



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414179 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780038716.2

(22)申请日 2017.06.26

(30)优先权数据

PA201600394 2016.07.01 DK

62/354,432 2016.06.24 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/039290 2017.06.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/223563 EN 2017.12.28

(71)申请人 杜克大学

地址 美国北卡罗来纳州

申请人 奥尔堡大学

(72)发明人 欧拉夫·冯·兰姆

约瑟夫·基斯洛 库珀·摩尔

马丁·冯德伯格·安徒生

塞穆尔·埃米尔施密特

皮特·瑟高

拉斯·里斯·厄斯特高

(74)专利代理机构 杭州千克知识产权代理有限公司

公司 33246

代理人 裴金华

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

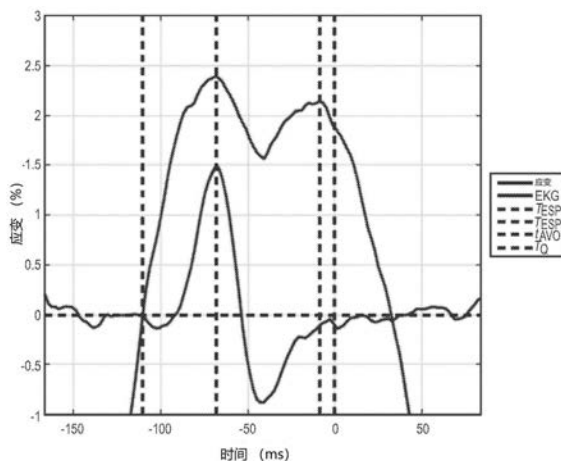
权利要求书5页 说明书14页 附图19页

(54)发明名称

使用超声波估计心脏应变和位移的系统和方法

(57)摘要

使用超声波估测心肌应变和位移的系统及方法被公开。根据一个方面,该方法包括在一段时间内接收从受试对象获取的图像帧。该方法还包括在图像帧中确定受试对象的特征散斑。此外,该方法包括跟踪图像帧中散斑的整体运动。该方法还包括基于跟踪的整体运动确定受试对象的至少一部分的位移。



1. 一种方法,包括:
接收在一段时间内从受试对象获取的图像帧;
在所述图像帧中确定所述受试对象特征的散斑;
跟踪所述图像帧之间的所述散斑的整体运动及平均运动;以及
基于所跟踪的整体运动,确定所述受试对象的至少一部分的位移。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述图像帧是超声图像。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述受试对象是心脏。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中确定特征的散斑包括确定所述心脏的心肌壁的散斑,
其中确定位移包括基于所跟踪的整体运动确定所述心肌壁的位移。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中确定特征的散斑包括在B超图像中确定所述受试对象特征的散斑。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中每个散斑由所述图像帧之一的像素的强度和所述像素的坐标限定。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中每个散斑的所述强度高于所述帧中感兴趣区域的预定阈值。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中确定位移包括:
确定可疑散斑的所确定的位移是否超过另一时间段内的预定距离;以及
响应于确定所确定的位移在其他时间段内超过所述预定距离,将作为异常值的所述可疑散斑移除。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中确定位移包括对两个或更多个帧的感兴趣区域内的散斑位置进行平均,其中所确定的位移是所述平均位置的位移。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中确定位移包括:
在运动周期期间确定所述受试对象的漂移;以及
根据所确定的漂移调整所确定的位移。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中确定所述漂移包括在心动周期期间确定心脏的漂移。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中所确定的位移表示心肌应变。
13. 根据权利要求1所述的方法,还包括在时间域和空间域中对所述图像应用图像滤波。
14. 根据权利要求1所述的方法,还包括使用超声图像采集系统来采集所述图像帧。
15. 根据权利要求1所述的方法,其中所述受试对象的至少一部分是所述受试对象的至少第一部分,以及
其中,所述方法还包括:
基于所跟踪的整体运动确定所述受试对象的至少第二部分的位移;以及
确定所述受试对象的至少第一部分和所述受试对象的至少第二部分的位移时间排序;
以及
显示可指示时间排序的图像。
16. 根据权利要求1所述的方法,还包括基于所述时间段内的所述位移,确定所述受试

对象的所述至少一部分的速度。

17. 根据权利要求1所述的方法,还包括以高帧率获取所述图像帧。

18. 根据权利要求1所述的方法,还包括使用宽波束传输过程来获取所述图像帧。

19. 一种系统,包括:

计算设备,包括至少一个处理器和存储器,处理器和存储器被配置为:

接收在一段时间内从受试对象采集的图像帧;

在所述图像帧中,确定所述受试对象的特征散斑;

跟踪图像帧之间散斑的整体运动;以及

根据所跟踪的整体运动,确定所述受试对象的至少一部分的位移。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中所述图像帧是超声图像。

21. 根据权利要求19所述的系统,其中所述受试对象是心脏。

22. 根据权利要求21所述的系统,其中所述计算设备被配置为:

确定特征的散斑包括确定心脏的心肌壁的散斑;以及

基于所跟踪的整体运动,确定所述心肌壁的位移。

23. 根据权利要求19所述的系统,其中所述计算设备被配置为在B超图像中确定所述受试对象特征的散斑。

24. 根据权利要求19所述的系统,其中每个散斑由所述图像帧之一的像素的强度和所述像素的坐标限定。

25. 根据权利要求24所述的系统,其中每个散斑的所述强度高于所述帧中感兴趣区域的预定阈值。

26. 根据权利要求19所述的系统,其中所述计算设备被配置为:

确定的可疑散斑的所确定位移是否超过另一时间段内的预定距离;以及

响应于确定所确定的位移在其他时间段内超过所述预定距离,将作为异常值的所述可疑散斑移除。

27. 根据权利要求19所述的系统,其中所述计算设备被配置为对两个或更多个帧的感兴趣区域内的散斑位置进行平均,其中所确定的位移是所述平均位置的位移。

28. 根据权利要求19所述的系统,其中所述计算设备被配置为:

在运动周期期间确定所述受试对象的漂移;以及

根据所确定的漂移调整所确定的位移。

29. 根据权利要求28所述的系统,其中所述计算设备被配置为在心动周期期间确定心脏的漂移。

30. 根据权利要求19所述的系统,其中所确定的位移代表心肌应变。

31. 根据权利要求19所述的系统,其中所述计算设备被配置为在时间域和空间域中对所述图像应用图像滤波。

32. 根据权利要求19所述的系统,其中所述计算设备被配置为使用超声图像采集系统来采集所述图像帧。

33. 根据权利要求19所述的系统,其中所述受试对象的所述至少一部分是所述受试对象的至少第一部分,并且

其中所述计算设备被配置为:

基于所跟踪的整体运动来确定所述受试对象的至少第二部分的位移;以及
确定所述受试对象的至少第一部分和所述受试对象的至少第二部分的位移时间排序;
以及

显示可指示时间排序的图像。

34. 根据权利要求19所述的系统,其中所述计算设备被配置为基于所述时间段内的所述位移来确定所述受试对象的所述至少一部分的速度。

35. 一种方法,包括:

接收一段时间内从受试对象采集的图像帧;

在所述图像帧中,基于亮度,限定所述受试对象的特征散斑;

跟踪图像帧之间所限制散斑的整体运动;以及

基于所跟踪的整体运动,确定所述受试对象的至少一部分的位移。

36. 根据权利要求35所述的方法,其中所述图像帧是超声图像。

37. 根据权利要求35所述的方法,其中所述受试对象是心脏。

38. 根据权利要求37所述的方法,其中确定特征散斑包括确定心脏的心肌壁的散斑,
其中确定位移包括基于所跟踪的整体运动确定所述心肌壁的位移。

39. 根据权利要求35所述的方法,其中确定特征散斑包括确定B超图像中的所述受试对象的特征散斑。

40. 根据权利要求35所述的方法,其中每个散斑由所述图像帧之一的像素的强度和所述像素的坐标限定。

41. 根据权利要求40所述的方法,其中每个散斑的所述强度高于所述帧中的感兴趣区域的预定阈值。

42. 根据权利要求35所述的方法,其中确定位移包括:

确定可疑散斑的所确定的位移是否超过另一时间段内的预定距离;和

响应于确定所确定的位移在其他时间段内超过所述预定距离,将作为异常值的所述可疑散斑移除。

43. 根据权利要求35所述的方法,其中确定位移包括对两个或更多个帧的感兴趣区域内的散斑位置进行平均,其中所确定的位移是所述平均位置的位移。

44. 根据权利要求35所述的方法,其中确定位移包括:

在运动周期期间确定所述受试对象的漂移;和

根据所确定的漂移调整所确定的位移。

45. 根据权利要求44所述的方法,其中确定所述漂移包括在心动周期期间确定心脏的漂移。

46. 根据权利要求35所述的方法,其中所述确定的位移表示心肌应变。

47. 根据权利要求35所述的方法,还包括在时间域和空间域中对所述图像应用图像滤波。

48. 根据权利要求35所述的方法,还包括使用超声图像采集系统来采集所述图像帧。

49. 根据权利要求35所述的方法,其中所述受试对象的至少一部分是所述受试对象的至少第一部分,和

其中,所述方法还包括:

基于所跟踪的整体运动确定所述受试对象的至少第二部分的位移;以及
确定所述受试对象的至少第一部分和所述受试对象的至少第二部分的位移时间顺序;
以及

显示可指示时间排序的图像。

50. 根据权利要求35所述的方法,还包括基于所述时间段内的所述位移,确定所述受试对象的所述至少一部分的速度。

51. 根据权利要求35所述的方法,还包括以高帧率获取所述图像帧。

52. 根据权利要求35所述的方法,还包括使用宽波束传输过程来获取所述图像帧。

53. 一种系统,包括:

计算设备,包括至少一个处理器和存储器,处理器和存储器被配置为:

接收在一段时间内从受试对象获取的图像帧;

在所述图像帧中,基于亮度,限制所述受试对象的特征散斑;

跟踪图像帧之间所限制散斑的整体运动;以及:

基于所跟踪的整体运动,确定所述受试对象的至少一部分的位移。

54. 根据权利要求53所述的系统,其中所述图像帧是超声图像。

55. 根据权利要求53所述的系统,其中所述受试对象是心脏。

56. 根据权利要求55所述的系统,其中所述计算设备被配置为:

确定特征散斑包括确定所述心脏的心肌壁的散斑;和

基于所跟踪的整体运动确定所述心肌壁的位移。

57. 根据权利要求53所述的系统,其中所述计算设备被配置为确定B超图像中所述受试对象的特征散斑。

58. 根据权利要求19所述的系统,其中每个散斑由所述图像帧之一的像素的强度和所述像素的坐标限定。

59. 根据权利要求58所述的系统,其中每个散斑的所述强度高于所述帧中感兴趣区域的预定阈值。

60. 根据权利要求53所述的系统,其中所述计算设备被配置为:

确定可疑散斑的所确定的位移是否超过另一段时间内的预定距离;和

响应于确定所确定的位移在其他时间段内超过所述预定距离,将作为异常值的所述可疑散斑移。

61. 根据权利要求53所述的系统,其中所述计算设备被配置为对两个或更多个帧的感兴趣区域内的散斑位置进行平均,其中所确定的位移是所述平均位置的位移。

62. 根据权利要求53所述的系统,其中所述计算设备被配置为:

在运动周期期间确定受试对象的漂移;以及

根据所确定的漂移调整所确定的位移。

63. 根据权利要求62所述的系统,其中所述计算设备被配置为在心动周期期间确定心脏的漂移。

64. 根据权利要求53所述的系统,其中所确定的位移表示心肌应变。

65. 根据权利要求53所述的系统,其中所述计算设备被配置为在时间域和空间域中对所述图像应用图像滤波。

66. 根据权利要求53所述的系统,其中所述计算设备被配置为使用超声图像采集系统来采集所述图像帧。

67. 根据权利要求53所述的系统,其中所述受试对象的至少一部分是所述受试对象的至少第一部分,和

其中所述计算设备被配置为:

基于所跟踪的整体运动确定所述受试对象的至少第二部分的位移;以及

确定所述受试对象的至少第一部分和所述受试对象的至少第二部分的位移时间顺序;
以及

显示可指示时间排序的图像。

68. 根据权利要求53所述的系统,其中所述计算设备被配置为基于所述时间段内的所述位移,确定所述受试对象的所述至少一部分的速度。

使用超声波估计心脏应变和位移的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

本申请要求于2016年6月24日提交的美国临时专利申请No. 62/354,432, 名称为“使用高帧率超声波估测心脏应变的系统及方法”的优先权, 其公开内容通过引用整体并入本文。

[0002] 本申请要求于2016年7月1日提交的丹麦专利申请No. PA 2016 00394的优先权, 其公开内容通过引用整体并入本文。

[0003]

技术领域

[0004] 当前公开的主题涉及成像系统及方法。更具体地, 当前公开的主题涉及使用超声波估测心脏应变和移位的系统及方法。

[0005] 背景

心脏病是40岁以上人群发病和死亡的主要原因。例如, 在美国, 心力衰竭很常见, 在65岁以上的成年人人群中发病率为6%至10%。心力衰竭可能是电异常或机械异常的结果。在心力衰竭的早期阶段, 机械异常和电异常的影响难以区分, 造成准确诊断和有效治疗变得困难。

[0006] 检测和测量快速机械现象, 例如机械收缩的传播和去极化后的松弛, 可能具有重大的临床意义。去极化以0.5至2m/s的速度传播, 这取决于电兴奋是通过心肌组织还是浦肯野纤维。使用传统的超声扫描仪不可能检测到这些现象, 传统的超声扫描仪以每秒50到110帧(fps)的速度运行。需要大于500 fps的帧率来记录关于机械激活序列的信息, 并将它们与通过心电图(EKG)获得的电测量相关联。

[0007] 如果这些机械现象在速度和持续时间上与电兴奋波通过左心室的传播相似, 则它们将持续30毫秒。由于常规临床超声成像的低图像采集速率, 这些快速机械现象目前无法检测到。

[0008] 用于使超声图像中的测量自动化的常用技术是散斑或特征跟踪。最常用的商业散斑跟踪算法, 如GE Healthcare的自动函数成像软件和TomTec 2D(二维)心肌功能分析软件, 使用光流方法进行帧到帧心肌运动跟踪。光流具有可检测速度的下限, 这取决于算法检测帧之间的子像素变化的能力。如果目标在两个连续图像之间的移动小于相邻空间样本之间的移动, 并且跟踪方法不能实现子像素变化检测, 则帧到帧光流方法将无法检测到移动。关于散斑跟踪的多项研究表明, 使用40到110 fps之间的帧率可以实现最佳的跟踪精度, 因为这样可以在图像质量和帧率之间实现最佳折衷。该发现反映了当前可用的商业诊断机器的性能, 其通过减少空间采样来增加帧率。从具有不充分空间采样的超声图像导出的任何测量或观察可顺带不指示实际心肌运动的伪影。目前, 没有商业诊断机器能够捕获具有与组织多普勒成像(TDI大于180fps)或普通EKG采样率(大于500Hz)相同的时间分辨率的B超图像, 同时保持足够的空间采样。如果要在不影响空间采样的情况下增加时间分辨率, 那么临床医生将有更好的工具来研究心肌运动及其与心肌电结果的关系。

[0009] 一篇出版物呈现了以每秒1200个样品从TDI得到的应变率曲线。然而, 由于TDI是一维(1D)技术, 它不能区分心肌中不同方向的运动。但是, 使用更高时间分辨率TDI评估的

收缩和舒张性能提供了传统帧率B超成像所不具备的附加信息。通过使用采样率为350Hz和560 Hz的TDI,一些出版物描述了具有空间起源的心室间隔膜的波传播,类似于浦肯野纤维的电兴奋的时间起始和传播速度。因此,增加B超图像的时间分辨率可因此允许捕获这些将不被认可的快速结果。存在若干方法来增加超声扫描仪的时间分辨率而不显著降低空间分辨率、视场(FOV)或深度。回顾性选通是一种方法,其中以高帧率和窄FOV记录的多个超声图像被重建为单个正常FOV图像。然而,延长的采集时间和运动伪像导致该方法在许多情况下失败。用于增加帧率的另一种方法是多线发射成像,其中多个聚焦波束同时发射,但是由于发射波束之间的串扰而发生伪像。通过使用未聚焦或负聚焦的发射波束来加宽发射波束允许同时采集多个接收的图像线,从而增加帧率。一篇出版物展示了实时B超图像,使用负焦距发射光束,一般应用使用高达2500 fps,成人心肌图像使用1000 fps。然而,对于固定量的传输能量,未聚焦或负聚焦的发射波束将在像场上具有比聚焦的发射波束更低的声压,导致所得图像中的信噪比更低。尽管在一篇出版物的研究中未发现来自高帧率B超图像(大于500fps)的导出应变曲线,但已得出来自以900fps记录的超声序列中具有强心肌信号的区域的速度曲线。该出版物的研究人员使用相干空间复合来降低速度测量中的噪声。这有效地将帧率降低到180 fps。相干空间复合确实有可能以超过300 fps的速度创建高质量的超声图像。用于改善图像质量的另一种方法是在超声场中产生谐波的谐波成像。可以实现图像质量的显着改善,同时具有更少的杂波和更好的血液对比度,但是它需要高声压,这对于相控阵超声系统来说可能是一个问题,并且严格地受到范围的限制。

[0010] 本领域尚未获得帧率高于100fps的高速心脏超声图像。这样的高速图像将允许更详细地评估心脏运动,例如心室收缩模式、收缩速度、瓣膜开口和关闭的速率以及各种壁收缩的定时间隔信息。这种改进的时间信息可以改善病理学的诊断,例如梗塞程度,诸如束支传导阻滞的传导障碍,和瓣膜僵硬。因此,期望提供能够允许来自高速2D或三维(3D)超声图像的应变和运动确定的系统及方法。

[0011]

发明内容

[0012] 本文公开了使用超声波估测心肌应变和移位的系统及方法。根据一个方面,一种方法包括在一段时间内接收从受试对象获取的图像帧。该方法还包括在图像帧中确定受试对象的特征散斑。此外,该方法包括跟踪图像帧之间的散斑的整体运动。该方法还包括基于所跟踪的整体运动确定受试对象的至少一部分的移位。

[0013] 根据另一方面,一种方法包括在一段时间内接收从受试对象获取的图像帧。此外,该方法包括在图像帧中基于亮度限定受试对象的特征散斑。该方法还包括跟踪图像帧之间的合格散斑的整体运动。此外,该方法包括基于跟踪的整体运动确定受试对象的至少一部分移位。

[0014] 附图的简要说明

当结合本文提供的附图阅读时,可以更好地理解前述发明内容以及以下各种实施例的详细描述。出于说明的目的,在附图中示出了示例性实施例;然而,目前公开的主题不限于所公开的具体方法和手段。

[0015] 图1是描绘根据本公开实施例的应变曲线的示例着色方案的图像。

[0016] 图2是根据本公开实施例的具有21个特征轨迹的示例心肌区域的图像；
图3A是示出在10mm的总位移之后，作为位移增量函数的平均横向跟踪误差的曲线图；
图3B是示出在10mm的总位移之后，作为位移增量函数的范围跟踪误差的曲线图；
图4A和图4B是示出了用于横向位移的跟踪运动曲线图，作为离换能器的不同距离处的实际运动的函数；
图4C和图4D是示出了用于范围位移的跟踪运动曲线图，作为离换能器不同距离处的实际运动的函数；
图5A-5F是示出了患者应变曲线的逐搏比较的曲线图；
图6示出了关于时间函数的MSW应变曲线的一个例子，以黑色曲线显示；以及同时记录的EKG信号在左心室的即刻等容收缩之前和之后的曲线图，以绿色曲线显示；
图7A和图7B示出了从超声图像导出的周向应变曲线图，该超声图像使用来自具有LBBB和双心室(BiV)起搏器的71岁男性的PSAX视图；和
图8A和图8B描绘了根据本公开实施例的用于估测心肌应变和移位的示例方法的流程图。

[0017]

具体实施方式

[0018] 本发明公开的主题满足法定要求。然而，描述本身并不旨在限制本专利的范围。相反，发明人已经预期所要求保护的主体还可以以其他方式表现，以包括与本文中描述的步骤或元件类似的不同步骤或元件，结合其他现有或未来技术。此外，虽然这里可以使用术语“步骤”来暗示所采用的方法的不同方面，但是该术语不应被解释为暗示本文公开的各个步骤之中或之间的任何特定顺序，除非和明确描述各个步骤的顺序时。

[0019] 本文使用的冠词“一”和“一个”指的是冠词的一个或多于一个（即至少一个）语法对象。举例来说，“一个元素”表示至少一个元素，可以包含多个元素。

[0020] 在本公开中，“包括”、“包含”、“含有”和“具有”等可以具有美国专利法中赋予它们的权利，并且可以意味着“包括有”，“包含有”等等，以及类似于“基本上由……组成”或“基本上包含有……”具有美国专利法中赋予的含义，并且该术语是开放式的，允许存在多于所述的那些含义，只要其具有基本或新颖的特征，所引用的内容并未因所述内容的存在而改变，但不包括现有技术实施例。

[0021] 本文提供的范围应理解为该范围内所有值的简写。例如，1至50的范围应理解为包括任何数字，数字的组合，或来自一组的子范围，该组包括1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、14、15、16、17、18、19、20、21、22、23、24、25、26、27、28、29、30、31、32、33、34、35、36、37、38、39、40、41、42、43、44、45、46、47、48、49或50。

[0022] 除非特别说明或从上下文显而易见，否则如本文所用的，术语“约”应理解为在本领域的正常耐受范围内，例如在2个标准偏差或平均值内。约可以理解为在所述值的10%、9%、8%、7%、6%、5%、4%、3%、2%、1%、0.5%、0.1%、0.05%或0.01%以内。除非从上下文中清楚得知，否则本文提供的数值由术语“约”修饰。

[0023] 除非另外定义，否则本文使用的所有技术术语具有与本公开所属领域的普通技术人员通常理解的含义相同的含义。

[0024] 根据实施例,当前公开的主题涉及用于使用相控阵超声扫描仪采集的高帧率B超图像中的散斑特征跟踪和应变估测的系统及方法。跟踪算法的体外验证被执行,并应用于患者研究中。

[0025] 超声中的图像采集速率受到发射-接收(Tx-Rx)操作次数和组织中声音速度的限制。接收中的并行性,也称为爆炸扫描,可以在保持足够的空间采样的同时提高帧率。在本文描述的研究中,使用杜克大学的相控阵超声扫描仪获得的超声图像,称为“T5”。使用96-元,1D相控阵(Volumetrics,Durham,NC,USA)进行图像采集。该阵列的有效孔径在方位角上为21毫米,在仰角上为14毫米。对于研究中的所有图像,使用两个周期的3.5MHz发射脉冲。理论衍射极限分辨率单元为1.2度0.44mm。得到的超声图像具有160个接收图像线,对于该配置具有0.5度 \times 0.25mm采样(X_s),给出80度FOV和高达140mm的扫描深度。对于这项研究,T5被编程为使用16:1并行接收处理,以在扫描中保持接近均匀的光束强度。因此,成人超声心动图的帧率限制在500 fps。在这项研究中,没有采用复合、切趾或谐波成像技术。

[0026] 根据实施例,公开了一种使用从散斑得到的特征的连续散斑特征跟踪(CSFT)算法的框架。CSFT算法可以与高帧率超声图像一起工作,因此对于跟踪小的帧间转换是有效的。这里描述的示例中的CSFT算法流水线包括五个独立的步骤或处理块。可以在不改变流水线中的其他块的情况下操纵流水线中的每个步骤。应当注意的是,在该示例中,CSFT算法或方法被描述为应用于在一段时间内从受试对象的心肌获取的图像帧,虽然应当理解的是,该算法或方法可以另外适当地应用于任何受试对象中。

[0027] 最初,CSFT算法可以包括预处理步骤。预处理步骤可以包括图像滤波。例如,图像滤波可以在时域和空间域中减少超声图像中存在的噪声并改善特征提取。时间带通滤波器可用于抑制高频噪声和图像伪影。由于心室内的血流速度通常高于心肌收缩的速度,因此跟踪血液可以在运动跟踪中产生噪声,因此可以进行过滤。因为成年人的正常静息心率是60bpm,所以该示例性过滤器的较低截止值设定为1Hz。时间滤波器可以是1到250Hz之间的汉明窗口带通。空间滤波器可用于模糊各个帧,因为平滑纹理改进了特征提取。为此,可以在原生极坐标中应用高斯滤波器。在该示例中,空间滤波器内核(W2D)的大小为 $3 \times X_s$,以包含一个分辨率单元。

[0028] 在预处理步骤之后的步骤中,可以从预处理图像中提取特征。例如,该算法中使用的特征可以从所获取图像帧中的散斑导出,例如B超图像。根据实施例,可以手动绘制穿过心室心肌中部的轮廓。沿轮廓均匀分布的B点($0 = 0_1, \dots, 0_b, \dots, 0_B$)可以自动定义。为了实现该算法,我们将B设置为17。等于心肌最厚部分的两倍的感兴趣的区域(ROI_b)以每个点 0_b 为中心集中,其中 0_b 被示为图1中所示的圆的中心,图1是描绘应变曲线的示例着色方案的图像。(1)基底间隔壁(BSW),(2)为中隔壁(MSW),(3)为心尖隔壁(ASW),(4)为心尖侧壁(ALW),(5)为中侧壁(MLW),(6)为基底侧壁(BLW)。通过在室间隔的最厚部分上手动绘制线来限定这些区域的厚度,如图1中所示的双箭头所示。通过两个标准确定特征。第一,帧n中的像素i的强度($I_{i,n}$)必须是区域的自动计算阈值,其可以使用Otsu算法等来计算。Otsu是一种自动查找阈值的方法。第二, $I_{i,n}$ 必须大于W2D邻域中的所有像素强度。在区域 ROI_b 内,存储了所有散斑中心坐标(P_n)及其对应的强度 I_n 。可以排除 ROI_b 外的特征。

[0029] 在特征提取之后,可以跟踪特征。在特征跟踪的示例中,只要每个散斑是可见的,就可以使用优化算法来链接帧之间的散斑特征。因为欧几里德距离被用作位移阈值,所以

所有点 P_n 可以被转换为笛卡尔坐标。可以对位移和强度变化设置限制,以去除不太可能是相同散斑的异常值。可以通过使用生理约束来定义帧之间的心肌组织的最大位移($d_{r,fs}$)。使用TDI可以在健康成人的长轴和短轴中获得心肌组织的最大速度。假设长轴和短轴的峰值速度同时发生, $d_{r,fs}$ 被定义为

$$d_{r,fs} = \frac{221 \frac{m}{s}}{f_s} \quad (1)$$

其中 f_s 是帧率。该算法的最小可检测增量为 X_s 。给定高帧率,组织可以在帧之间移动少于一个空间图像样本,从而需要跟踪比连续帧更长时间的记录。

[0030] 由于任何给定的ROI可以包含多个特征,因此可以使用优化算法来确定帧到帧链接。可以使用合适的组合优化算法来找到有限集内的全局优化组合。可以使用两个特征来描述潜在特征链接之间的关系。欧几里德距离可以在“帧 n 中的特征”和“帧 $n-1$ 中的特征”之间计算,给出距离矩阵($D_{n-1,n}$)。强度比的绝对对数值在“框架 $n-1$ 中的 I_{n-1} ”和“框架 n 中的 I_n ”之间计算,给出强度比矩阵($IR_{n-1,n}$)。为了确保跟踪相同的特征,设置一个等于 $d_{r,fs} * 125\%$ 的阈值(d_{max}),以确保最大可行位移距离之外的特征不被评估为可能的链接。假设帧之间的特征强度不会有很大的变化。如果 $IR_{n-1,n}$ 大于6dB,特征可能没有被链接。可以使用合并两个矩阵 $D_{n-1,n}$ 和 $R_{n-1,n}$ 的成本函数来实现合适的算法,以计算特征之间的链接。

[0031] 在另一后续步骤中,CSFT方法可以实现区域跟踪。即使在没有平面外运动散斑的完美场景中,并且通过扩展,由于散斑的去相关性,仅能够跟踪40%的孔径宽度的特征,这对应于所用的21mm换能器的8mm的距离。为了消除不连续性,计算表示区域中多个特征的平均移动的移动点($X(n)$)。从而可以在不使用预定义模型或其他监督学习方法的情况下,在整个心动周期中连续跟踪局部心肌运动。

[0032] 跟踪运动的资格被用于丢弃与大量心肌运动相比在不同方向上移动的跟踪特征。为了限制对心肌中特征的搜索,定义了等于 $X_b(n)$ 心肌厚度一半的半径(R_{max}),并通过图1中的黑色圆圈以及图2中的黑色箭头和圆圈示出。图2示出了具有21个特征轨迹的心肌区域。灰色区域显示心肌,黑色、蓝色和红色曲线描述特征轨迹。绿色圆圈表示当前活动帧的一个特征轨迹。如果特征轨迹 i 在帧 n 中的半径 R_{max} 之外,则表示为不活动的,并且在图2中以黑色表示。如果跟踪的特征 i 在 R_{max} 内,则整个特征轨迹($T_i(n)$)被表示为活动的,其在图2中以蓝色曲线和红色曲线表示。相似性度量(E_v)由下面的方程式2定义。

$$E_v(j) = \sum_{i=1, j \neq i}^K \sum_{n=1}^{N_{i,j}-1} \frac{|T_i'(n) - T_j'(n)|}{N_{i,j}} \quad (2)$$

其中 K 是点 $X_b(n)$ 的距离 R_{max} 内的活动轨迹数目(时间, $N_{i,j}$ 是活动轨迹 i 和 j 同时活动的帧数, $|T_i'(n) - T_j'(n)|$ 表示欧几里德距离和, $T_i'(n)$ 是轨迹 $T_i(n)$ 的导数。通过将样条曲线拟合到活动轨迹的导数来计算速度($V_b(n)$),其中 E_v 低于Otsu阈值,如图2中的蓝色曲线所示。然后通过 $V_b(n)$ 的时间积分给出体积位移($Y_b(n)$)。

[0034] 图2示出了从室间隔中心肌节段的中心(X_b)开始的半径(R_{max})内侧和外侧的特征轨迹的示例,其由黑色十字示出。黑色箭头是 R_{max} 的长度,而黑色圆圈描述 R_{max} 的整个边界。使用每个特征轨迹上的绿色圆圈以示出正在评估的当前帧。如果特征轨迹在 R_{max} 之外被定

义为非活动的,则使用带有方向箭头的黑色曲线来说明。 R_{\max} 内的特征轨迹和Otsu阈值以下的相应相似性度量(E_v)可以被认为是强特征轨迹,并且可以用于计算节段的速度($V_b(n)$)。 R_{\max} 内的特征轨迹和相应的 E_v 高于Otsu阈值,被认为是弱的并且不用于计算 $V_b(n)$,如具有方向箭头的曲线所示。

[0035] 假设心脏将在每个心动周期结束时返回其原始位置,则漂移分量($C_b, \text{drift}(n)$)可以去除,因为 $Y_b(n)$ 可能具有由跟踪误差、患者运动或操作者运动或呼吸变化引起的基线漂移。如EKG所示, $C_b, \text{drift}(n)$ 被计算为每个Q波起始(t_Q)之间的 $Y_b(n)$ 坐标的分段线性变化。通过在心动周期期间从每个位置减去分量,漂移补偿位置矢量 $X_b(n)$ 可被估测。

[0036] 在随后的步骤中,可以计算应变。例如,可以从由 $X_b(n)$ 给出的心肌轮廓的B点计算纵向心肌应变($\epsilon(n)$)。相对于初始条件,应变表示随时间变化的心肌壁分段变形,并且是与心室的方向和大小无关的度量。

[0037] 在实验中,CSFT算法的跟踪精度在体外验证。使用TS系统对组织模拟体模(CIRS Model 040GSE Multi-Purpose Multi Tissue Ultrasound Phantom, Computerized Imaging Reference Systems, Norfolk, VA, USA)进行成像。扫描仪被编程为在按下外部手动触发按钮时获取单个B超图像。发射光束聚焦在60mm,并且每次发射仅接收一条图像线,如在传统扫描中那样。将3.5-MHz, 96-元的1-D阵列钳位到高分辨率位移台,并以10微米的增量手动移动。在每个位置,记录B超图像。获取两组超声图像以模拟纯横向或纯范围位移。对于横向和范围位移,在图像帧之间采用10微米位移获得1000帧的序列,每组中的总位移为10mm。体模包含镜面目标以及散斑区域。手动选择了九个ROI,以确保镜面目标在所有帧中。这些位移所代表的有效速度取决于帧率。例如,帧率为500 fps时,10 mm位移将对应于5 mm/s的速度,1 mm位移增量将对应于0.5 m/s的有效速度。通过非连续帧之间跟踪高达1.00mm的位移来增加被跟踪的有效速度。对于CSFT算法,对于所有模拟速度, d_{\max} 被手动设置为1.5mm,以确保可以跟踪所有测试的增量。对于位移测量,禁用CSFT算法中的线性基线漂移补偿。使用来自跟踪数据的连续和非连续图像,获得在不同位移速度下测量的位移和跟踪位移之间的跟踪误差,并使用该跟踪误差来测量准确度。体内四室应变曲线。使用CSFT算法从高帧率图像得到的应变曲线在10名患者(6名男性和4名女性,平均年龄56.2,范围:27-81)中进行了比较,无论是否有心肌疾病(6名没有心肌异常的患者,定义为QRS持续时间低于90毫秒,没有左心室收缩异常和正常射血分数)。临床医生用T5系统扫描每个患者以获得心尖四室(AP4)图像。专家使用CSFT算法估测来自T5超声图像的2至5个心动周期中的应变曲线,以评估逐搏再现性。通过使用CSFT算法,应变曲线来源于室间隔和侧壁中的六个标准化位置处的AP4图像。将心肌节段的颜色和名称分配到六条曲线的位置。这些节段是:基底隔膜壁(BSW,绿色)、中隔壁(MSW,浅紫色)、心尖隔膜壁(ASW,浅蓝色)、心尖侧壁(ALW,蓝色)、中侧壁(MLW,黄色)及基底侧壁(BLW,紫色)。这些部分在图1中以灰度显示,而不是彩色。在所有心搏和患者之间计算Fisher的 z -变换平均相关系数(r_z')以测试在应变曲线的体内逐搏再现性的CSFT算法。使用 r_z' 是因为在估测种群相关性时,与平均相关系数相比,它具有较小的偏差。通过结合Pearson相关系数 r 和Fisher的 z_0 变换来计算 r_z' 。心动周期之间存在一些变化。然而,与QT间期相比,患者的整个R-R间期变化更大。因此相关系数在每个患者的所有心动周期之间的最长QT间期期间计算。

[0038] 在两个跟踪数据集中,在范围内或横向上,在距离换能器的38mm和86mm之间的九

个不同范围内,跟踪体模内的散斑区域超过10mm的总位移。CSFT算法以10微米的步长估测10mm和1mm之间的不同位移增量的位移,并且将结果与0和10mm之间的实际位移进行比较。当以500fps获取图像时,增量对应于5至500mm/s的速度。用于横向和范围位移的CSFT算法的跟踪结果示于图3A和3B中,其中在x轴上表示所测量的位移,并且在y轴上表示按照CSFT算法的跟踪运动。曲线表示帧之间实际位移的不同增量,范围从0.01到1.0毫米步长。每幅图都说明了CSFT算法在图像中不同深度的结果。CSFT算法估测在发射波束的焦点处最准确,而对于发射焦点附近的范围存在位移低估。对于靠近换能器的范围转换,当实际位移在39 mm的范围内为10.0 mm时,CSFT算法估测位移为 9.5 ± 1.1 mm。当实际位移在50mm的范围内为10.0mm时,CSFT算法估测位移为 10.0 ± 0.2 mm。在发射焦点附近,估测横向运动比实际运动更慢。在38mm的范围内,在实际位移10mm后估测的位移为 8.2 ± 0.5 mm。远离发射焦点处,估测横向运动比实际运动更快。例如,在发射光束的焦点附近发现最佳跟踪精度:在60mm的范围内,在10mm的实际位移之后估测的位移为 9.9 ± 0.1 mm(参见图4C)。在86mm的范围内,在10mm的实际位移后估测的位移为 11.2 ± 0.3 mm(参见图4D)。在10mm的实际位移之后计算九个不同扫描深度的平均跟踪误差。图3A和图3B示出了10mm实际位移之后的平均误差,以作为0.01至1.00mm实际帧间位移增量的单个位移增量的函数。红色曲线表示平均误差,青色曲线表示中值误差,绿色曲线表示来自平均误差的标准偏差。对于图3A中的范围位移。对于所有测试的位移增量,平均误差小于10%。当单个位移增量大于0.8 mm /帧时,标准偏差严重变差。对于图3B中的横向位移,所有测试的位移增量,平均误差和标准偏差都保持恒定。随着帧间位移增量的增加,范围位移和横向位移的跟踪误差变差。

[0039] 在两个跟踪数据集中,无论是在范围内还是在横向上,在距离换能器38mm -86mm之间的9个不同范围内,在10mm的总位移中跟踪体模内的散斑区域。CSFT算法估测10 μ m步长内的10 μ m-1mm之间的不同位移增量的位移,并且将结果与0mm-10mm之间的实际位移进行比较。当以500 fps采集图像时,增量对应于5 mm/s-500 mm/s的速度。用于横向位移和范围位移的CSFT算法的跟踪结果示于图4A-图4D中。在图中,测量的位移表示在x轴上,并且在y轴上表示按照CSFT算法的跟踪运动。曲线表示帧之间的实际位移的不同增量,范围从0.01mm到1.0mm步长。每个图显示图像中不同深度的CSFT算法的结果。CSFT算法估测在发射波束的焦点处最准确,而对于发射焦点附近的范围存在位移低估。对于靠近换能器的范围位移,当实际位移在39 mm范围内为10.0 mm时,CSFT算法估测位移为 9.5 ± 1.1 mm。当实际位移在10.0mm的范围内是50mm时,CSFT算法估测位移为 10.0 ± 0.2 mm。在发射焦点的近端,估测横向运动比实际运动慢。在38mm的范围内,在实际位移10mm后估测的位移为 8.2 ± 0.5 mm。远离发射焦点,估测横向运动比实际运动更快。例如,在发射光束的焦点附近发现最佳跟踪精度,在60mm的范围内,在10mm的实际位移之后估测的位移为 9.9 ± 0.1 mm,参见图3C。在86mm的范围内,在10mm实际位移后估测的位移为 11.2 ± 0.3 mm,参见图3D。在10mm的实际位移之后计算9个不同扫描深度的平均跟踪误差。图4A和图4B示出了10mm实际位移后的平均误差,作为在0.01mm-1.00mm实际帧间位移增量的单独位移增量的函数。红色曲线表示平均误差,青色曲线表示中值误差,绿色曲线表示来自平均误差的标准偏差。对于图4A中的范围位移,所有测试的位移增量的平均误差小于10%。当单个位移增量大于0.8 mm/帧时,标准偏差严重变差。对于图4B中的横向位移,所有测试的位移增量的平均误差和标准偏差都保持恒定。随着帧间位移增量的增加,范围位移和横向位移的跟踪误差变差。

[0040] 临床专家使用高帧率超声图像比较由CSFT算法生成的应变曲线的逐搏变化。图5A-图5F示出了患者P010的应变曲线的逐搏对比。应变曲线的着色是按照图1中的着色方案进行的。 τ 被设定为基线漂移补偿的时间点。

[0041] CSFT算法在两到五个连续心动周期中估测六条应变曲线。当高频内容是由噪声引起时,整个曲线都会被模糊收缩信息影响。过滤CSFT应变曲线可以改善应变曲线的外观。但是,潜在临床意义的高频信息。因此,提出了原始应变曲线。由于在图5A-图5F中以黄色示出的中间侧壁中看到的肺阴影,因此中间侧壁难以跟踪。为每个患者使用Pearson相关系数测量应变估测的逐搏再现性。计算平均相关系数,以作为所有患者之间的 r_z' 。对于整个心肌壁,估测得到的平均相关系数 r_z' 结果为0.95,并且在97%的病例中应变曲线显着相关,参见表1。与侧壁相比,室间隔中计算出更高的 r_z' 。

[0042] 今天的临床超声扫描仪是硬件限制的,仅通过减少空间采样或扫描深度才能增加的时间分辨率。一种用于并行接收处理的方法已经被使用,称为爆炸扫描,其可以增加时间采样率。虽然扩展发射波束会降低发射的分辨率,但整体系统分辨率是 T_x 和 R_x 波束响应的乘积。其他研究表明,从每秒高达1200个样本获得的TDI得到的应变和应变率显示了有用的信息,这些在传统的超声图像中不一定受到重视。然而,M模式和TDI本质上都是一维技术。高帧率B超成像提供了在二维或三维中捕获运动细节的机会。使用B超成像在选择性心肌节段中180至900fps的速度曲线已被提出。这表明高帧率B超心肌超声成像的出现可允许以与EKG采样相当的时间分辨率评估点对点心肌收缩。本研究中提出的算法适用于高帧率超声图像,旨在跟踪小于1.00 mm的小帧间位移。这种跟踪小位移的能力能够区分局部心肌收缩和心肌的整体运动。此外,CSFT算法能够跟踪小的子分辨率位移。

[0043] 散斑和特征跟踪的基本假设是散斑以与被成像的物体以相同的速度移动。在此处提供的体外验证中,一致估测发射焦点附近的散斑移动较慢,与实际位移的10 mm相比,范围位移和横向位移的总估测位移分别为 8.2 ± 0.5 mm和 9.5 ± 1.1 mm。估测发射焦点远端的散斑比物体的实际移动移动得更快,与10mm的实际位移相比,CSFT算法分别估测 10.0 ± 0.2 mm和 11.2 ± 0.3 mm的范围位移和横向位移。不同帧间位移的跟踪误差在图4A-图4D示出,示出了作为位移增量函数的横向和范围跟踪误差。其清楚地表明,即使增量低于 X_s ,跟踪误差仍然很低。CSFT算法在估测范围位移方面比横向位移更好。

[0044] 如果节段具有低心肌信号,则高频信息经常是模糊的。强烈反射的心包排除了心肌中跟踪的较低强度信号,如图5D所示。这些低心肌信号区域在多个心动周期中被不一致地跟踪,导致相关系数低于高信号区域。当以降低的回放速率观看以250fps或更高记录的超声图像时,在收缩和放松开始之前观察到单个散斑外观的快速变化和总体心肌散斑图案的总体变化。大多数患者和观察都出现了这种现象。这种现象的一个潜在原因可能是肌肉纤维收缩或放松的平面运动。为了进一步研究这一点,可能需要在三个维度上获得高帧率应变测量。注意到等容收缩具有两个独立的相(ESP 1和ESP 2),这在传统的低帧率应变曲线中没有观察到。通过以10%回放速度观看高帧率超声序列,可以在视觉上观察到这些。图6是作为时间函数的MSW应变曲线的实例,其以黑色曲线表示,同时记录的EKG信号在左心室的等容收缩之前和之后立即以绿色显示。使用从原始B超图像的中心扫描线导出的事后M模式来定义主动脉瓣打开定时,并将其用作全局时间参考。虽然这些机械现象发生在等容收缩期间,但它们的起源仍然值得进一步研究。

[0045] 这里呈现的CSFT算法是用于从高帧率B超图像导出心肌应变曲线的鲁棒方法。虽然该算法没有实现图像插值,但它能够跟踪每帧少于一个分辨率单元的运动。来自高帧率超声图像的应变曲线中的高频信息被观察到。该信息与整体心肌运动无关。作为位移增量的函数,可看到跟踪误差在范围和横向位移上都增加,以被解释为减少帧率采样的模拟。该研究还表明,跟踪精度不仅取决于帧率,还取决于光束形状。总之,增加时间分辨率有可能更详细地描述心肌收缩及其与整体心肌健康的关系。

[0046] 图7A和图7B是显示从超声图像导出的周向应变曲线的图,该超声图像为使用具有LBBB和双心室(BiV)起搏器的71岁男性的PSAX视图。在同一天获得超声图像,并显示分别关闭和开启BiV起搏器之间的机械收缩是如何不同的。

[0047] 手动测量从机械收缩开始之前(t_{onset})的最大心肌拉伸到平台结束和机械收缩开始后(t_{contract})的第一最小最低点的量度,参见下表。

	T_{onset} [ms]	T_{contract} [ms]	T_{onset} [ms] - T_{contract} [ms]
BiV _{off}	89 +/- 69	312 +/- 144	222
BiV _{on}	-9 +/- 20	211 +/- 55	220

[0048] 表:时间结果

图7A显示当BiV起搏器关闭时心肌节段的不同步接触,以及机械收缩上的BiV起搏器更加同步地发生,参见图7B。 t_{onset} 和 t_{contract} 之间的平均时间仅相差4 ms,见上表。此外,与BiV起搏器相比, t_{onset} 和 t_{contract} 的BiV起搏器的变化都比BiV起搏器更高,参见上表。

[0049] 图8A和图8B描绘了根据本公开实施例的用于估测心肌应变和位移的示例方法的流程图。该方法可以由能够处理图像数据、分析图像数据和向用户呈现分析结果的任何合适的计算设备来实现。例如,计算设备可以可操作地连接到超声系统,用于接收心肌的超声图像的帧。尽管在该示例中,该方法被描述为应用于捕获人心肌的超声图像。应当理解的是,该方法可以另外适用于基于任何合适类型的获取图像估测或确定任何其他受试对象的位移或速度。

[0050] 参见图8A和图8B,该方法开始于将800个图像加载到计算设备中。该示例中的图像是在一段时间内获取的超声图像的帧。超声图像可以是2D超声图像、3D超声图像或任何其他合适类型的图像。

[0051] 图8A和图8B的方法还包括标记802心肌。例如,可以沿着心肌中的轮廓和厚度区域(Lr)标记中间心肌。可以根据本文公开的其他实施例标记心肌。该方法还包括将心肌壁804自动分成B区。步骤802包括以这种方式标记心肌轮廓线和心肌的宽度,因此提供关于沿着心肌轮廓的任何点处的心肌壁的宽度和位置的信息。在步骤804,心肌轮廓线可用于将轮廓均匀地划分为B点,B点将是B + 1区域的中心。步骤800、802和804是该方法的手动输入部分的一部分。

[0052] 图8A和图8B的方法还包括在判定步骤806确定b是否大于B + 1。在步骤806:b被设置为1,并且B被设置为任意数量的区域,从该区域计算沿着心肌轮廓的运动形式,例如B = 19。如果在步骤806为“是”,则该方法继续滤波图像。图像滤波包括步骤808、810和812。具体地,步骤80包括设置 $t = 1$,以及 $T =$ 要评估的帧数。对于步骤818的每次迭代,设置 $t = 1 + 1$ 。步骤810包括使用低通空间滤波器或使用高斯核的平行来平滑图像 t 。步骤812,可选地,包括使用时间滤波器,使用公式(1)中的递归滤波器来去除图像中的时间噪声等。

[0053] 在图像滤波之后,该方法可以进入到步骤814、816和818中的特征检测和描述。步骤814包括设置 $t = 1$,设置 $T =$ 要评估的帧数。对于812的每次迭代,设置 $t = 1 + 1$ 。步骤816包括使用已定义的特征检测器,检测图像中的散斑,并将每个散斑的中心定义为特征。步骤818包括使用在816中检测到的特征周围的区域,并使用空间或频域来描述每个特征。接下来,该方法可以进入到特征跟踪。

[0054] 特征跟踪可以包括步骤820、822、824、826、828和830。步骤820包括设置 $t = 1$,并且设置 $T =$ 要评估的帧数 $- 1$ 。对于步骤830的每次迭代, $t = 1 + 1$ 。步骤822包括使用来自步骤816和818的特征和特征描述符来创建成本矩阵,以用于从帧 t 和 $t + 1$ 的特征的任何可能链接之间的差异。在步骤824、826和828中:对于822中成本矩阵中的每个元素,如果元素 i, j 高于阈值,则将元素 i, j 设置为无穷大。步骤830包括通过使用来自步骤822的成本矩阵来使用分配算法,以连接帧 t 和 $t + 1$ 之间的特征。接下来,该方法可以进入到区域跟踪。

[0055] 区域跟踪可以包括步骤832、834、836、838、840和842。步骤832包括设置 $t = 1$ 及设置 $T =$ 要评估的帧数 $- 1$ 。对于步骤842的每次迭代,设置 $t = 1 + 1$ 。在步骤834中:对于每个 X_b ,实施漂移补偿,这样 $X_b(1) = X_b(T-1)$ 。步骤836包括使用公式(4),使得每个单独的特征被归一化,因此所有权重的总和等于1。步骤838包括使用公式(5),这样每个单独的特征被归一化,因此所有权重的总和等于1。步骤840包括使用公式(6)来计算 Y 的下一个可能位置。步骤842包括通过使用 Y 作为测量位置,使用卡尔曼滤波器来更新 X_b 的下一个位置。接下来,该方法可以返回到步骤806。

[0056] 如果在步骤806处为“否”,则该方法进入到应变估测的步骤,其包括步骤844、846和848。步骤844包括设置 $z = 1$,以及根据您希望应变曲线数量,设置 $Z =$ 任意数量,但 $Z < B$ 。对于步骤848的每次迭代,设置 $z = 1 + 1$ 。步骤846包括在 $1 \leq t \leq T$ 的所有帧中,计算感兴趣轮廓区域(L),以作为来自步骤842的任意数量 $\leq B$ 的坐标点 $X_b(t)$ 之间的总距离。步骤848包括使用公式(7)来计算应变。在应变之后,该方法结束。

[0057] 本公开通过提供,或部分地提供,系统及方法以及所提供的算法来解决该缺点,使用高帧率超声估测心肌应变。本文提供的系统及方法被设计用于分析高帧率超声(HFR-US)图像,并通过跟踪运动来估测应变曲线。在实施例中,通过使用特征来跟踪帧之间的小位移,并沿心肌壁轮廓估测应变曲线来实现这些方法。此外,可以使用这里提供的系统及方法估测纵向和周向应变。

[0058] 因此,本公开的实施例提供了用于从来自受试对象的高速2D或3D超声图像估测应变/运动确定的方法。例如,该方法可以包括:(a)获得2D或3D超声图像;(b)滤除高频时间噪音;(c)通过识别和提取 3×3 像素邻域内的最大像素强度来提取特征,并将其用作描述符;(d)通过使用特征描述符以链接单个帧之间的各个特征,来跟踪所述特征;(e)将较大区域内的特征轨迹的整体位移组合到描述心肌位移的连续轨迹;(f)计算心肌应变以描述与整体心肌运动无关的两个点之间的收缩;(g)估测应变/运动确定。

[0059] 在一些实施例中,该方法还包括基于该估测向受试对象施用适当的治疗。

[0060] 根据本公开的实施例,提供了用于从来自受试对象的高速2D或3D超声图像估测应变/运动确定的系统及方法。该系统及方法旨在分析HFR-US图像并通过跟踪运动估测应变曲线。这是通过使用特征跟踪帧之间的小位移,并沿心肌壁轮廓估测应变曲线来完成的。此外,可以使用所提供的系统及方法估测纵向和周向应变。在示例中,执行本文描述的方法有

五个基本步骤。在从受试对象获得高速2D或3D图像之后,滤除高频时间噪声。

[0061] 由于超声图像包含与运动无关的大量信息,并且使得运动估测变得困难。可以使用简单的一阶递归滤波器去除高频时间噪声,通过使用以下公式获得滤波图像 ($\hat{I}(x, y, t)$)。

$$[0062] \quad \hat{I}(x, y, t) = \alpha_t \times \hat{I}(x, y, t) + (1 - \alpha_t) \times I(x, y, t) \quad (3)$$

其中 α_t 是取0和1之间的值的积分常数, $I(x, y, t)$ 是帧 t 中的超声波图像, $\hat{I}(x, y, t - 1)$ 是前一帧 $t-1$ 的滤波图像。对于该版本, $\alpha_1 = 0.5$ 。为了改进特征的提取,还使用空间滤波器。高斯空间滤波器通过使用 3×3 像素窗口得以实现。因为超声波采样相对于笛卡尔坐标中的深度而变化,并且不像球形坐标那样恒定,所以滤波器以球面坐标实现。

[0063] 接下来,可以通过识别和提取 3×3 像素邻域内的最大像素强度,并将其用作描述符来提取特征。当估测运动时,一个选项是仅评估图像中的像素,其中存在更高的正确估测运动的可能性。特征提取基于查找特定像素($p(\rho, \theta, t)$),其中 ρ 是扫描深度, θ 是方位角, t 是帧,其是最适合运动检测。

[0064] 特征提取基于根据 $p(\rho, \theta, t)$ 的邻域开发合适的数字描述(描述符)以限定特征。有多种复杂的描述符可用,例如SURF,HOG或FREAK。但是,如果位移是很小的,只要帧到帧的位移具有最大限制,就不需要复杂的描述符。在该算法中,该特征由 3×3 像素邻域内的最大像素强度定义。特定像素 $p(\rho, \theta, t)$ 的强度被提取,并用作描述符。

[0065] 接下来,然后通过使用特征描述符链接帧之间的各个特征来跟踪特征。在提取特征之后,通过使用特征描述符链接帧之间的各个特征来跟踪特征。由于这可以被认为是分配问题,因此实现匈牙利算法以将特征分配给特征轨迹。介于帧 t 与帧 $t-1$ 之间的,以分贝(dB)表示的特征的绝对强度比被用作成本矩阵。此外,如果特征之间的强度差异高于6 dB或位移高于最大帧到帧的位移($T \times V_{\max} \times 1.25$,其中 T 是时间分辨率($T = 1/FR$), V_{\max} 是240 mm/s,这是通过TDI估测的健康心肌壁速度的最大值),将两个特征的连接成本设置为无穷大。

[0066] 然后将特征轨迹的整体位移在大区域内组合成描述心肌位移的连续轨迹。作为距离函数,散斑的平面外运动和去相关性使得在整个心动周期中跟踪个体特征变得不可行。相反,较大区域内的特征轨迹的整体位移被组合成描述心肌位移(X_n)的连续轨迹。初始点 $\{X_1(1), \dots, X_B(1)\}$ 和心肌的宽度通过沿着整个轮廓和心肌中的厚度区域(L_T)手动标记中心肌来定义。将椭圆体拟合到这些点,并分成任意数量的点(B),这些点相对于右心室游离壁用作解剖学参考的角度均匀分开。为了估测整体位移,计算 $X_n(t)$ $L_T/2$ 半径内的所有特征轨迹的加权平均值。首先,根据公式(4)定义的到 X_n 的距离,计算每个特征轨迹的高斯权重(W_G):

$$W_G = \frac{1}{2\pi\sigma} e^{-\frac{d(x_j(t), X_n(t-1))^2}{2\sigma^2}} \quad (4)$$

其中 $d(X_j(t), X_n(t-1))$ 是特征($X_j(t)$)和特征 $X_n(t-1)$ 之间的欧几里德距离, $\sigma = \sqrt{L_T}$ 。

第二,特征轨迹的逆方向性差值(W_D)相对于22 ms窗口(τ_w)的整体位移,由公式定义:

$$w_D(j) = \frac{1}{d\left(\frac{d}{d\tau_w}x_j(t), \frac{d}{d\tau_w}X_n(t-1)\right)} \quad (5)$$

其中 $\frac{d}{d\tau_w}x_j$ 是特征轨迹j的方向分量, $\frac{d}{d\tau_w}X_n$ 是特定区域中所有特征轨迹方向分量的中值。 W_G 和 W_D 都被归一化,因此 $\sum W_G = \sum W_D = 1$ 。所估测的分量(Y)使用公式计算:

$$Y = X_n(t-1) + \sum_{j=1}^J x_j(t) \times \left(\frac{\alpha_G}{\alpha_G + \alpha_D} \frac{d}{dt} \times w_G(j) + \frac{\alpha_D}{\alpha_G + \alpha_D} \times w_D(j) \right) \quad (6)$$

其中 α_D 和 α_G 是每个权重的置信度。对于这个版本, $\alpha_D = \alpha_G = 1$ 。 $X_n(t)$ 随后使用二阶卡尔曼模型递归性地更新,Y作为新的测量状态。在每个心动周期结束时,漂移补偿通过所有时间 t' 乘以常数变量来计算,其中 $X_n(t')$ 具有漂移分量的相反方向。

[0067] 然后计算心肌应变以描述与总体心肌运动无关的两个点之间的收缩。计算心肌应变($\varepsilon(t)$)以描述与整体心肌运动无关的两个点之间的收缩。 $\varepsilon(t)$ 是距离相对于初始条件的百分比变化,由公式定义:

$$\varepsilon(t) = \frac{L(t) - L(1)}{L(1)} \times 100\% \quad (7)$$

其中 $L(t)$ 是多个区域轨迹 $\{X_1, \dots, X_B\}$ 之间的欧几里德距离。然后估测应变/运动确定。

[0068] 在一些实施例中,该方法还包括基于该估测向受试对象施用适当的治疗。这种治疗将取决于从所提供的系统及方法得到的估测,并且可由本领域技术人员容易确定。

[0069] 本主题可以是系统、方法和/或计算机程序产品。该计算机程序产品可以包括计算机可读存储介质(或介质),其上具有计算机可读程序指令,用于使处理器执行本主题的各方面。

[0070] 计算机可读存储介质可以是有形设备,其可以保留和存储指令以供指令执行设备使用。计算机可读存储介质可以是,例如但不限于,电子存储设备、磁存储设备、光存储设备、电磁存储设备、半导体存储设备或前述的任何合适组合。计算机可读存储介质的更具体示例的非详尽列表包括以下内容:便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM或闪存)、静态随机存取存储器(SRAM)、便携式光盘只读存储器(CD-ROM)、数字通用光盘(DVD)、记忆棒、软盘、机械编码装置,例如在其上记录有指令凹槽中的穿孔卡或凸起结构,以及前述的任何合适的组合。这里使用的计算机可读存储介质不应被解释为暂时性信号本身,例如无线电波或其他自由传播的电磁波、通过波导或其他传输介质传播的电磁波(例如,通过光纤电缆的光脉冲)、或通过电线传输的电信号。

[0071] 这里描述的计算机可读程序指令可以经由网络,例如因特网、局域网、广域网络和/或无线网络,从计算机可读存储介质或外部计算机或外部存储设备下载到相应的计算/处理设备。网络可以包括铜传输电缆、光传输纤维、无线传输、路由器、防火墙、交换机、网关

计算机和/或伺服器。每个计算/处理设备中的网络适配器卡或网络接口通过网络接收计算机可读程序指令,并转发计算机可读程序指令以存储在相应计算/处理设备内的计算机可读存储介质中。

[0072] 用于执行本主题的操作的计算机可读程序指令可以是汇编指令、指令集架构 (ISA) 指令、机器指令、机器相关指令、微代码、固件指令、状态设置数据、或者以一种或多种编程语言的任意组合编写的源代码或目标代码,包括诸如Java、Smalltalk、C++等的面向对象编程语言,以及诸如“编程语言”或类似编程语言的传统过程编程语言。计算机可读程序指令可以完全在用户的计算机上执行,部分在用户的计算机上执行,作为独立的软件包;部分在用户的计算机上、部分在远程计算机上或完全在远程计算机上或服务于后者。在后者场景下,远程计算机可以通过任何类型的网络连接到用户的计算机,包括局域网 (LAN) 或广域网 (WAN), 或者可以连接到外部计算机 (例如,通过使用互联网服务提供商的互联网)。在一些实施例中,包括例如可编程逻辑电路、现场可编程门阵列 (FPGA) 或可编程逻辑阵列 (PLA) 的电子电路可以通过利用计算机可读程序指令的状态信息来执行计算机可读程序指令,以个性化电子电路,以执行本主题的各方面。

[0073] 这里参考根据本主题实施例的方法、装置 (系统) 和计算机程序产品的流程图和/或框图来描述本主题的各方面。应当理解的是,流程图图示和/或框图的每个框以及流程图图示和/或框图中的框的组合可以由计算机可读程序指令实现。

[0074] 可以将这些计算机可读程序指令提供给通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理装置的处理器,以生成机器,使得通过计算机的处理器或其他可编程数据处理装置执行的指令,创建用于实现流程图和/或框图块中指定的功能/动作的装置。这些计算机可读程序指令还可以存储在计算机可读存储介质中,该计算机可读存储介质可以指示计算机、可编程数据处理装置和/或其他设备以特定方式运行,使得其中存储有指令的计算机可读存储介质包括指令制品,指令制品包括实现流程图和/或框图块中指定的功能/动作的各方面的指令。

[0075] 计算机可读程序指令还可以被加载到计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上,以使得在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行一系列操作步骤,以产生计算机实现的计算机可读程序指令,使得在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行的指令实现在流程图和/或框图块中指定的功能/动作。

[0076] 附图中的流程图和框图示出了根据本主题的各种实施例的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的架构、功能和操作。在这方面,流程图或框图中的每个框可以表示模块、节段或指令的一部分,其包括用于实现指定逻辑功能的一个或多个可执行指令。在一些替代实施方式中,框中提到的功能可以不按图中所示的顺序发生。例如,连续示出的两个框实际上可以基本上同时执行,或者这些方框有时可以以相反的顺序执行,这取决于所涉及的功能。还应注意的是,框图和/或流程图说明的每个框以及框图和/或流程图说明中的框的组合可以由执行特定功能或动作的基于专用硬件的系统、专用硬件和计算机指令的组合来实现。

[0077] 某些实施例虽然已被描述,但是这些实施例仅作为示例呈现,并且不旨在限制本公开的范围。实际上,这里描述的新颖方法、设备和系统可以以各种其他形式体现。此外,在不脱离本公开精神的情况下,可以对这里描述的方法、设备和系统的形式进行各种省略、替

换和改变。所附权利要求及其等同物旨在覆盖落入本公开的范围和精神内的这些形式或修改。

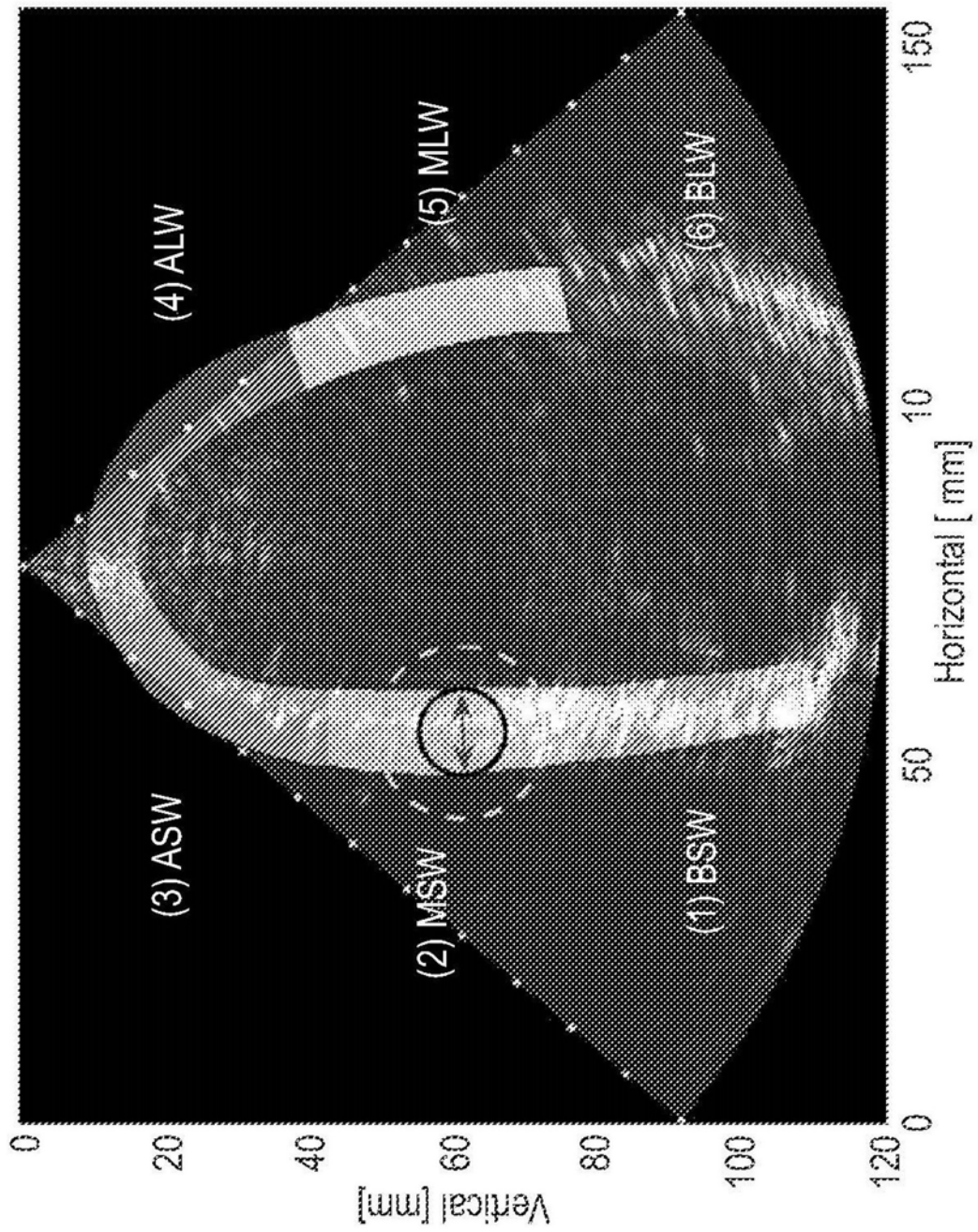


图1

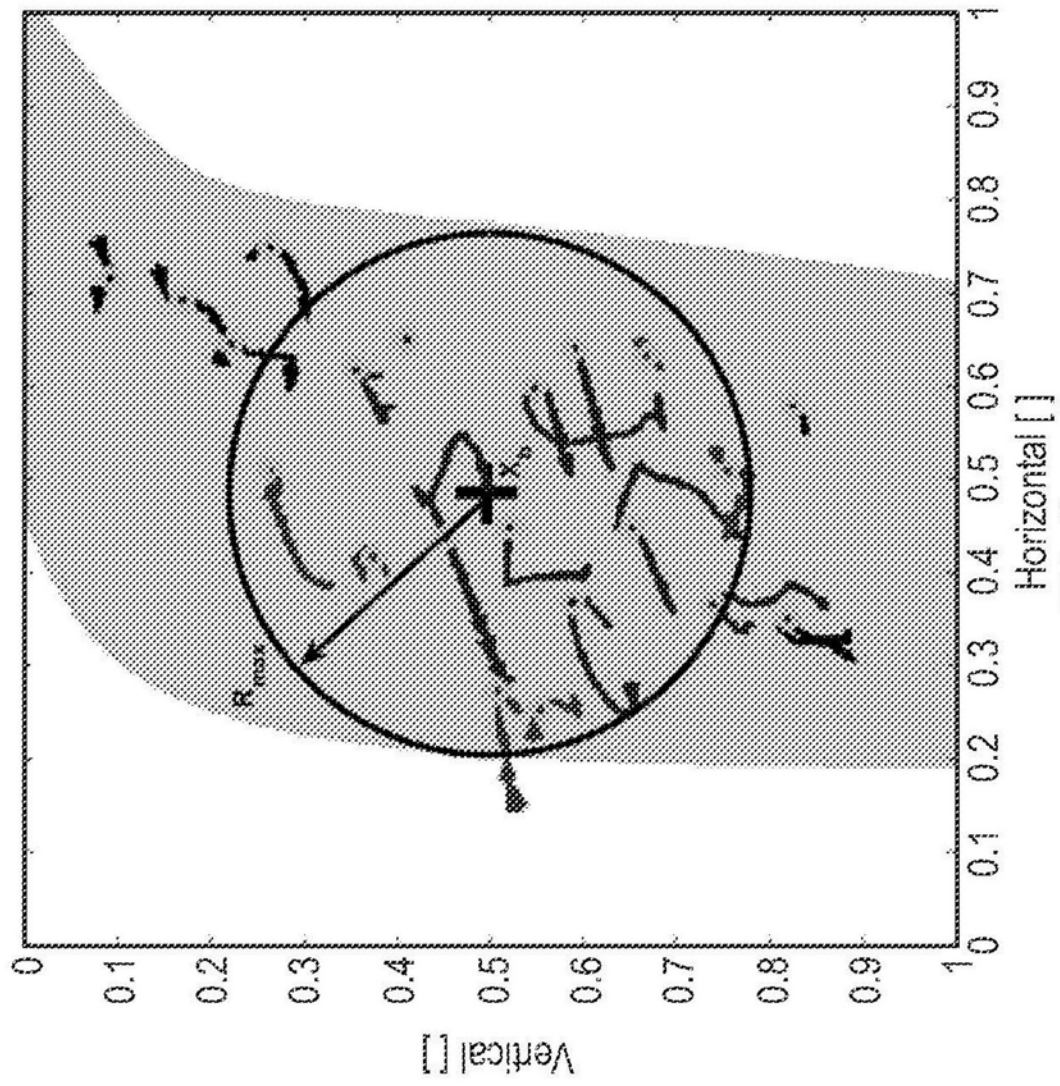


图2

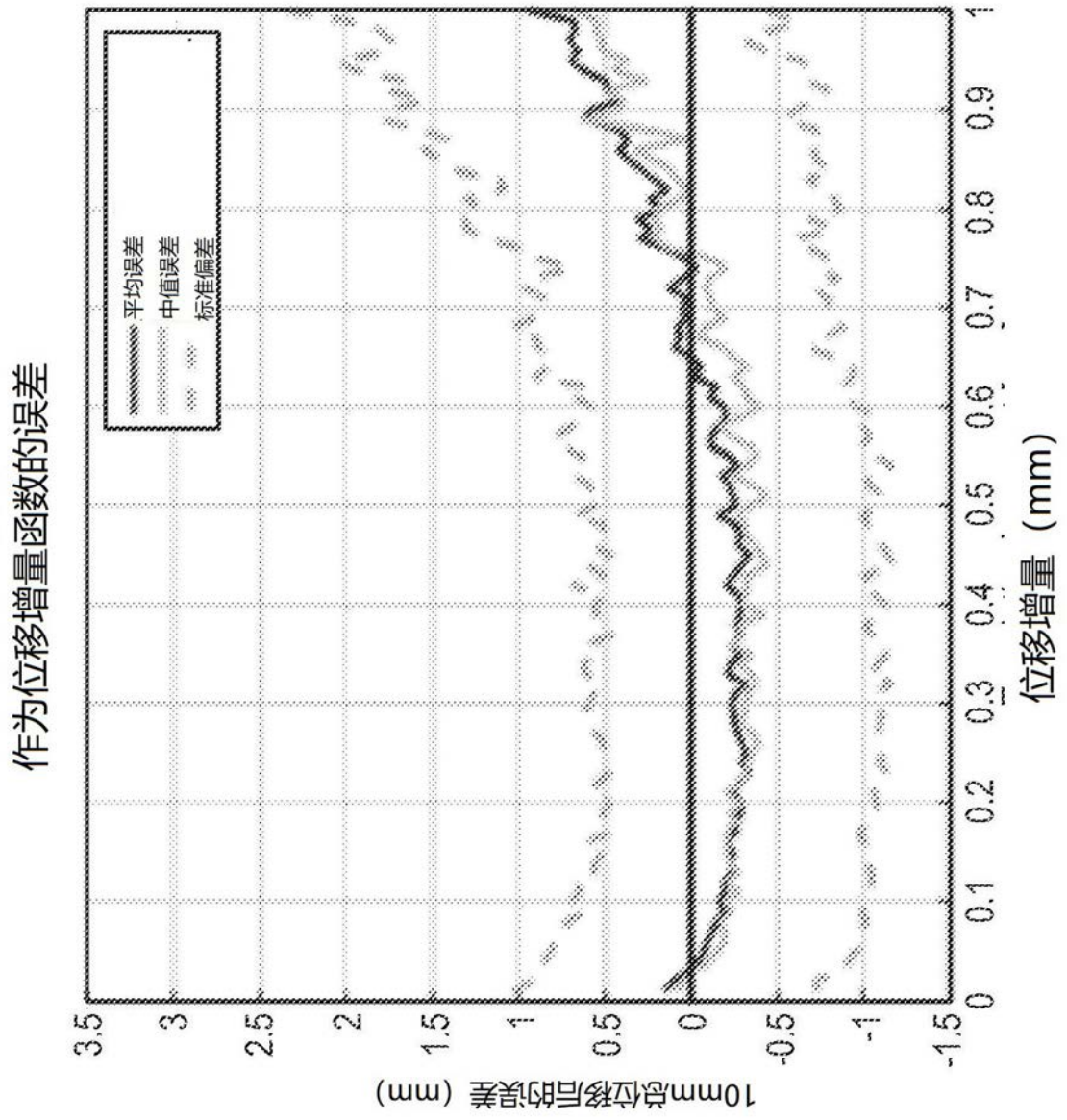


图3A

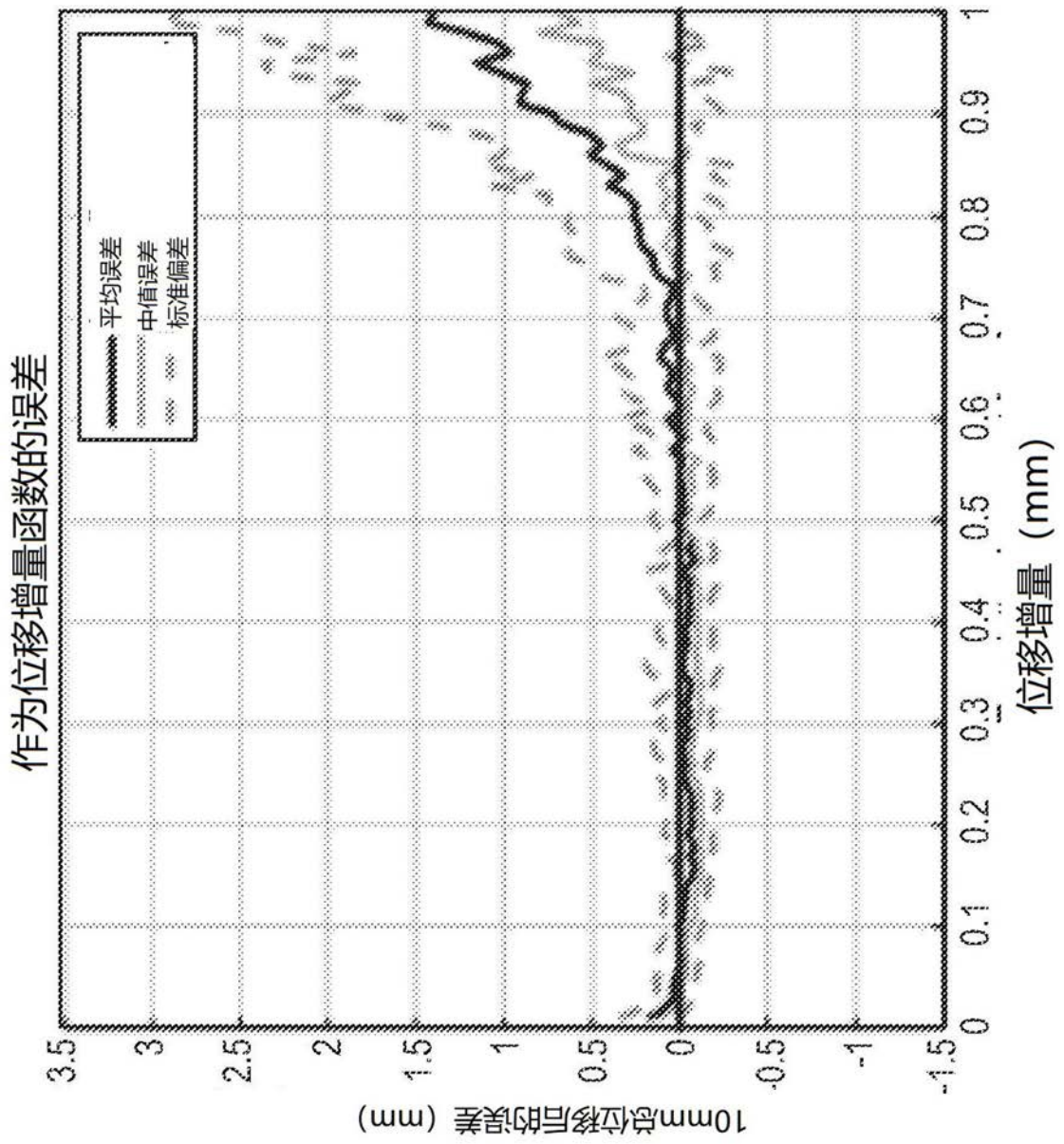


图3B

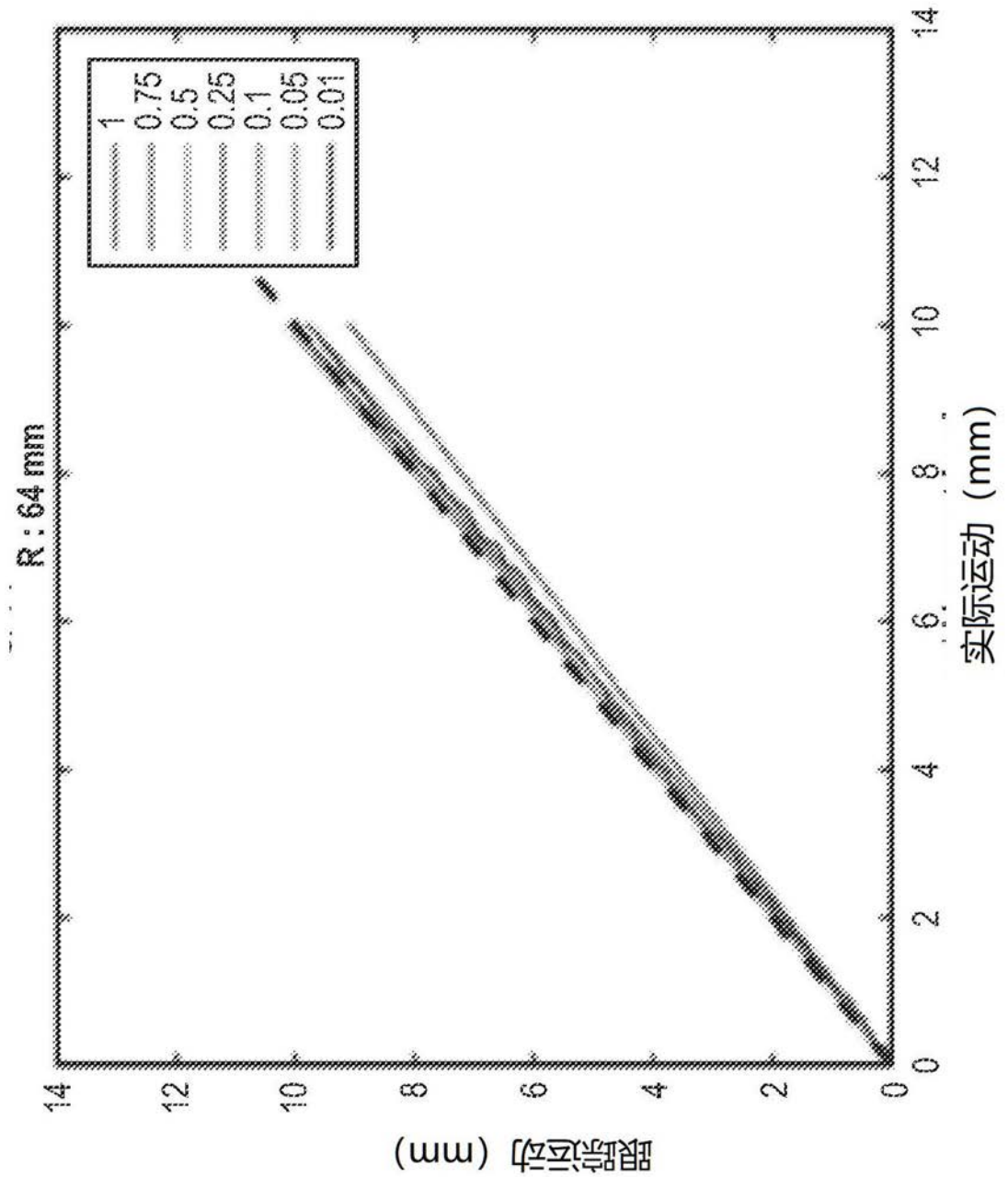


图4A

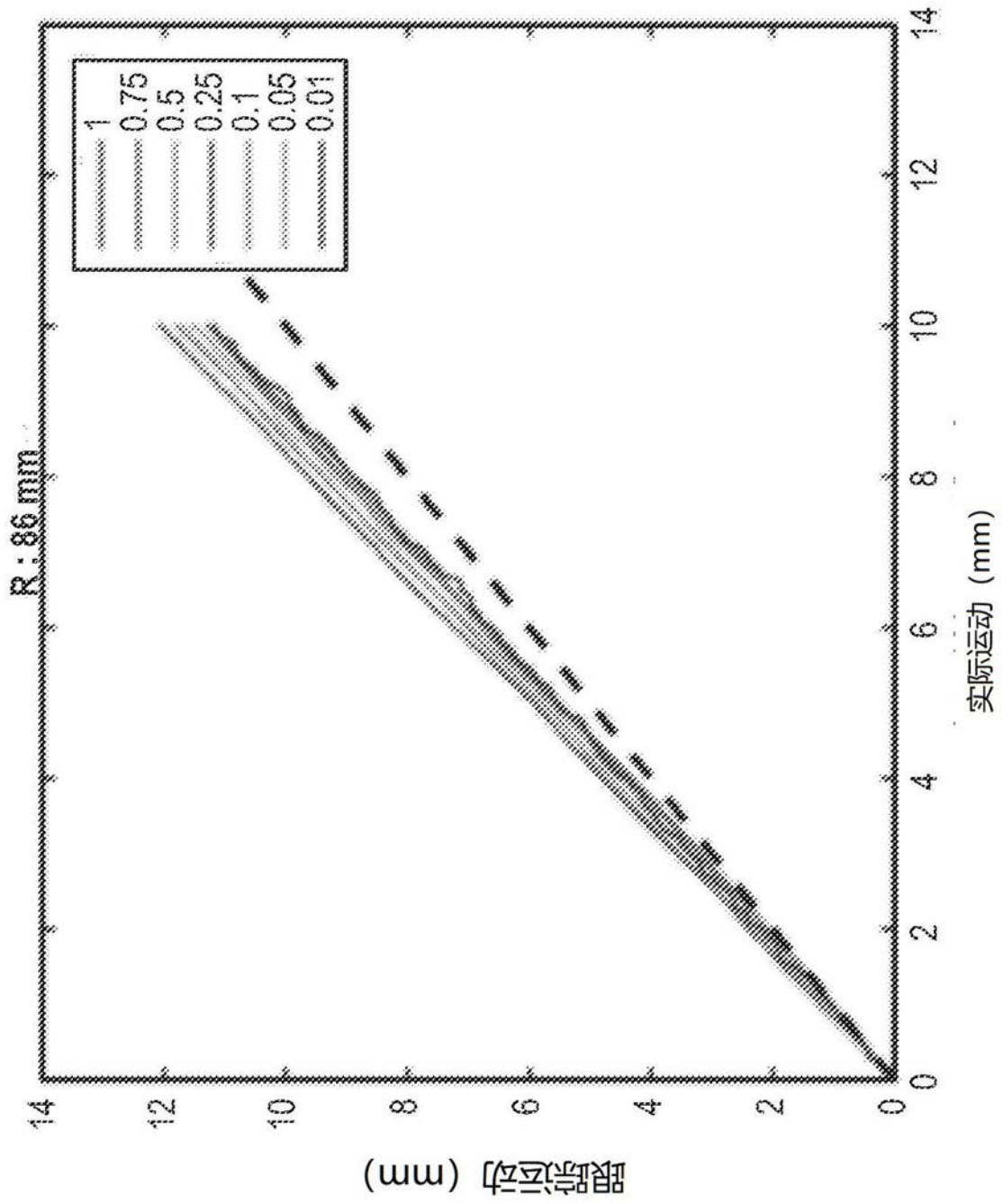


图4B

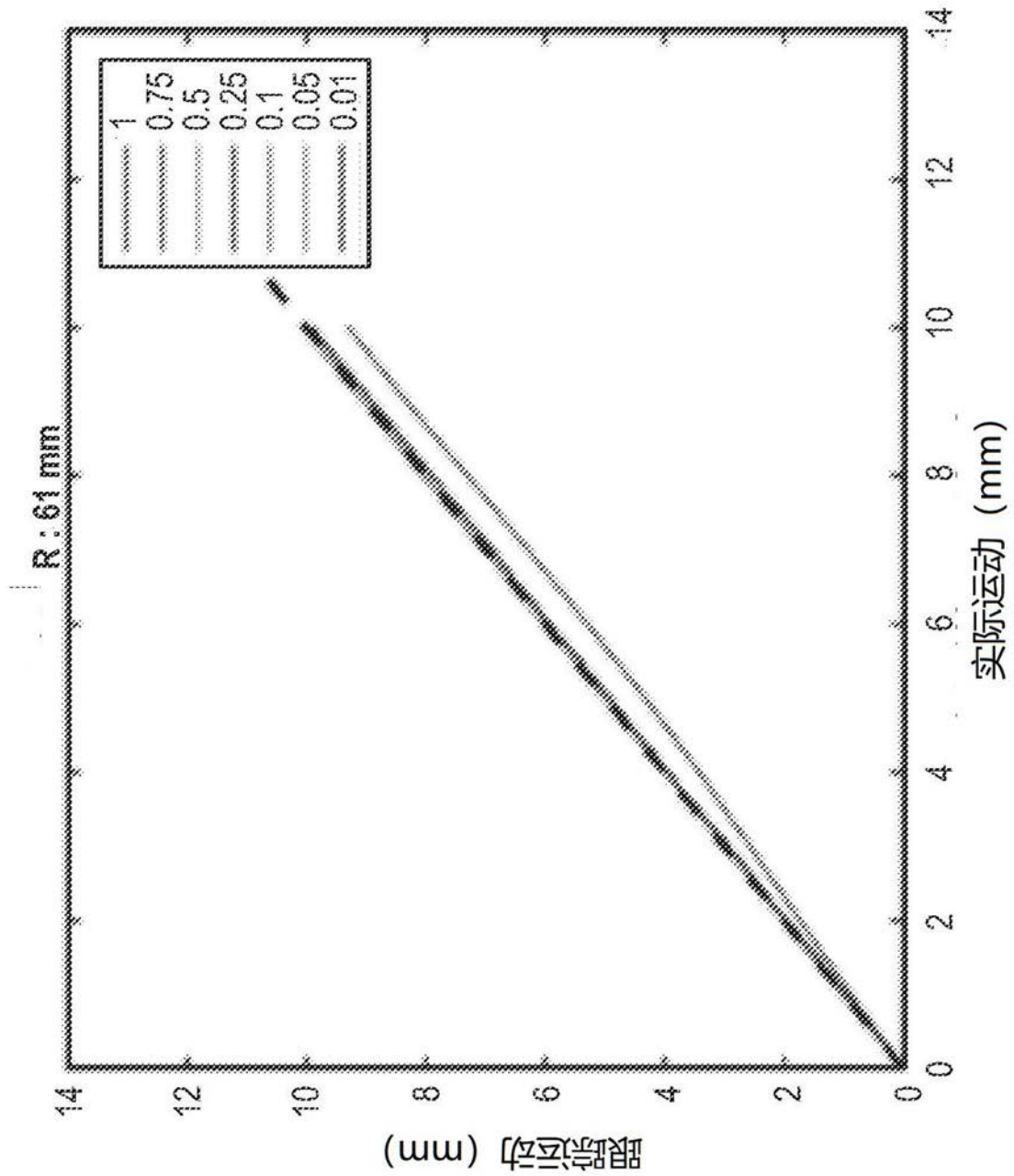


图4C

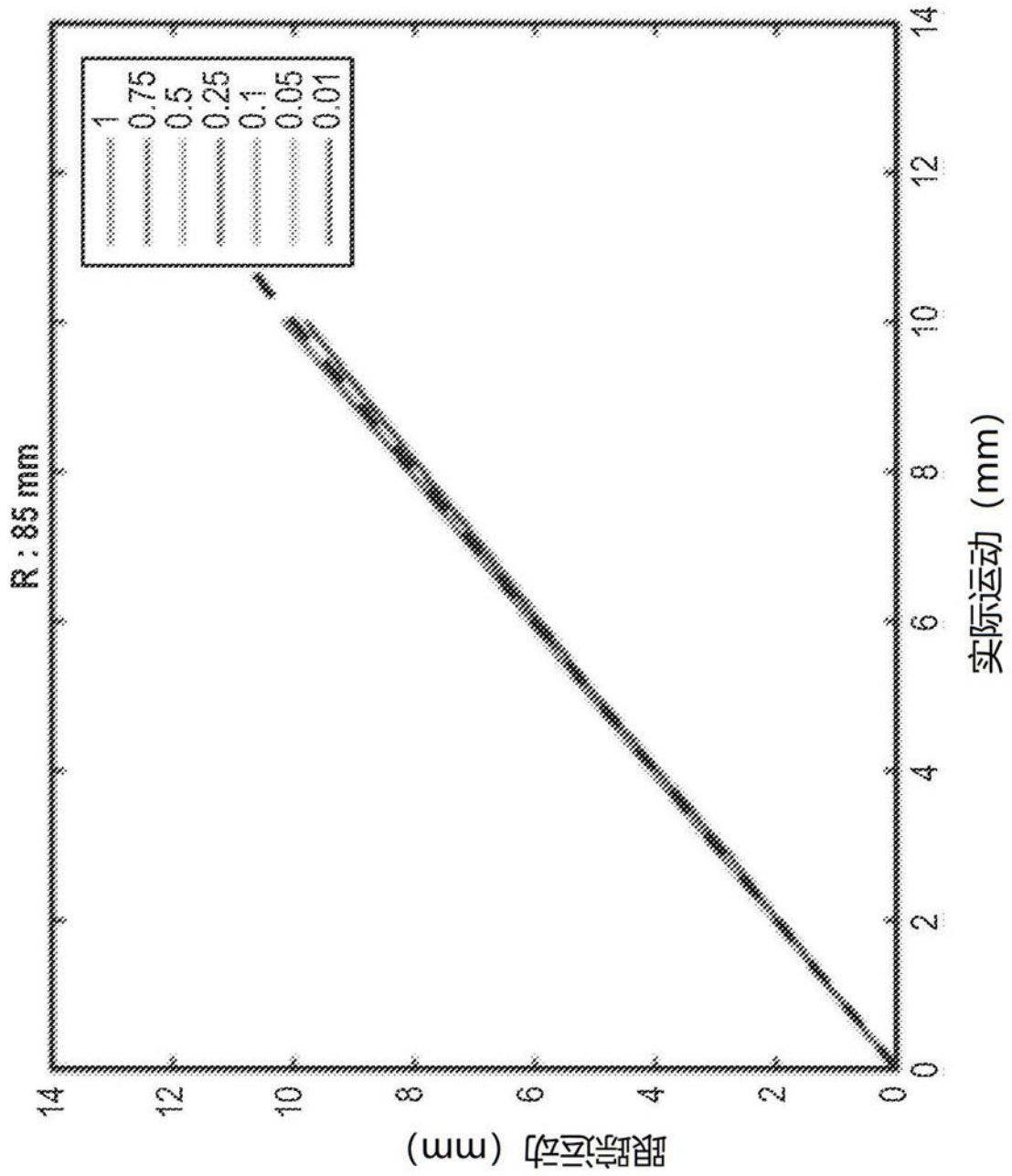


图4D

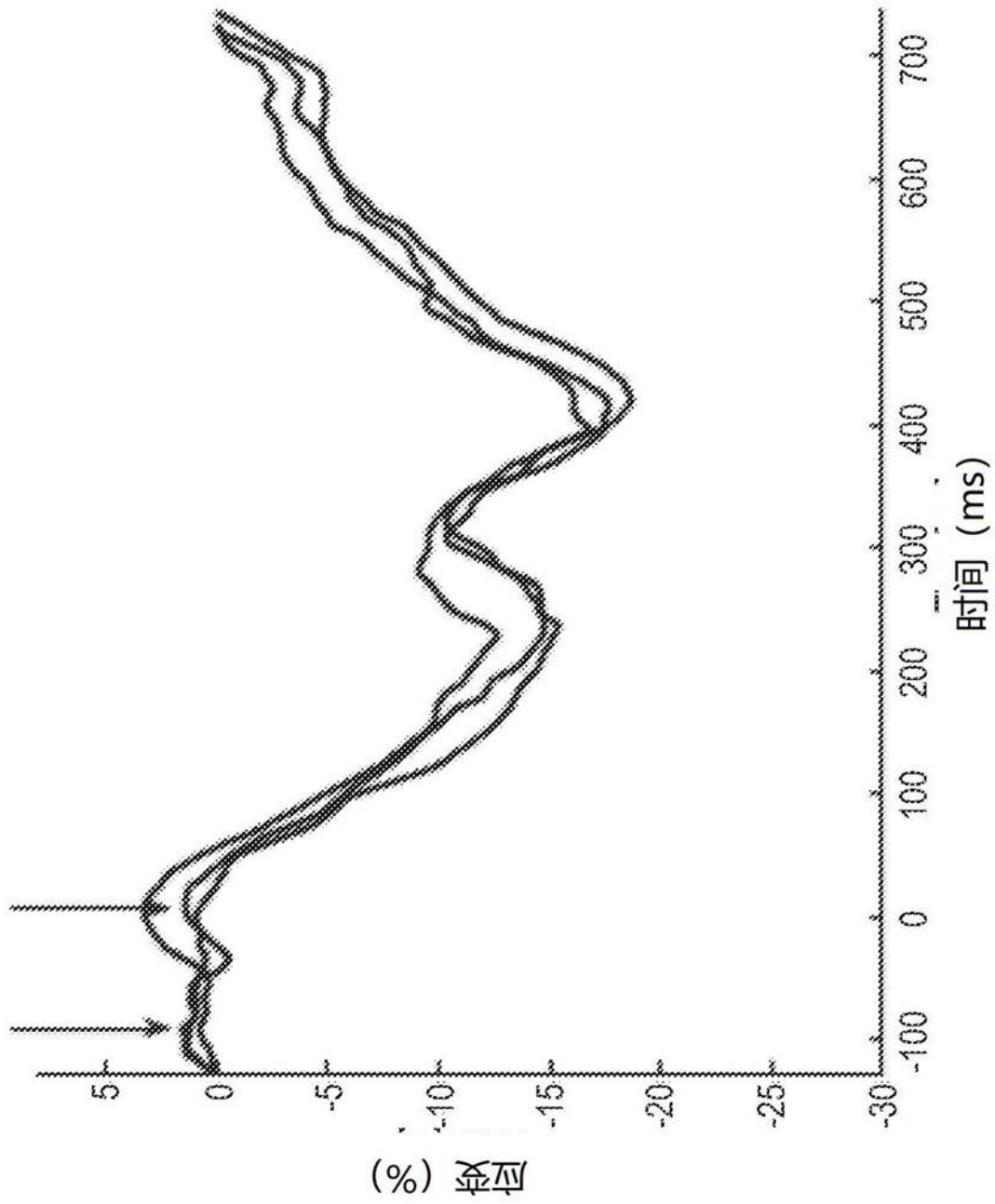


图5A

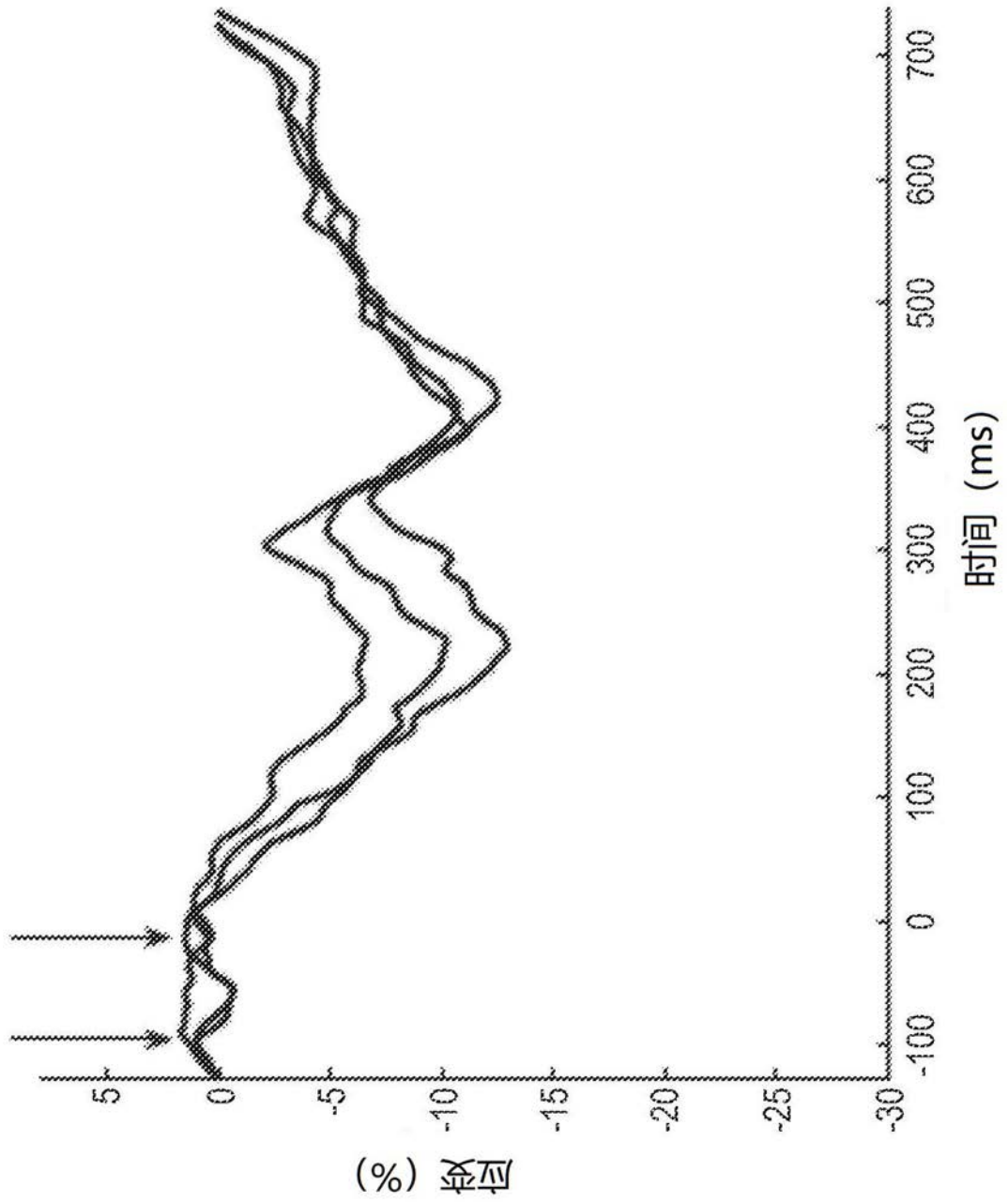


图5B

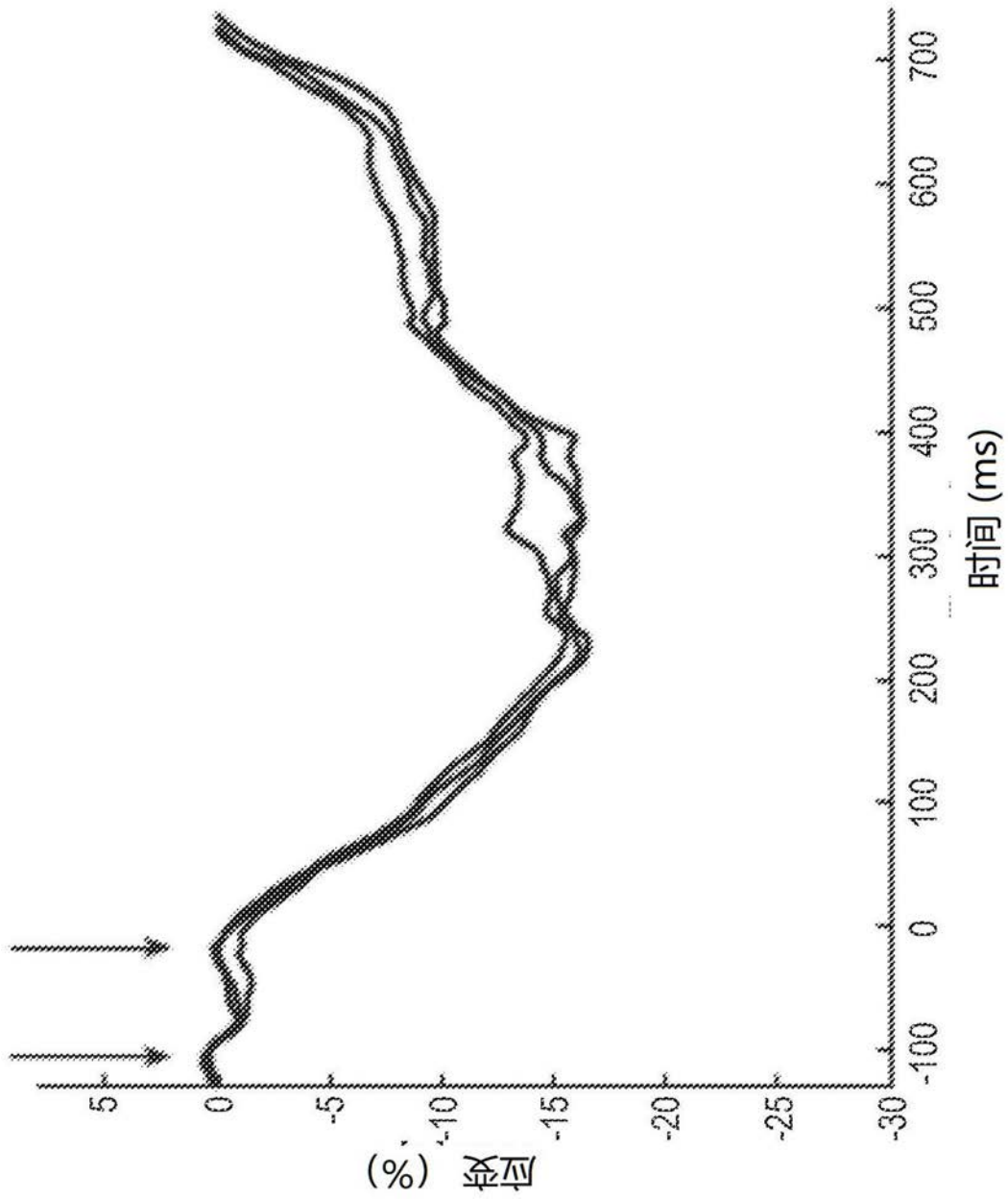


图5C

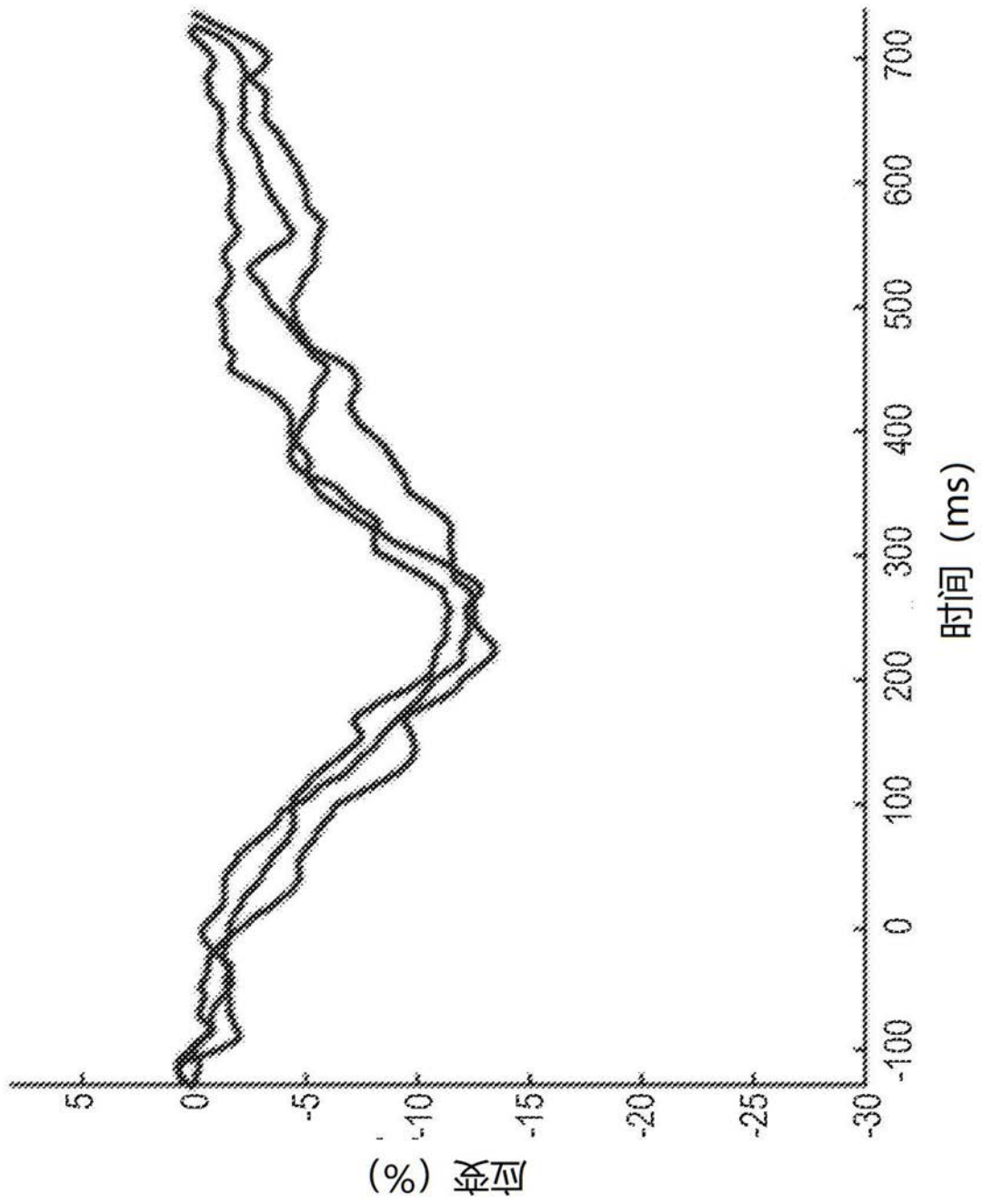


图5D

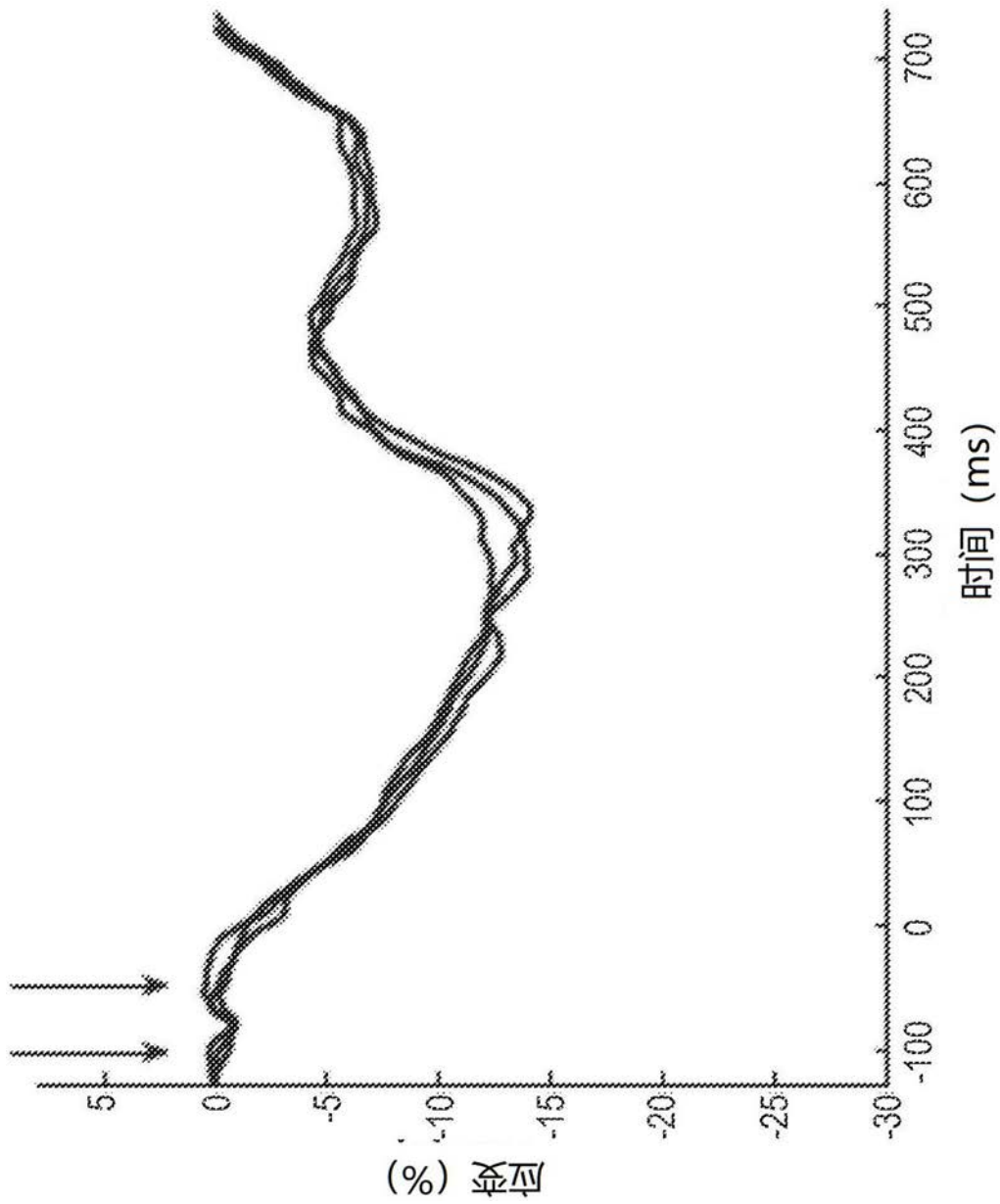


图5E

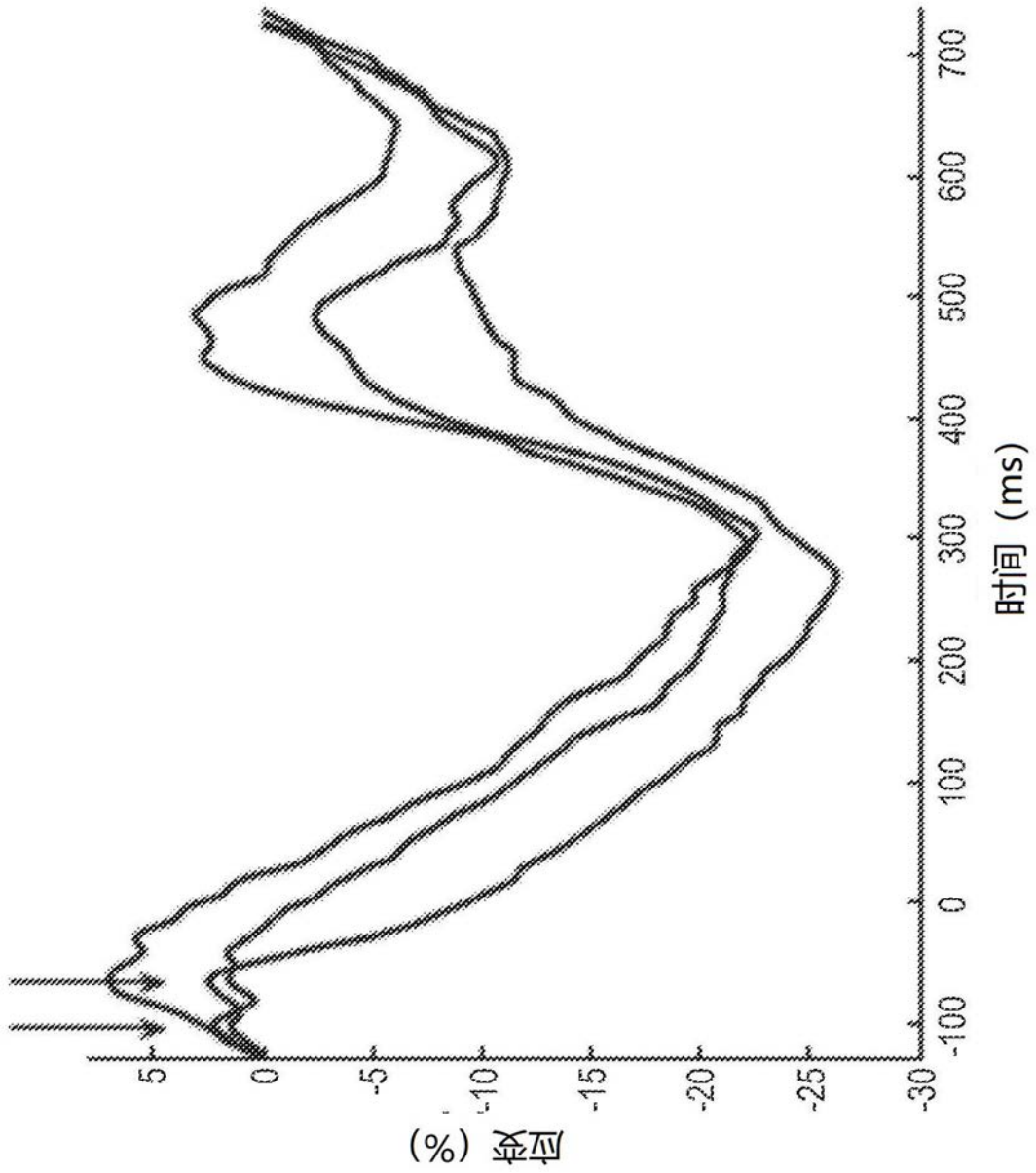


图5F

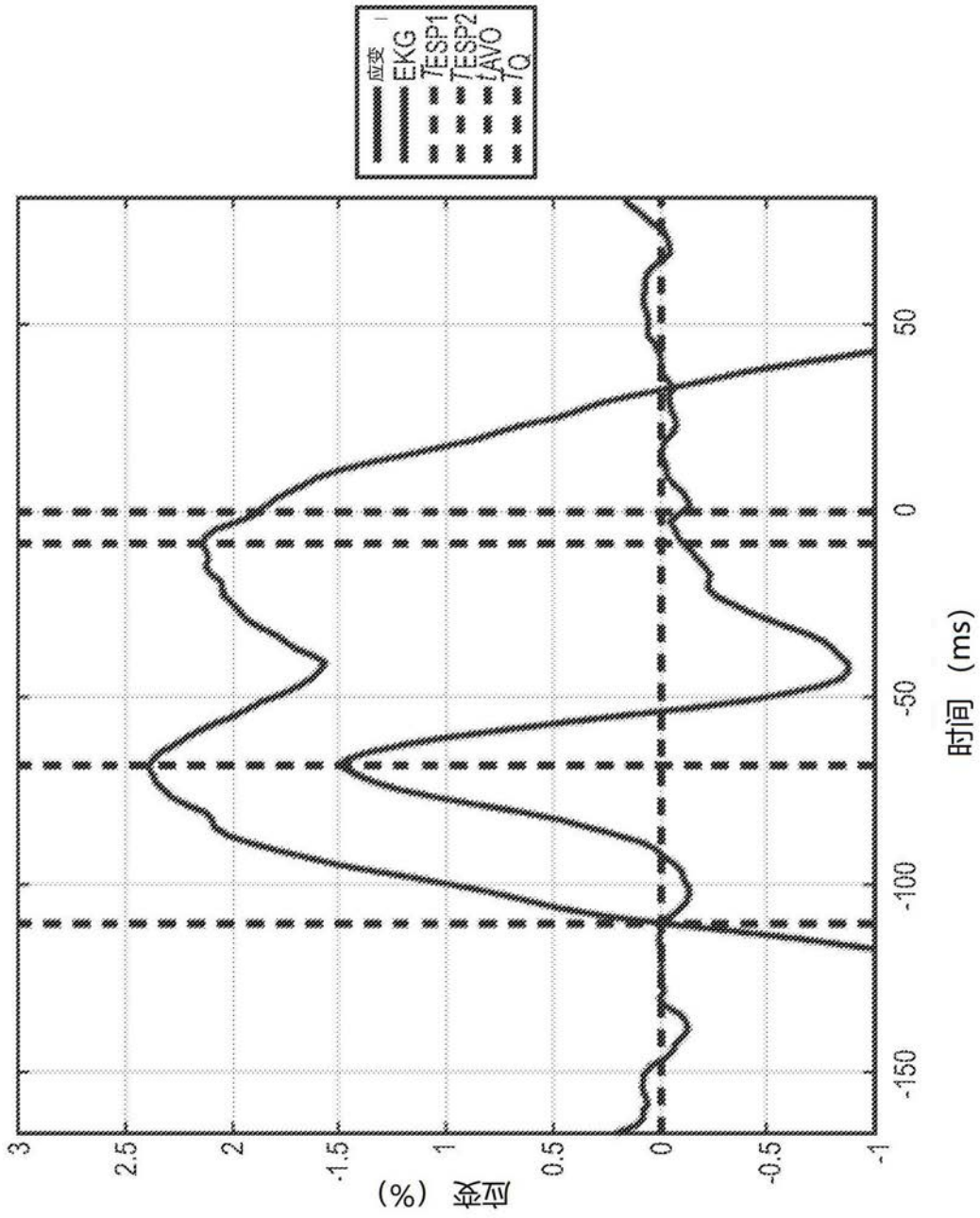


图6

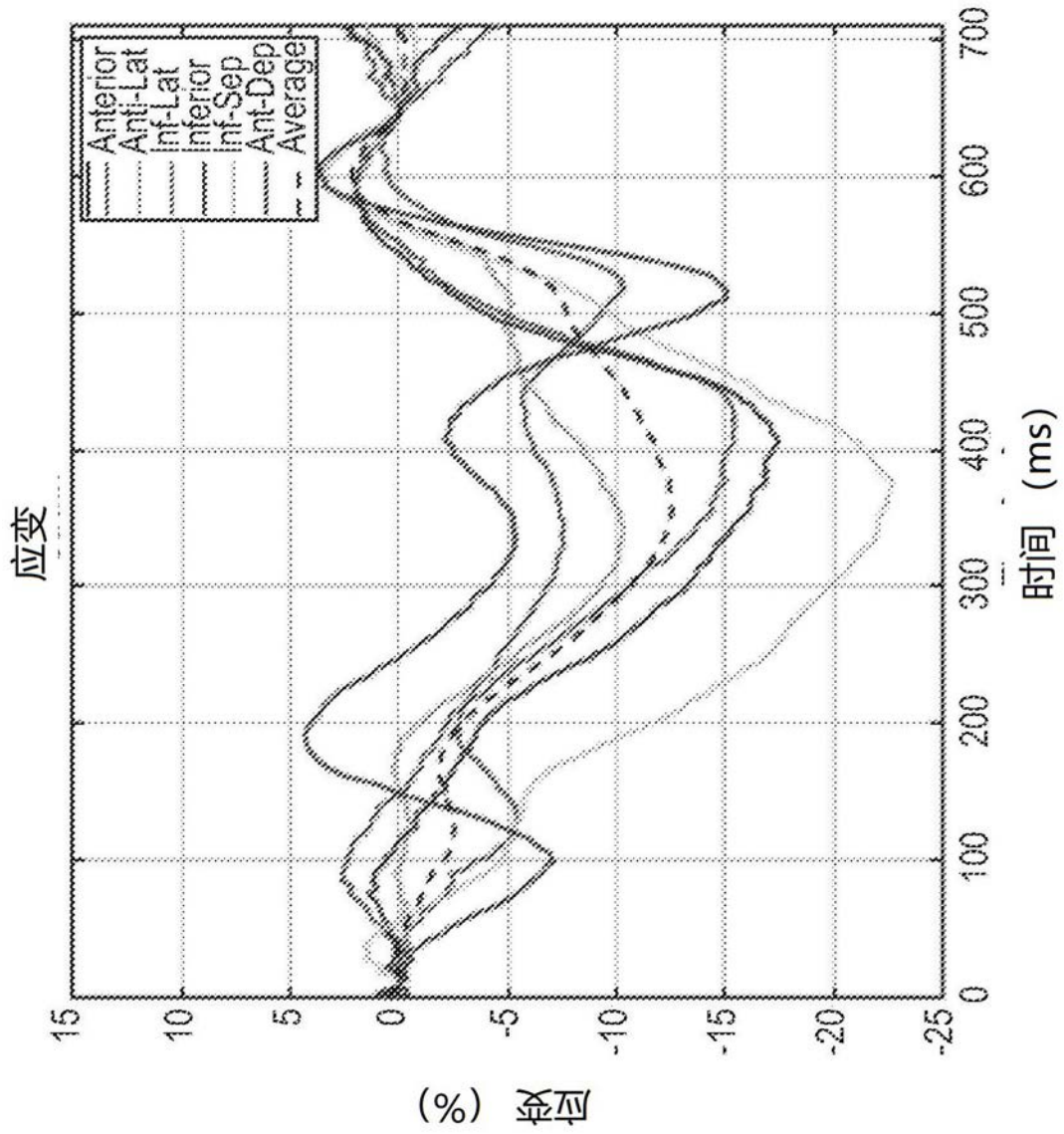


图7A

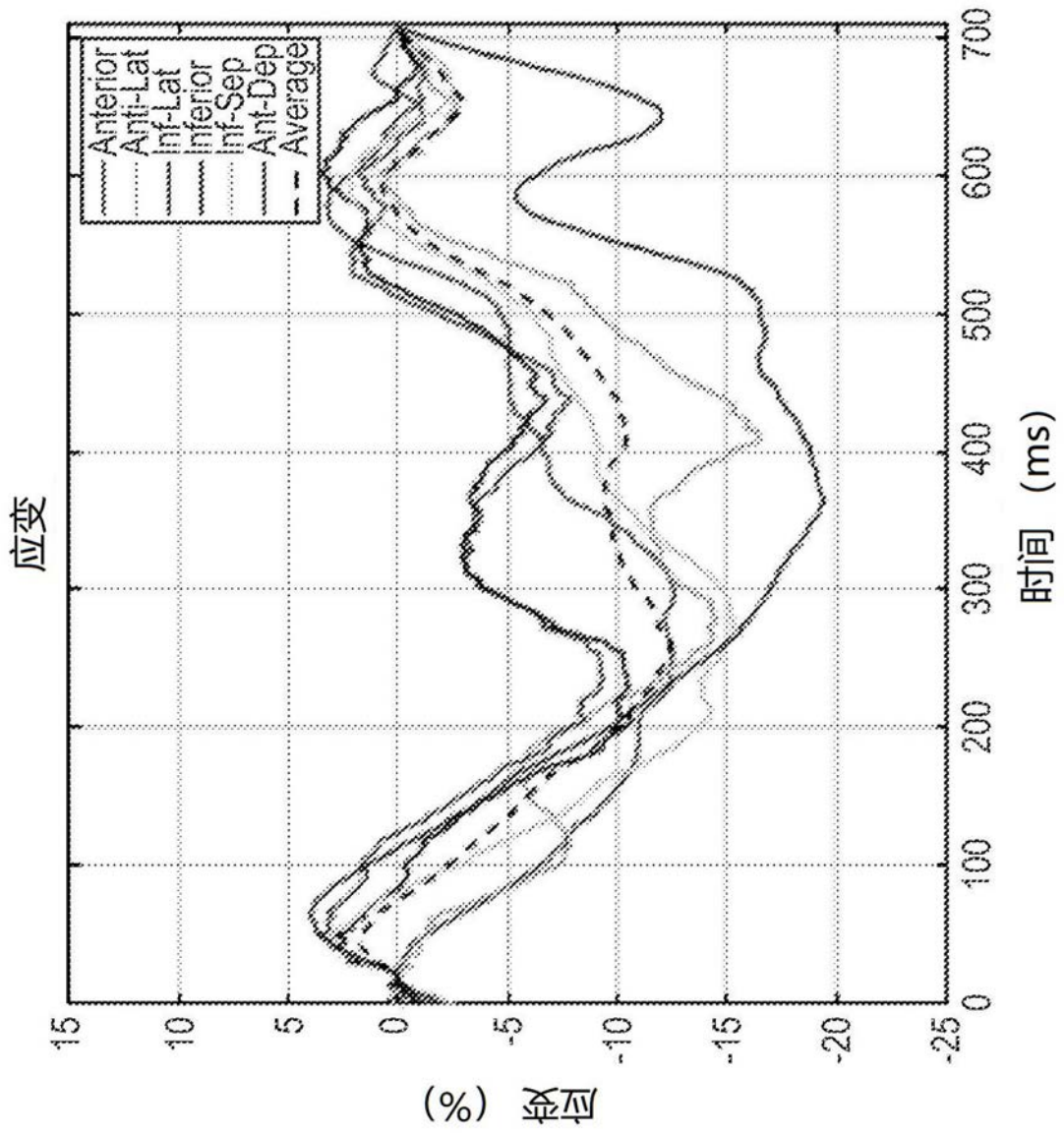


图7B

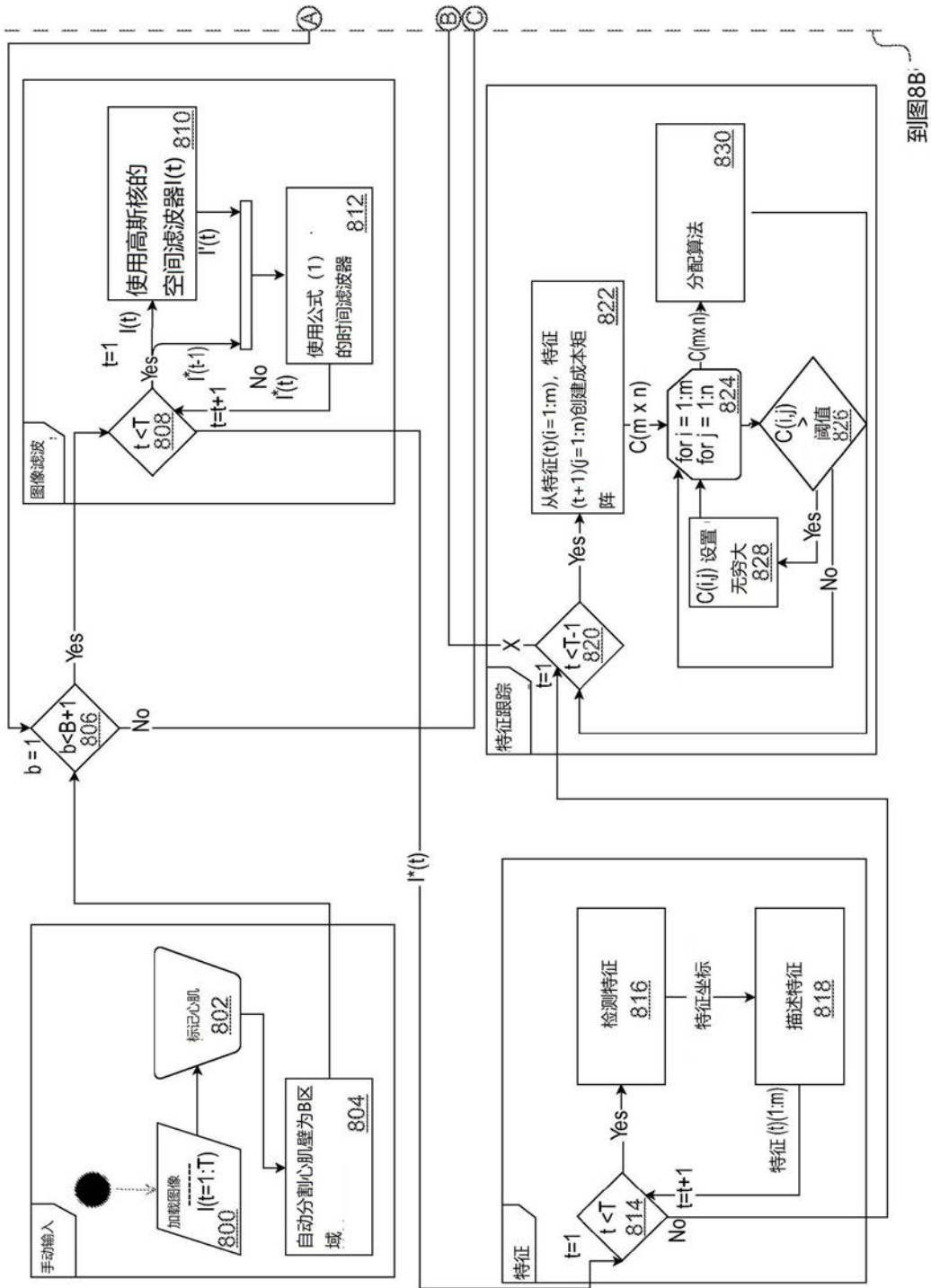


图8A

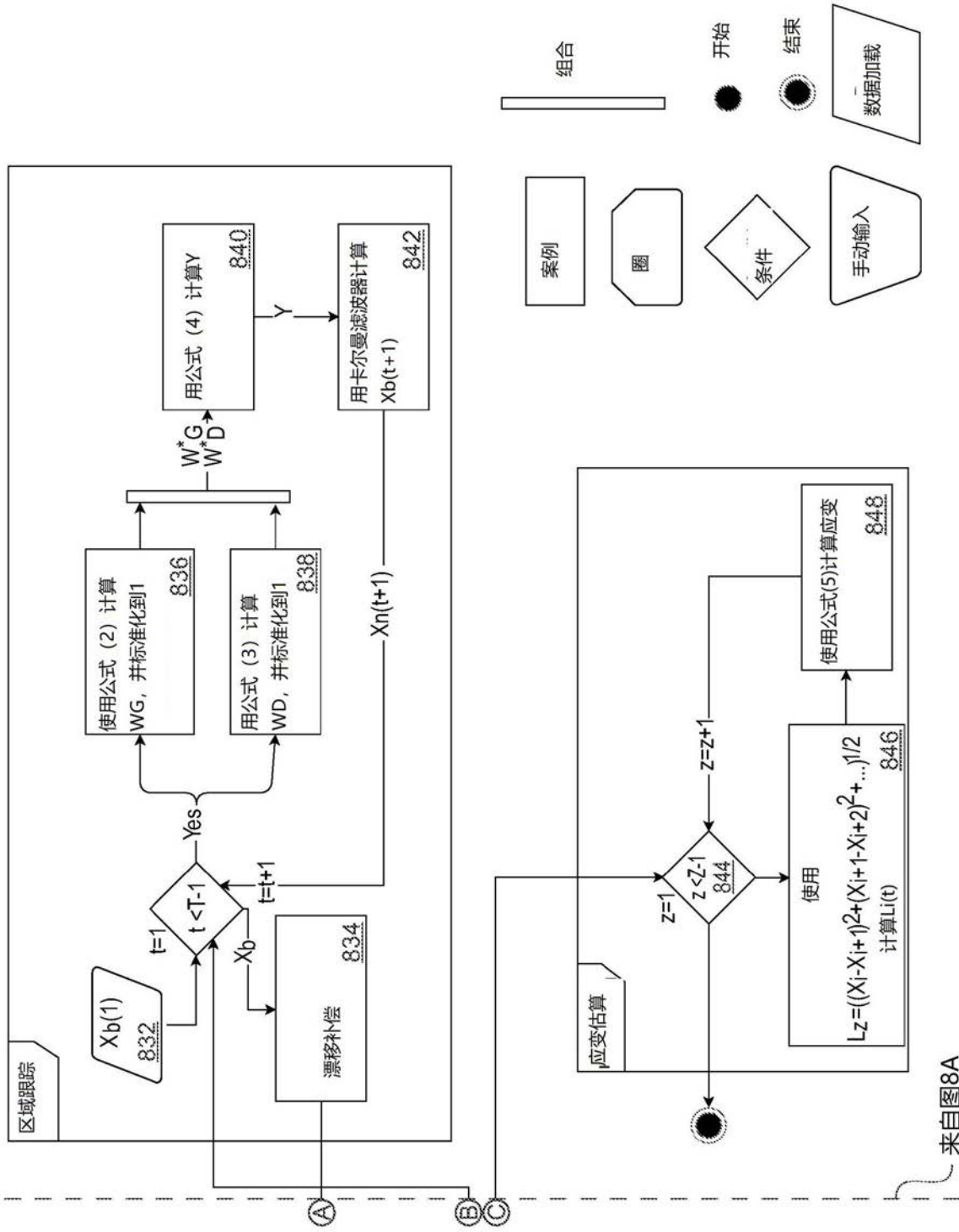


图8B

