



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105816205 B

(45)授权公告日 2019.01.22

(21)申请号 201610281449.9

(51)Int.CI.

(22)申请日 2016.01.12

A61B 8/08(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105816205 A

(56)对比文件

US 2015/0010222 A1, 2015.01.08,

US 2009/0216119 A1, 2009.08.27,

CN 104042247 A, 2014.09.17,

US 2014/0088421 A1, 2014.03.27,

WO 2008/141220 A1, 2008.11.20,

CN 103431874 A, 2013.12.11,

(43)申请公布日 2016.08.03

审查员 卢晓萍

(30)优先权数据

14/595127 2015.01.12 US

(73)专利权人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72)发明人 Y·拉布耶 D·P·邓肯 徐道中

金乘洙 范列湘

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 王岳 刘春元

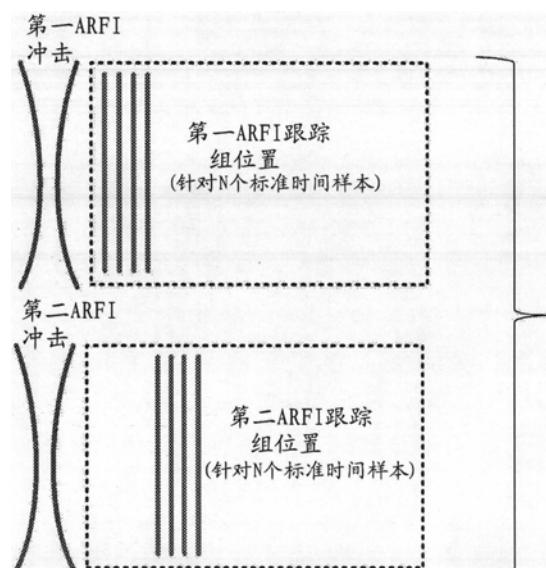
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪

(57)摘要

声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪。在声辐射力脉冲成像中使用稀疏跟踪(30)。稀疏地执行跟踪(30)。对于每个接收线路,仅一次或几次测量(26)位移。虽然这可能导致不充足的信息来确定随时间推移的位移相移和/或最大位移,但是作为时间的函数的不同接收线路的所得到的位移样本可以一起被用来估计(34)速度,例如使用拉东变换(40)。通过使用压缩感测(36),估计可以更不易受到来自位移样本的稀缺的噪声。



1. 一种用于声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪(30)的方法,所述方法包括:
使用超声扫描器,沿着第一线路将声辐射力脉冲发射(28)到患者的组织中;
使用所述超声扫描器沿着与所述第一线路间隔的多个跟踪线中的每个而跟踪(30)用四个或更少接收波束响应于所述发射(28)而生成的波;
确定(32)用于跟踪线中的每个的位移,所述位移包括所述跟踪线的稀疏位移采样;
执行(36)所述稀疏位移采样的压缩感测;
对压缩感测的结果进行反傅立叶变换(38);
对所述反傅立叶变换(38)的结果进行拉东变换(40);
根据拉东变换(40)的结果来计算(42)波的速度;以及
生成(44)速度的图像。
2. 权利要求1所述的方法,其中发射(28)包括沿着所述第一线路发射(28)在一定深度处聚焦的声辐射力脉冲,并且其中跟踪(30)包括跟踪(30)在跟踪线上的该深度处的波,所述波包括剪切波。
3. 权利要求1所述的方法,其中跟踪(30)包括用沿着跟踪线在时间上随机分布的接收波束来进行跟踪(30)。
4. 权利要求3所述的方法,其中所述随机分布是处在作为时间的函数的跟踪线的锥形内,所述锥形在给定组织的情况下针对波限定作为时间的函数的可能位置的范围。
5. 权利要求1所述的方法,其中跟踪(30)包括在所述跟踪线的N条上跟踪(30),其中N是超声扫描器的同时接收波束能力的数目的两个或更多的倍数。
6. 权利要求1所述的方法,其中确定(32)包括确定(32)组织从参考位置移动的量。
7. 权利要求1所述的方法,其中跟踪(30)包括使用同时并行接收波束成形来进行跟踪(30),所述同时并行接收波束成形具有每接收事件N个同时接收波束,并且其中确定(32)包括使用每接收波束一个位移和每接收事件N个位移来确定(32)位移。
8. 权利要求1所述的方法,其中确定(32)包括在没有跟踪线中的任何一个处的最大位移的特定识别的情况下确定(32)位移的量值。
9. 权利要求1所述的方法,其中执行(36)压缩感测包括执行(36)正交匹配追踪。
10. 权利要求1所述的方法,其中计算(42)速度包括识别作为时间的函数的跟踪线的角度。
11. 权利要求1所述的方法,其中跟踪(30)包括使用相对于超声扫描器的换能器的方位角和仰角位置分布的跟踪线来进行跟踪(30),并且其中根据跟踪线的方位角和仰角位置的稀疏位移采样计算用于深度的速度。
12. 一种用于声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪(30)的系统,所述系统包括:
发射波束成形器(12),其被配置成生成激励脉冲;
接收波束成形器(16),其被配置成响应于激励脉冲而稀疏地跟踪位移,稀疏跟踪位移在采样时间上通过接收线路分布,使得对于接收线路中的每个超过一半的时间不提供位移;
处理器(18),被配置成根据稀疏跟踪的位移来估计速度;以及
显示器(20),其操作用于显示速度。
13. 权利要求12所述的系统,其中所述接收波束成形器(16)可操作用于沿着N条接收线

路同时地接收波束成形,其中N是大于1的整数,接收波束成形器(16)被配置成在采样时间的每个处测量位移的N个,其中用于位移的接收线路被随机定位在接收线路的XN条上,其中X是2或更大,并且其中处理器(18)配置成仅响应于激励脉冲而估计速度。

14. 权利要求12所述的系统,其中所述处理器(18)配置成使用压缩感测来估计速度。

声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪

背景技术

[0001] 本实施例涉及声辐射力脉冲(ARFI)成像。例如，通过发射ARFI激励脉冲，超声可以被用来直接地或通过生成剪切或纵向波而使组织位移。可以进一步使用超声扫描或跟踪来测量由激励脉冲所生成的波而得到的位移。

[0002] 为了确定组织中所生成的剪切波的速度，针对每个位置来随着时间推移而估计位移。发现位置之间的位移时间轮廓(temporal profiles)中的相对相移和/或随时间推移的最大位移。可以同时地跟踪的位置的数目取决于由系统波束成形器(beamformer)所提供的同时接收波束的最大数目。为了增加跟踪区域的大小，需要更多的同时接收波束(例如，使用昂贵的、更新的系统)或者使用重复的ARFI冲击(push)来对其它跟踪位置进行采样。

[0003] 在不同的横向间隔位置处重复激励脉冲以测量位移。取决于跟踪区域的大小和跟踪中所使用的同时接收波束的数目，可能需要许多ARFI冲击发射。然而，ARFI脉冲的重复可以引起不期望的换能器加热并且在扫描中引入延迟。

发明内容

[0004] 作为介绍，下面描述的优选实施例包括用于在声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪的方法、指令以及系统。稀疏地执行跟踪。对于每个接收线路，仅一次或几次测量位移。虽然这可以导致不充足的信息来确定随时间推移的位移相移和/或最大位移，但是作为时间的函数的不同接收线路的所得到的位移样本可以一起被用来估计速度，例如使用拉东(Radon)变换。通过使用压缩感测，估计可以对来自位移样本的稀缺的噪声更不敏感。

[0005] 在第一方面，提供一种用于声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪方法。超声扫描器沿着第一线路将声辐射力脉冲发射到患者的组织中。超声扫描器沿着与第一线路间隔的多个跟踪线中的每个来用四个或更少接收波束跟踪响应于发射而生成的波。确定跟踪线中的每个的位移。位移是跟踪线的稀疏位移采样。使用压缩感测重建算法来处理所述稀疏位移样本以生成位移图的2D傅立叶变换的重要的傅立叶系数(横向位置对标准时间(slow time))。对傅立叶系数应用反傅立叶变换以重建全采样位移图。对反傅立叶变换的结果进行拉东变换。根据拉东变换的结果来计算波的速度。生成速度的图像。

[0006] 在第二方面，一种非暂时性计算机可读存储介质，其具有存储在其中的数据，所述数据表示由被编程处理器可执行的用于声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪的指令。存储介质包括指令以：使用超声扫描器来测量响应于单个激励脉冲的位移，所述位移随时间推移而在随机位置处测量；根据位移来确定由单个激励脉冲所生成的波的速度；并且输出所述速度。

[0007] 在第三方面，提供一种用于声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪的系统。配置发射波束成形器以生成激励脉冲，并且接收波束成形器被配置成稀疏地跟踪响应于激励脉冲的位移。稀疏跟踪位移被接收线路分布在采样时间上，使得对于接收线路中的每个没有针对时间(times)的超过一半或超过1/4提供位移。配置处理器以根据稀疏跟踪位移来估计速度。显示器可操作用于显示速度。

[0008] 本发明由下面的权利要求限定，并且本章节中没有什么应被视为是对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例来讨论本发明的更多方面和优点，并且随后可以独立地或组合地被要求保护。

附图说明

[0009] 本专利或申请文件包含至少一个彩色完成的图形。具有(多个)彩色图形的本专利或专利申请公开的副本将在请求并支付必要的费用时由专利局提供。

[0010] 部件和图形不一定按比例，而是将重点放在图示出本发明的原理上。此外，在图中，遍及不同视图，相似的参考数字标明对应的部分。

[0011] 图1图示出用于通过接收线路和时间对位移完全采样的方法；

[0012] 图2是用于图1的完全采样的通过接收线路和时间的位移的示例分布；

[0013] 图3是用于声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪的方法的一个实施例的流程图；

[0014] 图4图示出用于通过接收线路和时间的稀疏采样位移的示例方法；

[0015] 图5图示出用于限制随机、稀疏采样的时间空间和接收线路的区域；

[0016] 图6是通过接收线路和时间的位移的稀疏采样的示例分布；

[0017] 图7示出图2的示例拉东变换，以及图8示出图6的示例拉东变换；

[0018] 图9示出图2的完全采样的示例二维傅立叶频谱；以及图10示出图4的稀疏采样的示例二维傅立叶频谱；

[0019] 图11是来自使用压缩感测的图4的稀疏采样的示例二维重建傅立叶频谱；

[0020] 图12是图11的示例反傅立叶变换；

[0021] 图13是图12的示例拉东变换；

[0022] 图14是对不具有压缩感测的稀疏位移、对具有压缩感测的稀疏位移以及对完全采样位移使用拉东变换的剪切速度作为扫描的数目的函数或随时间推移的图；

[0023] 图15是示例三维稀疏位移采样；以及

[0024] 图16是用于声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪的获取控制的系统的一个实施例。

具体实施方式

[0025] 提供具有压缩感测速度估计的随机位置处的稀疏ARFI跟踪。通过以稀疏方式智能地扩展跟踪位置来跟踪大的成像区域上的位移。相比于完全采样，使用位移的稀疏采样可能需要更少数目的同时接收波束以及可能地更少的ARFI冲击发射。

[0026] 当仅使用稀疏跟踪数据时，用于估计剪切速度的传统时间峰值位移算法表现不佳。可能对于给定位置不存在足够的随时间推移的位移样本来准确地估计最大位移或位移轮廓中的改变。在稀疏采样位移的情况下，可以使用拉东变换剪切速度估计来找到速度。可以使用作为时间的函数的接收线路的其它斜率计算。可能仍然产生速度估计中的误差。为了限制由稀疏采样引起的误差，将稀疏跟踪数据与压缩感测重建相组合。对于具有同时接收波束的有限能力或者在多个平面中估计速度(例如，方位角和仰角采样)的超声系统，可以针对估计速度减少或避免多个ARFI发射。

[0027] 图1和2示出传统ARFI成像中的位移采样。使用具有限制波束形成速度的系统在大的区域上估计的位移需要重复的ARFI冲击。图1将感兴趣的区域示为虚线框。在框中示出沿

着四个接收线路的四个同时接收波束。在ARFI激励脉冲的发射之后,执行相同四个线路的多个扫描以跟踪随时间推移的四个位置处的位移。为了时间扫描,相同组的接收线路被在一个时段上扫描,例如在7ms上。在使用每个ARFI冲击的情况下,在N个标准时间样本上仅跟踪有限数目的位置。考虑到图1感兴趣的区域,七次重复地执行ARFI激励脉冲和在接收线路的相应的七个不同集合处的响应位移监测。

[0028] 在已经获取来自期望区域内的横向位置的所有回波(echo)之后,原始数据通过位移估计过程,从而提供用于位置和时间(times)的每一个的位移。结果是每个接收线路位置随时间推移的位移轮廓。图2示出位移信息的表示。x轴是标准时间或位移的采样率,并且y轴是横向位置或接收线路。亮度或色彩是位移的量值。对于给定接收线路(例如,3mm处的接收线路),测量7ms上的位移。在此示例中,在每毫秒上顺续地测量约五个位移。因为使用四个同时的接收波束,所以同时获取四个横向位置在标准时间上的位移。对于其它接收线路,在7ms上重复ARFI激励脉冲和跟踪位移的序列。

[0029] 在传统方法中,为每个横向位置找到随时间推移的最大位移。考虑到离ARFI焦点的距离和由波所引起的最大位移的时间,计算波行进到那个位置的速度。为每个位置确定速度。速度可以被显示为空间信息或者被组合(例如,平均)以表示那个区域中的速度。在图2的表示中,线的斜率(例如,高位移脊)与剪切速度估计成正比。此最大位移过程(虽然直接)可以需要如图1中表示的多个跟踪位置以及由此的许多ARFI冲击。结果是换能器和患者温度的增加的风险、ARFI激励脉冲之间的更多的冷却时间、以及由于冷却时间和/或位移的完全采样而引起的更长的估计过程。

[0030] 图3示出用于声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪的方法的一个实施例。不是在位置和时间方面的完全采样位移,而是位置和/或时间方面的稀疏采样被使用。使用拉东变换、线拟合和斜率计算、或其它过程,根据稀疏采样的位移来估计速度。

[0031] 方法通过图16的系统或不同的系统来实施。例如,任何现在已知或随后开发的超声扫描器执行动作26。超声扫描器的处理器、控制器、或图像处理器执行动作34和44。替代地,与超声扫描器分离或远离的计算机或工作站的处理器执行动作34和44。发射被束成形器、存储器、检测器、和/或其它设备可以被用来获取数据、执行动作中的一个或多个、和/或输出数据。处理器可以控制设备以执行图3的方法。

[0032] 下面描述的动作用于剪切波速度估计。剪切波横向地行进,因此使用在给定深度或深度范围处的横向估计。在其它实施例中,估计纵向或其它波的速度。位移采样可以在深度方面而不是在横向方向上是空间稀疏的,或者除横向方向之外是空间稀疏的。弹性、剪切波、或其它ARFI诱导的波特性估计中的任何一个可以使用该方法的稀疏位移采样。本文中使用速度作为特性,但是可以估计用参数表示对该声学诱导波的组织响应的其它特性。

[0033] 可以提供另外的、不同的或更少的动作。例如,该方法在没有输出动作44中的速度的情况下执行。作为另一示例,动作36-42表示用于确定动作34的速度的一个示例序列。可以使用其它动作或子集(sub-sets)来从稀疏位移采样中确定速度。例如,在没有动作36的压缩感测以及动作38的反傅立叶变换的情况下提供动作40的拉东变换。作为另一示例,在没有动作36-40中的任何一个的情况下通过线拟合和斜率计算来执行动作42。在其它示例中,将滤波或其它数据处理应用到位移。

[0034] 动作可以以所描述或示出的顺序执行,但是可以以其它顺序执行。例如,动作28示

出单个激励脉冲的发射。可以重复动作28、以及响应动作30和32,以针对关注区域或者针对更大的关注区域来更加密集地测量稀疏分布。此重复在动作34的确定之前发生。

[0035] 在动作26中,响应于单个激励脉冲,超声扫描器测量用于位移的回波。响应于单个激励脉冲,通过对位移稀疏采样来测量相比于超声扫描器的同时接收波束形成能力的用于更多位置的测量(measures)。相比于使用位移的完全时间采样的情况,可以通过使用稀疏位移测量来响应于单个激励脉冲测量更大横向区域或更多横向位置上的位移。可以响应于一个或多个其它激励脉冲通过重复测量来进一步扩展区域。

[0036] 通过执行动作28-32来测量位移。在动作28中,由超声扫描器将ARFI冲击发射到患者的组织中。发射是在一定深度或深度范围处聚焦的发射波束。ARFI发射波束沿着发射扫描线发射。聚焦深度在发射扫描线上。图4示出作为具有波束宽度表示的激励脉冲的ARFI发射。狭窄的部分是焦点区域。

[0037] 超声换能器中的元件的阵列发射从电波形转换的ARFI波束。将声能量发射到患者的组织。发射声波形以用于生成剪切、纵向或其它波作为应力来使组织移位。激励是超声激励脉冲。声能量被聚焦以施加足够能量来引起从焦点位置行进通过组织的一个或多个波的生成。声波形可以自身使组织位移。可以使用应力的其它源。

[0038] 一个或多个剪切波在焦点区域处生成并且从焦点区域横向、轴向、和/或在其它方向上传播。波可以在多个方向上行进。在波行进通过组织时,波的振幅减小。

[0039] 为了生成波,期望高的振幅或功率激励。例如,激励具有在焦点位置中的任何一个处和/或视场中的接近但不超过1.9的机械指数。为了保守并计及探针变化,可以使用1.7或其它水平的机械指数作为上限。可以使用更大(例如,超过1.9的MI)或更小的力量(powers)。

[0040] 以具有任何数目的循环的波形来发射激励脉冲。在一个实施例中,用于发射事件的波形中的一个、大部分或全部具有100-2000个循环。循环的数目为数十、数百、数千或更多,以用于施加到激励脉冲的阵列的元件的连续发射波形。不同于1-5个循环的成像脉冲,ARFI激励脉冲具有更多数目的循环以生成足够应力从而引起用于以足以检测的振幅来使组织位移的波。

[0041] 在动作30中,跟踪所生成的波。响应于ARFI发射来生成波。组织响应是由ARFI波束和组织特性创建的波函数。在任何位置处跟踪波。对于剪切波,在相同深度或深度范围的横向间隔位置处跟踪波。跟踪检测波的结果,而不是特定地识别在给定时间波被定位的地方。

[0042] 通过超声扫描执行跟踪。执行沿着一条或多条接收线路的B模式或其它扫描来进行跟踪。位移指示所述波,例如无位移指示该波的不存在,并且位移指示由波引起的组织效应。在波经过给定位置时,组织位移一定量或距离,其增加到峰值量并且然后在组织返回到休息时减少。跟踪可以检测任何阶段处的波的效应(即,无波、增加位移、最大、或减小位移)。

[0043] 多次扫描组织以确定位移,例如,至少两次扫描区域。为了确定一次的位移,将样本回波返回与参考进行比较。提供位移作为与参考扫描(第一扫描)和后续扫描(位移测量)的差异或偏移。在组织对激励波形的响应期间(例如,在ARFI激励脉冲的施加期间或之后)使用能够针对位移扫描的任何成像形态来扫描组织。

[0044] 对于超声扫描,检测与ARFI激励脉冲的焦点区域相邻和/或间隔的位置处的波。图

4将用于跟踪的区域示作虚线区域。在各种接收线路处对位移采样,其中的八个被表示为平行垂直线。可以使用非平行和/或非垂直接收线路。可以使用任何数目的横向位置,例如二十八。

[0045] 为了检测位移,将超声能量发射到经历位移的组织,并且接收能量的反射。为了检测关注区域中对波的组织响应,对该区域进行发射,并且在区域中执行检测。这些其它的发射是用于检测波或位移,而不是引起波或位移。用于检测的发射可以具有较低功率和/或短脉冲(例如,1-5个载波周期)。

[0046] 用于检测的发射可以具有沿着至少一个维度(例如横向)的较宽波束轮廓,以用于沿着多个扫描线同时地形成接收样本(例如,同时沿着四个或更多接收线路接收波束形成)。接收波束成形器具有用于同时接收波束形成的有限容量,例如二或更多的倍数(a multiple of two or more)。例如,仅可以形成四个或更少的同时接收波束以用于跟踪。图4示出两组此类接收线路。将跟踪发射和对应的接收波束顺序地执行到图4中所示的两组不同位置以及其它可能的位置。一些波束成形器在跟踪中可能仅能够每个发送波束两个或一个接收波束。对于给定接收事件(即,针对跟踪而响应于给定发射来接收回波),形成N个接收波束。

[0047] 监测关注区域以检测波。关注区域为任何大小。例如,在ARFI成像中沿着一条或多条线路的不同深度检测波。作为另一示例,对于剪切波成像中的有限深度,跟踪多个横向间隔位置的每个处的位移。

[0048] 在完全采样中,对于每个接收线路,多次执行用于检测或跟踪的发射和接收,以确定随着时间推移由于位移引起的变化。可以使用任何发射和接收序列。对于稀疏采样,同时接收波束的集合或者给定扫描线路的扫描的数目在时间和/或空间方面是受限的。例如,在动作28的ARFI发射之前执行关注区域中所有接收线路的参考扫描。在动作28的ARFI发射之后,使用同时接收线路的N个不同的跟踪组或集合。N是接收波束成形器能够有的同时接收波束的数目的二或更多的倍数。在图4的示例中,接收波束成形器能够有4个同时接收波束。关注区域以期望分辨率提供八个或更多横向间隔位置以用于跟踪,诸如在28条接收线路处跟踪。响应于给定的ARFI发射,针对接收线路中的多于4个发生跟踪或接收操作。因此,因为用于跟踪的至少一发射和接收事件发生在另一位置(其不在接收波束成形器的波束容量的数目或者波束组中),所以给定位置处的位移的时间采样更少。通过对大于波束成形器的同时能力的横向位置的全部或子集进行跟踪,所得到的用于位移计算的样本在时间和/或位置方面是稀疏的。每个位置被采样较少次数(times)。例如,每个位置除参考之外仅被采样一次。在其它示例中,每个位置被采样两次或更多次,但是少于标准时间周期上(例如,7ms上)可能的跟踪发射/接收事件的数目的一半,少于其3/4,少于其1/4,或者其其它比率。

[0049] 稀疏跟踪通过针对相比于使用完全采样通过给定波束成形器可以监测的更多的位置收集信息来加速过程。在采样位置的相同密度但每个位置处的更少时间分辨率下监测更多或整个关注区域。例如,接收波束成形器能够有N个同时接收波束(例如,4)。针对N条跟踪线,每个接收事件测量N个位移的声回波。在响应于给定ARFI发射而生成的波的经过期间,至少一次或多次为N条跟踪线的其它组,而不是为跟踪线的相同组重复此测量。响应于单个激励脉冲来测量XN接收线路,其中X为二或更大。不是仅响应于激励脉冲来测量相同的N条线路,而是测量所有或XN条线路,导致每个横向位置的更少的样本。在完全采样下、在超

过一半的完全采样下、或者甚至在剪切波的经过期间多于一次地不为接收线路中的至少一些测量用于测量位移的声返回。取决于采样模式,在波的经过期间可能不存在针对一个或多个位置执行的位移的测量。

[0050] 可以使用提供稀疏测量的任何采样模式。例如,在从左到右的N的组中测量横向位置或反之。图4示出用于N条线路(例如,4条同时接收波束)的两个不同的组的每个的一个样本。不是针对每个ARFI激励脉冲沿着相同的线路重复采样,而是针对给定ARFI激励脉冲随时间推移沿着不同接收线路采样。如果存在足够的时间则可以重复此模式。替代地,在移动到下一组之前,多于一次地测量N个横向位置的每组。可以使用更加复杂的模式,诸如沿着某些线路或横向位置更加频繁地测量(例如,更接近ARFI焦点)和/或基于波的预期传播来测量。

[0051] 在一个实施例中,接收线路或横向位置的扫描模式是随机的。标准时间样本在关注区域中被沿着接收线路随机放置。随着时间推移在随机位置处测量位移。使用接收波束的跟踪被沿着跟踪线随机地分布。

[0052] 随机放置具有N组的相邻接收线路。替代地,每个横向位置被在没有N分组的情况下随机采样,例如沿着N条线路同时地接收回波,所述N条线路由于沿着其它随机指派的线路重复和随机放置而可以是或者可以不是相邻的。随机指派可以即时地(on the fly)或在扫描发生时被创建。替代地,执行一次随机指派并且将其用于每个实施方式。使用预定的随机指派采样。在替代实施例中,使用非随机指派。

[0053] 由于是稀疏的,位移的稀疏采样的随机指派加速了速度的估计。使用拉东变换或其它基于角度的估计,随机性可以更好地提供速度估计。跟踪横向位置以随机方式被指派,以用于从单个ARFI冲击的跟踪(即,在单个冲击期间所有的标准时间“样本”被以伪随机方式横向分布)。

[0054] 对于随机或模式化采样,可以限制在任何给定时间采样的横向位置。例如,提供伪随机采样。使用均匀分布来对用于每个标准时间的跟踪波束位置进行随机地欠采样,但是也对其约束以位于可能的剪切速度“锥形”之内。可以存在于软组织或不同组织的范围中的剪切速度是受限的。由最小和最大可能的剪切速度来限定锥形。将采样限制到速度的此范围内。速度映射到相对于从由ARFI的剪切波的生成的时间的横向位置的距离。图5示出表示到达每个位置的最小时间和到达每个位置最大时间的锥形(例如,两条红线)。此锥形在图2的完全采样上表示,但是适用于稀疏采样。将采样限制到可能剪切的此锥形内。该锥形外部的任何位移是可能的噪声而不是由于剪切引起的。在期望波形(例如,剪切波)可以通过组织的时间(times)范围内发生跟踪扫描。

[0055] 可以基于可能的人类组织来定义锥形。替代地,锥形是基于应用。例如,因为剪切在不同的组织和/或那些组织中发现的损伤的类型中以不同速率行进,所以肝脏应用相比于肌肉应用可以提供不同的范围或锥形。给定组织或应用,设置作为波将经过所处的时间的函数的位置的范围。

[0056] 图6示出使用能够一次仅一个接收波束的接收波束成形器的随机采样的结果。采样受到可能性的锥形的约束,但是否则在那些限制内是随机的。可以将随机的格式选择为比其它随机格式更加均匀地分布的一个。针对单个ARFI冲击之后的每个采样时间,由于波束成形器的每事件一个波束限制或者具有每事件一个波束的波束成形器的使用,仅一个横

向位置被采样。对于离ARFI焦点从2.5到7mm的横向位置,可以由于随机性而提供任何数目的样本。在图6的示例中,大多数的横向位置仅被采样一次。某些被采样两次(例如,5mm和6.16mm),某些被采样三次(例如6mm和6.6mm),某些被采样四次(例如6.66mm和6.82mm),并且某些根本不被采样(例如,2.66mm和4.5mm)。更远的横向位置的样本的增加的数目是由于限制的发散形状或锥形,使得更多的位置可用于在更大的时间范围内采样。

[0057] 比较图2与图6。存在图6的稀疏采样所要求的许多更少的样本。在图2中,存在28个横向位置,每个在7ms上被完全采样33次,提供跟踪中的接应回波的924个样本。对于图6的稀疏采样,存在33个样本,每次一个。在其它实施例中,可能存在更多或更少的样本。例如,通过使用四条同时波束执行平行接收波束成形,可以存在132个样本,其中每次四个样本。132仍然远少于924个样本并且仍然允许响应于一个ARFI激励脉冲而不是七个来在更大区域上进行跟踪。

[0058] 图6示出二维上的采样,横向位置(例如,方位角)和时间。在其它实施例中,在另外的维度上提供采样。例如,在相对换能器的方位角和仰角两者上分布跟踪线。作为另一示例,也在不同深度处重复该过程,提供四维跟踪(例如,方位角、仰角、深度、以及时间)。

[0059] 返回到图3,在动作32中,使用样本来确定位移。确定针对采样回波的任何时间的位置中的每个处的位移。对于剪切波成像,确定沿着每个跟踪线的深度或深度范围处的位移。

[0060] 根据超声扫描数据来计算位移。组织在两个扫描之间移动。在动作28的ARFI发射之前和/或在所生成的波已经经过位置之后执行参考扫描。采样扫描或参考扫描的数据相对于在其它扫描中的数据在一、二或三个维度上被转化或改变。对于每个可能的相对位置,针对位置周围的数据计算相似性的量。使用相关(例如交叉相关)来确定相似性的量。可以使用绝对差的最小和或其它函数。具有最高或足够相关的空间偏移指示针对给定位置的位移的量。在其它实施例中,计算从不同时间接收的数据的相位偏移。相位偏移指示位移的量。在又一些实施例中,将不同时间下表示线(例如,轴)的数据相关联,以确定沿着线的多个深度中的每个的改变。

[0061] 使用单个ARFI激励脉冲来为所有位置估计位移。图6示出给定深度处2.5-7mm关注区域中所有位置的估计。可以针对不同的深度重复激励脉冲和跟踪。为了监测更大的横向区域,针对其它位置来重复激励脉冲和跟踪。

[0062] 图6将位移示作用于各种位置和时间的颜色。蓝色背景表示没有任何样本的位置和时刻,所以没有对应位移。其它位置的颜色指示位移的量。因为采样的计时并不是特定地用于最大位移的未知时间,所以采样的位移可以或可以不与由经过组织的波所引起的最大位移相关。由于稀疏采样,并未针对位置中的任何位置提供作为时间的函数的位移的完全的、3/4、或者甚至一半分辨率轮廓。在图6中,稀疏位移被提供为每个接收波束一个,其中每接收事件N个位移(即,在图6中,N=1)。因为用于每个位置的作为时间的函数的位移的轮廓具有低分辨率(例如,在图4的示例中的0-4个样本),所以使用随着时间的位移轮廓来计算用于那个位置的速度是不可靠的。

[0063] 在图3的动作34中,确定单个或几个激励脉冲所生成的波的速度。根据位移来确定速度。在没有识别任何给定位置处的最大位移的情况下确定速度。针对跟踪线或者对应横向位置中的任何一个,在没有特定地(例如,没有处理器计算)识别最大位移的时间的情况下

下确定位移的量值。并未使用传统的时间-峰值估计方法来执行具有欠采样位移的速度的估计,而是替代地使用变换方法。

[0064] 在一个实施例中,变换为拉东变换。将拉东变换应用到位移数据,诸如图6中表示的。拉东变换以不同角度沿着线来投射数据。沿着角度具有最高强度的投射角度表示波。图7示出图2的完全采样的拉东变换正弦图。图8示出图6的稀疏采样的拉东变换正弦图。X轴为投射角。为了投射,进行与角度正交的位移的合计,从而得到沿着投射角的位移量值的线。y轴是沿着正交的投射或合计的位移。每个x轴垂直线表示与那个角度正交的位移的系列投影。根据角度确定速度。角度表示作为波的时间的函数的距离。可以使用其它变换。

[0065] 在其它实施例中,使用线拟合(例如,最小二乘)。将直线拟合到作为时间的函数的位移,诸如将线拟合到图6。拟合可以通过位移的量值来加权。在位移加权拟合之前,可以调整位移量值来计及作为距离的函数的波衰减。一旦拟合,则线提供了用来计算速度的斜率或角度。

[0066] 如图7和8两者中所示,虽然投射图像性质上相似,但是图8的欠采样图像中的峰值强度角度估计可能倾向于更多噪音,因为样本的减少的数目倾向于展开投影峰值并且减少来自更低的信号电平的总位移信噪比(SNR)。为了减少这些关注,可能对位移进行滤波或者以其它方式进行处理。图3示出一个示例方法以减少由于欠采样引起的误差。在执行动作40中的拉东变换和计算动作42中的速度之前执行动作36和38。可以使用另外的、不同的、或更少的动作。例如,在没有动作36和38的情况下执行动作40和42。作为另一示例,在没有动作40的情况下执行动作42。

[0067] 在动作36中,在稀疏采样位移上执行压缩感测。图6中表示的数据或位移的其它稀疏采样经受压缩感测。为了改善来自欠采样位移的剪切速度估计的SNR,使用压缩感测方法,其中采取了标准时间位移的傅立叶稀疏(Fourier sparsity)。

[0068] 可以使用任何压缩感测信号恢复。在一个实施例中,使用正交匹配追踪。正交匹配追踪是启发式恢复算法,其仅从欠采样频谱中恢复最重要的傅立叶系数。恢复的系数的数目是预定的或者用户选择的。稀疏位移采样被压缩感测以重建傅立叶频谱。

[0069] 关于图9-11来解释压缩感测的示例。图9示出图2的作为时间的函数的完全采样位移的二维傅立叶频谱。图10示出图6的稀疏采样位移的二维傅立叶频谱。通过使用图6的稀疏采样位移的压缩感测,产生图11的傅立叶频谱。图11是使用压缩感测重建的二维傅立叶频谱。来自稀疏采样的大量噪音被减少或去除(比较图10和11)。

[0070] 在动作38中,重建的傅立叶频谱是反傅立叶变换。压缩感测的结果或输出被从频域变换到作为标准时间域的函数的位置中。例如,图12示出图11的傅立叶频谱的示例反傅立叶变换。结果具有平行的三个高量值脊。三个而不是一个脊是2D傅立叶频谱中的不连续的结果,但是拉东变换、线拟合,或其它波检测仍然可以操作。在其它示例中,出现脊的仅一个或其它数目。可以在反傅立叶变换之前将频谱光滑化以提供单个脊。

[0071] 在动作40中,将拉东变换应用到反傅立叶变换的输出或结果。图13示出拉东变换正弦图。与图8相比,强度是更加聚焦的。来自位移的稀疏采样的噪音的效果被减少。可以使用其它变换或角度识别方法。

[0072] 在动作42中,根据拉东变换的结果或输出来计算速度。识别拉东变换正弦图中具有最大强度的角度。角度指示作为时间的函数的跟踪线或横向位置。此角度的斜率与速度

成比例。斜率本身被用作速度,或者根据斜率来计算速度。

[0073] 图14示出基于完全采样位移的拉东变换、基于在没有压缩感测的情况下的稀疏采样位移的拉东变换、以及基于具有压缩感测情况下的稀疏采样位移的拉东变换的剪切速度计算的比较。完全跟踪的速度具有最少方差。x轴的扫描数目用于来自模型(phantom)的不同位置的不同数据集合,以示出变化性。来自不具有压缩感测的稀疏位移的拉东变换的剪切速度具有最大变化(variance)。压缩感测减少了估计剪切速度的变化。在图14的示例中,来自完全采样的速度具有1.2495m/s的均值,其中标准偏差为0.0306。来自不具有压缩感测的稀疏采样的速度具有1.2228m/s的均值,其中标准偏差为0.1903。来自具有压缩感测的稀疏采样的速度具有1.2059m/s的均值,其中标准偏差为0.0814。压缩感测减少了估计的变化。

[0074] 可以计算与速度相比较的其它特性和/或可以使用速度来计算另外的特性。例如,计算剪切模量或其它弹性特性。

[0075] 可以根据沿着线中的不同横向位置的样本来计算速度,诸如一定深度处的方位角间隔位置。在其它实施例中,在一定深度处的方位角和仰角两者中,在横向位置处对位移采样。图15在两个空间维度(例如,相对换能器的方位角和仰角)方面和时间(例如,标准时间)方面示出由样本位置形成的体积。跟踪线在方位角和仰角中间隔。跟踪线被随机采样或应用其它稀疏采样方法。图15将无位移样本表示为背景蓝色水平并且将稀疏获得的位移样本表示为其它颜色。

[0076] 跟踪分布的增加的维度可以导致更大得多的数目的跟踪线。因此,在没有ARFI重复、换能器加热、和/或患者加热的情况下,给定波束成形器可能更不能够完全采样。甚至可以同时形成数十条接收波束(例如,32或64个同时接收波束)的接收波束成形器可能不能完全采样。为了对大的体积采样,可以使用稀疏采样和对应的速度估计。与完全采样相比,稀疏采样可以减少收集时间,同时仍然提供剪切速度的良好估计。

[0077] 在图3的动作44中,输出速度。通过网络或在显示器上输出到存储器。为了显示,波的速度或其它特性被显示为数字的值和/或字母(例如,“2.0m/s”)。替代地,使用速度或特性的图形表示,诸如刻度上的指针或条线图。速度可以以被显示为颜色或其它索引符号。

[0078] 在一个实施例中,确定单个速度。用户在图象上定位指针。作为响应,超声扫描器输出针对那个点计算的速度(例如,该点被用于ARFI焦点并且计算接近该点或该点周围的小的区域的速度)。在其它实施例中,输出多于一个速度。发现不同位置处的速度。例如,拟合曲线,并且不同位置处的曲线的斜率表示不同速度。作为另一示例,针对不同的位置进行不同的测量。

[0079] 速度的图像是单个速度的显示或者多个速度的显示。对于不同位置处测量的速度,图像可以包括作为空间或位置的函数的速度或特性的一维、二维、或三维表示。例如,显示遍及区域的剪切速度。在灰度级调制B模式图像中,剪切速度值调制区域中像素的颜色。图像可以表示位移信息,诸如不同位置的剪切或模量(例如,剪切模量)。显示网格可以与扫描网格和/或针对其计算位移的网格不同。颜色,亮度,辉度,色调,或像素的其它特性被调制为从位移导出的信息的函数。

[0080] 图16示出用于声辐射力脉冲成像中的稀疏跟踪的系统10的一个实施例。超声生成组织位移,诸如通过剪切或纵向波的创建,并且响应于与位移相对应的组织的扫描数据被

用来在组织中确定波的速度或其它特性。为了加快扫描和/或减少加热,可以稀疏地对组织响应采样。响应于给定ARFI激励脉冲,与存在同时接收波束相比更多(例如,2、3、4、5或更多倍)的横向间隔位置被采样。

[0081] 系统10是医疗诊断超声成像系统。在替代实施例中,系统10是个人计算机、工作站、PACS站、或处于相同位置或在网络上分布的用于实时或获取后成像的其它装置。

[0082] 系统10实施图3的方法或其它方法。系统10包括发射波束成形器12、换能器14、接收波束成形器16、图像处理器18、显示器20、以及存储器22。可以提供另外的、不同的、或更少的部件。例如,提供用户输入,以用于针对其获得信息的关注区域的手动或辅助指定。

[0083] 发射波束成形器12是超声发射器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路、或其组合。发射波束成形器12被配置成为多个通道生成具有不同或相对振幅、延迟和/或相位调整(phasing)的波形。以任何计时或脉冲重复频率来生成波形并将其应用到换能器14的阵列。例如,发射波束成形器12生成激励脉冲,以用于计算关注区域中的速度,并且生成对应的发射,以用于用超声跟踪所得到的位移。

[0084] 发射波束成形器12与换能器14连接,诸如通过发射/接收开关。在响应于生成的波而从换能器14发射声波时,在给定的发射事件期间形成一个或多个波束。波束是激励脉冲和/或跟踪波束。为了扫描组织位移,生成发射波束的序列以扫描一维、二维或三维区域。可以使用扇区、向量®、线性、或其它的扫描格式。在激励脉冲的发射之后发生由发射波束成形器12进行的扫描,但是可以包括在发射激励脉冲之前对跟踪中所使用的参考帧进行扫描。换能器14的相同元件被用于对组织扫描和位移两者,但是可以使用不同元件、换能器、和/或波束成形器。可以将任何模式用于跟踪中的扫描线,例如与随机接收采样匹配的随机模式。

[0085] 换能器14是压电或电容膜元件的1-、1.25-、1.5-、1.75-或2维阵列。换能器14包括多个元件,用于声能和电能之间转换。例如,换能器14是具有约64-256元件的一维PZT阵列。

[0086] 换能器14与发射波束成形器12连接,以用于将电波形转换成声波形,并且与接收波束成形器16连接,以用于将声回波转换成电信号。换能器14发射激励脉冲和跟踪波束。波形聚焦在患者中关注的组织区域或位置。响应于将电波形施加到换能器元件来生成声波形。为了用超声扫描以检测位移,换能器14发射声能量并且接收回波。响应于换能器14的元件上撞击的超声能量(回波)而生成接收信号。

[0087] 接收波束成形器16包括具有放大器、延迟器、和/或相位旋转器的多个通道,以及一个或多个加法器。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束形成器16应用相对延迟、相位、和/或变迹法以响应于用于检测的每个发射来形成一个或多个接收波束。可以提供接收时的动态聚焦。在仅关注一个深度或深度范围的情况下,可以提供或可以不提供动态聚焦。接收波束成形器16使用接收的声信号来输出表示空间位置的数据。相对延迟和/或相位调整以及来自不同元件的信号的求和提供波束形成。在替代实施例中,接收波束成形器16是用于使用傅立叶或其它变换来生成样本的处理器。

[0088] 对于平行接收波束形成,接收波束成形器16被配置成包括通道的一个或多个另外的集合,以及一个或多个对应的加法器。每个通道应用相对延迟和/或相位调整,以用加法器形成波束。接收波束成形器16可以具有任何数目N的通道和加法器的集合,例如N=1-8,用于同时地或者响应于相同跟踪发射波束来形成对应数目的波束。

[0089] 接收波束成形器16可以包括滤波器,例如用于在二次谐波或其它频带相对于发射频带隔离信息的滤波器。此类信息可以更加可能地包括希望的组织、造影剂、和/或流信息。

[0090] 接收波束成形器16输出表示空间位置的波束求和数据。输出用于单一位置的数据、沿着线的位置的数据、用于区域的位置的数据、或者用于体积的位置的数据。数据可以用于不同目的。例如,相比于针对剪切或纵向波检测而针对B模式或组织检测来执行不同的扫描。替代地,还将B模式数据用来确定由剪切或纵向波引起的位移。

[0091] 接收波束成形器16被配置成响应于激励脉冲来稀疏地跟踪位移。由换能器14接收的回波被波束形成到数据样本中。这些样本可以被用于估计位移。接收波束成形器16被配置成针对时间和/或位置方面的稀疏采样通过形成接收波束来稀疏地跟踪,以估计那些时间和/或位置处的位移。在采样时间上由接收线路来分布位移的稀疏跟踪测量,使得没有响应于给定激励脉冲而为接收线路中的每个来针对采样时间的超过一半提供位移。不是在每个位置处在相同的时间长度上进行完全采样,而是在给定时间的位置的少于一半(例如仅1-25%)是样本。在使用平行接收波束形成的情况下,接收波束成形器16被配置成在采样时间的每个处测量位移中的N个,其中用于位移的接收线路被随机地定位在接收线路的XN个上,其中X为二或更大。

[0092] 处理器18或独立的波束成形器控制器配置波束成形器12、16。通过将值加载到用于操作的寄存器或表中,设置用于ARFI成像的波束成形器12、16所使用的获取参数的值。可以使用任何控制结构或格式来建立ARFI成像序列。波束成形器12、16被使得以一定帧速率和/或以一定分辨率来获取用于ARFI成像的数据。一个或多个获取参数的不同值可能导致不同的帧速率和/或分辨率。

[0093] 处理器18是B模式检测器、多普勒检测器,脉冲波多普勒检测器,相关处理器,傅立叶变换处理器,专用集成电路,通用处理器,控制处理器,图像处理器,现场可编程门阵列,数字信号处理器,模拟电路,数字电路,其组合或其它现在已知的或以后开发的用于检测和处理来自波束形成的超声样品的信息的设备。

[0094] 在一个实施例中,处理器18包括一个或多个检测器和独立的处理器。独立处理器是控制处理器、通用处理器,数字信号处理器,图形处理单元,专用集成电路,现场可编程门阵列,网络,服务器,处理器组,数据路径,其组合或其它现在已知或以后开发的用于确定位移和/或根据位移计算速度的设备。处理器18被配置成通过软件和/或硬件来执行动作。

[0095] 在用于ARFI成像的一个实施例中,与稀疏采样一致,处理器18没有、一次、或多次估计用于每个横向位置的组织位移。由接收波束成形器16输出的数据被用来在不同时间针对不同位置但是稀疏地确定位移。相对于ARFI激励脉冲而不是在每个时间的每个位置来在不同的时间针对不同的位置估计位移。可以通过相关或以其它方式确定参考数据和所获得的表示在某时的组织的数据之间的相似性的水平来确定位移。

[0096] 处理器18被配置成随时间推移而根据不同位置处的组织位移来计算组织特性。例如,根据位移来计算剪切速度。在另一示例中,处理器18计算粘度和/或模量。处理器18可以计算其它特性,诸如形变或弹性。

[0097] 处理器18被配置成根据位移的稀疏采样来估计速度或其它特性。例如,发现作为时间的函数的所检测位移的线的斜率。可以使用线拟合。在一个实施例中,使用拉东变换。斜率提供作为时间的函数的距离,产生速度。处理器18可以被配置成减少稀疏采样引起的

速度估计中的噪声。例如,处理器18在稀疏位移上执行压缩感测,对压缩感测的输出进行反傅立叶变换,将拉东变换应用到反傅立叶变换的输出,并且然后根据拉东变换正弦图中的最大角度来估计速度。处理器18可以响应于单个激励脉冲而估计速度,所述单个激励脉冲与能够同时扫描的接收波束成形器16相比具有更多的横向位置。例如,区域可以具有是同时接收波束的数目的2、3、4、5或更多倍的位置,其中位置响应于一个激励脉冲被采样。在其它实施例中,使用多激励脉冲来执行稀疏采样和速度的估计,但是使用稀疏采样。

[0098] 处理器18生成从属性映射的图像或显示值并将其输出到显示器20。例如,确定速度、剪切模量或其它值。将属性的文本或数值指示显示给用户。可以显示属性随时间推移的曲线图。

[0099] 在一个实施例中,将属性显示为位置的函数。可以使用不同位置处的速度来显示值、图表、和/或组织表示。为了组织的表示,组织特性的量值针对表示组织区域的不同像素来调制颜色、色调、亮度、和/或其它显示特性。处理器18确定像素值(例如,RGB)或者转换成像素值的标量值。将图像生成为标量或像素值。图像可以被输出到视频处理器、查找表、色彩图、或直接输出到显示器20。

[0100] 显示器20是CRT、LCD、监视器、等离子、投影仪、打印机或用于显示图像或图像序列的其它设备。任何现在已知的或以后开发的显示器20可被使用。显示器20可操作用于显示一个图像或图像序列。显示器20显示二维图像或三维表示。显示器20显示表示组织特性或从位移导出的其它信息的一个或多个图像。作为示例,显示在二维图像或三维B模式表示上指示的位置所关联的速度。替代地或另外地,该图像是曲线图。

[0101] 处理器18、接收波束成形器16、以及发射波束成形器12按照存储在存储器22或其它存储器中的指令操作。指令配置系统以用于执行图3的动作。通过被加载到控制器中、通过引起值的表格的加载(例如,弹性成像序列)、和/或通过被执行,指令配置处理器18、接收波束成形器16、和/或发射波束成形器12以用于进行操作。通过指令来配置发射波束成形器12以引起激励波束和跟踪波束的生成。由指令配置接收波束成形器16来获取用于跟踪的数据。配置处理器18以估计位移并根据稀疏位移来确定速度。

[0102] 存储器22是非暂时性计算机可读存储介质。在计算机可读存储介质或存储器(诸如缓存,缓冲器,RAM,可移动介质,硬盘驱动器或其它计算机可读存储介质)上提供用于实施过程、方法和/或本文所讨论的技术的指令。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。图中图示或本文所描述的功能、动作、或任务响应于存储在计算机可读存储介质中或上的一个或多个指令的集合被执行。所述功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略,并且可以由软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行,单独或组合地进行操作。类似地,处理策略可以包括多处理,多任务,并行处理等。在一个实施例中,指令被存储在可移除介质设备上以用于由本地或远程系统读取。在其它实施例中,指令被存储在远程位置中,以用于通过计算机网络或通过电话线传输。在又一些实施例中,指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统内。

[0103] 虽然本发明已经关于各种实施例在上面被描述,但是应该理解的是在不脱离本发明的范围情况下可以进行许多改变和修改。因此,本文旨在前述详细描述被认为是说明性的而不是限制性的,并且应当理解的是,下面的权利要求(包括所有等价物)旨在限定本发明的精神和范围。

[0104] 此外,虽然上面提到了一些关于颜色方面的说明,但是图形中的颜色是无法完全用语言来描述的,为了能够更好地解释说明本发明,本说明书提供了彩色的照片来帮助更好地理解本发明。

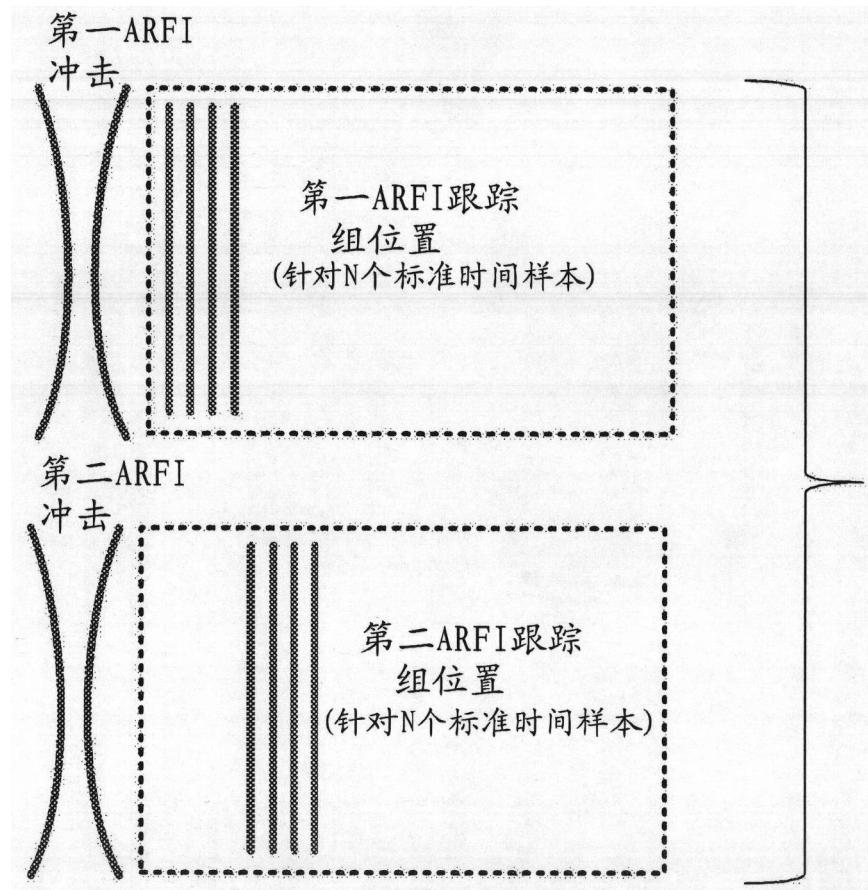


图1

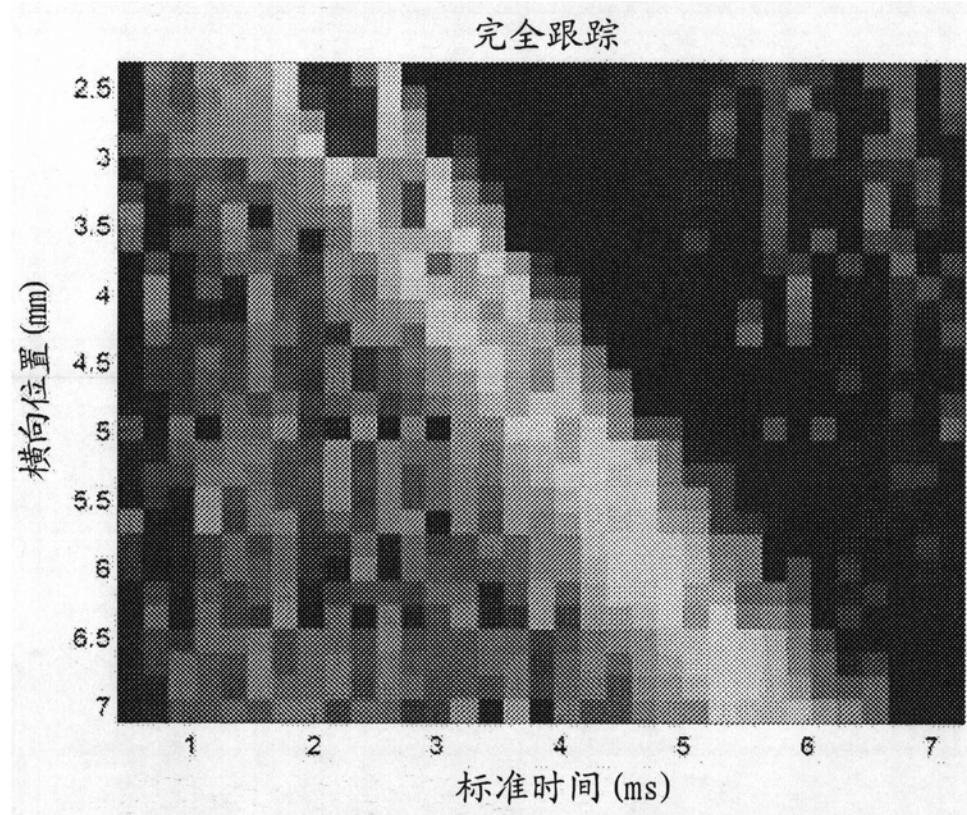


图2

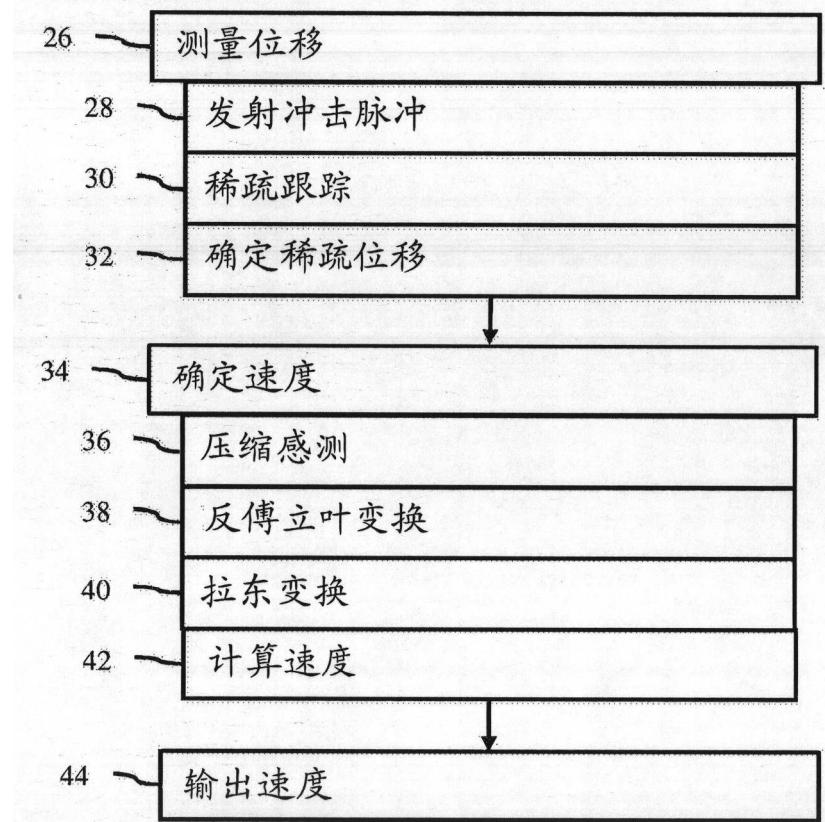


图3

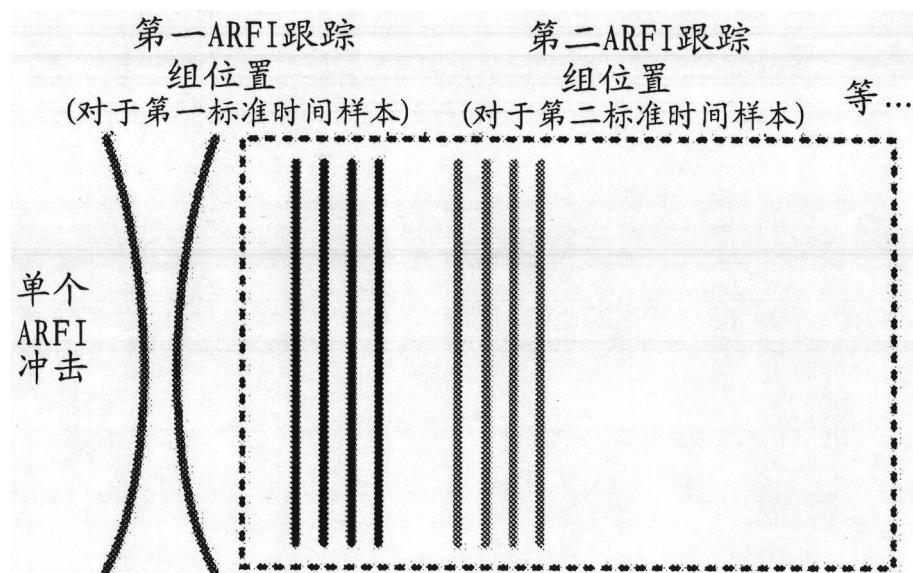


图4

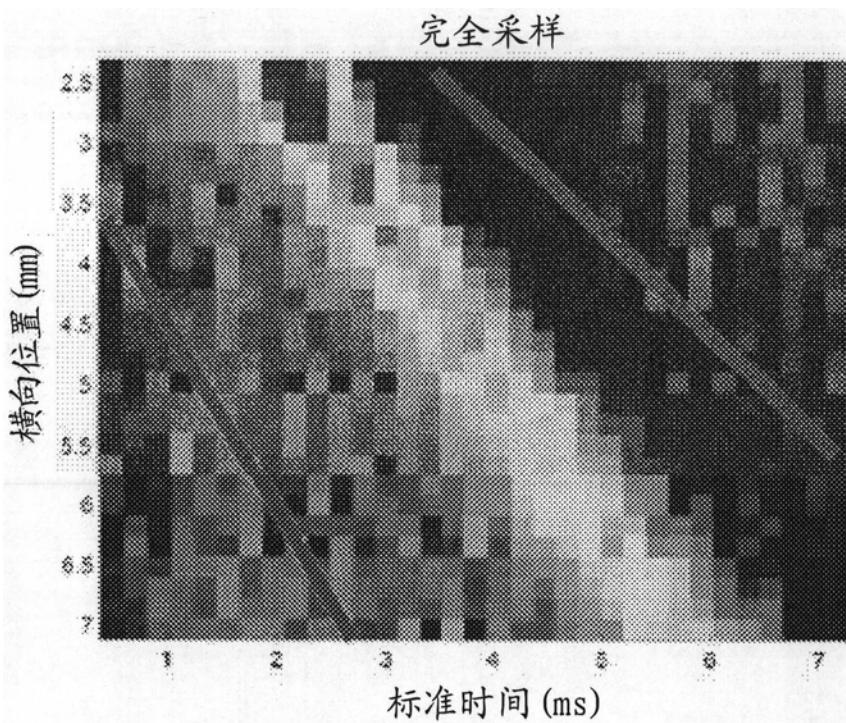


图5

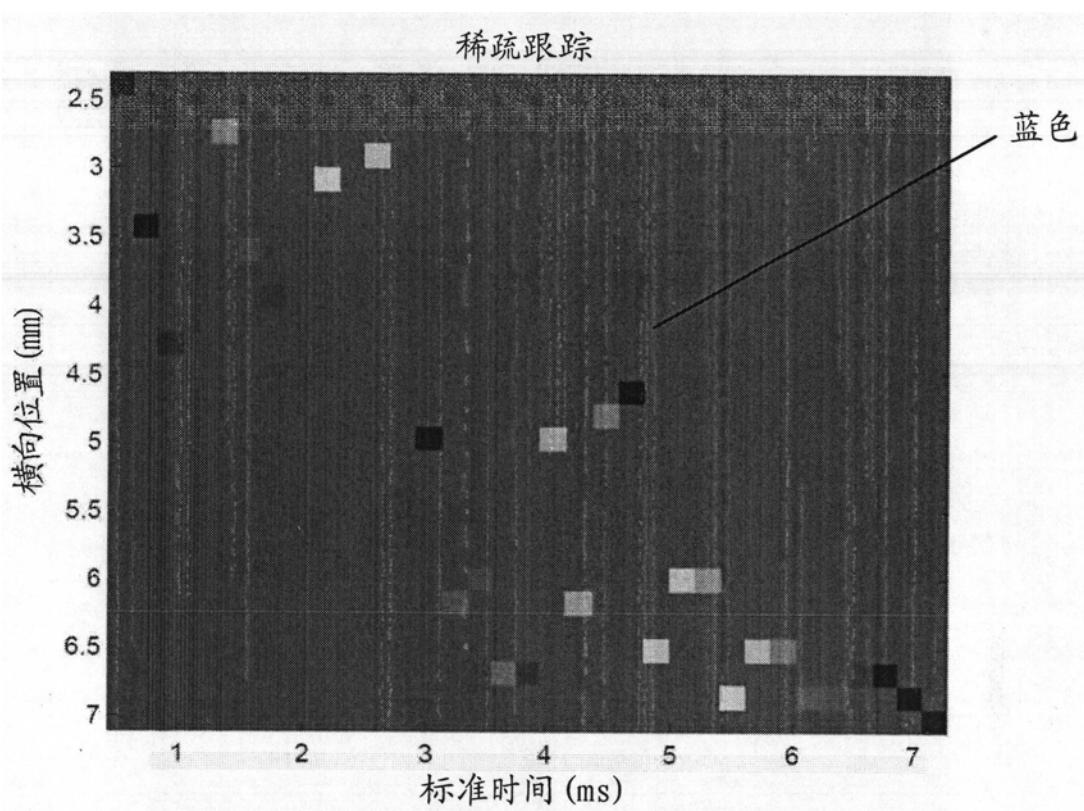


图6

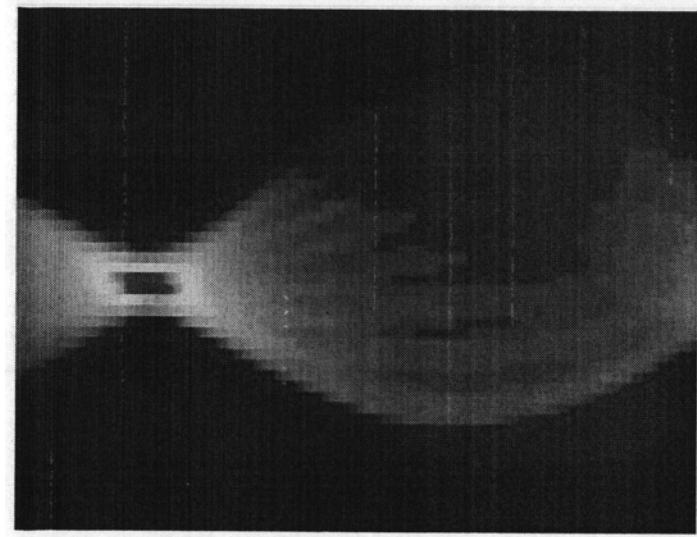


图7

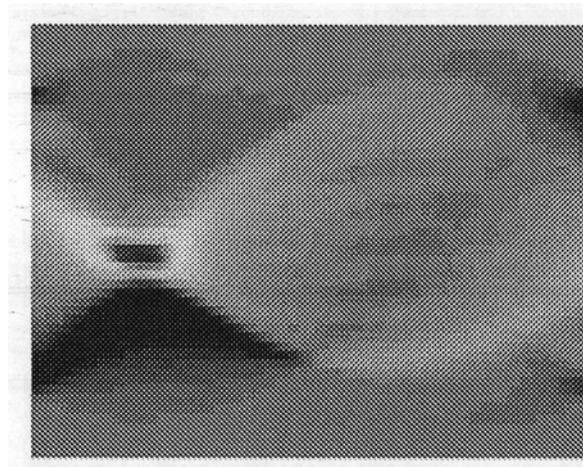


图8

完全采样频谱

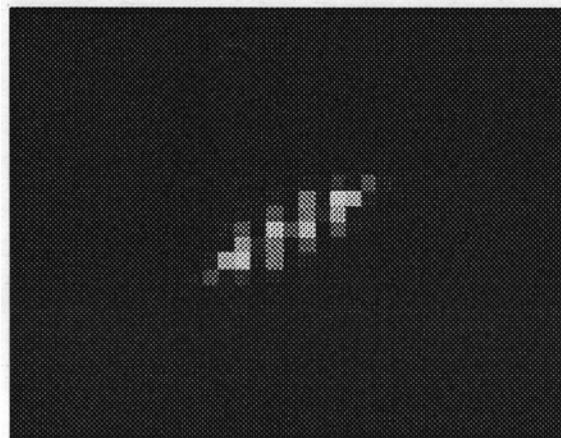


图9

稀疏采样频谱

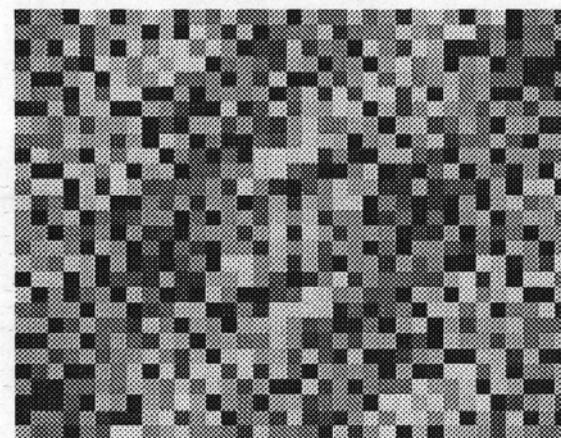


图10

重建稀疏采样频谱

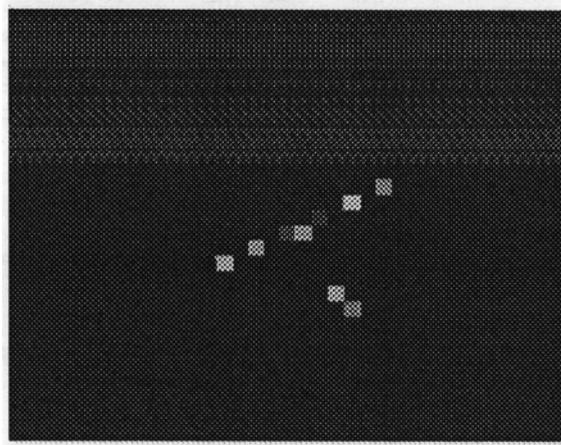


图11

反向重建数据

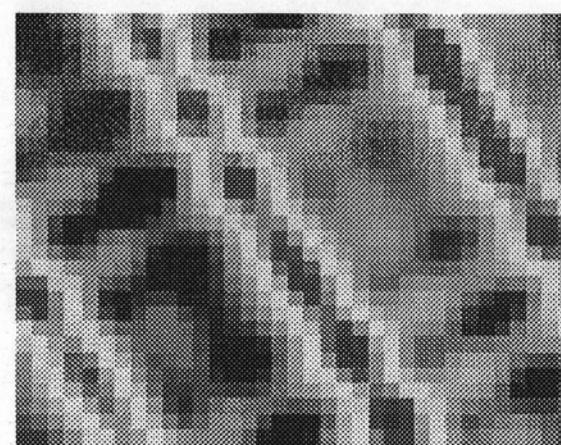


图12

拉东变换重建CS数据

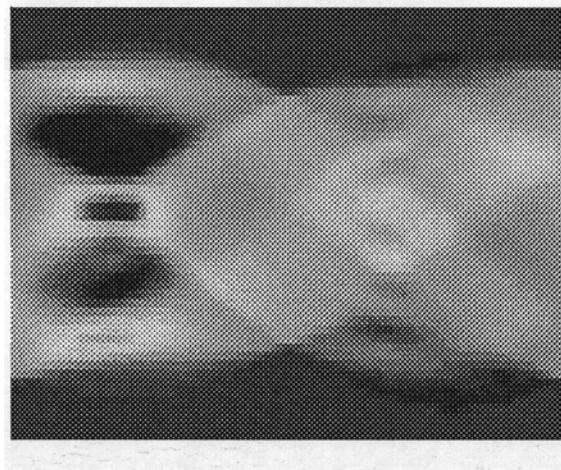


图13

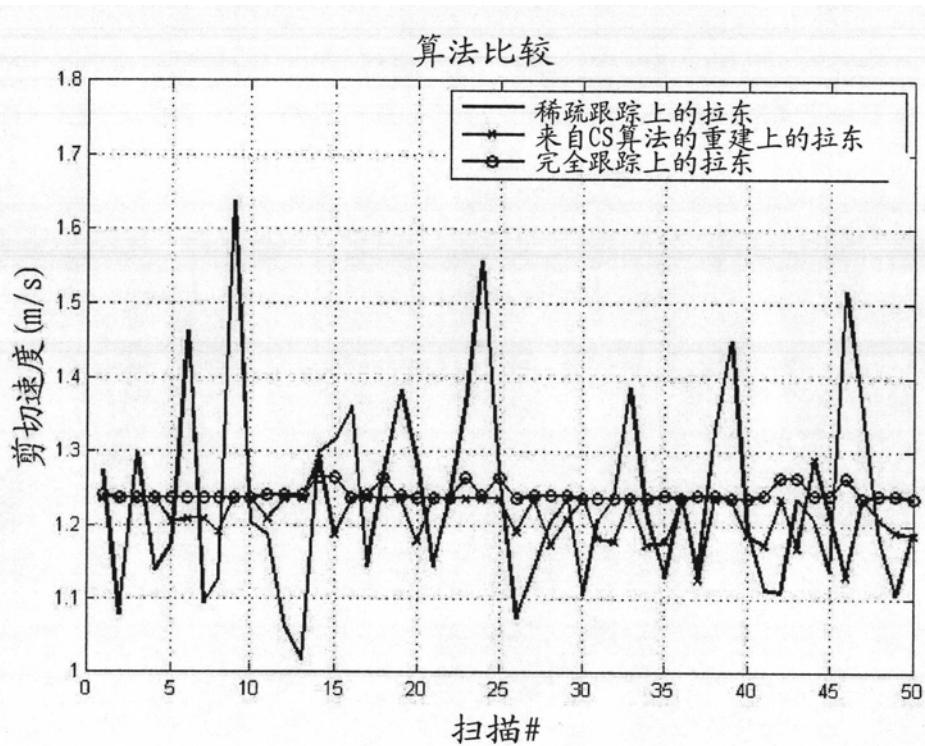


图14

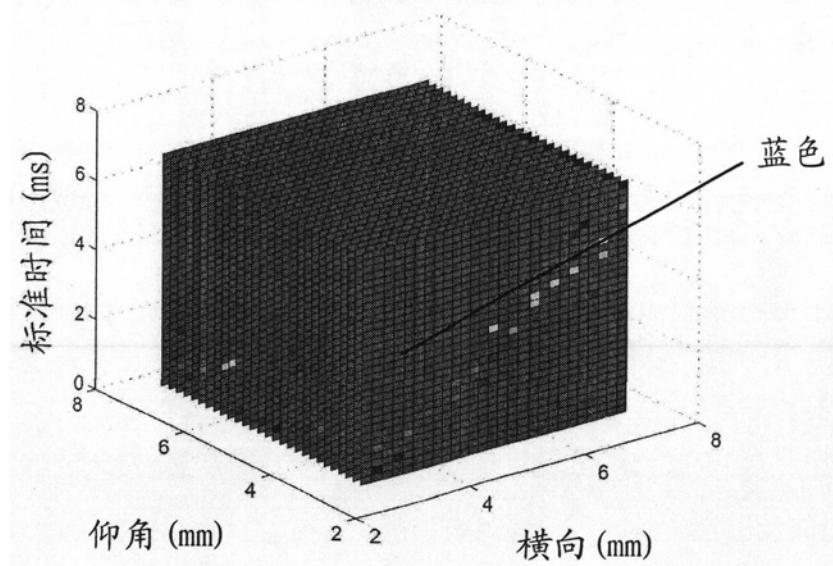


图15

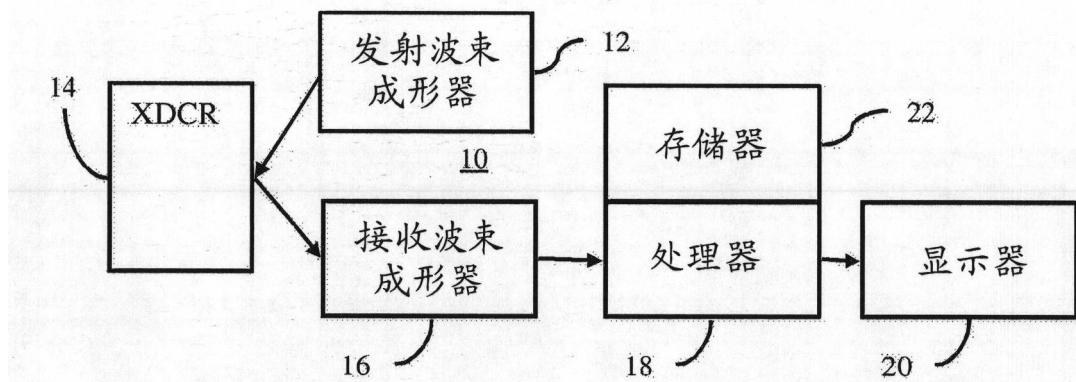


图16