



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104968279 A

(43) 申请公布日 2015. 10. 07

(21) 申请号 201480005221. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 01. 15

A61B 8/06(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/753, 898 2013. 01. 17 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 07. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/058293 2014. 01. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/111860 EN 2014. 07. 24

(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·阿韦里基乌 D·克里斯托菲迪斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

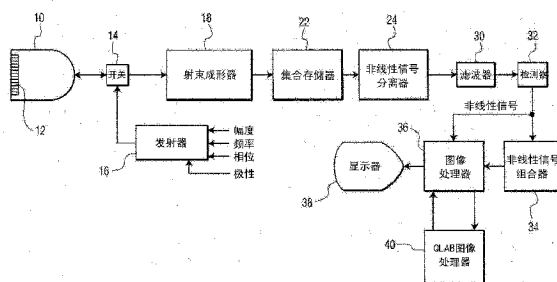
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

消除医学图像中由生理功能引起的运动影响

(57) 摘要

描述了一种超声成像方法,其用于从图像的序列中的图像数据中消除诸如呼吸运动的生理运动的影响,所述图像的序列中的图像数据要用于量化分析,例如时间-强度曲线计算。循环中的图像中的明亮反射物被识别并且所述明亮反射物的变化被用于识别运动的周期,所述明亮反射物反映运动影响,例如,图像与图像之间的亮度或位置的周期性变化。



1. 一种用于减少从对象的医学图像的序列采集的图像数据中生理运动的影响的方法，包括：

在影响目标区域的周期性生理运动的发生期间采集医学图像的序列，所述医学图像的序列含有对象的所述目标区域的图像数据；

使用所述图像的图像数据来识别所述生理运动的周期；

识别在识别出的运动周期的阶段的特定范围期间采集的图像；并且

处理识别出的图像的图像数据以评价所述目标区域的属性。

2. 如权利要求 1 所述的方法，其中，采集步骤还包括对受呼吸运动或心脏运动影响的医学图像的循环进行采集。

3. 如权利要求 1 所述的方法，其中，使用图像数据还包括使用所述图像中的每幅中的相同的对应位置的图像数据来识别所述生理运动的周期。

4. 如权利要求 3 所述的方法，其中，使用图像数据还包括使用强度图像数据。

5. 如权利要求 1 所述的方法，其中，处理还包括处理来自识别出的图像中的每幅的所述目标区域的图像数据。

6. 如权利要求 1 所述的方法，其中，采集还包括在通过将所述目标区域移入和移出图像平面来影响所述目标区域的生理运动的发生期间采集所述图像平面的二维医学图像的序列。

7. 如权利要求 1 所述的方法，其中，采集还包括在通过在所述采集期间改变所述目标区域在图像中的强度或位置来影响所述目标区域的生理运动的发生期间采集图像平面的二维医学图像的序列。

8. 如权利要求 1 所述的方法，其中，使用图像数据还包括从所述图像数据提取运动信息矩阵。

9. 如权利要求 8 所述的方法，其中，使用图像数据还包括选择在所述周期中的一个的阶段的范围期间采集的触发帧。

10. 如权利要求 9 所述的方法，其中，使用图像数据还包括使用所述触发帧的图像数据和所述运动信息矩阵的数据以及所述触发帧的结构的运动的周期的频率来选择所述图像中的结构，所述结构的图像数据要被用于运动曲线识别。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其中，使用图像数据还包括使用图像的所述序列上的所选择的结构在亮度或位置上的变化来识别运动曲线。

12. 如权利要求 1 所述的方法，其中，使用所述图像的图像数据来识别运动的周期还包括将运动的周期的所述频率与周期性生理现象的频率的期望范围进行比较。

13. 如权利要求 1 所述的方法，其中，处理图像数据还包括处理来自识别出的图像中的所述目标区域的图像数据以产生灌注的时间 - 强度曲线。

14. 如权利要求 13 所述的方法，其中，处理图像数据还包括处理来自含有识别出的图像中的肿瘤或病变的图像区域的造影剂图像数据以产生造影剂再灌注的时间 - 强度曲线。

15. 一种用于减轻超声图像的时间序列的图像数据中呼吸运动的影响的方法，所述超声图像的时间序列的图像数据要被用于产生时间 - 强度曲线，所述方法包括：

采集含有目标区域的图像数据的超声图像的序列，针对所述图像数据要产生时间 - 强度曲线，所述序列是在影响所述目标区域的呼吸运动的发生期间被采集的；

使用所述图像的图像数据来识别所述呼吸运动的周期；

选择识别出的呼吸运动周期的阶段的范围；并且

处理所述序列的图像的图像数据，所述序列的所述图像是在所述呼吸运动周期的所选择的阶段的范围的阶段中的一个阶段处被采集的。

## 消除医学图像中由生理功能引起的运动影响

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请主张享有 2013 年 1 月 17 日提交的美国临时申请序列号 61/753898 的优先权,在此通过引用将其并入。

### 技术领域

[0003] 本申请涉及一种超声诊断成像系统,并且具体而言,涉及使用超声诊断成像系统来评价肿瘤的治疗性处置的进展。

### 背景技术

[0004] 国际专利公布 WO 2006/090309 (Bruce 等人) 描述了一种用于通过使用超声造影剂来检测肝脏中的病变的超声成像技术。一团造影剂被引入身体并且检测所述造影剂到达肝脏的时间。当一团造影剂行进通过身体的血管并且开始在身体中的特定器官或位置处出现时,图像中对比度的建立被称为造影剂的“洗入”。当造影剂的灌注在身体中的所述位置处到达平台并且然后其通过血流被从所述位置带走而下降,所述下降被称为造影剂的“洗出”。在前面提到的专利发表中,发明人利用了以下事实:到达肝脏的血流来自两个来源,即,肝动脉和门静脉。由于在血流的第一动脉相期间,血流将首先灌注 HCC 和转移的肝脏病变,发明人通过检测在血流的动脉相和随后的门相期间造影剂到达肝脏的时间来识别这样的病变。造影剂到肝脏的早期洗入的区可以是病变的症状。

[0005] 一旦病变或转移通过该方法或其他方法而被识别出,则通常由医师开具处置方案。例如,治疗可以涉及高温/低温、细胞毒性化疗、或抗血管生成剂。治疗通常不是在单个疗程中执行的,而是在跨越数周或数月的时段的若干疗程中执行的。在每个治疗疗程中,医师通常期望评价治疗的进展以确定其对病人的有效性。例如,可以诊断性地对病变或转移进行成像以察看其是否正在收缩。但是经常是,处置的进展缓慢并且从前面的疗程以来仅在病变或转移中发生了小的变化。在这样的情况下,期望通过测量肿瘤的某些特性来定量地评价治疗的进展。一种这样的措施是肿瘤血管生成的退化(regression)。由于病变或转移随着其细胞的坏死而收缩,因而发展出的用于滋养病变的微血管将为病变提供更少的血液供应并且其自身可能会开始收缩。一种量化途径是评价该血管生成的退化、病变的微血管的性能的下降。进行此的一种优选技术是利用造影剂,所述造影剂在对含有造影剂的血液的摄入期间明亮地照亮血流,以及在所述造影剂的洗出相期间亮度上的随后下降。对该再灌注的时间-强度曲线的测量使得能够对指向病变坏死的处置治疗的成功性进行精确评价。但是采集造影剂洗入和洗出的必要图像序列要求成像探头在造影剂的洗入和洗出时段期间(其可能持续长达 100 秒或更长)稳定地对图像平面中的病变进行成像。然而,肝脏邻近身体中的膈肌,引起患者的呼吸运动从而引起在成像过程期间解剖结构关于探头的图像采集平面而移动。该移动能够引起病变在过程期间移入和移出成像平面。因此,图像中病变及其造影剂的亮度将随着病变移动而变化,而不是仅由于造影剂洗入和洗出而变化。因此,期望在采集用于灌注评价的图像时消除这些不需要的运动的影响。

[0006] 美国专利 8,529,453(Averkio 等人)中描述了用于消除运动的影响的技术。该技术涉及采集目标解剖结构(在该情况下是肝脏)的图像,其也在图像中示出膈肌的部分。图像中的膈肌的尺寸和位置被用作界标。包括处于期望的尺寸和位置的膈肌的图像被用于灌注评价,而在其中膈肌改变了其尺寸和/或位置或其完全缺失的图像从随后的处理中被删除。这在效果上仅保留了病变在其中被示出在一致的成像平面的那些图像用于处理。但是从序列中识别和删除图像是手动过程,需要对每个图像以及它的膈肌的视图的单独的检查 and 评价。因此,期望以自动的过程消除运动的影响,所述过程既稳定又需要对图像的较低强度的用户分析。

### 发明内容

[0007] 根据本发明的原理,描述了用于处理医学图像以使得由于特定生理功能(诸如由于呼吸或心脏运动的周期性移动)的移动能够被识别并且从后续处理图像中被选择性地移除的方法。这优选地通过仅处理属于运动周期的相同范围的阶段的那些图像帧来完成。通过仅处理在运动周期的相同阶段范围期间采集的那些图像帧,图像数据更加一致地受运动影响并且不同的运动的影响大部分被从数据中消除,允许对诸如灌注的解剖学性能的更加精确的量化评价。所述方法的临床应用包括肝脏、肾脏、胰腺、乳房、以及前列腺癌症评价。

[0008] 在一种实现方式中,在运动的一个并且优选多个周期中采集图像的序列(循环)。例如,成人在休息时的正常呼吸率为每分钟 8-16 次呼吸,所以一分钟循环的采集将采集跨过呼吸运动的约 8-16 个循环的图像。采集的图像利用其采集时间被标记,使得这些时间能够与运动的阶段相关。在图像中识别强反射结构并且它们的运动遍及所述循环被跟踪,这通过它们所述循环中的位置和/或亮度的周期性变化来识别。例如,反射物可以开始在图像中的一个位置,跨图像的第一系列而移动到另一位置,然后跨图像的第二系列回到其原始位置,采集图像的两个系列的时间为运动的一个周期的时间。作为第二个范例,反射物可以以图像中的给定亮度开始,在图像的第一系列期间亮度增加,然后在图像的第二系列期间亮度下降到其原始强度。同样,采集图像的两个系列所需要的时间是运动周期的时间。所识别的运动周期的一个或多个时间可以与所研究的生理功能的典型周期时间进行比较以察看它们是否相关。例如,如果所识别的运动周期在每分钟 5-20 次呼吸的期望的范围之外,则周期测量结果将作为呼吸周期而被丢弃并且进行另一周期测量。

[0009] 一旦识别出循环的运动周期,则在运动周期的期望阶段期间采集的那些图像被接受用于进一步处理,同时剩余的被丢弃。例如,可能期望仅接受在呼吸周期的阶段的 25% 范围期间采集的那些图像用于处理。在每个周期的呼吸阶段的该范围中采集的图像然后被接受用于处理以进行量化测量(诸如时间-强度曲线)和灌注测量。

### 附图说明

[0010] 在附图中:

[0011] 图 1 以方框图的形式图示了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。

[0012] 图 2 和图 3 图示了在针对灌注评价计算时间-强度曲线时图 1 中的 QLab 处理器的操作的细节。

[0013] 图 4a、图 4b 和图 4c 图示了随着图像平面由于呼吸运动而移动时肿瘤和血管的外观的变化。

[0014] 图 5 以方框图的形式图示了根据本发明的原理如由图 1 中的超声系统执行的从图像特征量化中移除呼吸运动影响的第一方法。

[0015] 图 6 以方框图的形式图示了根据本发明的原理如由图 1 中的超声系统执行的从图像特征量化中移除呼吸运动影响的第二方法。

[0016] 图 7a、图 7b 和图 7c 是根据本发明图示用于提取呼吸曲线的运动信息矩阵的形成的超声图像。

[0017] 图 8 图示了根据本发明的使用呼吸曲线的呼吸门控。

[0018] 图 9 图示了根据本发明的利用呼吸门控的和未利用呼吸门控处理的肝脏转移的时间 - 强度曲线。

## 具体实施方式

[0019] 首先参考图 1, 以方框图的形式示出了根据本发明的原理构造的超声系统。该系统通过扫描正利用超声发射射束而被成像的身体的二维或三维区域而操作。随着每个射束被发射沿其导向路径通过身体, 所述射束返回具有对应于所发射的频率分量的线性和非线性 (基本频率和谐波频率) 分量的回波信号。发射信号通过由射束遇到的造影剂微泡的非线性响应而被调制, 从而生成具有谐波分量的回波信号。

[0020] 图 1 中的超声系统利用在期望的射束方向上发射选定的调制特性的波或脉冲的发射器 16, 以从身体内的散射物返回谐波回波分量。所述发射器对若干控制参数做出响应, 所述控制参数确定发射射束的特性, 包括发射射束的频率分量、它们的相对强度或幅度、以及发射信号的相位或极性。所述发射器通过发射 / 接收开关 14 而被耦合到超声探头 10 的阵列换能器 12 的元件。所述阵列换能器能够是用于平面 (二维) 成像的一维阵列, 或者是用于二维或体积 (三维) 成像的二维阵列。二维矩阵阵列也能够以 xMatrix 模式操作, 在所述 xMatrix 模式中, 由矩阵阵列探头来扫描单个平面 (xPlane), 所述单个平面能够在体积区域中被导向。

[0021] 换能器阵列 12 接收来自身体的回波, 所述回波包含处于换能器通带中的基本 (线性) 频率分量和谐波 (非线性) 频率分量。这些回波信号通过开关 14 被耦合到射束成形器 18, 射束成形器 18 合适地将来自不同换能器元件的回波信号延时, 然后将它们组合以形成来自沿射束方向从浅到更深的深度的线性和谐波信号的序列。优选地, 所述射束成形器是数字射束成形器, 其在数字化的回波信号上操作以产生从图像的近场到远场深度的离散相干数字回波信号的序列。所述射束成形器可以是多线射束成形器, 其响应于单个发射射束而产生沿多个空间上不同的接收扫描线的回波信号的两个或更多个序列, 其对 3D 成像特别有用。射束形成的回波信号被耦合到集合存储器 (ensemble memory) 22。

[0022] 在图 1 中的超声系统中, 使用不同的调制技术, 在每个射束方向上发射多个波或脉冲, 造成针对图像域中每个被扫描点处的多个回波的接收。对应于共同的空间位置的回波在本文中被称为回波的集合, 并且被存储在集合存储器 22 中, 回波的集合可以从所述集合存储器 22 被检索并且一起被处理。集合的回波通过非线性信号分离器 24 以各种方式组合以产生期望的非线性或谐波信号。例如, 具有不同的相位或极性调制的两个脉冲能够被

发射到图像域中的每个点。当由所述两个脉冲造成的回波由超声系统接收到并且被相加地组合,则不同的调制使得回波的基本频率分量相互抵消并且谐波分量相互增强。这将回波信号的谐波分量分离出来。备选地,当两个回波相减时,基本频率分量被增强并且谐波分量抵消。这将基本频率分离出以构建标准 B 模式图像。该调制被称为“脉冲反转”,并且能够由如在美国专利 5,706,819(Hwang 等人)、5,951,478(Hwang 等人)、以及 5,577,505(Brock Fisher 等人)中所描述的相位、极性或幅度调制来完成。

[0023] 分离的信号通过滤波器 30 被滤波以进一步移除不想要的频率分量,然后经受过检测器 32 进行的 B 模式或多普勒检测。检测到的信号被耦合到非线性信号组合器 34 以减少图像纹斑内容。信号然后在图像处理器 36 中被处理以形成二维、三维、谱学、参数化、或其他期望的图像,并且所述图像然后被显示在显示器 38 上。检测到的不需要纹斑降低处理的基本(线性)信号被直接耦合到图像处理器 36 以进行图像形成和显示。

[0024] 在图 1 的系统中,超声图像数据也被耦合到 QLab 图像处理器 40 以产生时间-强度曲线和造影剂洗入和洗出特性。由 QLab 处理器产生的时间-强度曲线和特性被耦合回图像处理器,在所述图像处理器中,它们可以以数字或图形方式连同超声图像一起被显示在显示器 38 上。适合产生时间-强度曲线的标准 QLab 处理器可从马萨诸塞州安德沃的飞利浦医疗保健获得。

[0025] 标准 QLab 处理器产生公知的时间-强度曲线,也被称为灌注曲线或再灌注曲线。参见美国专利 5,833,613(Averkiou 等人)、国际专利公布 W02005/099579(Rafter)、以及国际专利公布 W0 2005/054898(Garge 等人)。如这些公开所示出,在造影剂到达身体中的位置期间,监测造影剂在组织中的点(图像中的点)处的堆积。随着造影剂洗入组织,造影剂在一个点处的量由从每个点处的造影剂微泡返回的回波的强度来指示,并且被呈现在由低功率(低 MI)发射采集的图像的序列中。能够针对组织中的每个点的造影剂强度的这种堆积和在造影剂的洗出期间它的随后下降来形成时间-强度曲线,所述组织中的每个点逐帧地返回回波的时间序列。对正被观看的整个组织的时间-强度曲线的量化呈现能够通过利用在图像中的每个点处表示时间-强度曲线的参数的颜色来对解剖图像中的每个像素进行着色来形成。例如,Garg 等人的申请示出了心肌的参数化图像的形成,其中,图像中每个像素的颜色表示心肌中每个点处通过时间-强度曲线获得的峰值水平。备选地,时间-强度曲线的斜率代替峰值能够用于指示再灌注的速率。也参见美国专利 6,692,438(Skyba 等人)。

[0026] 在本发明的实现方式中,随着造影剂到达身体中的转移的位置、堆积并且随后洗出,在图像的序列(循环)上采集造影剂灌注回波数据。回波的强度值将因此从不存在造影剂的基线水平开始、然后上升、达到平台、并且随着造影剂洗出而下降。曲线拟合算法然后将该数据变化拟合到如下定义的误差函数:

$$[0027] \quad I(t) = A[\operatorname{erf}\{(t-t_0)/T\} + I_0]$$

[0028] 其中,  $I(t)$  是时间  $t$  处的线性强度,  $A$  是基线偏移上的最大强度,  $T$  是洗入时间参数,其与洗入时间线性地成比例(例如,从 5% 到 95%),  $I_0$  是基线偏移,并且  $t_0$  是时间偏移。洗入时间优选地从经拟合的曲线而非有噪声的图像数据提取。优选地,造影剂回波数据在该处理之前不经历数据压缩,使得数据保持它的采集的线性关系。另一个方法是将整个时间-强度曲线(而非仅洗入部分)拟合到合适的数学模型作为对数正态分布,例如,定

义为：

$$[0029] \quad I(t) = \frac{A}{\sqrt{2\pi}\sigma(t-t_0)} e^{-\frac{[\ln(t-t_0)-\mu]^2}{2\sigma^2}} + C$$

[0030] 其中， $\mu$  和  $\sigma$  是正态分布的平均偏差和标准偏差，从所述正态分布获得对数变换。所述曲线能够通过改变  $\mu$  而水平地缩放并且通过改变  $\sigma$  而关于偏斜变化。曲线下的面积是  $A$ ， $t_0$  是时间偏移，并且  $C$  是基线强度偏移。指数正态拟合的曲线被用于提取洗入时间。

[0031] 图 1 中的超声系统能够计算转移的灌注的量化度量，被称为洗入时间比 (WITR) 的参数。WITR 如图 2 中的方框图所示出地被计算。根据造影剂洗入和洗出期间的转移或病变的图像的时间序列，针对转移的 ROI<sub>转移</sub> (转移中的感兴趣区域) 计算造影剂强度值，如方框 72 所指示。如以上所解释，能够通过针对在洗入期间采集的序列的每个图像而组合转移 ROI 的像素值来计算这些值。在方框 74 中，针对组织的正常实质的 ROI<sub>实质</sub> 计算强度值。这可以通过追踪肝脏转移的图像中的正常组织区域并且使用该第二追踪中的正常组织灌注像素值来完成。因此，这些值是正常组织的灌注值。在方框 76 中，时间-强度曲线被拟合到 ROI<sub>转移</sub> 的灌注值，并且在方框 78 中，时间-强度曲线被拟合到 ROI<sub>实质</sub> 的灌注值。该拟合并不总是必要的，但是其给出对可以从时间-强度曲线中提取的各种血液动力学参数的更好估计。尽管能够直接根据数据测量这些参数，但是数据中的噪声能够干涉测量的准确性，因此干涉对曲线拟合的偏好。针对每条曲线寻找洗入时间参数 WIT，例如，通过使用以上所描述的误差函数或对数正态分布。这分别确定了针对转移和正常实质两者的洗入时间参数，WIT<sub>转移</sub> 和 WIT<sub>实质</sub>。如由方框 70 所示，然后根据两个洗入参数通过将 WIT<sub>转移</sub> 除以 WIT<sub>实质</sub> 来计算洗入时间比 WITR。通过正常组织的洗入时间参数来对 WIT<sub>转移</sub> 进行归一化的效果是降低或消除过程中的变量 (例如团剂尺寸、心脏输出、以及超声系统设置) 的影响，所述变量从一个治疗疗程到另一个可以是不同的。因此，能够在患者正被处置的数周或数月的时段内针对每个治疗疗程来产生如由其血管生成所指示的转移的生长或收缩的可比较的量化度量。

[0032] 图 3 中图示了对转移血管生成的另一量化度量，其减少或消除了团剂注入速率、患者的心脏输出、或机器设置的变化影响。如在方框 76 和 78 中所示，针对转移和实质的每个 ROI 而拟合时间-强度曲线。在方框 82 和 84 中，每条时间-强度曲线的范围被归一化。一个方便的归一化尺度是零到一。在方框 80 中，差异曲线  $\Delta T-I$  曲线被计算为两条归一化曲线  $T-I$  曲线<sub>转移</sub> 和  $T-I$  曲线<sub>实质</sub> 的差。时间-强度曲线的这一产生的进一步的细节可以在美国专利 8,529,453 (Averkiou 等) 中找到，在此通过引用将其并入。

[0033] 如以上所提及，造影剂洗入和洗出的典型时段能够持续长达 100 秒或更多。这意味着采集图像数据的医师必须稳定地将病变的相同图像维持 100 秒，使得每个强度值属于病变的相同区域。例如，如果探头在采集期间移动，则病变能够移出图像平面并且采集的数据不能使用。即使探头靠紧患者的身体而保持稳定，但是病变由于患者的呼吸运动还是可以相对于探头视场而移动。这由图 4a、图 4b 和图 4c 中的超声图像所图示。这些是由图像上的白色箭头所指示的肝脏病变的图像，其中，主血管 (门静脉和肝动脉) 在图像中可见，在病变下方并且在圆圈 2 上方。这些图像是在超声医师试图将探头紧靠在患者的腹部保持稳定时被采集的，使得相同的组织从一个图像到下一个图像连续地在图像中示出。但是图像受患者呼吸的影响并且呼吸运动令病变和期望的图像移入和移出探头的图像平面。这通

过在这些图像中看到的肝动脉的变化而被最好的图示。在图 4a 中,能够看出,通过门静脉的图像切割面是通过血管的中央区域的,并且其在图像中显得是大的。但是在图 4b 中,血管的那一中央部分已经移出了成像平面,并且其显得细得多,因为通过血管的不同的切割面已移入成像平面。在图 4c 中,血管勉强可见,因为其已基本完全移出探头的图像平面。相应地,由白色箭头指示的病变的尺寸和位置也从一幅图像到另一幅图像变化。克服呼吸运动的不利效果的一种方式是针对呼吸周期对图像采集进行门控。呼吸信号能够通过已知的方式采集,诸如环绕患者的胸部的具有应力或压力传感器的弹性带。另一技术是在患者的胸部两侧的传感器之间发射小的信号并且测量患者的胸部阻抗变化。这些和其他技术能够产生呼吸周期的周期性信号并且能够被用于针对呼吸周期的相同阶段来对图像的采集进行门控。

[0034] 根据本发明的原理,呼吸门控是通过图像后处理来执行的,如由图 5 中的方框图所示出,图 5 图示了本发明的一种实现方式。在步骤 50 中,在一个或多个运动周期中采集相继的图像的序列。该图像循环可以是在以上提及的造影剂洗入和洗出的 100+ 秒期间采集的图像序列,并且可以包括数百幅或者甚至数千幅图像。显而易见,手动地处理这许多图像将是痛苦的并且可能不准确的任务。在每分钟十三次呼吸的名义呼吸下,这么长的图像循环将覆盖超过 20 个呼吸周期。在每秒一次搏动的名义心率下,这么长的图像循环将覆盖约 100 心跳周期。因此,该循环将被两者生理现象中的任一个的运动的很多周期所污染。

[0035] 在步骤 52 中,识别周期性运动。对此的一种方法可以参考图 4 中的图像来理解。可以看出,在这些图像中,由于圆圈 2 上方的主肝血管被填充具有造影剂,其是图像中非常亮的反射物,实际上其是图像中最大的亮结构。当图像的切割平面通过动脉的中央时,看到血管处于最大和最亮,如图 4a 中所示,并且在其他图像中没这么大和亮。对这些图像中的在肝动脉亮度以下的像素值的进行阈值处理或抽样将从图像的中央提取肝动脉的像素,并且像素值被求和或积分以指示每幅图像中该结构的亮度。门静脉每次完全移动进入探头图像平面的切割平面时,门静脉的峰值亮度的再现指示呼吸运动移动图像平面的周期性,并且运动的周期的持续时间是采集两幅这样的图像之间的时间,如由它们的时间标签所示。随着这样识别出运动周期,在步骤 54 中识别在运动的期望阶段或阶段范围采集的图像。例如,可以决定使用每个呼吸周期中每幅峰值亮度的图像(图 4a)和峰值亮度图像之前和之后的五幅图像。每个呼吸周期中的这十一幅图像然后被选择用于灌注评价处理,如步骤 56 中所示。在呼吸周期的较不期望的阶段期间采集的图像然后被从处理中忽略。结果是,灌注测量应该相对不受呼吸运动的影响所影响。

[0036] 图 6 以方框图的形式图示了本发明的优选的实现方式。使用该附图中从步骤 50 采集的图像序列,图像序列中包含的运动信息被提取到在这里所称的“运动信息矩阵”中。图 7a-图 7d 图示了形成运动信息矩阵(MIM)的一种方式。图 7a 图示了肝脏的超声图像,并且图 7b 图示的图像为包括图 7a 中的图像的循环中的所有图像帧的均值。循环中的每个帧,例如图 7a 中的帧,被从帧的均值(图 7b)中减去,并且特定阈值以上的像素强度被赋予为 1 的值,并且所有其他像素强度被赋予为零的值。这产生每幅图像中的明亮结构的二值图像,例如图 7c 示出的一幅。得到的二值图像被加和到一起以形成如图 7d 中所示的 MIM,能够在图像循环中容易地识别并且潜在地受运动影响的结构图像。

[0037] 下一步骤 62 是从循环中选择触发帧。触发帧为要被包括在最终处理的图像中的

帧。例如,其可以是这样一幅图像,即病变如通过图像中的高强度或大尺寸而被清晰地定义的图像。或者其可以为几乎与循环中先前和 / 或随后采集的图像一致的图像,并且因此表现出小的运动污染或者没有运动污染。触发帧可以由用户通过检查来指定,或者可以通过自动方法来选择,诸如通过将每对相继的帧相减并且使用使用产生最小的差异图像的帧中的帧。用于运动识别的候选结构然后被从触发帧中提取用于运动曲线形成,如步骤 64 所示。该提取可以包括如上所讨论的根据触发帧产生的二值图像。从触发图像提取的结构与 MIM 中的结构相比较,以选择显著地受运动影响的一个。例如,可以选择在大的强度范围或位置范围上变化的 MIM 中的结构。变化的频率可以被与生理现象的频率相比较,以确认它的变化对应于生理学功能的变化。如果其不对应,则忽略该结构并且选择 MIM 中的另一结构用于运动识别。为了辅助选择,能够根据 MIM 中的结构表现运动的影响的可能性对进行它们进行排序。被发现为用于运动提取的最感兴趣区域的结构然后被用作二值掩模,所述二值掩模被用于提取呼吸或其他身体运动的曲线。结构的掩模被应用到循环中的每幅图像中的对应位置,并且从所述图像帧中提取的所述掩模中的一系列平均强度值表示周期性运动,所述一系列平均强度值表现循环期间的强度变化。这些平均强度值被绘制为时间的函数(或者,等效地,序列中的帧号)以产出近似呼吸曲线。初始绘制可以被拟合到平均曲线以产生平滑地变化的呼吸曲线,如图 8 中的呼吸曲线 100 所示。可以使用已知的曲线拟合技术来产生平滑变化的曲线,例如,如拟合到近似曲线的波峰和波谷的分段立方厄米插值多项式。

[0038] 图 8 图示了根据 600 个图像帧的循环中的结构的呼吸运动平均强度变化形成的呼吸曲线 100。能够看到,曲线 100 指示在所述 600 个图像帧的采集期间发生的 21 个呼吸周期。图顶部的小圈 110 指示循环的一些离散帧。对应于呼吸周期中的点,圆圈被示出在呼吸曲线上。阈值 102 被应用到曲线 100 以描绘每个呼吸周期的阶段范围,在此期间,图像帧要被接受用于灌注处理。例如,假设呼吸曲线的下限峰为患者完全吸气的点,并且上限峰为患者完全呼气的点。临床医师可以决定使用均在完全呼气的点附近采集的图像帧,例如,恰在患者完全呼气之前或恰在患者完全呼气之后。所述系统然后应用如附图中所示的阈值 102,所述阈值在该范例中描绘每个呼吸周期的该阶段范围,看到其在该范例中包括每个周期的约 30%。在该呼吸阶段范围期间采集的图像帧,由圆圈 110 表示的帧,然后被选择用于处理,如图 6 中的步骤 66 所示。步骤 68 中的经处理的图像帧因此是均在呼吸运动的相同阶段范围期间采集的并且应该大体空间地彼此相对应的一组帧,其中,在经处理的图像中的每幅中,图像中的结构和病变在尺寸和位置上呈现为大体相同。这将产出对诸如时间-强度曲线产生和灌注评价的生理度量 and 功能的准确的量化。用于这样的量化的数据可以使用触发帧而从接受的图像中选择。病变在触发帧中被识别为感兴趣区域(ROI),并且从被接受的图像帧中的每个中的 ROI 的位置提取数据。该数据然后如以上以及如在欧洲专利 EP 2234544B1 中所描述的被处理以产生时间-强度曲线,在此通过引用将其内容并入。

[0039] 前述技术被应用于从若干肝癌患者临床采集的图像循环。图 9 图示了在这些情况中的一个中产生的时间-强度曲线,具有呼吸阶段门控和不具有呼吸阶段门控两者。图像中的感兴趣区域的强度数据被拟合到对数正态函数以产生再灌注的时间-强度曲线。拟合的优度使用 R 平方值和均方根误差值来量化。时间-强度曲线 120 根据不具有门控的所有图像帧的数据产生,并且被视为受到在图像的 ROI 处取样的强度值 140 的高度振荡特性的

影响,所述强度值 140 由于由解剖结构的呼吸运动引起的在病变之外的对图像的取样而包含大的尖峰。当根据本发明应用门控时,仅使用在运动的较低阶段范围周围采集的图像帧 110。强度数据的震荡效应在很大程度上被减小,这是因为由于在被接受用于处理的图像帧 110 上病变 ROI 的尺寸和位置更加均匀,采样在病变内更均匀地发生。

[0040] 附录 A 中详记了本发明的实现方式中使用的数学公式,解释并且其在本发明的方法中的用途。

[0041] 附录 A

[0042]

步骤索引	描述	数学公式和描述
1	导入视频	$I_{原始} = I(x, y, z)$ <p>x 为帧的行 y 为帧的列 z 为帧的数量</p>
2	对视频的帧按 2 抽样以更快地处理	$I_{原始} = I(x, y, \hat{z})$ $\hat{z} = \{2n+1; n \text{ 为整数; 并且 } 0 \leq n \leq \lfloor \frac{(z-1)}{2} \rfloor\}$
3	压缩视频帧以更快地处理	$I_{压缩} = I(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z})$ <p>对应于 <math>\hat{x}, \hat{y}</math> 像素坐标的强度值经由分段固定插值而计算 (最近邻插值)</p>
4	根据压缩的视频 $I_{comp}$ 计算的平均帧	$I_{平均} = \frac{\sum_{i=1}^{\max(\hat{z})} I_{压缩}(\hat{x}, \hat{y}, i)}{\max(\hat{z})}$
5	将每个帧减去平均值	$I_{视频} = I_{压缩}(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z}) - I_{平均}(\hat{x}, \hat{y}) \forall \hat{z}$
6	将 $I_{mov}$ 中特定阈值之下的像素强度设置为零并且将该阈值之上的像素设置为 1	$I_{零}(I_{视频} \leq \text{阈值}) = 0$ $I_{阈值}(I_{零} \neq 0) = 1$
7	将被零包围的像素从帧中移除	$I_{干净} = (I_{阈值} \not\subseteq \text{被零值包围的非零强度像素})$
8	从每帧中提取第 n 最大组相连的像素	$I_{大} = (I_{干净} \supset \text{第n最大组相连的像素})$
9	利用 4 像素宽方框结构元素来对 $I_{大}$ 的每个帧上的闭合执行形态操作	$I_{闭合} = (I_{大} \otimes S) \ominus S$ $S = \begin{matrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{matrix}$
10	将 $I_{闭合}$ 的所有帧相加	$I_{和} = \sum_{i=1}^{\max(\hat{z})} I_{闭合}(\hat{x}, \hat{y}, i)$
11	利用双立方插值将 $I_{和}$ 帧重定尺寸为 $I_{原始}$ 的原始分辨率以采集 MIM	$MIM = \text{重定大小}(I_{和})$

[0043]

12	产生初始视频的平均帧	$I_{\text{平均\_原始}} = \frac{\sum_{i=1}^{\max(z)} I_{\text{原始}}(x, y, i)}{\max(z)}$
13	从 $I_{\text{平均\_原始}}$ 减去由用户选定的 T 帧	$I_{\text{视频\_原始}} = I_{\text{原始}}(x, y, z_{\text{触发}}) - I_{\text{平均\_原始}}$
14	在 $I_{\text{视频\_原始}}$ 上重复步骤 6-7	$I_{\text{视频\_原始}} \rightarrow I_{\text{干净\_原始}}$
15	从 $I_{\text{干净\_原始}}$ 提取第 k 最大组连接的像素	$I_{\text{大\_原始}} = (I_{\text{干净\_原始}} \supset \text{第 } k \text{ 最大组连接的像素})$
16	利用 4 像素宽方框结构元素来对 $I_{\text{大\_原始}}$ 的每个帧上的闭合执行形态操作	$I_{\text{闭合\_原始}} = (I_{\text{大\_原始}} \otimes S) \ominus S$ $S = \begin{matrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{matrix}$
17	提取 $I_{\text{闭合\_原始}}$ 中的每个结构的等高线的 x,y 坐标并且使它们通过中值滤波器	$x_{\text{滤波}}[i] = \text{中值}(x[i], (i) \in w)$ $y_{\text{滤波}}[j] = \text{中值}(y[j], (j) \in w)$ $w$ 是中值滤波器窗口尺寸
18	根据 $x_{\text{滤波}}$ 和 $y_{\text{滤波}}$ 矢量重建 C-ROI 并且将其存储在 $I_{\text{C-ROI}}$ 中	$x_{\text{滤波}}, y_{\text{滤波}} \rightarrow I_{\text{C-ROI}}$
19	跨 $I_{\text{原始}}(x, y, z)$ 的 z-维度 (即跨帧), 采集其中心围绕 $I_{\text{C-ROI}}$ 中的每个 C-ROI 的质心的 MxM 像素方块包含的总像素强度	$V^q(i) = \sum I_{\text{原始}}(x_{\text{方块}}, y_{\text{方块}}, i)$ $x_{\text{方块}}, y_{\text{方块}}$ 为分配给围绕每个 C-ROI 的质心的 MxM 方块的坐标 <i>i</i> : 帧指数 <i>q</i> : C-ROI 指数
20	利用鲁棒局部加权散点图平滑 (RLOESS) 和二次多项式模型来平滑 $V(i)$ 中包含的数据	$V^q(i) \rightarrow V^q(i)_{\text{平滑}}$
21	在每个 $V(i)$ 上执行快速傅立叶变换 (FFT) 并且取回每个 $V(i)$ 中包含的最大频率 (F 主)	$F^q(k) = \sum_{i=1}^N V^q(i)_{\text{平滑}} \omega_N^{(j-1)(k-1)}$ $F_{\text{主}}^q = \max( F^q(k) )$
22	比较每个结构的 $F_{\text{主}}$ 并且检查其是否处于用户期望移除的运动的范围之内。从 $I_{\text{C-ROI}}$ IC-ROI 中移除不足准则的结构。	$I_{\text{C-ROI}} \rightarrow I_{\text{频率\_滤波}}$
23	MIM 矩阵与 $I_{\text{频率\_滤波}}$ 逐元素相乘	$I_{\text{相交}} = MIM \odot I_{\text{频率\_滤波}}$

[0044]

<p>24</p>	<p>计算 <math>I_{\text{相交}}</math> 中的每个 ROI 中包含的矩阵元素的平均值</p>	$M(i) = \frac{\sum I_{\text{相交}}(i)}{N(i)}$ <p><math>i</math>: 识别每个 ROI</p> <p><math>N(i)</math>: 每个 ROI 中像素的数量</p> <p><math>\sum I_{\text{相交}}(i)</math>: <math>I_{\text{相交}}</math> 的每个 ROI(<math>i</math>) 中包含的矩阵元素的和</p>
<p>25</p>	<p>选择具有最高 <math>M(i)</math> 的 ROI 并且将得到的 ROI 作为二值图像存储在 <math>I_{E\text{-ROI}}</math> 中</p>	<p><math>I_{E\text{-ROI}}</math></p>
<p>26</p>	<p>跨原始视频的帧, 提取 <math>I_{E\text{-ROI}}</math> 中包含的平均强度。得到的向量被存储为 IC。</p>	$I_{\text{ROI-相交}} = I_{\text{原始}}(x, y, z) \odot I_{E\text{-ROI}}(x, y) \forall z$ $IC(z) = \frac{\sum I_{\text{ROI-相交}}(\hat{x}, \hat{y}, z)}{N} \forall z$ <p><math>\hat{x}, \hat{y}</math>: <math>I_{\text{ori}}</math> 和 <math>I_{E\text{-ROI}}</math> 之间的相交的行和列坐标</p> <p><math>N</math>: <math>E\text{-ROI}</math> 的像素的数量</p>
<p>27</p>	<p>通过寻找 IC 中的波峰和波谷并且将处于用户定义的波峰、波谷或其之间 IC 的任何其他部分的百分比之内的帧保留来对 IC 进行门控</p>	$I_{\text{原始}}(x, y, z) \rightarrow I_{\text{门控}}^l(x, y, z)$ <p><math>\tilde{z}</math>: 门控之后保留的帧的指标</p> <p><math>l</math>: 周期运动阶段的指标</p>

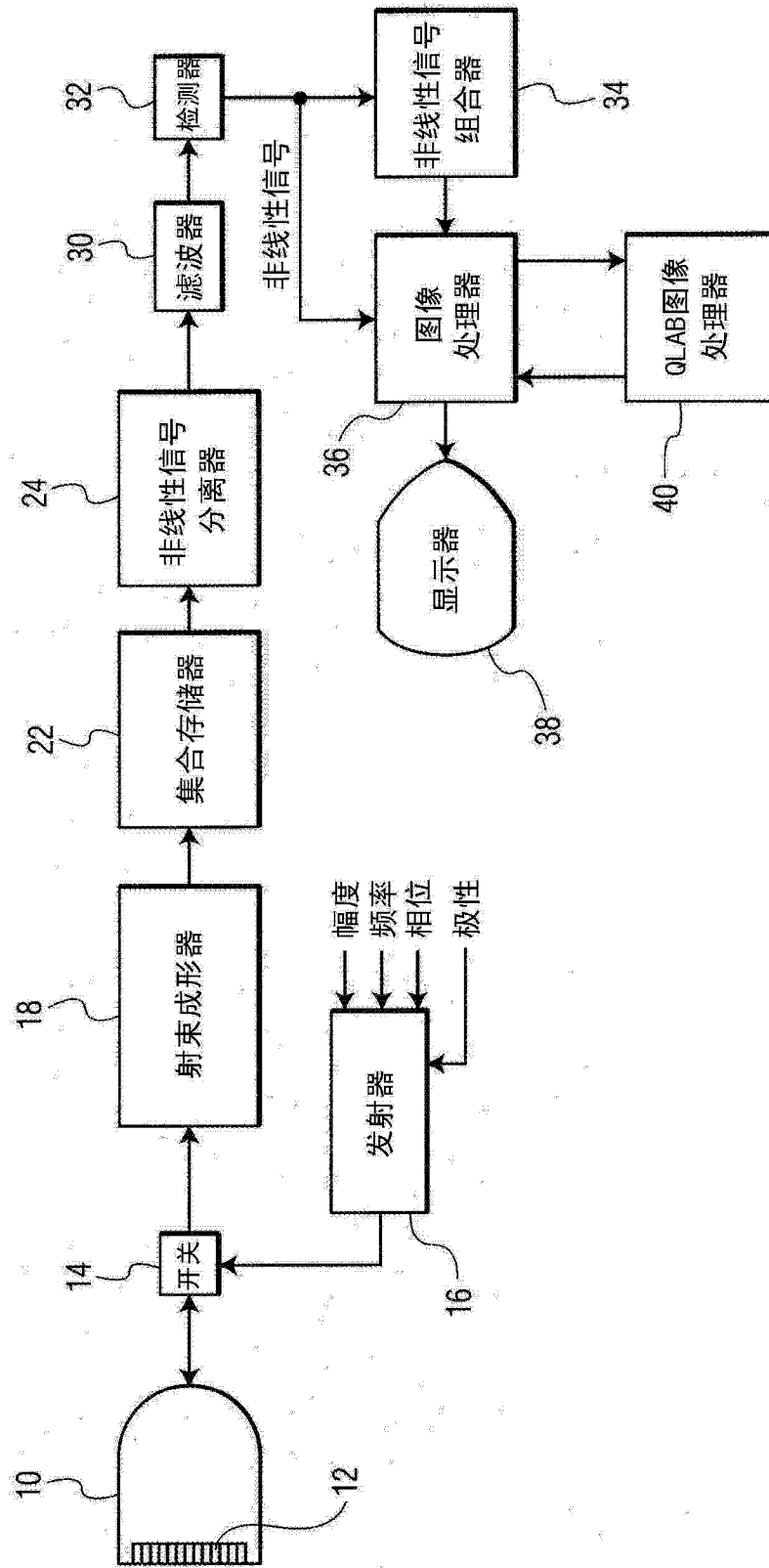


图 1

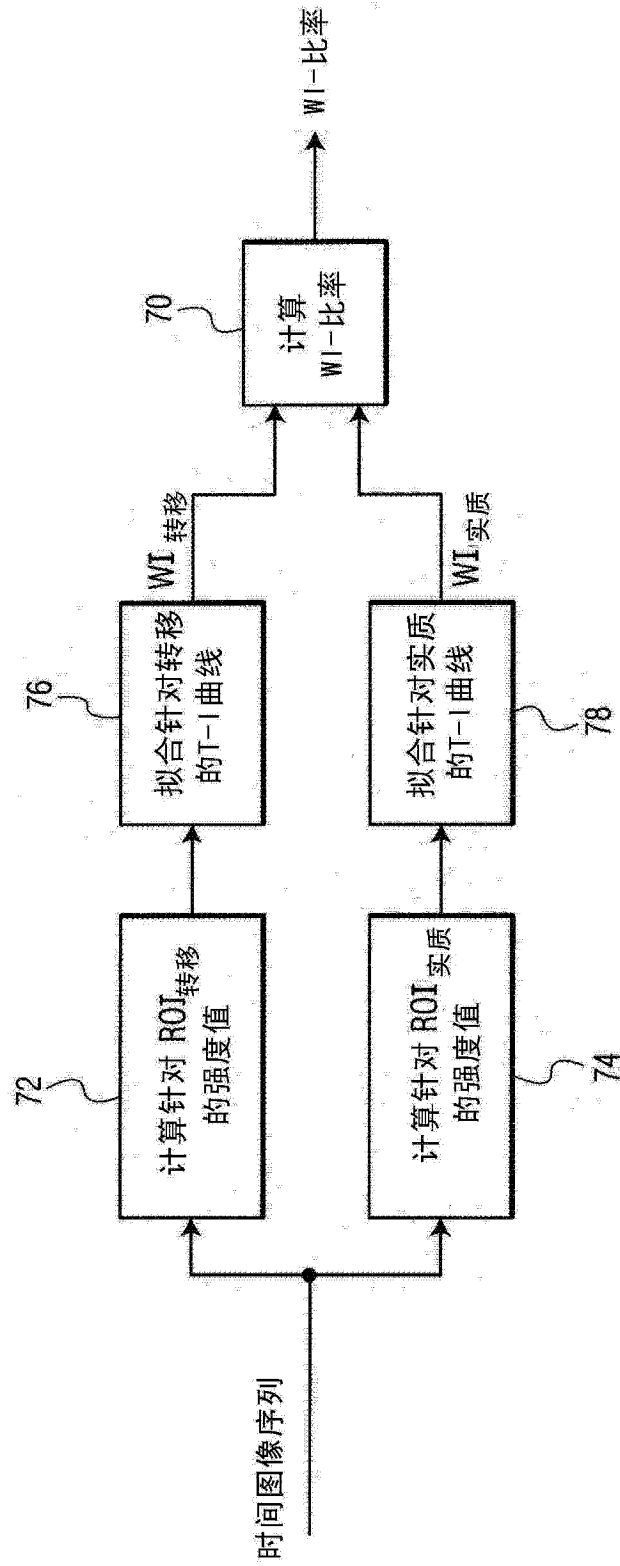


图 2

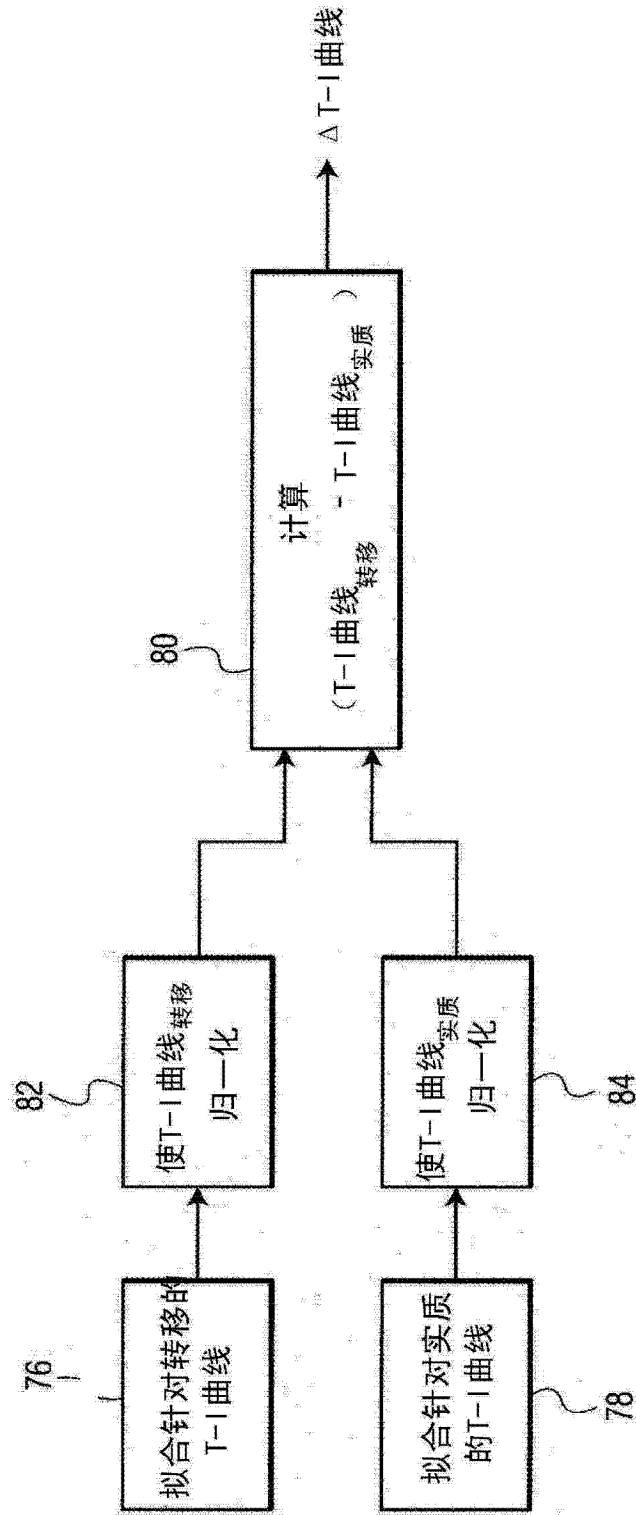


图 3

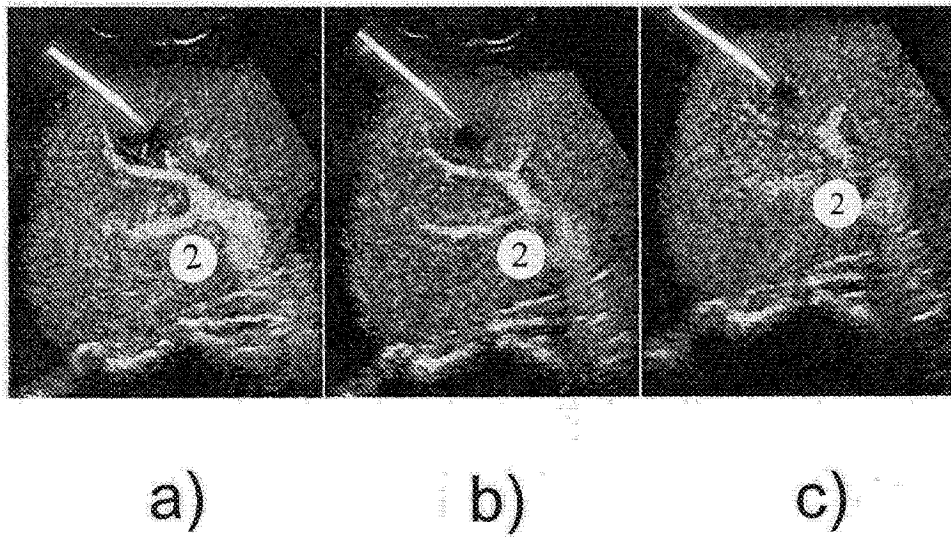


图 4

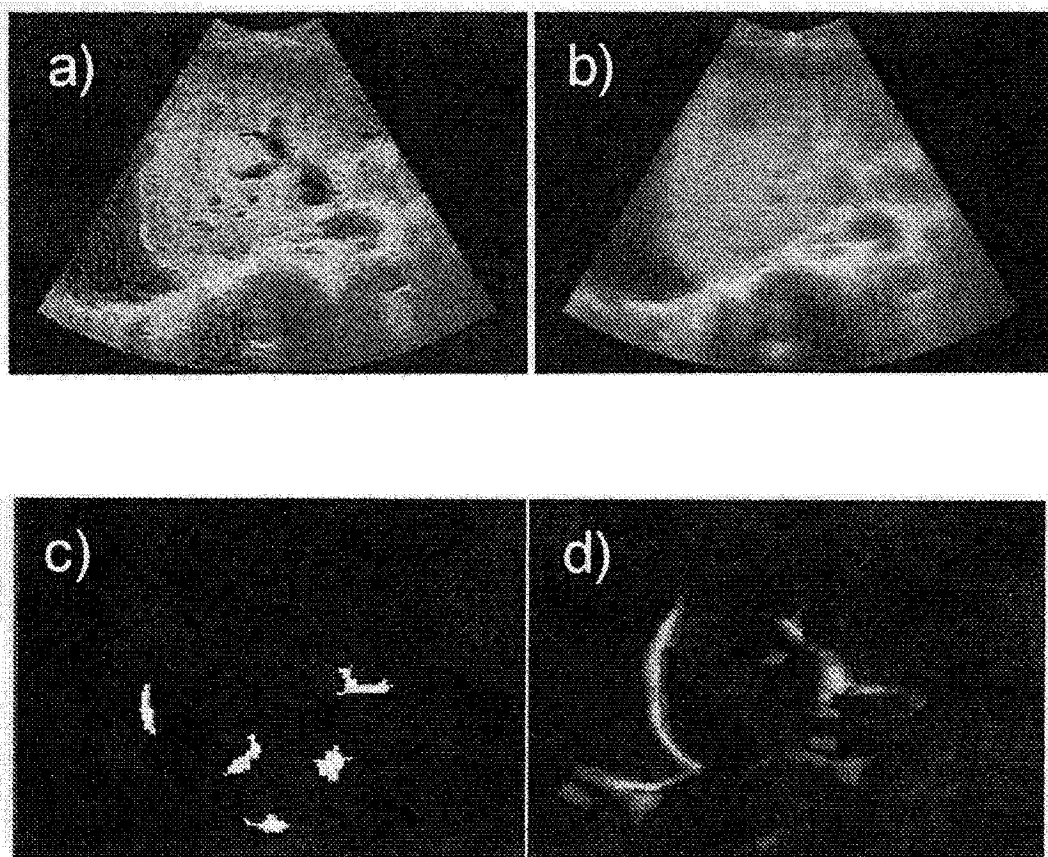


图 7

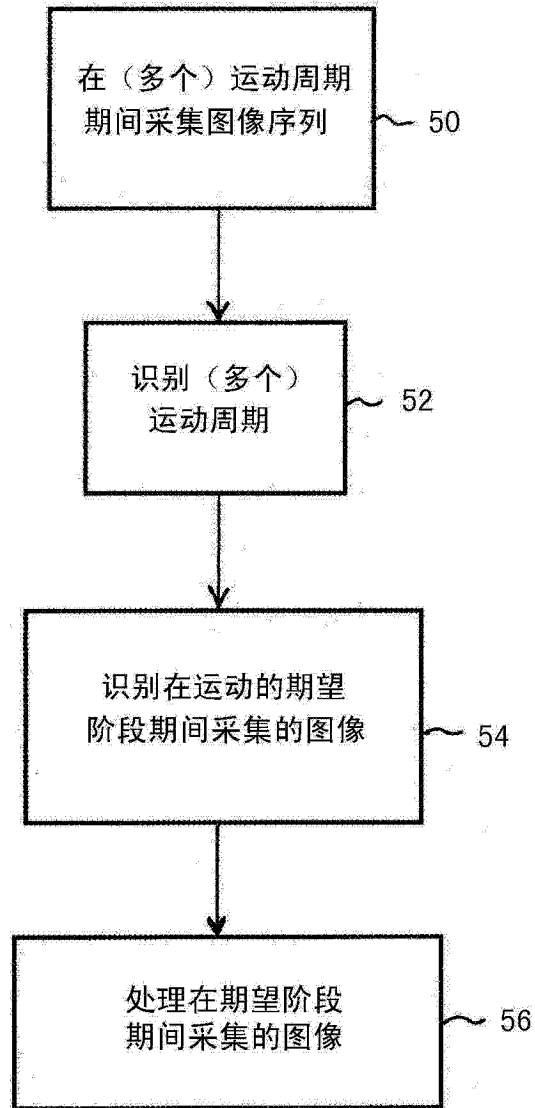


图 5

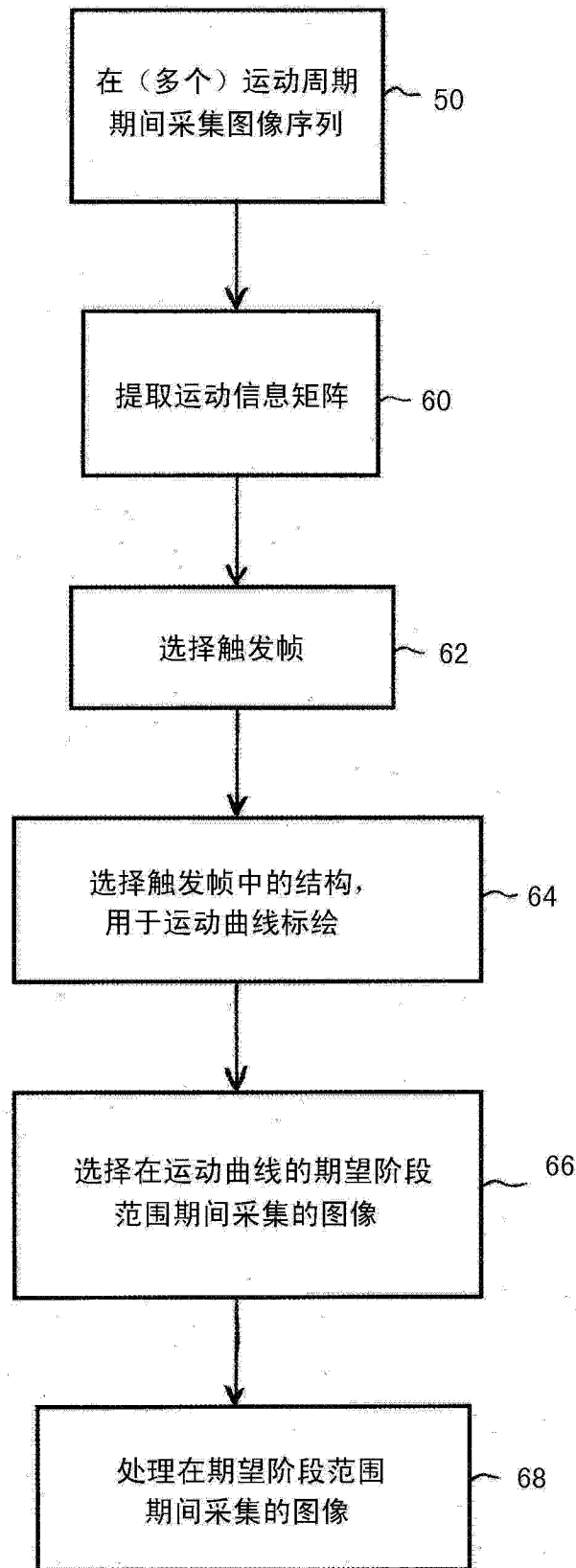


图 6

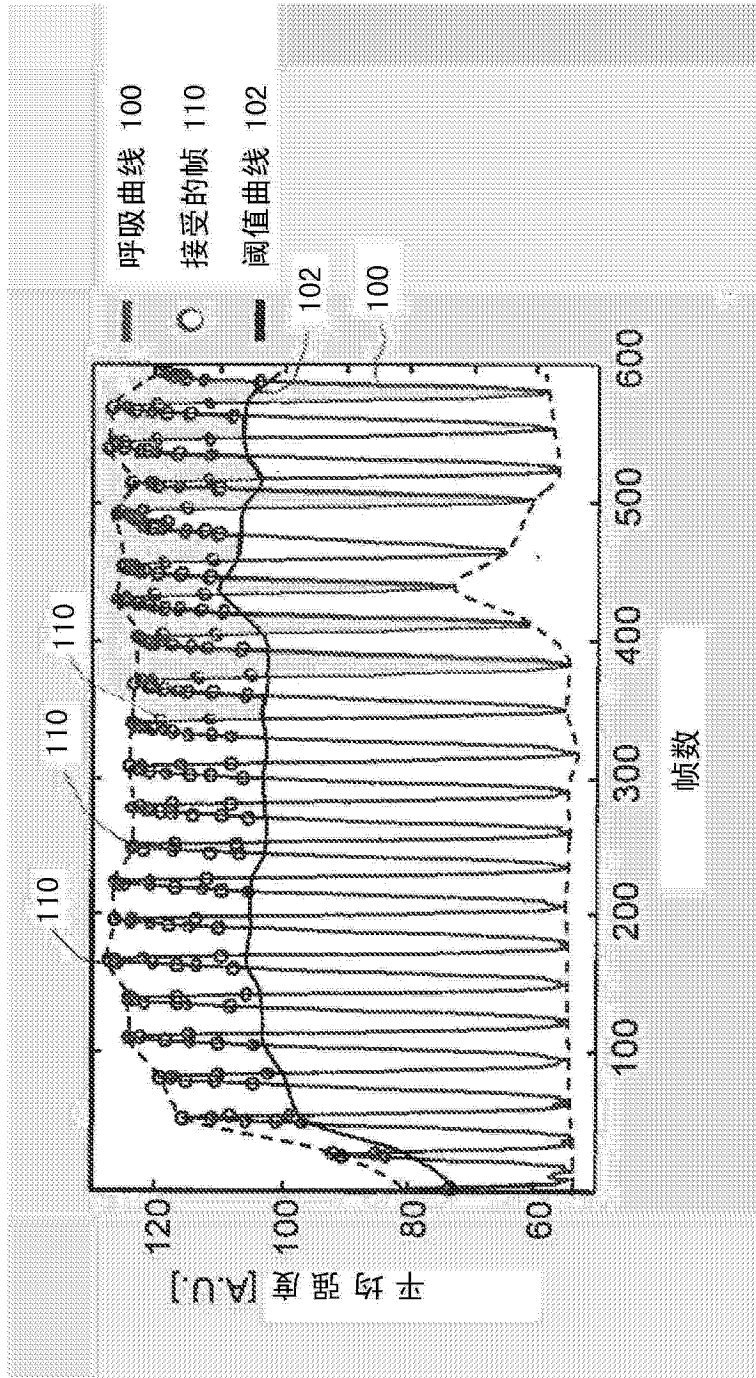


图 8

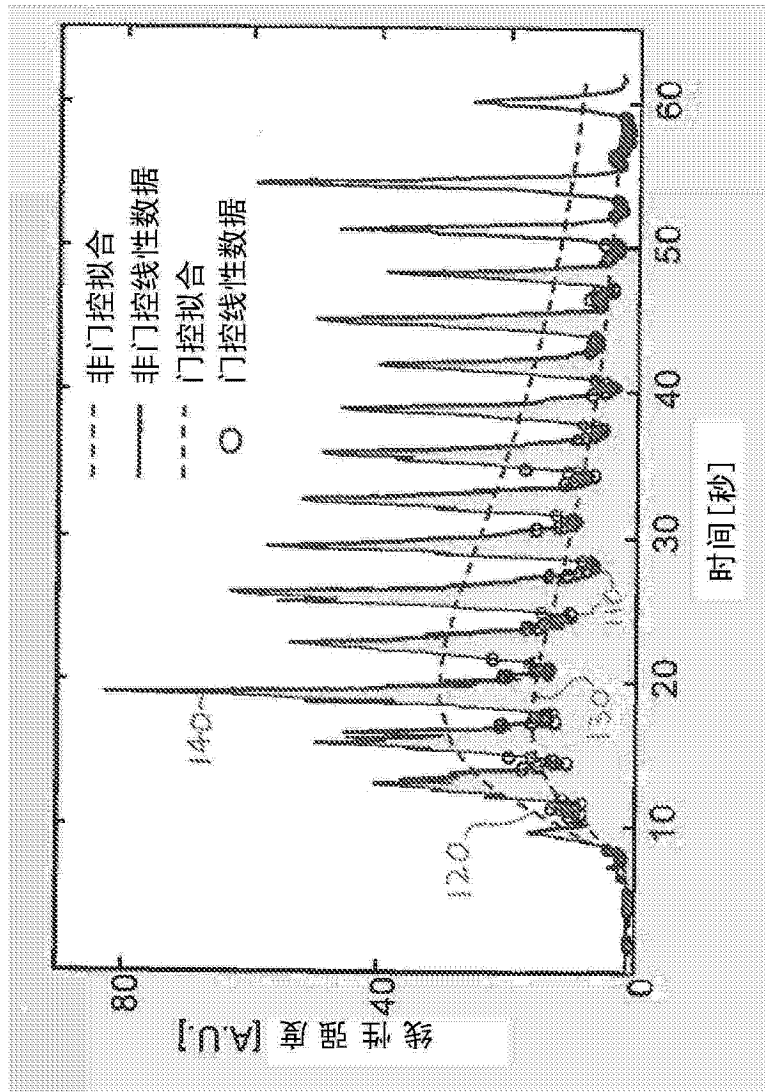


图 9

专利名称(译)	消除医学图像中由生理功能引起的运动影响		
公开(公告)号	<a href="#">CN104968279A</a>	公开(公告)日	2015-10-07
申请号	CN201480005221.6	申请日	2014-01-15
[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阿韦里基乌 D克里斯托菲迪斯		
发明人	M·阿韦里基乌 D·克里斯托菲迪斯		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/5276 A61B8/5284 G06T7/0012 G06T7/246 G06T2207/10004 G06T2207/30096		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/753898 2013-01-17 US		
其他公开文献	CN104968279B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

描述了一种超声成像方法，其用于从图像的序列中的图像数据中消除诸如呼吸运动的生理运动的影响，所述图像的序列中的图像数据要用于量化分析，例如时间-强度曲线计算。循环中的图像中的明亮反射物被识别并且所述明亮反射物的变化被用于识别运动的周期，所述明亮反射物反映运动影响，例如，图像与图像之间的亮度或位置的周期性变化。

