



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103260526 A

(43) 申请公布日 2013. 08. 21

(21) 申请号 201180059889. 5

代理人 王英 刘炳胜

(22) 申请日 2011. 12. 07

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00 (2006. 01)

61/422, 764 2010. 12. 14 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 06. 13

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2011/055513 2011. 12. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02012/080905 EN 2012. 06. 21

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 G·J·哈里森 T·P·J·A·戈捷

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

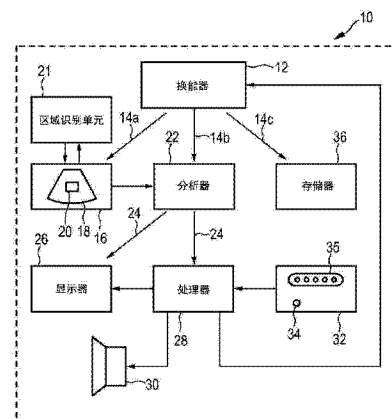
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

具有峰值强度检测功能的超声成像系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种超声成像系统(10)和方法,其允许在采集期间对采集的图像进行定量分析并优化用于图像采集和分析的工作流程。提出的超声成像系统(10)包括:换能器(12),其被配置为基于一个或多个能够调节的采集参数采集对象的超声图像(14);分析器(22),其被配置为实时分析超声图像(14)以获得平均强度值(24);以及处理器(28),其被配置为实时确定所述平均强度值(24)何时到达峰值,并且在已经确定峰值之后改变所述一个或多个能够调节的采集参数中的至少一个的设置。



1. 一种超声成像系统(10),包括:
 - 换能器(12),其被配置为基于一个或多个能够调节的采集参数采集对象的超声图像(14),
 - 分析器(22),其被配置为实时分析超声图像(14)以获得平均强度值(24),以及
 - 处理器(28),其被配置为实时确定所述平均强度值(24)何时到达峰值,并且在已经确定峰值之后改变所述一个或多个能够调节的采集参数中的至少一个。
2. 根据权利要求1所述的超声成像系统(10),其中,所述处理器(28)被配置为将当前图像(14)的所述平均强度值(24)与一个或多个先前图像(14)的所述平均强度值(24)进行比较,以确定所述平均强度值(24)何时到达峰值。
3. 根据权利要求1所述的超声成像系统(10),还包括通知单元(30),具体而言是LED、显示器或扬声器,其中,所述处理器被配置为在其确定平均强度值(24)到达峰值时,控制所述通知单元来通知用户。
4. 根据权利要求1所述的超声成像系统(10),还包括被配置为存储所述超声图像(14)的存储器(36),其中,所述能够调节的采集参数包括所述换能器(12)在所述存储器中存储超声图像(10)的存储帧速率(46,48)。
5. 根据权利要求4所述的超声成像系统(10),其中,所述处理器(28)被配置为,在其确定所述平均强度值(24)到达峰值时,减小所述存储帧速率(46,48)。
6. 根据权利要求5所述的超声成像系统(10),其中,所述处理器(28)被配置为,在其确定所述平均强度值(24)到达峰值时,连续减小所述存储帧速率(46,48)。
7. 根据权利要求1所述的超声成像系统(10),其中,所述处理器(28)被配置为,在其确定所述平均强度值(14)到达峰值之后预定时间,控制所述换能器(10)停止采集超声图像(14)。
8. 根据权利要求7所述的超声成像系统(10),还包括第一用户接口(16),用于将对象识别为几个对象中的一个,其中,所述预定时间依赖于所选择的对象。
9. 根据权利要求1所述的超声成像系统(10),其中,所述平均强度值(24)是所述超声图像(14)中的感兴趣区域(20)的平均强度。
10. 根据权利要求9所述的超声成像系统(10),还包括第二用户接口(32),其中,所述第二用户接口适于允许用户在所述超声图像(14)之内界定所述感兴趣区域(20)。
11. 根据权利要求9所述的超声成像系统(10),还包括区域识别单元(21),所述区域识别单元(21)被配置为自动界定所述超声图像(14)之内的感兴趣区域(20)。
12. 根据权利要求1所述的超声成像系统(10),其中,所述分析器(22)被配置为分析所述超声图像(14)以获得到达峰值时间、渡越时间、洗入时间和/或洗出时间。
13. 根据权利要求12所述的超声成像系统(10),还包括显示器,其中,在所述显示器(26)上实时显示所述平均强度值、所述到达峰值时间、所述渡越时间、所述洗入时间和/或所述洗出时间。
14. 一种用于采集和分析超声图像(14)的方法,包括如下步骤:
 - 基于一个或多个采集参数采集(S10)对象的超声图像(14),
 - 实时分析(S12)超声图像(14)以获得平均强度值(24),
 - 确定(S14)所述平均强度值(24)何时达到峰值(38),以及

- 在已经确定峰值之后改变(S16)所述一个或多个采集参数中的至少一个。

15. 一种包括程序代码模块的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上执行时,所述程序代码模块令所述计算机执行如下步骤:

- 实时分析(S12)超声图像(14)以获得平均强度值(24),所述超声图像(14)是基于一个或多个采集参数采集的对象的一个或多个超声图像(14)中的一个,

- 确定(S14)所述平均强度值(24)何时达到峰值(38),以及

- 在已经确定峰值(38)之后改变(S16)所述一个或多个采集参数中的至少一个。

具有峰值强度检测功能的超声成像系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于采集和分析超声图像的系统和方法。本发明还涉及用于实现所述方法的计算机程序。

背景技术

[0002] 超声的优点包括实时成像能力、低成本、其应用灵活性以及不使用电离辐射。不过,未增强的超声,包括常用的灰度超声成像,可能不能以期望的对比度对特定目标(例如肿瘤)进行可视化,并且在一些情况下,可能根本不能对目标进行可视化。

[0003] 与非对比增强超声成像相比,对比增强超声(CEUS)能够提供肿瘤、血管分布和其他感兴趣组织的更佳的可视化。不过,注射造影剂后的对比增强是一种瞬变现象。注射后,通常会有目标区域中造影剂的浓度增加的第一阶段。此阶段被称为洗入时间。造影剂的浓度(其对应于对比增强图像中的强度)会一直增加到峰值。注射和峰值之间的时间被称为到达峰值时间。随后,造影剂被洗出,对比增强图像中的强度再次降低。这种动态行为就产生了一种特征时间强度曲线。

[0004] 当前的工作流程通常是这样的:首先采集超声图像,然后将其传输到工作站,最后在工作站上进行定量分析。于是分析图像发生在采集图像之后。来自于对比增强超声采集的典型文件大小大约是几 MB。典型的研究由很多文件组成,这可能导致几 GB 的总数据。

[0005] US5743266 公开了一种方法,其用于从一系列在超声诊断期间获得的灰度级视频图像中产生实时的彩色、对比度增强的图像。特定的彩色化方案根据要实时显示的信息参数而变化。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种允许在采集期间对采集的图像进行定量分析的超声成像系统和方法。

[0007] 本发明的另一目的是提供一种用于图像采集和分析的优化的工作流程。

[0008] 在本发明的第一方面中,提供了一种超声成像系统,包括:

[0009] - 换能器,其被配置为基于一个或多个能够调节的采集参数采集对象的超声图像,

[0010] - 分析器,其被配置为实时分析超声图像以获得平均强度值,以及

[0011] - 处理器,其被配置为实时确定所述平均强度值何时到达峰值,并且在已经确定峰值之后改变所述一个或多个能够调节的采集参数中的至少一个。

[0012] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于采集和分析超声图像的方法,包括:

[0013] - 基于一个或多个采集参数采集对象的超声图像,

[0014] - 实时分析超声图像以获得平均强度值,

[0015] - 确定平均强度值何时到达峰值,以及

[0016] - 在已经确定峰值之后改变所述一个或多个采集参数中的至少一个。

[0017] 根据本发明的另一方面,提供了一种包括程序代码模块的计算机程序,所述计算

机程序在计算机上执行时,令所述计算机执行如下步骤:

[0018] - 实时分析超声图像以获得平均强度值,所述超声图像是基于一个或多个采集参数采集的对象的多个超声图像中的一个,

[0019] - 确定平均强度值何时到达峰值,以及

[0020] - 在已经确定峰值之后改变所述一个或多个采集参数中的至少一个。

[0021] 在从属权利要求中界定了本发明的优选实施例。应当理解,所主张的方法与所主张的并在从属权利要求中界定的设备具有相似和 / 或相同的优选实施例。

[0022] 与本领域当前已知的设备不同的是,根据本发明,超声图像的采集不独立于采集的图像,相反,其适配测量的强度。实时进行图像的基本定量分析(通过确定平均强度值来进行),这样允许在采集流程期间调整采集参数。例如,可以在峰值强度帧之前不久提高所采集的超声图像的空间和时间精确度并在已经确定峰值强度之后减小之。

[0023] 因为超声图像是在相继的时间点采集的,故有时也将其称为超声视频的帧。在下文中,术语图像和帧可以指代 2D 图像或 3D 图像体积。

[0024] 实时通过表示处理非常快,例如仅用几 ms,以至于用户不会注意到任何延迟。在本申请的背景下,也可以指在图像采集仍然进行时已完成的处理,例如,一些定量度量的计算可能会花费一秒或几秒,在本发明的背景下仍然被认为是实时的。

[0025] 在优选实施例中,所述处理器被配置为将当前图像的平均强度值与一个或多个先前图像的平均强度值进行比较,以确定所述平均强度值何时到达峰值。如何实施这样的比较,有不同的方式。例如,可以计算移动平均值,并基于这个移动平均值的导数确定峰值。

[0026] 在另一实施例中,超声成像系统还包括通知单元,具体而言是 LED、显示器或扬声器,其中,所述处理器被配置为控制所述通知单元以在其确定平均强度值到达峰值时通知用户。通知用户检测到峰值,允许用户(例如医生)做出相应的反应。例如,如果确定峰值在施予造影剂之后异常地早或晚,医生可能希望执行额外的检查,如果以声学方式将峰值检测结果(除了在显示器上显示峰值时间之外)通知他可能是有帮助的。

[0027] 本发明不限于仅用于应用了造影剂的情况。在用户搜索在所采集的超声图像上产生亮斑的超声反射物时,也可以使用本发明的超声成像系统。例如,乳房中的微钙化点(可能是癌症前期状况的标志)可能导致超声图像上强度增强。在用户在乳房之上移动换能器时,系统能够自动检测感兴趣区域中的平均像素强度何时具有峰值,并向用户传达在换能器当前位置附近发现微钙化点的可能性特别高。例如,系统可以向用户发出声音或显示消息,让她知道,她应当关注该特定图像,或者关注采集当前图像的特定区域。同时,处理器可以调整图像采集,例如在接近微钙化点疑似位置处以更高的质量采集图像。

[0028] 这进一步简化了检查流程,使得所提供的超声成像系统对于不是医生的用户也有用。例如,女性甚至可以使用根据本发明的超声成像系统进行自检。一旦系统检测到平均强度值的峰值,就可以利用更高的存储帧速率采集图像,然后可以由经验丰富的医生检查这些存储的图像。

[0029] 在另一优选的实施例中,超声成像系统还包括被配置为存储超声图像的存储器,其中,所述能够调节的采集参数包括所述换能器在所述存储器中存储超声图像的存储帧速率。于是,处理器能够在确定强度峰值之后修改存储帧速率。发明人意识到,通过动态地调节存储帧速率来减小所采集的超声图像的大小是改进临床工作流程的关键,因为文件的传

输(总文件大小通常为几个 GB)可能是严重的瓶颈。

[0030] 在另一实施例中,所述处理器被配置为在其确定所述平均强度值到达峰值时,减小存储帧速率。例如,在向换能器视场中的对象施予造影剂时,这是有用的。对于对比增强超声(CEUS)而言,患者的感兴趣体积应当包含造影剂。在例如肿瘤的诊断成像之前,例如,利用注射到患者(对象)身体或以其他方式施予(例如口服)给患者的液体造影剂,将造影剂置入感兴趣体积中。

[0031] 通常,存在向视场中放入造影剂的各种方式。具体而言,对于身体中已经引入造影剂的患者而言,可以通过手术或非手术的方法引入造影剂,既有需要专家(例如医疗从业者)的方法,也有不需要专家的方法,例如,可以由外行或普通技术人员或患者自己执行。在手术方法中,可能有无风险和 / 或安全的介入,例如,涉及有创的步骤,例如向血管中注射造影剂(如果将这样的注射视为手术方法的话),即,不需要可观的专业医疗知识来执行且不涉及严重健康风险的介入。此外,可以应用像吞咽或吸入的非手术方法。

[0032] 通常,在开始数据采集之前预先递送或预先施予造影剂。不过,在实施例中,也可以向视场中递送 / 施予更多的造影剂。

[0033] 尤其在仅在开始采集前施予造影剂的情况下,感兴趣体积中造影剂的浓度将增大到峰值,然后在所谓的洗出期间减小。一旦靶区域中的造影剂浓度由于洗出过多而减小,CEUS 图像亮度就会相应地减小,对于诊断而言,图像的重要性就降低。在到达峰值强度之后,洗出阶段开始,图像中的平均强度减小。峰值强度之后时间 - 强度曲线的细节对于诊断而言不那么重要。因此,在峰值强度帧之后减小存储超声图像帧的速率能够减小图像的所需存储器大小,同时仍然采集也包括洗出区域的完整时间 - 强度曲线。因为峰值强度附近的区域对于诊断而言也是相关的,并且由于采集过程中的噪声,对应于峰值强度的图像可能未被精确地识别,因而优选仅在检测到平均强度峰值预定时间之后减小存储帧速率。

[0034] 在另一实施例中,所述处理器被配置为在其确定所述平均强度值到达峰值时连续减小存储帧速率。连续减小存储速率更好地对应于连续减小的采集强度的预期重要性。

[0035] 在另一实施例中,所述处理器被配置为在基确定所述平均强度值到达峰值之后预定时间,控制所述换能器停止采集超声图像。这也有助于减小文件大小。如果已知例如在峰值之后 90s,预计几乎全部造影剂从器官洗出,那么更长时间地采集超声图像仅增加总文件大小但不会有助于改进诊断。

[0036] 在另一实施例中,超声成像系统还包括第一用户接口,用于识别几个对象中的一个作为对象,其中,预定时间取决于选择的对象。这几个对象例如可以是预定的选择的器官。如果已知这些器官的特定性质(例如,预计的洗出时间或发射焦点的优选位置,或聚焦区的优选数目),可以相应地自动设置这些参数。

[0037] 在又一实施例中,所述平均强度值是所述超声图像之内感兴趣区域的平均强度。通常,采集的超声图像不仅仅显示感兴趣的对象或器官,而且还显示其他结构,其中强度也可能随时间变化。于是,有益的是描绘出仅包括感兴趣对象或器官的感兴趣区域,并仅基于针对这一感兴趣区域确定的平均强度值确定峰值。

[0038] 在优选的实施例中,超声成像系统还包括第二用户接口,其中第二用户接口适于允许用户在超声图像之内界定感兴趣区域。例如,第二用户接口可以是触摸屏,其允许医生快速指出器官的轮廓。

[0039] 在另一实施例中,超声成像系统还包括区域识别单元,其被配置为自动界定超声图像之内的感兴趣区域。例如,基于用户通过第一用户接口指出的所选择的器官自动确定感兴趣区域可以进一步加快临床工作流程。已知有不同技术用于自动识别超声图像中的器官,例如 US6385332 公开了一种自动化超声分割方法,包括如下步骤:自动的初始轮廓线识别,继之以应用几何可变形的模型(GDM)。尽管完全自动的分割是理想的,但是给定超声图像的质量,当前这并非始终可行。Levienaise-Obadia 和 Gee(“Adaptive segmentation of ultrasound images”, Image and Vision Computing, 第 17 卷,8 期,1999 年 6 月,583-588 页)公开了一种方法,该方法允许进行半自动的方法,其中通过观测用户接受的边界在工作中训练统计模型。通过这种方式,敏感地采用特定切片中的用户介入以减少对后继切片中介入的需要。

[0040] 在又一实施例中,所述分析器被配置为分析所述超声图像以获得到达峰值时间、渡越时间、洗入时间和 / 或洗出时间。

[0041] 在又一实施例中,所述超声成像系统还包括显示器,其中,在所述显示器上实时显示所述平均强度值、所述到达峰值时间、所述渡越时间、所述洗入时间和 / 或所述洗出时间。

[0042] 在图像采集期间评估和显示这些额外的定量度量加快了临床工作流程,因为不需要首先传输所需的图像进行离线评估。理想地,在设备上实时执行所有所需的定量分析,从而不需要任何耗时很多的采集后分析。

附图说明

[0043] 参考下文中描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并将得以阐述。在附图中:

[0044] 图 1 是根据本发明的超声成像系统的一个实施例的方框图,

[0045] 图 2 是根据本发明的方法的流程图,

[0046] 图 3 和图 4 示出了在图像中定义的超声图像和感兴趣区域的范例,以及

[0047] 图 5 示出了利用根据本发明的超声成像系统采集的时间强度曲线的范例。

具体实施方式

[0048] 图 1 是根据本发明的超声成像系统 10 的一个实施例的方框图;图 2 是对应方法的流程图。换能器 12 从对象采集(S10)超声图像 14。超声图像 14 被发送到第一用户接口 16,在本实施例中,其还包括用于显示超声图像 14 的显示器 18。第一用户接口 16 适于允许用户在图像 14 中定义感兴趣区域 20。例如,第一用户接口 16 可以包括触摸屏,其中,用户可以通过在目标区点击来识别感兴趣区域 20。为了使用户能够精确地界定感兴趣区域 20,系统 10 首先优选地采集和显示至少一个超声图像 14,使得用户可以识别本图像 14 中的区域 20。或者,可以使用区域识别单元 21 自动地确定感兴趣区域 20。例如,区域识别单元 21 可以包括第一用户接口,它可以让用户从对象选集(例如,不同的器官)中选择对象。然后区域识别单元 21 可以使用这些器官的模板图像或参考点,以便在超声图像 14 内识别器官。可以在显示器 18 上将自动识别的感兴趣区域 20 显示给用户。用户可以验证区域 20 被正确地放置了,例如,通过按下 OK 按钮,区域 20 随后被用于确定本区域 20 内的平均强度值 24。

[0049] 换能器 12 也向分析器 22 发送超声图像 14b。分析器 22 分析(S12)超声图像 14b 的界定区域 20 的平均强度值 24。时间强度曲线的平均强度值 24 和其他量化特征,诸如上升时间和曲线下的面积,可以在显示器 26 上实时显示出来。这样做的优点是,用户可以在进行检查时获得感兴趣区域 20 的量化值。平均强度值 24 由处理器 28 处理,以便实时地确定平均强度值 24 达到峰值 38 的时间。应当指出,超声图像 14 是有噪声的,于是平均强度值 24 也被假定为有噪声的。因此,如以下将要描述地,可以使用不同的算法,以便识别平均强度值 24 的真正峰值 38,这不仅仅是局部离群点。

[0050] 一旦处理器 28 确定峰值 38 已经发生,它就会控制显示器 26 显示峰值 38 已被检测到。通过比较最近采集的图像 14 的平均强度值 24 和先前采集的图像 14 的平均强度值 24 来进行峰值 38 的检测。例如,它可以把采集的最后三个图像的平均强度 I3 的平均值与采集的最后 12 个图像的平均强度 I12 的平均值和采集的最后六个图像的平均强度 I6 的平均值相比较,如果 I6 明显高于 I12 和 I3 就确定(S14)峰值。

[0051] 根据依据本发明的方法的另一实施例,随着时间的推移跟踪斜率变化。感兴趣区域的平均回波强度的变化,从图像 14 到图像 14,可以被存储起来以跟踪斜率从正趋势(平均强度值 24 增大)到负趋势(平均强度值 24 减小)的变化。这是用于检测极性 / 方向 / 符号等变化的非常常见的技术。

[0052] 根据本发明所述方法的另一实施例,应用行业标准曲线拟合算法(如当前在诸如 Philips QLAB 超声量化软件中离线 / 非实时所做的那样)来实时地确定每个图像 14 达到的峰值强度。曲线拟合算法通常需要平均强度值和时间矢量。可以假定,在洗入阶段,峰值强度帧 38 会不断变化,直到洗入阶段的平均强度值 24 开始减小。

[0053] 由于对于不同的传感器和系统设置来说采集速率可能会有所不同,一种替代方法可以是随着时间的推移来比较图像 14。所以,例如将对 20 毫秒内的平均强度值求均对而不是确定局部平均值(例如 3 个相继图像上的平均值)。

[0054] 根据又一方法,确定“局部”峰值,尤其是作为 QLAB 中使用的现有算法的一种调整来确定子集中的峰值帧。在洗入期间,平均回波强度的总体趋势是增加的;不过,在任何帧的子集中(例如 3、5 或 7),从图像 14 到图像 14 平均强度值 24 可能会上升或下降。通过不断地确定局部峰值并存储结果,平均强度值 24 的变化趋势可以被存储下来并随着每个新图像 14 的到达进行动态比较。当该趋势在下降时,可以推断出洗入阶段 52 已经开始了。

[0055] 最好的(最精确的)方法将取决于图像的大小、感兴趣区域 20 的大小、感兴趣区域 20 的布置以及在检测算法(如上所述)中使用的参数。可以设想,可以采用先前描述的方法实施例的组合来确定峰值强度帧 38。

[0056] 显示器 26 可以显示到达峰值时间。到达峰值时间既可以作为开始采集超声图像 14 和检测峰值 38 之间的时间来计算或者,优选地,通过显示由用户指示的开始时间和峰值检测的时间之间的时间来计算。例如,在本发明的本实施例中,第二用户接口 32 包括按钮 34。通过按下按钮 34,用户可以指示应该相对于按下按钮的时间确定到达峰值时间。例如,当用户向患者体内施予造影剂时可以按下该按钮。造影剂的服用可以通过注射或通过吞咽或吸入来进行。该过程可以由医师、医疗助理、普通技术人员或患者本人来执行。第二用户接口 32 的按钮 34 也可以由患者本人或操作超声成像系统 10 的另一个人来按下。

[0057] 换能器 12 基于若干采集参数采集超声图像 14。基于检测到峰值强度的时间来配

置处理器 28 以改变(S16) 这些参数。例如,它可以在检测到(S14) 峰值 38 几秒钟后减小(S16)将超声图像 14c 存储入存储器 36 中的存储帧速率。换能器 12 采集超声图像 14 的速率不必和将图像 14c 存储入存储器 36 中的速率、在第一用户接口 16 的显示器 18 上显示图像 14a 的速率或图像 14b 用于计算(S12) 平均强度值 24 的速率相同。

[0058] 在优选的实施例中,采集(S10) 图像 14 的速率和图像 14a、14b 用于显示和用于确定平均强度值的速率是相同的。不过,存储速率 46、48 可以低于采集速率。具体而言,确定峰值过后一定时间,例如十秒钟,可以减小存储速率,因为据认为这些图像含有较少关于被成像对象的信息。

[0059] 一旦峰值 38 过后一定时间,处理器 28 就可以控制换能器 12 减小存储帧速率。例如,峰值 38 过后十秒钟,它可以将存储帧速率减小到采集速率的一半。在优选的实施例中,处理器 28 通过增加抽取率继续减小存储帧速率。例如,峰值过后五秒钟存储帧速率仍可以与采集速率(抽取率=11) 相同,但是接着峰值过后二十秒,它可以连续地减小到采集速率(抽取率=2) 的 50%,峰值过后一分钟它可以连续地减小到采集速率(抽取率=5) 的 20%。

[0060] 在洗出期间,强度持续降低,一段时间后采集的图像不再包括额外的有用信息。完成造影剂的洗出时间取决于正在被成像的对象等。在本发明的一个实施例中,第二用户接口 32 包括选择单元 35,其让用户选择几个对象中的一个对象,例如不同的器官,诸如肝脏、心脏、胆囊等。根据用户所选择的对象,处理器 28 可以控制换能器 12 在峰值之后预定时间停止采集超声图像 14 (这在图中未示出)。例如,对于在达到峰值强度 90 秒后的肝脏成像,通常感兴趣区域 20 中的强度不再发生相关变化。因此,峰值强度过后 90 秒处理器 28 可以停止采集。这进一步简化了采集工作流程(用户不需要物理地按下按钮来结束图像捕获),并且也确保了将要导出用于采集后分析的文件的大小。处理器 28 可以通过控制扬声器 30 产生声信号来向用户指示图像采集的结束。

[0061] 存储器 36 不一定和超声成像系统的提醒器位于同一设备中。例如,该存储器可以是位于单独房间中的联网存储器。

[0062] 图 3 和图 4 示出了利用根据本发明的超声成像系统采集的超声图像 14 的范例。图 3 示出了矩形的感兴趣区域 20,图 4 示出了圆形的感兴趣区域 20。也设想确定平均强度值 24 的任何其它形状的区域 20。特别是,区域 20 也可以对应于完整的超声图像 14。

[0063] 图 5 示出了时间强度曲线的范例,这是通过绘制相继采集的超声图像 14 的平均强度值获得的。从强度增强的起点到峰值强度帧 38 的区域被称为洗入区 40。正如图中可以看到的,峰值强度帧 38 并不一定对应于在感兴趣区域 20 中具有最高平均强度值的图像 14。最大强度帧 42 可以发生在与峰值强度帧 38 不同的位置,或者因为峰值强度的实时检测是错误的,或者因为最大强度是由局部离群数据引起的。因为数据有噪声,可能不清楚曲线的真正峰值位于哪里。在这种情况下,有经验的医师可能想要形成他自己的观点,高帧速率地采集和存储假定的峰值强度帧 38 附近区域是很重要的。从开始采集图像直到峰值强度帧 38 过后的预定时间 44 都是以高存储帧速率 46 采集超声图像 14。之后仍然以相同的采集帧速率采集图像却以减小的存储帧速率 48 将图像存储在存储器中。

[0064] 一旦处理器确定了峰值强度帧 38,处理器 28 就可以控制显示器 26 显示到达峰值时间 50 和洗入时间 40。在本发明的一个实施例中,处理器 28 在它已经确定了第一峰值强度帧之后还确定第二峰值强度帧 38。这样,如果图像已被错误地识别为峰值强度帧 38,处

理器可以确定第二峰值强度帧 38, 然后将其假定为真正的峰值强度帧 38。在这种情况下, 更新显示器 26 上到达峰值时间 50 和洗入时间 40 的显示值。

[0065] 峰值强度 38 之后的时期被称为洗出区 52。在洗出区期间, 平均强度值 24 随着造影剂从对象中洗出而减小。处理器 28 可以控制换能器 12 在平均强度值 24 低于预定阈值时, 或者如前面所述, 在采集峰值强度帧 38 之后过去依赖于对象的预定时间时, 停止采集超声图像 14。

[0066] 总之, 所提出的发明允许在超声图像中对平均强度的峰值进行实时检测, 并允许一旦确定了峰值就改变采集参数。峰值检测后改变的采集参数取决于具体应用。对将造影剂施予到患者体内的对比增强超声成像而言, 在检测平均强度的峰值之后可以减小采集参数存储帧速率。不过, 在应用也有可能, 例如在没有任何造影剂的情况下, 当人体器官的某些部分已经移动到超声设备的视野内时平均强度可能增加。在这种情况下, 可以在检测平均强度的峰值之后提高采集和存储帧速率。其它基于峰值强度检测的可以改变的采集参数包括但不限于, 图像的深度、发射焦点的位置、聚焦区的数量、使用 B 模式还是彩色多普勒模式、使用谐波还是基频成像。

[0067] 尽管已经在附图和前面的描述中详细例示和描述了本发明, 但这样的例示和描述被认为是例示性或示范性的而非限制性的; 本发明不限于公开的实施例。通过研究附图、公开和所附权利要求, 本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变型。

[0068] 在权利要求中, “包括” 一词不排除其他元件或步骤, 不定冠词 “一” 不排除多个。单个元件或其他单元可以完成权利要求中列举的几个项目的功能。在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施这一仅有事实并不表示不能有利地组合这些措施。

[0069] 可以在适当的非暂态介质上存储和 / 或发布的计算机程序, 介质例如是与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光存储介质或固态介质, 但是也可以用其他形式发布, 例如通过互联网或其他有线或无线电信系统。

[0070] 权利要求中的任何附图标记均不应被解读为对范围的限制。

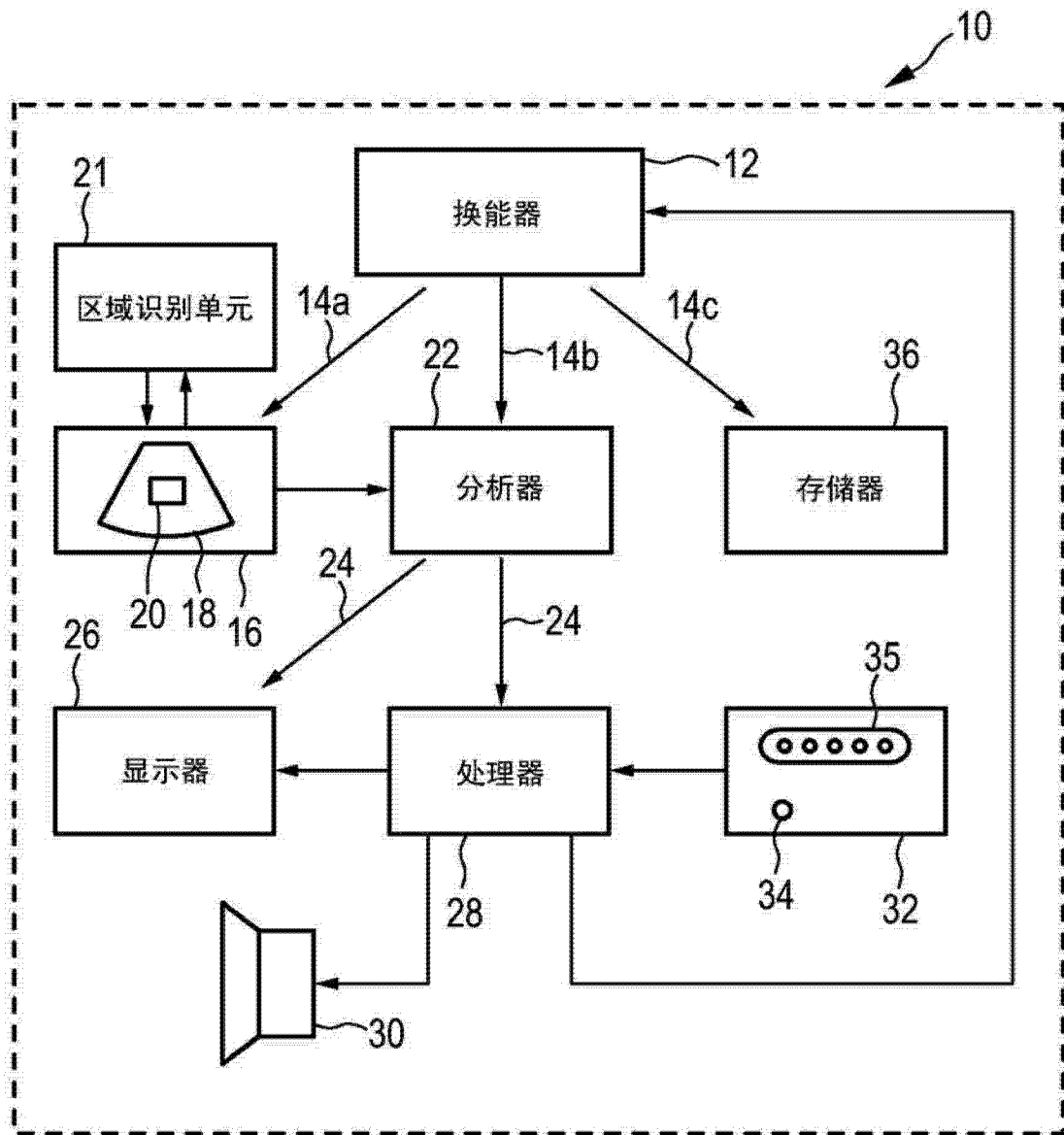


图 1

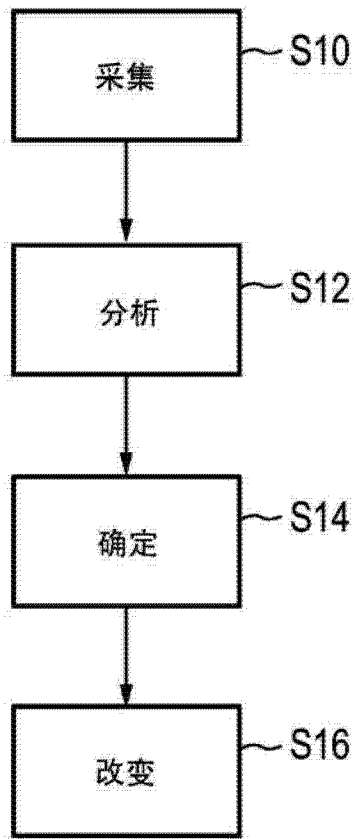


图 2

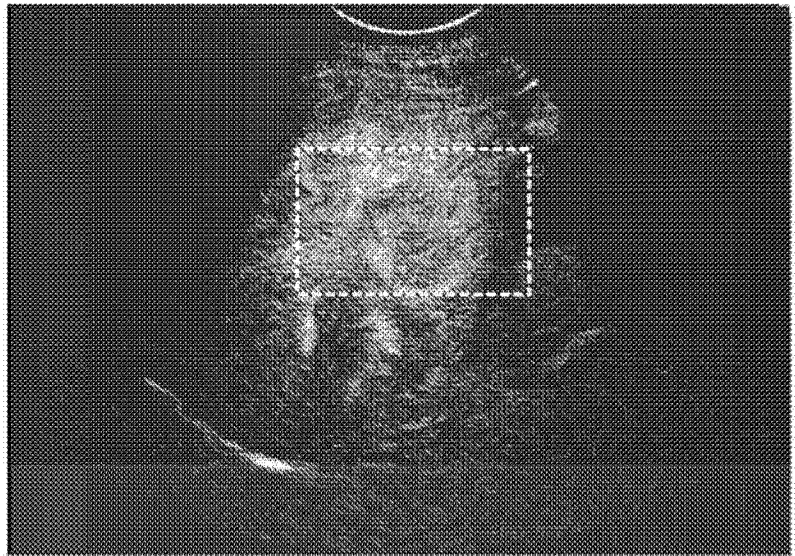


图 3

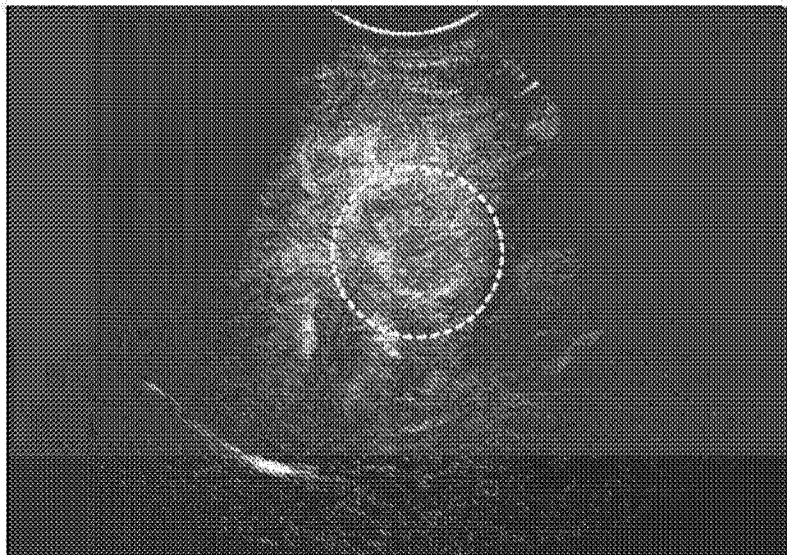


图 4

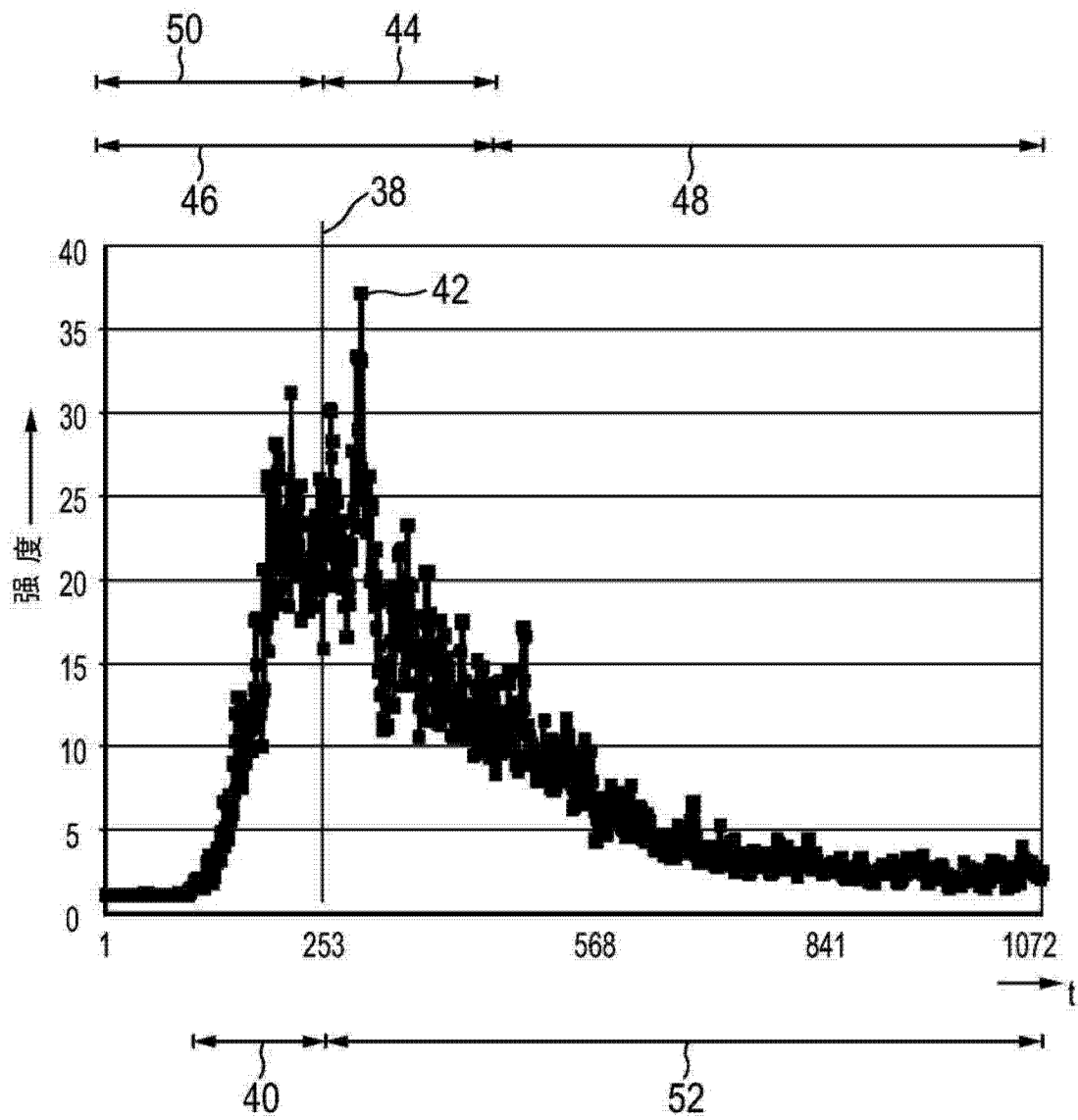


图 5

专利名称(译)	具有峰值强度检测功能的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	CN103260526A	公开(公告)日	2013-08-21
申请号	CN201180059889.5	申请日	2011-12-07
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	GJ哈里森 TPJA戈捷		
发明人	G·J·哈里森 T·P·J·A·戈捷		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/54 A61B8/58 A61B8/585		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/422764 2010-12-14 US		
其他公开文献	CN103260526B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声成像系统 (10) 和方法, 其允许在采集期间对采集的图像进行定量分析并优化用于图像采集和分析的工作流程。提出的超声成像系统 (10) 包括: 换能器 (12), 其被配置为基于一个或多个能够调节的采集参数采集对象的超声图像 (14); 分析器 (22), 其被配置为实时分析超声图像 (14) 以获得平均强度值 (24); 以及处理器 (28), 其被配置为实时确定所述平均强度值 (24) 何时到达峰值, 并且在已经确定峰值之后改变所述一个或多个能够调节的采集参数中的至少一个的设置。

