,通用计算机)。这样的系统是容易获得的或者可以在没有过度实验的情况下实施。

[0058] 为了执行超声成像,控制器156驱动换能器元件152以将声信号发送到正被成像的区域中并接收来自患者体内各种结构和器官的反射信号。通过适当地延迟施加到每个换能器元件152的脉冲,聚焦的超声波束可以沿着期望的扫描线传输。从患者体内的给定点反射的声信号在不同的时间被换能器元件152接收。换能器元件然后可以将接收到的声信号转换为供应给波束形成器的电信号。来自每个换能器元件152的延迟信号由波束形成器相加以提供扫描信号,该扫描信号是沿给定扫描线的反射能级的表示。针对多条扫描线重复该过程,以提供用于生成患者身体的指定区域的图像的信号。典型地,扫描模式是扇形扫描,其中扫描线始于超声换能器的中心并指向不同的角度。也可以使用线性、曲线或任何其他扫描模式。

[0059] 超声系统150可以布置在MRI设备102的孔106内或者放置在MRI设备102的附近。已知组合的MRI-超声系统能够监测超声的应用以为了治疗和/或安全目的。为了确定超声系统150和MRI设备102的相对位置,超声系统150可以进一步包括与其相关联的MR跟踪器160,其被布置在相对于系统150的固定位置和方向。跟踪器160可以例如被包含于或附接到超声系统外壳。如果MR跟踪器160和超声系统150的相对位置和方向是已知的,则在所得图像中包括MR跟踪器160的MR扫描隐含地显示超声系统150在MRI坐标中(在MRI设备102的坐标系中)的位置。为了帮助将超声坐标系与MRI坐标系相关,在一些实施例中,获取包括超声系统150的至少一部分(例如,一些换能器元件)的MR图像。如下面进一步描述的,该MR图像可以与超声换能器元件的已知空间布置结合使用,以确定换能器元件(并非所有这些都需要被包括在所获取的MR图像中)在MRI坐标系中的位置。

[0060] 在穿透患者时,超声波通常遇到多层组织,例如骨骼、肌肉或脂肪,其密度和结构以及因此超声传播特性不同。由于组织中的不均匀性和各向异性,超声波前常常失真。此外,来自不同换能器元件的信号可能遇到不同厚度和轮廓的材料,并且可能遇到换能器元件与待成像或治疗的区域之间的充气或充液的袋,导致不同的相移和衰减。因此,对于通过施加在换能器元件上的适当的相移和放大因子来补偿这些效应以及对于避免聚焦特性的劣化而言,关于多层组织结构的结构、密度和/或厚度的知识是重要的。虽然MRI通常提供软组织(例如脑部)的高灵敏度图像,但CT扫描创建具有关于骨结构(例如,颅骨)的更多细节的图像。因此,组合从MRI设备102和CT系统130获得的图像信息可能是有益的。为此,当然需要配准图像,并因此需要配准MRI和CT坐标系。

[0061] 许多传统的图像配准方法是可用的。在各种实施例中,使用任何期望的方法获得

的图像配准的准确度使用两种成像模态来验证和评估,例如,超声系统150与MRI设备102组合。图2A示出了用于将超声坐标系150与MRI坐标系102相关的方法200。在第一步骤202中,使用任何合适的方法获得在超声坐标系中表征换能器元件152的空间参数,诸如方向和位置。例如,每个换能器元件152可以朝向位于焦点158或其他位置处的传感器(未示出)发射脉冲;每个换能器元件152与传感器之间的距离可以基于飞行时间来确定。可以使用该确定的距离来确定每个换能器元件在超声波坐标系150中的实际位置和/或方向。换能器元件的空间布置可以存储在存储器中。在第二步骤204中,获取感兴趣的解剖目标(例如,患者的头部,包括脑部和颅骨)和超声系统的至少一部分(例如换能器阵列153的至少一些元件152)的MR图像。在第三步骤206中,确定在MR图像中获取的与解剖目标和/或换能器元件152的一部分的空间参数相关联的MRI坐标。在第四步骤208中,基于换能器元件152在超声坐标系202(在第一步骤202中获得)和MRI坐标系204(在第二步骤204中获得)中的空间参数,生成两个坐标系之间的图像变换矩阵。在第五步骤210中,应用变换矩阵以将与整组换能器元件(或至少比MR图像中获取的部分大的部分)相关联的空间参数从超声坐标系变换到MRI坐标系。作为这些操作的结果,在MRI坐标系中表示与换能器元件152相关联的空间参数。

[0062] 图2B示出用于将解剖目标的CT成像数据集从CT坐标系130变换到MRI坐标系102的方法220。在第一步骤222中,CT成像数据集在治疗计划阶段期间或在治疗阶段之前获取。在一些实施例中,所获取的CT数据集被处理以提取关于解剖目标的更多细节(步骤224)。例如,CT图像可以包括诸如颅骨的骨结构;可以通过对获取的CT数据集的密度值应用阈值技术和/或其他已知的成像处理来分割颅骨以确定颅骨的表面。此后,可以利用传统提出的方法来获取解剖目标的CT和MR图像之间的图像配准(步骤226)。基于所获得的MRI-CT图像配准,包括提取的解剖目标的细节的CT数据集可以从CT坐标系变换至MRI坐标系(步骤228)。然后可以在MRI坐标系中组合使用MRI设备102和CT扫描器130获得的信息以提供改善的成像质量或关于解剖目标的附加信息(步骤230)。当感兴趣的目标包括软组织和骨组织时,该方法特别有用-MRI提供软组织(例如脑部)的高灵敏度图像,而CT扫描提供关于骨结构(例如,颅骨)的细节。

[0063] 一旦使用CT扫描获取的换能器元件的空间参数和信息都被变换为MRI坐标系中的坐标,则可以评估MRI-CT图像配准的准确度。参考图2C,其中感兴趣的解剖目标是患者的头部,可以在MRI坐标系102中计算每个换能器元件152与颅骨表面上至换能器元件152的最近点234之间的距离232。计算的距离232被表示为配准颅骨距离向量(“RSDV”)。

[0064] 图3A示出了使用飞行时间方法300(即,基于由换能器元件152发送和接收的信号的定时以及超声系统在其中操作的介质中(例如,在水中或空气中)的已知声速)的该距离的声学测量。例如,在一个实施方式中,所有(或超过50%)的换能器元件被设置为发射模式,以向颅骨发射短的声脉冲(约 $50\mu\text{s}$) (步骤302)。基本上紧接在脉冲发射之后(例如几微秒之后),至少一些换能器元件切换到接收模式以接收从颅骨反射的信号(步骤304)。在一个实施例中,由所有接收器换能器元件接收的信号被同时记录(步骤306)。在另一个实施例中,换能器元件被分组为多个子集;如上所述顺序地激活每个子集以发射和接收信号,并顺序地记录所接收的信号,直到包括来自期望组的换能器元件的信号。记录的信号可以被处理以计算每个换能器元件152与颅骨上至换能器元件152的最近点之间的距离向量(或声学距离向量,“ADV”) (步骤308)。

[0065] 图3B示出了典型超声信号的记录波形,其中波形312表示发射信号,其可以用作具有波形314的反射信号的相位测量的参考。可以处理记录的信号以确定ADV。例如,也参考图3C,信号可以100KHz范围的中心超声频率(例如,650KHz)进行滤波,以从超声信号中去除噪声信号(步骤316)。然后将包络检测方法(例如,希尔伯特变换)应用于滤波信号以确定反射信号314的振幅包络318(例如,在图2C中所示的70和200 μ s之间的时间窗口中)(步骤320)。然后可以确定振幅包络318的有效时间窗322(步骤324)。例如,当信号振幅分别高于预定振幅阈值326和低于预定振幅阈值326时,可以确定振幅包络318的开始时间和停止时间。然后可以计算反射信号314的平均波形时间(例如,在确定的有效时间窗口上对信号进行积分)(步骤328)。另外,可以基于发射信号312的参考相位来获得与有效时间窗口320中的反射信号314相关联的相位(步骤330)。基于确定的与反射信号314相关联的平均波形时间和相位,可以计算反射信号314与发射信号312之间的经过时间(步骤332)。然后可以基于该经过时间和介质中的声速来确定每个换能器元件132与换能器元件132的最近反射器之间的ADV(步骤334)。可以使用如图2A所示获得的超声-MRI变换矩阵将所测量的ADV从超声坐标系变换到MRI坐标系。在该示例中,因为颅骨的外表面反射超声波的最大部分(来自其他层间颅骨表面的反射可以忽略不计),所以最近的反射器是外部颅骨表面上最近的点。通常,使用这种方法测量的ADV具有高准确度(在中心频率处波长(即,0.25mm)的十分之一的级别),因此可以适用于评估常规获得的图像配准和/或检测患者移动。

[0066] 参考图4,计算的距离(RSDV)可以与声学测量的距离(ADV)进行比较以评估使用传统方法获得的图像配准的准确度。在一个实施例中,对于为ADV测量而激活的每个单独的换能器元件,进行RSDV和ADV之间的比较;可以使用能够比较两个向量的任何合适的方法(诸如下面进一步描述的误差函数)将比较量化为RSDV和ADV之间的相关分数和/或差异。然后将针对ADV测量激活的所有(或至少一些)换能器元件的量化比较值加在一起以表示对于所有(或至少一些)换能器元件的RSDV和ADV之间的“整体”相关性/差异。因为MRI坐标系中ADV的声学测量和RSDV的计算都可以高精度地确定,所以偏差和/或相关分数指示MRI-CT图像配准的准确度-较小的偏差或较高的相关分数表示更高的MRI-CT图像配准确度。

[0067] 可以使用任何合适的方法进行比较距离向量RSDV和ADV。例如,两个距离向量之间的简单误差函数可以如下计算:

[0068]

$$Err(x_{shift}, y_{shift}, z_{shift}) = \sum_{i=1}^{Nel} (X_{regi} - X_{refi} - x_{shift})^2 + (Y_{regi} - Y_{refi} - y_{shift})^2 + (Z_{regi} - Z_{refi} - z_{shift})^2 \quad \text{等式(1)}$$

[0069] 其中 X_{regi} 、 Y_{regi} 和 Z_{regi} 表示每个换能器元件i的RSDV值,并且 X_{refi} 、 Y_{refi} 和 Z_{refi} 表示每个换能器元件i的ADV值; x_{shift} 、 y_{shift} 和 z_{shift} 表示全局偏移值,它们可以变化以获得误差函数的最小值;而 Nel 表示为ADV测量激活的换能器元件的数量。误差函数用于评估图像配准的准确度。例如,如果误差函数的最小值不能被找到,或者如果最小值高于预定阈值,则图像配准是不准确的(或者至少对于医疗目的不够准确)。在一些实施例中,为了配准验证目的,允许每个换能器元件152具有低于3mm的平均误差;相应地,在具有1000个换能器元件的示例性超声系统中,用于确定图像配准的验证的阈值被设置为 10^4mm^2 。该值可根据每个换能器元件的容许误差进行调整。尽管对于换能器元件(例如,由于测量噪声等)有时可能会错误地计算距离,因为上述方法通过使用大量换能器元件(例如,一千个的级别)来评估图

像配准,少量计算错误的元件可能不会显著影响误差函数的最小值。因此,只有当RSDV和ADV不一致或损坏时才会出现高误差值。

[0070] 在各种实施例中,可以使用热治疗期间的ADV的时间演变和/或ADV与RSDV之间的比较来检测患者的移动。如本文所使用的,术语“治疗期间”表示治疗期的总体时间,并且通常包括每次超声处理之前、期间和之后的时间。参考图5A,在各种实施例中,每次在超声处理之前、期间和/或之后,实时测量新的ADV。因为可以从换能器阵列的子集和/或以较低质量测量新的ADV,所以ADV测量时间段可以足够短(例如200 μ s)以与治疗时间段交错而不中断治疗时间段。可替换地,换能器阵列153的一个或多个子集可以专用于ADV测量,而阵列153的其余部分聚焦超声以用于治疗目的。此外,可以提供元件的单独的超声换能器阵列(或者再次,换能器阵列153的元件的一个或多个子集)以接收从颅骨反射的信号以用于ADV测量。如果分离的话,接收换能器可以设置在超声换能器阵列153的附近,或者集成到其外壳154中。另外,换能器阵列可以设置在MRI设备102的孔106内或者放置在其附近。

[0071] 然后可将新测量的ADV与治疗期间较早时间(例如,在执行任何超声处理之前,之前的多次超声处理或之前的一次超声处理)获得的ADV进行比较。如果新的ADV显著偏离先前获得的ADV,则患者可能在此期间移动。在各种实施例中,当偏差高于阈值时(例如,对于1000个换能器元件为5,000 mm^2 ,或每个换能器元件具有2.2mm的平均误差,或者按分数,超过5%或10%),患者的移动是被认为是显著的,并且可以执行校正动作来确认和/或补偿该移动。

[0072] 在一些实施例中,监测治疗期间ADV的时间演变以预测患者的移动。例如,对于涉及1000个换能器元件的治疗,如果ADV在每次超声处理期间增加550 mm^2 ,则预计患者可能移动超出第十次超声处理在临床上容许的范围。因此,可以在第九次超声处理结束时中止治疗,以避免由于患者和超声系统的未对准而导致对健康的非目标组织的损伤。

[0073] 参考图5B,在另一个实施例中,基于ADV与SRDV之间的比较来确定移动检测。例如,在验证图像配准的准确度之后,测量新的ADV并将其与使用经验证的图像配准计算的RSDV进行比较。再次,如果ADV和RSDV之间的差值低于阈值(例如,对于1000个换能器元件为5,000 mm^2),则可以认为患者的移动可忽略不计或在临床上容许的限度内。然而,如果ADV和RSDV之间的差值超过阈值,则患者可能已经明显移动并可以采取校正动作。

[0074] 因此,将ADV与RSDV或先前获得的ADV进行比较可以识别疑似的患者移动,而不需要对目标进行图像重建,从而允许实时检测移动。当等式(1)中的误差函数具有最小值时,新测量的ADV与计算的RSDV(或先前获得的ADV)最佳匹配-即,具有与其最小的偏差。因此,可以通过监测与最小值相关联的值和/或位置(即, x_{shift} 、 y_{shift} 和 z_{shift} 的值)来检测患者移动。移动检测的灵敏度可以通过改变允许的偏差阈值来调整。图6A和6B示出了基于换能器阵列和颅骨在不同时间的相同位置使用相同的图像配准(从而相同的RSDV)进行两次重复ADV测量的主轴上的误差函数的示例性值。图6A和6B中的误差值之间的相似度指示使用误差函数的最小值和/或位置来确定患者的图像配准和/或移动的有效性的方法是可靠和可重复的。如果基于ADV曲线确定患者的移动(即,通过将新测量的ADV与先前获得的ADV进行比较),则当没有患者移动时,预期误差函数的最小值和位置的较高相似性。

[0075] 图7A-7D示出了使用相同图像配准但具有不同颅骨位置的四个ADV测量的主轴上的误差函数的示例性值。最小的值和位置被显示为随颅骨位置而变化。因此,本发明提供了

一种灵敏的、准确的方法来验证图像配准和/或检测患者移动。

[0076] 如上所述,如果比较指示可能发生显著移动,则可以执行校正动作。校正动作可以包括获取新的MR图像以确认移动,暂停超声治疗,调整超声系统和/或患者的位置以补偿移动等。例如,新获取的解剖目标的MR图像可以针对最后有效的MR图像被检查以确认移动。当只有阵列153中的一些换能器专用于测量ADV并由此表现出较低的灵敏度(与使用整个换能器阵列测量的ADV相比)时,这是特别有用的。如果MR图像比较显示发生移动,则可以暂停超声治疗直到超声系统和/或患者的位置被调整。然而,如果MR图像比较显示移动没有发生或没有临床意义,则按照计划进行治疗。

[0077] 在一些实施例中,组合的超声和MRI系统以足够的准确度提供MRI和CT坐标系之间的成像配准以用于治疗目的。参考图8A和图8B所示的示例性实施例,在第一步骤802中,首先使用超声系统的至少一部分的MR图像结合指定超声坐标系中换能器阵列的空间布置的信息(如结合图2A所述)来将超声坐标系配准到MRI坐标系。这种超声-MRI配准(其可以例如被表示为变换矩阵)允许将换能器元件的空间布置从超声坐标系变换到MRI坐标系。在第二步骤804中,获取感兴趣的解剖目标的超声图像。在第三步骤806中,获取(例如,从存储在治疗计划阶段期间或开始治疗之前先前获得的图像数据的计算机存储器上传的)感兴趣的解剖目标的CT图像。在第四步骤808中,将所获取的超声图像与CT图像进行比较以配准超声和CT图像。例如,可以通过使用相关性或任何其他合适的方法将CT成像数据拟合到超声成像数据来建立超声CT图像配准。在第五步骤810中,通过首先(使用在第四步骤808中获得的超声-CT图像配准)将CT成像数据从CT坐标系变换到超声坐标系来计算CT和MRI坐标系之间的变换(例如,变换矩阵),并随后(使用在第一步骤802中获得的超声-MR图像配准)将变换后的数据从超声坐标系变换到MRI坐标系。所获得的MRI-CT坐标变换由此允许组合使用两个成像系统获得的图像,并由此提供关于软组织和骨结构两者的细节以用于精确和有效的治疗计划。

[0078] 在一个替代实施例中,参考图8C,使用在第一步骤802中获得的变换矩阵将在第二步骤804中获取的解剖目标的超声图像从超声坐标系变换到MRI坐标系(步骤812)。然后将MRI坐标系中的解剖目标的变换的图像数据与之前获得的CT坐标系中的解剖目标的CT图像数据进行比较,以计算MRI-CT图像配准(步骤814)。这可以通过例如将解剖目标的CT图像数据拟合到MRI坐标系中的解剖目标的变换图像数据来实现。因此,如本文所述可以方便地计算MRI-CT图像配准。

[0079] 虽然已经参考用于评估和/或获得与MRI和CT坐标系相关的坐标变换和/或检测患者的移动的超声系统的使用描述了本发明,但是并不打算将该布置用于限制本发明的范围。例如,MRI坐标系可以用于配准超声和CT坐标系,并且类似地,CT系统可以用于配准超声和MRI系统。另外,也可以使用其他成像模态来代替上述成像模态中的任何成像模态以使用上述方法来验证和/或获得与任何两个成像系统相关的成像配准和/或在治疗期间实时检测患者的移动。

[0080] 此外,应该理解的是,在不脱离本发明的精神和本发明的范围的情况下,这里描述的各种实施例的特征不一定是相互排斥的,并且可以以各种组合和排列存在,即使这些组合或排列没有在本文中表达。实际上,在不脱离本发明的精神和范围的情况下,本领域普通技术人员可以想到在此描述的内容的变型、修改和其他实施方式。

[0081] 通常,用于评估和/或计算两个或更多个成像系统之间的成像配准和/或如上所述检测患者的移动的功能,不管是与MRI的控制器、超声系统和/或CT扫描系统集成,或由单独的外部控制器提供,可以构建在以硬件、软件或两者的组合实现的一个或多个模块中。对于其中功能被提供一个或多个软件程序的实施例,程序可以用诸如FORTRAN、PASCAL、JAVA、C、C++、C#、BASIC、各种脚本语言和/或HTML的许多高级语言中的任何一种来编写。另外,该软件可以以针对驻留在目标计算机上的微处理器的汇编语言来实现;例如,如果软件配置为在IBM PC或PC克隆上运行,则可以采用英特尔80x86汇编语言实现该软件。软件可以在制造物品上实现,包括但不限于软盘、闪存盘、硬盘、光盘、磁带、PROM、EPROM、EEPROM、现场可编程门阵列或CD-ROM。使用硬件电路的实施例可以使用例如一个或多个FPGA、CPLD或ASIC处理器来实现。

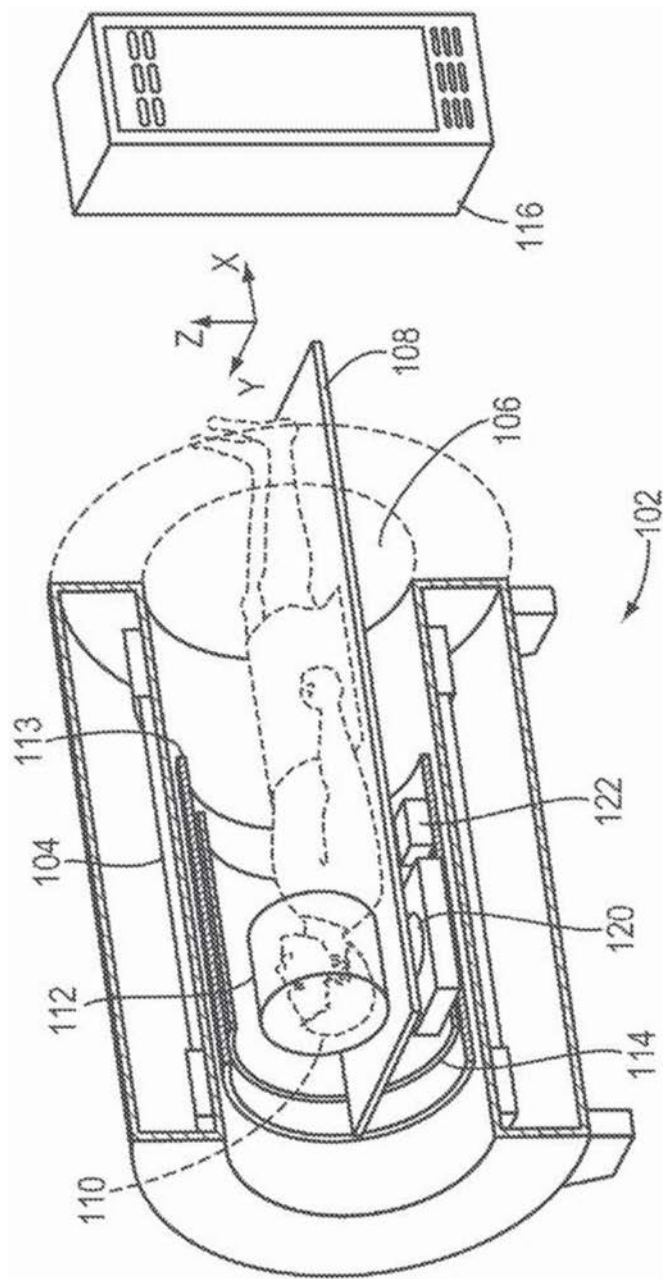


图1A

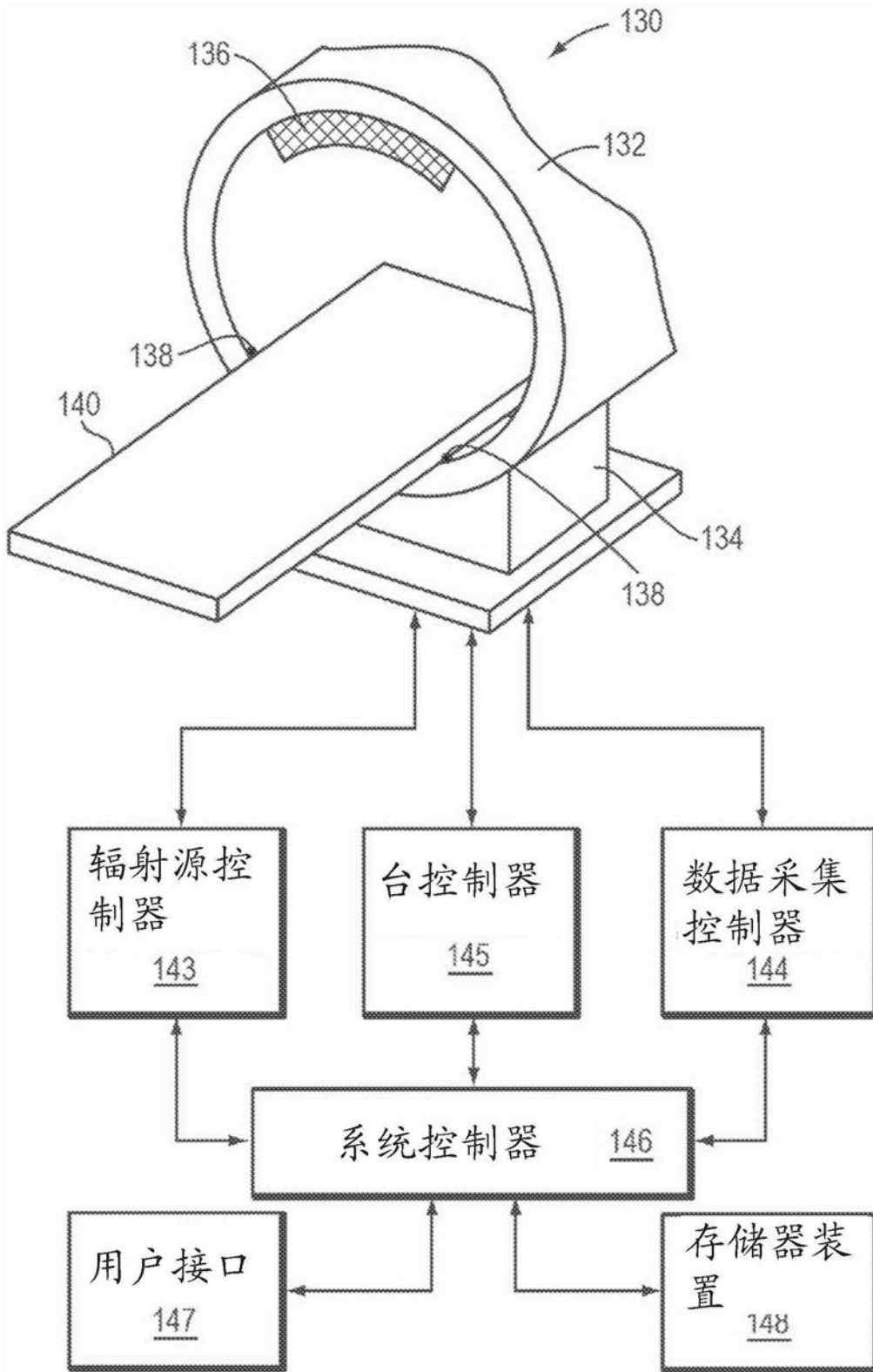


图1B

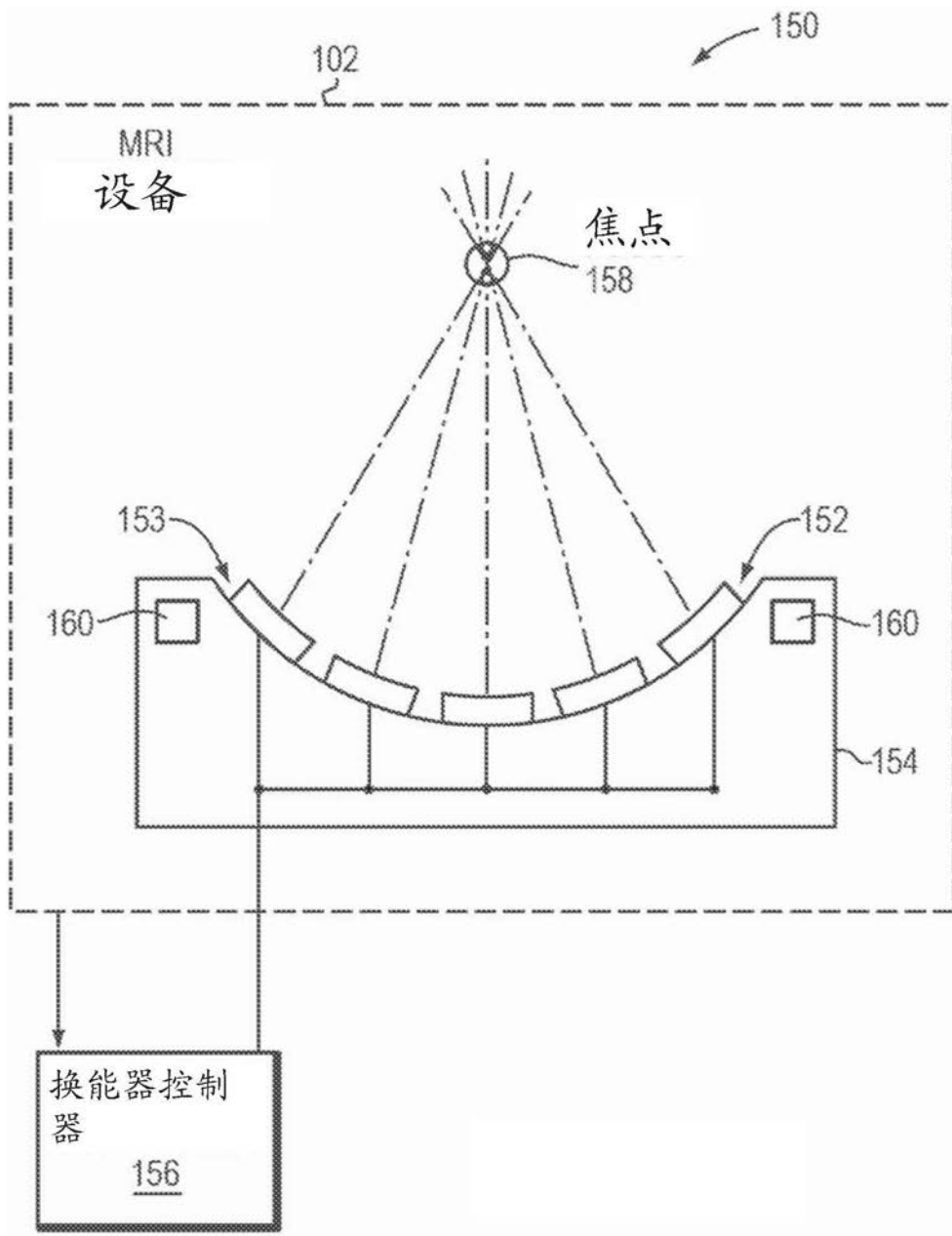


图1C

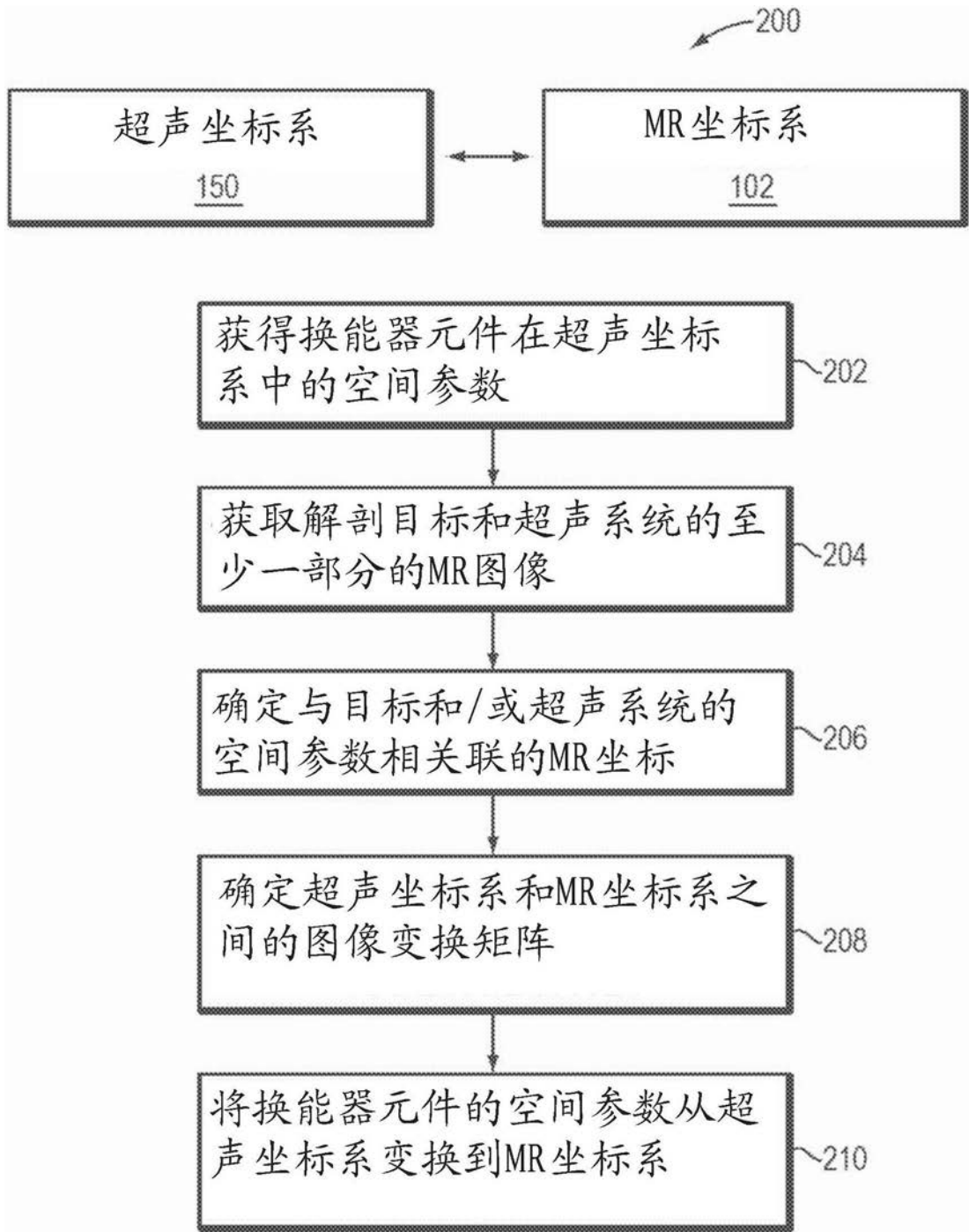


图2A

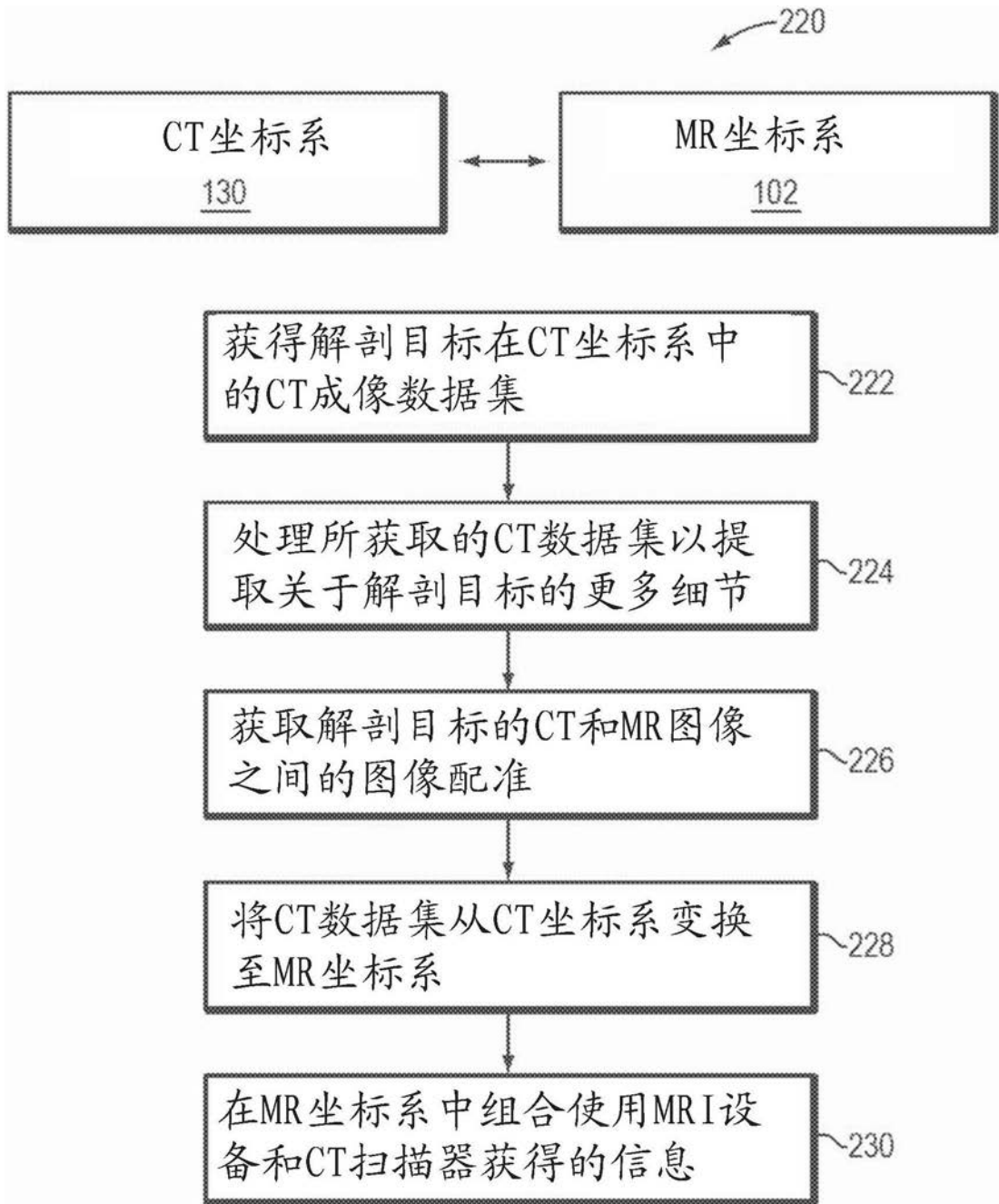


图2B

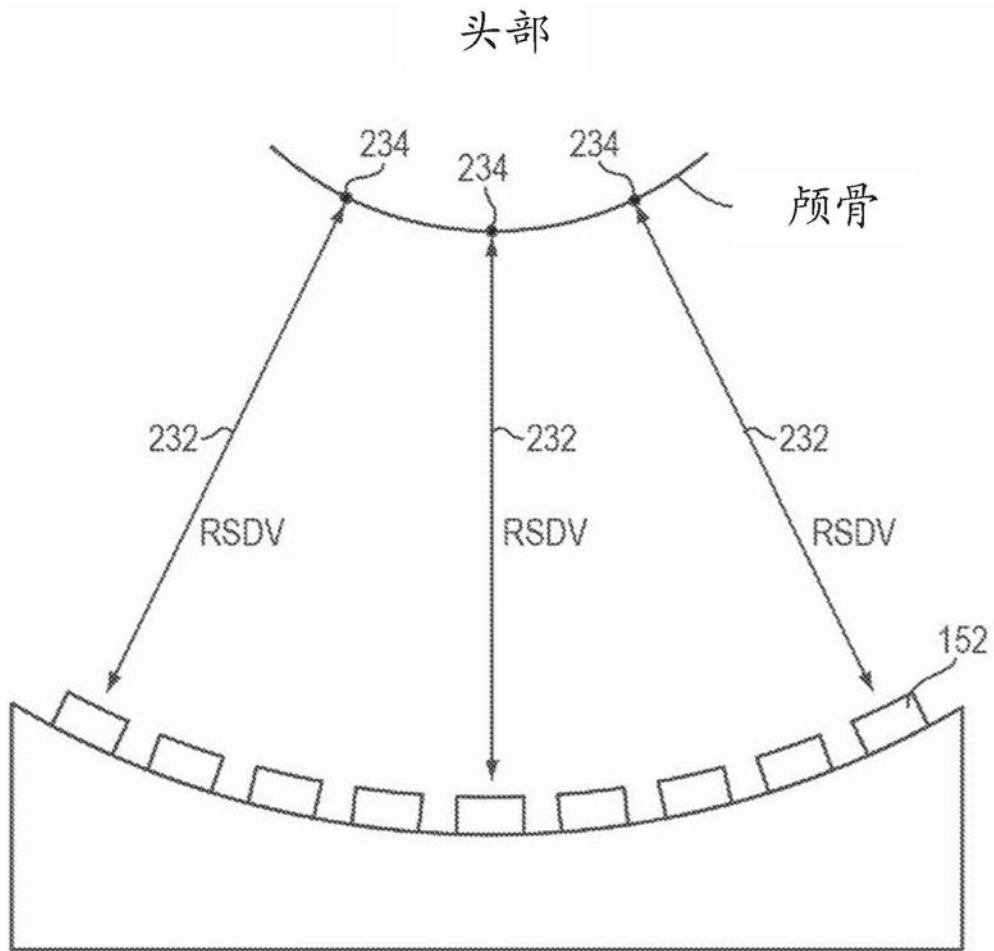


图2C

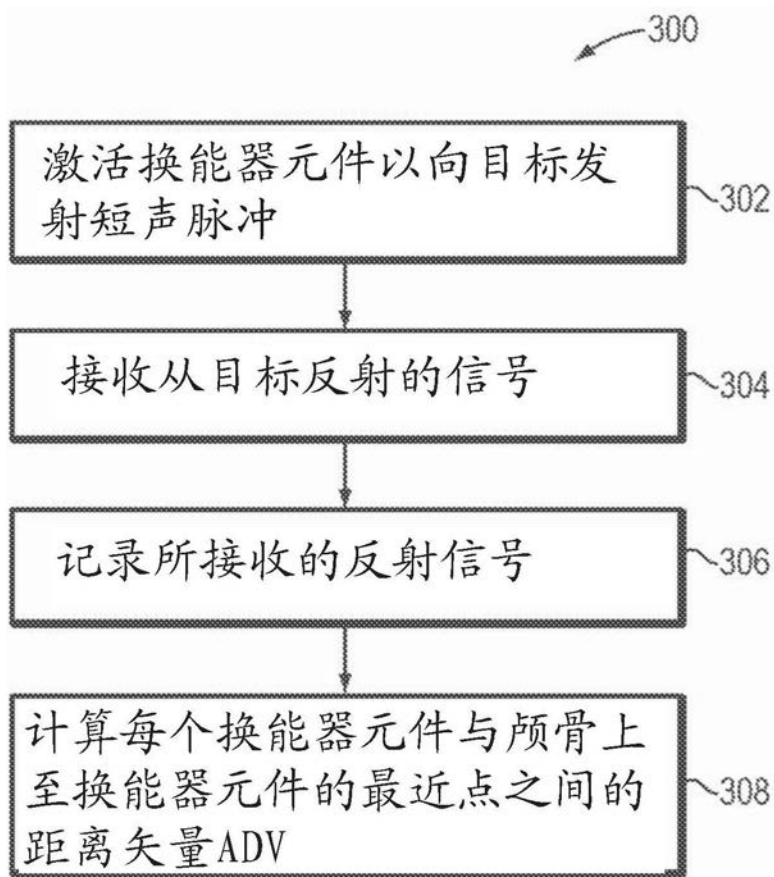


图3A

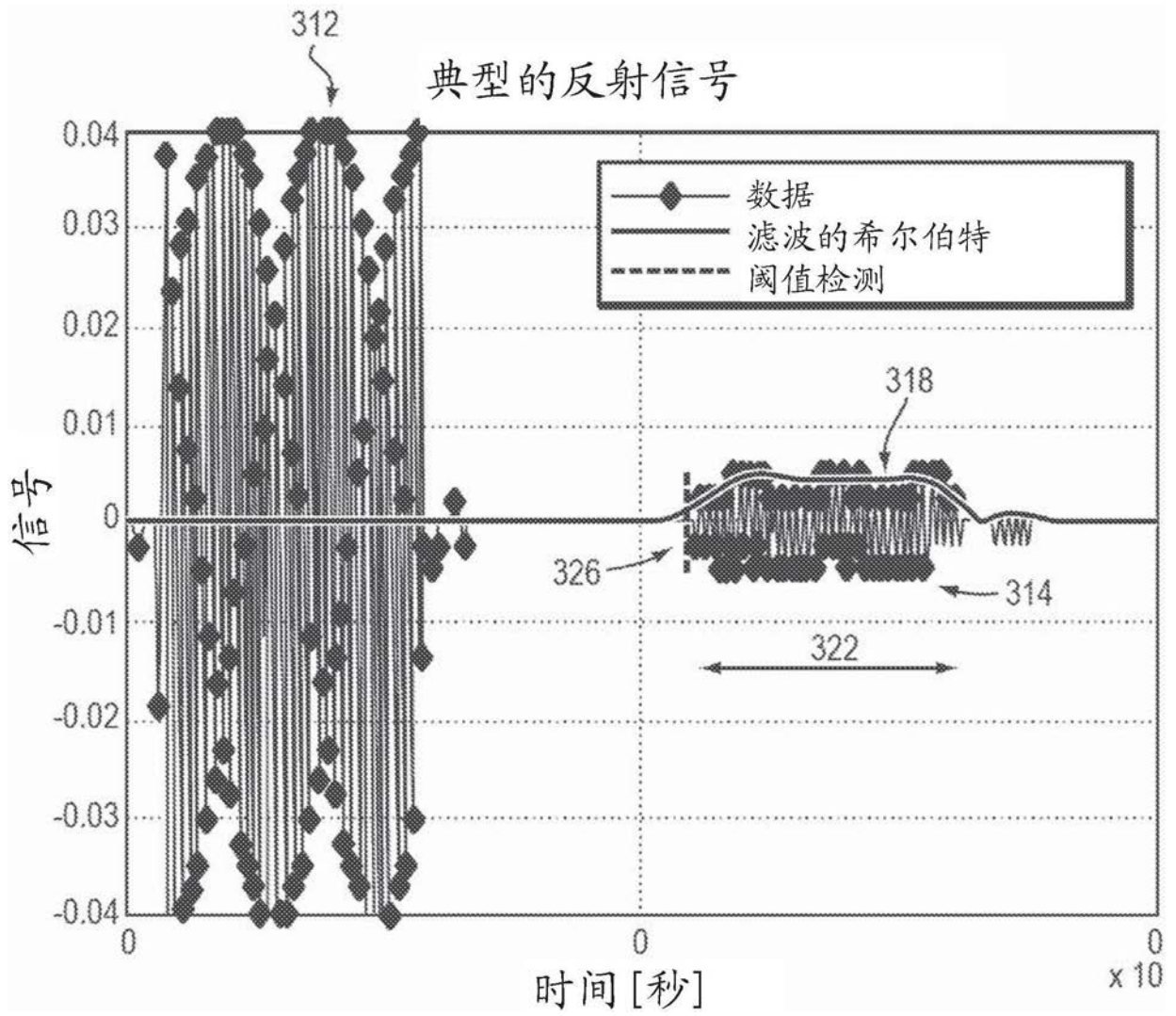


图3B

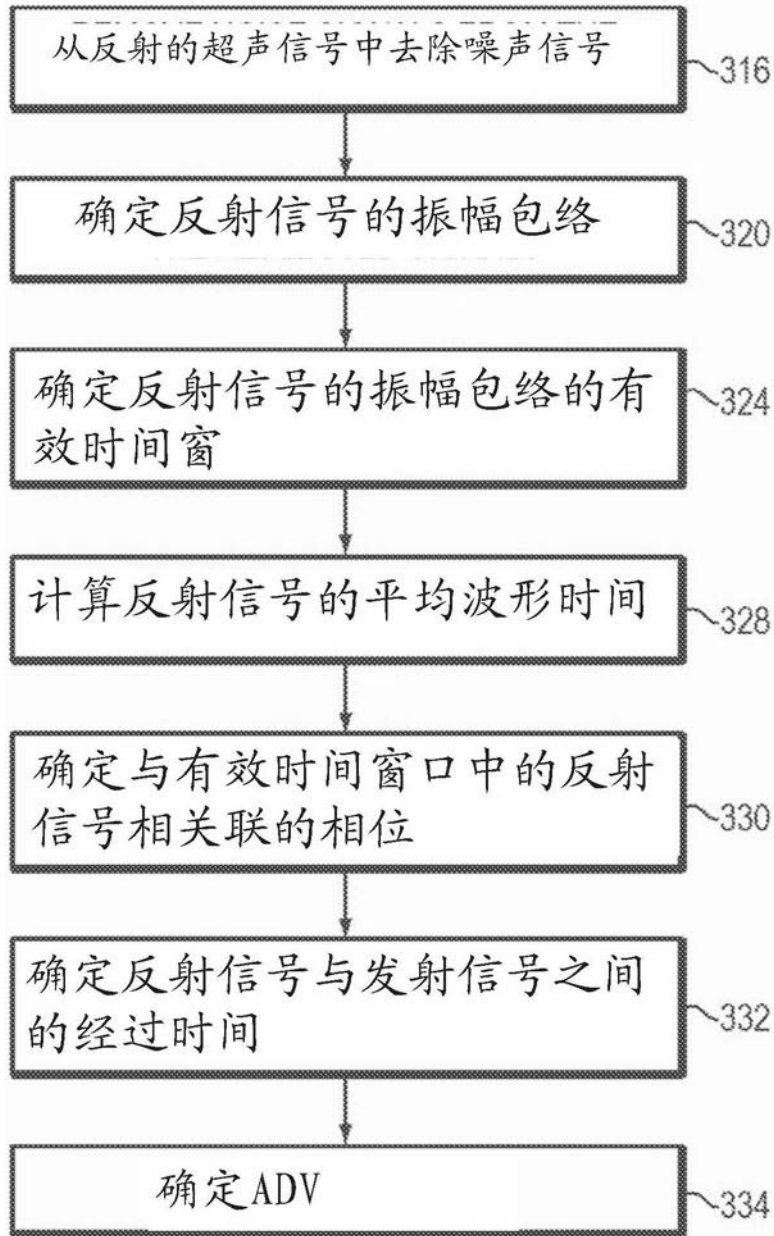


图3C



图4

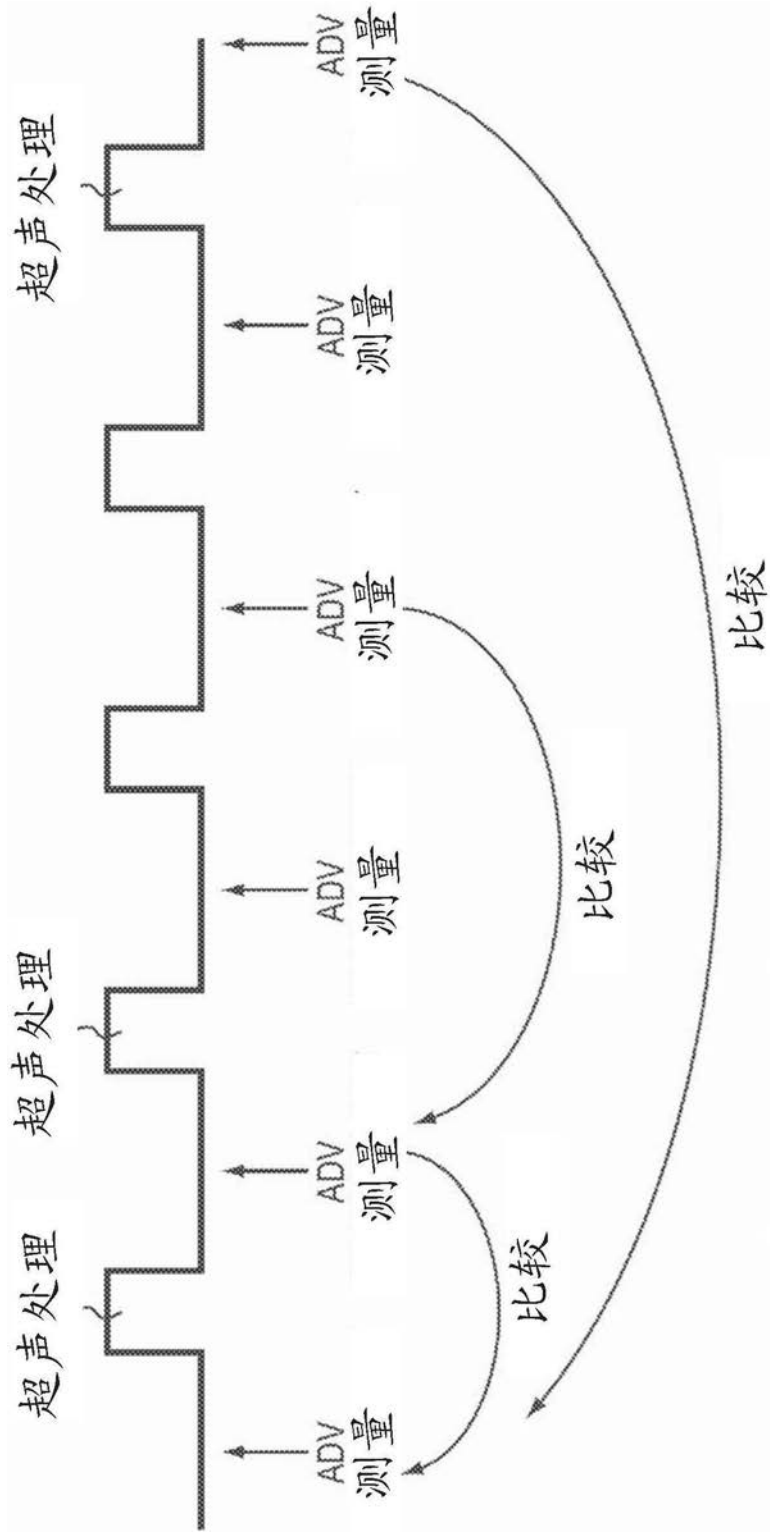


图5A

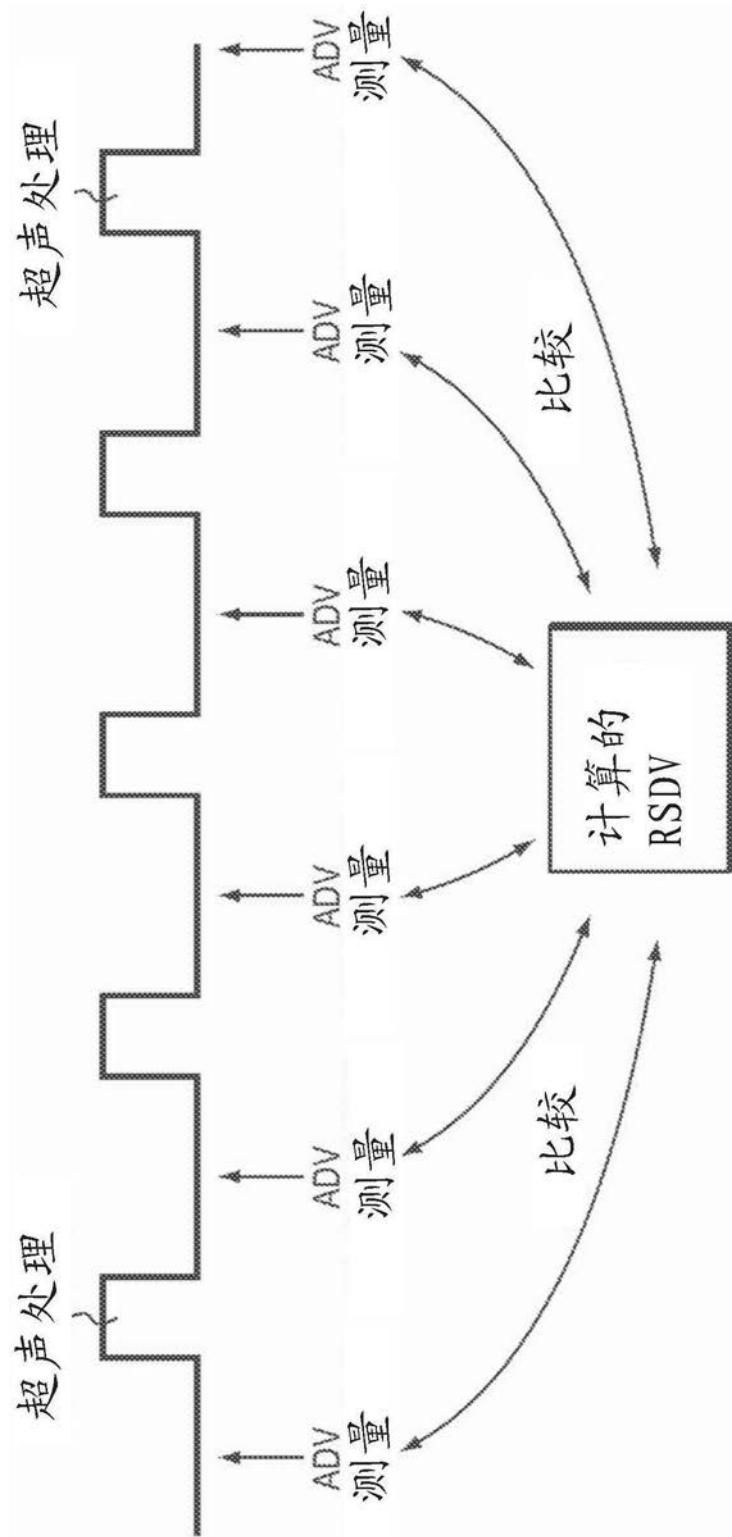


图5B

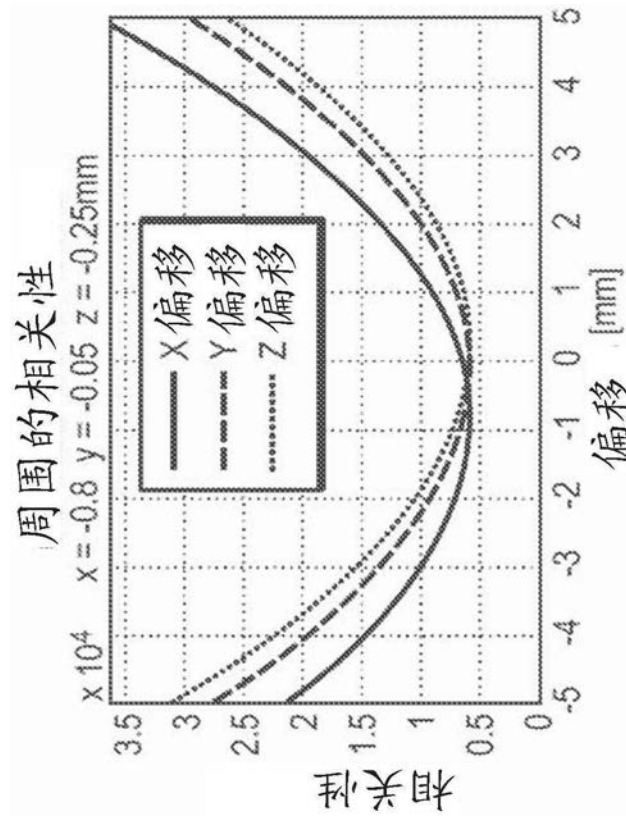


图6A

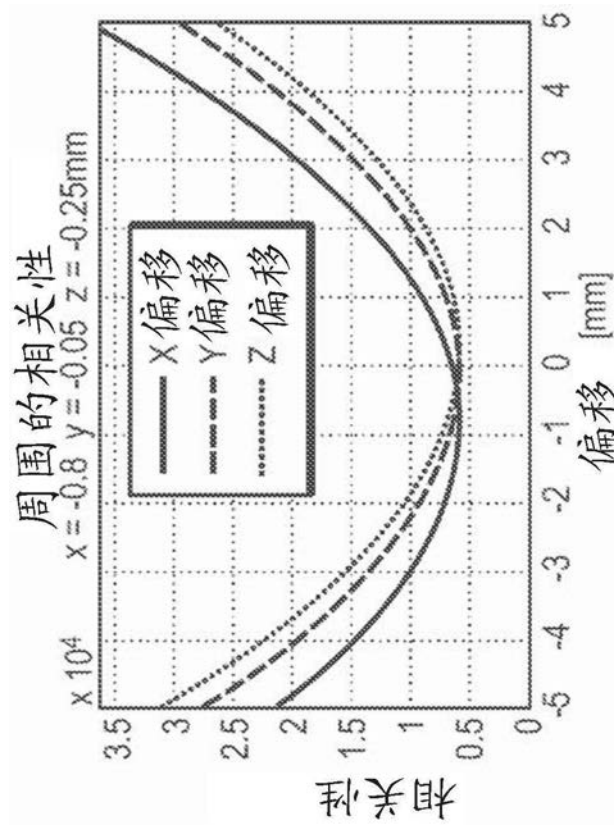


图6B

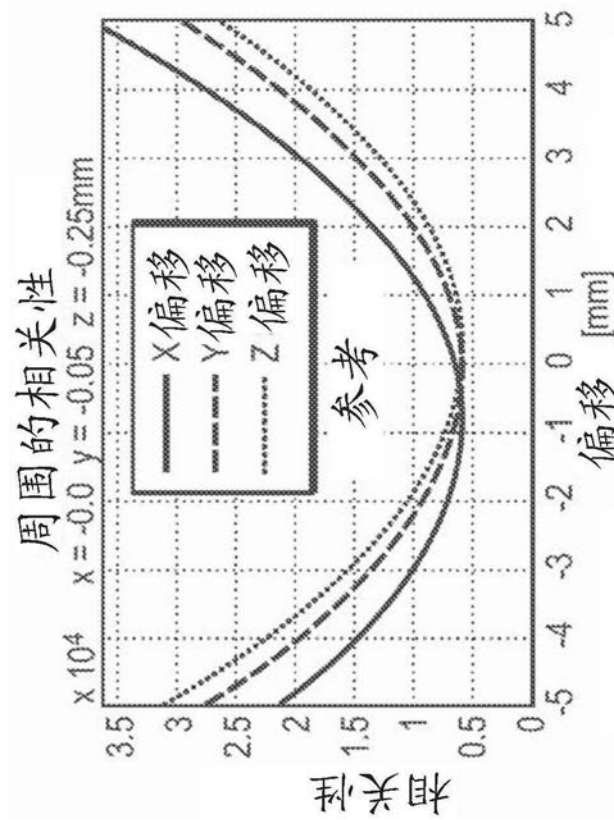


图7A

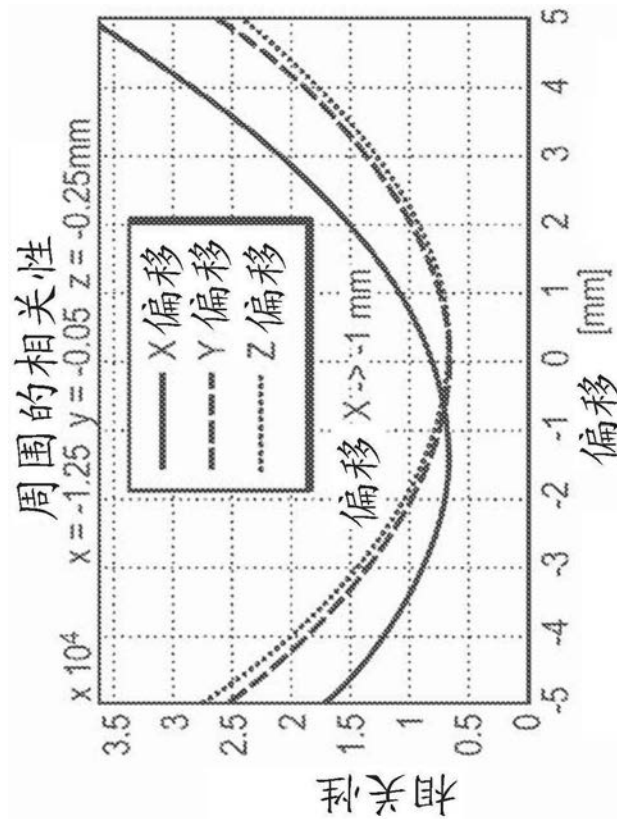


图7B

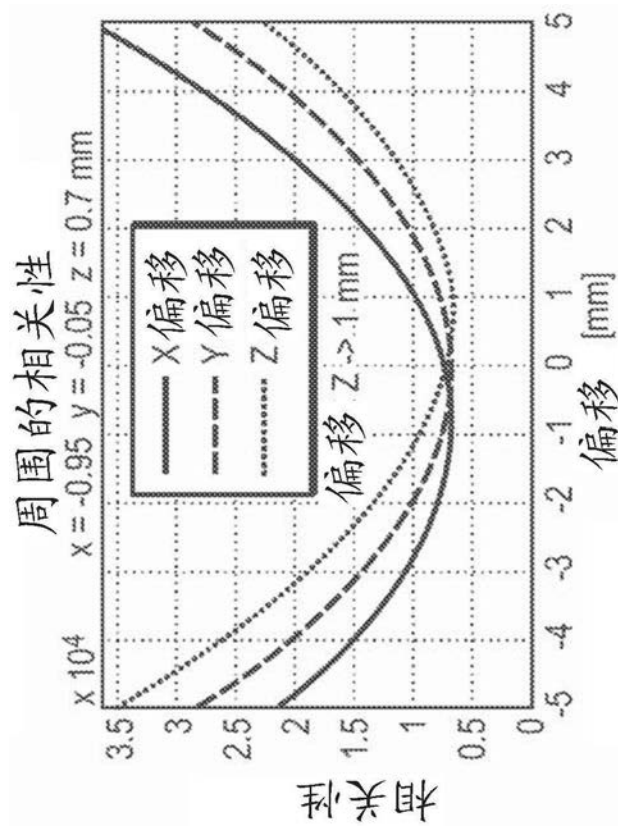


图7C

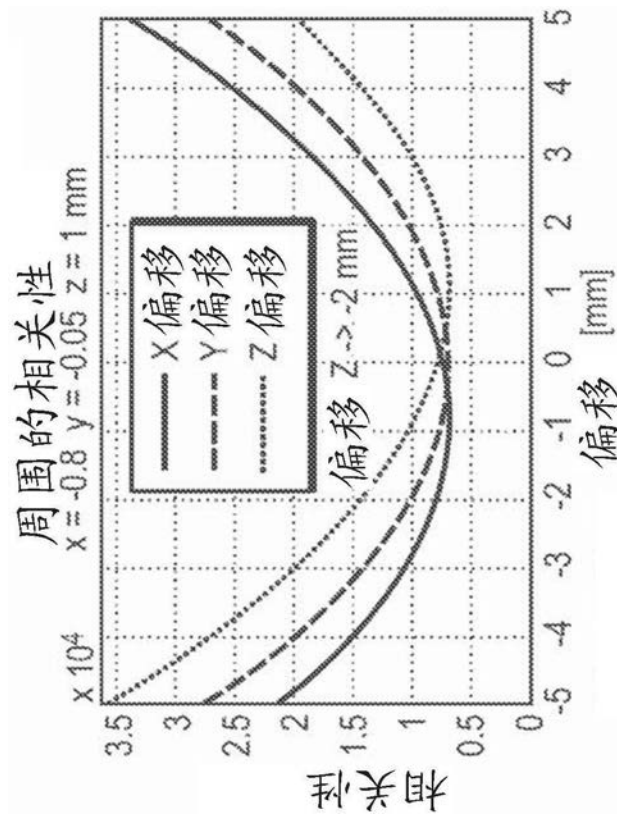


图7D

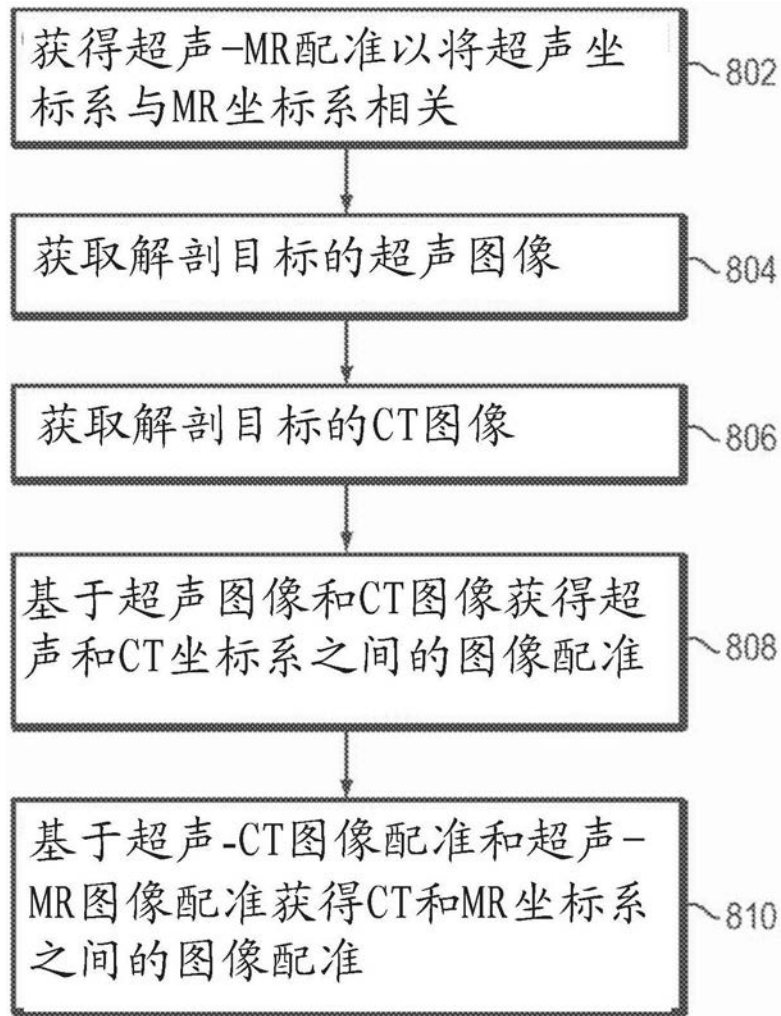


图8A

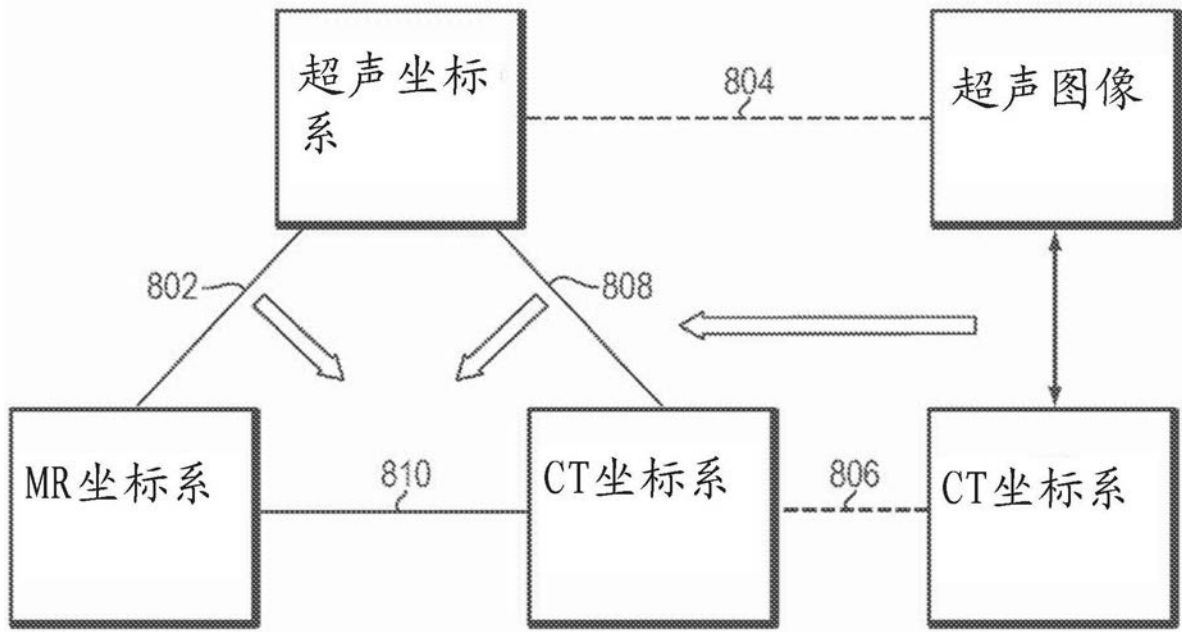


图8B

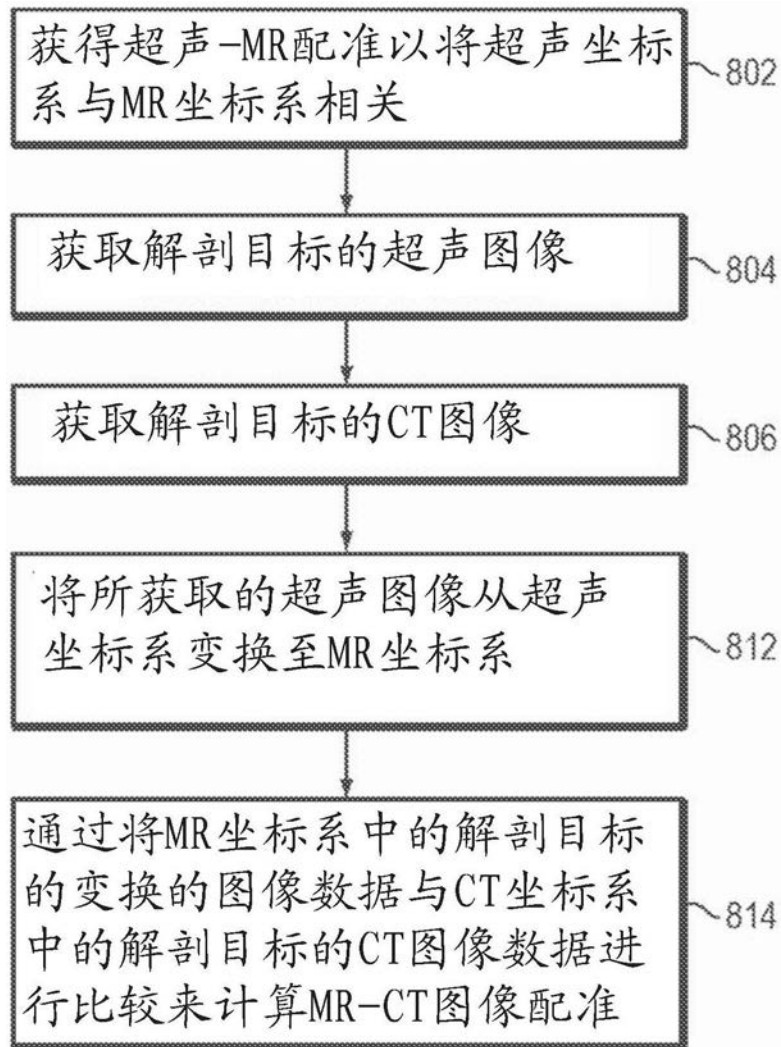


图8C

专利名称(译)	用于配准使用各种成像模态获得的图像并验证图像配准的系统和方法		
公开(公告)号	CN108135565A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680055987.4	申请日	2016-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	因赛泰克有限公司		
申请(专利权)人(译)	因赛泰克有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	因赛泰克有限公司		
[标]发明人	O 布鲁克曼 O 普鲁斯 E扎迪卡里奥		
发明人	O·布鲁克曼 O·普鲁斯 E·扎迪卡里奥		
IPC分类号	A61B6/12 A61B6/00 A61B8/00 A61B8/08 A61B5/055 A61N7/00 G01R33/48		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/055 A61B6/032 A61B6/12 A61B6/488 A61B6/5247 A61B8/4209 A61B8/4416 A61B8/5261 A61B8/5276 A61B2017/0011 A61B2090/364 A61B2090/374 A61B2090/3762 A61N7/02 G01R33/4814 G01R33/5608 G06T7/32 G06T7/70 A61B8/4483 G06T3/0068 G06T7/0014 G06T7/20 G06T7/30 G06T11/006 G06T15/503 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/10132 G06T2207/20221		
代理人(译)	王勇 李科		
优先权	14/879235 2015-10-09 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施例提供了用于通过使用第三成像模态(诸如超声系统)来验证和/或获得两个图像系统(诸如CT系统和MRI系统)获得的图像的配准的系统和方法。

