



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111372520 A

(43)申请公布日 2020.07.03

(21)申请号 201880073921.7

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2018.10.08

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17196608.8 2017.10.16 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/14(2006.01)

2020.05.14

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/077259 2018.10.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/076659 EN 2019.04.25

(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 F·M·韦伯 T·维塞尔

A·埃瓦尔德

A·施密特-里奇伯格 J·彼得斯

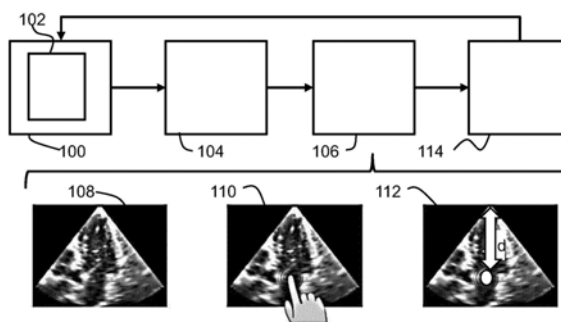
权利要求书3页 说明书10页 附图2页

(54)发明名称

超声成像系统和方法

(57)摘要

一种超声成像系统包括用于显示接收到的超声图像的显示器。提供了用于接收用于控制超声成像过程的用户命令的用户接口,并且所述用户接口接收识别所显示的超声图像的点或区域的用户输入。确定与所识别的点或区域相关联的图像深度,并且控制所述成像过程以使所述成像适应所识别的点或区域。



1. 一种超声成像系统,包括:
  - 超声探头(100),其用于生成超声信号并接收反射的回波信号;
  - 处理系统(102),其用于控制对所述超声信号的所述生成和对接收到的反射的回波信号的处理;
  - 显示器(104),其用于显示接收到的超声图像;以及
  - 用户接口(106),其用于接收用于控制对所述超声信号的所述生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理的用户命令,其中,所述用户接口适于接收识别所显示的超声图像的点或区域的用户输入,并且其中,所述处理系统适于导出与所述所识别的点或区域相关联的解剖特征识别和/或图像深度,并且控制对所述超声信号的所述生成和对接收到的反射的回波信号的所述处理以使它们适应所识别的点或区域。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理系统(102)适于调节以下中的一个或多个:
  - 帧率;
  - 对比;
  - 增益设置;
  - 聚焦区。
3. 根据权利要求1至2中的任一项所述的系统,其中,所述处理系统(102)适于响应于导出的深度而调节频率。
4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的系统,其中,所述处理系统(102)适于调整频率以最大化接收到的信号。
5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的系统,其中,所述处理系统(102)适于识别所述图像内的解剖结构,并且识别在所识别的点或区域处的解剖结构,并且控制对所述超声信号的所述生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理以使它们适应所识别的解剖结构。
6. 根据权利要求1至5中的任一项所述的系统,其中,所述用户接口(106)适于接收另外的命令,其中:
  - 所述另外的命令指示焦点深度调节是期望的,并且所述处理系统适于响应于所导出的深度而调节频率;或者
  - 所述另外的命令指示聚焦区调节是期望的,并且所述处理系统适于响应于所导出的深度而调节在焦点处的波束的宽度和焦点深度;或者
  - 所述另外的命令指示视场调节是期望的,并且所述处理系统适于响应于所导出的深度而调节视场;或者
  - 所述另外的命令指示时间增益补偿调节是期望的,并且所述处理系统适于响应于所导出的深度而调节时间增益补偿。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述用户接口(106)适于以以下中的一个或多个方式接收所述另外的命令:
  - 触摸屏夹捏命令;
  - 单击鼠标或触摸屏命令;
  - 双击鼠标或触摸屏命令;

双指触摸屏交互；  
鼠标或触摸屏滑块交互；  
自选项的列表的选择。

8. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中,所述用户接口(106)适于接收以以下中的一个或多个方式识别点或区域的所述用户输入:

触摸屏点识别;  
在触摸屏上面绘制的区域;  
使用鼠标的单击点识别;  
使用鼠标绘制的区域。

9. 一种超声成像方法,包括:

(300) 生成超声信号,并且接收并处理反射的回波信号;  
(302) 显示接收到的超声图像;以及

(304) 接收用于控制对所述超声信号的所述生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理的用户命令,其中,所述用户命令识别所显示的超声图像的点或区域,

其中,所述方法包括导出(306)与所识别的点或区域相关联的解剖特征识别和/或图像深度,并且控制(308)对所述超声信号的所述生成和对接收到的反射的回波信号的处理以使它们适应所识别的点或区域。

10. 根据权利要求9所述的方法,包括调节以下中的一个或多个:

帧率;  
对比;  
增益设置;  
聚焦区。

11. 根据权利要求9至10中的任一项所述的方法,包括响应于导出的深度而调整频率。

12. 根据权利要求9至11中的任一项所述的方法,包括:

识别所述图像内的解剖结构,并且识别在所识别的点或区域处的解剖结构,并且控制对所述超声信号的所述生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理以使它们适应所识别的解剖结构。

13. 根据权利要求9至12中的任一项所述的方法,包括接收另外的用户命令,其中:

所述另外的命令指示焦点深度调节是期望的,并且所述方法包括响应于所导出的深度而调整频率;或者

所述另外的命令指示聚焦区调节是期望的,并且所述方法包括响应于所导出的深度而调节在焦点处的波束的宽度和焦点深度;或者

所述另外的命令指示视场调节是期望的,并且所述方法包括响应于所导出的深度而调节视场;或者

所述另外的命令指示时间增益补偿调节是期望的,并且所述方法包括响应于所导出的深度而调整时间增益补偿。

14. 根据权利要求13所述的方法,包括以以下中的一个或多个方式接收所述另外的命令:

触摸屏夹捏命令;

单击鼠标或触摸屏命令；  
双击鼠标或触摸屏命令；  
双指触摸屏交互；  
鼠标或触摸屏滑块交互；  
自选项的列表的选择。

15. 一种包括计算机程序代码单元的计算机程序,当所述程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码单元适于实施根据权利要求10至14中的任一项所述的控制、处理、导出、适应、识别和调节步骤。

## 超声成像系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断成像系统,并且具体涉及具有对图像设置的用户控制的超声诊断成像系统。

### 背景技术

[0002] 超声诊断成像应用在遇到的成像情况方面可以有很大的不同。当例如对胎儿心脏进行成像时,需要高显示帧率,以准确地对快速跳动的心脏的细节进行成像。在诸如对肝脏中的肿瘤的诊断的其他应用中,高帧率不是必需的,但高图像质量(分辨率)一般是优选的。在一些情况下,被诊断的病灶可能在患者身体内很深的地方。在其他情况下,病灶可能仅仅在皮肤下面。这些相差很大的情况意味着,超声波检查医师必须频繁地改变关于超声系统的各种各样的设置,以便针对给定的检查采集最好的图像。

[0003] 通常,在采集第一图像之前,在成像控制台上调节图像设置。一旦第一图像被显示,参数就被重新调节直至操作者满意。

[0004] 控制装置占据显示单元上或系统的物理控制单元上的空间。而且,反馈机制是间接的,需要迭代调节过程。例如,将频率从高(分辨率“Res”)改变到中(一般“Gen”)可能已经对成像深度具有期望的影响,或如果不是的话,频率必须被再次改变到低(穿透“Pen”)。作为另一范例,调节时间增益控制改变在特定图像深度处的亮度,但是用户可能需要尝试若干控制滑块来调节期望的深度。

[0005] 这尤其可能使无经验的用户难以直接找到正确的设置,这是为什么对调节这样的参数的辅助是感兴趣的。

[0006] W02005/059586例如公开了对动态采集参数的自动确定。特别地,使以下两个最频繁使用的用户设置自动化:分辨率/速度(“res/speed”)控制和Pen/Gen/Res控制。Res/Speed控制通过改变诸如图像行密度、多行命令和聚焦区数目的成像参数来调节图像质量(分辨率)与帧率(速度)之间的权衡。Pen/Gen/Res控制通过控制诸如发射和接收频率的成像参数来调节在图像分辨率与超声的穿透深度之间的权衡。响应于感测到的图像运动和或噪声,相关的图像参数被自动改变,以获得作为这些矛盾因素的合理平衡的图像。

[0007] 这种容易的调节对用户来说是有吸引力的,但是用户仍然可能想要对进行哪些调节和他们如何影响图像进行控制。

[0008] 依然需要简化的用户控制但是仍然给予用户最终控制以便控制超声成像以给出期望的组织穿透、成像帧率和图像分辨率。

[0009] 文档EP2702947公开了一种被配置有触摸屏显示器和计算机辅助测量和/或诊断能力的超声成像装置。

[0010] 文档US2014/098049公开了一种用于从成像设备的操作者接收基于触摸的输入的系统。

## 发明内容

[0011] 本发明通过权利要求书来进行限定。

[0012] 根据依据本发明的一方面的范例,提供了一种超声成像系统,包括:

[0013] 超声探头,其用于生成超声信号和接收反射的回波信号;

[0014] 处理系统,其用于控制对所述超声信号的所述生成和对接收到的反射的回波信号的处理;

[0015] 显示器,其用于显示接收到的超声图像;以及

[0016] 用户接口,其用于接收用于控制对所述超声信号的所述生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理的用户命令,

[0017] 其中,所述用户接口适于接收识别所显示的超声图像的点或区域的用户输入,并且

[0018] 其中,所述处理系统适于导出与所识别的点或区域相关联的解剖特征识别和/或图像深度,并且控制对所述超声信号的所述生成和对接收到的反射的回波信号的处理以使它们适应所识别的点或区域。

[0019] 该系统使得用户能够选择图像的点或区域,并且超声成像参数然后可以被自动控制以针对该特定区域对成像进行优化。所控制的参数与诊断成像程序(即对图像数据的采集、处理和显示)相关。可以被控制的参数的范例是聚焦区、频率、时间增益补偿设置、总成像增益、帧率等。这些参数都用于控制最终显示,使得其针对特定感兴趣解剖区域或特征的显示而非一般显示设置(诸如一般亮度或对比设置)进行优化。

[0020] 在最简单的实施方式中,用户识别点或区域,并且标准参数优化被执行。所识别的点或区域的深度(从超声头到组织的区域)例如被识别,并且这实现对成像参数的自动化或半自动化调节。

[0021] 在深度信息被导出的系统中,所述处理系统例如可以适于响应于所导出的深度而调节频率。频率控制因此用来确保针对在特定深度处的回波信号的最小幅度。

[0022] 所述处理系统可以适于调整频率以最大化接收到的信号。这可以例如利用闭环控制。

[0023] 在基于解剖特征识别的系统中,所述处理系统可以适于识别所述图像内的解剖结构,并且识别在所识别的点或区域处的解剖结构,并且控制对所述超声信号的所述生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理以使它们适应所识别的解剖结构。

[0024] 该系统然后可以将最佳成像参数应用于特定的解剖结构。例如,基于分割标签对二尖瓣的识别可以使帧率被调节。这不需要用于要执行的所需的帧率调节的深度的特定知识。

[0025] 所述处理系统可以适于调节以下中的一个或多个:

[0026] 帧率;

[0027] 对比;

[0028] 增益设置;

[0029] 聚焦区。

[0030] 对于移动结构(诸如心脏),帧率可以例如被增加,而对于静止结构,更低的帧率可以实现更高质量的成像。对比控制可以用来使诸如心室壁的结构更容易可见。

[0031] 基于模型的分割可以用来识别解剖结构,但是其他方法(诸如机器学习)也可以被使用。

[0032] 用户接口例如适于接收另外的命令。这使得用户也能够对参数优化具有一定控制或代替完全自动化选项。

[0033] 在第一范例中,所述另外的命令指示焦点深度调节是期望的,并且所述处理系统适于响应于所导出的深度而调节频率和/或扫描孔径。扫描孔径也用来影响焦点深度。

[0034] 因此,在这种情况下,用户可能需要指定深度调节被期望作为若干可能选项中的一种,代替完全自动化深度调节。

[0035] 在第二范例中,所述另外的命令指示聚焦区调节是期望的,并且所述处理系统适于响应于所导出的深度而调节在焦点处的波束的宽度和焦点深度。该波束宽度依赖于频率和孔径,并且确定在焦点处以及在焦点外部的其他区域处的分辨率。

[0036] 在第三范例中,视场的尺寸可以被控制。通过调节视场,操作中的缩放被实施到感兴趣图像区域。

[0037] 在第四范例中,所述另外的命令指示增益调节是期望的(例如总成像增益或深度相关的时间增益补偿),并且所述处理系统适于响应于所导出的深度而调节增益设置,诸如时间增益补偿。

[0038] 时间增益补偿用来考虑组织衰减。通过随着深度而增加接收到的信号强度,减少B模式图像强度的均匀性中的伪影。不同的时间增益补偿函数可以适于不同的扫描线,并且用户能够输入时间增益补偿何时改变是期望的,但是它们然后能够考虑所识别的点或区域而被自动改变。

[0039] 所述用户接口可以适于以以下中的一个或多个方式接收所述另外的命令:

[0040] 触摸屏夹捏命令;

[0041] 单击鼠标或触摸屏命令;

[0042] 双击鼠标或触摸屏命令;

[0043] 双指触摸屏交互;

[0044] 鼠标或触摸屏滑块交互;

[0045] 自选项的列表的选择。

[0046] 因此,各种触摸屏或鼠标命令可以用来使得用户能够输入除了感兴趣点或区域的仅仅识别之外的命令。

[0047] 所述用户接口可以适于接收以以下中的一个或多个方式识别点或区域的所述用户输入:

[0048] 触摸屏点识别;

[0049] 在触摸屏上面绘制的区域;

[0050] 使用鼠标的单击点识别;

[0051] 使用鼠标绘制的区域。

[0052] 对感兴趣区域的点的初始识别可以是再次使用鼠标或触摸屏的简单单击功能或简单区域绘制功能。

[0053] 本发明还提供了一种超声成像方法,包括:

[0054] 生成超声信号,并且接收并处理反射的回波信号;

- [0055] 显示接收到的超声图像;以及
- [0056] 接收用于控制对所述超声信号的所述生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理的用户命令,其中,所述用户命令识别所显示的超声图像的点或区域,
- [0057] 其中,所述方法包括导出与所识别的点或区域相关联的解剖特征识别和/或图像深度,并且控制对所述超声信号的所述生成和对接收到的反射的回波信号的处理以使它们适应所识别的点或区域。
- [0058] 该方法提供了基于超声图像的所识别的区域的自动化参数控制。
- [0059] 所述方法例如包括响应于导出的深度而调整频率。
- [0060] 所述方法可以包括识别所述图像内的解剖结构,并且识别在所识别的点或区域处的解剖结构,并且
- [0061] 控制对所述超声信号的所述生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理以使它们适应所识别的解剖结构。基于模型的分割可以用来识别解剖结构。
- [0062] 响应于所识别的解剖结构,所述方法可以提供对以下中的一个或多个的调节:
- [0063] 帧率;
- [0064] 对比;
- [0065] 增益设置;
- [0066] 聚焦区。
- [0067] 不同的调节可以适于不同的
- [0068] 所述方法可以包括接收另外的用户命令,其中:
- [0069] 所述另外的命令指示焦点深度调节是期望的,并且所述方法包括响应于所导出的深度而调整频率;或者
- [0070] 所述另外的命令指示聚焦区调节是期望的,并且所述方法包括响应于所导出的深度而调节在焦点处的波束的宽度和焦点深度;或者
- [0071] 所述另外的命令指示视场调节是期望的,并且所述方法包括响应于所导出的深度而调节视场;或者
- [0072] 所述另外的命令指示时间增益补偿调节是期望的,并且所述方法包括响应于所导出的深度而调整时间增益补偿。
- [0073] 本发明可以被至少部分地实施为在计算机软件中。
- [0074] 本发明的这些和其他方面将参考下文描述的(一个或多个)实施例变得显而易见并将参考下文描述的(一个或多个)实施例得以阐述。

## 附图说明

- [0075] 本发明的范例现在将参考附图来详细地进行描述,在附图中:
- [0076] 图1以示意性形式示出了超声系统的第一范例;
- [0077] 图2以示意性形式示出了超声系统的第二范例;
- [0078] 图3示出了超声成像方法;并且
- [0079] 图4更详细地示出了超声成像系统的已知部件结构。

## 具体实施方式

[0080] 本发明将参考附图来进行描述。

[0081] 应当理解,详细描述和具体范例在指示装置、系统和方法的示范性实施例的同时仅旨在用于说明的目的,而不旨在限制本发明的范围。根据以下描述、所附权利要求和附图将更好地理解本发明的装置、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点。应当理解,附图仅仅是示意性的,并且不是按比例绘制的。还应当理解,在整个附图中使用相同的附图标记来表示相同或相似的部件。

[0082] 本发明提供了一种超声成像系统,其包括用于显示接收到的超声图像的显示器。提供了用于接收用于控制超声成像过程的用户命令的用户接口,并且所述用户接口接收识别所显示的超声图像的点或区域的用户输入。确定与所识别的点或区域相关联的图像深度,并且控制成像过程以使成像适应所识别的点或区域。

[0083] 图1示出了超声成像系统以及示出用户如何控制成像设置的一些显示输出。

[0084] 该系统包括用于生成超声信号和接收反射的回波信号的超声成像单元100,即探头。成像单元包括用于控制对超声信号的生成和对接收到的反射的回波信号的处理的处理系统102。

[0085] 提供了用于显示接收到的超声图像的显示器104,并且提供了用于接收用于对超声信号的生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理的用户命令的用户接口106。

[0086] 用户接口可以包括显示器104的触摸屏,并且因此其可以是显示器的一部分而非独立的单元,如图1中示意性地示出的。用户接口允许用户响应于所显示的图像而输入命令。用户接口可以另外地或备选地包括用来控制显示器上的指针使得指针可以被移动到所显示的图像的期望部分的鼠标。当然,可以存在其他用户输入控制,诸如键盘、语音识别等。

[0087] 用户接口106接收识别所显示的超声图像的点或区域的用户输入。

[0088] 面板108示出了超声图像。面板110示出了用户通过对触摸屏显示器进行触摸来选择图像中的点。单个点可以通过对屏幕进行触摸来识别,或者区域可以通过绘制闭合形状来识别。面板112示出了导出从超声探头到所识别的图像的点的距离 $d$ 。该距离 $d$ 然后用来提供对超声信号的生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理的自动化或半自动化控制以使它们适应所识别的点或区域。所述控制涉及选择与诊断成像程序相关的合适参数。可以被控制的参数的范例是聚焦区、频率、孔径(即矩阵阵列的活性尺寸)、视场的角度范围、成像深度、在视场内采集的扫描线的数量、针对增益和动态范围的设置(例如总增益、时间增益补偿、在RF转换和图像显示期间的动态范围)、扫描功率、扫描角度(换能器旋转,例如用于经食道超声探头)、谐波频率的使用、平滑/时间平均、帧率等。

[0089] 在最简单的实施方式中,用户识别点或区域,并且标准参数优化被执行。

[0090] 反馈单元114将与图像交互的位置和采集几何形状相关。反馈单元知晓换能器在图像中的位置(并且对于3D数据集,还有所显示的剖切平面),使得所识别的点或区域的组织深度能够被计算。使用用于衰减的经验法则(诸如 $1\text{dB}/\text{cmMHz}$ ),频率然后能够被调节以至少确保用于返回信号的最小幅度。

[0091] 处理单元102然后能够将用户输入命令与采集参数相关,并且改变成像系统的采集参数。此外,反馈单元和成像单元能够以闭环方式被连接,以检查参数变化具有期望的效果。

[0092] 该系统因此通过允许用户直接与图像交互来提供设置调节。例如,在获取第一图像之后,用户可以在特定深度(其可以是他/她想要以特定分辨率成像的最大深度)处点击图像,并且该系统然后可以针对该深度自动选择最佳的匹配频率和焦点设置。

[0093] 用户输入可以具有多个选项,诸如单击、双击、单指触摸交互或双指触摸交互,其中,每种类型的交互具有不同的意义(诸如调节针对特定点的频率或针对特定点的聚焦区)。

[0094] 特定的多指姿势也可以被识别,诸如调节图像深度或视场角度的双指缩放(“夹捏姿势”)。

[0095] 对于给定类型的交互,菜单选项也可以被呈现。例如菜单可以用来分配具有特定意义的交互,诸如从列表(例如“频率”、“聚焦区”等)中选择参数。

[0096] 因此,能够看出,用户接口能够以此方式允许除了位置识别之外的其他命令被接收。

[0097] 现在将呈现多个命令(位置和其他命令)可以如何被使用的的一些具体范例。

[0098] 时间增益补偿(TGC)能够通过相在相距换能器的特定距离处点击或滑动来调节。由于相距换能器的距离是已知的,其能够根据TGC设置需要被改变的深度来计算。滑动动作确定用于指定深度的TGC应当被增大/减小多少。

[0099] 也可以允许用户明确指定,在给定位置处,指定量的信号将是预期的(例如在心室壁中或在二尖瓣区域中)。例如,用户可以从下拉菜单中将解剖区域分配给该点,诸如“LV心肌”。该系统然后可以调节频率以最大化信号,例如,使用成像系统100与反馈单元114之间的闭环调节,即调节频率直至信号是令人满意的。

[0100] 除了位置之外的另外的命令可以用来指示聚点深度调节是期望的,并且处理系统然后响应于导出的深度而调节频率和/或扫描孔径。

[0101] 另外的命令可以指示聚焦区调节是期望的,并且处理系统然后响应于所导出的深度而调节在焦点处的波束的宽度和焦点深度。波束宽度例如基于频率和孔径来控制,并且其确定在焦点处以及在焦点外部的其他区域处的分辨率。焦点深度是换能器到波束宽度最小的焦点处的距离。

[0102] 另外的命令可以指示视场调节是期望的,并且处理系统适于响应于所导出的深度而调节视场。通过将视场调节到感兴趣区域,操作中的缩放被实施。

[0103] 如上面概述的,许多其他成像参数可以被调节。可以存在响应于所识别的解剖特征或深度而被自动调节的一些参数和基于用户指令而被调节的其他参数。

[0104] 图2示出了用于识别所显示的图像内的解剖结构并且识别在所识别的点或区域处的解剖结构的对图1的系统的修改。该系统然后可以将最佳成像参数应用于特定解剖结构。

[0105] 对于某些调节,其不仅可以有助于与所显示的图像交互,而且考虑解剖背景。例如,如果图像中的边界的位置不是已知的,则LV心肌与血池之间的边界的对比增强是困难的。而且,对于基于所成像的解剖结构的运动的自动帧率调节,特定运动是否与采集相关可以是重要的。

[0106] 与图1中相同的附图标记用于相同的部件。

[0107] 该系统具有额外的分割单元200。基于模型的分割、神经网络或深度学习可以用于解剖分割。面板202示出了示出分割的图像。面板204示出了对点或区域的用户选择。该系统

然后确定已经被选择的解剖结构,并且提供图像参数修改以生成如面板206示出的改善的图像。

[0108] 不同的解剖结构例如使不同的帧率、对比或聚焦区合适。对最佳成像参数的选择能够使用数据库来执行或直接来自图像/解剖结构性质。

[0109] 显示单元示出了解剖背景,例如如叠加在图像上面的网格。解剖背景通过基于模型的分割的经调整的模型来提供。例如,如果模型由三角形网格组成,则每个三角形可以具有分配的解剖标签。这样,用户不必为他/她自己分配解剖标签。

[0110] 通过范例,如果用户选择已知快速移动的瓣膜,则更高的帧率被选择。如果用户在相同视场中选择心脏腔室,则更低的帧率但更高的空间分辨率被选择。这能够基于所存储的关于所需的典型帧率的知识或基于运动检测来完成。

[0111] 在另一范例中,用户能够选择心室壁,并且该系统能够优化壁与周围区域之间的对比。为此目的,若干频率、焦点和时间增益控制设置能够被测试。对于每个测试,计算目标函数,诸如壁区域内部与血液区域内部的平均强度之间的差。最大化(或对于不同的目标函数,最小化)函数的设置被使用。备选的目标函数将是跨三角形表面(例如,将壁与血液区域分开的表面)的更局部的强度差。对于在其处这更低的图像深度,时间增益补偿设置可以被调节。

[0112] 作为另一范例,结构可以在第一采集中被选择,并且对于来自不同探头位置的随后采集,设置被自动调节以对该结构最佳地进行成像。例如,对于室间隔缺损的食管中段图像,缺损离换能器/探头相当远。如果缺损在第一采集中被选择,并且对于该采集,探头沿着食管向下被进一步移动,那么探头被定位得越接近缺损,越高的频率被自动选择。这总是提供空间分辨率与感兴趣区域处的信号强度之间的最佳关系。

[0113] 如果目前仅部分地在图像中的结构被选择,则视场范围(横向和深度)可以被调节使得整个结构在图像内部,或者如果这是不可能的,则最大可能的部分是可见的。这是可行的,因为根据经调整的模型,能够估计结构的大概范围。

[0114] 因此,能够看出,存在不同可能水平的自动化或半自动化控制,但是它们全都至少依赖于已经被选择的图像的区域的知识或来自换能器的该解剖区域的对应深度(解剖区域是否被识别)。

[0115] 图3示出了一种超声成像方法,包括,在步骤300中,生成超声信号,并且接收并处理反射的回波信号。

[0116] 在步骤302中,显示接收到的超声图像,并且在步骤304中,接收用于控制对超声信号的生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理的用户命令。这些用户命令识别所显示的超声图像的点或区域。

[0117] 用户输入以触摸屏点识别、在触摸屏上面绘制的区域、使用鼠标的单击点识别、或使用鼠标绘制的区域的方式识别点或区域。

[0118] 该方法包括导出与所识别的点或区域相关联的解剖特征识别和/或图像深度的步骤306。在步骤308中,控制对超声信号的生成和/或对接收到的反射的回波信号的处理以使它们适应所识别的点或区域。

[0119] 这可以考虑额外的用户输入,诸如触摸屏夹捏命令、单击鼠标或触摸屏命令、双击鼠标或触摸屏命令、双指触摸屏交互、鼠标或触摸屏滑块交互或自选项的列表的选择。

[0120] 包括其驱动电子器件的超声系统的一般操作能够是标准的,并不详细地进行描述。然而,为了完整性。图4以方框图形式示出了根据范例的具有阵列换能器探头400的超声诊断成像系统。

[0121] 在图4中,示出了包括用于发射超声和接收回波信息的电容式微机械超声换能器(CMUT)单元的超声系统400。系统400的换能器阵列410可以是换能器元件的一维或二维阵列,其能够在2D平面中或在三维中进行扫描以进行3D成像。

[0122] 换能器阵列410被耦合到微波束形成器412,该微波束形成器控制由CMUT阵列单元对信号的发射和接收。微波束形成器能够至少部分地对由换能器元件的组或“贴片”接收的信号进行波束形成,例如,如在美国专利US5997479 (Savord等人)、US6013032 (Savord) 和US6623432 (Powers等人)中所描述的。

[0123] 微波束形成器412通过探头线缆(例如同轴线)耦合到发射/接收(T/R)开关416,该开关在发射模式与接收模式之间切换,并且当微波束形成器不存在或不使用时保护主波束形成器420免受高能量发射信号,并且换能器阵列410由主系统波束形成器420直接操作。在微波束形成器412的控制下从换能器阵列410的超声波束的发射由通过T/R开关416耦合到微波束形成器和主系统波束形成器420的换能器控制器418引导,其从用户对用户接口或控制面板438的操作接收输入。由换能器控制器418控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以被转向为从换能器阵列410笔直向前(垂直于换能器阵列410),或针对更宽的视场处于不同的角度。换能器控制器418可以被耦合以控制前面提到的CMUT阵列的电压源101。例如,电压源101设置施加到CMUT阵列410的CMUT单元的(一个或多个)DC和AC偏置电压,例如以如上面解释的在发射模式下生成超声RF脉冲。

[0124] 由微波束形成器412产生的部分波束形成的信号被转发到主波束形成器420,其中,来自换能器元件的个体贴片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器420可以具有128个通道,其中的每个接收来自数十个或数百个CMUT换能器单元100的的贴片的部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列410的数千个换能器元件接收的信号能够有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0125] 波束形成的信号被耦合到信号处理器422。信号处理器422可以以各种方式处理接收到的回波信号,各种方式诸如带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及用于分离线性信号和非线性信号的谐波信号分离,以便能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。

[0126] 信号处理器422任选地可以执行额外的信号增强,诸如散斑减少、信号合成以及噪声消除。信号处理器422中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,其通带随着回波信号从增加的深度被接收而从较高的频带滑落到较低的频带,由此拒绝来自更大深度的较高频率处的噪声,其中,这些频率中没有解剖信息。

[0127] 经处理的信号被耦合到B模式处理器426并且任选地耦合到多普勒处理器428。B模式处理器426采用对接收到的超声信号的幅度的检测,用于对身体中的结构(例如身体中的器官的组织 and 血管)进行成像。身体的结构的B模式图像可以被形成为谐波图像模式或基波图像模式,或两者的组合,例如,如在美国专利US6283919 (Roundhill等人)和US6458083 (Jago等人)中所描述的。

[0128] 多普勒处理器428(如果有的话)处理来自组织移动和血液流动的时间上不同的信

号,用于检测物质的运动,例如图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器通常包括壁滤波器,其具有可以被设置为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波的参数。例如,壁滤波器可以被设置为具有通带特性,其通过来自较高速度材料的具有相对低的幅度的信号而拒绝来自较低或零速度材料的相对强的信号。

[0129] 该通带特性将通过来自流动的血液的信号而拒绝来自附近的固定的或缓慢移动的目标(例如心脏的壁)的信号。相反的特性将通过来自心脏的移动组织的信号而拒绝血液流动信号,其被称为组织多普勒成像,检测并描绘组织的运动。多普勒处理器接收并处理来自图像场中的不同的点的时间上离散的回波信号的序列,来自特定点的回波的序列(其被称为系综(ensemble))。在相对短的间隔内快速连续地接收的回波的系综可以被用于估计流动的血液的多普勒偏移,其具有多普勒频率到指示血流速度的速度的对应关系。在较长时间段内接收的回波的系综被用于估计较慢地流动的血液或较慢地移动的组织的速度。

[0130] 由(一个或多个)B模式(和多普勒)处理器产生的结构和运动信号被耦合到扫描转换器432和多平面重新格式化器444。扫描转换器432根据回波信号以期望的图像格式被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维(2D)扇形格式,或锥体三维(3D)图像。

[0131] 扫描转换器可以将具有对应于图像场中的点处的运动的颜色的B模式结构图像与它们的多普勒估计的速度叠加以产生彩色多普勒图像,其描绘图像场中的组织的运动和血液流动。多平面重新格式化器444将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收的回声转换成该平面的超声图像,例如,如美国专利US6443896(Detmer)中所描述的。体积绘制器442将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点观察到的投影的3D图像,如美国专利6530885(Entrekin等人)中所描述的。

[0132] 2D或3D图像从扫描转换器432、多平面重新格式化器444、以及体积绘制器442耦合到图像处理器430以用于进一步增强、缓冲和临时存储,以在图像显示器440上显示。除了用于成像之外,由多普勒处理器428产生的血流值以及由B模式处理器426产生的组织结构信息被耦合到量化处理器434。所述量化处理器生成不同流动状况的量度(例如,血流的体积率)以及结构测量结果(例如,器官的大小和孕龄)。量化处理器可以接收来自用户控制面板438的输入,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0133] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器436以再生测量结果图形和值,其中,图像在显示器440上。图形处理器436也可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器从用户接口438接收输入,例如患者姓名。

[0134] 用户接口还耦合到发射控制器418以控制对来自换能器阵列410的超声信号的生成,并因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户接口也可以被耦合到多平面重新格式化器444以用于选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)的图像的平面,其可以被用于执行对MPR图像的图像场中的量化度量。

[0135] 如技术人员将理解的,超声诊断成像系统的上述实施例旨在给出这种超声诊断成像系统的非限制性示例。技术人员将立即意识到,超声诊断成像系统的架构中的若干变化是可行的,而不脱离本发明的教导。例如,如也在上述实施例中所指示的,可以省略微波束形成器412和/或多普勒处理器428,超声探头410可以不具有3D成像能力等。其他变型对技

术人员来说是显而易见的。

[0136] 本发明对于一般成像应用或确实对于引导的血管进入(诸如导丝、导管或针尖跟踪)是感兴趣的。

[0137] 应当注意,上面提到的实施例说明而非限制本发明,并且本领域技术人员将能够设计许多备选实施例,而不偏离随附权利要求的范围。在权利要求中,置于括号内的任何附图标记均不应被解读为对权利要求的限制。词语“包括”不排除权利要求中列出的那些元件或步骤以外的其他元件或步骤的存在。元件前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。本发明可以借助于包括若干不同元件的硬件来实施。在列举了若干单元的装置型权利要求中,这些单元中的若干可以由同一项硬件来实施。某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中的事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

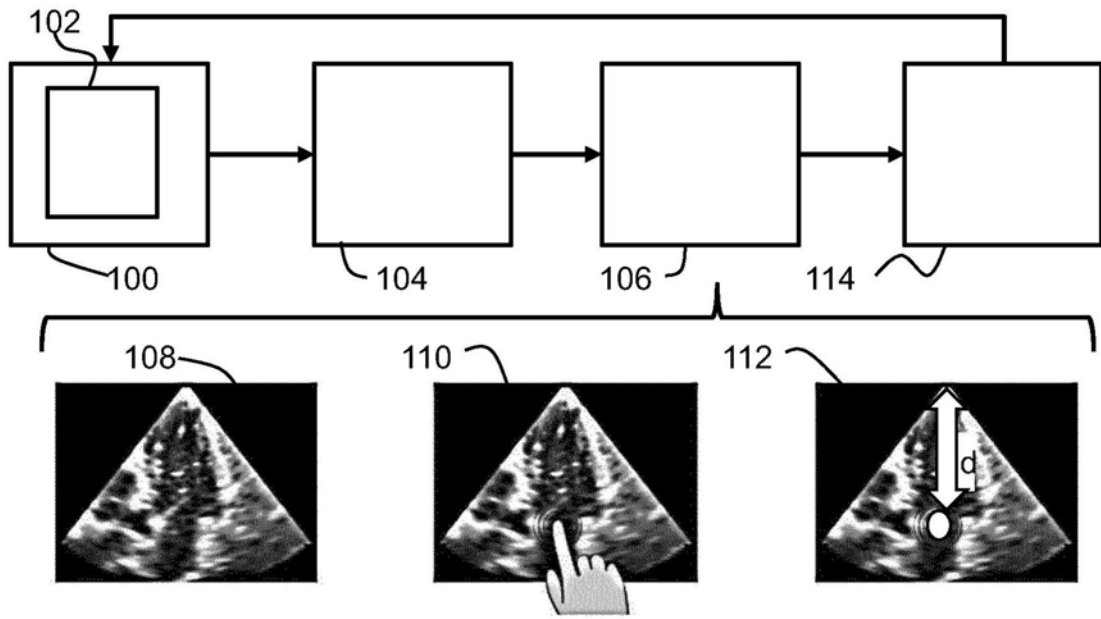


图1

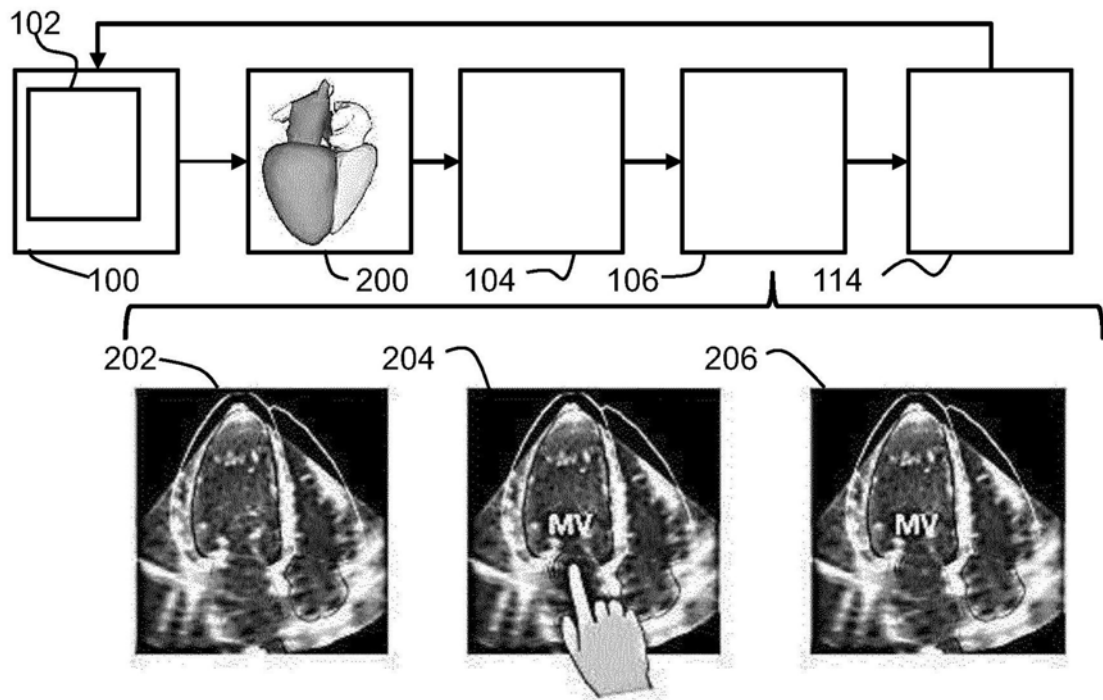


图2

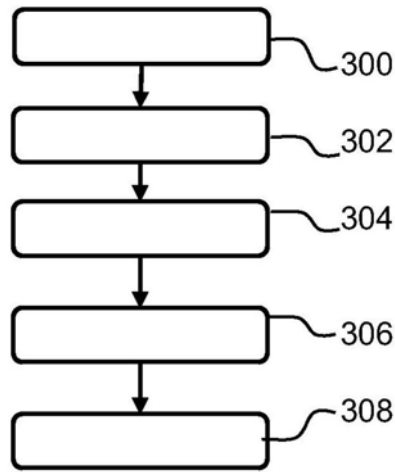


图3

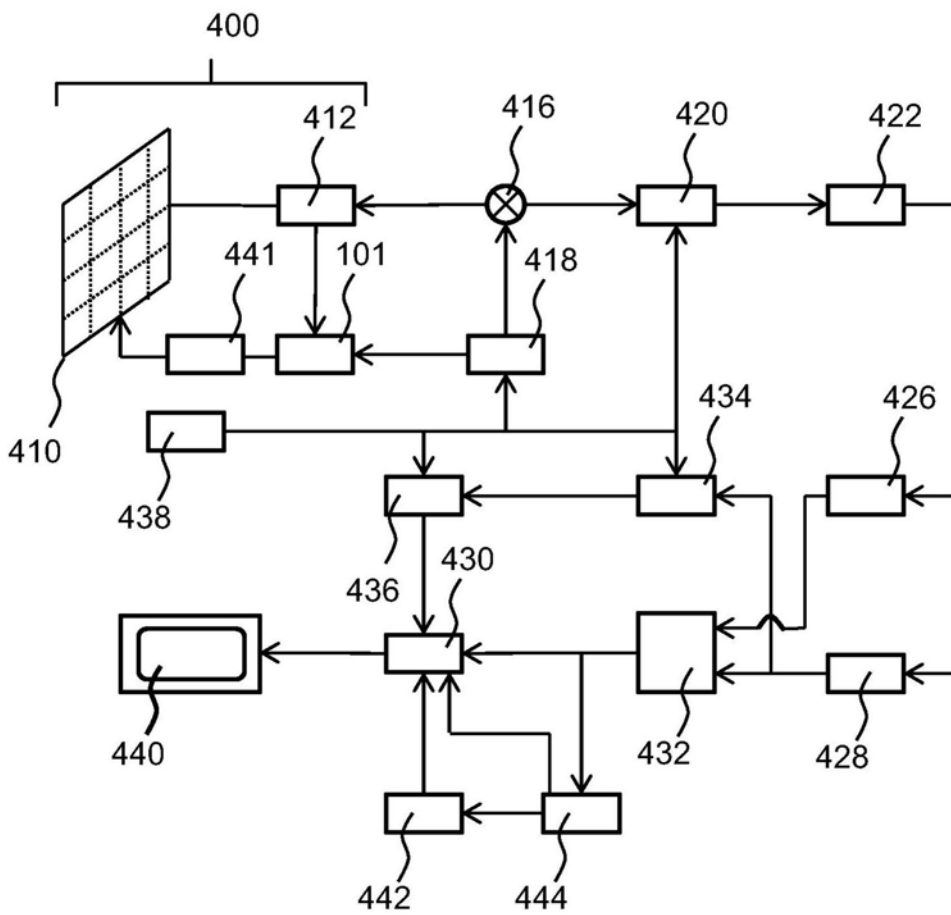


图4

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN111372520A</a>	公开(公告)日	2020-07-03
申请号	CN201880073921.7	申请日	2018-10-08
[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	FM韦伯 T维塞尔 A埃瓦尔德 J彼得斯		
发明人	F·M·韦伯 T·维塞尔 A·埃瓦尔德 A·施密特-里奇伯格 J·彼得斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/00		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017196608 2017-10-16 EP		
外部链接	<a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声成像系统包括用于显示接收到的超声图像的显示器。提供了用于接收用于控制超声成像过程的用户命令的用户接口，并且所述用户接口接收识别所显示的超声图像的点或区域的用户输入。确定与所识别的点或区域相关联的图像深度，并且控制所述成像过程以使所述成像适应所识别的点或区域。

