



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104244838 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 24

(21) 申请号 201380018982. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 03. 26

A61B 8/08(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/620, 763 2012. 04. 05 US

13/603, 072 2012. 09. 04 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 10. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/059807 2013. 03. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/150992 EN 2013. 10. 10

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 田村正

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司

11225

代理人 黄威 邓玉婷

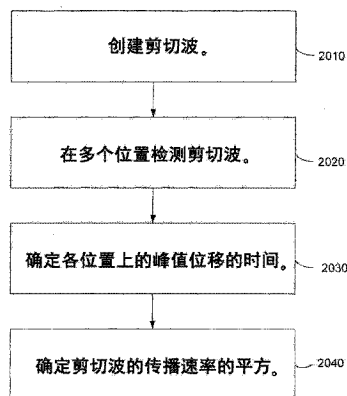
权利要求书8页 说明书13页 附图13页

(54) 发明名称

用于超声波成像的方法和装置

(57) 摘要

将第一超声波脉冲施加到生物组织以在生物组织中创建剪切波, 超声波脉冲发射到生物组织, 从生物组织接收一个或多个超声波信号, 基于接收的一个或多个超声波信号来检测生物组织中的剪切波。确定与检测的剪切波关联的至少一个传播特性, 并显示该确定的至少一个传播特性。



1. 一种方法,包括:

将第一超声波脉冲施加到生物组织,以在所述生物组织中创建剪切波;

发射第二超声波脉冲到所述生物组织中;

从所述生物组织接收响应所述第二超声波脉冲而产生的一个或多个超声波信号;

基于接收的一个或多个超声波信号检测所述生物组织中的所述剪切波;

确定所述剪切波在所述生物组织中的多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间;

以及

基于确定的所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间,来确定剪切波的传播速率的平方。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

对于所述多个位置中的每个位置,用所述距离的平方除以所述时间的平方。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波达到峰值位移的时间包括:

计算所述接收的超声波信号之间的互相关、差值的绝对值之和 (SAD)、差值的平方之和 (SSD)、差值的绝对值的立方之和 (SCD)、或者差值的绝对值的幂之和 (SPD)。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与所述从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与所述从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线和相关系数。

6. 根据权利要求 5 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

确定数个所述多个位置,所述达到峰值位移的时间的平方与对于该数个所述多个位置的所述距离的平方之间的所述相关系数大于预设的阈值;

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到该数个所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的第二回归线;以及

确定所述第二回归线的斜率。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

计算所述剪切波在所述多个位置中的两个位置上达到峰值位移的时间之间的差值的平方;

计算所述多个位置中的所述两个位置之间的距离的平方;以及

用所述距离的平方除以所述时间之间的差值的平方。

8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所述剪

切波的原点达到峰值位移的时间；

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方；

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方；以及

对于所述多个位置中的每个位置做,用所述距离的平方除以所述时间的平方。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所述剪切波的原点达到峰值位移的时间；

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方；

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方；以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线。

10. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所述剪切波的原点达到峰值位移的时间；

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方；

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方；以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线和相关系数。

11. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

选择所述多个位置中的一个位置；

从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所选择的位置上达到峰值位移的时间；

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方；

计算从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方；以及

对于所述多个位置中的每个位置,用所述距离的平方除以所述时间的平方。

12. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

选择所述多个位置中的一个位置；

从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所选择的位置上达到峰值位移的时间；

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方；

计算从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方；以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线。

13. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

选择所述多个位置中的一个位置；

从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所选择的位置上达到峰值位移的时间；

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方；

计算从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方；以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线和相关系数。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

确定数个所述多个位置,所述达到峰值位移的时间与对于该数个所述多个位置的所述距离的平方之间的所述相关系数大于预设的阈值;

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述选择的位置到该数个所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的第二回归线;以及

确定所述第二回归线的斜率。

15. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,确定所述剪切波的传播速率的平方包括:

确定数个所述多个位置,所述达到峰值位移的时间与对于该数个所述多个位置的所述距离的平方之间的所述相关系数大于预设的阈值;

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到该数个所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的第二回归线;以及

确定所述第二回归线的斜率。

16. 一种存储计算机可执行程序代码的非暂时性介质,所述程序代码能够被计算机设备执行用来:

将第一超声波脉冲施加到生物组织,以在所述生物组织中创建剪切波;

发射第二超声波脉冲到所述生物组织中;

从所述生物组织接收响应所述第二超声波脉冲而产生的一个或多个超声波信号;

基于接收的一个或多个超声波信号检测所述生物组织中的所述剪切波;

确定所述剪切波在所述生物组织中的多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间;

以及

基于确定的所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间,来确定剪切波的传播速率的平方。

17. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

对于所述多个位置中的每个位置,用所述距离的平方除以所述时间的平方。

18. 根据权利要求 16 所述的方法,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定所述剪切波达到峰值位移的时间包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

计算所述接收的超声波信号之间的互相关、差值的绝对值之和 (SAD)、差值的平方之和 (SSD)、差值的绝对值的立方之和 (SCD)、或者差值的绝对值的幂之和 (SPD)。

19. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线。

20. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线和相关系数。

21. 根据权利要求 20 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

确定数个所述多个位置,所述达到峰值位移的时间的平方与对于该数个所述多个位置的所述距离的平方之间的所述相关系数大于预设的阈值;

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到该数个所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的第二回归线;以及

确定所述第二回归线的斜率。

22. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

计算所述剪切波在所述多个位置中的两个位置上达到峰值位移的时间之间的差值的平方;

计算所述多个位置中的所述两个位置之间的距离的平方;以及

用所述距离的平方除以所述时间之间的差值的平方。

23. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

从剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所述剪切波的原点达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

对于所述多个位置中的每个位置,用所述距离的平方除以所述时间的平方。

24. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

从剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所述剪切波的原点达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线。

25. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

从剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所述剪切波的原点达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方；以及
计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线和相关系数。

26. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

选择所述多个位置中的一个位置;

从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所选择的位置上达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

对于所述多个位置中的每个位置,用所述距离的平方除以所述时间的平方。

27. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

选择所述多个位置中的一个位置;

从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所选择的位置上达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线。

28. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

选择所述多个位置中的一个位置;

从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所选择的位置上达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线和相关系数。

29. 根据权利要求 28 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

确定数个所述多个位置,所述达到峰值位移的时间与对于该数个所述多个位置的所述距离的平方之间的所述相关系数大于预设的阈值;

计算第所述达到峰值位移的时间的平方与从所述选择的位置到该数个所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的二回归线;以及

确定所述第二回归线的斜率。

30. 根据权利要求 25 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波的传播速率的平方包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

确定数个所述多个位置,所述达到峰值位移的时间的平方与对于该数个所述多个位置

的所述距离的平方之间的所述相关系数大于预设的阈值；

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到该数个所述多个位置中的每个位置的平方之间的第二回归线；以及

确定所述第二回归线的斜率。

31. 一种系统,包括:

存储器设备;

处理器,所述处理器执行存储在所述存储器中的计算机可执行程序代码以使得所述系统:

将第一超声波脉冲施加到生物组织,以在所述生物组织中创建剪切波;

发射第二超声波脉冲到所述生物组织中;

从所述生物组织接收响应所述第二超声波脉冲而产生的一个或多个超声波信号;

基于接收的一个或多个超声波信号检测所述生物组织中的所述剪切波;

确定所述剪切波在所述生物组织中的多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间;

以及

基于确定的所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间,来确定剪切波的传播速率的平方。

32. 根据权利要求 31 所述的系统,其中,确定剪切波的传播速率的平方包括:

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的平方;以及

对于所述多个位置中的每个位置,用所述距离的平方除以所述时间的平方。

33. 根据权利要求 31 所述的系统,其中,确定所述剪切波达到峰值位移的时间包括:

计算所述接收的超声波信号之间的互相关、差值的绝对值之和 (SAD)、差值的平方之和 (SSD)、差值的绝对值的立方之和 (SCD)、或者差值的绝对值的幂之和 (SPD)。

34. 根据权利要求 31 所述的系统,其中,确定剪切波的传播速率的平方包括:

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的平方;以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的平方之间的回归线。

35. 根据权利要求 31 所述的系统,其中,确定剪切波的传播速率的平方包括:

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的平方;以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与所述从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的平方之间的回归线和相关系数。

36. 根据权利要求 35 所述的系统,其中,确定剪切波的传播速率的平方包括:

确定数个所述多个位置,所述达到峰值位移的时间的平方与对于该数个所述多个位置的所述距离的平方之间的所述相关系数大于预设的阈值;

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到该数个所述多个位置中的每个位置的平方之间的第二回归线;以及

确定所述第二回归线的斜率。

37. 根据权利要求 31 所述的系统, 其中, 确定剪切波的传播速率的平方包括:
计算所述剪切波在所述多个位置中的两个位置上达到峰值位移的时间之间的差值的平方;

计算所述多个位置中的所述两个位置之间的距离的平方; 以及
用所述距离的平方除以所述时间之间的差值的平方。

38. 根据权利要求 31 所述的系统, 其中, 确定剪切波的传播速率的平方包括:
从剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所述剪切波的原点达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;
计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方; 以及
对于所述多个位置中的每个位置, 用所述距离的平方除以所述时间的平方。

39. 根据权利要求 31 所述的系统, 其中, 确定剪切波的传播速率的平方包括:
从剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所述剪切波的原点达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;
计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方; 以及
计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线。

40. 根据权利要求 31 所述的系统, 其中, 确定剪切波的传播速率的平方包括:
从剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所述剪切波的原点达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;
计算从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方; 以及
计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线和相关系数。

41. 根据权利要求 31 所述的系统, 其中, 确定剪切波的传播速率的平方包括:
选择所述多个位置中的一个位置;
从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所选择的位置上达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;
计算从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方; 以及
对于所述多个位置中的每个位置, 用所述距离的平方除以所述时间的平方。

42. 根据权利要求 31 所述的系统, 其中, 确定剪切波的传播速率的平方包括:
选择所述多个位置中的一个位置;
从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所选择的位置上达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;
计算从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方; 以及
计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述选择的位置到所述多个位置中的每个

位置的距离的平方之间的回归线。

43. 根据权利要求 31 所述的系统,其中,确定剪切波的传播速率的平方包括:
选择所述多个位置中的一个位置;

从所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间中减去在所选择的位置上达到峰值位移的时间;

计算所述剪切波在所述多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方;

计算从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方;以及

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述选择的位置到所述多个位置中的每个位置的距离的平方之间的回归线和相关系数。

44. 根据权利要求 43 所述的系统,其中,确定剪切波的传播速率的平方包括:

确定数个所述多个位置,所述达到峰值位移的时间与对于该数个所述多个位置的所述距离的平方之间的所述相关系数大于预设的阈值;

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述选择的位置到该数个所述多个位置中的每个位置的所述距离的平方之间的第二回归线;以及

确定所述第二回归线的斜率。

45. 根据权利要求 40 所述的系统,其中,确定剪切波的传播速率的平方包括:

确定数个所述多个位置,所述达到峰值位移的时间与对于该数个所述多个位置的所述距离的平方之间的所述相关系数大于预设的阈值;

计算所述达到峰值位移的时间的平方与从所述剪切波的原点到数个所述多个位置中的每个位置的所述距离的平方之间的第二回归线;以及

确定所述第二回归线的斜率。

46. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定剪切波达到峰值位移的时间包括:

基于接收的超声波信号的 I-Q 信号,计算彩色多普勒频移、彩色多普勒相位或彩色多普勒速率。

47. 根据权利要求 16 所述的介质,其中,所述程序代码能够被计算机设备执行用来确定剪切波达到峰值位移的时间包括,程序代码能够被计算机设备执行用来:

基于接收的超声波信号的 I-Q 信号,计算彩色多普勒频移、彩色多普勒相位或彩色多普勒速率。

48. 根据权利要求 31 所述的系统,其中,确定剪切波达到峰值位移的时间包括:

基于接收的超声波信号的 I-Q 信号,计算彩色多普勒频移、彩色多普勒相位或彩色多普勒速率。

用于超声波成像的方法和装置

技术领域

[0001] 本文描述了一般地涉及超声波成像领域的系统和方法。更具体地,下文描述的实施例涉及在组织中测量剪切波的速率的平方的方法和系统。

背景技术

[0002] 病理状态可能导致软组织比生理状态下显现的状态更加僵硬。因此医生使用触诊来定位身体内僵硬组织的位置,从而辨认出病理状态。例如,众所周知,乳房癌一般比健康的乳房组织硬,能够通过触诊检测到硬块。

[0003] 剪切波在组织中的传播速率的平方与组织的僵硬程度(杨氏模量)具有如下列等式所示的关系,

$$[0004] \quad E = 3 \rho \cdot c^2 \quad (1)$$

[0005] 其中, c 为剪切波的传播速率, E 为杨氏模量, ρ 为组织密度。因此,通过测量穿过组织的剪切波的传播速率的平方能够检测组织中的癌症或其他病理状态。

[0006] 可以通过对组织施加较强的超声波脉冲来在组织内创建剪切波。超声波脉冲可以表现出高振幅和长持续时间(例如,大约100微秒)。超声波脉冲产生推动组织的声辐射力,从而使得组织的各层沿着超声波脉冲的方向滑动。组织的这些滑动(剪切)可以被看作剪切波,其具有低频率(例如,从10到500Hz)且能够在与超声波脉冲的方向垂直的方向上传播。

[0007] 由于组织的动作一般地在轴向(即超声波脉冲的方向),可以使用传统的超声波多普勒技术来检测剪切波。就此而言,超声波多普勒技术是最适于检测轴向速率的技术。可替换地,可以通过测量声辐射力引起的组织位移来检测剪切波。

[0008] 为了准确测量剪切波的传播速率的平方,需要在多个位置检测剪切波。需要一种新的算法来获得剪切波的传播速率的平方的准确测量。

附图说明

[0009] 图1为由声辐射力产生剪切波的示意图;

[0010] 图2为一些实施例的超声波成像系统的示意图;

[0011] 图3为传统的超声波成像系统的示意图;

[0012] 图4为多个超声波发射/接收波束的示意图;

[0013] 图5为一个超声波发射波束和多个超声波接收波束的示意图;

[0014] 图6为剪切波的传播速率的平方的颜色编码;

[0015] 图7为剪切波的传播速率的平方的颜色编码;

[0016] 图8为示出了由声辐射力产生剪切波和剪切波的传播的示意图;

[0017] 图9为示出了剪切波的滑动的示意图;

[0018] 图10为示出了剪切波的传播的示意图;

[0019] 图11为示出了剪切波的传播的示意图;

- [0020] 图 12 为剪切波在组织中的传播速率的平方的颜色编码的图像的一个示例；
- [0021] 图 13 为示出了声辐射力引起的组织的位移的示意图；
- [0022] 图 14 为由 RGB 表征组成的颜色编码条来标度剪切波的速率的平方 c^2 ；
- [0023] 图 15 为示出了关于超声波换能器的超声波坐标系的示意图；
- [0024] 图 16 为示出了在多个位置处随时间改变的位移的示意图；
- [0025] 图 17 为在同质区域内从剪切波的原点到峰值位移的时间的平方相对于距离的平方的绘制示意图；
- [0026] 图 18 为在异质区域内从剪切波的原点到峰值位移的时间的平方相对于距离的平方的绘制示意图；
- [0027] 图 19 为示出了剪切波的原点和测量点的示意图；
- [0028] 图 20 为根据一些实施例的处理的流程图；
- [0029] 图 21 为根据一些实施例的处理的流程图；
- [0030] 图 22 为根据一些实施例的处理的流程图。

具体实施方式

[0031] 将参照附图描述实施例，其中类似的编号始终表示类似的元素。在详细阐释实施例之前，可以理解的是，实施例在本申请中并不限于下文说明书陈述的或附图示出的实例的细节。其他实施例可以各种应用以及各种方式被实现或实施。同样可以理解的是，本文使用的短语和术语是为了说明的目的，而不该认为是限制。本文使用的“包含”、“包括”或“具有”及其变形，旨在囊括其后列出的条目，以及相当于附加的条目。广泛地使用术语“安装”、“连接”和“联接”，囊括全部直接和间接的安装、连接和联接。进一步地，“连接”和“联接”不局限于物理的或机械的连接或联接。

[0032] 通过如图 1 所示的强的超声波脉冲 120 创建声辐射力。超声波脉冲 120 表现出高振幅和长持续时间（例如，大约 100 微秒）。超声波脉冲 120 从超声波换能器阵列 110 发射。超声波脉冲 120 聚焦于生物组织 160 中的焦点 130。可以多次发射超声波脉冲 120，并且对于多个发射的超声波脉冲中的每个，可以聚焦于不同的焦点。

[0033] 组织 160 在超声波脉冲 120 的轴向大都被推动，创建能够在横向或不同于轴向（即，纵向）传播的剪切波 140、150。剪切波 140、150 的传播速率的平方，取决于组织 160 的僵硬度（即，杨氏模量）。如等式 1 所示，组织的僵硬度越大，导致剪切波的传播速率的平方也越大。病理状态（例如，癌），会增加组织的僵硬度，因此这些状态可以通过确定传播速率的平方来确定。例如，剪切波的传播速率的平方，根据组织的状态，可能从 $1\text{m}^2/\text{s}^2$ 到 $100\text{m}^2/\text{s}^2$ 变化。

[0034] 由于剪切波能够通过组织的移动（或动作）表现出来，因此剪切波可以用超声波多普勒技术检测（例如，US4573477、US4622977、US4641668、US4651742、US4651745、US4759375、US4766905、US4768515、US4771789、US4780837、US4799490、以及 US4961427）。为了检测组织的移动（或动作），多次发射超声波脉冲到组织，超声波被组织中的散射体散射，并且被超声波换能器接收作为接收的超声波信号。从超声波阵列换能器接收的超声波信号经过延时和 / 或相位旋转之后被滤波、放大、数字化、变迹和波束成形（即叠加）以便聚焦和导向。这些处理步骤的顺序可以互换。接收的波束成形后的 RF 超声波信号经过正

交解调,形成复数的多普勒 I-Q 信号。在彩色多普勒技术中,超声波以脉冲重复频率 (PRF) 发射,其速率被检测为接收的超声波信号的频率的变化(多普勒频移)。接收的超声波与和发射的超声波频率同频率的同相(0度)和正交(90度)参考信号混合,形成复数的 I-Q 多普勒信号。

[0035] 一般地,复数 I-Q 信号用于得到多普勒频移,因为多普勒频移和血液的速率具有如下关系:

$$[0036] \quad \Delta f = \frac{2f_t v \cos\theta}{c_s} \quad (2),$$

[0037] 其中, Δf 为多普勒频移, f_t 为发射频率, v 为血液的速率, θ 为超声波波束的方向与速度矢量的方向之间的角度,以及 c_s 为声速。多普勒频移取决于速度的方向与超声波波束的方向之间的角度,并且是超声波彩色多普勒系统能够得到的测量结果。

[0038] 在彩色多普勒的情况下,采样信号的个数可以被限制为若干个。因此,自相关技术通常用于确定 I-Q 信号之间的相位差,以及按下述方法确定多普勒频移和速率。彩色多普勒的 I-Q 信号 $z(m) = x(m) + jy(m)$ 用于依照如下等式计算“自相关”R,其中 $z(m)$ 是复数的 I-Q 多普勒信号, $x(m)$ 为同相(实数)信号, $y(m)$ 为正交相位(虚数)信号, m 表示信号的编号, j 为虚数单位,以及 $*$ 表示复共轭。

$$[0039] \quad R = \sum z(m) \cdot z^*(m-1) \quad (3)$$

[0040] R 的实部 (Real(R)) 和虚部 (Imag(R)) 用于根据如下等式得到相位 Φ 。

[0041]

$$\Phi = \tan^{-1} \frac{\text{Imag}(R)}{\text{Real}(R)} \quad (4)$$

[0042] 由于 \tan^{-1} 通常提供的范围只是 -0.5π 到 0.5π , 复数值 R 在复数坐标系中的位置还可以用来得到范围为 $-\pi$ 到 π 之间的 Φ 。相位(即彩色多普勒相位) Φ 与多普勒频移(即彩色多普勒频移)相关,如下等式所示。

[0043]

$$\Delta f = \frac{\Phi f_{PRF}}{2\pi} \quad (5)$$

[0044] 如此,得到接收的复数基带超声波信号之间的自相关 R 以检测组织的速率或移动。

[0045] 通过多个超声波波束(例如,图 5 中的 540、545、550),在组织区域中的多个横向点检测组织移动,以监测移动。该移动体现了剪切波在那些多个横向点(或多个超声波波束)中的运动。因此,剪切波的横向传播速度可以从检测到的组织的移动中确定。

[0046] 可替换地,可以通过测量组织位移来检测剪切波,组织位移由强的超声波脉冲导致的声辐射力引起,如图 13 所示。组织 1310 在施加声辐射之前位于位置 1320,在施加声辐射力之后移动到位置 1330。为了测量强超声波脉冲引起的组织位移,将超声波脉冲从超声波换能器 1305 发射到组织,之后超声波脉冲经过组织中的散射体的散射,返回换能器 1305 并被换能器 1305 接收作为接收的超声波信号。为了增加接收的超声波信号相对于未聚焦的超声波脉冲的信噪比,超声波脉冲在一定深度聚焦。使用从组织中接收的超声波信号的

相关性,可以得到声辐射力引起的组织 1310 的位移 1340(从位置 1320 到位置 1330),并且此后组织 1310 可以被跟踪。在声辐射力创建剪切波之后,超声波脉冲可以由此跟踪剪切波。

[0047] 用在施加声辐射力之前从组织 1310 接收的由第一超声波脉冲形成的超声波信号,与在施加声辐射力之后接收的由第二超声波脉冲形成的超声波信号做互相关,以寻找接收的超声波信号之间的最佳的匹配。可以通过寻找最大相关值来寻找最佳匹配,以跟踪组织及声辐射力引起的组织位移。因此,当观察或测量到组织位移,即检测到剪切波。组织位移和组织速率相互关联,因为组织位移是组织速率 v_s 的时间积分 $\int v_s dt$ 。因此,可以通过计算彩色多普勒速率的时间积分来得到组织位移。接收的超声波信号可以是 RF(射频)信号、IF(中频)信号或解调后的基带信号。可替换地,位移可以进一步微分以得到组织应变,其可以随后用于检测剪切波的传播速率的平方。

[0048] 前述的信号的互相关 $CC(t, \tau)$ 可以被数学化地表述如下,

$$[0049] \quad CC(t, \tau) = \int^{+w} S_1(t') S_2(t' - \tau) dt' \quad (6)$$

[0050] 其中, $CC(t, \tau)$ 互相关; $S_1(t')$ 由第一超声波发射而接收的信号; $S_2(t' - \tau)$: 由第二超声波发射而接收的超声波信号; w : 窗长度; t : 时间, t' : 时间; τ : 时间位移。形成最大互相关(或最佳匹配)的时间位移值 τ 确定了组织位移。可以在互相关之前执行使用插值函数(例如,三次样条曲线)的信号插值,以增加空间分辨率。

[0051] 互相关可以被如下的差值的绝对值之和(SAD)、差值的平方之和(SSD)、差值的绝对值的立方之和(SCD)、或者差值的绝对值的幂之和(SPD)代替。

$$[0052] \quad SAD[l, k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]| \quad (7)$$

$$[0053] \quad SSD[l, k] = \sum_{n=0}^N (S_1[l+n] - S_2[l+n-k])^2 \quad (8)$$

$$[0054] \quad SCD[l, k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]|^3 \quad (9)$$

$$[0055] \quad SPD[l, k] = \sum_{n=0}^N |S_1[l+n] - S_2[l+n-k]|^p \quad (10)$$

[0056] S_1 为在位移前由第一超声波发射而接收的超声波信号, S_2 为在位移之后由第二超声波发射而接收的超声波信号。 N : 在信号窗内的信号的个数。 k : 由信号的个数和 τ 的当量决定的窗位移。 l : 窗的位置。 p 为实数。对于 SAD、SSD、SCD 和 SPD, 组织位移基于 k 的值来确定, 其使得 SAD、SSD、SCD 和 SPD 中每个最小(或最佳匹配)。

[0057] 图 8 和图 9 详细示出了剪切波的产生和检测。来自超声波换能器 810、910 的强的超声波脉冲 820 一次或多次施加到组织 860、960, 以增大超声波脉冲产生的声辐射力引起的剪切波的振幅。剪切波在组织中衰减很快, 因此振幅越大会导致传播距离越长。一个或多个超声波脉冲可以在一个焦点或不同的焦点上聚焦。超声波脉冲创建推动组织层的声辐射力, 产生大都沿着轴向(垂直)的组织移动 830、910, 如图 9 所示。组织的层的移动 910 引起相邻的组织的层大都沿着轴向移动 920、925。组织层的移动 920、925 接下来依次引起相邻的组织的层的移动 930、935, 其又引起相邻的组织层的移动 940、950。这种组织移动的

连续表现为剪切波沿横向（水平）的传播 840、850，如图 8 所示。由于声辐射力引起的组织移动（或动作）大都沿轴向，因此可通过彩色多普勒技术检测该动作，彩色多普勒技术对沿轴向的动作较敏感。

[0058] 例如，彩色多普勒技术发射和接收若干个超声波脉冲，确定接收的超声波信号之间的相位差，并使用前文论述的本领域公知的自相关技术计算组织或血液的速率。除了速率之外，还可以计算彩色多普勒信号的方差和幂。正如在对移动的组织 and 血液的传统的显示中，这些参数中的任何一个可以被用来显示剪切波，如图 10、11 所示。假设剪切波 1040 (1140)、1050 (1150) 是在表示某个特定时间的彩色多普勒帧中确定，剪切波 1060 (1160)、1070 (1170) 是在下一个时刻或在下一帧中确定。可以得到更多的图像帧以跟踪剪切波，并创建剪切波传播的影像。在可替换的实施例中，声辐射力引起的组织位移能够被检测。

[0059] 图 10 和 11 描绘了剪切波在两个时间点的传播。局部的剪切波的传播速率的平方，如箭头 1080、1090 所示，可以通过将两个时间点的剪切波的两幅图关联来得到。更多的剪切波的图像帧可以被用于跟踪剪切波在更多的图像区域的传播，从而以二维图像的方式表现局部的剪切波的传播速率，如下所述。

[0060] 第一帧信号 S^1 和第二帧信号 S^2 之间的相关系数 (CCV)，可以由斑点跟踪而得到，如下式所示，

$$[0061] \quad CCV(S^1, S^2) = \frac{\sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x,z}^1 - \bar{S}^1)(S_{x+X,z+Z}^2 - \bar{S}^2)}{\sqrt{\sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x,z}^1 - \bar{S}^1)^2 \cdot \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x+X,z+Z}^2 - \bar{S}^2)^2}} \quad (11)$$

[0062] 其中 $S_{x,z}^1$ 为在第一帧的 x, z 点的超声波信号， $S_{x+X,z+Z}^2$ 为在第二帧的 $x+X, z+Z$ 点的超声波信号， \bar{S}^1 为第一帧信号在窗内的信号平均值， \bar{S}^2 为第二帧信号在窗内的信号平均值。图 15 示出了相对于超声波换能器 1510 的坐标系 (x, y, z) 。竖轴 y 垂直于图 15 的纸面，但其为了表示的目的以略微不同的方式示出。

[0063] 确定产生最大相关系数的位移 X, Z ，然后确定位移的平方，再除以第一和第二帧的信号之间的时间的平方，以得到剪切波的传播速率的平方。

[0064] 与 1D 情况类似，相关系数可以被如下的差值的绝对值之和 (SAD)、差值的平方之和 (SSD)、差值的绝对值的立方之和 (SCD)、或者差值的绝对值的幂之和 (SPD) 代替。

$$[0065] \quad SAD[S^1, S^2, X, Z] = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S_{x,z}^1 - S_{x+X,z+Z}^2| \quad (12)$$

$$[0066] \quad SSD[S^1, S^2, X, Z] = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n (S_{x,z}^1 - S_{x+X,z+Z}^2)^2 \quad (13)$$

$$[0067] \quad SCD[S^1, S^2, X, Z] = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S_{x,z}^1 - S_{x+X,z+Z}^2|^3 \quad (14)$$

$$[0068] \quad SPD[S^1, S^2, X, Z] = \sum_{x=1}^m \sum_{z=1}^n |S_{x,z}^1 - S_{x,x+z}^2|^p \quad (15)$$

[0069] p 为实数 ; m 和 n 为整数。2D 的斑点跟踪可以用 1D 的斑点跟踪来近似,以得到剪切波的传播速率的平方。其数学表达式与位移测量中使用的类似。

[0070] 可替换地,剪切波等式 (16) 可以被用来得到剪切波的传播速率的平方,如下,

$$[0071] \quad \rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2} = \mu \left(\frac{\partial^2 u_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_i}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_i}{\partial z^2} \right) \quad (16)$$

[0072] 其中, $i = x, y, z$, ρ 为组织密度, μ 为剪切模量, u_i 为位移矢量, x 为横坐标, y 为纵坐标, z 为轴坐标,如图 15 所示。对于不可压缩的物质,杨氏模量 E 和剪切模量 μ 具有如下关系。

$$[0073] \quad E = 3\mu \quad (17)$$

[0074] 因此,剪切波的传播速率的平方可以根据如下等式用剪切模量和密度的比得到。

$$[0075] \quad c^2 = \frac{\mu}{\rho} \quad (18)$$

[0076] 等式 16 中的任一个位移分量 u_z 可以通过前文论述的互相关来确定。结合等式 16 的 z 分量和等式 18,剪切波的传播速率的平方通过如下方法获得,

$$[0077] \quad c^2 = \frac{\frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2}}{\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2}} \quad (19)$$

[0078] 因此,剪切波的传播速率的平方,用位移对时间的二阶导数与位移对空间的二阶导数之比来得到。由于相比于其他空间导数,位移在纵向的空间导数 $\frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2}$ 可认为是可忽略的,因此剪切波的传播速率的平方可以通过其他的测量值得到。

[0079] 可以频繁地监视和跟踪剪切波,即以快的速率或帧速率。为了加快帧速率,如图 5 所示,可以发射宽的、聚焦的超声波脉冲 520,并且可以同时接收多个超声波信号 540、545、550。接收的超声波波束,如前文所述,被用来检测剪切波并由此得到剪切波的传播特性(即,速率的平方)。在剪切波的检测过程中,发射的聚焦的超声波波束 520 可以是特别适合于维持接收的超声波波束的良好信噪比的超声波波束。

[0080] 在一些实施例中,多个超声波波束(脉冲)同时施加并发射到组织区域,接收每次发射的超声波脉冲的多个超声波波束(脉冲)以提高帧速率,如图 4 所示。在图 4 中,超声波脉冲 420、430 从超声波换能器阵列 410 同时发射到生物组织 480。对每个发射的超声波脉冲 420、430,同时接收到多个超声波接收信号 440、445、465、460、465、470。可以同时或者在大体相同的时间发射多个超声波脉冲。可以同时发射多个超声波脉冲。或者可以在第一超声波脉冲发射之后、在第一超声波脉冲从超声波区域的最深处返回超声波换能器之前,发射第二超声波脉冲。该发射方法提升了帧速率。

[0081] 图 4 示出了两个同时发射的超声波脉冲的示例,多于两个的发射的超声波脉冲也

可以适用。在一些实施例中,可以发射编码后的超声波的波形,以便同时的多个超声波信号之间更好的隔离。例如,可以使用啁啾(chirp)编码、巴克(Barker)编码、戈莱(Golay)编码或哈德玛(Hadamard)编码以得到超声波脉冲的更好的隔离。再次使用前述的方法对接收的信号进行分析,以确定在多个点的组织移动,从而得到剪切波的传播特性。

[0082] 可以基于在成像区域中的多个点检测到的动作(或速率)来创建剪切波的图像。随后发射/接收的超声波序列可以适时地创建在多个点剪切波的多幅图像。然后按照前文论述的方法计算剪切波的图像之间的相关以得到剪切波的传播速率的平方。可替换地,确定声辐射力引起的组织位移,并且通过该位移对时间的二阶导数与该位移对空间的二阶导数之比来计算剪切波的传播速率的平方。

[0083] 在一些实施例中,可以显示检测的剪切波的传播速率的平方(c^2)。更方便地,剪切波的传播速率的平方(c^2)可能比传播速率(c)更紧密地关联于杨氏模量或剪切模量,如等式 1 所示。因此,传播速率的平方(c^2)能够有效地反映实际的僵硬程度。在一些实施例中,传播速率的平方(c^2)被乘以 3 之后被显示。如果组织密度接近 $1\text{g}/\text{cm}^3$,该数值(即, $3c^2$)接近杨氏模数。在一些实施例中,任意实数(b)和传播速率的平方(c^2)的乘积(bc^2)可以被显示。确定实际的僵硬程度是困难和易错的,因为组织的密度是未知的且必须估计。

[0084] 可以采用颜色编码技术、灰度编码技术或图形编码技术来向用户表示剪切波的传播特性(即,速率的平方 c^2)。在一些实施例中,剪切波在组织中的传播速率的平方(c^2)以二维彩色图像显示。在一些实施例中,图形编码和/或二维图像也可以用来表示传播速率的平方 c^2 。

[0085] 剪切波的传播速率的平方 c^2 的低值可以使用红色编码, c^2 的高值可以用蓝色编码。例如,图 6 示出了一个图例,表示红色组织区域包括与低 c^2 值(例如, $1\text{m}^2/\text{s}^2$)关联的剪切波,蓝色组织区域包括与高 c^2 值(例如, $100\text{m}^2/\text{s}^2$)关联的剪切波。实施例不限于基于色彩的编码。剪切波在组织内的传播特性的图像,可以用灰度编码,或者图形图样(例如,垂直线、水平线、剖面线、不同密度的点图样等)和颜色的任何组合编码。

[0086] 确定了传播速率的平方(c^2)之后,如图 6 所示,可以对 c^2 进行关于颜色波长的线性编码。例如,如果在组织区域中的 c^2 被确定为 $50\text{m}^2/\text{s}^2$,该组织区域可以被显示为黄色 630。

[0087] 可替换地,剪切波的传播速率的平方(c^2)的颜色编码可以被定义为如图 7 所示。与剪切波的传播速率的平方的低值关联的组织区域可以被显示为蓝色 710,与速率的平方的高值关联的区域可以被显示为红色 720。也可以用不同的颜色编码方式来表示剪切波的传播速率的平方(c^2)。例如,颜色编码可以基于色度、亮度以及其他颜色特征。颜色编码的标度表示剪切波的传播速率的平方,其最大值和最小值可以与图 6、7 所示的不同。就此而言,图 6 和图 7 中的速率平方的最大值 $100\text{m}^2/\text{s}^2$ 和速率平方的最小值 $1\text{m}^2/\text{s}^2$,仅为了示意的目的,并不限制权利要求的范围。其他值也可以表示编码标度的最大值和最小值。

[0088] 基于红色、绿色和蓝色(RGB)的值的颜色编码,可以用来表示剪切波的传播速率 c 或速率平方(c^2),如图 14 所示。在本例(图 14)中,剪切波在组织中的传播速率的平方(c^2)按照颜色编码条 1410 来表示,其中颜色编码条 1410 基于 RGB 值 1420、1430 和 1440。剪切波的传播速率的平方在本例中具有 256 中可能的值,在颜色编码条 1410 中表示为 256 种颜色。最小的速率平方 $c^2(0)$ 1412 表示为由 R(0) 1422、G(0) 1432 和 B(0) 1442 的组合组

成的颜色。中间的速率平方 c^2 (127) 1415 表示为由 R(127) 1425、G(127) 1435 和 B(147) 1445 的组合组成的颜色。最大的速率平方 c^2 (255) 1418 表示为由 R(255) 1428、G(255) 1438 和 B(255) 1448 的组合组成的颜色。在本例中，R(255) 只表示红色编号为 255 的红色，而不必须表示值为 255 的红色（即最亮的红色）。同样地，G(255) 表示绿色编号为 255 的绿色，以及 B(255) 表示蓝色编号为 255 的蓝色。

[0089] 可替换地，红色、绿色、蓝色和黄色可以用来定义颜色编码条。可替换地，也可以使用基于色度的颜色编码条。

[0090] 图 12 表示一个显示剪切波在人体软组织（例如，乳房）内的传播速率的平方 c^2 的颜色编码图像 1260 的实例。示出了颜色编码标度 1250，其中，颜色编码 1210（即，表示为红色，虽然在该黑白文档中显示为白色）表示较低的剪切波的传播速率的平方的值，颜色编码 1220（即，表示为蓝色，虽然在该黑白文档中显示为剖面线）表示较高的剪切波的传播速率的平方的值。

[0091] 基于编码标度 1250，可以看出颜色编码的图像 1260 包括传播速率的平方 c^2 较高的区域 1280。由于剪切波的传播速率的平方 c^2 与杨氏模量成正比，区域 1280 对应的组织区域很可能是硬的。由于肿瘤通常是硬的，图像 1260 可以表示病理状态。

[0092] 颜色编码方法对包括具有高传播速率的平方值的剪切波的区域，和包括具有低传播速率的平方值的剪切波的区域，提供了有效的区分。颜色编码方法因此允许在软组织区域中辨识硬组织区域。显示剪切波的传播速率的平方的图像，可以与常规的超声波图像结合（例如重叠），例如 B 模式图像，或 B 模式图像与彩色多普勒图像和 / 或频谱多普勒图像的结合。可替换地，剪切波的传播速率的平方可以数字化地显示。在一些实施例中，剪切波的传播速率的平方可以被用灰度标度显示，或者给予其他图形编码方式（例如，使用图样而不是颜色）显示。例如，使用灰度编码方法，剪切波的传播速率的平方的低值可以显示为黑色或深灰色，而剪切波的传播速率的平方的高值可以被显示为浅灰色或白色。

[0093] 在一些实施例中，第一超声波脉冲施加到生物组织来创建剪切波。第二超声波脉冲发射到生物组织。从生物组织接收在生物组织中产生的一个或多个超声波信号。基于接收的一个或多个超声波信号来检测生物组织中的剪切波。确定剪切波在生物组织中的多个位置中的每个位置达到峰值位移的时间。基于确定的剪切波在多个位置中的每个位置达到峰值位移的时间，来确定剪切波的传播速率的平方。

[0094] 在一些实施例中，第一超声波脉冲施加到生物组织来创建剪切波。第二超声波脉冲发射到生物组织。从生物组织接收在生物组织中产生的、响应第二超声波脉冲的第一超声波信号。第三超声波脉冲发射到生物组织。从生物组织接收在生物组织中产生的、响应第三超声波脉冲的第二超声波信号。基于接收的第一和第二超声波信号检测生物组织中的剪切波。确定剪切波在生物组织中的多个位置中的每个位置达到峰值位移的时间。基于确定的剪切波在多个位置中的每个位置达到峰值位移的时间，来确定剪切波的传播速率的平方。

[0095] 在一些实施例中，可通过只在两点检测剪切波来得到剪切波的传播速率的平方。图 19 示出了剪切波的原点 1910。根据一些实施例，确定剪切波在两点 1930 和 1940 之间转移的时间 (t)。例如，可以通过测量在点 1930 上峰值组织位移与点 1940 上峰值组织位移之间的时间的流逝量，来确定转移的时间 (t)。两点 1930 和 1940 之间的距离 (d) 也可以被

确定。然后通过用距离的平方 d^2 除以时间的平方 t^2 来确定剪切波的传播速率的平方 (c^2), 如下,

$$[0096] \quad c^2 = \frac{d^2}{t^2} \quad (20)$$

[0097] 在一些实施例中, 可以通过在多个点检测剪切波并确定两点之间的距离及转移的时间, 来精确地得到剪切波的传播速率的平方。如上所述, 图 19 示出了剪切波的原点 1910 和多个点 1910、1930、1940、1950 和 1960。如图 19 所示, 可以通过在剪切波的原点 1910 发射强的超声波脉冲来创建剪切波 1920。

[0098] 第一接收的超声波信号和第二接收的超声波信号之间的互相关、SAD、SSD、SCD、或 SPD, 可以被用来跟踪组织位移, 正如前文所论述的。第一接收的超声波信号可以在剪切波创建之前作为参考信号被获得, 而第二接收的超声波信号可以再剪切波创建之后被获得。组织位移是与使等式 (6) 中的互相关 $CC(t, \tau)$ 最大化的时间位移对应的距离。对于等式 (7)、(8)、(9) 和 (10) 中的 SAD、SSD、SCD、或 SPD, 使得 SAD、SSD、SCD、或 SPD 最小的窗位移对应的距离为组织位移, 如前文所述。在一些实施例中, 参考信号可以在剪切波创建之后获得。剪切波也可以在剪切波的原点 1910 被检测和监测。从剪切波的原点到每个测量点的距离表示为 d_0 、 d_1 、 d_2 、 d_3 和 d_4 , 如图 19 所示。例如, d_0 为 0。

[0099] 在一些实施例中, 如前文所论述的, 彩色多普勒速率、彩色多普勒频移或彩色多普勒相位 (如等式 2、3、4 和 5 所示), 可以基于接收的超声波信号的 I-Q 信号来计算, 以便跟踪组织位移, 由此来确定达到峰值位移的时间。彩色多普勒速率 (或彩色多普勒频移、彩色多普勒相位) 的时间积分得出组织位移, 如前文所论述的。等式 2 中的角度 θ 在该情况下可以被认为是零 (0) 度。

[0100] 图 16 示出了在组织中的多个点 (每个点被分别带有标签的曲线所描绘) 观察剪切波时, 组织位移相对于时间 (X 轴) 的改变 (Y 轴)。图 16 示出了从剪切波的原点到多个点的达到峰值位移的时间。从剪切波的原点到多个点的距离 (即, d_0 、 d_1 、 d_2 、 d_3 、 d_4) 平方之后 (d^2 , X 轴), 相对于达到峰值位移的时间的平方 (t^2 , Y 轴) 画出, 如图 17 所示, 以便于测量剪切波的传播速率的平方。就此而言, 剪切波的传播速率的平方, 通过组织的密度, 直接相关于组织的僵硬性或杨氏模量, 如等式 1 所示。得到介于距离的平方和时间的平方之间的回归线, 如图 17 所示, 以便于增加测量的准确度。

[0101] 回归线是通过将误差最小化而与变量 X 和 Y 紧密相关的线。变量 X (X_i : 实际的剪切数据采样) 和变量 Y (Y_i : 实际的应变数据采样) 在某个图像点 (像素) 假定通过回归线相关; 例如,

$$[0102] \quad Y = aX + b \quad (21)$$

[0103] 得到能够使误差之和最小化的 a 和 b, 如下,

$$[0104] \quad \Sigma (Y_i - aX_i - b)^2 \quad (22)$$

[0105] 其中, 误差 (error) 是指用回归线给定的 X_i 通过该回归线估计的 Y 值 Y_{est} 与实际的数据采样 Y_i 之间的差值, 如下,

$$[0106] \quad Y_{est} = aX_i + b \quad (23)$$

$$[0107] \quad Error = Y_i - Y_{est} \quad (24)$$

[0108] 剪切波的传播速率的平方可以通过只在两个点检测剪切波, 通过测量距离已知为

d 的两个点之间的时间 (t) 来确定。然而,如果组织是同质的并始终展示相同的剪切波的特性(即,剪切波的传播速率的平方),使用多于两个点可以提升测量的准确度。因此,可以在距离的平方 d^2 和时间的平方 t^2 之间获得回归线,以用来确定剪切波的传播速率的平方 c^2 。回归线的斜率(或斜率的倒数)可以表示剪切波的传播速率的平方。

[0109] 然而,即使在剪切波的原点 1910,从剪切波创建的起始达到峰值位移的时间可能并不恰好是 0,导致了偏移时间。因此,如图 17 所示,回归线与图的原点 (0,0) 可以是不相交的,导致了从图的原点 (0,0) 偏移。因此,回归线可以符合如下的等式,假设 t^2 作为 Y 轴且 d^2 作为 X 轴。

$$[0110] \quad Y = aX + b \quad (25) \text{ 或}$$

$$[0111] \quad t^2 = ad^2 + b \quad (26)$$

[0112] 因此,回归线的斜率的倒数 $1/a$ 可以表示剪切波的传播速率的平方。

[0113] 在一些实施例中,在计算在多个位置中的每个位置处达到峰值位移的时间的平方之前,可以从在多个位置中的每个位置处达到峰值位移的时间中减去在剪切波的原点处达到峰值位移的时间。该处理可以消除如前文所论述的回归线在原点的偏移 (b)。该处理可以改善测量的准确度。

[0114] 组织可以是异质的,从一点到另一点可以展示各种僵硬程度以及各种剪切波的传播速率的平方的值。图 18 示出了这种异质的组织。计算介于时间的平方和距离的平方之间的相关系数。

[0115] 数据采样 X_i 和数据采样 Y_i 之间的相关系数 r 通过如下公式获得,

$$[0116] \quad r = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (27)$$

[0117] 其中 \bar{X} 和 \bar{Y} 分别是 X_i 和 Y_i 的平均值。

[0118] 如果相关系数小于预设的阈值,对于这些用于计算相关系数的数据得不出回归线。回归线只用那些与适当高的相关系数关联的数据得出。在图 18 中,在右边的一个数据值 1810 表示与左边的四个数据值不同的僵硬程度以及不同的剪切波的传播速率的平方,导致其具有比图 17 所示的较低的相关系数。因此,在右边的该数据值 1810 被排除,只有左边的四个数据值用来得出回归线和相关系数。在一些实施例中因此得到对剪切波的传播速率的平方的改善的测量值。

[0119] 图 20 为根据一些实施例的处理的流程图。在 2010,创建剪切波。在 2020,在多个位置检测剪切波。在 2030,确定各位置上达到峰值位移的时间。在 2040,基于确定的达到峰值位移的时间来确定剪切波的传播速率的平方。

[0120] 图 21 为根据一些实施例的处理的流程图。在 2110,创建剪切波。在 2120,在多个位置检测剪切波。在 2130,确定各位置上达到峰值位移的时间。在 2140,确定在多个位置中的每个位置处达到峰值位移的时间的平方 t^2 。在 2140,确定到每个测量点的距离的平方 d^2 。在 2150,对多个位置中的每个位置,将 d^2 除以 t^2 ,以得到剪切波的传播速率的平方 c^2 。

[0121] 在一些实施例中,在图 22 的流程图的 2210 创建剪切波。在 2220,在多个位置检测

剪切波。确定各位置上达到峰值位移的时间。确定多个位置中的每个位置上达到峰值位移的时间的平方 t^2 。在 2250, 确定从剪切波的原点到测量位置的距离的平方 d^2 。在 2250, 得到确定的 t^2 与 d^2 的值之间的回归线和相关系数。如果相关系数大于阈值 (2260), 在 2280 通过计算回归线的斜率来确定剪切波的传播速率的平方 c^2 。如果相关系数不大于阈值 (2260), 在 2270, 在数据集合中丢弃在离剪切波的原点最远的位置得到的达到峰值位移的时间。流程返回到 2250, 基于新的数据集合得到新的回归线以及新的回归系数, 并且继续上述流程, 直到导致丢弃在离剪切波的原点次远的位置得到的达到峰值位移的时间, 并再次返回到 2250。

[0122] 在一些实施例中, 接近剪切波原点的测量点, 例如测量点 1930, 可以被用作参考位置, 可以执行下述新的计算方式来得到剪切波的传播速率的平方。

[0123] 首先, 选择测量位置中的一个。其次, 确定从该选择的位置到多个测量位置中的每个位置的距离。计算从该选择的位置到多个测量位置中的每个位置的距离的平方。该过程将会在下文的段落中详细论述。将从剪切波的原点 1910 到测量点 1930 的距离 d_1 从这些距离中减掉, 使得距选择的位置的新距离为 0。还从到每个测量点 1940、1950 和 1960 的距离中减掉距离 d_1 。同样的, 如前所述, 在每个测量点 1940、1950 和 1960 达到峰值位移的时间中减去在点 1930 (或选择的位置) 达到峰值位移的时间。然后计算每个测量点 1940、1950 和 1960 达到峰值位移的时间的平方。同样, 也计算从选择的位置 1930 到每个测量点的距离的平方。在一些实施例中, 用到任何一个测量点的距离的平方除以在该测量点达到峰值位移的时间的平方, 以得到剪切波的传播速率的平方, 如处理步骤 2150。

[0124] 在剪切波到达选择的位置之前得到的测量数据 (例如, 在剪切波原点 1910 的数据) 可以从数据集合中丢弃, 因为对于现述的处理来说不需要它们。在一些实施例中, 根据前述方法对新数据集合确定回归线, 得到回归线斜率的倒数从而得到剪切波的传播速率的平方。在一些实施例中, 如前所述, 对新的数据集合确定回归线和相关系数。如果相关系数大于预设的阈值, 则得到该回归线的斜率的倒数从而得到剪切波的传播速率的平方。如果相关系数小于预设的阈值, 则丢弃最远离选择的位置的数据。然后确定新的回归线和相关系数。可以重复该过程直到确定的相关系数大于阈值, 此后以如图 22 所示的过程确定剪切波的传播速率的平方。

[0125] 在上文的论述中, 使用峰值位移来测量剪切波从一个位置到另一个位置的转移 (渡越) 时间。可以使用其他的位移特性来测量转移时间, 例如, 如图 16 所示的位移曲线的前部 (leading) 正斜率。位移的时间导数的最大值也可以用来测量剪切波从一个位置到另一个位置的转移时间。

[0126] 在上文的论述中, 从剪切波产生的起始确定剪切波达到峰值位移的时间。该时间可以从创建剪切波的超声波脉冲发射来准确地确定。在一些实施例中, 该时间可以从超声波脉冲到达脉冲的焦点或剪切波的原点的时间来确定。在一些实施例中, 剪切波达到峰值位移的时间可以从适时的任意点确定。

[0127] 图 3 示出了传统的超声波诊断成像系统的框图, 该系统具有 B 模式成像、多普勒频谱和彩色多普勒成像光能。该系统可以包括其他成像模式, 例如, 弹性成像、3D 成像、实时 3D 成像、组织多普勒成像、组织谐波成像、对比成像及其他。超声波信号从超声波探头 330 发射, 该超声波探头 330 通过发射 / 接收开关 320 而由发射器 / 发射波束成形器 310 驱动。

探头 320 可以包括超声波换能器元件阵列,其以不同的时间延迟由发射器 / 发射波束成形器 310 单独地驱动,以使得发射的超声波波束聚焦并被导向。接收波束成形器 340 通过开关 320 接收从探头 330 接收的超声波信号,并处理信号 325。接收波束成形器 340 对信号施加延时和 / 或调相,将得到的信号相加以聚焦和导向为接收的超声波波束。接收波束成形器 340 还可以应用变迹、放大和滤波。

[0128] 将经处理的信号 345 耦合到多普勒频谱处理器 350、彩色多普勒处理器 360 和 B 模式图像处理器 370。多普勒频谱处理器 350 包括多普勒信号处理器和频谱分析仪,其处理多普勒流的速率信号并计算和输出多普勒频谱 355。彩色多普勒处理器 360 处理接收的信号 345,计算并输出速率、功率和方差信号 365。B 模式图像处理器 370 处理接收的信号 345,计算并输出 B 模式图像 375 或通过幅度 (振幅) 检测输出信号的幅度。

[0129] 多普勒频谱信号 355、彩色多普勒处理器信号 (速率、功率和方差) 365 和 B 模式处理器信号 375 耦合到扫描转换器 380,其将信号转换为经扫描转换的信号。扫描转换器 380 的输出耦合到显示监视器 390 用于显示超声波图像。

[0130] 图 2 示出了根据一些实施例的包括剪切波处理器 295 的超声波成像系统的各元件的框图。图 2 中的超声波系统发射较强的超声波脉冲到生物组织来创建推动生物组织的声辐射力。生物组织被推动后创建并在组织中传播剪切波。在剪切波在生物组织中传播的过程中,超声波系统随后发射和接收超声波脉冲来跟踪剪切波。可以由接受 (接收) 波束成形器 240 同时成形多个接收的超声波波束。同样的,可以由发射器 / 发射波束成形器 210 同时成形多个发射超声波波束。对从接收波束成形器 240 接收的超声波信号进行处理,如前所述,以得到组织位移、多普勒速率、相关性和剪切波的传播速率的平方。剪切波处理器 295 可以执行前述的剪切波和应变处理方法。剪切波处理器 295 从接收波束成形器 240 接收输出 245。输出 297 包括剪切波速率的平方数据或其他剪切波特性。例如,剪切波处理器 295 输出剪切波的传播速率的平方到扫描转换器 280,剪切波的传播速率的平方的表征连同 B 模式、彩色多普勒或频谱多普勒图像一起输出到显示监视器。

[0131] 剪切波处理器 295 可以包括通用中央处理器单元 (CPU)、数字信号处理器 (DSP)、现场可编程阵列 (FPGA)、图形处理单元 (GPU) 和 / 或精密电子器件。

[0132] 图 2 表示根据一些实施例的逻辑架构,其实际实施时可以包括更多的或不同的以其他方式安排的元件。可以与其他实施例一同使用其他拓扑结构。另外,图 2 系统中的每个元素可以被任意个数的计算设备实现,其通过任意个数的其他公共和 / 或私人网络互相通信。两个或更多这种计算设备可以被彼此远程布置,其可以通过任何已知的网络和 / 或专用连接的方式互相通信。该系统可以包括任意个数的硬件和 / 或软件元件,其适于提供本文描述的以及任何其他的功能。例如,在图 2 系统的实现方式中使用的任何计算设备,可以包括处理器来执行程序代码,以使得计算设备能够如本文所述的方式运行。

[0133] 本文论述的所有系统和处理可以在程序代码中实施,程序代码存储在一个或多个非暂时性计算机可读介质上。该介质可以包括,例如,软盘、CD-ROM、DVD-ROM、蓝光盘、闪存盘、磁带、以及固态随机存取存储器 (RAM) 或只读存储器 (ROM) 存储单元。程序代码可以被一个或多个计算设备执行,以实现本文描述的任何的处理。就此而言,一个或多个计算设备也可以包括一个或多个存储器设备 (例如, RAM 或 ROM 存储单元) 以在执行前存储程序代码。因此实施例不限于任何特定的硬件和软件的组合。

[0134] 上文描述了一个或多个实施例。然而,对于本领域技术人员而言,各种修改均是显而易见的。

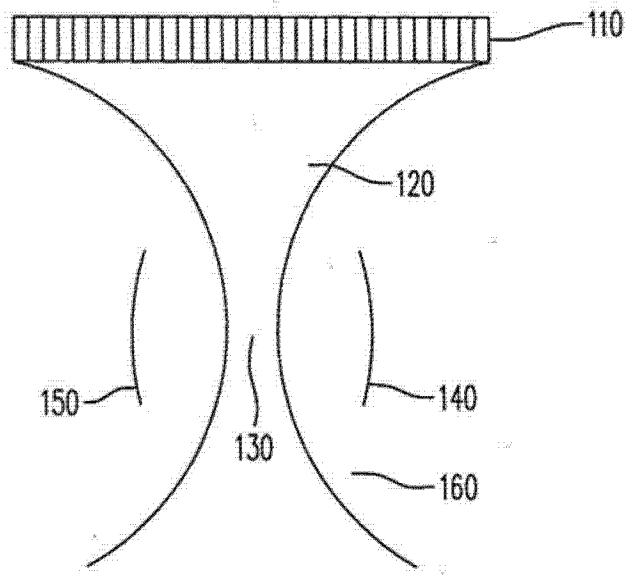


图 1

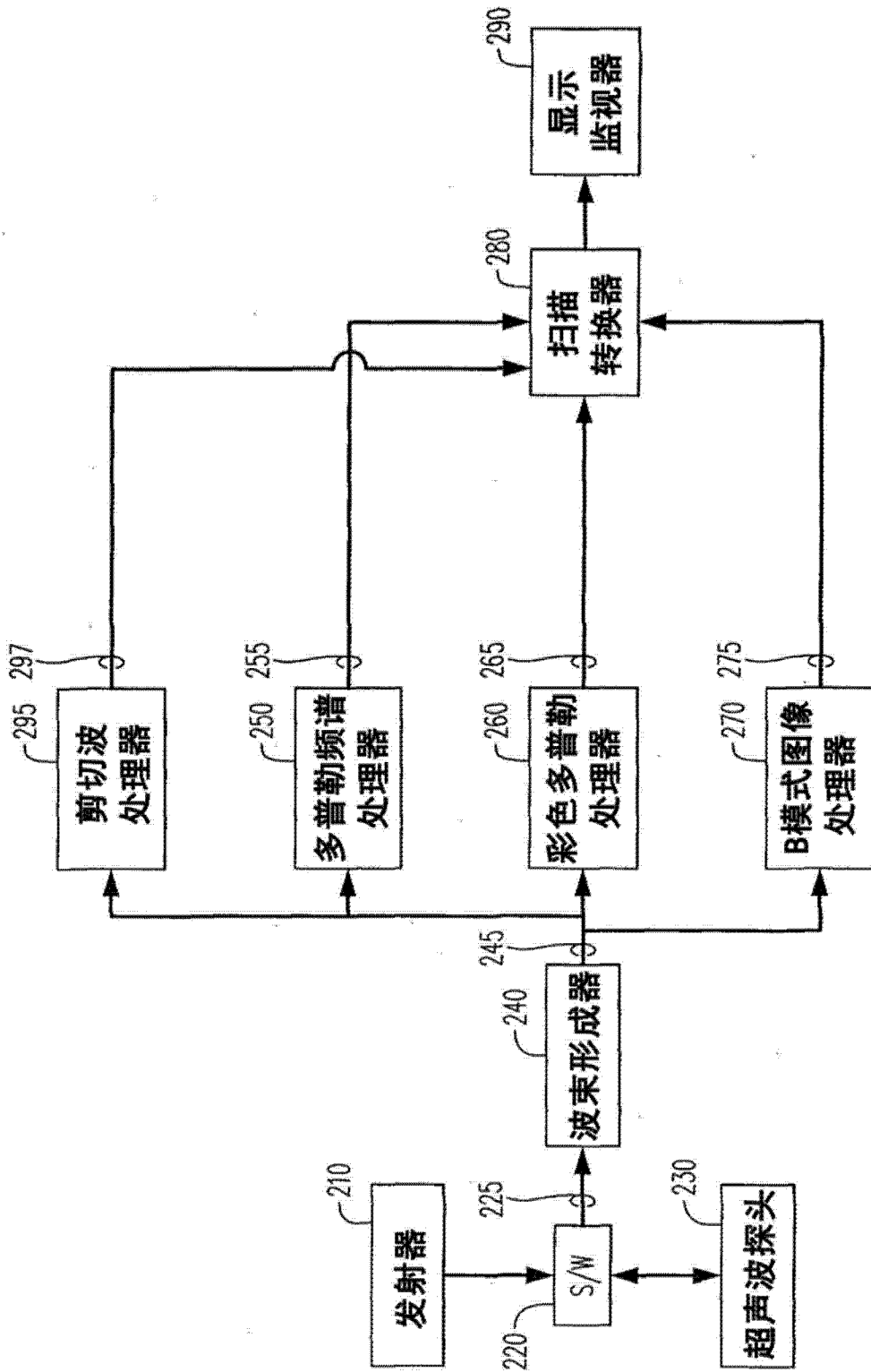


图 2

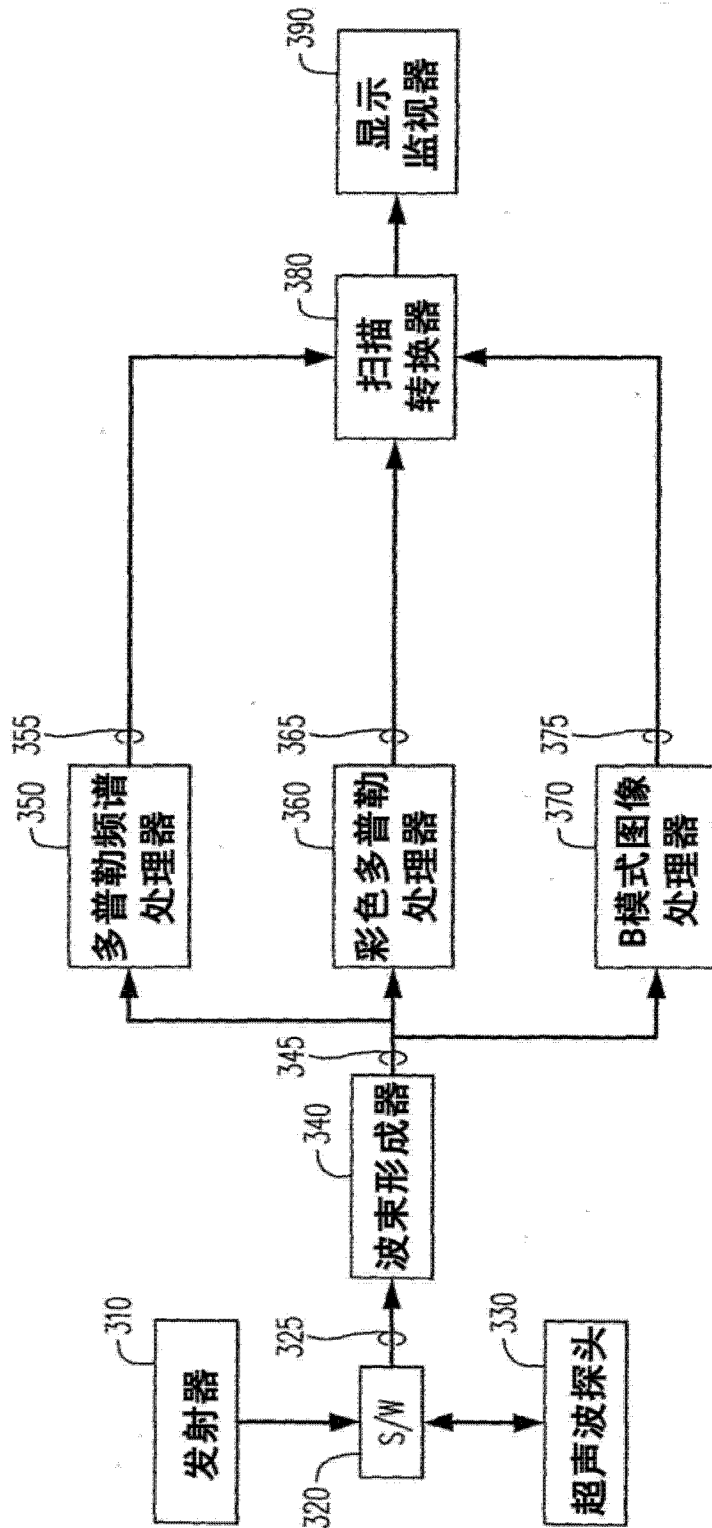


图3(现有技术)

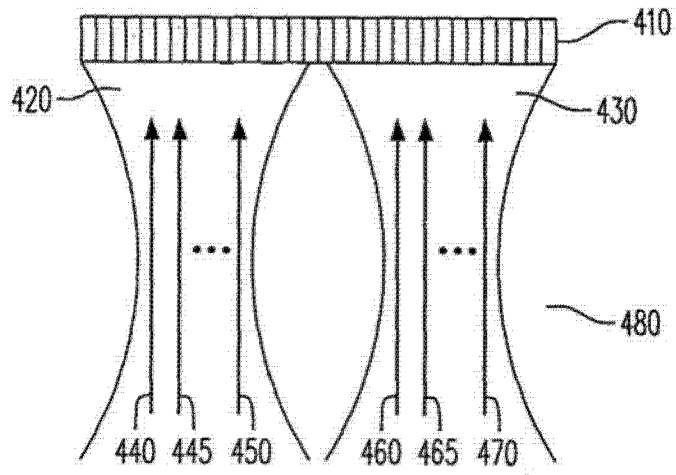


图 4

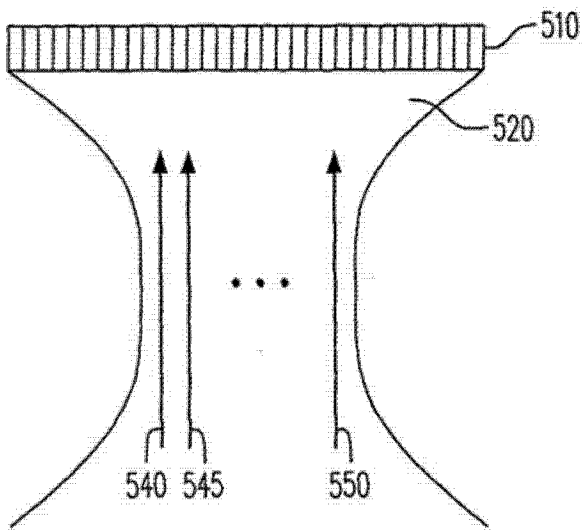


图 5

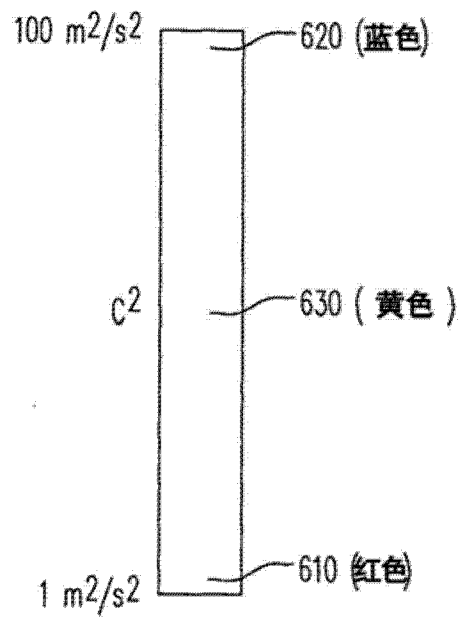


图 6

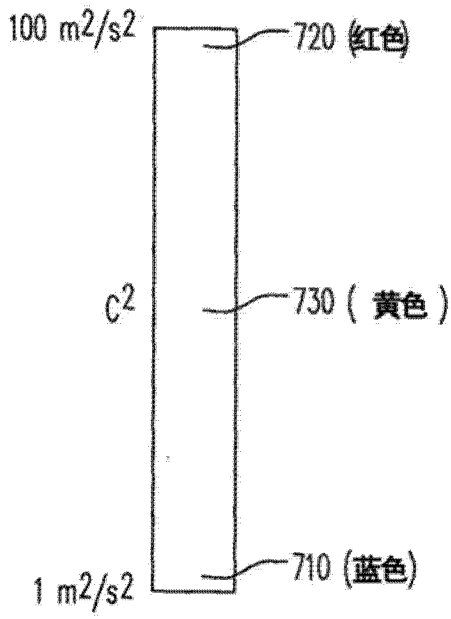


图 7

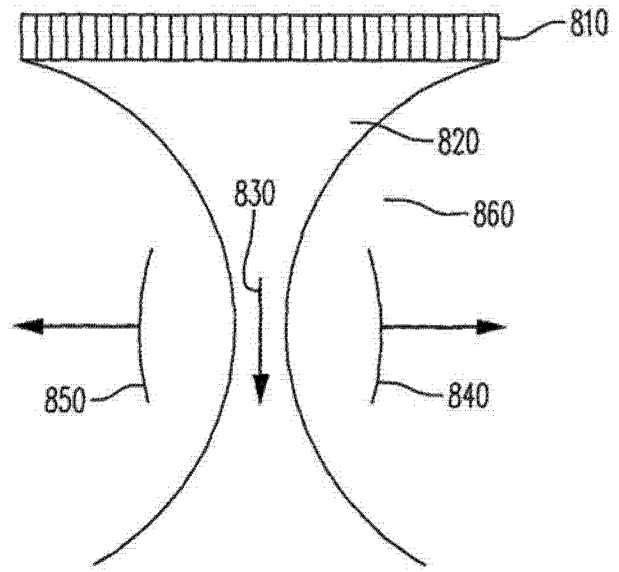


图 8

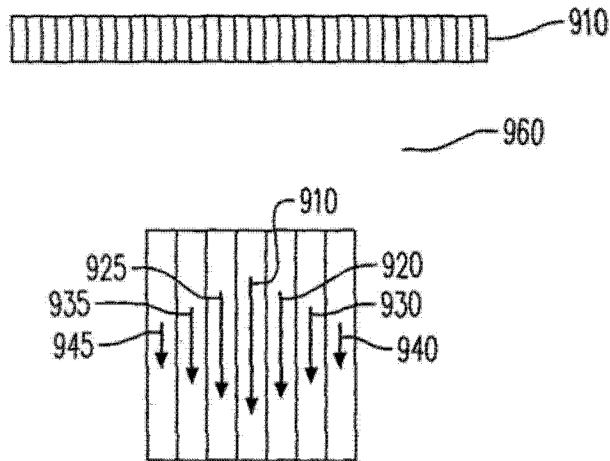


图 9

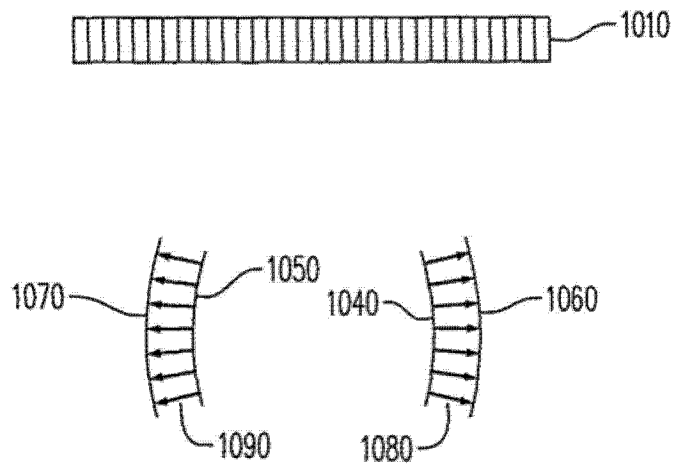


图 10

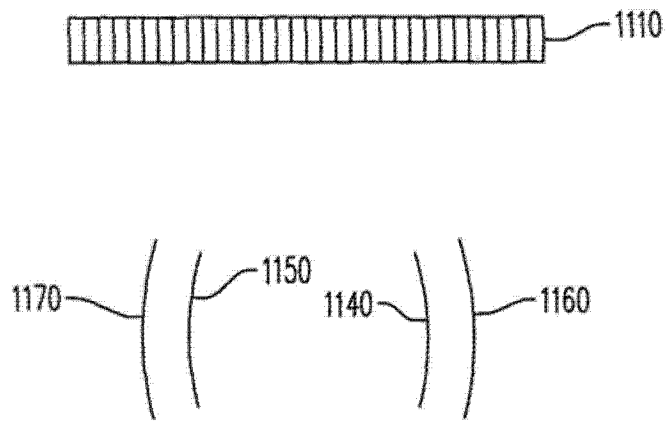


图 11

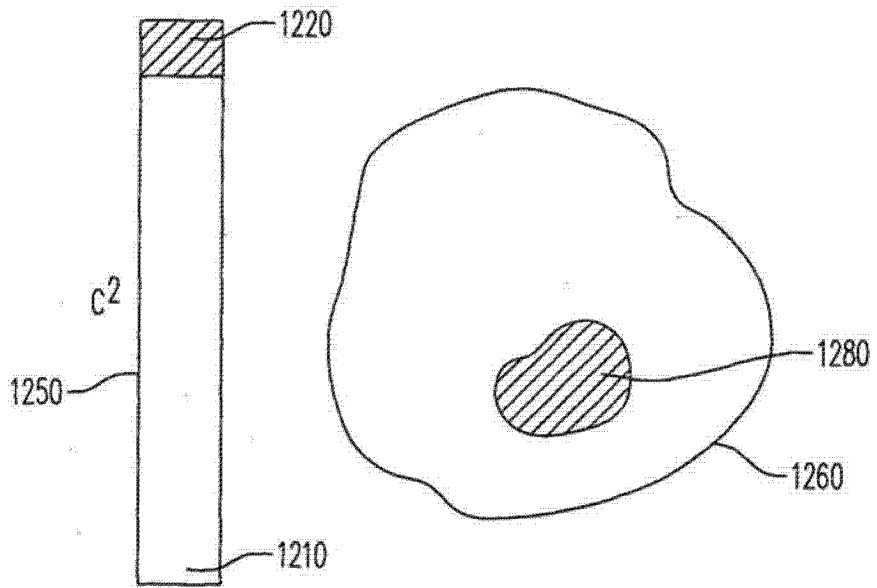


图 12

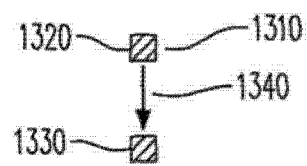
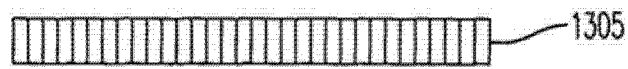


图 13

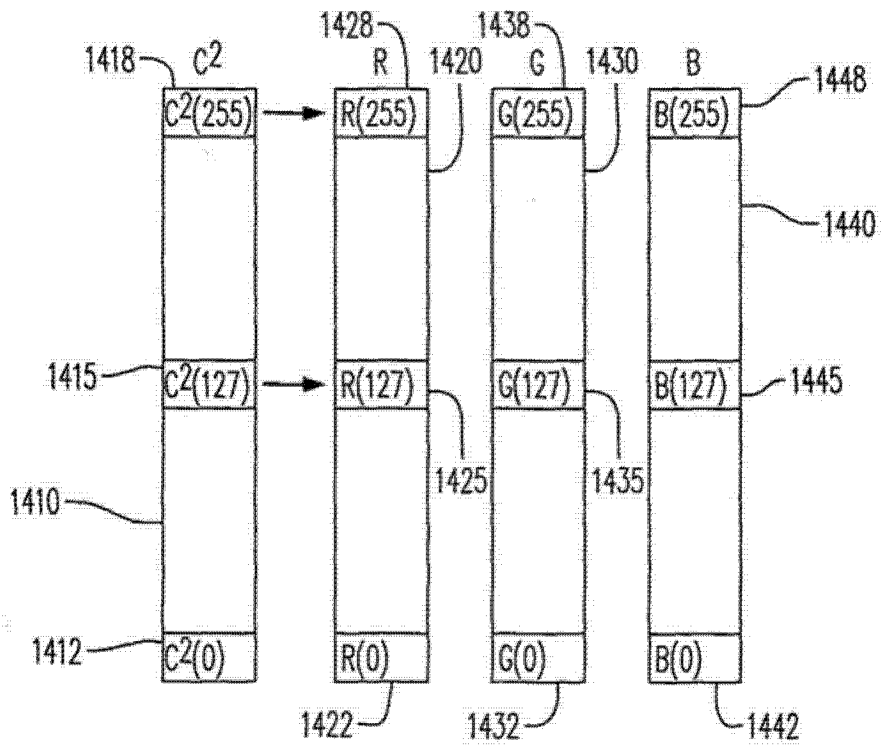


图 14

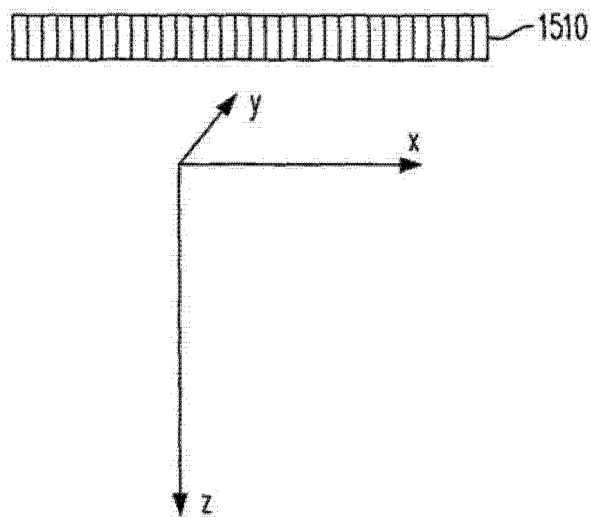


图 15

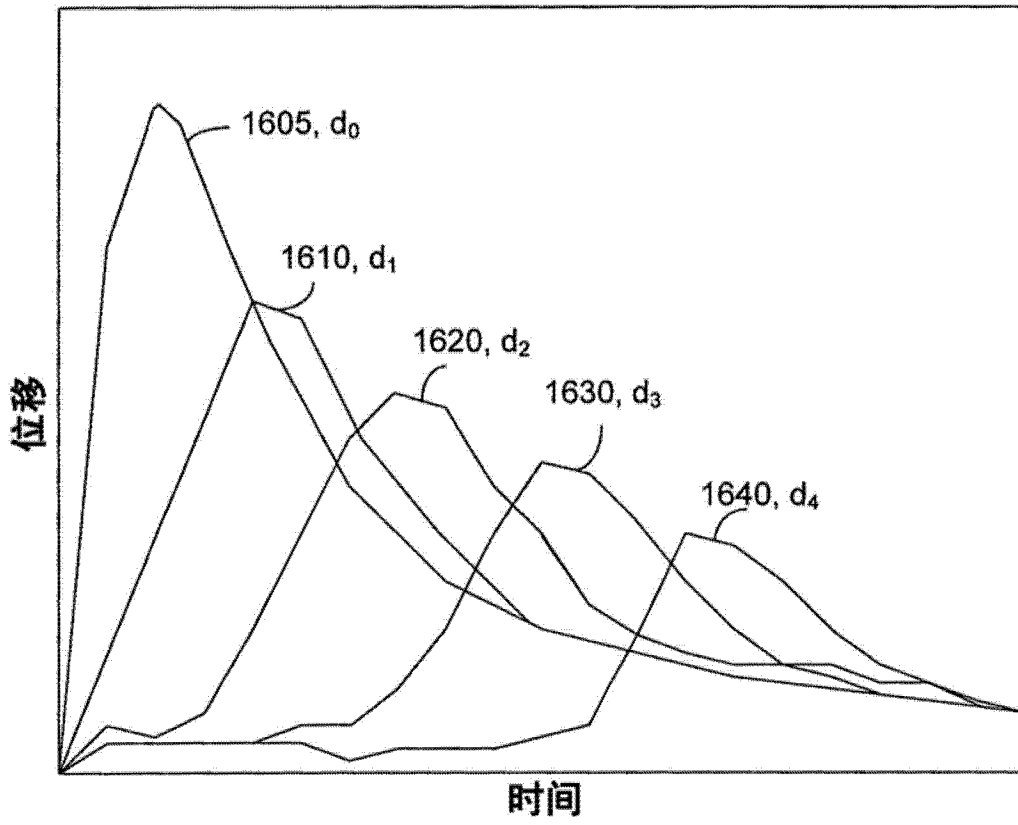


图 16

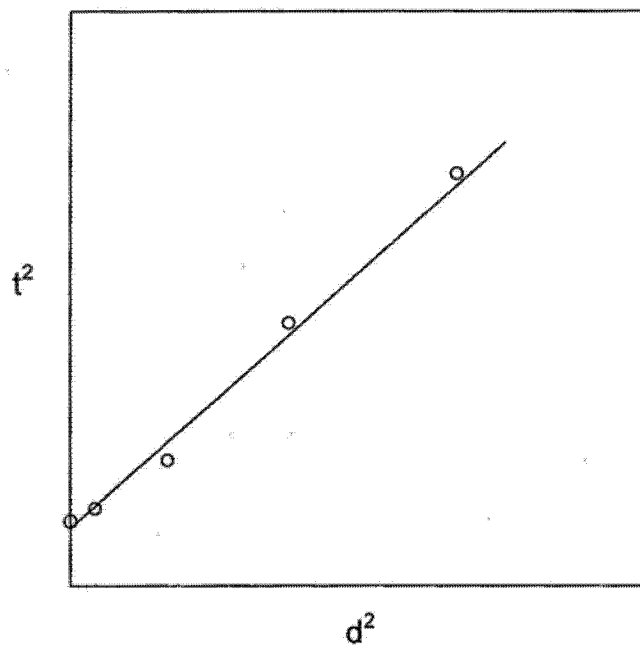


图 17

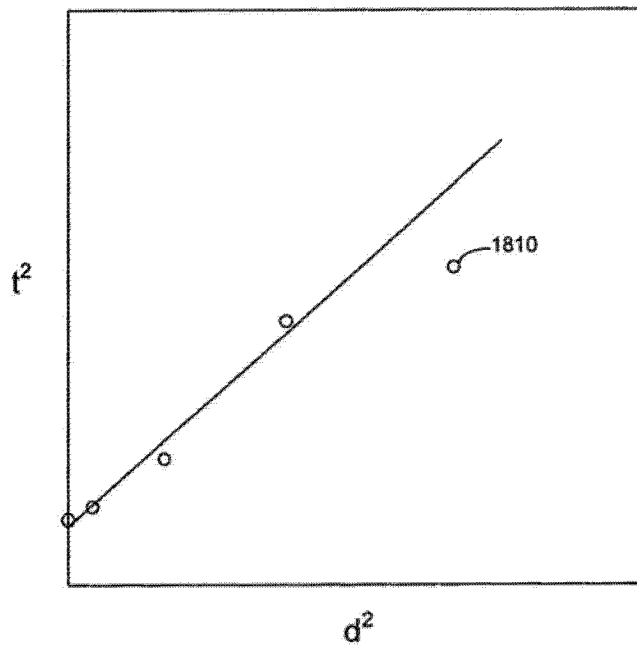
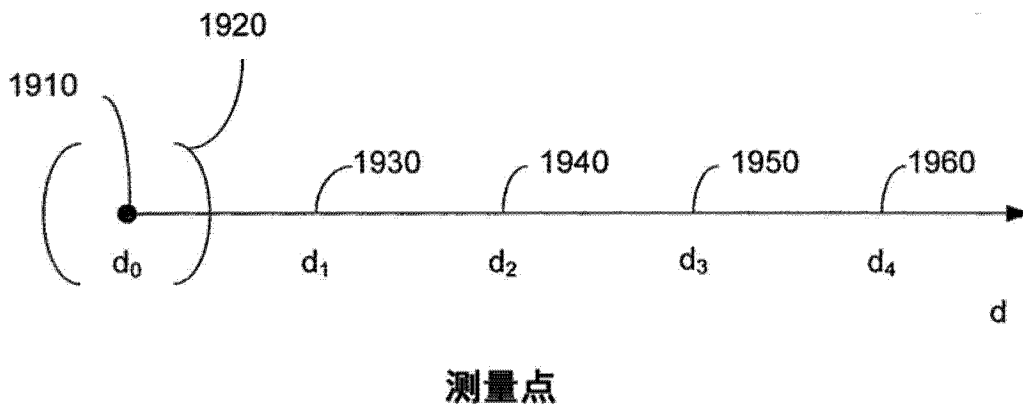


图 18



测量点

图 19

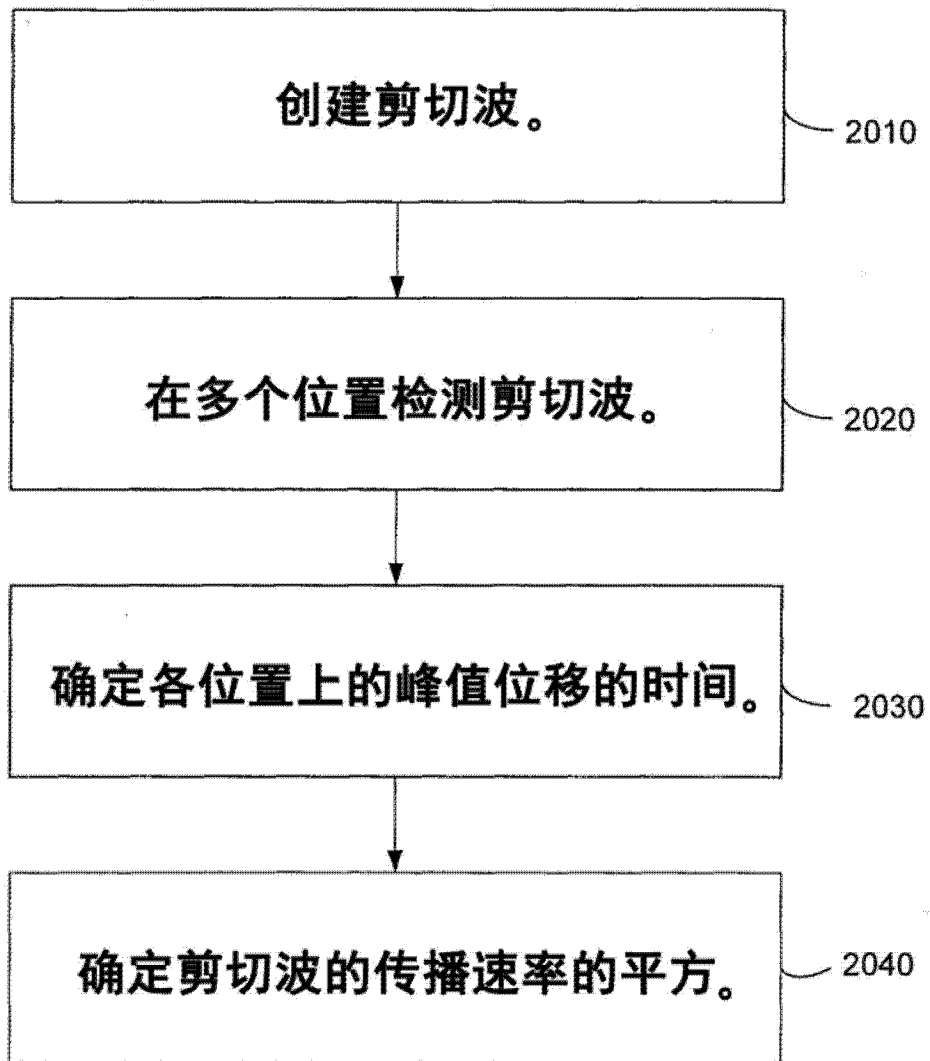


图 20

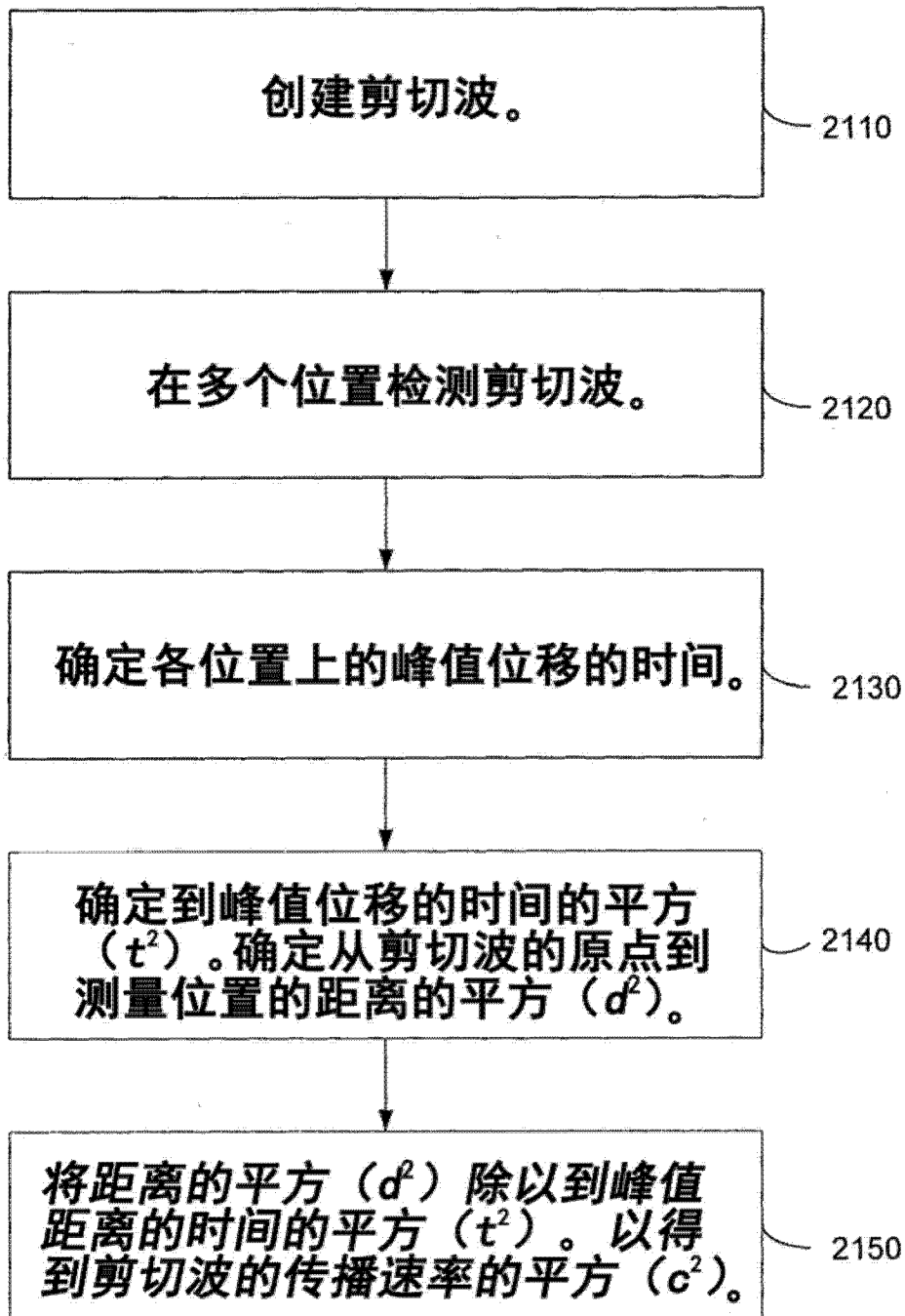


图 21

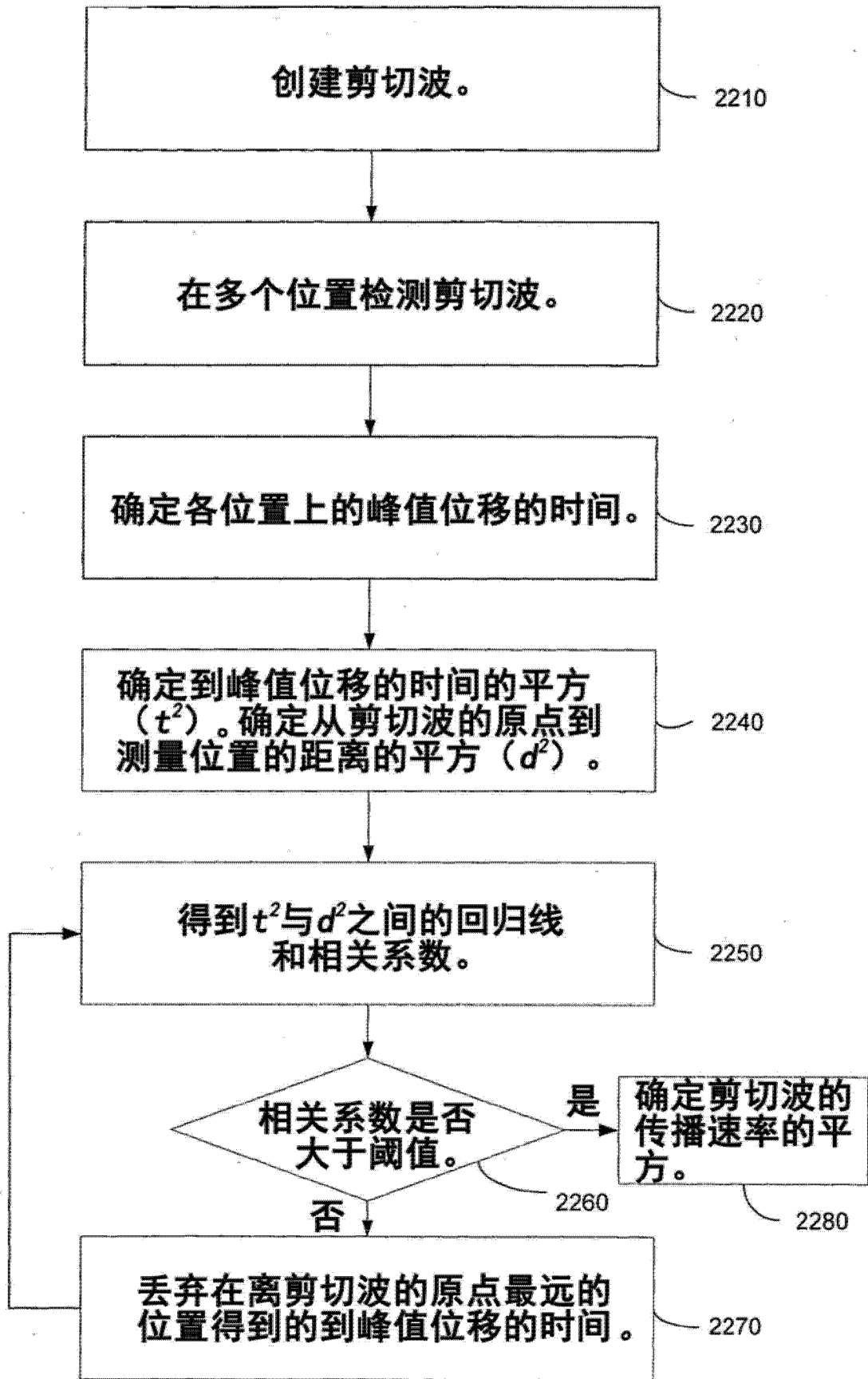


图 22

专利名称(译)	用于超声波成像的方法和装置		
公开(公告)号	CN104244838A	公开(公告)日	2014-12-24
申请号	CN201380018982.0	申请日	2013-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	田村正		
发明人	田村正		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/5207		
代理人(译)	黄威 邓玉婷		
优先权	61/620763 2012-04-05 US 13/603072 2012-09-04 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

将第一超声波脉冲施加到生物组织以在生物组织中创建剪切波，超声波脉冲发射到生物组织，从生物组织接收一个或多个超声波信号，基于接收的一个或多个超声波信号来检测生物组织中的剪切波。确定与检测的剪切波关联的至少一个传播特性，并显示该确定的至少一个传播特性。

