



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109890296 A

(43)申请公布日 2019.06.14

(21)申请号 201780066756.8

(22)申请日 2017.10.25

(30)优先权数据

16195916.8 2016.10.27 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.04.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/077333 2017.10.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/077962 EN 2018.05.03

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 M·佩卡尔 W·U·迪特默

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G01S 7/52(2006.01)

B06B 1/02(2006.01)

G01S 7/539(2006.01)

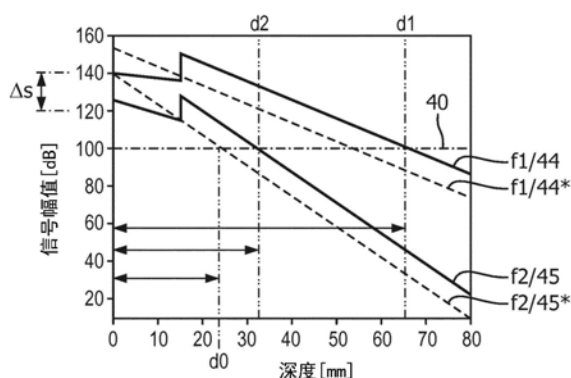
权利要求书2页 说明书11页 附图11页

(54)发明名称

具有组织类型分析器的超声系统

(57)摘要

一种用于对包括感兴趣区域(12)的体积区域进行成像的超声系统(100),包括:具有CMUT换能器的阵列(14)的探头,其适于对体积区域发射超声波束并接收返回的回波信号;波束形成器(64),其被耦合到所述阵列并且适于控制超声波束发射并提供所述体积区域的超声图像数据;换能器控制器(62),其被耦合到所述波束形成器并且适于改变所述CMUT换能器的驱动脉冲特性,感兴趣区域识别器(72)使得能够基于所述超声图像数据来识别感兴趣区域;波束路径分析器(70),其对ROI识别进行响应并且被布置为基于接收信号的衰减的深度变化来检测探头与ROI之间的衰减组织类型;其中,所述换能器控制器还适于基于衰减组织类型检测来改变驱动脉冲特性的至少一个参数。



1. 一种用于对包括感兴趣区域(12)的体积区域进行成像的超声系统(100),包括:
 - CMUT换能器的阵列(14),其适于将超声波束发射到所述体积区域上并且接收返回的回波信号;
 - 波束形成器(64),其被耦合到所述阵列并且适于控制超声波束发射并提供所述体积区域的超声图像数据;
 - 换能器控制器(62),其被耦合到所述波束形成器并且适于改变所述CMUT换能器的驱动脉冲特性;
 - 感兴趣区域识别器(72),其使得能够基于所述超声图像数据来识别所述感兴趣区域,并且所述识别器适于生成指示所述体积区域内的所述感兴趣区域的识别数据;
 - 波束路径分析器(70),其对所述识别数据进行响应并且被耦合到所述波束形成器,所述波束路径分析器被布置为基于接收到的信号的衰减的深度变化来检测所述阵列与所述ROI之间的衰减组织类型;其中,
所述换能器控制器还适于基于所述衰减组织类型检测来调整所述驱动脉冲特性的至少一个参数。
2. 根据权利要求1所述的超声系统,还包括具有CMUT换能器的所述阵列(14)的探头(10)。
3. 根据权利要求1或2所述的超声系统,其中,所述衰减组织类型包括表现出第一衰减系数的血液和表现出第二衰减系数的软组织,其中,所述第二衰减系数大于所述第一衰减系数。
4. 根据权利要求3所述的超声系统,其中,所述驱动脉冲特性的所述至少一个参数是超声波束频率或施加到所述CMUT换能器的D.C.偏置电压。
5. 根据权利要求4所述的超声系统,其中,当所述波束路径分析器检测到所述阵列与所述ROI之间的血液时,所述换能器控制器被布置为将所述超声频率从第一频率改变为大于所述第一频率的第二频率,其中,所述第一频率是针对软组织成像的最佳频率。
6. 根据权利要求4或5所述的超声系统,其中,所述换能器控制器还适于调整所述驱动脉冲特性的第二参数,所述第二参数是占空因数。
7. 根据权利要求6所述的超声系统,其中,当所述波束路径分析器检测到所述阵列与所述ROI之间的血液时,所述换能器控制器被布置为将所述超声频率从第一频率改变为高于所述第一频率的第二频率;并且将第一占空因数改变为高于所述第一占空因数的第二占空因数,其中,所述第一频率和所述第一占空因数是针对软组织成像的最佳驱动脉冲特性。
8. 根据权利要求1至7中的任一项所述的超声系统,其中,所述换能器控制器适于仅针对发射到所述ROI内的所述超声波束调整所述驱动脉冲特性的至少一个参数。
9. 根据权利要求8所述的超声系统,其中,所述波束形成器被布置为提供在所述体积区域内具有相对低的空间分辨率并且在所述感兴趣区域内具有相对高的空间分辨率的所述超声图像数据。
10. 根据权利要求9所述的超声系统,还包括对所述超声图像数据进行响应的图像处理器(68),所述图像处理器适于基于所述超声图像数据来产生超声图像,其中,所述图像处理器被布置为基于低空间分辨率数据来产生所述体积区域的宽视图并且基于高空间分辨率

数据来产生所述感兴趣区域的细节视图。

11. 根据权利要求10所述的超声系统,还包括耦合到所述图像处理器的图像显示器(18),所述图像显示器被布置为显示所述体积区域的所述宽视图(80)和所述感兴趣区域的所述细节视图(82)两者。

12. 根据权利要求11所述的超声系统,还包括用户接口,所述用户接口被耦合到所述ROI识别器并且对在所述体积区域内对所述ROI的手动选择进行响应。

13. 根据权利要求5或7所述的超声系统,其中,所述波束路径分析器还被布置为计算与所述探头接触的血池的范围,所述血池包括血液。

14. 根据权利要求13所述的超声系统,其中,所述第二频率和/或所述第二形状因子具有由所述血池的所述范围定义的值。

15. 根据权利要求2所述的超声系统,其中,所述探头是导管。

16. 一种对包括感兴趣区域的体积区域进行可变频率超声成像的方法,其中,所述方法包括:

- 利用CMUT换能器的阵列来将超声波束操纵(203)到所述体积区域上,所述超声波束具有针对软组织成像的最佳驱动脉冲特性;

- 基于接收到的与所述体积区域的所述最佳驱动脉冲特征相对应的回波信号来提供超声图像数据;

- 生成(202)识别数据,所述识别数据指示所述体积区域内的所述超声图像数据中的感兴趣区域;

- 分析(204)所述识别数据和接收到的信号的衰减的深度变化,并检测所述阵列与所述ROI之间的衰减组织类型;并且

- 基于所述衰减组织类型检测来改变(205)所述驱动脉冲特性的至少一个参数。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述衰减组织类型是血液并且分析包括计算与容纳所述阵列的探头接触的血池的范围,其中,所述血池包括血液。

具有组织类型分析器的超声系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对包括感兴趣区域的体积区域进行成像的超声系统,包括:CMUT换能器的阵列,其适于将超声波束发射到所述体积区域上并接收返回的回波信号;波束形成器,其被耦合到所述阵列并且适于控制超声波束发射并提供所述体积区域的超声图像数据;换能器控制器,其被耦合到所述波束形成器并适于改变所述CMUT换能器的驱动脉冲特性;以及感兴趣区域(ROI)识别器,其使得能够基于所述超声图像数据来识别感兴趣区域,并且所述识别器适于生成指示所述体积区域内的所述感兴趣区域的识别数据。

[0002] 本发明还涉及使用这种超声系统来对体积区域进行可变频率超声成像的方法。

背景技术

[0003] 根据W02015028314A1已知一种具有CMUT换能器阵列的超声成像系统。该探头包括具有CMUT单元的阵列,所述CMUT单元被布置为以下列模式之一操作:传统模式,其中,在所述CMUT单元工作期间,DC偏置电压使所述单元的CMUT膜在单元底板之上自由振动;以及塌陷模式,其中,在所述CMUT单元的操作期间,所述DC偏置电压将所述单元的CMUT膜设置为塌陷到单元底板。在偏置模式操作期间,DC偏置电压的增加导致CMUT单元的频率响应的中心频率增加,并且在塌陷模式下操作期间,DC偏置电压的减小导致CMUT单元的频率响应的中心频率的减小。根据身体的体积区域被成像的频率,可以针对不同的临床应用选择DC偏置电压。

[0004] 需要一种新的成像技术,其通过进一步利用CMUT技术的远景而使得能够对体积中的感兴趣区域进行高分辨率成像。

发明内容

[0005] 本发明的一个目的是提供一种超声系统,其实现超声成像的改进的性能。

[0006] 根据本发明,所述目的通过提供一种对识别数据进行响应并且被耦合到波束形成器的波束路径分析器来实现,所述波束路径分析器被布置为基于接收到的信号的衰减的深度变化来检测所述CMUT阵列与所述ROI之间的衰减组织类型;其中,换能器频率控制器还适于基于衰减组织类型检测来调整驱动脉冲特性的至少一个参数。本发明利用CMUT换能器的驱动脉冲特性的灵活性来提供一种新的成像技术,所述新的成像技术允许根据被成像的组织类型来在飞行中调整应用于所述CMUT阵列的最佳驱动方案。一旦识别出ROI,波束路径分析器就分析阵列回波信号接收到的衰减以及该衰减随深度的变化。不同组织对于超声传播表现出不同的散射和吸收特性,这表现为不同的随着其传播深度的超声衰减。在检测到特定组织类型时,本发明的超声系统能够根据适合于检测到的组织类型的最佳成像条件来调整驱动脉冲特性。

[0007] 可检测的衰减组织类型可以是血液和软组织。血液的散射特性与软组织的特性显著不同。血液表现出对声波的最低衰减(在体内包含的组织类型中)之一。血液衰减系数约为0.14-0.2dB/(MHz×cm),因此与沿相同距离的任何其他软组织中的波传播相比,引起沿

给定距离传播的声波幅度的减小更小。当它们穿过血池和另一个软组织时,这导致接收到的回波信号的衰减斜率之间的明显差异。可以通过路径分析器来检测斜率的这种差异。

[0008] 在一个实施例中,所述驱动脉冲特性的所述至少一个参数是超声波束频率或施加到CMUT换能器的偏置电压。

[0009] 该实施例将线性缩放与吸收系数的频率组合,通过关于引起所述吸收的组织类型的系统知识获得。这使得系统能够通过改变发射的超声波束的频率来改善包括ROI的超声图像的空间分辨率。施加的偏置电压的值不仅允许调整换能器的操作频率,而且还允许其带宽在定义最佳成像条件时提供更大的灵活性。

[0010] 在另一实施例中,当所述波束路径分析器检测到阵列或容纳所述阵列的探头与ROI之间的血液时,所述换能器控制器将所述超声频率从第一频率改变为大于所述第一频率的第二频率,其中,所述第一频率是针对所述软组织成像的最佳频率。

[0011] 由于血液对声波的衰减小于软组织,与行进穿过软组的相同频率超声波束相比,具有第二频率的超声波束在其幅度减小到阈值(由噪声水平定义)之前将在血液中进行更长的距离。因此,所述实施例提供了通过将穿透深度保持在大约相同值来增加所采集的超声图像的空间分辨率的机会。

[0012] 在又一个实施例中,所述换能器控制器还适于改变驱动脉冲特性的第二参数,所述第二参数是占空因数。

[0013] 可能影响成像特性的另一驱动脉冲特性是占空因数,其特征不在于驱动脉冲的若干周期。它以百分比来度量并定义在脉冲周期期间发生的有效传输(周期)的比率。占空因数越高,在给定的驱动脉冲周期期间使用的周期越多,导致传输到组织中的声能越高。因此,较高的占空因数将导致超声波束的较高穿透深度。

[0014] 在另一个实施例中,当波束路径分析器检测到阵列或探头与ROI之间的血液时,换能器控制器将超声频率从第一频率改变为高于所述第一频率的第二频率;并且将第一占空因数改变为高于所述第一占空因数第二占空因数,其中,所述第一频率和第一占空因数是针对软组织成像的最佳驱动脉冲特性。

[0015] 该实施例结合了针对从阵列(或探头)到ROI位置的给定波束路径选择最佳图像频率和最佳占空因数的优点,其提供了所采集的超声图像的改善的图像分辨率。针对具有更高超声频率的脉冲的占空因数的增加改善了超声探头的穿透深度。

[0016] 在接下来的实施例中,换能器控制器适于仅针对发射到ROI内的超声波束调整驱动脉冲特性的至少一个参数。

[0017] 该实施例提供了增加ROI所在的体积区域的一部分中的波束频率的可能性,从而为用户提供了采集具有不同穿透深度和空间分辨率的区域的体积的超声图像的进一步灵活性。

[0018] 在一个实施例中,波束形成器提供在体积区域内具有相对低的空间分辨率并且在感兴趣区域内具有相对高的空间分辨率的超声图像数据。

[0019] 在该实施例中,在感兴趣区域上传输的波束频率的增加允许波束形成器接收源自ROI的较高频率的回波信号;因此,提供所识别的ROI的更高分辨率的超声数据。与现有技术系统相比,本发明的超声系统能够设置最佳超声波束驱动条件,以在超声扫描期间接收关于体积区域的更详细的超声信息。

[0020] 在另一实施例中,图像处理器基于低空间分辨率数据来产生体积区域的宽视图并且基于高空间分辨率数据来产生感兴趣区域的细节视图。

[0021] 声波衰减随着频率的增加而增加。因此,产生具有较大穿透深度但是空间分辨率降低的体积区域的宽视图以及宽视场内的详细视图可能是有益的,其中,可以以更高的空间分辨率对ROI进行成像。本发明的优点在于,在单次超声扫描期间可以使用相同的CMUT换能器阵列产生两个视场。

[0022] 在另一实施例中,所述超声系统还包括耦合到所述图像处理器的图像显示器,所述图像显示器显示体积区域的宽视图和感兴趣区域的细节视图两者。两个视场可以作为单独的超声图像彼此相邻地显示给用户,或者空间配准地作为一幅超声图像显示给用户。

[0023] 在又一实施例中,所述超声系统还包括用户接口,所述用户接口被耦合到ROI识别器并且对在体积区域内对ROI的手动选择进行响应。

[0024] 这为用户提供了通过ROI识别器来手动选择识别的ROI的机会。任选地,还可以将用户接口耦合到频率控制,使得用户还可以相应地选择在体积区域内和感兴趣区域内操纵的波束的相对低的和高的频率。

[0025] 在另一实施例中,所述阵列是二维阵列或一维阵列。

[0026] 取决于阵列的设计,所述超声系统可以提供体积区域的三维超声图像或二维超声图像(2D切片)。

附图说明

[0027] 在附图中:

[0028] 图1图示了根据本发明原理的用于对体积区域进行成像的超声系统;

[0029] 图2图示了由DC偏置电压控制并由r.f.驱动信号驱动的CMUT单元;

[0030] 图3a-3d图示了在本发明的实施方式中应用的塌陷模式CMUT操作的原理;

[0031] 图4a-4c示出了CMUT的典型特征:作为频率的函数的声学响应(A);作为偏置电压的函数工作频率和带宽(B);作为偏置电压的函数灵敏度和脉冲长度(C);

[0032] 图5a-b示出了适用于腔内成像的探头的两种可能的应用:用于前视心内成像(A)和侧视成像(B)。

[0033] 图6a-c示出了:用于估计衰减深度变化的回波信号接收(A);信号幅度随着给定频率和给定组织段的深度而减小(衰减)(B);针对具有不同频率并穿过相同区域的两个超声波束的衰减深度变化的比较(C);

[0034] 图7a-b图示了使用适于相对于体积区域移动的超声探头扫描具有可变驱动脉冲特性的体积区域;

[0035] 图8a-c图示了体积区域的超声图像的显示以及包括感兴趣区域的细节视图的体积区域的宽视图;

[0036] 图9图示了本发明的不同驱动脉冲特征图像采集的基本原理的工作流程;并且

[0037] 图10图示了根据本发明另一实施例的针对不同驱动脉冲特征图像采集的工作流程。

具体实施方式

[0038] 图1示意性且示例性地示出了根据本发明原理的用于体积区域的可变频率成像的超声系统100。探头10包括适合于以塌陷模式操作的电容式微机械超声换能器 (CMUT) 的阵列14。该阵列14可以是二维或一维阵列。所述探头可以是任何超声探头类型: 常规超声诊断探头, 介入超声探头或适于长时间连接到患者身上的低轮廓超声探头 (贴片)。

[0039] 所述阵列中的CMUT将超声波束发射到体积视场131 (图5) (包括体积区域) 上, 并响应于发射的波束而接收回波。阵列14的换能器中的换能器被耦合到波束形成器64, 所述波束形成器64控制由阵列换能器14的CMUT发射的超声波束的操纵。所述波束形成器还对由换能器接收的回波进行波束形成。波束可以被转向为从换能器阵列14垂直向前 (垂直于换能器阵列26), 或者以不同的角度用于更大的视场。任选地, 超声系统可以具有多个微波束形成器 (未示出), 每个微波束形成器将各个换能器的组与波束形成器64耦合。微波束形成器 (子阵列波束形成器) 部分地对来自换能器组的信号进行波束形成, 从而减少耦合所述探头和主采集系统的信号通道的数量。微波束形成器优选地以集成电路形式制造并且位于探头10的壳体中靠近阵列换能器的位置。探头10还可包括位置传感器52, 其将指示探头10的位置的信号提供给换能器位置检测器54。传感器52可以是磁性、电磁、射频、红外或其他类型的传感器。

[0040] 由微波束形成器产生的部分波束形成的信号被转发到波束形成器64, 在波束形成器64处, 来自各组换能器的个体组的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。超声系统100还包括耦合到CMUT阵列14和波束形成器64 (或者任选地耦合到多个微波束形成器) 的换能器控制器62。换能器控制器62控制CMUT换能器的驱动脉冲特性, 例如工作频率和占空因数。完全波束形成的信号 (即沿着波束的回波信号) 表示超声图像数据, 其由信号处理器66通过滤波、幅度检测、多普勒信号检测和其他处理来处理。然后, 由图像处理器68将超声数据处理成阵列或探头的坐标系 (例如, r, θ, Φ) 中的超声图像信号。超声图像信号可以由图形处理器74进一步转换为期望的超声图像格式 (例如, x, y, z 笛卡尔坐标) 并显示在显示器18上。

[0041] 感兴趣区域识别器72使得能够基于由波束形成器提供的所述超声图像数据来识别感兴趣区域。所述感兴趣区域识别器72适于生成指示体积视场131内的感兴趣区域82' (ROI) 的识别数据。所述识别数据被馈送到对识别数据进行响应并且被耦合到所述波束形成器波束路径分析器70的输入。波束路径分析器70分析沿着ROI的识别位置与探头 (探头的远端) 之间的路径接收的回波信号。基于这些接收信号的衰减的深度变化, 分析器能够检测和区分位于探头 (或阵列) 与ROI之间的组织类型。由于阵列被固定在探头内, 因此检测ROI与阵列之间的组织类型的结果与ROI与探头之间的结果相同。波束路径分析器70和ROI识别器72都可以是一个图像分析单元68'的一部分。超声成像系统100可以通过用户接口38来控制。特别地, 用户接口38可以连接到ROI识别器72或直接连接到图像分析单元68', 允许基于显示器18上显示的超声图像手动选择ROI 82'。

[0042] 根据本发明的一个实施例, 使用适于以塌陷模式操作的CMUT换能器来提供超声系统的成像频率的变化。CMUT技术允许通过改变偏置电压来调整成像频率。该频率范围在很宽的范围内扩展, 并且在每个频率的该范围之上, 还存在一带宽, 其大部分接近100%。这种大的频率变化允许在大范围的穿透和分辨率上成像。

[0043] 本发明的CMUT换能器阵列14包括多个CMUT单元(换能器)。每个CMUT单元103通常包括悬挂在硅衬底112上方的柔性膜或隔膜114,在其之间具有间隙或腔体118。顶部电极120定位于隔膜114上并且与隔膜一起移动。在该示例中,底部电极位于基底112的上表面上的单元的底板上。可以考虑电极120设计的其他实现方式,例如电极120可以嵌入膜114中,或者可以作为额外的层沉积在膜114上。在该范例中,通过非限制性范例的方式,底部电极122被圆形地配置并且被嵌入在基底层112中。其他合适的布置,例如底部电极122的其他电极形状和其它位置,例如在基底层112上,使得底部电极122直接暴露于间隙118,或者通过电绝缘层或膜与间隙118分离,以防止顶部电极120和底部电极122之间的短路。此外,膜层114相对于基底层112的顶面固定,并且被配置和定尺寸,从而在膜层114和基底层112之间限定球形或圆柱形腔体118。应注意的是,为避免疑问,在图2中,底部电极122通过非限制性范例的方式接地。其他布置,例如接地的顶部电极120或两个顶部电极120和底部电极122浮置当然是同样可行的。

[0044] 单元100及其腔体118可以表现出替代的几何形状。例如,腔体118可以呈现矩形或正方形横截面、六边形横截面、椭圆形横截面、或者不规则横截面。这里,参考CMUT单元103的直径应理解为单元的最大横向尺寸。

[0045] 底部电极122可以在其面向腔体的表面上与附加层(未绘制)绝缘。优选的电绝缘层是在基板电极122上方并且膜电极120下方形成的氧化物-氮化物-氧化物(ONO)介电层,但是应该理解,可以考虑任何电绝缘材料用于该层。所述ONO介电层有利地减少了电极上的电荷聚积,电极上的电荷聚积导致设备不稳定性和声输出压力中的漂移和减少。

[0046] 在2008年9月16日提交的题为“Capacitive micromachined ultrasound transducer”的Klootwijk等人的欧洲专利申请EP 2326432A2中详细讨论了CMUT上的ONO电介质层的示例性制造。对于预塌陷的CMUT,期望使用ONO-介电层,其比使用悬置膜操作的CMUT更易受电荷保持。所公开的部件可以由CMOS兼容材料制成,例如Al、Ti、氮化物(例如,氮化硅)、氧化物(各种等级)、四乙氧基硅烷(TEOS)、多晶硅等。在CMOS制造中,例如,氧化物和氮化物层可以通过化学气相沉积形成,并且通过溅射工艺来沉积金属化(电极)层。合适的CMOS工艺是LPCVD和PECVD,后者具有低于400℃的相对低的工作温度。用于生成所公开的腔体118的示例性技术包括增加膜层114的顶面之前在膜层114的初始部分中限定腔体。其他制造细节可以在美国专利No.6328697(Fraser)中找到。

[0047] 在图2和3中,圆柱形腔118的直径大于圆形构造的电极板122的直径。电极120可以与圆形构造的电极板122具有相同的外径,但是不需要这样的符合性。因此,膜电极120可以相对于膜层114的顶面固定,以便与下面的电极板122对齐。CMUT单元100的电极提供设备的电容板,并且间隙118是电容器的板之间的电介质。当隔膜振动时,板之间的电介质间隙的变化尺寸提供变化的电容,其被感测为CMUT单元100对接收到的声学回声的响应。

[0048] 通过利用电压源45向电极施加静态电压(例如DC偏置电压)来控制电极之间的间隔。电压源45被实现在换能器频率控制器62中并提供其频率控制能力。阵列14的换能器每个可以具有单独的电压源或共享在换能器频率控制器62中实现的若干电压源。电压源45还可以任选地包括独立的级102、104,用于分别提供CMUT单元103的驱动电压的DC和AC或激励分量。第一级104可以适于生成静态(DC)电压分量,并且第二级102可以适于生成具有设定的交变频率的交变可变电压分量或刺激,所述信号通常是总驱动电压与上述静态部件之间

的差。

[0049] 所述第二级102还可以使得施加到CMUT驱动脉冲的占空因数变化成为可能。超声成像中的驱动脉冲的占空因数的特征在于在驱动脉冲的时段内使用的若干周期。它以百分比来度量并定义在脉冲周期期间发生的有效传输(周期)的比率。占空比越高,在给定的驱动脉冲时段期间使用的周期越多。通过将声能聚集到发射脉冲的较窄带宽中,增加的周期数改善了超声图像中的穿透深度。对于带宽有限的发射脉冲,换能器控制器设置施加到CMUT换能器的最佳偏置电压。

[0050] 施加的驱动电压的静态或偏置分量优选地满足或超过阈值电压,以迫使CMUT单元103进入其塌陷状态。这具有的优点是,第一级102可以包括相对大的电容器,例如平滑电容器,以便生成总体电压的特别低噪声的静态分量,所述静态分量通常在总体电压中占优势,使得总体电压信号的噪声特性将被该静态分量的噪声特性所主导。电压供应源45的其它合适的实施例应该是显而易见的,诸如,例如其中电压供应源45包含三个分立的级的实施例中,包括用于生成CMUT驱动电压的静态DC分量的第一级,用于生成驱动电压的可变DC分量的第二级和用于生成信号的频率调制或刺激分量的第三级,例如脉冲电路等。总之,电压供应源45可以以任何合适的方式来实现。

[0051] 如本身已知的,通过施加高于某一阈值的静态电压,CMUT电池103被迫进入塌陷状态,其中,膜114塌陷到基底112上。该阈值可以取决于CMUT单元103的确切设计,并且被定义为DC偏置电压,在所述DC偏置电压下,在施加所述偏置电压期间膜114通过范德华力粘附(接触)单元底板。膜114和基底112之间的接触的量(面积)取决于施加的偏压。增加膜114与基底112之间的接触面积增加了膜114的共振频率,如将借助于图3(a)-(d)更加详细地解释。

[0052] 塌陷模式CMUT单元103的频率响应可以通过调节在塌陷之后施加到CMUT电极的DC偏置电压来改变。结果,CMUT单元的谐振频率随着更高的DC偏置电压被施加到电极而增加。该现象背后的原理在图3(a)和3(b)中示出。图3(a)和3(c)的截面图在每个图示中通过膜114的外部支撑件与隔膜开始接触腔体118的底板的点之间的距离D1和D2而一维地示出了此。可以看出,当施加相对低的偏置电压时的在图3(a)中的距离D1是相对长的距离,图3(c)中的距离D2由于施加更高的偏置电压而是短得多的距离。这些距离可以与由端部固定并然后拉出的长的和短的弦进行比较。长的、放松的弦与更短、更紧的弦在被拉出时将以更低的频率振动。类似地,图3(a)中的CMUT单元的谐振频率将低于受到更高的下拉偏置电压的影响的图3(c)中的CMUT单元的谐振频率。

[0053] 该现象也可以根据图3(b)和3(d)的二维图示理解,因为它实际上是CMUT膜的有效操作面积的函数。当膜114刚刚接触到CMUT单元的底板时,如图3(a)所示,单元膜114的非接触(自由振动)部分的有效振动面积A1是大的,如图3(b)中所示。中心17处的小孔表示膜的中心接触区域。大面积膜将以相对低的频率振动。该区域17是塌陷到CMUT单元的底部的膜114的区域。但是当膜例如在图(c)中所示被更高的偏压拉入更深的塌陷时,更大的中心接触区域17'导致更小的自由振动区域A2,如图3(d)中所示。该较小的区域A2相比于较大的A1区域将以更高的频率振动。因此,随着DC偏置电压降低,塌陷的CMUT单元的频率响应减小,并且当DC偏置电压增加时,塌陷的CMUT单元的频率响应增加。

[0054] 为了改善成像性能,发射脉冲的中心频率和带宽需要与CMUT的频率响应相匹配,

CMUT的频率响应可以通过施加的偏置电压进行调谐。图4(a)给出了在三种不同偏置电压下CMUT响应的频率可调性(以dB为单位)的示例:-80V-110V和-160V。在80V的负偏压下,CMUT换能器在9MHz附近具有最高的响应幅度(曲线31);-10V的应用使响应曲线32的中心达到约12MHz;并且施加的偏置电压值进一步增加到-160V使响应曲线33的中心达到大约15MHz。

[0055] 具有施加的偏置电压的CMUT换能器的中心频率(曲线34)和带宽(曲线35)的变化在图4(b)中示出,这些指示发送脉冲的最佳中心频率和带宽(前述驱动特性)。CMUT的频率可调性可能以灵敏度损失为代价(曲线36),如图4(c)中所示。通常,小于50%的损失是可接受的(对应于图4(c)中约-70V的偏压限制)。图4(c)还示出了降低的偏置电压(施加电压的绝对值)导致谐振频率降低并因此导致更长的声脉冲长度(曲线37),这又转换为降低的轴向分辨率。注意,脉冲周期与脉冲长度成比例。基于成像频率的变化(例如,两倍低的成像频率导致两倍低的轴向分辨率),轴向分辨率的该降低是可预测的,并且在一个实施例中,可以由操作者通过换能器控制器来限制,例如操作者要求保持轴向分辨率低于300微米的最佳驱动特性。

[0056] 本系统可以与适用于心脏内成像或血管成像的腔内探头一起使用。在这些应用中,探头(导管)前进通过血池并且通常可以对其周围环境进行超声成像。在图5(a)中示出了位于血管中的前视超声图像探头。超声波束转向在体积视场131内的阵列前面(指示位于探头尖端的网格)执行。该体积区域内的识别的ROI被表示为82。在这里,我们还图示了探头与ROI之间血池的范围。在平均距离 d_0 处,定位有血管壁。该壁隔开血池,其中,探头从软组织前进,其中,ROI被定位。由阵列传输到ROI位置的超声波束将需要沿着 d_0 穿过血池,穿过壁并进入软组织。由于血液的散射特性不同于软组织的特性,因此波束路径分析器70被布置为分析和识别接收到的回波信号在它们行进通过血池和另一软组织时的衰减斜率的变化。

[0057] 当声波穿过介质时,由于散射和吸收,其强度随距离减小。散射是声音在其原始传播方向以外的方向上的反射。吸收是声能转换为其他形式的能量。散射和吸收的组合效应称为衰减。超声衰减是波在材料中传播时的衰减速率。衰减平面波的幅度变化可表示为:

[0058]
$$A = A_0 \exp(-\alpha x),$$

[0059] 其中, A_0 是参考位置处的传播声波的未衰减的幅度;幅度A是在波从参考位置移动了距离x之后的经降低的幅度;并且 α 是以dB/(MHz×cm)表示的衰减系数衰减系数通常与波的频率成比例。衰减通常与声频的平方成比例。通常针对单个频率给出衰减的引用值。例如,典型的组织示例及其在1MHz频率处的衰减系数如下表所示:

[0060]

组织	衰减系数 (dB/(MHz×cm))
血液	0.2 (20°C)
脑	0.6
乳房	0.75
心脏	0.52
肝	0.5
肌肉	1.09

[0061] 从表中可以看出,血液显示出最低衰减之一。因此,在行进通过血池的距离 d_0 (图

5a-b) 的声波上的振幅与行进通过相同距离但通过软组织行进之后其衰减相比,将被更少地衰减。

[0062] 在图5 (b) 中图示出了位于血管中的侧视超声图像探头10 (例如IVUS)。该探头具有超声阵列,所述超声阵列能够在垂直于探头主轴的方向上进行超声波束控制。当探头前进通过血管中的血池时,位于探头侧面的体积视场131被成像。类似于在先前的示例中,示出了体积区域 (或体积区域的2D切片) 内的ROI 82以及到血管壁的平均距离 d_0 。

[0063] 可以以下面的方式实现本发明的波束路径分析器的功能。

[0064] 用户 (临床医师) 经由用户接口38输入体积区域内的ROI的位置。基于该输入,ROI识别器72生成识别数据,其被进一步发送到波束路径分析器73。波束路径分析器可以沿着穿透深度计算ROI内的平均信号值,以获得信号,如图6 (a) 所示。此外,波束路径分析器可以与波束形成器通信以关闭发送脉冲并接收源自系统的噪声信号。后一种接收表示系统中存在的“噪声图像”或噪声量。波束路径分析器73还被布置为计算沿相同ROI内的穿透深度的平均噪声值。替代地,可以使用Gibson等人的“A computerized quality control testing system for B-mode ultrasound”,*Ultrasound in Medicine&Biology*,27 (12),1697-1711 (2001) 中描述的方法来完成平均信号和噪声估计。

[0065] 平均信号和噪声深度变化都可以针对时间增益控制进行补偿,并且以dB标度绘制为深度的函数,如图6 (b) 中所示。对应于处于给定频率并且通过血池和软组织42的声波的接收数据信号将具有两个不同的单调递减段的斜率,其中,每个斜率将由波通过的组织段内的衰减来定义。由于血液和组织具有不同的声阻抗,因此可以在超声图像中观察组织的边界。组织还具有比血液更高的后向散射系数,因此曲线42和43中的接收数据信号在组织边界处具有几dB的增加。信号42与噪声40曲线之间的交叉点确定超声系统可实现的穿透深度 (或距探头的最大距离,在该距离处可获得超声图像)。在图6 (b) 中所示的示例中,传输信号的穿透深度将是行进通过血池的信号的15mm的距离与行进通过软组织直到其幅度减小到无法区分的噪声水平的信号的17.4mm的距离之和。波束路径分析器73能够基于不同组织的不同衰减特性来优化驱动脉冲特性。从图6 (b) 可以看出,血池区域使信号衰减小于软组织区域,这表现为与在“组织”区段中信号减小的更大斜率 (信号幅度在相同距离处更急剧的减小) 相比,“血液”区段中信号减少的较小斜率。

[0066] 由于软组织衰减与声波频率成比例,因此可以通过改变发射波束频率来改变超声系统的穿透深度。图6c示出了具有所述变化的穿透深度的这种频率变化和增益。曲线44对应于具有频率 f_1 的超声波束的深度衰减。该波束穿过位于探头与ROI之间的血池,所述血池具有约15mm的范围。信号曲线在距探头距离 d_1 处与噪声曲线40相交。如果在ROI与探头之间没有血池,则超声波束的振幅将根据单个软组织衰减系数而衰减得更高。曲线44*示出了在没有血液的情况下信号的衰减。曲线44*在更浅的深度 d_2 处与噪声曲线40相交。

[0067] 让我们假设由体积区域内的ROI的用户位置指示的位于距离 d_2 处。现有技术系统将基于单个软组织衰减系数来计算发射波束频率。这将导致选择波束频率 f_1 。因此,提供具有由 f_1 定义的第一空间分辨率的体积的超声图像数据。

[0068] 本发明通过提供波束路径分析器73而允许超声系统识别探头和ROI位置之间的血池的存在。该信息用于用户计算最佳图像频率的益处,其实现相同的穿透深度 d_2 与更高的图像分辨率。曲线45对应于具有大于 f_1 频率 f_2 的超声波束的深度衰减。由于波束路径分析

器考虑到血池的衰减减小,因此具有 f_2 的波束信号的穿透深度保持相同的 d_2 。然而,增加的传输频率 f_2 将导致由超声系统100采集的更大分辨率的超声图像。为了比较,曲线45*显示了在没有血液的情况下针对 f_2 的信号衰减。曲线45*在更加浅的深度 d_0 处与噪声曲线40相交。

[0069] 因此,基于所测量的视场内组织的衰减,本发明的波束路径分析器73允许优化CMUT阵列的驱动脉冲特性,以便实现所采集的超声图像的改善的质量。由波束路径分析器73分析的衰减深度变化还可以包括CMUT在不同成像频率下的可变灵敏度(图4c)。该幅度补偿在图6(c)中通过 Δs 来图示。

[0070] 循环次数成比例地影响带宽和脉冲长度,例如,与单个循环的脉冲相比,两个循环的脉冲将具有一半的带宽和一半的脉冲长度。通常,中心频率不受脉冲长度的影响。传输灵敏度随着脉冲数量的增加而增加,这转化为更大的穿透深度。占空因数越高,传递到组织中的能量越多,因此穿透深度越好,这进一步允许在给定频率下改善超声辅助的可视化的深度。本发明允许优化驱动特性:脉冲频率,占空比和偏置电压,特定于CMUT换能器,以便根据其解剖环境来提供给定感兴趣区域的最佳超声图像。由于增加的占空因数而增加的穿透深度的权衡是轴向分辨率的潜在降低:两倍长的脉冲使轴向分辨率降低两倍,而横向分辨率保持大致相同。因此,用户能够为空间分辨率选择一组两个值可能是进一步有益的:轴向和横向。

[0071] 一旦计算出最佳驱动脉冲特性,换能器控制器62就相应地改变施加到CMUT阵列14的偏置和交流电压。这可以返回参考图3(a)和3(d)来理解,其解释了处于塌陷状态的CMUT单元103的谐振频率是施加的(DC)偏置电压的函数。通过在施加具有适当设定的频率的刺激来生成特定设定频率的超声脉冲时调节施加的偏压,可以生成不同频率的脉冲,针对每个脉冲频率表现出CMUT单元103的(接近)最佳声学性能。因此,这确保了在成像光谱的大带宽上(接近)最佳成像分辨率。声波衰减随着频率的增加而增加,而超声图像分辨率随着频率的增加而提高。为了合理地满足最佳和穿透要求,大多数诊断应用的频率范围为2至15MHz。当遇到增加的深度(例如,感兴趣区域位于体内更深处)或的高衰减(例如,在经颅研究中)时,范围中的较低部分是有用的。当需要很小的穿透时(例如,在乳房,甲状腺或浅表血管成像或儿科成像中),频率范围的较高部分是有用的。在大多数大的患者中,3-5MHz是令人满意的频率,而在瘦的患者和儿童中,通常可以使用5和7.5MHz。15MHz以上的更高频率范围可以使用腔内(血管内)探头(例如IVUS,ICE,FL-ICE)提供高分辨率成像。这些探头可以被定位为更靠近体腔内的ROI、血管等。

[0072] 本发明的另一个应用可以是现场护理,其中,便携式(超移动)超声系统用于检测任何内部出血(例如腹部区域的血池)。在这种情况下,可以基于血池的存在和范围来调整阵列的驱动脉冲特性,使得可以实现最佳穿透深度和分辨率,以便评估内部器官的任何创伤。

[0073] 图7图示了本发明的一个实施例,其中,探头的位置可以在体积视场131'内变化。例如,探头可以放置在前视或端部发射配置中,使得探头可以容易地朝向和远离ROI平移。这可以通过提供腔内探头来实现,例如IVUS(血管内超声),ICE(心腔内超声心动图),FL-ICE(前视心内超声心动图),例如,如EP1742580B中所描述。

[0074] 探头可以包括远端尖端中的换能器阵列,其被扫掠以扫描体积区域。可以进行体

积扫掠,或者提供1D阵列的机械运动,或者使用2D阵列进行波束的电子控制。换能器阵列包含在位于探头远端尖端的流体室内,其中,流体在探头与成像的体积区域之间提供适当的声学耦合。如图1中所示,超声系统100可以还包括耦合到探头和ROI识别器72(可选地连接到分析单元68')的驱动机构21,其中,基于识别数据的驱动机构用于在成像期间移动探头10。驱动机构21还接收来自位置传感器52的信号,所述信号跟踪探头的空间位置,从而在体积视场131'内提供探头的移动。该实施例可以用于对ROI 82'成像的高频的上限提供了更高的灵活性。一旦识别出ROI,图像处理器68就基于识别数据来计算ROI 82的坐标和体积视场131中的围绕识别的ROI的体积区域132。如果换能器阵列14(或实际上探头10)与ROI之间的距离超出具有所选高频的波束的穿透深度,则驱动机构21将被通信以移动的与在体积视场131'内的ROI更靠近(图7b),使得可以采集ROI的“放大”图像。

[0075] 本发明组合了小型CMUT换能器的优点(通过CMOS制造的进步而实现)和其操作频带的变化(通过塌陷操作模式实现)与驱动设备的反馈回路,为用户提供了一种实现了在体积区域内自动放大和缩小功能新一代的超声系统。在塌陷模式下操作的CMUT阵列的宽频带与用于物理平移包括该阵列的探头的器件的组合使得能够在先进的超声成像中具有增加的细节并因此改进的诊断成像的新的用户体验。

[0076] 图8图示了向用户显示的2D超声图像的显示器99,其具有相对于彼此的空间配准的宽视图80和细节视图132'。该图图示了一个实施例,其中,超声系统使用两个不同的频率对体积区域进行成像:仅针对感兴趣区域的较高频率,以及针对体积区域的其余部分的较低频率。在细节视图132'中以增加的成像频率显示所选ROI 82'的表示82。由于与具有相对低的频率的超声波束的穿透深度相比,具有相对高的频率的超声波束的穿透深度减小,因此相对高的频率范围的上限频率将受到ROI所在的位置深度(到探头的距离)的限制,并且在计算过程中其将由图像处理器68考虑。系统100可以首先以相对低的波束频率采集体积视场的超声数据,从而提供体积区域的周围环境,并且在其识别后进一步“放大”到ROI 82。ROI 82的细节视图132'可以在先前采集的宽视图80旁边实时更新并且针对场景显示,如图8c所示。

[0077] 替代地,ROI 82的细节视图132'和宽视图80可以彼此相邻地显示。在心脏成像期间的心脏病学应用中,超声图像的显示和采集可以通过ECG门控而与心脏周期同步。

[0078] 在CMUT阵列14是线性阵列的情况下,换能器频率控制器62可以以不同的频率对各个换能器单元103进行寻址(驱动),使得ROI以高频被成像并且其他元件保持在低频。用线性阵列获得的代表性图像在图8b中示出。

[0079] 嵌入的实时高频细节视图132'图像与实时低频宽视图80图像同时生成。这具有以下优点:周围环境仍然以相对较高的深度实时成像(尽管是在较低的分辨率下)以允许例如在ROI的外围发生的工具的定向和导航。如果CMUT阵列14是如图8(a)和图8(c)所示的相控阵列,也可以获得类似的图像。在相控阵列情况下,执行波束形成,使得对于构成图像的每条线,选择适合所有换能器的频率,使得高频细节视图132'图像被嵌入包含较低频率线的宽视图80图像中。如果两个视图:ROI 82的细节视图132'和宽视图80被实时更新,则包括相控阵的系统可以连续地以低频率采集体积视场131体积的所有线,并且然后是围绕具有更高的频率的所识别的ROI 82体积区域132的所有线。所采集的视图可以进一步交织或内插到一幅超声图像中。这在图8(c)中图示。在替代的采集工作流程中,宽视图80被更新为超出

细节视图132',其中,在图8a中示出了向用户显示的结果图像。前者具有整个体积的实时视图的优点,例如,用于跟踪介入设备。后者的优点是采集更少的线并且可以实现更高的帧速率。

[0080] 图9示出了根据本发明的图像采集的工作流程200。在步骤201,利用具有对应于软组织成像的最佳驱动脉冲特性的超声波束来对体积视场131进行成像。在步骤202中,例如,通过识别器或者基于用户输入来检测ROI 82。在备选的步骤203中,可以向用户显示ROI的轮廓。在此阶段,用户还可以通过用户接口38手动地与调整ROI的大小和/或位置的系统100进行交互。用户还可以选择所需空间分辨率(轴向和横向分辨率)的值。此外,在步骤204中,波束路径分析器73基于识别数据来分析接收信号的衰减的深度变化,并进一步检测衰减组织类型。在步骤205中,基于衰减组织类型检测的换能器控制器100将改变驱动脉冲特性的至少一个参数,使得可以采集具有增加的分辨率的ROI的细节视图。

[0081] 例如,对于由控制器基于衰减组织类型检测设置的给定频率,控制器也可以考虑所选择的轴向和横向分辨率的比率。在这种情况下,占空因数的进一步调整将为超声数据提供选定的轴向和横向分辨率。在步骤206中,基于所采集的超声数据的宽视场和细节视场被显示给用户。

[0082] 在图10中示出了根据本发明另一实施例的用于图像采集的工作流程300。在步骤301,采集体积视场131。在步骤302中,由识别器检测ROI 82。在步骤303中,可以向用户显示ROI的轮廓。在此阶段,用户选择ROI的细节视图的期望分辨率(或频率),并且还可以经由用户接口38手动地与调整ROI的大小和/或位置的系统100交互。并行地,在步骤307中,图像处理器68计算从探头到ROI的最远边缘的距离。此外,在步骤304中,波束路径分析器73基于识别数据来分析接收信号的衰减的深度变化,并进一步检测衰减组织类型。在步骤309中,基于该信息,图像处理器68计算与所选分辨率(频率)相对应的穿透深度。在步骤308中,将探头与ROI之间的距离与穿透深度进行比较,其中,检测到的组织类型被考虑。如果计算的穿透深度大于到ROI的距离,则工作流程之后是步骤305,其中系统100利用所选分辨率和针对所选频率的优化驱动脉冲特性来采集所述ROI的细节视图。如果计算的穿透深度小于到ROI的距离,则工作流程之后是步骤310,其中驱动机构提供探头朝向ROI位置的移动。移动距离由ROI位置、检测到的衰减组织类型和所选择的(对象)确定,使得探头不能进一步移动,系统100'可以以计算出的最佳分辨率向用户提供反馈,以所述最佳分辨率,可以在考虑到解剖学限制的情况下采集所述ROI。此外,系统100在步骤305中以所选分辨率或最佳建议分辨率采集ROI的细节视图。在步骤306中,向用户显示宽视场和细节视场。

[0083] 本领域技术人员应该理解,本发明的原理可以在2D和3D超声成像中实施。

[0084] 单个单元或设备可以完成权利要求中列举的几项的功能。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的集合。

[0085] 计算机程序可以存储/分布在适合的介质上,例如与其他硬件一起被提供或作为其他硬件的部分被提供的光学存储介质或固态介质,但是计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或其他的有线或无线的电信系统分布。

[0086] 权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

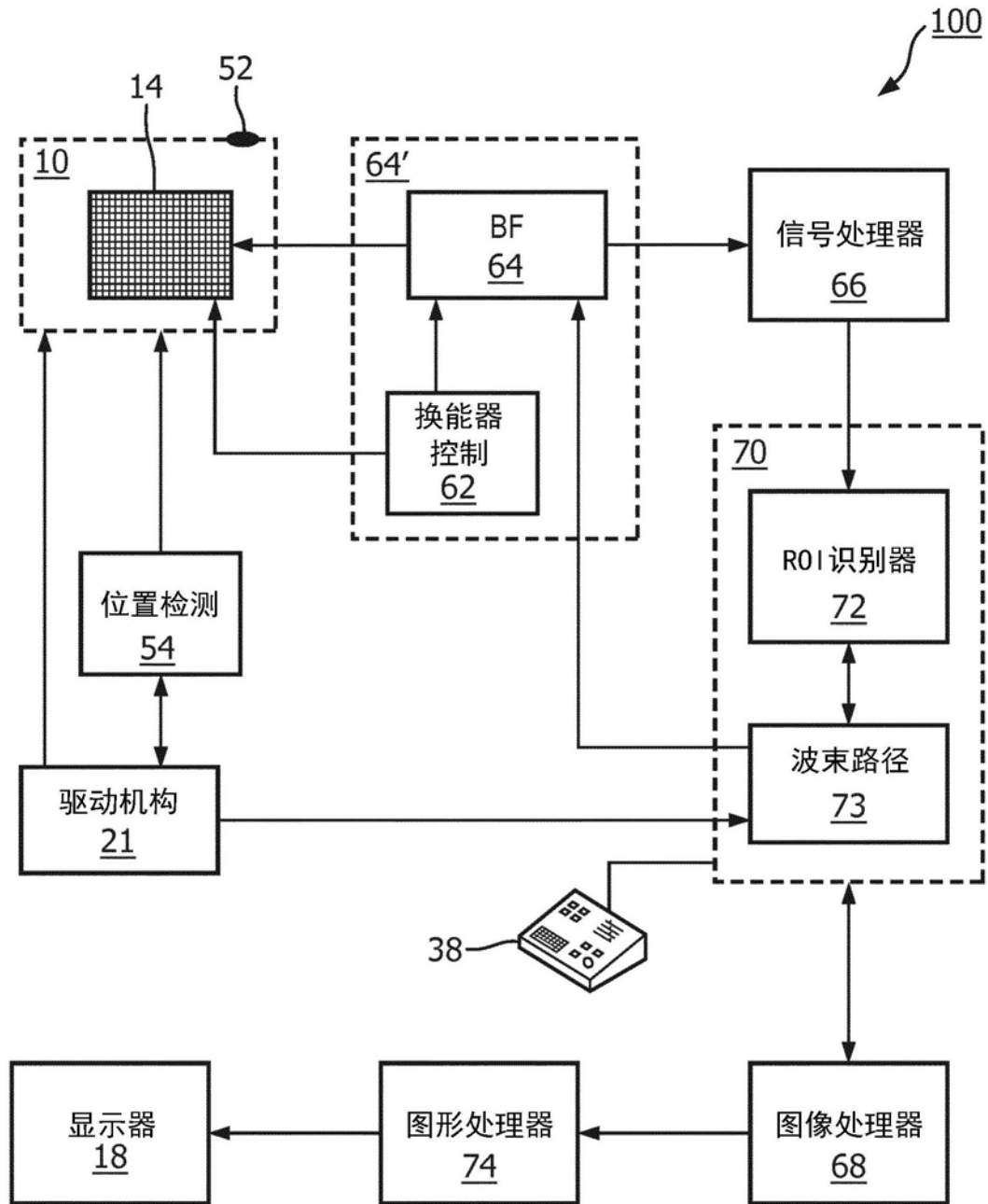


图1

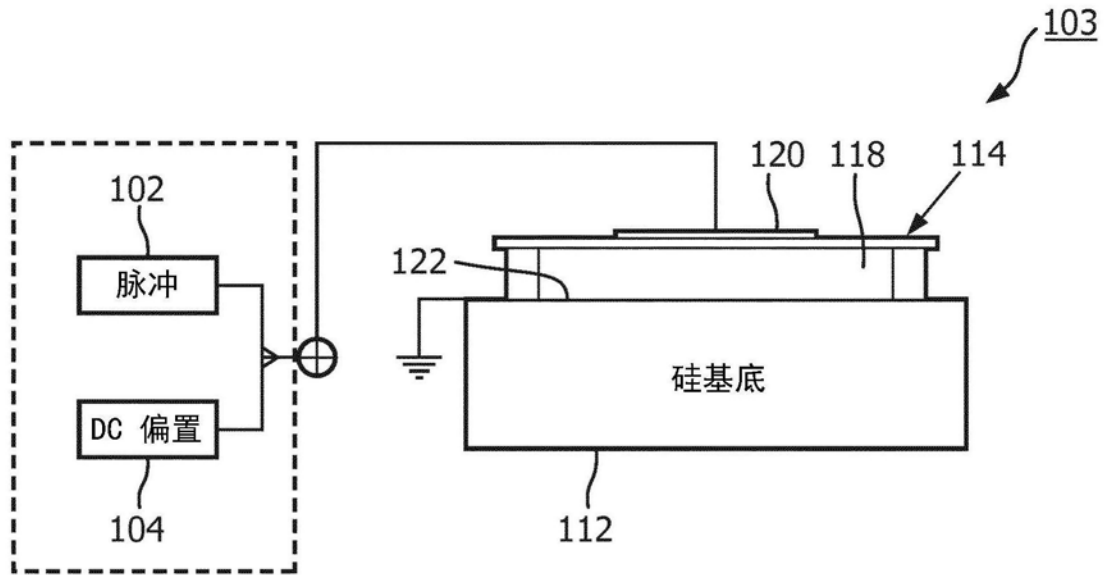


图2

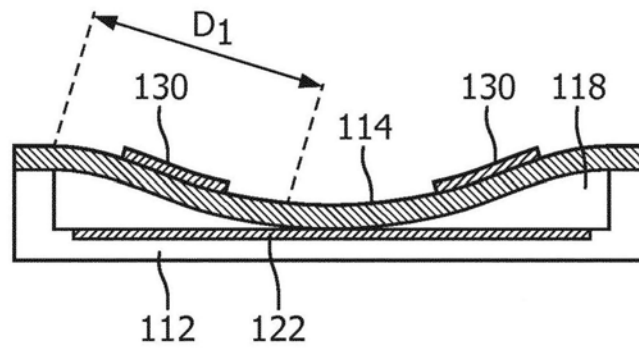


图3A

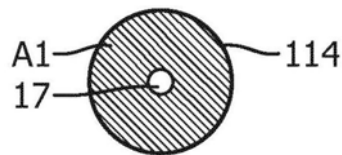


图3B

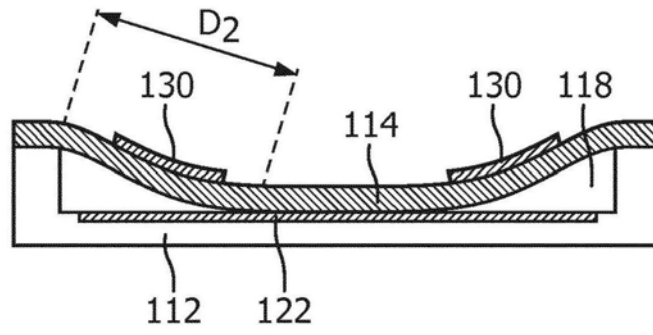


图3C

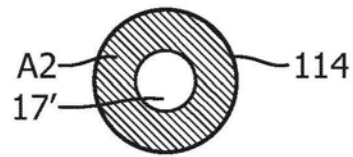


图3D

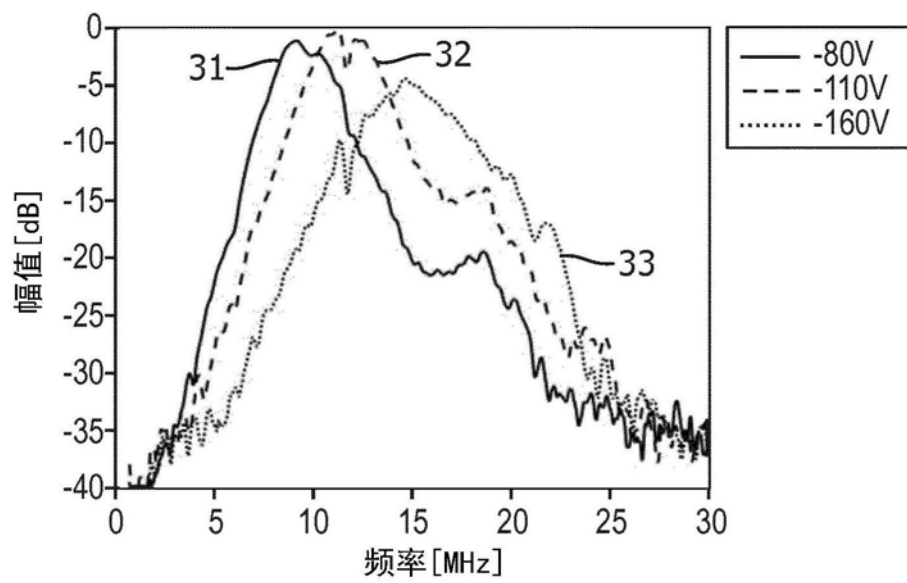


图4A

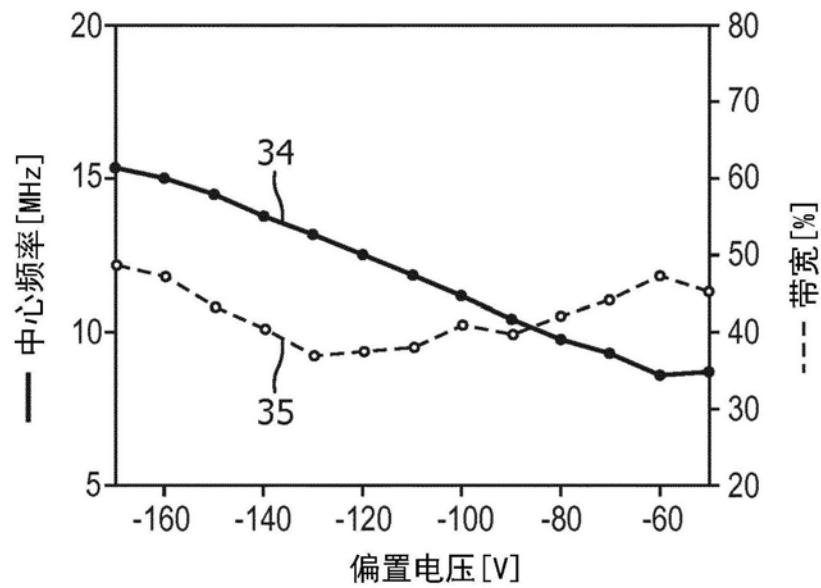


图4B

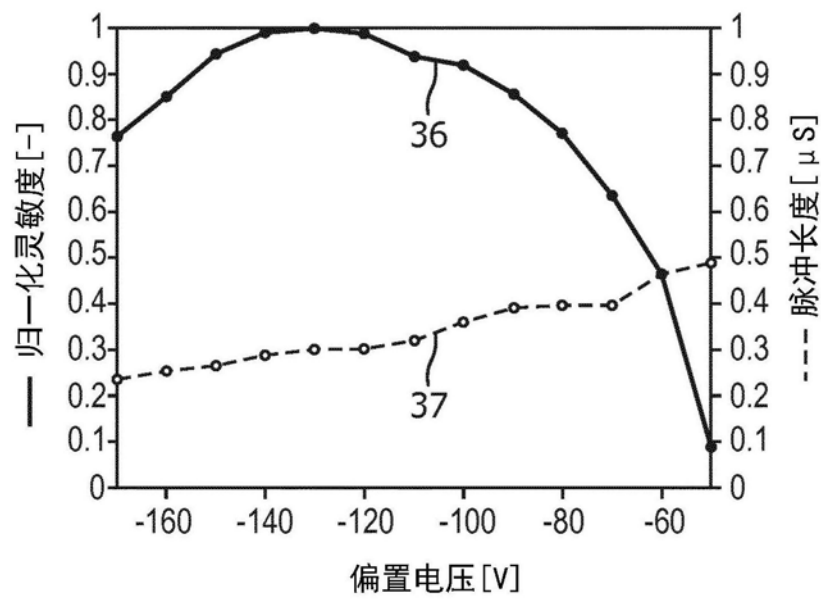


图4C

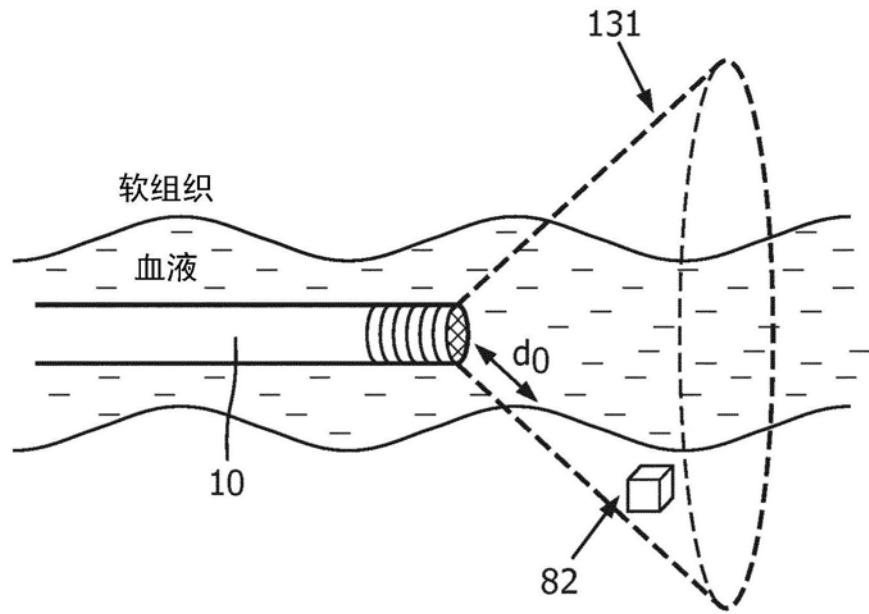


图5A

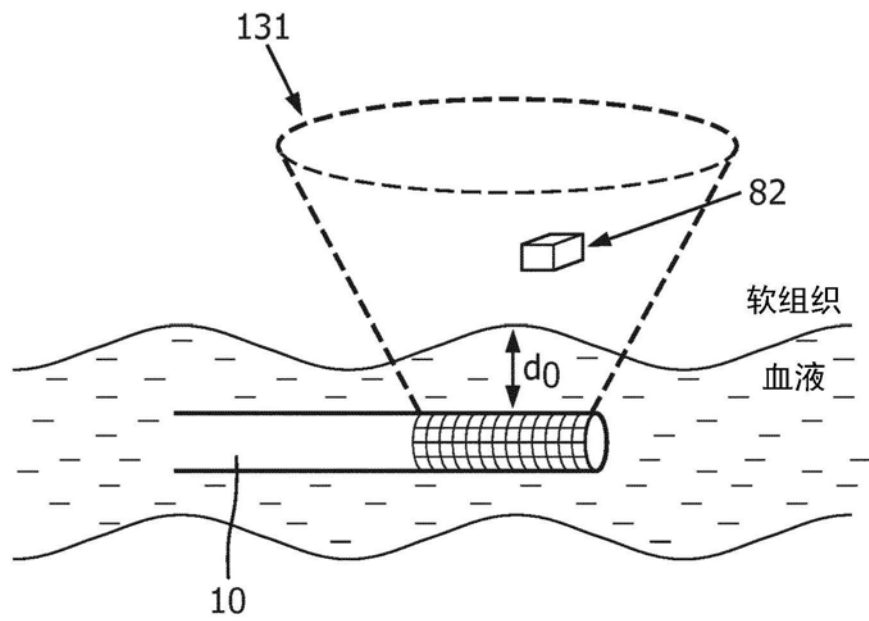


图5B

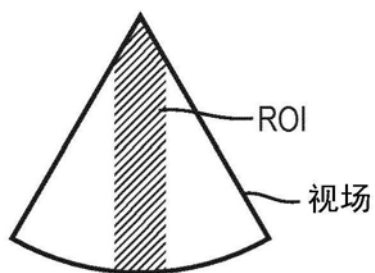


图6A

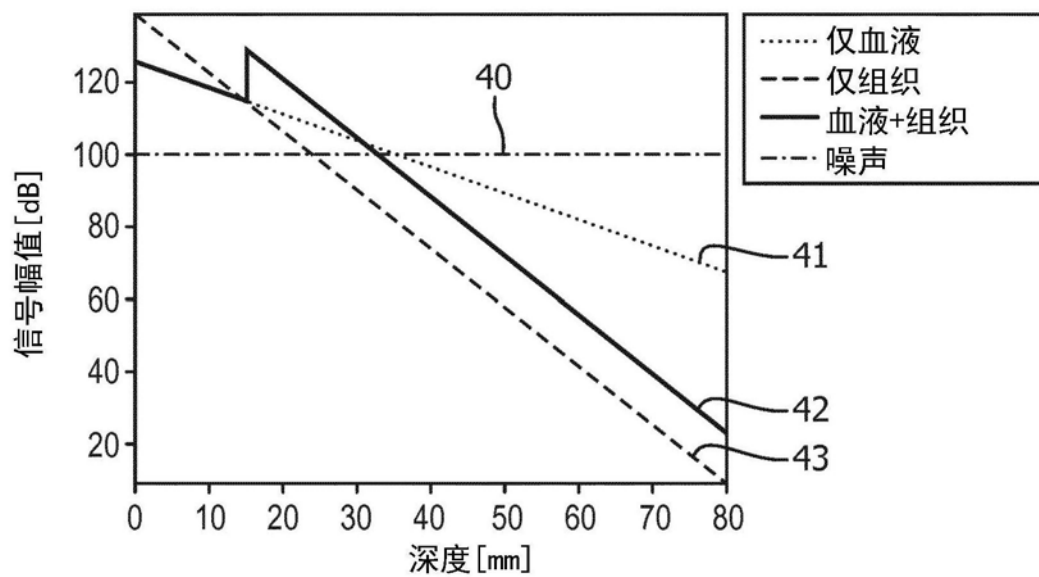


图6B

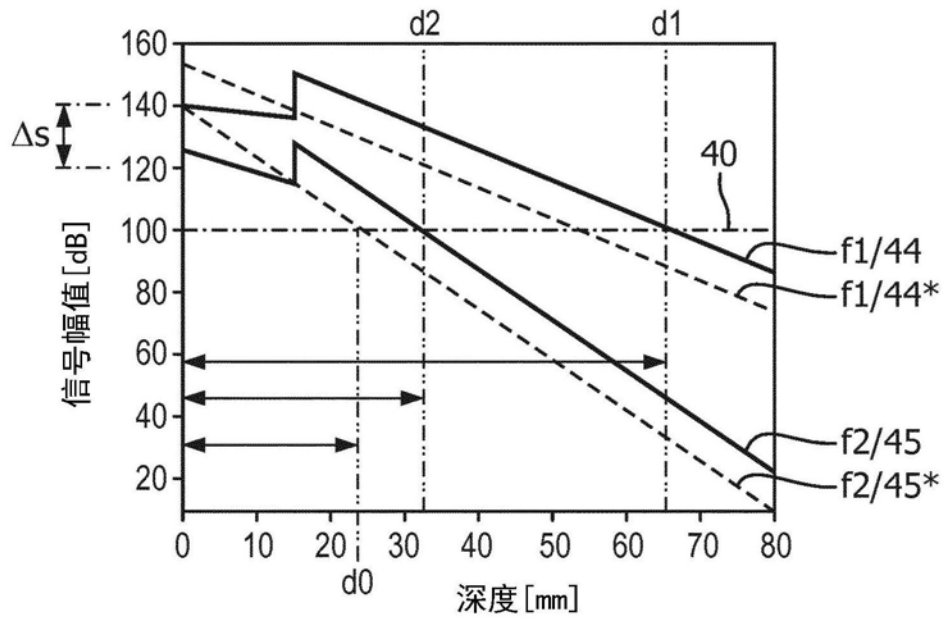


图6C

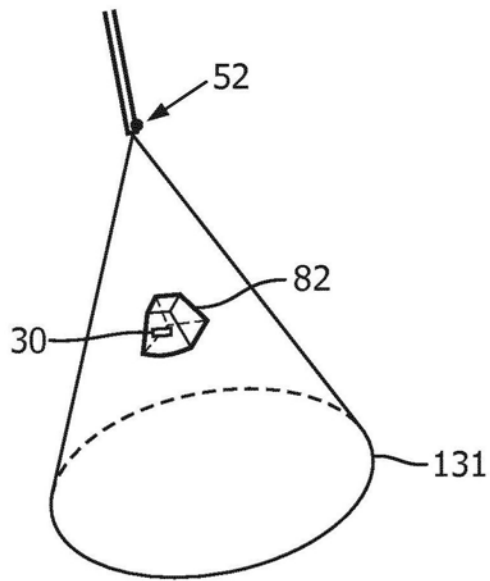


图7A

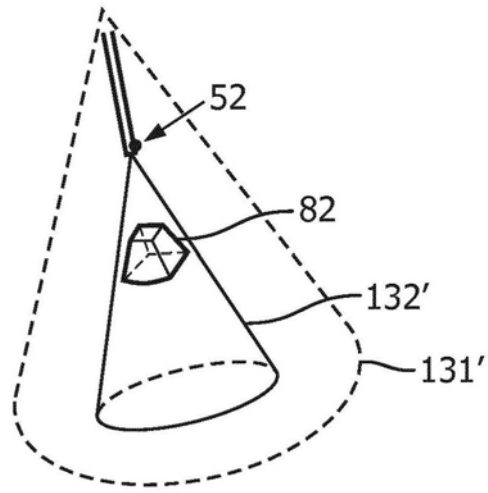


图7B

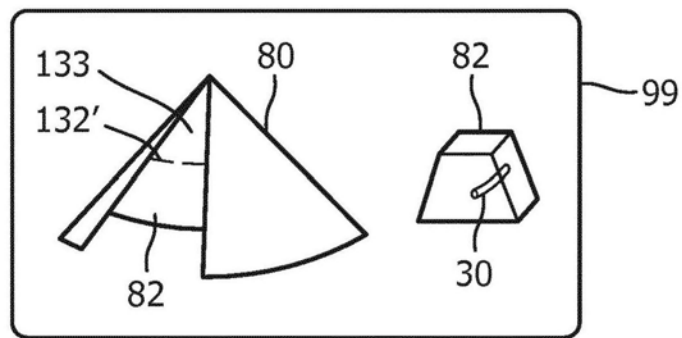


图8A

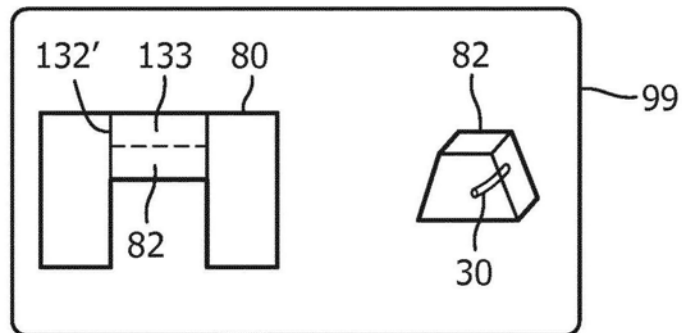


图8B

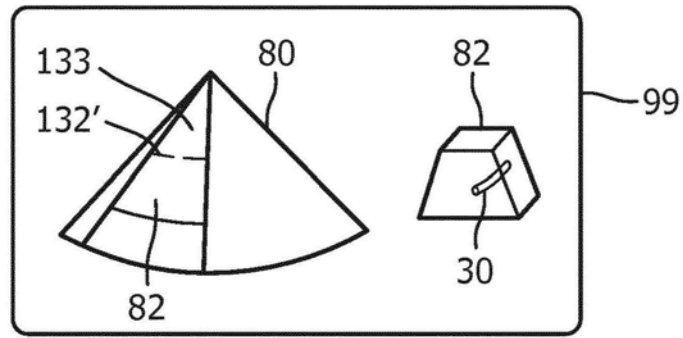


图8C

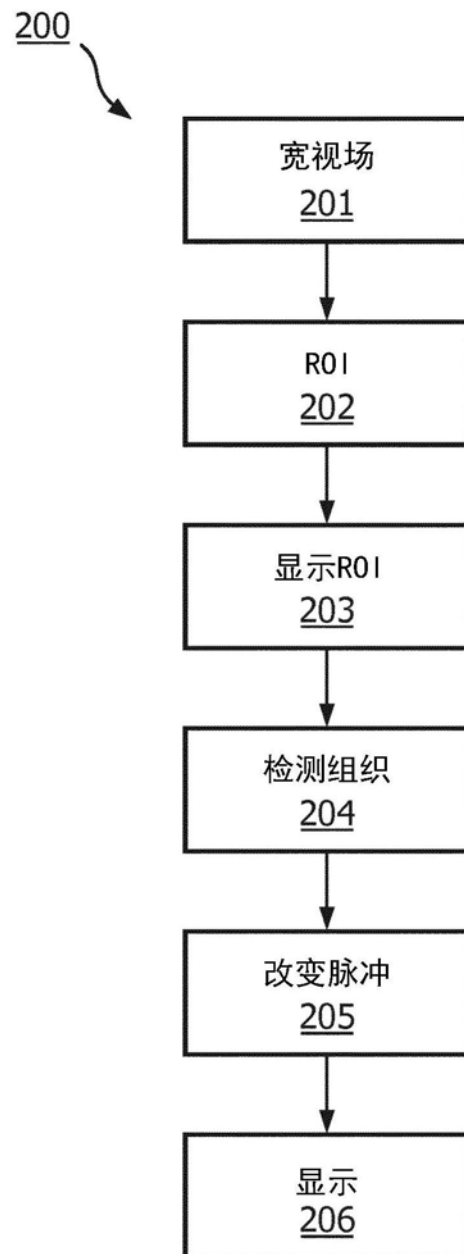


图9

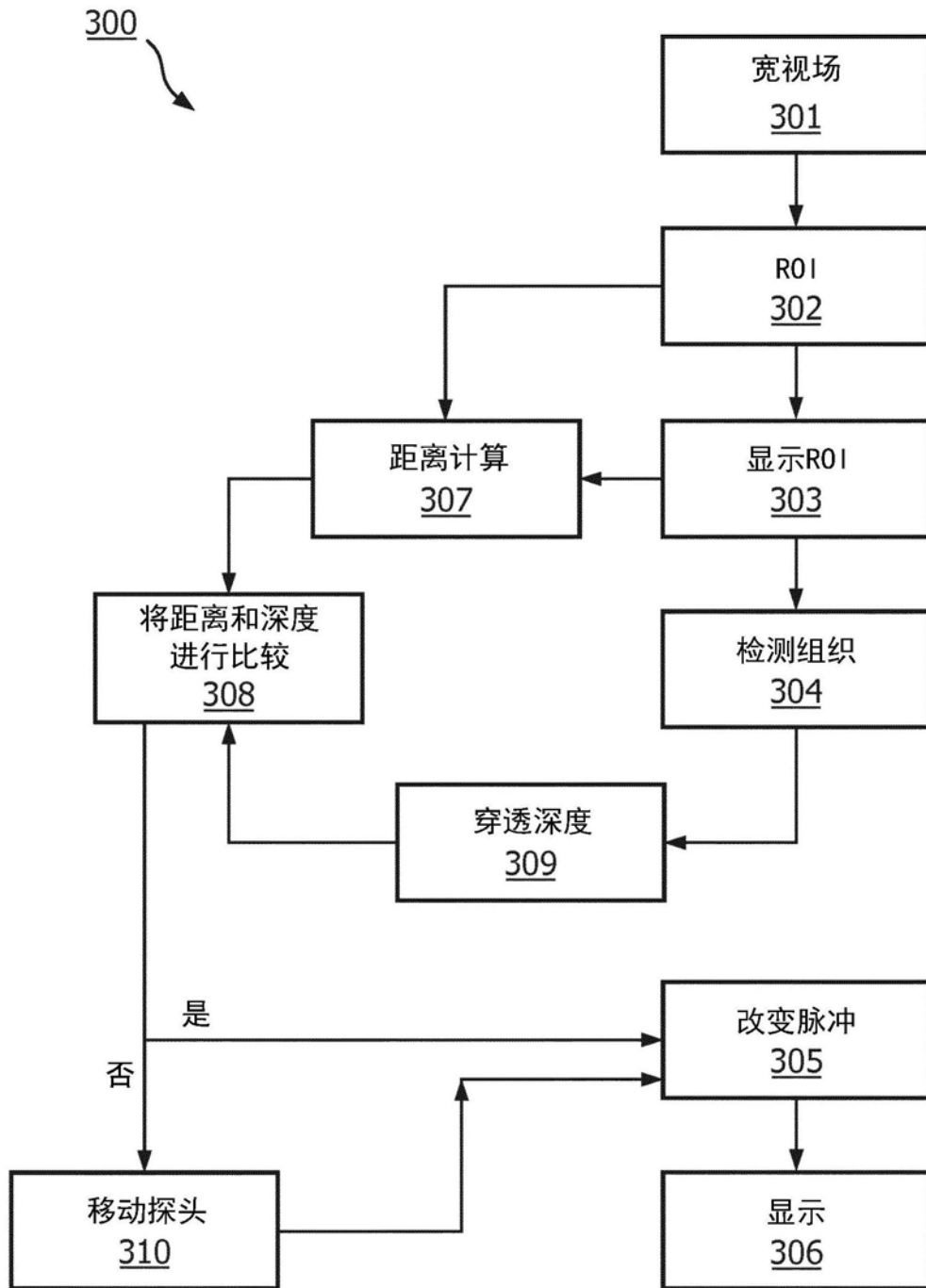


图10

专利名称(译)	具有组织类型分析器的超声系统		
公开(公告)号	CN109890296A	公开(公告)日	2019-06-14
申请号	CN201780066756.8	申请日	2017-10-25
[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	M佩卡尔 WU迪特默		
发明人	M·佩卡尔 W·U·迪特默		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 B06B1/02 G01S7/539		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/585 B06B1/0292 B06B1/20 G01S7/5202 G01S7/52036 G01S7/5205 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S15/8922 G01S15/8925 G01S15/8952		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2016195916 2016-10-27 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于对包括感兴趣区域(12)的体积区域进行成像的超声系统(100)，包括：具有CMUT换能器的阵列(14)的探头，其适于对体积区域发射超声波束并接收返回的回波信号；波束形成器(64)，其被耦合到所述阵列并且适于控制超声波束发射并提供所述体积区域的超声图像数据；换能器控制器(62)，其被耦合到所述波束形成器并且适于改变所述CMUT换能器的驱动脉冲特性，感兴趣区域识别器(72)使得能够基于所述超声图像数据来识别感兴趣区域；波束路径分析器(70)，其对ROI识别进行响应并且被布置为基于接收信号的衰减的深度变化来检测探头与ROI之间的衰减组织类型；其中，所述换能器控制器还适于基于衰减组织类型检测来改变驱动脉冲特性的至少一个参数。

