



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107072639 B

(45)授权公告日 2019.03.08

(21)申请号 201680003050.2

(22)申请日 2016.07.29

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107072639 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(30)优先权数据
15186920.3 2015.09.25 EP

(66)本国优先权数据
PCT/CN2015/085935 2015.08.03 CN

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.04.01

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/068250 2016.07.29

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2017/021341 EN 2017.02.09

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 V·T·沙姆达莎尼 邓寅晖 吴莹
谢华 周诗未

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 蔡洪贵

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件
US 2011263978 A1,2011.10.27,全文.
CN 101675888 A,2010.03.24,全文.
CN 102469980 A,2012.05.23,全文.
CN 102551801 A,2012.07.11,说明书第
[0016]-[0042],[0063]-[0075]段、附图1,2,6.
CN 103347450 A,2013.10.09,全文.

审查员 沈研研

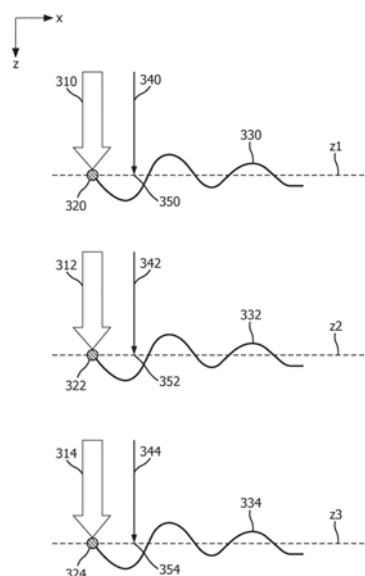
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

使用切变波进行测量的超声系统和方法

(57)摘要

本发明提出一种通过使用切变波来测量受试者体内所关注区域的特性的超声成像系统和方法,其中超声探针被配置成将用于生成切变波(330、332、334)的推送脉冲(310、312、314)顺序地发射到所关注区域中的多个焦点(320、322、324)中的每一个,其中所述多个焦点中的每一个具有相互不同的深度值(z_1 、 z_2 、 z_3),且被配置成接收邻近所述多个焦点中的每一个的超声回声信号(350、352、354);切变波检测器(22、24、26、28)被配置成针对所述多个焦点中的每一个基于接收到的超声回声信号得出第一参数,所述第一参数表示所生成的切变波在所述焦点处具有的特性;且性能估计器(32)被配置成根据所得出的第一参数来估计表示所关注区域的特性的第二参数。



1. 一种通过使用切变波来测量受试者体内所关注区域的特性的超声系统,包括:

超声探针(10),所述超声探针被配置成将用于生成切变波(330、332、334)的推送脉冲(310、312、314)顺序地发射到所关注区域中的多个焦点(320、322、324)中的每一个,其中所述多个焦点中的每一个具有相互不同的深度值(z_1 、 z_2 、 z_3),且被配置成接收邻近所述多个焦点中的每一个的超声回声信号(350、352、354);

切变波检测器(22、24、26、28),所述切变波检测器被配置成针对所述多个焦点中的每一个基于接收到的超声回声信号得出第一参数;及

特性估计器(32),所述特性估计器被配置成估计表示所关注区域的特性的第二参数;

其特征在于,所述第一参数表示所生成的切变波在所述焦点处具有的特性,所述第二参数是根据在所述多个焦点处得出的所述第一参数来估计的。

2. 根据权利要求1所述的超声系统,其特征在于,所关注区域的所述特性包括所关注区域的纵向特性,所关注区域的所述纵向特性是所关注区域的沿着所述推送脉冲的传播方向的特性。

3. 根据权利要求1所述的超声系统,其特征在于,针对一焦点得出的所述第一参数表示所生成的切变波在所述焦点处具有的强度。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统,其特征在于,针对一焦点的所述第一参数是从所生成的切变波在邻近所述焦点的追踪点处的位移得出的。

5. 根据权利要求4所述的超声系统,其特征在于,所述第一参数是从所生成的切变波在所述追踪点处的峰值位移得出的。

6. 根据权利要求5所述的超声系统,其特征在于,所述特性估计器被配置成通过使指数曲线与所得出的第一参数拟合来估计所关注区域的组织纵向衰减特性。

7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统,其特征在于,所述超声系统还包括界面(40),其中

所述界面被配置成接收用于指示所述多个焦点的输入;并且

所述特性估计器被进一步配置成基于所指示的多个焦点中的每一个的焦深值来估计所述第二参数。

8. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统,其特征在于,所述特性估计器被配置成根据所得出的第一参数和所述推送脉冲的强度来估计所述第二参数。

9. 根据权利要求8所述的超声系统,其特征在于,所述超声系统进一步包括强度变化估计器(40),所述强度变化估计器被配置成针对每个推送脉冲来估计由所述推送脉冲的波束轮廓所导致的所述推送脉冲的初始声学强度的变化。

10. 根据权利要求9所述的超声系统,其特征在于,所述超声探针被进一步配置成基于估计到的变化针对每个推送脉冲调整所述推送脉冲的强度。

11. 根据权利要求9所述的超声系统,其特征在于,所述特性估计器被进一步配置成基于估计到的变化来估计所述第二参数。

12. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统,其特征在于,

所述切变波检测器被进一步配置成针对所述多个焦点中的每一个来估计表示所关注区域在所述焦点的深度处的切变特性的第三参数,且基于估计到的所述第三参数来调整所述第一参数;并且

所述特性估计器被进一步配置成根据所述多个焦点处的调整后的第一参数来得出所述第二参数。

13. 一种通过使用切变波来测量受试者体内所关注区域的特性的方法, 包括:

将用于生成切变波 (330、332、334) 的推送脉冲 (310、312、314) 顺序地发射到所关注区域中的多个焦点 (320、322、324) 中的每一个, 其中所述多个焦点中的每一个具有相互不同的深度值 (z_1 、 z_2 、 z_3), 且接收邻近所述多个焦点中的每一个的超声回声信号 (350、352、354);

针对所述多个焦点中的每一个基于接收到的超声回声信号得出第一参数; 及

估计表示所关注区域的特性的第二参数;

其特征在于, 所述第一参数表示所生成的切变波在所述焦点处具有的特性, 所述第二参数是根据在所述多个焦点处得出的所述第一参数来估计的。

14. 根据权利要求13所述的方法, 其特征在于, 所述第二参数表示所关注区域的纵向特性, 所关注区域的所述纵向特性是所关注区域的沿着所述推送脉冲的传播方向的特性。

15. 一种包括计算机程序指令的计算机可读介质, 所述计算机程序指令在执行时执行基于多个切变波 (330、332、334) 来估计受试者体内所关注区域的特性的方法, 所述多个切变波中的每一个是通过将推送脉冲 (310、312、314) 发射到在不同深度 (z_1 、 z_2 、 z_3) 处的焦点 (320、322、324) 而生成的, 所述方法包括:

针对多个焦点中的每一个, 基于邻近所述多个焦点中的每一个接收到的超声回声信号, 得出第一参数; 及

估计表示所关注区域的特性的第二参数;

其特征在于, 所述第一参数表示所述切变波在所述焦点处具有的特性, 所述第二参数是根据在所述多个焦点处得出的所述第一参数来估计的。

使用切变波进行测量的超声系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用切变波进行测量的超声系统和方法,尤其涉及使用切变波测量受试者体内的所关注区域的特性。

背景技术

[0002] 生物组织的机械变化与病理变化相关。例如,组织粘度、组织刚度(也称为弹性)和组织衰减系数(包括组织纵波衰减和组织横波衰减,其中横波衰减也称为切变波衰减)是临床实践的重要物理参数。已开发了各种装置来远程探询组织的机械特性,所述装置利用超声波束的辐射力将力远程地施加到诸如患者的受试者体内的组织区域(声辐射力,也称为推送脉冲或推送波束)以导致组织变形。声辐射力可以下述方式施加,所述方式是可以测量弹性特性,通过使用基于纵波的超声成像来直接追踪变形以跟随变形的模式而在变形点(称为焦点)处局部地测量弹性特性,或者通过切变波速度成像来追踪远离变形区域(即,焦点)侧向地传播的切变波而在焦点的周围区域处测量弹性特性。

[0003] 出于医学成像目的,通过超声波进行探询通常会利用纵波。纵波的特征在于沿传播方向往复移动。在基于纵波的常规的组织衰减测量中,基于超声回声信号来估计组织的纵波衰减(也称为组织纵向衰减),所述超声回声信号同时受背向散射和组织衰减两者的影响。这种常规的组织纵波衰减测量的缺点在于,由于难以将背向散射的影响与组织衰减的影响区分开,所以,精确度受到限制。

[0004] 相比之下,超声切变(或横)波的特征在于垂直于传播方向往复移动。现如今,许多市售的超声扫描仪都提供超声切变波弹性成像产品来测量组织的切变弹性。通过切变波弹性成像评估组织切变粘度和切变波衰减尚未实现商业化。它们仍然保持为科学领域的活跃研究主题,因为其临床潜力在某些应用中不断出现。图1示出了使用根据现有技术的切变波进行的测量。推送脉冲(也称为推送波束)110朝向焦点130传输以产生从焦点沿垂直于推送脉冲的传播方向(即,纵向方向z)的方向(诸如侧向方向x)传播的切变波150。传输一个或多个追踪脉冲(也称为追踪波束),且沿着多个追踪线(称为“A线”)120、122、124接收超声回声信号以便在沿着侧向方向间隔开的多个取样位置140、142、144中的每一个处估计切变波的相位或传播时间。在多个取样位置处切变波的估计到的相位或传播时间进一步用于得出切变波的速度值。切变波的得出的速度值可用于生成超声图像,该过程称为辐射力脉冲成像,和/或得出诸如组织粘度或弹性等机械特性。这种常规的切变波弹性成像技术可提供组织切变弹性、切变粘度和切变波衰减。

[0005] US2012/0089019A1和US2011/0263978A1两者均涉及常规的切变波弹性影像技术,即基于其对切变波传播的影响而估计组织的机械特性。

发明内容

[0006] 因此,提供用于测量受试者体内所关注区域的特性(诸如组织的机械特性)的改良的超声系统和方法将是有利的。

[0007] 根据本发明第一方面的实施例,提出一种超声成像系统。所述超声系统包括:超声探针,所述超声探针被配置成将用于生成切变波的推送脉冲顺序地发射到所关注区域中的多个焦点中的每一个,所述多个焦点中的每一个具有相互不同的深度值,且被配置成接收邻近所述多个焦点中的每一个的超声回声信号;切变波检测器,所述切变波被配置成针对多个焦点中的每一个基于接收到的超声回声信号得出第一参数,所述第一参数表示所生成的切变波在所述焦点处具有的特性;及特性估计器,所述特性估计器被配置成根据所得出的第一参数来估计表示所关注区域的特性的第二参数。

[0008] 以此方式,在所关注区域的不同深度处激发多个切变波,且基于所述多个切变波的强度来估计所关注区域的特性。本发明的发明人已认识到,所关注区域的特性会随着推送脉冲传播经过所关注区域而影响每个推送脉冲的传播,且继而影响在所关注区域中的焦点处由推送脉冲激发的相应的切变波,且因此在焦点处激发出的切变波的特性(诸如强度、相位)将取决于所关注区域的特性(诸如组织粘度、组织刚度、组织衰减)。例如,所述组织使推送脉冲的传播以下述方式衰减,所述方式是所述组织的纵向衰减因子越高,推送脉冲在传播经过所述组织时的衰减越大,且因此推送脉冲在焦点处的强度以及因此所激发的切变波的强度变得越低。基于此认识,本发明的发明人已提出在所关注区域的不同焦点深度处激发多个切变波,且基于所关注区域的特性对推送脉冲沿着纵向方向传播的影响、根据在所述多个焦点处产生的切变波的特性来估计所关注区域的特性。换句话说,所关注区域的特性是基于在所述多个焦点处产生的切变波的特性之间的关系来估计的。例如,针对一焦点得出的第一参数可表示在所述焦点处所产生的切变波具有的特性(诸如强度、相位)。相反,在常规的切变波弹性影像技术中,所关注区域的特性是基于所关注区域的特性对切变波沿着横向/侧向方向传播的影响来估计的。因此,在常规的切变波弹性影像技术中,估计切变波的传播特性,诸如切变波的传播速度或延迟,而不是估计或得出在所述切变波开始沿着所述侧向方向传播之前所述切变波在所述焦点处具有的任何特性。

[0009] 由于切变波沿垂直于超声信号的发射/接收方向(即,纵向方向)的方向传播,所以切变波的测量不会受到超声信号沿纵向方向的背向散射的影响。因此,上述组织特性的估计不具有常规的基于纵向波的组织衰减测量的上述缺点。

[0010] 与常规的切变波弹性影像技术相比,所关注区域的附加特性可通过组合所述多个切变波的测量到的参数来估计。在某些实施例中,第二参数可表示所关注区域的纵向特性,诸如组织纵向衰减、组织纵向粘度等。众所周知,组织特性可以是沿所有方向相同的,但也可以是沿不同方向不同的。例如,沿纵向方向的诸如组织衰减、组织粘度或组织弹性等的组织的机械特性可以与沿横向方向的特性不同。所关注区域的纵向特性被称为所关注区域沿纵向(即,纵向波的传播)方向的特性,诸如纵向衰减、纵向粘度。同样,横向特性(也称为切变特性)被称为所关注区域沿横向方向的特性,诸如横向衰减(也称为切变衰减)、横向粘度等。

[0011] 焦点的个数可设定为任何适合的值。一般来讲,焦点的个数越多,所关注区域的估计到的特性越精确。超声探针可包括一维或二维换能器阵列。所关注区域可以是组织区域,例如肝脏组织、肾脏组织、前列腺组织、乳腺组织等的区域。受试者可以是诸如患者的人类、动物、虚构体等。在焦点处产生的切变波的特性可以是在时域或频域的特性,包含但不限于切变波的位移、速度和/或频谱。

[0012] 根据一实施例,所关注区域的特性包括所关注区域的衰减、刚度和粘度中的任一种。所关注区域的特性可包括组织衰减、组织刚度和组织粘度中的任一种。组织衰减可以是纵向衰减或切变衰减。所关注区域的特性可包括所关注区域的纵向特性。例如,所关注区域的特性可以是纵向衰减。

[0013] 通过开发特殊的切变波激发和追踪方案,本发明人提出一种能够估计诸如纵波衰减的附加参数的集成方案。所提出的方案被视为单键推送工具,其基于纵波和切变波两者来提供多参数的组织量化。临床研究早已指出,纵波的声学衰减系数对于软组织的脂肪量化是有用的(例如,脂肪肝量化)。最近开发的切变波弹性影像已出现而成为用于组织表征(例如,肝脏纤维变性阶段)和癌症检测(例如,肝脏、乳腺、前列腺和甲状腺等的癌症检测)的诊断工具。

[0014] 根据一实施例,针对一焦点的第一参数是从所生成的切变波在邻近所述焦点的追踪点处的位移得出的。换句话说,每个第一参数是从所生成的切变波在邻近相应焦点的追踪点处所呈现的位移得出的。可使用各种已知方案根据回声信号得出在时域或频域中的切变波的位移。在各种实施例中,第一参数表示所生成的切变波在追踪点处的峰值位移、平均位移或类似参数。由于追踪点邻近相应的焦点,且在追踪点处的位移可被视为与在焦点处的位移成比例,因此可使用得出的第一参数来表示所生成的切变波在相应焦点处的位移,诸如峰值位移、平均位移或类似参数。

[0015] 根据一实施例,所述第一参数是从所生成的切变波在追踪点处的峰值位移得出的,以表示所生成的切变波在焦点处的峰值位移。

[0016] 根据一实施例,所述特性估计器被配置成通过使指数曲线与所得出的第一参数拟合来估计所关注区域的组织的纵向衰减特性。

[0017] 根据一实施例,所述超声系统进一步包括界面,其中所述界面被配置成接收用于指示所述多个焦点的输入;且所述特性估计器被进一步配置成基于所指示的多个焦点中的每一个的焦点深度值来估计第二参数。在一示例中,用户输入可以是所关注区域,且随之多个焦点可根据预定规则来自动设定。例如,所述多个焦点可设定为跨越所关注区域均匀间隔开的预定数目的点。在另一示例中,所述输入可以是所述多个焦点。所述界面可以是用户界面或具有能够输送所需信息的系统的界面,诸如医院信息系统、患者信息管理系统。

[0018] 根据一实施例,所述超声系统进一步包括被配置成针对所述多个焦点中的每一个来估计通过推送脉冲的波束成形设定所导致的推送脉冲的强度变化。

[0019] 本发明的发明人认识到,所关注区域的某些特性的估计可利用推送脉冲的初始声学强度,但推送脉冲的初始声学强度随着推送脉冲的波束轮廓而变化。为了进一步改善与所关注区域的特性有关的估计,本发明的发明人提出估计并补偿此变化。

[0020] 在某些实施例中,所述超声探针被进一步配置成基于估计到的变化来调整推送脉冲的强度。在另一些实施例中,所述特性估计器被进一步配置成基于估计到的变化来估计第二参数。

[0021] 根据一实施例,所述切变波检测器被进一步配置成针对所述多个焦点中的每一个来估计表示所关注区域在所述焦点的深度处的组织切变特性的第三参数,以及基于估计到的第三参数来调整第一参数,且所述特性估计器被进一步配置成根据调整后的第一参数来得出第二参数。例如,所关注区域的切变特性可以是切变刚度、切变粘度或所关注区域的切

变衰减。例如,在每个焦点的深度处的切变特性可基于在所述焦点处产生的相应切变波的粘度来估计。

[0022] 本发明的发明人认识到,在不同深度处的局部切变特性可能是不同的,且因此影响所关注区域的特性估计,因此本发明人提出在估计所关注区域的特性之前就根据局部切变波特性来调整第一参数。

[0023] 根据一实施例,所述超声探针被配置成针对所述多个焦点中的每一个来朝向邻近所述焦点的追踪点发射追踪脉冲,从所述追踪点接收超声回声信号;且所述切变波检测器被配置成基于从邻近所述焦点的追踪点接收到的超声回声信号针对所述多个焦点中的每一个得出第一参数。

[0024] 根据本发明第二方面的一实施例,提出一种通过使用切变波来测量受试者体内所关注区域的特性的方法。所述方法包括:将用于生成切变波的推送脉冲顺序地发射到所关注区域中的多个焦点中的每一个,所述多个焦点中的每一个具有相互不同的深度值,及接收邻近所述多个焦点中的每一个的超声回声信号;针对所述多个焦点中的每一个基于接收到的超声回声信号得出第一参数,所述第一参数表示所生成的切变波在焦点处具有的特性;及根据所得出的第一参数来估计表示所关注区域的特性的第二参数。

[0025] 根据本发明第三方面的一实施例,提供一种包括计算机程序指令的计算机产品,所述计算机程序指令在执行时会执行基于多个切变波来估计受试者体内所关注区域的特性的方法,所述多个切变波中的每一个是通过将推送脉冲发射到在不同深度处的焦点而生成的,其中所述方法包括:针对多个焦点中的每一个,基于邻近所述多个焦点中的每一个接收到的超声回声信号得出表示所述切变波在所述焦点处具有的第一参数;及根据所得出的第一参数估计表示所关注区域的特性的第二参数。

[0026] 参照结合附图的描述,本发明的其它目的和优点将变得更加明显和易于理解。

附图说明

[0027] 下文将结合实施例并参照附图更详细地描述和阐释本发明,其中:

[0028] 图1示出了现有技术中的基于切变波的常规的组织粘度或弹性的测量;

[0029] 图2以框图形式示出了根据本发明的某些实施例构建的超声成像系统;

[0030] 图3示出了根据本发明的某些实施例在所关注区域中的多个焦点处生成的多个切变波;

[0031] 图4示出了根据本发明的某些实施例在所关注区域中的多个焦点;

[0032] 图5示出了根据本发明的一实施例聚焦于一焦深处的推送脉冲的波束轮廓。

[0033] 附图中相同的附图标记指示相似或对应的特征和/或功能。

具体实施方式

[0034] 将结合具体实施例并参照某些附图描述本发明,但本发明并不限于此,而是由权利要求书来限定。所述附图仅是示意性而非限制性的。在附图中,出于例示的目的,某些元件的尺寸可能被放大而不是按比例绘制的。

[0035] 首先参照图2,以框图形式示出了根据本发明的某些实施例构建的超声系统。

[0036] 超声探针10具有用于发射和接收超声信号的换能器元件形成的一维或二维阵列

12.换能器阵列12可通过在体内的单个平面上发射波束并接收返回的回声信号来扫描二维(2D)平面,且也可用于通过沿身体的体积(3D)区域的不同方向和/或平面发射波束来扫描一体积区域。所述阵列元件联接到设置于探针中的微波束成形器38,所述微波束成形器控制所述元件的发射并将从元件组或子阵列接收到的回声信号处理成部分波束成形的信号。所述部分波束成形的信号通过发射/接收(T/R)开关14从所述探针联接到超声系统中的多线接收波束成形器20。所述波束成形器对发射和接收的协调是通过联接到所述多线接收波束成形器和发射控制器18的波束成形器控制器16来控制的,所述波束成形器控制器向所述微波束成形器提供控制信号。所述波束成形器控制器响应于用户控制面板40的用户操作而产生的信号,来控制超声系统及其探针的操作。多线接收波束成形器20在单个发射接收间隔期间生成回声信号的一个或多个空间分离的追踪线(也称为接收线或A线)。

[0037] 根据本发明的一实施例,所述超声探针被配置成将用于生成切变波的推送脉冲顺序地发射到所关注区域中的多个焦点中的每一个,其中所述多个焦点中的每一个具有相互不同的焦深值,且接收邻近所述多个焦点中的每一个的超声回声信号。例如,所述超声回声信号是沿着邻近每个焦点的A线接收的。

[0038] 接收到的回声信号随后联接到切变波检测器以供进一步处理。所述切变波检测器被配置成针对所述多个焦点中的每一个基于接收到的超声回声信号得出相应的切变波特性的第一参数。所述切变波检测器包括信号处理器22、A线存储器24、A线运动估计器(例如,互相关器)26和强度检测器28。所述回声信号通过信号处理器22进行过滤、降噪等处理,且随后存储于A线存储器24中。连续的A线取样回声信号由A线运动估计器26追踪,以针对每个取样位置生成组织位移样本的时间序列。强度检测器28响应于对沿着A线的切变波位移的检测来确定切变波的强度。特性估计器32被联接以根据所得出的第一参数来估计表示所关注区域的特性的第二参数。下面将参照图3更详细地描述切变波检测器和特性估计器32。

[0039] 在某些实施例中,所得出的特性信息可联接到图像处理器34,所述图像处理器优选地结合组织的解剖超声图像来处理所述特性信息,以便在图像显示器36上显示。

[0040] 在某些实施例中,所述超声系统可进一步包括强度变化估计器40,所述强度变化估计器被配置成针对每个推送脉冲来估计由该推送脉冲的波束轮廓所导致的推送脉冲的初始声学强度的变化。在一示例中,超声探针10被进一步配置成基于估计到的变化来调整推送脉冲的强度。在这种情况下,强度变化估计器40可以是波束成形器控制器16的一部分。在另一示例中,特性估计器32被配置成进一步基于估计到的变化来估计第二参数。下文将参照图5更详细地描述由波束轮廓导致的这种强度变化及对应的补偿。

[0041] 图3示出了根据本发明的一实施例在所关注区域中的多个焦点处生成的多个切变波。虽然在图3中示出三个切变波,但根据各种实施例可生成不同数目的切变波。

[0042] 参照图3,多个推送脉冲310、312、314中的每一个在皮肤表面下方的不同深度 z_1 、 z_2 、 z_3 处聚焦。在每个焦点320、322、324处导致的组织变形产生沿着正交于纵向方向 z 的横向方向(诸如图示的方向 x)传播的切变波330、332、334。

[0043] 所述推送脉冲可以是聚焦的高MI推送脉冲(例如,MI为1.9或更低,以便在FDA诊断限值内),这使得焦点处的组织向下移位且导致形成切变波。通常,诸如推送脉冲的超声信号以约1560米/秒的速度在组织内行进,切变波以约1-5米/秒的速度在组织内行进,且切变波在组织中的周期为大约2-10微秒。在某些实施例中,多个推送脉冲可以以预定的时间间

隔顺序地发射。例如,预定时间间隔可以大于切变波的至少一个周期。

[0044] 图4示出了根据本发明的某些实施例在所关注区域中的多个焦点。在图4中,方向z表示超声探针410的纵向方向,即超声信号的传播方向,也称为深度方向;方向x和y分别表示垂直于所述纵向方向的方向,即超声探针410的方位角方向和仰角方位角方向。虽然示出包括二维换能器阵列的超声探针410具有三维视场420,但应当认识到,也可以使用具有一维换能器阵列的超声探针,且所关注区域可以是二维或三维的。

[0045] 参照图4,将所关注区域430内部的多个空间位置440用作焦点。图中示出了三个焦点,但本发明不限于此,且可限定任意数目的焦点。焦点440设置于不同深度处,且换句话说,设置于沿纵向方向z的不同位置处。在一实施例中,所述多个焦点可沿着纵向方向彼此间隔开相同的预定距离。例如,所述预定距离可以是约1厘米。在多个实施例中,多个焦点440可沿着另外两个方向x和y具有相同或不同的位置。

[0046] 所述多个焦点可以经由用户界面来手动选择。例如,包含所关注区域的超声影像呈现于显示器上,且随后用户可通过经由任何适合的用户输入装置(包含但不限于操纵杆、鼠标、物理按钮、触摸屏等)在所显示的超声影像中输入对应的空间位置来选择焦点。另外地或者作为选择,可在所关注区域中自动产生所述焦点。例如,可产生预定数目的焦点,和/或可产生间隔开相同的预定距离的多个焦点。所述预定数目和/或预定距离可由用户选择或可预定义。

[0047] 所关注区域也可以经由用户界面在所显示的超声影像中手动选择,和/或可通过(例如)处理超声影像而自动或半自动地限定。

[0048] 反过来参照图3,超声回声信号是沿着邻近焦点的追踪线340、342、344接收的,以追踪在追踪点350、352、354处的组织位移。本发明的发明人已认识到,焦点处的切变波追踪由于例如在邻近焦点的追踪点处的推送脉冲反射或回响而不那么精确,因此提出在邻近焦点的追踪点处追踪切变波位移。进一步地,所述追踪点不应位于离焦点太远的位置,因为切变波位移沿着传播方向快速减小。每个焦点与最近的追踪点之间的距离可以是任何适合的值,且可以针对不同种类的所关注区域而不同。例如,追踪点与焦点之间的距离可以约为0.1cm。例如,追踪点与焦点之间的距离可以设定为远离推送焦点的推送波束宽度的一半。

[0049] 对于所述多个焦点中的每一个,从沿着相应的追踪线接收到的回声信号得出表示切变波特性的第一参数。以焦点320为例,针对焦点320得出的第一参数是从沿着追踪线340接收到的回声信号得出的。在一些实施例中,针对一焦点得出的第一参数可表示在所述焦点处的相应切变波的特性值。根据本发明的实施例,第一参数是作为追踪点350、352、354处的切变波位移的峰值得出的。在其它示例中,第一参数可作为切变波的平均位移或类似参数而得出。

[0050] 接下来,根据多个焦点处的切变波特性值来估计所关注区域的特性。在一些实施例中,每个焦点处的切变波特性值是根据推送脉冲的强度、所关注区域的特性以及焦点的深度值来建模的,且随后可根据此模型来得出所关注区域的未知特性。应当注意的是,假设要得出的未知特性在所关注区域内是相同的。以组织衰减为例,下文描述根据一个实施例的估计。

[0051] 根据本发明的一实施例,在相应追踪点处测量的第k个切变波的峰值或最大位移 M_k 可建模为与推送脉冲的强度 I_k 乘以指数形式成比例,所述指数形式的指数是负的组织衰

减系数 α 乘以相应焦点的深度 d_k ,即

$$[0052] \quad M_k = f(I_k, \alpha, d_k) = A \cdot I_k \cdot e^{-\alpha d_k}。$$

[0053] 例如,估计到的组织衰减系数 α 可通过数学方法得出为:

$$[0054] \quad \hat{\alpha} = \arg \min_{\alpha} \|M_k - f(I_k, \alpha, d_k)\|^2$$

[0055] 例如,组织衰减系数的估计可通过使指数曲线与得出的第一参数 M_k 相拟合来进行。在某些实施例中,推送脉冲310、312、314的强度 I_k 可设定为大致相同。在某些另外的实施例中,推送脉冲310、312、314的强度可设定为不同。

[0056] 本发明的发明人已认识到,所关注区域的某些特性的估计可以利用推送脉冲的初始声学强度,但推送脉冲的初始声学强度随着推送脉冲的波束轮廓而变化。例如,本发明人已在理论上推导出,在焦点处具有深度值 d 的峰值或最大切变波位移 M_d 与推送脉冲的初始声学强度 I_0 乘以指数形式成比例,所述指数形式的指数是负的组织衰减系数 α 乘以深度 d ,即

$$[0057] \quad M_d \propto I_0 \cdot e^{-\alpha \cdot d}。$$

[0058] 为了进一步改进与所关注区域的特性有关的估计,本发明的发明人提出估计这种变化并补偿这种变化。

[0059] 图5示出了根据本发明的一实施例在一焦深处聚焦的推送脉冲的波束轮廓。参照图5,皮肤表面520处的超声探针510发射具有波束轮廓530的推送脉冲经过身体500到达所关注区域中的既定焦点。所述焦点由具有焦深值 d 的阴影区域550指示。该推送脉冲使焦点处的组织沿向下方向移位,导致切变波前端540从发生移位的组织向外发射。为了产生特定的波束轮廓,可使用不同的换能器元件,且可将不同的能量权重、相移施加到所使用的换能器元件。这导致推送脉冲的初始声学强度 I_0 可以是不同的,即使推送脉冲的强度设定为相同时亦如此。初始声学强度的变化可针对既定的波束轮廓来确定。

[0060] 根据本发明的一实施例,强度估计器被配置成估计所述强度变化。例如,在由波束轮廓提供时,所述强度估计器可被配置成通过基于预定建模的在线计算,或者通过从预存储的查找表来检索强度变化,以估计该波束轮廓的强度变化。

[0061] 根据本发明的一实施例中,所述超声探针进一步被配置成基于估计到的强度变化来调整推送脉冲的强度。例如,为了实现预定的初始声学强度值,具有波束轮廓的推送脉冲的强度是基于预定的初始声学强度值和因所述波束轮廓导致的估计到的强度变化来确定的,且随后所述超声探针发射具有确定强度的推送脉冲。作为选择,所述特性估计器被进一步配置成基于估计到的变化来估计第二参数。例如,对于具有波束轮廓的推送脉冲来说,所补偿的初始声学强度值可基于推送脉冲的强度和因所述波束轮廓所导致的估计到的强度变化来确定,且随后所述特性估计器使用所补偿的初始声学强度值来估计所关注区域的特性。

[0062] 根据一实施例,所述切变波检测器被进一步配置成针对所述多个焦点中的每一个来估计表示在焦点深度处所关注区域的切变特性的第三参数,以及基于估计到的第三参数来调整第一参数;且所述特性估计器被进一步配置成根据调整后的第一参数来得出第二参数。

[0063] 例如,所关注区域的切变特性可以是所关注区域的切变刚度或粘度。例如,在每个焦点的深度处的切变特性可基于在所述焦点处产生的相应切变波的速度来估计。

[0064] 所关注区域在焦点深度处的切变特性可通过常规的切变波弹性成像技术或未来开发的任何其它适合的装置来估计。在使用常规的切变波弹性成像技术的情况下,针对所产生的切变波中的每一个,将一个以上的追踪点沿着横向方向x远离相应的焦点间隔开,沿着所述一个以上的追踪点接收超声回声信号,从接收到的超声回声信号得出相应的切变波的速度,且随后根据相应的切变波的得出的速度来估计诸如组织切变刚度和粘度的切变特性。

[0065] 本文描述的技术工艺可通过各种手段加以实施。例如,这些技术可在硬件、软件或其组合中实施。对于硬件实施方案来说,处理单元可在一个或多个应用专用集成电路(ASIC)、数字信号处理器(DSP)、数字信号处理装置(DSPD)、可编程逻辑装置(PLD)、现场可编程门阵列(FPGA)、处理器、控制器、微控制器、微处理器、设计用于执行本文所述功能的其它电子器件单元或其组合中实施。在软件的情况下,可通过执行本文所述功能的模块(例如,程序、函数等)来实施。软件代码可存储在存储器单元中并由处理器执行。

[0066] 此外,要求保护的主题的若干方面可实施为方法、设备、系统或制品,使用标准的编程和/或工程设计技术来生产软件、固件、硬件或其任意组合以控制计算机或计算部件来实施要求保护的主题的各个方面。用在本文中的术语“制品”旨在囊括可从任何计算机可读装置、载体或介质访问的计算机程序。例如,计算机可读介质可包含但不限于磁存储装置(例如,硬盘、软盘、磁带...)、光盘(例如,压缩盘(CD)、数字多用盘(DVD)...)、智能卡及闪存装置(例如,卡、棒、闪存盘...)。当然,本领域的技术人员将认识到,可在不脱离本文所述的范围或精神的前提下对此配置做出多种修改。

[0067] 如本应用中使用,术语“波束成形器”、“控制器”、“处理器”、“互相关器”、诸如“切变波检测器”、“特性估计器”的“检测器”、“估计器”和“成像编码器”意在用来指一种处理器或计算机相关的实体,其可以是硬件、硬件与软件的组合、软件或在执行的软件。例如,部件可以是但不限于在处理器上运行的过程、处理器、对象、可执行器、执行线程、程序和/或计算机。举例来说,运行在服务器上的应用和服务器本身均可以是一个部件。一个或多个部件可驻存于过程和/或执行线程内,且一个部件可局部定位在一个计算机上,和/或分布在两个或更多个计算机上。

[0068] 上文已描述的内容包括一个或多个实施例的示例。当然,不可能出于描述前述实施例的目的描述每个可想象的部件组合或方法组合,但本领域的普通技术人员可认识到,各实施例的许多其它组合和置换是可能的。因此,所述实施例旨在囊括所有此类变化、修改和变型,其均在随附权利要求的精神和范围内。此外,在术语“包含”被用在详细的描述或权利要求中的意义上,该术语被用于以类似于术语“包括”的方式表示为包含性的,认同“包括”在使用时被理解为权利要求中的过渡连接词。

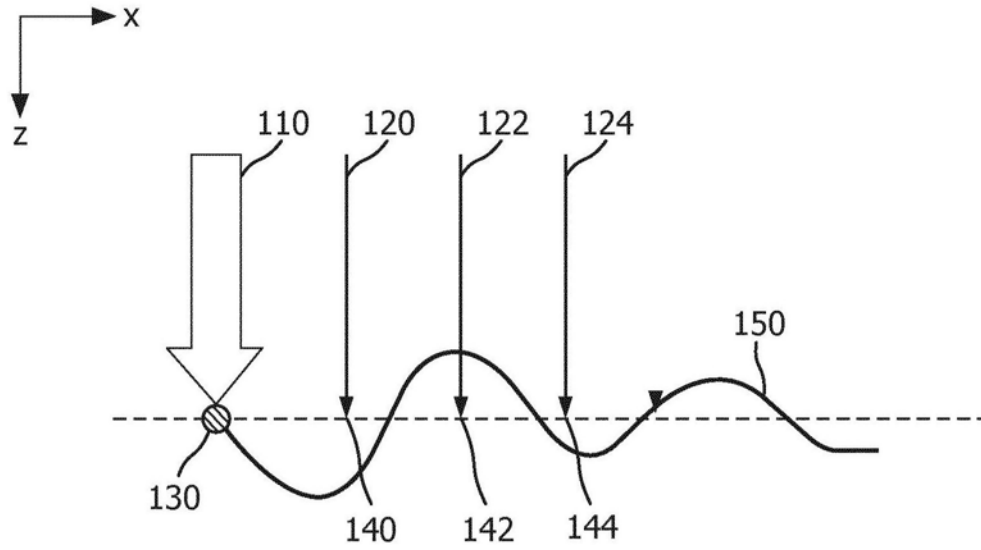


图1

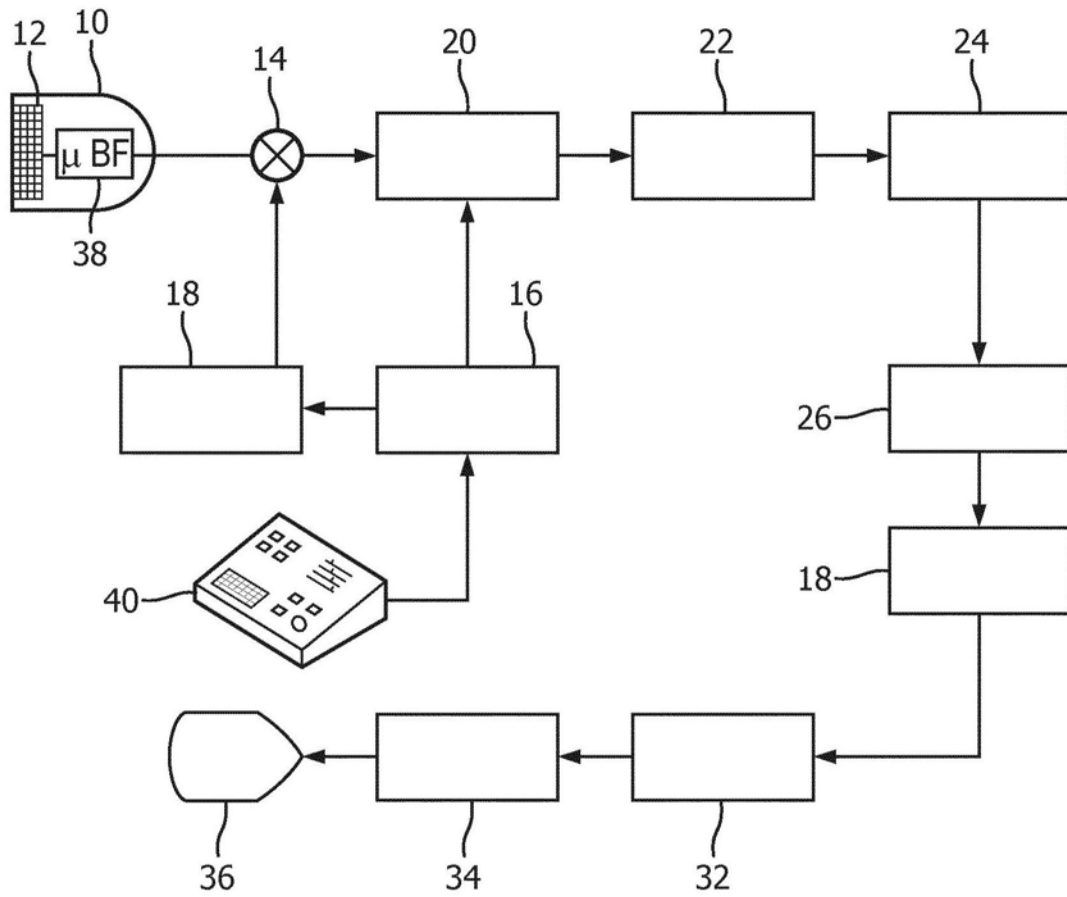


图2

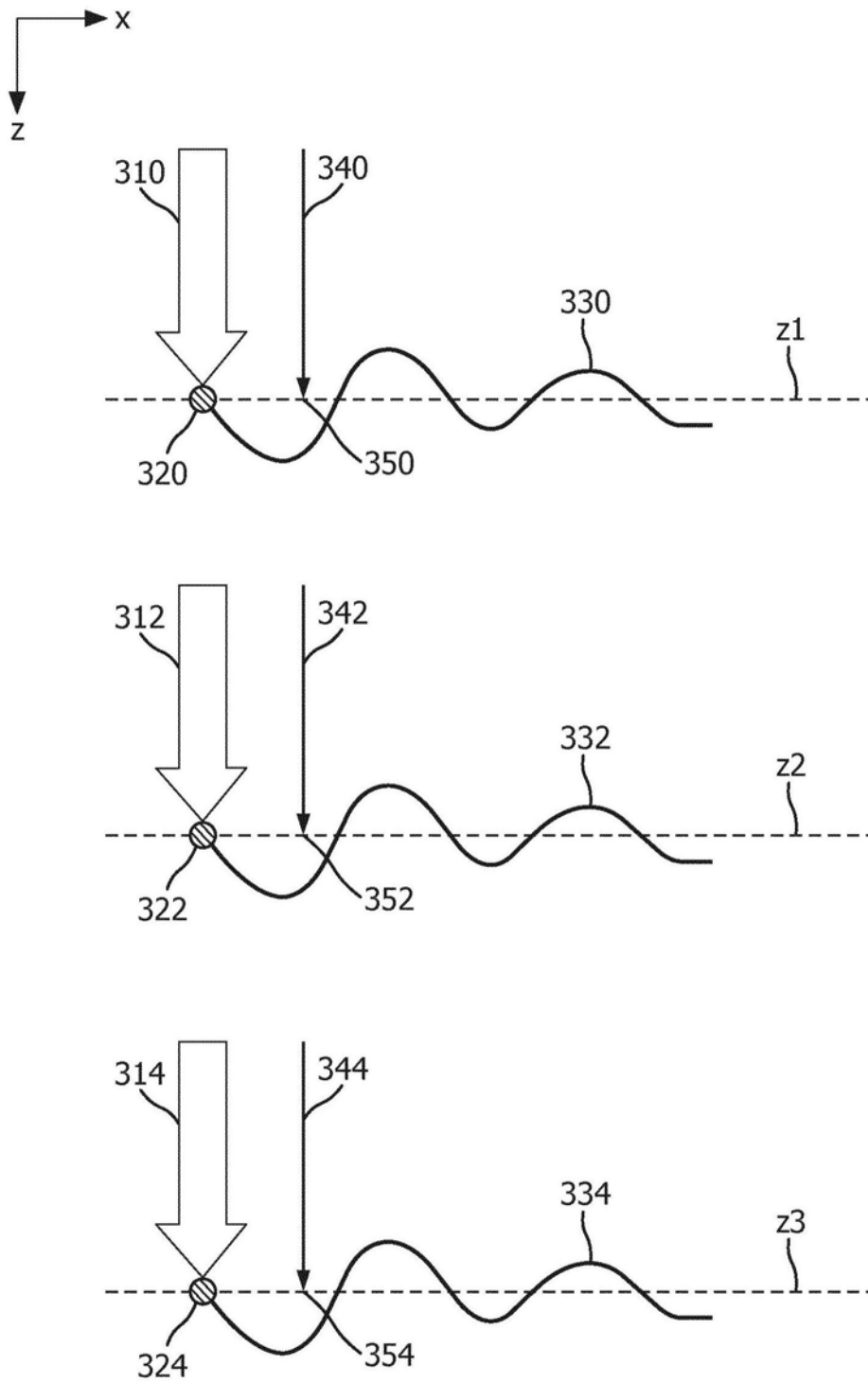


图3

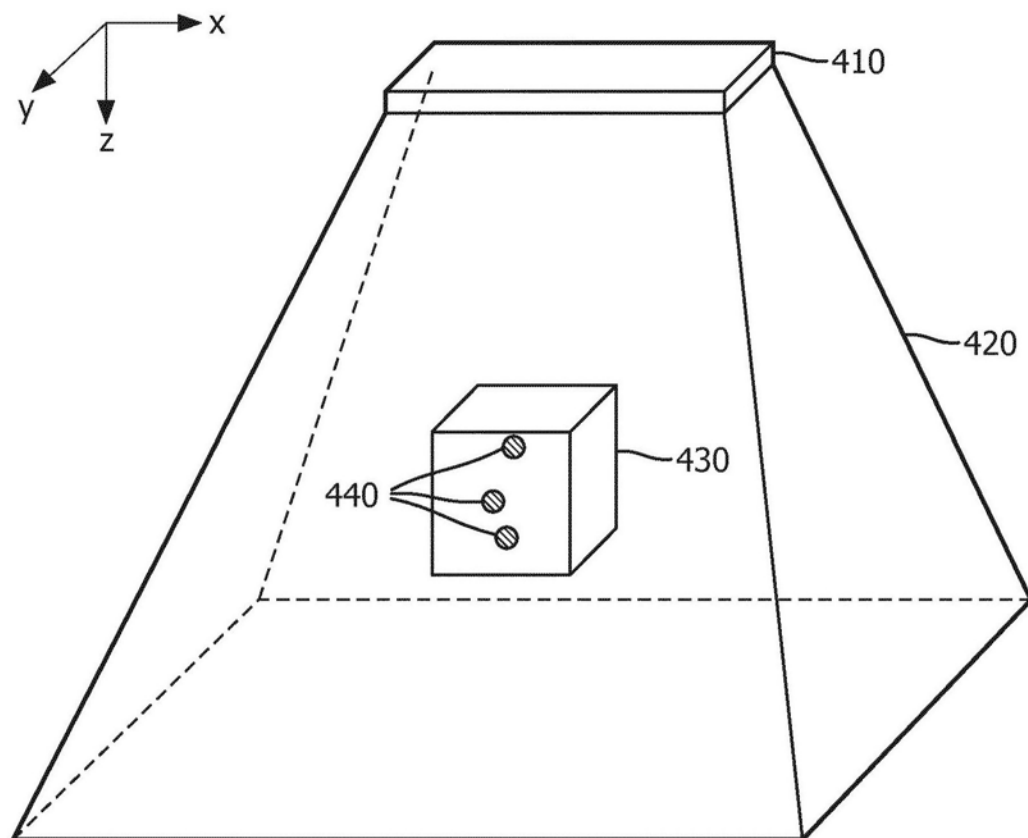


图4

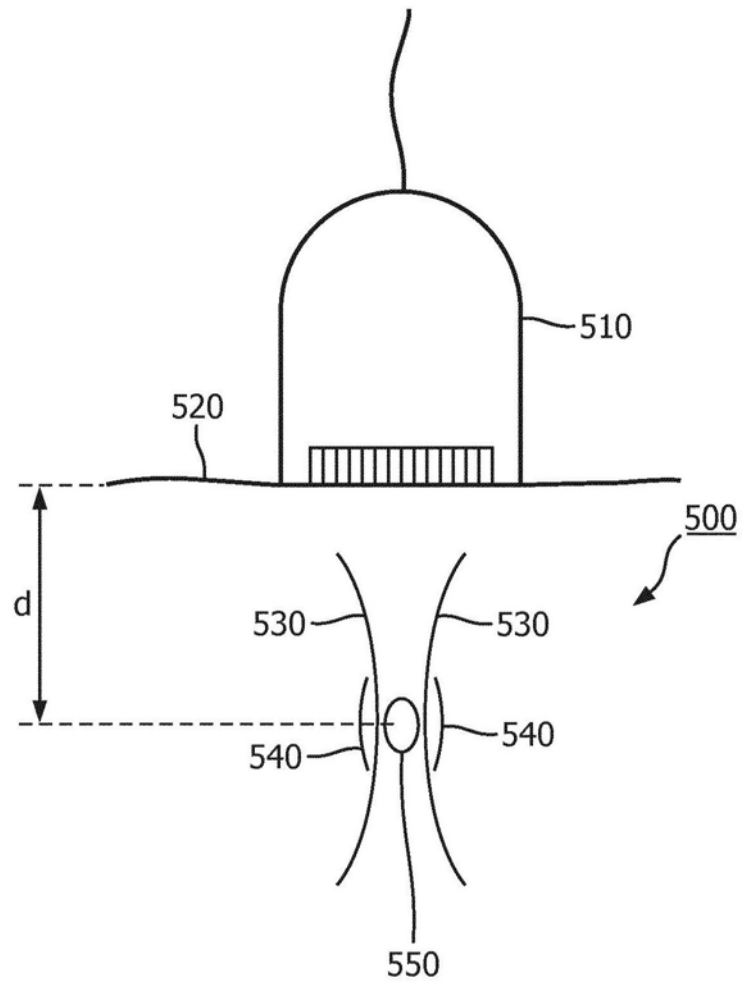


图5

专利名称(译)	使用切变波进行测量的超声系统和方法		
公开(公告)号	CN107072639B	公开(公告)日	2019-03-08
申请号	CN201680003050.2	申请日	2016-07-29
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	VT沙姆达莎尼 邓寅晖 吴莹 谢华 周诗未		
发明人	V·T·沙姆达莎尼 邓寅晖 吴莹 谢华 周诗未		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/485 A61B8/5223 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/5208 G01S7/52095 G01S15/8927		
代理人(译)	蔡洪贵		
优先权	PCT/CN2015/085935 2015-08-03 WO 2015186920 2015-09-25 EP		
其他公开文献	CN107072639A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出一种通过使用切变波来测量受试者体内所关注区域的特性的超声成像系统和方法，其中超声探针被配置成将用于生成切变波(330、332、334)的推送脉冲(310、312、314)顺序地发射到所关注区域中的多个焦点(320、322、324)中的每一个，其中所述多个焦点中的每一个具有相互不同的深度值(z_1 、 z_2 、 z_3)，且被配置成接收邻近所述多个焦点中的每一个的超声回声信号(350、352、354)；切变波检测器(22、24、26、28)被配置成针对所述多个焦点中的每一个基于接收到的超声回声信号得出第一参数，所述第一参数表示所生成的切变波在所述焦点处具有的特性；且性能估计器(32)被配置成根据所得出的第一参数来估计表示所关注区域的特性的第二参数。

