



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103239258 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 18

(21) 申请号 201310050076. 0

审查员 张红梅

(22) 申请日 2013. 02. 08

(30) 优先权数据

13/371287 2012. 02. 10 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 S. J. 苏 M. G. 梅农 D. P. 邓肯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 马红梅 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101879077 A , 2010. 11. 10,

CN 1032591 A , 1989. 04. 26,

US 2008200805 A1 , 2008. 08. 21,

US 6764448 B2 , 2004. 07. 20,

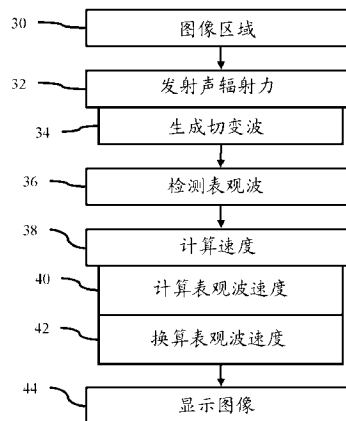
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

采用超声波的同轴切变波表征

(57) 摘要

本发明涉及采用超声波的同轴切变波表征。提供了医疗诊断超声波中的切变波成像。用声能生成 (34) 切变波形成了向换能器 (14) 行进的伪切变波 (表观波)。沿着单根线的发射和接收可以被用来检测 (36) 向所述换能器 (14) 行进的所述伪切变波。可以在没有沿着多个横向间隔的扫描线的接收的情况下确定 (38) 所述切变速度或特性。可以使用用于生成 (34) 所述切变波的一个发射 (32)。在有或没有多波束接收的情况下, 沿着单根线计算 (38) 切变速度允许快速确定。



1. 一种用于医疗诊断超声波中的切变波成像的方法,所述方法包括:
从换能器将声能发射到焦点区域;
由所述发射生成切变波;
检测在沿着从所述换能器延伸的线的多个位置处的伪切变波,所述伪切变波由所述切变波而形成;
响应于所述发射的单个事件并且在不用重复所述发射的情况下,用处理器根据所检测到的伪切变波来计算切变速度;以及
根据所述切变速度来显示图像。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,发射包括发射声辐射力。
3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,生成包括生成作为横向传播波的所述切变波,并且其中,检测所述伪切变波包括检测向所述换能器传播的表观波。
4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,检测包括确定由于所述伪切变而发生在所述多个位置处的位移的定时。
5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,计算包括:
确定用于所述发射的 F 数;
计算沿着所述线的伪切变波速度;以及
按常数和所述 F 数的倒数来换算所述伪切变波速度,所述换算的结果包括所述切变速度。
6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,发射包括沿着所述线发射一次,检测包括响应于所述一个发射来检测,并且其中,计算包括根据对所述一个发射做出响应并且表示仅有的所述线的数据的计算。
7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,显示包括生成具有表示所述切变速度的文本的所述图像。
8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,显示包括生成切变信息的一维或二维表示,所述切变信息是所述切变速度的函数。
9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,显示包括:
将具有位置标记的患者的二维区域的表示显示在所述焦点区域处;以及
将如与所述位置标记相关联的所述切变速度显示在所述图像上。
10. 根据权利要求 1 所述的方法,其进一步包括重复用于心脏成像的所述发射、生成、检测以及计算。
11. 在一种用于医疗诊断超声波中的切变波成像的设备,所述设备包括:
用于沿着与扫描线基本上平行的线追踪伪切变波的装置;
用于确定所述伪切变波沿着所述线的表观速度的装置;以及
用于按常数和发射 F 数来换算所述表观速度的装置,所述换算的结果包括切变速度;并且其中,所述设备还包括用于根据所述切变速度来显示图像的装置。
12. 根据权利要求 11 所述的用于医疗诊断超声波中的切变波成像的设备,其中,用于追踪的装置包括用于确定所述线上的多个位置中的每一个的时间分布的装置,并且其中,用于确定所述表观速度的装置包括用于根据所述时间分布确定所述位置的定时的装置。
13. 根据权利要求 11 所述的用于医疗诊断超声波中的切变波成像的设备,其中,用于

追踪和确定的装置包括用于响应于单个发射追踪和确定的装置。

14. 根据权利要求 11 所述的用于医疗诊断超声波中的切变波成像的设备,其中,用于追踪的装置包括用于当所述波看起来向换能器传播时沿着所述波的扫描线追踪的装置。

15. 根据权利要求 11 所述的用于医疗诊断超声波中的切变波成像的设备,其中,用于追踪的装置包括用于当相关联的切变波基本上垂直于所述扫描线行进时追踪所述波的装置。

16. 根据权利要求 11 所述的用于医疗诊断超声波中的切变波成像的设备,其中,用于换算的装置包括用于将所述表观速度除以所述发射 F 数的装置。

17. 一种用于医疗诊断超声波中的切变波成像的方法,所述方法包括:

定位在患者中向换能器行进的表观波,所述表观波对相对于所述换能器横向地行进的切变波做出响应;

用处理器根据所述表观波计算切变速度;以及
根据所述切变速度来显示图像。

18. 根据权利要求 17 所述的方法,其中,定位和计算响应于沿着扫描线的单个发射而被执行,所述定位是沿着所述扫描线的。

19. 根据权利要求 17 所述的方法,其中,计算包括:

计算所述表观波的表观速度;以及
将所述表观速度乘以常数和发射 F 数的倒数。

20. 一种用于医疗诊断超声波中的切变波测速技术的系统,所述系统包括:

用于响应于单个发射事件沿着单根扫描线接收并且在发射事件中发射声能的装置;
用于根据表示沿着所述扫描线的响应的数据以及通过确定向换能器行进的表观波的传播速度以及按发射事件的发射 F 数对所述传播速度进行加权来估计切变速度的装置,所述加重的结果包括切变速度;以及
用于根据所述切变速度输出图像的装置。

采用超声波的同轴切变波表征

背景技术

[0001] 本发明涉及切变波测速技术。超声波可以被用来检测组织中的切变波。切变是组织的粘弹性属性。切变波速度或得自切变速度的切变特性可以帮助诊断,诸如指示组织的健康状态。

[0002] 在切变波测速技术中,声辐射力被用来激发软组织中的感兴趣的区域。该激发产生切变波,所述切变波在横向偏移位置处被追踪。在没有并行接收能力的超声波系统中,这些切变波通过发射用于顺序地生成多个切变波的多个激发并且叠加在各个横向偏移位置处的所记录的响应来追踪。

[0003] 可以生成切变波图像。切变波在组织中的特性被针对不同的空间位置确定。生成了特性根据空间的图像。大量的发射和接收被用来估计大区域中的切变波信息,导致了慢的帧速率。多个切变波可以被顺序地生成以确定在任何一个或多个位置处的切变速度。发射和接收的数目可以通过响应于每个发射形成多个接收波束来减少。然而,对于响应于发射形成多个接收波束需要昂贵的或复杂的硬件能力。

发明内容

[0004] 通过介绍,下文所述的优选实施例包括用于医疗诊断超声波中的切变波成像的方法、指令以及系统。用声能生成切变波形成了向换能器行进的伪切变波或表观波。沿着单根线的发射和接收可以被用来检测向换能器行进的伪切变波。可以在没有沿着多个横向间隔的扫描线的接收的情况下根据表观速度来确定切变速度或特性。可以使用一个发射来生成切变波,但可替换地可以使用多个发射来生成切变波。用或不用多波束接收,计算沿着扫描线的切变速度允许快速测定,使得所述速度可以在心搏周期内被确定多次。

[0005] 第一方面,提供了用于医疗诊断超声波中的切变波成像的方法。换能器将声能发射到焦点区域。切变波从所述发射中生成。伪切变波在沿着从所述换能器延伸的线的多个位置处被检测到。所述伪切变波由所述切变波形成。处理器响应于所述发射的单一事件并且在不用重复所述发射的情况下,根据所检测到的伪切变波计算切变速度。图像被根据所述切变速度显示。

[0006] 第二方面,非暂时性计算机可读存储介质已经将表示指令的数据存储在其中,所述指令可被可编程处理器执行以用于医疗诊断超声波中的切变波成像。所述存储介质包括指令,所述指令用于:沿着与扫描线基本上平行的线追踪波;确定所述波沿着所述线的表观速度;按常数和发射 F 数来换算所述表观速度,所述换算的结果包括切变速度;以及根据所述切变速度来显示图像。

[0007] 第三方面,提供了用于医疗诊断超声波中的切变波成像的方法。向换能器行进的表观波被定位。所述表观波对相对于所述换能器横向地行进的切变波做出响应。处理器根据所述表观波计算切变速度。图像根据所述切变速度被显示。

[0008] 第四方面,提供了用于医疗诊断超声波中的切变波成像的系统。波束形成器被配置成响应于单一发射事件沿着单根扫描线接收。处理器被配置成根据表示沿着所述扫描线

的响应的数据来估计切变速度。显示设备可操作来根据所述切变速度输出图像。

[0009] 本发明由以下权利要求来限定,并且本部分中没有什么应当被认为是对那些权利要求的限制。在下文结合优选实施例对本发明的其他方面和优点进行了讨论,并且可以以后独立地或相结合地要求保护本发明的其他方面和优点。

附图说明

[0010] 部件和图未必按比例绘制,重点替代地被放在举例说明本发明的原理之上。此外,在图中,相同的附图标记在不同的视图中自始至终指定对应的部分。

[0011] 图 1 是用于医疗诊断超声波中的切变波成像的方法的一个实施例的流程图;

[0012] 图 2 是与切变波相关联的伪切变波的示例性图示;

[0013] 图 3 是根据在响应于伪切变波的位置处的时间的组织运动信息(诸如位移)的时间分布的示例图形表示;

[0014] 图 4 是示出了根据 $F\#$ 的表观速度的示例图;

[0015] 图 5 是示出了按 $F\#$ 归一化的表观速度的示例图;以及

[0016] 图 6 是用于切变波成像的超声波系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0017] 估计切变速度。快速地获取切变速度信息可以改进临床 workflow,允许心脏结构的分析。根据单声辐射力 (ARFI) 激发,可以对波速度进行测量。在单 ARFI 激发的发射期间,切变波在三个维度上发起。切变波远离激发的区域的向外传播相长地产生了向换能器传播的伪切变波。该伪切变波在沿着扫描线或与换能器相交的其他线的多个位置处被测量到。根据这些测量,可以确定材料的切变波速度。尽管不是切变波,但在线性各向同性介质中,可以按简单的换算因子和按激发 $F/\#$ 的归一化根据伪切变波的表观速度来计算切变波速度。

[0018] 图 1 示出了用于医疗诊断超声波中的切变波成像的方法。所述方法由图 6 的系统或不同的系统实现。可以提供附加的、不同的或较少的行为。例如,用于成像诸如以帮助定位用于估计切变的区域的行为 30 未被执行。作为另一示例,除在行为 44 中显示图像之外或者作为对在行为 44 中显示图像的替换,数据被输出以便存储或传送。行为被以所描述或者示出的顺序执行,但可以被以其他顺序执行。

[0019] 在行为 30 中,区域被成像。区域是患者的二维或三维区域。为了对体积进行成像,数据被渲染为二维显示器上的平面表示或三维表示。可替换地,一维区域被成像。

[0020] 可以使用任何类型的成像。例如,提供了超声波成像。B 型、彩色流(多普勒速度、能量和 / 或方差)、弹性、声力辐射成像、谐波成像、或其他现在已知的或以后开发的成像模式被用来生成图像或图像的序列。可以提供使用多个模式的组合图像,诸如 B 型与其他模式中的一个相结合。

[0021] 声力辐射成像响应于用声能施加到组织的压力来检测组织的位移。弹性图像指示了组织的硬度(stiffness),如此可以提供异常组织的指示。B 型模式图像可以示出不同于周围组织的组织区域,指示可能的异常组织。与期望的或其他异常移动相比较,彩色流图像可以指示与较少移动相关联的组织。成像的其他模式可以提供可能的异常组织的指示。医

学专业人员可能具有指示与可能的异常相关联的患者内的位置的其他信息,诸如其他图像(例如,X射线、计算机断层扫描或磁共振图像)、实验室测试或培养。

[0022] 用于切变速度估计的位置被标识。所述位置是点、线、面积或体积。可以标识不止一个位置。所述位置是在被成像的二维或三维区域中,诸如标识图像中的异常组织。成像有助于 workflow 并且帮助限制面积,针对该面积切变速率或其他组织属性将被测量。可以独立于成像来标识位置,诸如请求器官的特定部分的信息。

[0023] 用户标识所述位置。用户检查一个或多个图像,诸如检查图像的进行序列(例如,随着扫描实时地)。用户可以检查诸如来自 CINE 存储器或图像档案文件中的一个或多个以前获取的图像。用户采用用户接口进入该位置以得到进一步研究。例如,用户将在图像上方的指示器导航到可能异常的位置,并且然后点击或者激活用户输入以指示所述位置。

[0024] 可替换地,处理器根据超声波成像自动地标识所述位置。任何图像或数据处理可以被用来标识所述位置。例如,图像被滤波以隔离感兴趣的区域。作为另一示例,区域生长、边界检测或其他技术被单独或相结合地使用。在一个实施例中,图像被分割。例如,弹性图像被划分成与不同水平的强度相关联的面积。可以在分割之前或之后应用低通滤波器以最小化噪声。部分被选择为所述位置。例如,与最亮的、最暗的或中等强度相对应的位置被选择。对于弹性成像来说,最暗的位置可以指示最硬的组织,所以最暗的位置被选择。可以使用其他的分割和选择。

[0025] 为了确定切变速度或其他切变特性,声能在行为 32 中被发射到所选择的位置或在所选择的位置附近。声能沿着扫描线发射并且聚焦在邻近或在所标识的位置内的点或区域。位置或该位置的一部分可以被设置为焦点区域。换能器将相对延迟的波形转换成声波波形。相对延迟建立了焦点区域。切变波由聚焦的声能生成。该声能是用于在行为 34 中生成切变波的单个、几个(例如,2-10)或许多个(例如,超过 10)脉冲。

[0026] 在用于在行为 34 中生成切变波的行为 32 的一个发射事件中,使用了仅一个连续发射。波可以具有多个周期。光阑的某些元件比其他元件可以在完全不同的时刻发射以得到在焦点区域处的相长干涉。取决于周期的数目,该事件可以持续短时间或长时间。该事件提供声能在焦点区域处的连续施加。停止施加并且然后再次开始是另一事件。不是重复该事件,而是仅一个发射事件生成切变波,允许切变速度的检测。可以在用于生成另一切变波的其他发射事件中对相同的或不同的位置或焦点区域重复发射。

[0027] 声能从换能器向焦点区域传播。声能通常沿着扫描线传播。扫描线是发射束的中心并且从换能器上的原点(例如,光阑的中心)向焦点区域延伸。用于发射波束的扫描线可以被定位成与焦点区域相交或者邻近焦点区域经过,诸如经过异常组织内的另一点或者甚至经过异常组织。

[0028] 声能在焦点区域处相长地结合以提供所期望的振幅。例如,用于声辐射力成像的脉冲或发射脉冲在行为 32 中被发射以在行为 34 中生成切变波。可以使用较低振幅发射脉冲,诸如在与用于 B 型成像的发射脉冲类似的振幅处的脉冲。持续时间导致足够能量的传送以生成切变波,所述持续时间可能比 B 型脉冲长约 100 倍。给出焦点区域的大小,振幅和持续时间在行为 34 中生成切变波。

[0029] 可以使用在组织中用于生成切变波的应力的其他来源。可以使用除换能器之外的压力的外部源,诸如在成像轴上引起切变波的微震器。可以使用在成像轴上引起切变波的

应力的人工或内部生成的源。该应力可以被添加或者释放。所施加的应力可以是脉冲应力、循环应力、重复应力或非脉冲应力。所施加的应力可以由脉冲表示。生成了基本单一的压力波。脉冲可以通过任何数目周期（例如，几十或几百个周期）的循环脉冲波形来生成。结果的声辐射力被作为脉冲发射以便将应力施加到组织。脉冲波前传播到感兴趣的区域。

[0030] 图 2 示出了声能沿着扫描线 60 向焦点区域 62 的发射。在焦点区域 62 处生成了切变波。通常，当波从焦点区域 62 展开时切变波由两个“V”形状 64a 和 64b 表示。即使被聚焦在焦点区域 62 处，声能也通常导致切变正被呈锥形生成。

[0031] 切变波横向地传播，如由远离焦点区域 62 延伸的水平箭头所表示的那样。切变波在各个方向上传播，所述各个方向包括垂直于如由垂直箭头表示的所施加应力的方向。在其他方向上的传播可以发生。采用线性一维 (1-D) 阵列，传播波的一个横截面被测量。此外，对于线性一维阵列来说，激发脉冲的高程 (elevational) 宽度比横向维度更小，因此， $F/\#$ 是非常大的，并且在该维度上正在传播的伪切变波是非常快的，以及由此那些位移传播离开我们的视野非常快。

[0032] 横向传播导致了随着时间的推移而分开的圆锥或 V 形状 64a、64b，其中“V”表示切变波前。沿着扫描线 60，圆锥（即，在两个维度上的“V”）的横向前进切变波在一个位置处开始并且随着时间的推移而看起来向换能器移动。图 2 示出了三个不同的时刻，其中 V 形状 64a、64b 在不同深度处与扫描线 60 相交。表观波的峰值的深度随着时间的推移而变得越来越浅。

[0033] 切变波比沿着声波发射方向的纵波更慢地传播通过组织。看起来沿着扫描线 60 正在行进的伪切变波比切变波传播更快，但具有与切变速度相关的速度。表观速度用 $1/F\#$ 来换算，所以如果 $F\# > 1$ ，则表观速度传播更快。如果 $F\# < 1$ ，则表观波是较慢的。

[0034] 该伪切变波在行为 36 中被检测。所述伪切变波在基本上沿着扫描线 60 的一个或多个位置处被检测到。“基本上”说明超声波扫描中的畸变或其他不精确性。用于检测的线可以不同于扫描线 60。例如，用于检测的线是基本上平行的但与扫描线 60 间隔开，或者正相交但与扫描线 60 成非零角度，沿着所述扫描线 60 声能在行为 32 中被发射。用于检测的线与换能器相交，但是可以是成角度的而非正与换能器相交。

[0035] 伪切变波在一个或多个位置处通过检测而被追踪。在一个实施例中，伪切变波在沿着所述线的多个位置处（诸如在三个位置处）被检测到。可以使用更多的或较少的位置。位置在与焦点区域相比较不同的深度处，诸如正被间隔在焦点区域与换能器之间同时正在异常组织或感兴趣的区域内。多个位置的使用允许根据时间来确定两个位置之间的距离。可以使用任何数目的深度，诸如对于 5mm 来说约 200 或对于 10mm 来说约 400。附加的位置可以提供冗余。在另一实施例中，确定了从焦点区域到正好一个位置的表观速度。

[0036] 伪切变波看起来向换能器或沿着线行进。监测沿着所述线使用发射和接收多次以追踪该伪切变波。发射是用于监测的并且不生成切变波，或者不被用来生成被追踪的切变波。

[0037] 为了检测，获得了超声波数据。该超声波数据中的至少一些对伪切变波做出响应。沿着线的 B 型数据在不同时刻被获得。多普勒、彩色流或其他超声波模式可以被替代地用来监测。所述监测针对仅一根线而被执行，但可以针对结果的冗余或平均沿着附加的线而被执行。例如，响应于每个监测发射形成了四个接收波束。在发射声交互作用力 (acoustic

force) 以生成切变波之后, 沿着单根扫描线的 B 型发射和沿着四根邻近扫描线的接收被重复地执行。可以使用任何数目的重复, 诸如约 120 次。超声波数据中的一些, 诸如在这些重复的开始或结束, 可以不对伪切变波做出响应。对于没有多波束能力的系统来说或者甚至对于具有多波束能力的系统来说, 仅单根接收扫描线可以被用于监测。

[0038] 当伪切变波沿着所述线传播时, B 型强度可以变化。强度的变化可以被用来检测伪切变波。该变化可能是由于由伪切变波引起的组织的位移而导致的。

[0039] 位移可以被更直接地检测。在一个实施例中, 检测使用了位移在位置处的时间分布。数据的序列被提供, 所述数据的序列表示由切变波产生的组织运动的时间分布。例如, 根据时间使来自多个空间位置 (例如, 沿着扫描线) 的数据相关。可以根据诸如 B 型超声波数据之类的组织数据来测量位移。相关、交叉相关、绝对差的最小和或其他相似度量被用来确定扫描之间的位移。位移被沿着一个、两个或三个维度确定。针对每个深度或空间位置, 执行了在多个深度或空间位置 (例如, 其中中心深度是针对其计算了分布的点的 64 个深度的内核(kernel)) 之上的相关。在给定时间处具有最高的或充分相关的空间偏移指示了位移的量。针对深度中的每一个在不同时刻确定了所述位移。针对每个位置, 根据时间来确定所述位移。图 3 示出了位置随着时间的推移的位移的示例图。通过随着时间的推移而监测该位移, 可以确定表观波到达、达到峰值或者自该位置离开的时间。

[0040] 因为监测是沿着扫描线或与换能器相交的线的, 所以随着时间的推移而表示所述线的相同数据可以被用来监测不同的深度。为了监测更大的区域或更多的线, 响应于监测发射波束形成了附加的接收波束。可替换地, 另一个切变波被生成, 并且发射波束和接收波束被提供在离切变波生成点的不同距离处。针对每个接收波束或扫描线, 为一个或多个深度提供运动信息的时间分布。避免了在形成时间分布以提供更高的临时分辨率期间沿着不同的扫描线以监测相同的切变波的发射, 但可以提供经交织的或移位的扫描位置。

[0041] 可以使用在确定组织的位移的情况下或在不用确定组织的位移的情况下检测伪切变波的其他方法。伪切变波可以通过确定组织速度和 / 或加速度来测量。可以使用任何弹性或应变检测。可以根据用于检测伪切变波的超声波数据计算相关时滞、最大能量、最大斜率或其他信息。

[0042] 伪切变波被检测以确定波经过这些位置的定时(timing)。使用位移, 给定位置的时间分布指示了切变波的检测。针对变化的非噪声或实例检查了所述分布。分布中的峰值或其他位置, 无论有或没有时间低通滤波, 都指示了伪切变波前的经过。

[0043] 在行为 38 中, 根据所检测到的伪切变波计算切变速度。处理器根据沿着线行进的伪切变波的表观速度来计算切变速度。在行为 40 中, 表观速度被计算了。在行为 42 中, 表观速度被换算, 产生切变波速度。

[0044] 响应于发射的单个事件在行为 40 和 38 中确定伪波的表观速度和结果的切变速度。响应于用于生成切变波的正好一个发射来确定伪切变波在不同时刻处的位置。用于监测的其他发射被用来定位伪切变波。用于生成切变波的行为 32 的发射发生一次, 然而可以甚至用仅沿着线的测量来检测切变速度。用于生成切变波的发射可以不重复同时仍然确定该位置的切变速度。响应于用于生成切变波的单个发射执行计算。在可替换的实施例中, 行为 32 的发射被重复, 诸如沿着相同的线重复以确定速度或者根据多个切变波来确定多个速度。

[0045] 在行为 40 中,计算了沿着线的表观速度。确定了伪切变波沿着线行进的表观速度。在一个实施例中,基于伪切变波的定时确定了表观速度。伪切变波在不同位置处被检测到所处于的时刻以及位置之间的长度或距离被用来计算表观速度。例如,速度值根据峰值到每个空间位置的行进时间而被标识。作为另一示例,表观速度通过确定从切变波的生成直到在与焦点区域间隔开的位置处检测到伪切变波为止的时间而被获得。时间和到位置的距离确定了表观速度。该距离是从扫描线采样(即,沿着扫描线或波束的位置)中知道的。时间是从伪切变波的生成与检测之间或伪切变波在不同位置处的检测之间的相对时间中知道的。系统时钟或其他时间源指示了该相关时间。

[0046] 其他技术可以被用来在行为 36 中检测分布中的峰值和 / 或在行为 40 中估计表观速度。例如,回归被应用。因为伪切变波速度是线性的,所以具有自动孤立点检测的鲁棒线性回归可以在行为 40 中指示该表观速度。用于沿着线的采样点中的全部的超声波数据被根据时间或者按时间和距离来标绘。线性回归被应用于该图或数据,提供了对于该数据的线拟合。线的斜率指示了表观速度。

[0047] 可以使用其他方法。例如,来自不同时刻的数据被相关以检测由伪切变波引起的组织内的移位。作为另一示例,从时间分布中提取了特征。可以使用主分量分解。不同时间分布之间的相关被执行。与针对不同时间分布的不同距离相关联的时滞提供了表观速度。可替换地,可以执行小波分析。小波变换被应用于时间分布以标识与伪切变波相对应的峰值。

[0048] 在行为 42 中,表观波的速度被换算以确定切变波速度。用于生成切变波的不同发射 F 数 (F#) 可以导致不同的表观速度。通过对 F# 进行归一化,权重可以被应用于将伪切变波的表观速度转换为切变波速度。

[0049] F# 被确定用于行为 32 的发射。F# 是按光阑宽度划分的焦点区域的深度。F# 由波束形成参数确定。F# 可以被预先确定和存储,或者可以基于当前配置或用途而被确定。

[0050] 在实验上确定了用于将归一化的表观速度与切变波速度相关联的常数。图 4 示出了根据 F# 的表观速度的图。表观速度从具有已知切变波速度的体模中获得。图 5 表示表观速度按 F# 的归一化。对于不同的 F# 来说针对体模中的每一个的表观速度都是稳定的。表观速度变化可以随着表观速度由于各种因素增加而增加,所述各种因素诸如根据最佳或不准确的时间峰值检测来设置针对一个或多个位置偏移的检测的窗口。在定位了用于检测伪切变波的采样窗口并且平均或者使用不同过程来检测切变波情况下,较少变化可以产生。这些示例产生了量化常数,该量化常数将归一化的表观速度与切变波速度联系起来。在图 4 和图 5 的示例中,针对每个体模的平均 F# 调节的切变速度(从最低到最高)是 1.4、2.2、3.1 以及 4.9 m/s。体模的实际经校准的切变速度是 1.32、1.82、2.28 以及 3.38 m/s。因此,1.26 的平均换算因子被用来根据表观速度计算实际的切变波速度。可以提供其他换算因子。

[0051] 在可替换的实施例中,建模被用来确定该换算因子。在体内研究中可替换地可以被使用。可以使用其他体模。不同实验和 / 或建模的组合可以被用来确定该换算因子。解析函数可以被导出以确定该换算因子。这个函数可以包括作为输入变量的 F/# 和 / 或激发光阑尺寸。

[0052] 在行为 42 中,表观速度被按换算因子换算。伪切变波的速度被按常数和 F# 的倒

数来换算。通过对 F# 归一化并且按常数加权,根据表观速确定了切变波速度。所述计算被表示为: $V_{\text{切变}} = V_{\text{同轴}} * K / (F\#)$,其中 K 是常数(例如,1.26), $V_{\text{切变}}$ 是切变波速度,以及 $V_{\text{同轴}}$ 是表观速度。

[0053] 切变波速度从用于生成切变波的单激发计算。在发射的轴或其他线上而不是在横向间隔的扫描线之间确定伪切变波的表观速度。切变速度可以使用一个切变波生成发射并且沿着单根线监测来计算。这对于多个切变波来说减少计算切变模量的需要。患者经历较少高振幅声辐射力发射。

[0054] 计算了单个切变速度。可以沿着相同的线或沿着不同的线确定附加的切变波速度。可以响应于相同的切变波或者响应于其他切变波确定附加的切变波速度。可以针对感兴趣的区域计算多个切变速度。结果可以被平均或者以其他的方式组合。例如,线性回归适用于十个或其他数目的子集。每个子集都包括不同深度范围的数据,诸如每个子集都包括二十个不同深度的数据。切变速度被针对每个子集确定。平均切变速度被使用。方差或其他统计信息可能得自不同的切变速度。可替换地,可以提供感兴趣的区域内的切变波速度方差的空间表示。

[0055] 切变速度可以被用于诊断或成像。在其他实施例中,根据切变速度计算了切变模量或切变的其他特性。

[0056] 在行为 44 中,图像被显示。该图像是切变速度的函数。例如,图像包括指示切变波速度或根据切变波速度计算的其他切变特性的文本。切变波速度可以被显示在解剖表示上,或者在没有解剖表示的情况下被显示。可以使用切变速度的表示代替实际数字,诸如根据切变速在感兴趣的区域处映射颜色或者以其他的方式对像素进行调制。例如,与较低速度相比较高速被映射为更明亮的红色。相对于患者的扫描表示诸如超声波图像,可以指示诸如切变速度之类的切变信息。可以针对所指示的区域用颜色或切变速度的其他编码来指示感兴趣的区域。可以针对一个或多个位置显示标记。关于所述标记切变速度被提供为气泡指示或文本。

[0057] 可以相对于切变速度的范围来指示切变速度,无论有或没有其他的切变速度信息。例如,一定范围的切变速度的条、线、图或其他表示被显示。所述范围可以是针对组织的,或者可以是特定于组织的类型的。例如,用户输入或者处理器标识对其测量了切变波速度的组织的类型。针对该类型的组织的一定范围的正常的和异常的速度被输出。所述范围指示或不指示正常的或异常的速度。所估计的切变波速度被示出在该范围上,诸如所估计的切变速度范围的箭头或其他指示器。相对位置对于用户而言可能是更直观的。

[0058] 可以显示切变波速度或得自该切变速度的模量。切变信息被用于任何应用,诸如用于心脏成像。给出在心搏周期期间的位置的快速改变和心脏或其他心脏结构上的应力,在不同时刻的切变速度的快速确定可能是有用的。使用单个发射来生成切变波并且针对每个给定切变速度沿着一根线进行监测,可以在单个心搏周期期间在多个时刻处确定切变速度。可以在所述整个周期期间重复图 1 的发射、生成、检测以及计算以确定在不同时刻的切变波速度。因为仅需要一根扫描线,所以可以使用不具有多波束接收操作能力的超声波系统。

[0059] 图 6 示出了用于医疗诊断超声波中的切变波成像的系统 10 的一个实施例。系统 10 实现了图 1 的方法或其他方法。系统 10 包括发射波束形成器 12、换能器 14、接收波束形成

器 16、图像处理器 18、显示器 20 以及存储器 22。可以提供附加的、不同的或较少部件。例如,用户输入被提供以用于显示图的人工选择或辅助选择、待确定的组织属性、感兴趣的区域选择、或其他控制。系统 10 是医疗诊断超声波成像系统。在可替换的实施例中,系统 10 是在相同位置处或分布在网络上以便实时成像或获取后成像的个人计算机、工作站、PACS 站或其他布置,如此可以不包括波束形成器 12、16 以及换能器 14。

[0060] 发射波束形成器 12 是超声波发射机、存储器、脉冲发生器 (pulser)、模拟电路、数字电路或其组合。发射波束形成器 12 可操作来生成具有不同或相对振幅、延迟和 / 或相位的针对多个通道的波形。一旦响应于所生成的波从换能器 14 发射了声波,就形成了一个或多个波束,诸如用于生成切变波的单个波束。发射波束的序列被生成以扫描一维、二维或三维区域。可以使用扇形、矢量[®]、线性或其他扫描格式。相同的区域被扫描多次。针对流动成像或多普勒成像以及针对应变成像,使用了扫描的序列。在多普勒成像和切变速度估计中,所述序列在还沿着其他扫描线发射或没有发射的情况下可以包括沿着相同扫描线的多个波束。针对应变成像,可以使用扫描交织或帧交织(即,在再次扫描之前扫描整个区域)。在可替换的实施例中,发射波束形成器 12 生成平面波或散波以得到更迅速的扫描。

[0061] 以不同的能量或振幅级形成发射波束。每个通道的放大器和 / 或光阑尺寸控制所发射波束的振幅。与针对伪切变波的成像或监测相比较,用于生成切变波和 / 或用于应变成像的发射波束可以具有较大的振幅。

[0062] 换能器 14 是压电或电容性膜元件的 1 维、1.25 维、1.5 维、1.75 维或 2 维阵列。换能器 14 包括用于在声与电能之间转换的多个元件。接收信号响应于撞击在换能器的元件上的超声能(回波)而被生成。元件与发射和接收波束形成器 12、16 的通道连接。

[0063] 接收波束形成器 16 包括具有放大器、延迟和 / 或相位旋转器以及一个或多个求和器的多个通道。每个通道都与一个或多个换能器元件连接。接收波束形成器 16 施加相对延迟、相位和 / 或变迹 (apodization) 以响应于发射形成一个或多个接收波束。可以提供动态聚焦。来自不同通道的经延迟的和经变迹的信号被叠加。在可替换的实施例中,接收波束形成器 16 是用于使用傅里叶或其他变换生成采样的处理器。

[0064] 接收波束形成器 16 可以包括滤波器,诸如用于相对于发射频带(例如,基频)隔离在二次谐波或其他频带处的信息的滤波器。这样的信息或许更可能包括所期望的组织、造影剂和 / 或流信息。在另一实施例中,接收波束形成器 16 包括存储器或缓冲器以及滤波器或加法器。两个或更多个接收波束被结合以隔离在所期望的频带处的信息,所述期望的频带诸如二次谐波、三次基波或其他频带。

[0065] 接收波束形成器 16 输出表示空间位置的波束叠加数据。针对单个位置、沿着线的位置、面积的位置或体积的位置的数据被输出。数据可以用于不同的目的。例如,与针对切变波速度估计相比较,针对 B 型数据或组织数据执行了不同的扫描。针对 B 型成像或其他成像接收到的数据可以被用于切变速度的估计。在一个实施例中针对切变速度估计,接收波束形成器 16 被配置成沿着单根线接收,诸如从光阑的中心向发射焦点区域延伸的公共发射和接收扫描线。接收波束形成器 16 在用于生成切变波的发射事件之后并且响应于用于生成切变波的所述发射事件来接收信号并且输出数据以便沿着扫描线进行监测。

[0066] 处理器 18 是用于检测和处理用于根据经波束形成的超声波采样计算切变速度的信息的 B 型检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、相关处理器、傅里叶变换处理器、

专用集成电路、通用处理器、控制处理器、图像处理器、图形处理单元、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、网络、服务器、处理器的组、数据通路、其组合或其他现在已知的或以后开发的设备。在一个实施例中，处理器 18 包括一个或多个检测器和单独的处理器。处理器 18 可操作来估计切变波速度。例如，处理器 18 执行图 1 中所示出的行为中的一个或多个的任何组合。

[0067] 处理器 18 通过检测伪切变波沿着线或向换能器行进的时间来估计切变速度。伪切变波的表现速度从表示沿着线返回的数据中估计。可以提供多个估计和 / 或来自不同位置的数据被用于一个估计。

[0068] 伪切变波的传播速度由处理器 18 来估计。线性回归、相关、主分量提取、小波变换、位移检测、或其他估计技术可以被用来估计伪切变波的表现速度。可以通过处理器 18 执行估计中的任何一个的验证，或者可以不执行估计的验证。

[0069] 处理器 18 将表现速度转换成切变波速度。可以使用任何转换函数。采用查找表或者使用数学关系，伪切变波的表现速度被转换为切变波速度。在一个实施例中，切变波速度通过按发射 F 数对传播速度进行加权来估计。例如，表现速度被按 F# 归一化并且乘以常数。可以使用其他的函数。加权的结果是切变波速度。切变波速度在没有切变波的横向移动的横向采样或追踪的情况下被计算。

[0070] 在一个实施例中，处理器 18 实现了分类器。通过编程或机器学习，分类器区分病变组织和非病变组织。分类器特定于一种类型的组织，说明组织的类型，或者对于组织的类型而言是通用的。分类器至少部分地基于切变波速度对感病等级进行评分。可以使用任何评分系统，诸如单阈值。如果速度超过或低于给定类型的组织的阈值，则该组织是感病的。可以使用更复杂的评分，诸如与至少部分地基于切变速度来区分疾病的阶段或类型的临床研究相关联的。可以输出分数（例如，等级 1-5）。

[0071] 处理器 18 生成显示数据，诸如图形覆盖图和图像。显示数据具有任何形式，诸如映射之前的值、灰阶或彩色映射值、红 - 绿 - 蓝 (RGB) 值、扫描格式值、显示或笛卡儿 (Cartesian) 坐标格式数据、或其他数据。处理器 18 输出适合于显示设备 20 的数据。

[0072] 显示数据是针对图像的。图像可以包括表示患者的扫描图像或信息，诸如超声波图像。图像可以包括文本。图像被根据切变速度生成。切变速度可以作为邻近或在超声波图像上方的文本被显示在图像中。切变速度可以与其他文本信息一起或者单独被显示为条、图或文本值。切变速度可以被显示为颜色调制、覆盖调制或其他调制的超声波图像。

[0073] 处理器 18 依照在存储器 22 或另一存储器中存储的指令操作。处理器 18 被编程以用于医疗诊断超声波中的切变波成像。存储器 22 是计算机可读存储媒体。用于实现本文讨论的过程、方法和 / 或技术的指令被提供在计算机可读存储媒体或存储器上，所述计算机可读存储媒体或存储器诸如高速缓存器、缓冲器、RAM、可移动媒体、硬盘或其他计算机可读存储媒体。计算机可读存储媒体包括各种类型的易失性和非易失性存储媒体。在图中图示的或本文所述的功能、行为或任务响应于存储在计算机可读存储媒体中或上的一组或多组指令而被执行。功能、行为或任务独立于特定类型的指令集、存储媒体、处理器或处理策略，并且可以由软件、硬件、集成电路、固件、微码等等执行，单独或相结合地操作。同样地，处理策略可以包括多处理、多任务处理、并行处理等等。在一个实施例中，指令被存储在可移动媒体设备上以便通过本地或远程系统读取。在其他实施例中，指令被存储在远程位置

中以便通过计算机网络或在电话线路上传送。在其他实施例中,指令被存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0074] 显示设备 20 是 CRT、LCD、投影仪、等离子体、打印机或其他显示器,其用于显示具有切变速度信息、图形、用户界面、二维图像或三维表示的图像。显示设备 20 显示超声波图像、切变速度和 / 或其他信息。所显示的信息在报告或屏幕呈现中。

[0075] 在一个实施例中,显示设备 20 输出患者的区域的图像,诸如二维弹性图像、多普勒组织图像或 B 型图像。图像可以包括切变速度的位置指示器。相对于对其计算了切变速度的所成像组织的位置被示出。切变速度或模量被提供在区域的图像上或邻近区域的图像。可以显示其他图像。

[0076] 虽然已经参考各种实施例对本发明进行了以上描述,但应该理解的是,在不背离本发明的范围的情况下可以进行许多改变和修改。因此意图是,前述的详细描述被认为是说明性的而不是限制性的,并且要理解的是,它是旨在定义本发明的精神和范围的以下权利要求,包括所有等同物。

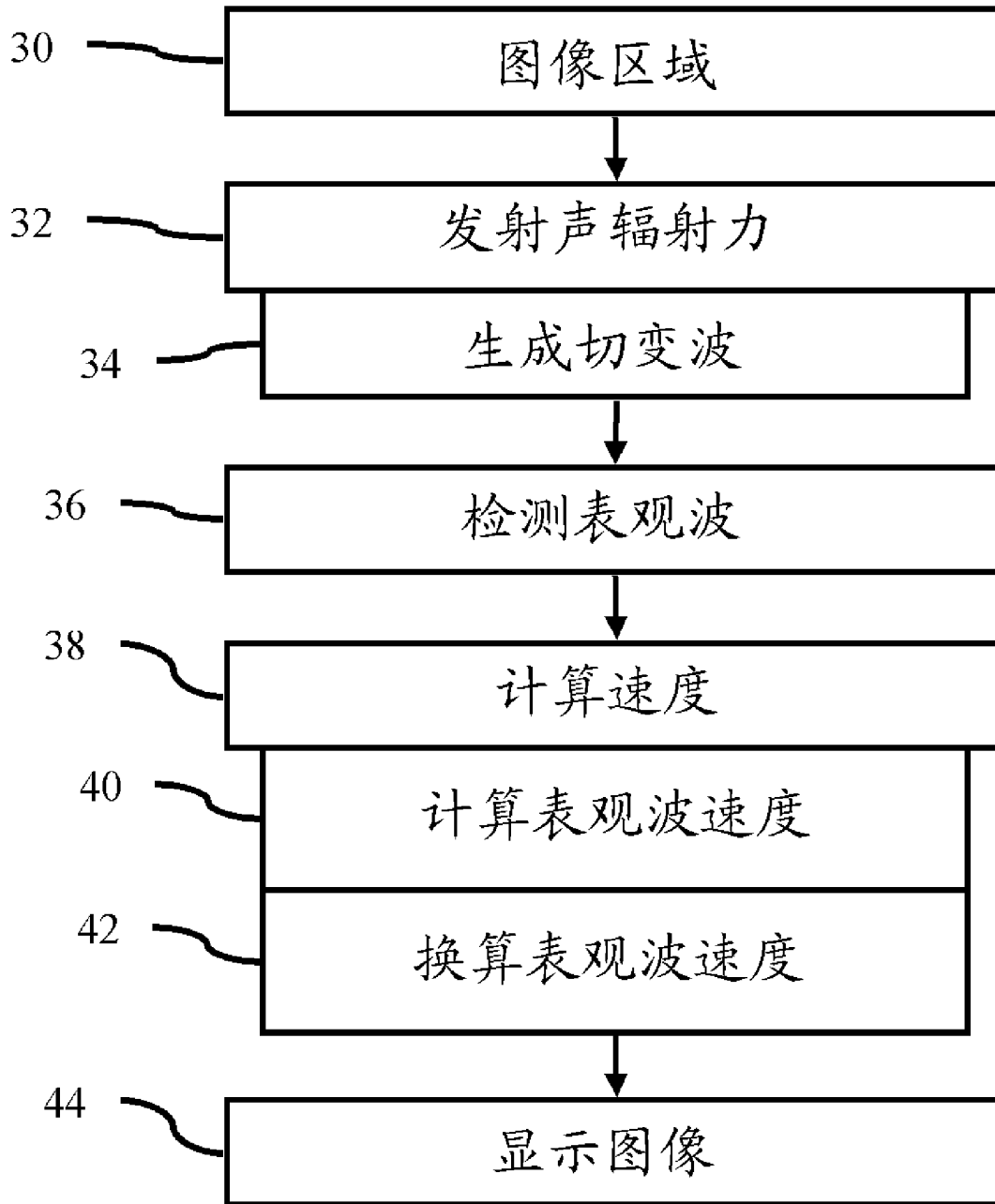


图 1

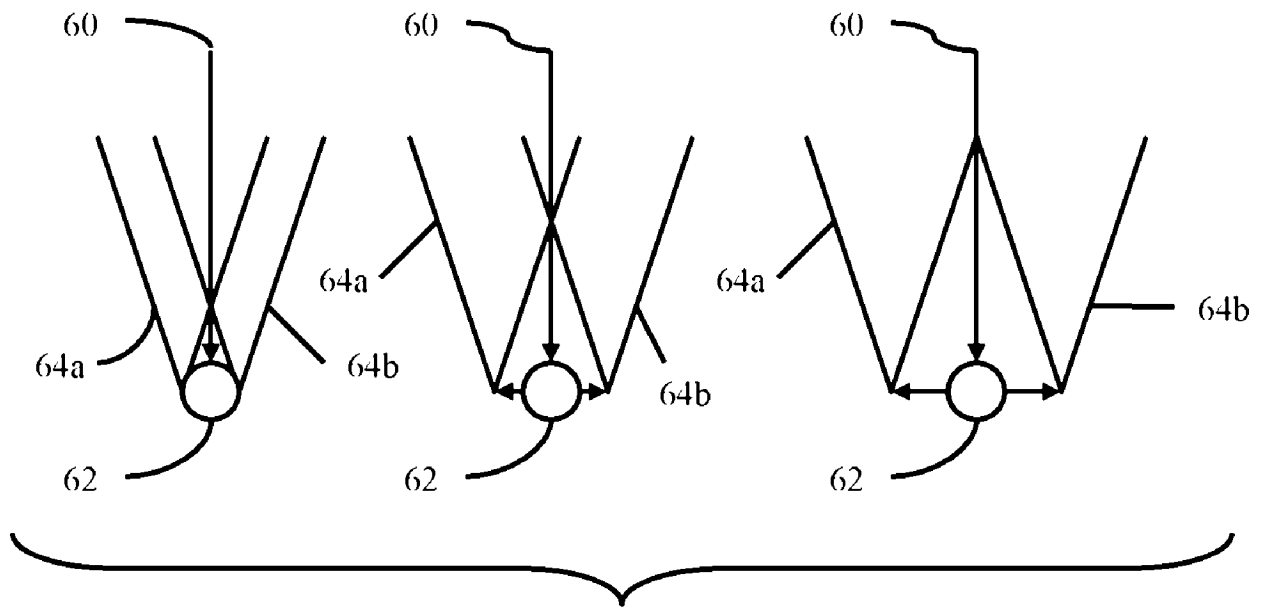


图 2

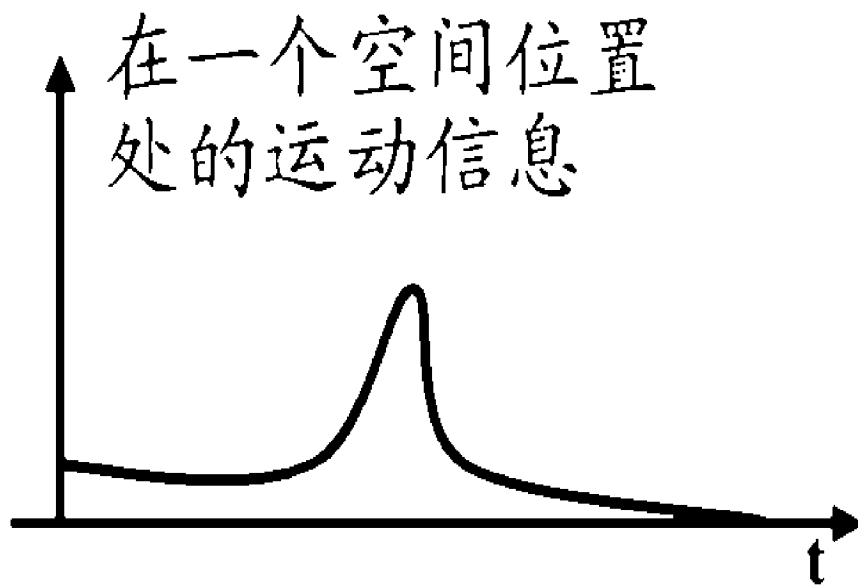
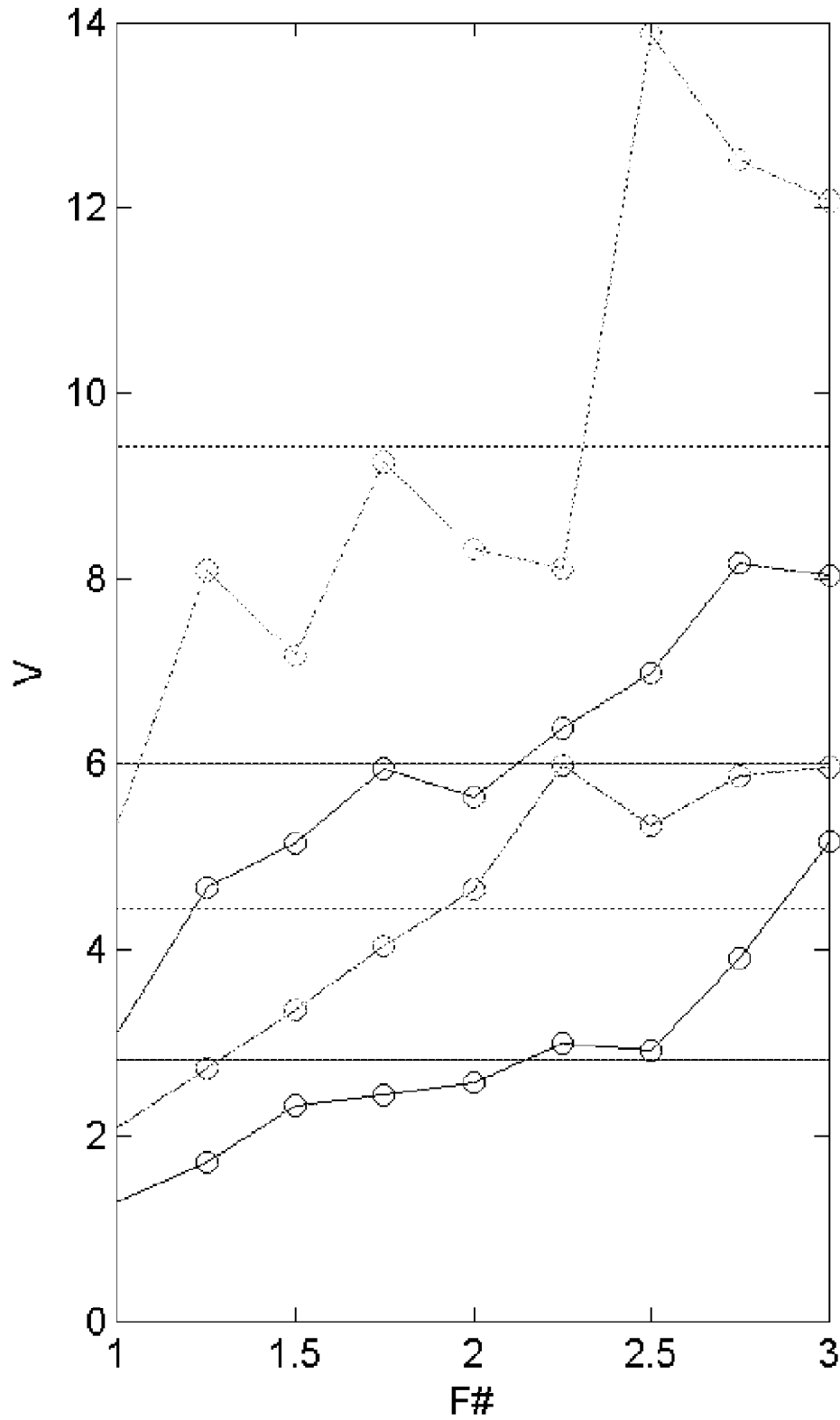
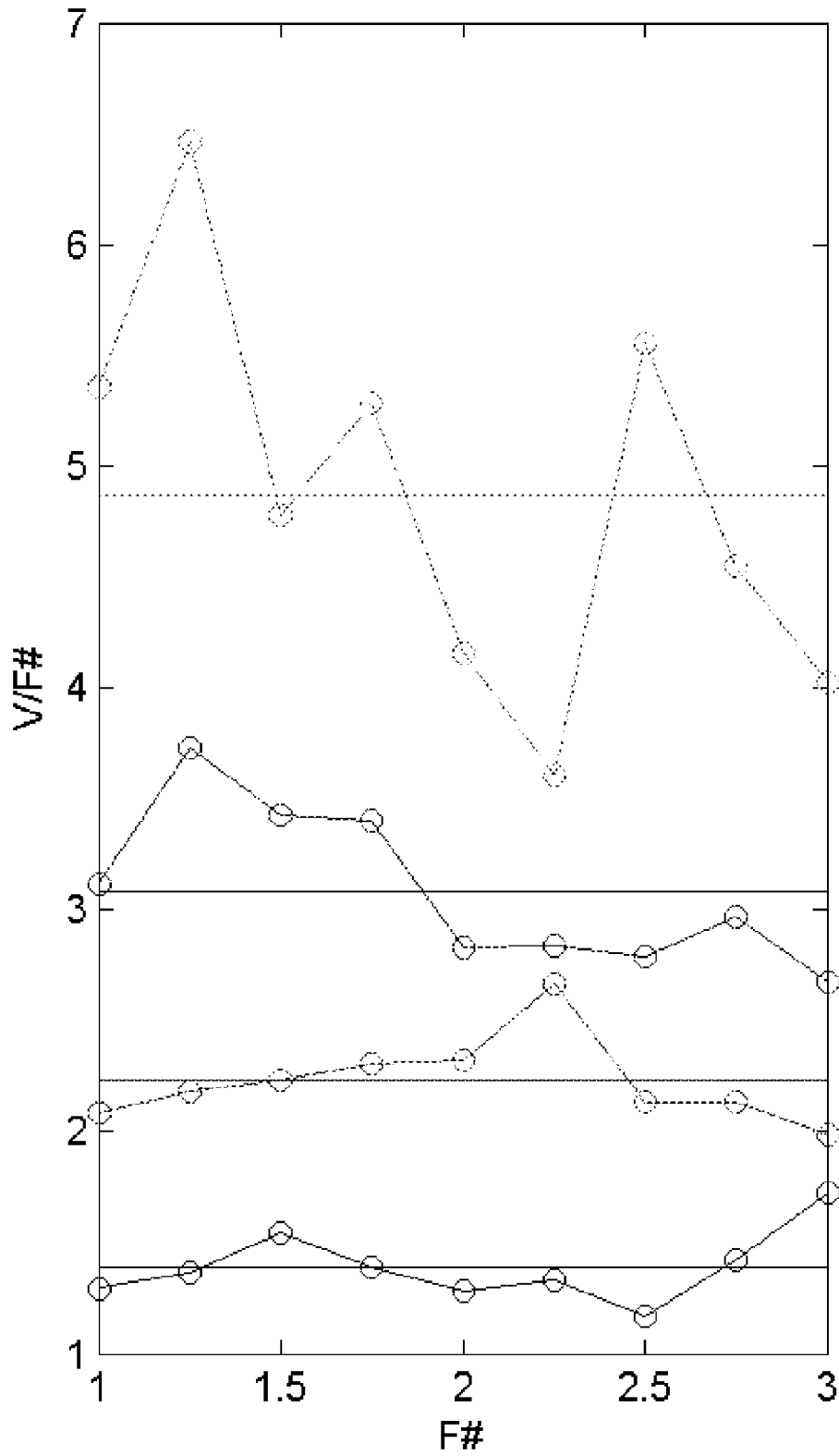


图 3



原始速度

图 4



按F#归一化的速度

图 5

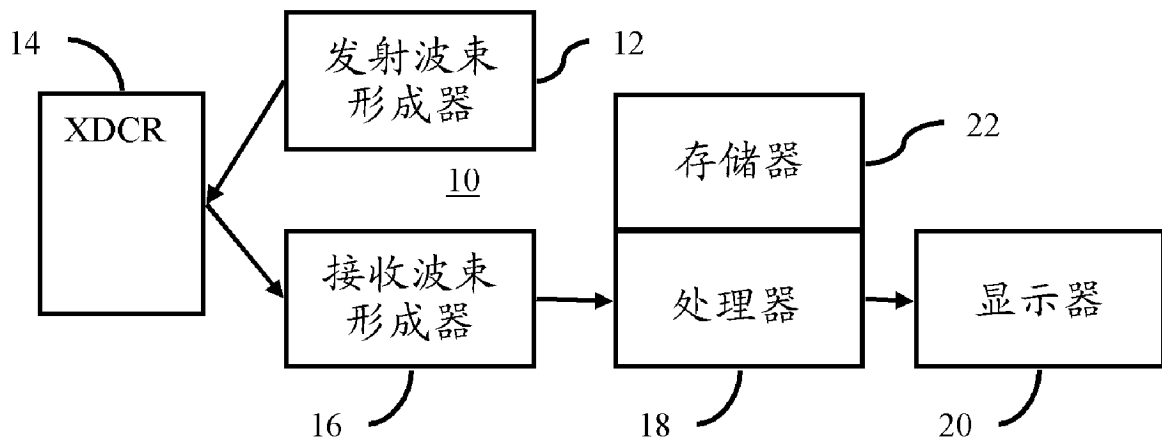


图 6

专利名称(译)	采用超声波的同轴切变波表征		
公开(公告)号	CN103239258B	公开(公告)日	2015-11-18
申请号	CN201310050076.0	申请日	2013-02-08
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	S J 苏 M G 梅农 D P 邓肯		
发明人	S.J.苏 M.G.梅农 D.P.邓肯		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S7/52079 G01S15/8915 A61B8/08 A61B8/0883		
代理人(译)	马红梅 刘春元		
审查员(译)	张红梅		
优先权	13/371287 2012-02-10 US		
其他公开文献	CN103239258A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)
 本发明涉及采用超声波的同轴切变波表征。提供了医疗诊断超声波中的切变波成像。用声能生成(34)切变波形成了向换能器(14)行进的伪切变波(表观波)。沿着单根线的发射和接收可以被用来检测(36)向所述换能器(14)行进的所述伪切变波。可以在没有沿着多个横向间隔的扫描线的接收的情况下确定(38)所述切变速度或特性。可以使用用于生成(34)所述切变波的一个发射(32)。在有或没有多波束接收的情况下，沿着单根线计算(38)切变速度允许快速确定。

