



(10) 授权公告号 CN 112020331 B

(45) 授权公告日 2024. 07. 05

(21) 申请号 201980026283.8

(22) 申请日 2019.04.09

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112020331 A

(43) 申请公布日 2020.12.01

(30) 优先权数据
18172400.6 2018.05.15 EP
62/658942 2018.04.17 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.10.16

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/058865 2019.04.09

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/201655 EN 2019.10.24

(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 F·M·韦伯 T·韦克尔
B·I·拉朱 J·T·萨顿
P·宾利

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
G06T 7/246 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 102365653 A, 2012.02.29
CN 102438551 A, 2012.05.02
审查员 马银银

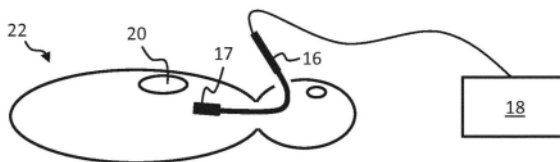
权利要求书2页 说明书19页 附图3页

(54) 发明名称

超声处理单元和方法以及成像系统

(57) 摘要

本发明提供了一种超声处理单元。所述单元
的控制器(18)适于接收解剖区域(例如心脏)的
超声数据。所述控制器处理在一段时间内的所述
超声数据以监测并检测所述数据中表示的特定
解剖特征(34)相对于所述换能器单元的视场
(36)的对准是否正在随着时间改变。在所述对准
正在改变的情况下,所述控制器生成将此传递给
用户的输出信号,从而允许在早期阶段警告用户
未对准的可能性和成像或测量能力的丧失。



1. 一种超声处理单元,包括:
控制器(18),其适于:
接收由超声换能器单元在一时间段内捕获的表示解剖区域的超声数据,
处理所述数据以识别所述数据内的特定解剖特征(34);
执行对准检查流程,所述流程包括:(i) 确定所述超声换能器单元的视场(36)内的所述解剖特征的对准(42)是否正在随着时间改变,其中,所述超声换能器单元的视场(36)内的所述解剖特征的所述对准包括所述解剖特征在所述视场内的位置,并且其中,确定所述超声换能器单元的视场(36)内的所述解剖特征的所述对准(42)是否正在随着时间改变包括确定所述解剖特征在所述视场内的所述位置随着时间的改变,并且(ii) 基于任何检测到的对准(42)的改变来导出通过所述改变表示的所述解剖特征在所述视场内的对应移动速度,并且
响应于确定所述对准正在改变,生成用于将所述确定传递给用户的输出信号,并且
其中,所述控制器(18)适于确定直至所述解剖特征的所述对准(42)将移动至一个或多个定义的极限(44)的集合之外的估计的持续时间并且生成表示所述持续时间的信息输出。
2. 根据权利要求1所述的超声处理单元,其中,所述对准对应于所述解剖特征相距所述视场的边界的距离。
3. 根据权利要求1或2所述的超声处理单元,其中,所述估计的持续时间是直至所述解剖特征的所述对准将移动至所述超声换能器单元的视场之外的估计的持续时间。
4. 根据权利要求1或2所述的超声处理单元,其中,所述对准检查流程还包括执行初始检查流程,所述初始检查流程包括确定所述视场内的所述解剖特征的初始对准是否在一个或多个定义的极限内,并且响应于确定所述对准在所述定义的极限之外,生成用于将所述确定传递给用户的输出信号。
5. 根据权利要求4所述的超声处理单元,其中,所述初始对准检查流程包括识别所述解剖特征在所述视场内的位置,并且基于所述识别来确定所述特征是否位于所述视场内的一个或多个定义的边界内。
6. 根据权利要求1或2所述的超声处理单元,其中,所述对准检查流程包括确定在最小阈值时间内是否存在继续改变的对准的改变。
7. 根据权利要求6所述的超声处理单元,其中,所述对准检查流程包括确定在最小阈值时间内是否存在继续在一致方向上改变的对准的改变。
8. 根据权利要求1或2所述的超声处理单元,其中,所述对准检查流程包括:
确定在定义的时间段内是否存在所述对准(42)的任何净改变;并且/或者
确定在单个心动周期或心动周期的一部分内是否存在所述对准(42)的任何净改变。
9. 根据权利要求1或2所述的超声处理单元,其中,所述对准检查流程包括识别在最小阈值时间内不反转的所述对准(42)的改变。
10. 根据权利要求1或2所述的超声处理单元,其中,所述对准检查流程包括检测对应于落在速度值的定义范围内的移动速度的所述对准(42)的改变。
11. 根据权利要求1或2所述的超声处理单元,其中,所述单元还适于处理所接收的超声数据,以便导出心脏的一个或多个血流动力学参数。
12. 一种超声成像系统,包括:

超声换能器单元(16),其用于采集表示感兴趣解剖区域的超声数据;以及
根据权利要求1至11中的任一项所述的超声处理单元,其适于从所述超声换能器单元接收所述超声数据。

13.一种患者监测设备,包括:

患者监测单元;以及

根据前权利要求1至11中的任一项所述的超声处理单元或根据权利要求12所述的超声成像系统。

14.一种超声处理方法,包括:

接收在一时间段内的表示感兴趣解剖区域的超声数据;

处理所述数据以识别所述数据内的特定解剖特征(34);

执行对准检查流程,所述流程包括:(i)确定超声换能器单元的视场(36)内的所述解剖特征的对准(42)是否正在随着时间改变,其中,所述超声换能器单元的视场(36)内的所述解剖特征的所述对准包括所述解剖特征在所述视场内的位置,并且其中,确定所述超声换能器单元的视场(36)内的所述解剖特征的所述对准(42)是否正在随着时间改变包括确定所述解剖特征在所述视场内的所述位置随着时间的改变,并且(ii)基于任何检测到的对准(42)的改变来导出通过所述改变表示的所述解剖特征在所述视场内的对应移动速度,并且

响应于确定所述对准正在改变,生成用于将所述确定传递给用户的输出信号,并且

确定直至所述解剖特征的所述对准(42)将移动至一个或多个定义的极限(44)的集合之外的估计的持续时间并且生成表示所述持续时间的信息输出。

15.根据权利要求14所述的方法,其中,所述对准对应于所述解剖特征相距所述视场的边界的距离。

超声处理单元和方法以及成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及特别是用于检查视场内的成像特征的对准的超声处理单元。

背景技术

[0002] 在超声成像的许多应用中,特别是用于长期心脏监测,维持相对于成像的解剖身体或区域的探头定位的一致性是很重要的。长期监测包含将超声探头固定在相对于对象的设置位置中,在视场(FOV)内具有特定的感兴趣区域或对象,并且使用探头在几小时或几天的延长时段内采集超声数据。这允许某些生理参数的长期监测,包括例如血流动力学参数,诸如舒张末期或收缩末期心室体积、心脏体积、左心室射血分数、心搏量、心输出量。

[0003] 长期心脏监测可以利用经食道超声心动图(TEE)探头。然而,外部的胸部安装的探头也能够被使用。基于模型的分割可以被用于监测生理参数。

[0004] 可靠的长期监测依赖于探头位置的稳定性和成像区域或对象在视场中的一致性。如果存在成像区域在视场内的移动,则可以降低导出的生理参数的准确性。此外,如果感兴趣区域(例如左或右心室)完全移动至视场之外或移动得太靠近视场的边界,则采集与对象相关的参数的读数变得不可能。

[0005] 尽管视场在监测开始的时候被准确地设置,但是随着时间的推移,探头能够变得移位。这导致视场远离最初居中的心脏区域的漂移,这降低了图像质量和监测结果的准确性,并且因此有必要重新调整探头。

[0006] 对于长期监测来说,这造成了问题。FOV必须被操作者频繁地检查,以防止其漂移太大的程度(例如在监测变得不可能的程度之前)。这对于操作者来说是乏味的,并且还浪费有价值的临床时间。

[0007] 一种可能的解决方案将是将超声监测系统配置为检测给定参数的监测何时由于监测区域在视场之外的移动而变得不可能,并且引起自动警告操作者的警报。

[0008] 这避免了对于操作者手动地检查探头位置的漂移的需要。然而,这具有以下缺陷:一旦警报发出声音,就必须立即采取措施,因为监测已经停止。这突然将操作与之前的任务中断开,造成中断,并且当探头被重新调整时,还导致监测数据中的有问题的间隙。

[0009] 存在对于用于克服当前长期超声监测中的以上缺陷的改进的手段的需要。

发明内容

[0010] 本发明由权利要求所定义。

[0011] 根据本发明的一个方面,提供了一种超声处理单元,包括:

[0012] 控制器,其适于:

[0013] 接收表示解剖区域并且表示一系列时间点的超声数据,

[0014] 处理所述数据以识别所述数据内的特定解剖特征;

[0015] 执行对准检查流程,所述流程包括确定所述超声换能器单元的视场内的所述解剖特征的对准是否正在随着时间改变,并且

[0016] 响应于确定所述对准正在改变,生成用于将所述确定传递给用户的输出信号,并且

[0017] 其中,所述控制器适于确定直至所述解剖特征的所述对准将移动至一个或多个定义的极限的集合之外的估计的持续时间并且生成表示所述持续时间的信息输出。

[0018] 本发明基于监测所成像的感兴趣解剖特征随着时间在视场内的移动,并且使用该检测到的移动作为在早期阶段警告操作者换能器单元视场的可能漂移的手段。这允许他们在方便且在监测区域完全移出视野之前的时间为调整换能器单元位置作好准备。

[0019] 使用检测到的解剖特征的对准的改变具有以下优点:允许对采集超声数据的超声探头的漂移的早期检测,并且根据一些实施例,允许关于解剖特征将移动至视场边界之外之前的可能剩余时间的估计。

[0020] 所述处理器可以适于从超声换能器单元接收超声数据。这可以是外部超声换能器单元。所述控制器可以是可与超声换能器单元操作性耦合的,以便接收超声数据。所述处理单元可以具有用于与适于采集感兴趣解剖区域的超声数据的超声换能器单元操作性耦合的接口单元,例如耦合接口,例如接口端口。换能器单元可以包括超声探头。超声数据可以利用通过超声换能器单元的数据采集被实时接收。

[0021] 备选地,所述控制器可以适于从处理单元本地或远程的数据存储或存储器接收或检索或访问超声数据。以这种方式,在较早时间收集的超声数据可以在稍后由处理单元进行处理。

[0022] 视场内的解剖特征的对准可以指的是解剖特征在视场内的位置或定位。这可以指的是例如特征的中心点在视场内的位置。

[0023] 考虑中的解剖特征可以例如被控制器事先定义,或通过用户输入被设置。在范例中,解剖特征可以是解剖区域或特定的解剖结构或元素。范例包括心脏的心室(左心室或右心室)、心脏的心房、心脏的瓣膜、心肌、心内膜。

[0024] 一个解剖特征可以被识别,或在范例中,多于一个解剖特征可以被识别。对准检查流程可以基于检测多于一个解剖特征的对准的改变。

[0025] 在一些范例中,图像分割可以用来识别解剖特征。

[0026] 所述控制器适于接收或访问或检索超声数据。在一些范例中,超声数据可以是超声图像数据。其可以是多普勒超声数据。其可以是两者。

[0027] 识别解剖特征可以包括识别通过数据表示的一幅或多幅图像或一个或多个图像帧内的解剖特征。识别解剖特征可以包括识别解剖特征在视场内的定位或位置。

[0028] 根据有利的实施例,所接收的超声数据至少表示心脏的区域。本发明的实施例特别有利地应用于在心脏的长期监测中的使用。处理单元因此可以用于长期心脏监测。

[0029] 对准检查流程可以包括确定表示视场内的解剖元素的对准的对准参数,并且确定该参数的值是否正在随着时间改变。如上面提及的,该参数可以是解剖特征在视场内的位置。在范例中,参数可以是到视场的边界或界限的距离。

[0030] 通过范例,输出信号可以是用于传递到外部计算机或终端(诸如患者监测器)的信息输出。患者监测器然后可以生成感官输出。输出信号本身可以是或包括感官输出,诸如听觉输出。

[0031] 所述控制器可以适于在检测到解剖特征的对准的改变的情况下和在未检测到改

变的情况下生成输出信号。以这种方式,为操作者提供最大信息。

[0032] 在范例中,所述对准可以对应于所述解剖特征相距所述视场的边界的距离。

[0033] 在范例中,所述估计的持续时间可以是直至所述解剖特征的所述对准将移动至所述超声换能器单元的视场之外的估计的持续时间。

[0034] 根据有利的实施例,所述对准检查流程可以还包括执行初始检查流程,所述初始检查流程包括确定所述视场内的所述解剖特征的初始对准是否在一个或多个定义的极限内,并且响应于确定所述对准在所述定义的极限之外,生成用于将所述确定传递给用户的输出信号。

[0035] 初始检查流程在确定是否存在对准的移动之前被执行。这允许视场内的解剖特征的任何开始的未对准被检测到,并且借助于输出信号来警告操作者。随后,响应于确定对准在所述定义的极限内,控制器可以继续随着时间监测所述对准的任何改变。

[0036] 通过范例,初始对准检查流程可以例如包括确定表示视场内的解剖元素的对准的对准参数,并且确定该参数的值是否在一个或多个定义的阈值内。

[0037] 根据特定的范例,所述初始对准检查流程可以包括识别所述解剖特征在所述视场内的位置,并且基于所述识别来确定所述特征是否位于所述视场内的一个或多个定义的边界内。边界可以例如是相距视场的极限外周边缘的镶边,以便定义内部子区域和一个或多个边距的集合。控制器可以确定解剖特征是否在内部子区域内。在一些情况下,解剖特征在视场的外缘内的定位可以降低测量参数的质量和/或图像质量。

[0038] 所述对准检查流程包括确定超声换能器单元的视场内的解剖特征的对准是否正在随着时间改变。

[0039] 所述对准检查流程可以包括确定所述对准是否正在以持续进行的方式改变。

[0040] 持续进行指的是在多个时间点内(例如在多个超声帧内)继续改变的对准的改变。持续进行可以被表征为在至少最小定义的时间阈值内继续改变的对准的改变。

[0041] 其可以被表征为在多个时间点内继续(例如在至少最小时间阈值内继续)的解剖特征在视场内的位置相对于初始位置的改变。例如,其可以被表征为在至少最小时间阈值内继续增加的相距解剖特征的初始位置的距离的增加。

[0042] 在范例中,所述对准检查流程可以包括确定在最小阈值时间内是否存在继续改变的对准的改变。这可以指的是确定在最小阈值时间内是否存在继续增加的对准的改变,即对准的改变(相对于名义上的定义的开始点)在至少最小阈值时间内继续增长或扩张。

[0043] 所述对准检查流程可以额外地或备选地包括识别超过最小阈值尺寸的对准的改变。当确定对准是否正在改变时,对准检查流程可以仅考虑此类改变。这可以包括识别解剖特征在最小阈值尺寸的视场内的位置的改变、和/或特征在相距初始位置的最小阈值距离的视场内的移动或移位。

[0044] 所述对准检查流程可以包括确定对准是否正在随着时间持续改变,例如连续改变。或者其可以包括确定在多个时间点处是否已经发生多个离散的改变。

[0045] 超过特定阈值的对准或移动或移位的改变可以提供对准接近移动(或甚至已经移动)至可接受极限之外的间接指示,使得这种漂移在监测变得不可能之前被阻止。

[0046] 在一些范例中,所述对准检查流程可以包括:

[0047] 确定在定义的时间段内是否存在所述对准的任何净改变;并且/或者

[0048] 确定在单个心动周期或心动周期的一部分内是否存在所述对准的任何净改变。

[0049] 这些范例中的每个旨在排除暂时的或瞬时的移动,例如周期性循环移动,诸如心脏心室的收缩和扩张。通过例如寻找心动周期内的净改变,心脏本身的周期运动可以与视场内的解剖特征(在这种情况下心脏)的更慢的且更持久的漂移区分开。寻找特定时间段内的净改变类似地排除解剖特征的位置或超声换能器单元相对于身体的位置的短期局部波动。

[0050] 单个心动周期可以例如被定义为从心动周期期间的任一点回到心动周期中的同一点。为了排除心跳,心动周期可以例如被定义为从舒张中期阶段中(即舒张期的中间期间)的点回到舒张中期阶段。

[0051] 在一些范例中,所述对准检查流程可以包括识别持续最小阈值时间的对准的改变。持续可以指的是在至少该最小阈值时间内不反转或消失的改变。因此,对准检查流程可以包括识别在最小阈值时间内不反转的所述对准的改变。对准检查流程可以在确定对准是否正在改变时仅考虑这样的改变。

[0052] 这旨在排除仅仅是瞬时的或暂时的对准的改变,因此捕获视场内的解剖特征的真实长期漂移。

[0053] 根据有利的一组实施例,所述对准检查流程包括基于任何检测到的对准的改变来导出通过所述改变表示的所述解剖特征在所述视场内的对应移动速度。

[0054] 这里,确定对准的改变速度或速率。

[0055] 移动速度可以例如根据相对单位(例如相对于视场)来定义。在范例中,其可以基于自定义的或定制的坐标系。

[0056] 导出解剖特征的移动速度使得关于检测到的对准移位的性质的极为有用的技术信息能够被导出。这可以允许真实的长期漂移与短期瞬时移位或跳动区分开。例如,非常快的突发的改变可以从对准的改变的确定被忽视,因为它们可能由局部且短期的因素引起。然而,更慢的改变可以被考虑为更表示长期漂移。

[0057] 此外,所述对准检查流程可以包括检测对应于落在速度值的定义范围内的移动速度的所述对准的改变。在一些范例中,对准检查流程可以在确定解剖特征的对准是否正在随着时间改变时仅考虑这样的改变。例如在特定范例中,所述对准检查流程可以包括检测对应于降至定义的最大阈值速度之下的移动速度的所述对准的改变。如所提及的,这允许突然的突发的改变被忽视。更慢的改变可以更表示长期漂移。

[0058] 改变的频率也可以被检测到。所述对准检查流程可以包括超过给定的定义的速度阈值和给定的定义的频率阈值的改变。这样的改变可以指示例如咳嗽,该动作能够导致收集数据的超声探头的突然的或快速的移位。检测这样的改变允许通过早期警告用户/临床医生来避免这种结果。

[0059] 确定移动速度也促进其他优点。

[0060] 根据一个或多个范例,所述控制器可以适于基于所确定的移动速度来确定直至所述解剖特征的所述对准将移动至一个或多个定义的极限的集合之外的估计的持续时间。

[0061] 因此,能够从解剖特征未来移动至可接受极限之外导出事先警告。在范例中,一个或多个定义的极限可以如在上面关于初始检查流程概述的那样来理解。例如,它们可以对应于视场内的一个或多个定义的边界,例如边界线。边界可以指的是例如相距视场的外边

缘的定义的最小距离。它们可以备选地对应于特定对准参数的一个或多个定义的极限。

[0062] 优选地,所述控制器还适于生成表示导出的时间的信息输出。这可以被传递到用户输出端以便传递给操作者。这使得操作者能够在这种漂移实际发生之前规划以便进行探头的调整来防止解剖特征漂移至视场之外。

[0063] 根据一个或多个实施例,所述控制器可以适于将图像分割流程或标志检测流程应用于超声数据。识别解剖特征然后可以基于图像分割或标志检测流程来执行。

[0064] 图像分割允许解剖背景被导出或被应用于超声图像或图像数据或数据。这允许解剖特征的定位被识别,并且因此允许特征的对准被导出,并且对准的改变被检测到。图像分割流程优选地是基于模型的图像分割流程。

[0065] 标志检测流程是基于识别具体标志的坐标或边界线并且使用此来为图像数据提供解剖背景的图像处理流程。

[0066] 对于任一流程(分割或标志检测),执行流程的算法可以包括或采用机器学习或深度学习技术。这些是本领域的术语,并且指的是例如基于反馈或过去结果使用统计技术来为系统提供学习的能力(即逐渐改善关于给定任务的性能)的流程。

[0067] 生成输出信号可以包括生成用于警告操作者的感官输出,例如听觉信号,诸如警报。

[0068] 在某些实施例中,所述超声处理单元可以用于确定并监测血流动力学参数。所述单元可以是心脏超声监测单元。所述单元可以是血流动力学参数超声监测单元。

[0069] 根据有利的实施例,所述控制器可以还适于处理所采集的超声数据,以便导出所述心脏的一个或多个血流动力学参数。所述控制器可以还适于处理所采集的超声数据,以便随着时间监测所述心脏的一个或多个血流动力学参数。

[0070] 血流动力学参数可以包括例如以下中的一个或多个:舒张末期或收缩末期心室体积、心脏体积、左心室射血分数、心搏量和心输出量。

[0071] 根据本发明的又一方面的范例提供了一种超声成像系统,包括:

[0072] 超声换能器单元,其用于采集表示感兴趣解剖区域的超声数据;以及

[0073] 根据上文或下文概述或描述的实施例或范例中的任一个并且适于从所述超声换能器单元接收所述超声数据的超声处理单元。

[0074] 所述超声换能器单元可以包括超声探头。所述换能器单元可以包括用于采集超声数据的一个或多个超声换能器。在一些范例中,所述换能器单元可以包括超声阵列换能器。

[0075] 在范例中,所述超声成像系统可以用于监测血流动力学参数。所述系统可以是心脏超声监测系统。所述系统可以是血流动力学参数超声监测系统。

[0076] 根据本发明的又一方面的范例提供了一种患者监测设备,包括:

[0077] 患者监测单元;以及

[0078] 根据上文概述或描述或下文描述的范例或实施例中的任一个的超声处理单元、或根据上文或下文描述的任何范例或实施例的超声成像系统。

[0079] 所述患者监测单元可以与超声处理单元或超声成像系统操作性耦合。在范例中,所述超声处理单元适于确定或监测生理参数,例如血流动力学参数。所述患者监测单元可以适于接收表示所确定的值的数据以便例如进行存储或分析或显示。

[0080] 根据本发明的又一方面的范例提供了一种超声处理方法,包括:

- [0081] 接收表示感兴趣解剖区域的超声数据；
- [0082] 处理所述数据以识别所述数据内的特定解剖特征；
- [0083] 执行对准检查流程,所述流程包括确定所述超声换能器单元的视场内的所述解剖特征的对准是否正在随着时间改变,并且
- [0084] 响应于确定所述对准正在改变,生成用于将所述确定传递给用户的输出信号。
- [0085] 所述方法可以由处理器或控制器执行。所述方法可以是计算机实施的方法。
- [0086] 根据一个或多个实施例,所述对准检查流程可以包括基于任何检测到的所述对准的改变来导出通过所述改变表示的所述解剖特征在所述视场内的对应移动速度。
- [0087] 所述方法可以还包括基于所确定的移动速度来确定直至所述解剖特征的所述对准将移动至一个或多个定义的极限的集合之外的估计的持续时间,并且优选地其中,所述控制器还适于生成表示所述时间的信息输出。

附图说明

- [0088] 现在将参考附图详细描述本发明的范例,在附图中:
- [0089] 图1示意性地描绘了根据实施例的范例超声处理单元;
- [0090] 图2图示了换能器单元的视场内的解剖特征的对准;
- [0091] 图3图示了解剖特征的对准随着时间的漂移;
- [0092] 图4以方框图形式示出了根据实施例的范例超声处理方法;以及
- [0093] 图5示出了示范性诊断成像系统中的部件的方框图。

具体实施方式

- [0094] 本发明将参考附图来进行描述。
- [0095] 应当理解,详细描述和特定范例在指示装置、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并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,并未按比例绘制。还应当理解,在整个附图中使用相同的附图标记来指示相同或相似的部分。
- [0096] 本发明提供了一种超声处理单元。所述单元的控制单元适于接收在一系列时间点内的解剖区域(例如心脏)的超声数据。所述控制器处理在一时间段内的超声数据以监测并检测所述数据中表示的特定解剖特征相对于所述换能器单元的视场的对准是否正在随着时间改变。在所述对准正在改变的情况下,所述控制器生成将此传递给用户的输出信号,从而允许在早期阶段警告用户未对准的可能性和成像或测量能力的丧失。
- [0097] 处理单元可以用于处理超声数据以监测一个或多个心脏生理参数,例如血流动力学参数。本发明特别有利地应用于长期超声监测,特别是长期心脏监测。
- [0098] 对准可以以不同的方式(例如使用不同的参数)来表征或量化。
- [0099] 图1示意性地描绘了根据本发明的范例超声处理单元,该范例超声处理单元与用于采集超声数据的超声换能器单元16耦合。超声处理单元包括控制器18。
- [0100] 根据本发明的一个方面,换能器单元和处理单元可以被一起提供,以形成根据本发明的超声成像系统。备选地,根据本发明的又一方面,超声处理单元(包括控制器18)可以

被单独提供,该处理单元适于从外部源接收超声数据。该外部源可以是超声换能器单元,或可以是不同的源,例如数据存储设备。

[0101] 在随后的描述中,关于超声成像系统描述的选项和变型应当被理解为同样适用于根据本发明的超声处理单元(并且反之亦然)。

[0102] 图1示出了根据本发明的处理单元或成像系统的一个范例的基本硬件配置。该装置包括超声换能器单元16,在该情况下为经食道超声心动图(TEE)探头的形式。该探头在成像端处包括超声换能器阵列17。任选地,换能器阵列可操作用于生成具有可控方向性的超声波束,但这对本发明来说不是必不可少的。

[0103] 在使用中,探头被临床医生定位在合适的位置中,使得对象22的心脏20内的感兴趣解剖特征在换能器单元16的换能器阵列17的视场内。在这种情况下,由于换能器单元是TEE探头,所以TEE探头位于对象22的食道内的合适位置中。

[0104] 探头被操作性地耦合到超声处理单元的控制器18,根据一个或多个实施例,该控制器控制使用换能器单元16对表示心脏的超声图像数据的采集。控制器和探头一起可以形成根据本发明的一个或多个实施例的超声成像系统。

[0105] 通过图示,由控制器18实施的步骤现在将通过参考感兴趣解剖特征是心脏的左心室的范例来进行描述。然而,应理解,相同的流程步骤可以同样适用于心脏或身体的任何其他区域、结构或元素的任何其他解剖特征。

[0106] 控制器18被配置为从超声换能器单元16接收超声数据。控制器可以被配置为在采集数据时控制换能器单元,或换能器单元可以例如由单独的专门命令单元或处理器来进行控制。这些选项将在下面更详细地进行解释。

[0107] 换能器单元16在持续进行或连续的基础上连续地或反复地采集超声数据,以便采集表示一系列或一连串时间点的超声数据。优选地,这覆盖多个心动周期。

[0108] 以这种方式,在覆盖多个时间点的延长时间段内采集数据。数据可以被连续地接收,或超声数据可以以规律间隔被周期性地接收。取决于数据的期望密度,间隔可以例如是每分钟、或每5分钟、或每15分钟、或任何其他期望的间隔。例如,来自换能器单元16的数据可以以这种规律间隔被周期性地采样。

[0109] 所采集的超声数据可以是超声图像数据。数据可以被处理以便导出一幅或多幅超声图像。多个图像帧可以根据在多个时间点内采集的超声数据来生成,每个帧表示不同的时间点。解剖特征的对准的改变然后可以通过识别帧之间的对准的改变来导出。

[0110] 优选地,采集3D超声图像数据,从而允许身体内的感兴趣解剖特征相对于视场的对准的更准确的或至少更简单的跟踪。然而,2D图像数据也可以被使用。在确定解剖特征的对准中使用2D数据的方法将在随后的段落中更详细地进行描述。

[0111] 控制器18还被配置为处理所接收的超声数据以在超声换能器单元的视场内识别数据中表示的感兴趣解剖特征。出于本范例的目的,通过范例,解剖特征将被认为是心脏的左心室。

[0112] 对数据的处理可以包括对数据(例如对从数据导出的超声图像)执行图像分割流程。

[0113] 图像分割是图像处理领域中的众所周知的流程,其中,例如根据落在那些区域内的像素所具有的共同特性,将(数字)图像分割或划分为多个扇区或区域。例如,图像分割通

常可以被应用于识别或定位较宽广图像内的对象并识别图像内的边界(例如,线、曲线、轮廓)。

[0114] 在本申请中,图像分割可以允许通过超声数据表示的超声图像被处理以识别或定位图像内的解剖体或区域,并定位所述体或区域的边界。

[0115] 图像分割可以优选地是基于模型的图像分割。基于模型的分割利用特定解剖区域或体的共同结构或几何图案特性来更准确地识别捕获的图像内的解剖体。特别地,通常采用关于特定解剖特征的可能形状或轮廓的概率模型。然后,当分割图像数据以更准确且精确地识别感兴趣的特定几何特征或区域的边界时,编码在该模型内的参数可以然后被应用作为约束。

[0116] 例如,出于本发明的有利范例的目的,基于模型的分割可以利用与心脏区域相关联的模型,或可以更特别地利用左心室或右心室区域的模型,包括二尖瓣、三尖瓣和左或右心室流出道。出于本范例的目的,基于模型的分割可以利用与左心室相关联的模型。

[0117] 为此目的合适的基于模型的分割算法在本领域中是已知的。参见例如Ecabert等人的“Automatic Model-Based Segmentation of the Heart in CT Images”(IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, 27 (9), 2008),其描述了可以被应用于本发明的超声数据采集的基于模型的分割方法。还参见US2015/0011886,其描述了可以被应用于本发明的实施例中的基于模型的分割流程。

[0118] 出于本范例的目的,在图2中图示了采集的超声数据内的左心室的识别。超声换能器单元16如图1中示出的那样被定位,使得该单元的视场指向心脏32。图2的右侧示意性地描绘了换能器单元的视场36,出于该范例的目的,该视场被示为围绕左心室34(在该范例中,即感兴趣解剖特征)大致居中。

[0119] 要强调的是,尽管视场在图2中被描绘为矩形,但这纯粹是示意性的。实际上,视场通常可以具有锥形或截锥形形状(即截锥体)。视场可以是三维的或二维的,例如通过锥体或截锥体的切片。在另外的范例中,视场可以采取任何其他形状。

[0120] 除了识别解剖特征,控制器18还优选地适于处理数据以导出生理参数,例如血流动力学参数。通过处理多个时间点内的数据以导出参数,参数可以随着时间而被监测。控制器生成表示(一个或多个)导出的参数值的信息输出。在范例中,这可以例如被传递到患者监测设备。该单元可以在本发明的超声成像系统或处理单元外部,或超声成像系统或处理单元可以被包含为患者监测设备的一部分(即被患者监测设备所包括)。

[0121] 通过非限制性且非排他性范例,范例血流动力学参数包括舒张末期或收缩末期心室体积、心脏体积、左心室射血分数、心搏量和心输出量。

[0122] 导出生理参数也可以利用图像分割流程。通过范例,在生理参数例如为舒张末期左心室体积的情况下,图像分割可以被应用以导出超声图像,允许左心室在舒张末期的轮廓被导出,例如如图2中示出的。这然后能够用来确定左心室在此时的体积,允许参数因此被导出。

[0123] 更特别地,控制器18可以利用基于模型的分割来为图像提供解剖背景。基于模型的分割允许例如心脏并且特别是心脏腔室的不同解剖特征或元素的定位。基于此,控制器可以导出一个或多个生理参数。

[0124] 优选地对采集的超声数据执行单个图像分割流程,并且这既用来识别采集的数据

内的感兴趣解剖特征,也用来在多个时间点内导出并监测一个或多个生理参数。

[0125] 一旦感兴趣解剖特征已经在数据(在该实例中左心室)中例如通过图像分割被识别,控制器18就执行对准检查流程。这现在将参考图2和3来进行描述。

[0126] 图3示意性地描绘了从在一组四个时间点($t=0$ 、 $t=1$ 、 $t=2$ 和 $t=3$)内采集的超声数据导出的四个超声图像帧。根据超声换能器单元的对应视场36示意性地示出了每个帧,其中,描绘了其相对于心脏32的对准。每个时间点处的视场36内的左心室34的对准根据左心室的左壁(解剖学上左侧,但是在图2的背景下被示出在右侧)和视场的最右边界44之间的距离42或位移来表示。

[0127] 四个帧图示了左心室在视场内的漂移,其中视场内的左心室的对准42随着时间改变。在时间 $t=0$ 处,左心室34在视场36中大致居中。在时间 $t=1$ 处,左心室已经开始朝向视场中的右侧漂移,其中到右壁的距离42减小。在 $t=2$ 处,左心室非常靠近右壁。到 $t=3$,左心室不再被完全包含在视场内,意味着相关的生理参数(诸如收缩末期或舒张末期体积)不再能够被导出,因此该参数的监测不再是可能的,或至少监测能力大幅降低,例如具有降低的准确性。

[0128] 控制器18适于经由到视场边界的距离42的表征参数监测左心室的对准,并且确定左心室的对准是否正在随着时间改变。

[0129] 在图3的范例情况下,对准正在改变。控制器18因此识别此,并且响应于确定对准正在改变,控制器生成用于将确定传递给用户的输出信号。这然后可以在左心室完全漂移至视场之外(如在图3的时间 $t=3$ 处)之前生成用于警告用户左心室34在视场36内的漂移的输出信号,允许超声换能器单元16被重新定位。

[0130] 控制器18可以生成是否检测到对准正在改变的输出信号,以便为用户提供最大信息。

[0131] 在系统或换能器单元16被配置为采集3D超声图像数据的情况下,解剖特征对准或位置的监测或跟踪可以基于识别图像中的解剖特征的结果而被简单地执行。这种识别提供了特征在视场内的3D定位,允许帧之间的相对于视场的这种定位的改变被识别。

[0132] 系统或换能器单元16也可以被配置为采集2D超声图像数据,这允许使用更低成本探头。在这种情况下,跟踪对准的可能方法是将解剖特征的平面内漂移(即如图3中描绘的,其中,左心室在单平面视场的边界之间移动)与平面外漂移(即,其中,扫描平面已经沿法向方向被移动或被旋转,使得新的扫描平面位于原始扫描平面附近)分开。

[0133] 对于平面内漂移,与在3D数据情况下类似的方法能够例如基于2D图像的分割而被使用。为了检测平面外漂移,可能的方法可以包括检测之前不存在的解剖结构在图像中的突然出现。这可以例如使用例如基于深度学习算法的标志检测器来执行。

[0134] 在特定范例中,处理单元或超声成像系统可以被配置为结合信号输出来传递用于在调整探头时(例如使用箭头或探头控制的可视化)引导操作者以实现最佳视场对准的指令。这可以经由相关联的用户输出显示器被输出,在范例中,相关联的用户输出显示器可以是成像系统的一部分,或在其他范例中,相关联的用户输出显示器可以在系统外部。

[0135] 存在用于优化对准检查流程的不同选项。

[0136] 根据某些范例,解剖特征(例如左心室34)的对准的改变一改变,控制器18就可以生成用于警告操作者的输出信号。这给出最大警告时间。例如,在图3的范例中,在 $t=1$ 处一

检测到漂移,控制器就可以生成输出信号。

[0137] 然而,这种方法易受假阳性影响,因为可能频繁地发生仅是暂时的或瞬时的并不指示对准的真实长期漂移的解剖特征34在视场36内的移动。例如,在心脏的背景下,不希望心脏腔室的周期性脉动应当触发对准漂移警告。

[0138] 因此,根据一组范例,控制器18被配置为确定对准是否正在以持续进行或一致的方式改变。这可以包括确定在至少最小时间段内对准是否继续在共同方向上改变。这然后将排除非常短期的暂时对准改变。例如,在图3的示意性范例中,控制器可以被配置为在断定对准的改变正在以持续进行的方式继续之前等待直至时间 $t=2$ 。

[0139] 当然,图3的范例是高度示意性的,并且对准的漂移通常在几分钟而非几秒内发生,意味着最小漂移时段可以被定义,并且控制器18被配置为确定在至少所述最小漂移时段内是否存在持续进行的在一致方向上的对准的改变。

[0140] 根据另外的范例,控制器18可以适于确定对准的改变是否超过最小阈值大小。这里,大小可以指的是用来表征或量化对准的任何参数。在本范例中,大小指的是到视场36右边界44的距离42或位移。因此,在该范例中,只有在检测到的该距离42的改变超过一定阈值大小的情况下,控制器才可以断定存在对准的真实漂移。阈值可以例如被控制器事先设置并存储,或在范例中,例如借助于能与控制器通信的用户输入设备可以是用户可定义的。

[0141] 根据一个或多个范例,控制器18可以在特定最小时间段内或在单个或多个心动周期内监测对准的改变,并且确定在这些时段内是否存在对准的任何净改变。如果不存在净改变,择控制器可以忽视在这些时段期间检测到的任何中间改变。这再次旨在排除漂移的假阳性检测。

[0142] 根据一个或多个范例,控制器18可以适于识别或检测对应于解剖特征在视场内的移动的在该视场的定义边界的阈值距离或范围内的对准的改变。在某些范例中,仅对准的这些改变可以被考虑在内。例如,控制器可以适于检测视场何时已经漂移使得感兴趣特征在视场的边界的5mm、或10mm、或2mm或任何其他距离内。距离可以例如是以像素单位或实际单位或其他任何其他单位,包括任意单位。边界可以是视场的极限边缘或边界,或可以是相距极限边缘的边距边界镶边。

[0143] 在一个或多个范例中,相距边界的所述阈值距离可以基于患者的状况而被改变或设置。例如,对于病得很严重的患者,相距要在警报被触发之前到达的边界的阈值距离可以被增加(即进一步远离边界),使得进一步事先警告临床医生监测能力的可能丧失。

[0144] 控制器18可以在整个心动周期或在若干心动周期(例如在覆盖一个呼吸周期的若干秒内)确定对准34的净改变。

[0145] 在某些范例中,控制器18可以被配置为识别在最小阈值时间内持续的解剖特征的对准的改变。持续意味着不反转;相对于初始对准的对准的改变在最小阈值时间之后仍然存在。控制器可以被配置为在确定对准是否正在随着时间改变并且因此是否警告操作者时仅考虑这样的持续的对准改变。

[0146] 根据特别有利的一组实施例,由控制器18执行的对准检查流程包括确定视场36内的解剖特征(例如左心室34)的对准的改变的速度或速率。这可以意味着确定通过对准的改变表示的解剖特征在视场内的对应移动速度。确定这种速度允许两个主要能力。首先,能够估计剩余时间直至解剖特征将漂移到可接受或可观察的极限以外,允许事先警告操作者并

且给出操作者规划对探头的重新调整的时间。其次,它允许以下手段:将不同种类的对准改变(不同种类的移动)进行分类,并且忽视特别突然或突发的对准改变。这些更不可能表示解剖特征的真实长期漂移,而是表示短期瞬时改变。

[0147] 在一组范例中,确定对准的改变的速率(移动速度),并且检测对应于降至定义的最大阈值之下的移动速度的对准的改变。在这种情况下,控制器18寻找相对缓慢的对准的改变。在范例中,控制器可以仅考虑这样的改变,其中更突发或快速的改变更可能指示短期瞬时漂移。

[0148] 在其他范例中,控制器18适于识别超过一定速度阈值的对准改变,即识别突发的改变,并且在多个时间点内监测这样的改变的任何复发频率。例如,以特定规律频率发生的左心室对准的足够突发的改变可以是由于频繁的咳嗽。如果频繁的咳嗽因此被检测到,则控制器可以生成用于警告或通知操作者超声换能器单元的位置可能变得不稳定的对应信息输出。

[0149] 根据有利的实施例,对准随着时间被跟踪以确定解剖特征的移动速度,如上面描述的,并且该速度结合特征的已知目前对准或位置用来确定特征将移动至可接受对准极限之外的估计时间。例如,在图3的示意性范例中,基于在时间 $t=1$ 处左心室34朝向右壁44的所确定的速度,控制器18可以估计在时间 $t=3$ 处(或刚好在其之前)左心室将移动到右壁边界44以外,并且该信息可以被提供给操作者以警告他们。

[0150] 当然,实际上,通常能够给出几分钟而非几秒的警告,允许操作者有时间规划对换能器单元16的重新调整。

[0151] 通过简单的范例,对准可以在延长的时间段内(例如在例如每分钟或每15分钟采集的超声图像内)被反复地跟踪。如果控制器18检测到例如到视场36边界44的距离42正在以每10分钟1mm的平均速率减小,并且到边界的当前距离为3mm,则推测将在30分钟内到达视场边界。此时,相关联的生理参数的监测将变得不可靠或不可能。

[0152] 适当的警告然后可以被生成以便传递给操作者。因此,警告操作者心脏监测可能在30分钟内变得不可靠。

[0153] 在存在足够的可用的对准数据(例如至少若干个心动周期内的对准监测)的情况下,确定剩余时间的更复杂方法可以被应用,例如卡尔曼滤波,其允许从所收集的一系列测量外推剩余时间。

[0154] 在上面的情景中,超声成像不需要在30分钟内连续地逐搏发生。成像可以周期性地对体积进行采样以推测正在发生的位置的改变。

[0155] 在范例中,输出信号可以以不同的方式进行配置。成像系统或处理单元本身可以包括用于将对准检查的结果传递给操作者的单元,例如显示器或扬声器。在其他范例中,信号被传递给外部设备,其传递给操作者。信号可以采取警告或警报的形式。

[0156] 输出信号可以基于患者特异性信息来进行配置。输出可以例如指示监测的解剖特征是否将在患者的特定监测时段内移动至视场之外。例如,如果每60分钟检查患者,则输出信息可以指示监测的解剖特征是否将在下一60分钟内移动至视场之外。

[0157] 根据有利的范例,作为对准检查流程的一部分,控制器18被配置为执行初始检查流程,其中视场36内的解剖特征(例如左心室34)的初始对准被确定。据此,能够确定是否存在任何初始未对准。如果解剖特征的对准最初在定义的可接受极限之外,则信息输出可以

被生成以将此传递给操作者使得换能器单元的对准能够被调整。

[0158] 可接受极限可以被事先定义,并且例如被存储在控制器18中,或可以被用户定义。极限可以例如涉及对准通过其被表征或量化的特定参数的最大或最小可接受值。例如,在图2和图3的范例中,可接受极限可以根据到视场36边界的距离42的最小可接受值来定义。如果解剖特征(例如左心室)具有对应于小于该极限的相距边界的距离42的(初始)对准,那么控制器生成信息输出以通知操作者。

[0159] 在上面的范例中,到视场边界44的距离42被用作通过其来定义解剖特征的对准的参数。然而,在其他范例中,任何其他合适的参数可以被使用。非限制性范例包括解剖特征在视场内的位置(例如根据视场的局部坐标系定义的坐标位置)、相距视场的其他边界中的任何的、相距多个边界的平均距离、或被包含在视场内的解剖特征的比例。尽管到视场边界的距离从左心室34的(解剖学)最左壁进行测量,但是它可以任何其他点(例如中心点(诸如解剖特征的质心))进行测量。

[0160] 尽管在上面的范例中,识别感兴趣解剖特征的超声数据的处理使用图像分割流程来执行,但是出于该目的对图像分割的使用不是必要的。在其他范例中,不同的方法可以被使用,包括任何合适的图像处理或分析算法,例如标志检测。

[0161] 标志检测是基于识别特定标志的坐标或边界线并且使用此来为图像数据提供解剖背景的图像处理方法。例如在Raynaud, Caroline等人的“Multi-organ detection in 3D fetal ultrasound with machine learning”(Fetal, Infant and Ophthalmic Medical Image Analysis. Springer, Cham, 2017. 62-72)中详细地描述了用于3D超声数据中的标志检测的范例方法。

[0162] 在Redmon J和Farhadi A的“YOLO9000: Better, Faster, Stronger”(arXiv: 1612.08242)详细地描述了用于2D超声数据并且基于对象检测的范例图像处理方法。

[0163] 在所有情况下,在图像处理中采用的算法可以利用或包括机器学习或深度学习技术。这些是本领域的术语,并且指的是例如基于反馈或过去结果使用统计技术来为系统提供学习的能力(即逐渐改善给定任务的性能)的流程。

[0164] 例如在Brosch, Tom等人的“Deep convolutional encoder networks for multiple sclerosis lesion segmentation”(International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. Springer, Cham, 2015)中详细地描述了利用机器学习技术的范例分割流程。

[0165] 根据另外的范例,可以采用能够检测视场内的漂移而无需将解剖背景关联或归因到图像的不同元素(即无需将解剖特征识别为是解剖特征)的图像处理方法。算法可以例如检测通过图像形成或构成的总体形状或阴影模式的偏移或改变。实施这样的方法的一种途径可以例如包括使用递归神经网络(RNN)。递归神经网络是其中单元之间的连接形成沿着序列的有向图的一类人工神经网络。这允许它针对时间序列呈现出动态时间行为。这使这种方法特别适合于通常需要对时间系列数据的操纵的本发明的实施例。

[0166] 尽管在上面的范例中,该系统被图示为用于监测心脏,但是本发明不限于这种应用,并且在其他应用中,该系统可以被用于使用超声成像监测任何其他解剖区域、结构或身体。

[0167] 此外,尽管在上面的范例中,控制器18被配置为从超声数据导出一个或多个生理

参数,但这不是必要的,并且在其他范例中,控制器仅仅执行对准检查流程。这可以是例如超声成像系统或处理单元仅仅用于收集用于稍后分析的超声图像数据的情况。在一些范例中,成像系统可以包括用于存储所采集的超声数据的存储器。该系统确保收集到的数据具有在视场36中正确对准的感兴趣解剖特征。

[0168] 在上面的范例中,范例超声成像系统被图示为包括经食道超声心动图(TEE)探头形式的超声换能器单元16。TEE探头可以是任何合适形式的TEE探头,包括例如能够被经口或经鼻插入的微型或小型版本。TEE探头的使用不是必要的。在其他范例中,超声换能器单元可以采取例如经胸超声心动图(TTE)探头的形式。该探头被放置在对象的胸部或腹部上,以便得到心脏的各种视图。它提供TEE探头的无创备选方案。

[0169] 在上面参考输出信号或信息输出的生成。这可以是用于传递到外部设备,例如患者监测设备,其然后可以例如生成警告操作者通过控制器的确定的警报。备选地,控制器18可以包括感官输出单元,并且输出信号可以包括用于直接警告操作者的感官输出。

[0170] 在任何实施例中,可以进一步提供例如作为超声成像系统的一部分的显示单元。控制器18可以适于控制显示单元以显示输出信号或输出信息的视觉表示。

[0171] 在某些实施例中,控制器18可以与患者监测设备通信性地耦合,并且适于将输出信号或输出信息传递到患者监测设备。

[0172] 根据任何实施例,包括控制器18的超声处理单元可以被超声换能器单元16包括。

[0173] 如上面讨论的,本发明的第一方面提供了一种超声处理单元,所述超声处理单元包括控制器18,并且适于接收超声数据并处理该数据,以便执行对准检查流程并生成输出信号。根据本发明的又一方面,提供了一种超声成像系统,所述超声成像系统包括如上面描述的超声处理单元和用于采集超声数据的超声换能器单元16。

[0174] 尽管在上面的范例中,提供了被配置为执行所有实施的步骤的单个集成的控制器18,但是在另外的范例中,可以提供被配置为在超声成像系统或超声处理单元的背景下执行不同功能的多个控制单元。

[0175] 例如,超声成像系统可以包括被配置为控制超声换能器单元16以适当的采样速率采集超声数据的成像单元。如所讨论的,可以提供操作性耦合的超声处理单元,所述超声处理单元包括控制器18,该控制器被配置为处理所采集的超声数据以识别感兴趣解剖特征,即为超声数据提供解剖背景。例如,图像处理单元可以执行基于模型的分割。图像处理单元也可以处理数据以从数据导出一个或多个生理参数。可以额外地提供操作性耦合的漂移检测单元作为超声处理单元的一部分,所述漂移检测单元被配置为执行对准检查流程,并且在检测到对准的改变的情况下生成输出信号。这可以被提供为超声处理单元的控制器18的一部分或被提供在该控制器外部。

[0176] 尽管在上述范例中使用了超声探头,特别是TEE探头或TTE探头,但这对于本发明构思不是必要的。可以使用能够采集心脏区域的2D、3D超声图像数据和/或还有多普勒超声图像数据(脉冲或连续波)的任何超声换能器单元。根据范例,这可以是外部换能器单元或半侵入式探头。

[0177] 在范例中,预期本发明的实施例用于在其中超声探头(例如经食道超声或经胸贴片探头)可以被放置在固定位置中用于例如在重症监护室中、手术室中或救护车中进行心脏监测的临床环境中使用。

[0178] 根据一组实施例,超声成像系统或超声处理单元与患者监测设备通信地耦合,并且适于将表示对准检查流程结果和/或移动速度分析的输出信号或输出信息传递到患者监测设备。患者监测设备可以包括用于存储所接收的数据的存储器。监测设备可以包括用于向用户(例如,临床医生)显示所采集的信息的显示器。患者监测设备可以与包含有关给定患者的进一步信息的患者数据库链接,所述信息可以结合导出的对准信息而被显示。

[0179] 根据本发明的一个方面,可以提供一种患者监测设备,所述患者监测设备包括患者监测单元和如上面或下面的任何范例中描述或如本申请的任何权利要求中定义的超声处理单元。

[0180] 根据本发明的一方面,可以提供一种患者监测设备,所述患者监测设备包括患者监测单元和根据上面或下面描述的任何范例或如本申请的任何权利要求中定义的超声成像系统。患者监测设备因此可以包括超声换能器单元和控制器,所述控制器用于控制换能器单元并且确定换能器单元视场内的感兴趣解剖特征的对准是否正在随着时间改变。

[0181] 患者监测单元可以执行与上面描述的患者监测设备相关联的功能。特别地,患者监测单元可以包括用于存储所接收的超声数据的存储器。监测设备可以包括用于将采集的信息显示给用户(例如临床医生)的显示器。患者监测单元可以与包含关于给定患者的进一步信息的患者数据库相链接,关于给定患者的进一步信息可以配合导出的对准信息被显示。

[0182] 本发明的又一方面提供了一种超声处理方法。在图4中以方框形式示出了简单的范例方法。

[0183] 第一步骤包括例如从超声换能器单元接收48超声数据。在此之后,数据被处理50以识别数据内的特定解剖特征(例如左心室,如在上面的图2和图3的范例中)。对准检查流程52然后被执行,该流程包括确定超声换能器单元的视场内的解剖特征的对准是否正在随着时间改变。最后,响应于确定对准正在改变,输出信号被生成54以便将所述确定传递给用户。

[0184] 超声处理方法可以由处理器或控制器来执行。超声数据因此可以在处理器或控制器处被接收。该方法可以是计算机实施的方法。

[0185] 根据又一方面,可以提供一种超声成像方法,包括以下步骤:

[0186] 采集表示感兴趣解剖区域的超声数据;

[0187] 处理所述数据以识别所述数据内的特定解剖特征(34);

[0188] 执行对准检查流程,所述流程包括确定所述超声换能器单元的视场(36)内的所述解剖特征的对准(42)是否正在随着时间改变,并且

[0189] 响应于确定所述对准正在改变,生成用于将所述确定传递给用户的输出信号。

[0190] 在上面关于对应超声系统讨论的选项或变型可以同样适用于超声处理方法的任何实施例。用于实施该方法的步骤的单元也可以从关于超声系统的以上讨论来进行理解。

[0191] 根据本发明的任何实施例的超声成像系统或超声处理单元可以形成更广的超声诊断成像系统的一部分或被提供为更广的超声诊断成像系统的一部分。

[0192] 现在将参考图5描述示范性超声诊断成像系统的一般操作。

[0193] 该系统包括阵列换能器探头64,该阵列换能器探头具有用于发射超声波和接收回波信息的换能器阵列66。通常,压电材料已经被用于超声换能器。范例是锆钛酸铅(PZT)和

聚偏二氟乙烯 (PVDF) 材料,其中PZT作为选择的材料是特别受欢迎的。单晶体压电材料用来实现用于高性能换能器的高压电和机电耦合常数。

[0194] 最近的发展已经导致医学超声换能器能够通过半导体工艺被批量制造的前景。期望地,这些工艺应当是用来生产超声探头(特别是对于3D超声)所需的专用集成电路(ASIC)的相同工艺(诸如CMOS工艺)。这些发展已经生产了微加工超声换能器或MUT,优选形式是电容式MUT(CMUT)。CMUT换能器是具有电极的极小隔膜状设备,其将所接收的超声信号的声音振动转换成调制的电容。

[0195] CMUT换能器特别地能够在宽频带内运行,实现高分辨率且高灵敏度成像,并且产生大压力输出使得声学信号的大景深能够在超声频率处被接收。

[0196] 在该范例中,换能器阵列66是换能器68的二维阵列,其能够扫描2D平面或三维体积用于3D成像。在另一范例中,换能器阵列可以是1D阵列。

[0197] 换能器阵列66被耦合到探头中的微波束形成器72,其控制通过换能器元件对信号的接收。如美国专利5997479(Savord等)、6013032(Savord)和6623432(Powers等)中所述,微波束形成器能够对由换能器的子阵列(一般被称为“组”或“贴片”)接收的信号进行至少部分波束成形。

[0198] 应当注意,微波束形成器完全是任选的。下面描述的范例假定没有模拟波束成形被探头执行。

[0199] 微波束形成器72由探头线缆耦合到发射/接收(T/R)开关76,其在发射模式与接收模式之间进行切换并且在微波束形成器不被使用并且换能器阵列由主系统波束形成器直接操作的情况下保护主波束形成器80免受高能量发射信号影响。从换能器阵列66对超声波束的发射通过T/R开关76耦合到微波束形成器和主发射波束形成器(未示出)的换能器控制器78指示,该换能器控制器从用户对用户接口或控制面板98的操作接收输入。

[0200] 在典型的逐线成像序列中,探头内的波束形成系统可以操作如下。在发射期间,波束形成器(其可以是微波束形成器或主系统波束形成器,取决于实施方式)激活换能器阵列的子孔径。子孔径可以是换能器的一维线或更大阵列内的换能器的二维贴片。在发射模式下,由子孔径生成的超声波束的聚焦和转向如下面描述的那样进行控制。

[0201] 在从对象接收背向散射的回波信号之后,所接收的信号经历接收波束形成(如下面描述),以便对准所接收的信号,并且子孔径然后被移位例如一个换能器元件。移位的子孔径然后被激活,并且该过程被重复,直至换能器阵列的所有换能器元件都已经被激活。对于每条线(或子孔径),用来形成最终超声图像的相关联的线的全部所接收的信号将是由给定子孔径的换能器元件在接收时段期间测量的电压信号的和。在下面的波束形成过程之后得到的线信号通常被称为射频(RF)数据。由各种子孔径生成的每个线信号(RF数据集)然后经历额外的处理以生成最终超声图像的线。线信号的幅度随着时间的改变将促进超声图像的亮度随着深度的改变,其中,高幅度峰值将对应于最终图像中的亮像素(或像素的集合)。出现在线信号的开始附近的峰值将表示来自浅结构的回波,而逐渐在稍后出现在线信号中的峰值将表示来自对象内的增加深度处的结构的回波。

[0202] 由换能器控制器78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垂直向前(正交于换能器阵列),或以不同的角度用于更宽的视场。发射波束的转向和聚焦可以根据换能器元件致动时间来控制。

[0203] 首先看聚焦功能,通过同时激活所有换能器元件,换能器阵列生成随着其行进通过对对象而发散的平面波。在这种情况下,超声波的波束保持不聚焦。通过将位置相关的时间延迟引入到换能器的激活,能够引起波束的波前在被称为聚焦区的期望点处收敛。聚焦区被定义为横向波束宽度小于发射波束宽度一半的点。以这种方式,最终超声图像的横向分辨率被改善。

[0204] 例如,如果延迟时间引起换能器元件连续地激活,以最外面的元件开始并且在换能器阵列的(一个或多个)中心元件处结束,则聚焦区将被形成在与(一个或多个)中心元件成一条直线的远离探头的给定距离处。取决于后续的每一轮换能器元件激活之间的时间延迟,聚焦区相距探头的距离将改变。在波束经过聚焦区之后,其将开始发散,形成远场成像区域。应当注意,对于位于换能器阵列附近的聚焦区,超声波束将在远场中快速地发散,导致最终图像中的波束宽度伪影。通常,位于换能器阵列与聚焦区之间的近场示出了由于超声波束中的大交叠的小细节。因此,改变聚焦区的位置能够导致最终图像的质量的显著改变。

[0205] 应当注意,在发射模式下,仅一个焦点可以被定义,除非超声图像被分成多个聚焦区(其中的每个可以具有不同的发射焦点)。

[0206] 此外,在从对象内接收回波信号后,能够执行上面描述的过程的逆过程以便执行接收聚焦。换言之,传入信号可以由换能器元件接收,并且在被传入系统中以便进行信号处理之前遭受电子时间延迟。对此的最简单范例被称为延迟-求和波束形成。能够根据时间动态地调整换能器阵列的接收聚焦。

[0207] 现在看波束转向的功能,通过将时间延迟正确应用于换能器元件,当超声波束离开换能器阵列时能够将期望的角度给予超声波束。例如,通过激活换能器阵列的第一侧上的换能器、紧接着以在阵列的相反侧处结束的顺序激活其余换能器,波束的波前将朝向第二侧成一角度。转向角度相对于换能器阵列的法向的大小取决于后续的换能器元件激活之间的时间延迟的大小。

[0208] 另外,能够聚焦转向的波束,其中,被应用于每个换能器元件的总时间延迟是聚焦和转向时间延迟两者的和。在这种情况下,换能器阵列被称为相控阵列。

[0209] 换能器控制器78可以被耦合以控制针对换能器阵列的DC偏置控制器105。DC偏置控制器105设置被应用到换能器元件的(一个或多个)DC偏置电压。

[0210] 对于换能器阵列的每个换能器元件,模拟超声信号(通常被称为信道数据)通过接收信道进入系统。在接收信道中,部分波束形成的信号由微波束形成器72从信道数据产生,并且然后被传到主接收波束形成器80,其中,来自换能器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(被称为射频(RF)数据)。在每个阶段处执行的波束形成可以如上面描述的那样被执行,或可以包括额外的功能。例如,主波束形成器80可以具有128个信道,其中的每个接收来自数十或数百个换能器元件的贴片的部分波束形成的信号。以此方式,由换能器阵列的数千个换能器接收到的信号可以有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0211] 波束形成的接收信号被耦合到信号处理器82。信号处理器82可以以各种方式处理接收到的回波信号,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,以便使得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。处理器还可以执行额外的信号增强,例如斑纹减少、信号复合以及噪声消除。信号处理器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动到较低的频带,从而拒绝来自更大深度的通常没有解剖信息的较高频率处的噪声。

[0212] 用于发送和用于接收的波束形成器以不同的硬件来实施并且可以具有不同的功能。当然,接收器波束形成器被设计为考虑到发射波束形成器的特性。为了简化,在图5中仅示出了接收器波束形成器72、80。在整个系统中,还将有具有发射微波束形成器和主发射波束形成器的发射链。

[0213] 微波束形成器72的功能是提供信号的初始组合,以便减少模拟信号路径的数量。这通常在模拟域中执行。

[0214] 最终的波束形成在主波束形成器80中完成,并且通常在数字化之后。

[0215] 发射和接收信道使用具有固定频带的同一换能器阵列66。但是,发射脉冲占用的带宽可以根据所使用的传输波束成形而变化。接收信道可以捕获整个换能器带宽(这是经典方法),或通过使用带通处理,其能够提取包含期望信息(例如主谐波的谐波)的带宽。

[0216] RF信号然后可以被耦合到B模式(即,亮度模式或2D成像模式)处理器86和多普勒处理器88。B模式处理器86对所接收的超声信号执行幅度检测以便对身体内的结构(诸如器官组织和血管)进行成像。在逐线成像的情况下,每条线(波束)通过相关联的RF信号来表示,RF信号的幅度用来生成要被分配给B模式图像中的像素的亮度值。图像内的像素的精确位置通过沿着RF信号的相关联的幅度测量的位置和RF信号的线(波束)数来确定。这样的结构的B模式图像可以以谐波或基波图像模式或两者的组合来形成,如在美国专利6283919(Roundhill等人)和美国专利6458083(Jago等人)中所描述的。多普勒处理器88处理由组织移动和血流产生的时间上不同的信号,用于检测移动的物质,例如图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器88通常包括壁滤波器,其具有被设置为通过或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波的参数。

[0217] 这种带通特性将通过来自流动血液的信号而拒绝来自附近静止或缓慢移动对象(诸如心脏的壁)的信号。逆特性将通过来自心脏的移动组织的信号而拒绝所谓的检测并描绘组织的运动的组织多普勒成像的血流信号。多普勒处理器接收并处理来自图像场中的不同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被称为系综(ensemble)。在相对短的时间间隔内快速连续地接收的回波的系综能够用来估计流动血液的多普勒频移,其中,多普勒频率与速度的对应关系指示血流速度。在较长时间段内接收的回波的系综用来估计更慢流动血液或缓慢移动组织的速度。在现代的移动超声系统中,以上描述的大多数信号处理单元能够被功能地实施在超声换能器单元16中。

[0218] 由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92和多平面重新格式化器104。扫描转换器92以期望的图像格式根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。换言之,扫描转换器用来将RF数据从圆柱坐标系转换为适于将超声图像显示在图像显示器100上的笛卡尔坐标系。在非限制性范例中,扫描转换器92也能够执行控制器18的功能。在B模式成像的情况下,在给定坐标处的像素的亮度与从该位置接收的RF信号的幅度成比例。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维(2D)扇区形格式,或锥体三维(3D)图像。扫描转换器能够将B模式结构图像与对应于图像场中的点的运动的颜色叠加,其

中,多普勒估计的速度产生给定颜色。组合的B模式结构图像和彩色多普勒图像描绘结构图像场内的组织的运动和血流。多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像,如在美国专利6443896(Detmer)中所描述的。体积绘制器102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,如在美国专利6530885(Entrekin等人)中所描述的。

[0219] 2D或3D图像从扫描转换器92、多平面重新格式化器104、以及体积绘制器102被耦合到图像处理器90用于进一步增强、缓冲和临时存储,以在图像显示器100上显示。成像处理器可以适于从最终超声图像去除某些成像伪影,诸如:例如由强衰减器或折射引起的声学阴影;例如由弱衰减器引起的后增强;混响伪影,例如其中高反射组织界面位于附近;等等。此外,图像处理器可以适于操纵某些散斑减少功能,以便改善最终超声图像的对比度。

[0220] 除了用于成像外,由多普勒处理器88产生的血流值以及由B模式处理器86产生的组织结构信息被耦合到量化处理器94。除了结构测量结果(例如,器官的尺寸和孕龄)之外,量化处理器产生不同流动状况的量度(例如,血流的体积率)。量化处理器可以接收来自用户控制面板98的输出,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0221] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器96,其用于在显示器100上与图像一起再现测量图形和值,以及用于从显示设备100输出音频。图形处理器96也可以生成用于与超声图像一起显示的图形叠加。这些图形叠加可以包含标准识别信息,例如图像的患者姓名、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98接收输入,例如患者姓名。用户接口还被耦合到发射控制器78以控制来自换能器阵列66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。控制器78的发送控制功能仅仅是所执行的功能之一。控制器78还考虑了操作模式(由用户给定)以及接收器模数转换器中的对应的所需的发射器配置和带通配置。控制器78可以是具有固定状态的状态机。

[0222] 用户接口还被耦合到多平面重新格式化器104,其用于选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)图像的平面,其可以被用于在MPR图像的图像场中执行量化测量。

[0223] 如以上所讨论的,实施例利用控制器。控制器可以用软件和/或硬件以多种方式实施,以执行所需的各种功能。处理器是控制器的一个范例,其采用可以使用软件(例如,微代码)编程的一个或多个微处理器来执行所需的功能。然而,控制器可以在采用或不采用处理器的情况下来实施,并且还可以被实施为用于执行一些功能的专用硬件与用于执行其他功能的处理器(例如,一个或多个编程的微处理器和相关联的电路)的组合。

[0224] 可以在本公开的各种实施例中采用的控制器部件的范例包括但不限于:常规微处理器、专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0225] 在各种实施方式中,处理器或控制器可以与一个或多个存储介质(诸如易失性和非易失性计算机存储器,诸如RAM、PROM、EPROM和EEPROM)相关联。存储介质可以编码有一个或多个程序,所述程序当在一个或多个处理器和/或控制器上运行时执行所需的功能。各种存储介质可以固定在处理器或控制器内,或可以是可运输的,使得存储在其上的一个或多个程序可以加载到处理器或控制器中。

[0226] 通过研究附图、说明书以及权利要求书,本领域技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。在互不相同的从属权利要求中记

载了特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。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。

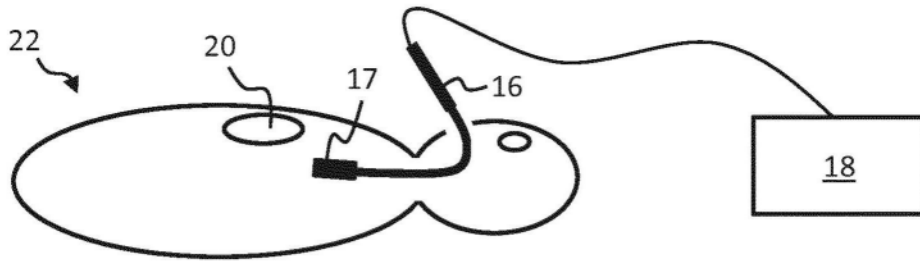


图1

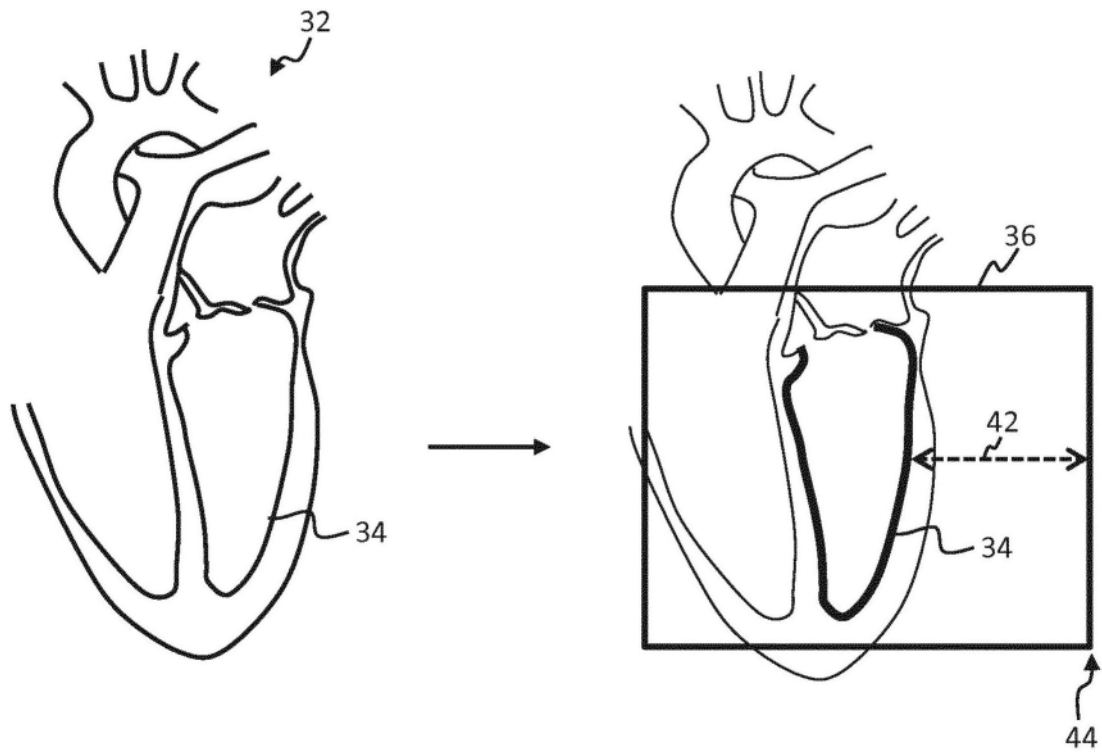


图2

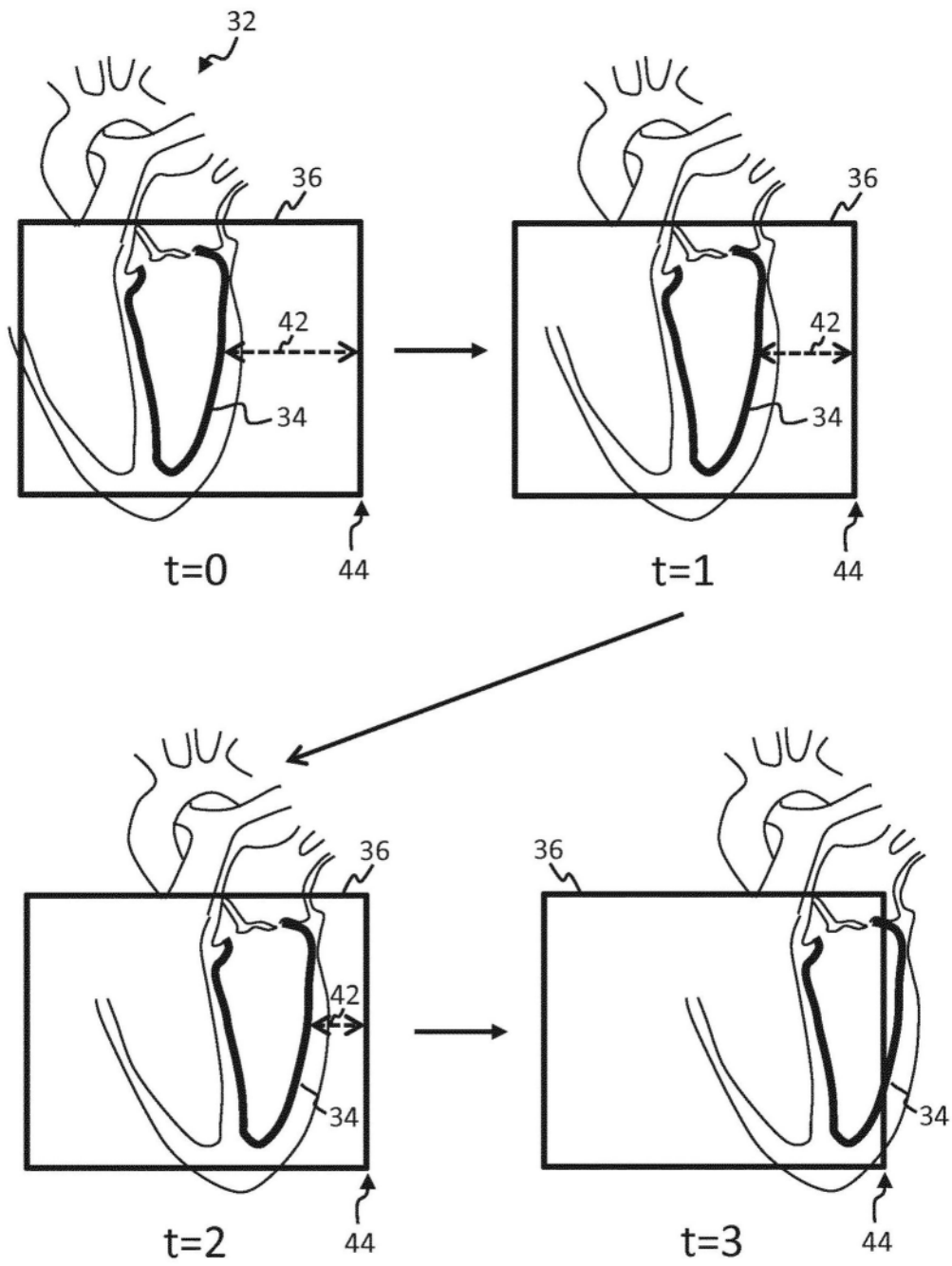


图3

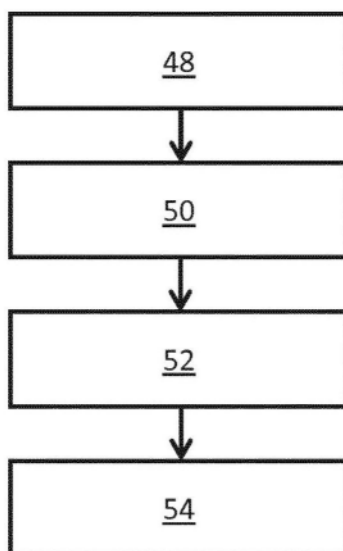


图4

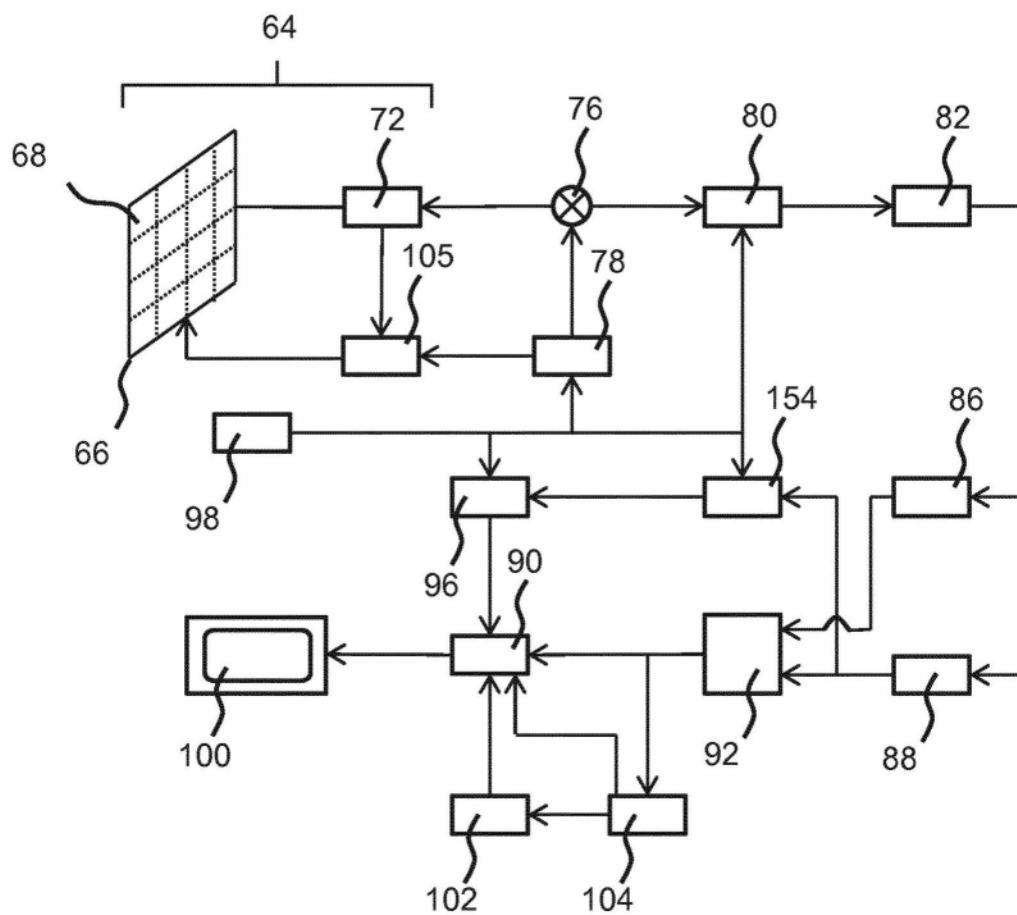


图5