



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106204465 B

(45)授权公告日 2019.07.12

(21)申请号 201610359329.6

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2016.05.27

G06T 5/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A61B 8/00(2006.01)

申请公布号 CN 106204465 A

审查员 徐晓艳

(43)申请公布日 2016.12.07

(30)优先权数据

14/723081 2015.05.27 US

(73)专利权人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

专利权人 西门子公司

(72)发明人 茆冰芭 H.霍尔 B.乔治斯库

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 申屠伟进 杜荔南

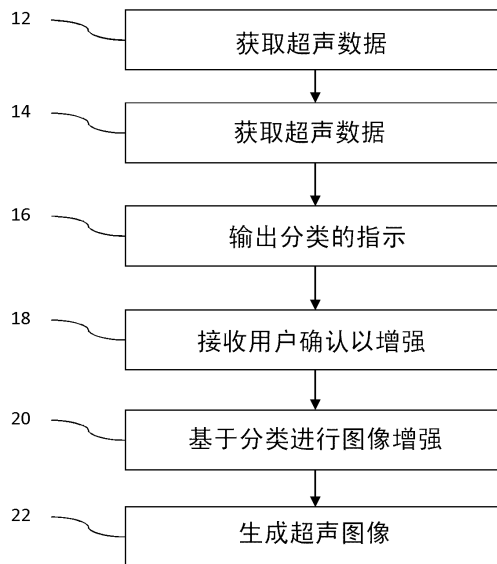
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

基于知识的超声图像增强

(57)摘要

本发明公开基于知识的超声图像增强。图像增强(20)被提供用于医学诊断超声。对解剖体组织结构或伪影的基于知识的探测(14)识别将要增强的位置。所述位置的基于知识的探测(14)可以避免对其他解剖体组织结构或伪影的识别。图像增强(20)被应用到识别的位置而不应用到其他位置。



1. 一种在医学诊断超声中的图像增强的方法,所述方法包括:
通过超声系统从病人的组织的扫描中获取(12)超声图像数据,所述超声图像数据表示组织的空间位置;
通过超声系统的处理器(62)把机器学习分类器应用(14)到超声图像数据,所述机器学习分类器输出在超声图像数据中的超声系统的成像伪影的位置;
与针对其他位置的超声图像数据相比不同地变更(20)针对成像伪影的位置的超声图像数据;以及
从变更的超声图像数据显示(22)病人的组织的超声图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中获取(12)包括在B模式探测之后获取(12)B模式图像数据。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中应用(14)包括:
从超声图像数据提取输入特征值;以及
响应于输入特征值到机器学习分类器的输入而输出位置。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中应用(14)包括探测所述位置为栅瓣的位置,并且其中变更(20)包括把滤波器或振幅缩放应用(14)到成像伪影的位置而不在其他位置处。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中应用(14)包括探测成像伪影的位置为血细胞的自发造影的位置,并且其中变更(20)包括针对成像伪影的位置比其他位置进行更大的振幅缩放或者向成像伪影的位置比其他位置应用(14)更大的时间持续性。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中应用(14)包括探测阴影,并且其中变更(20)包括减少阴影。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中变更(20)包括空间自适应滤波,所述空间自适应滤波根据成像伪影的位置适配。
8. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:
输出(16)位置的指示;以及
在接收(18)用户确认之后基于输出指示来执行变更(20)。
9. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:
用附加的机器学习分类器探测在超声图像数据中表示的解剖的结构;以及
基于解剖的结构对超声图像数据滤波,
其中显示(22)包括从变更的和滤波的超声图像数据显示(22)超声图像。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中显示(22)包括显示(22)带有相对于没有变更(20)的超声图像减少的成像伪影的超声图像。
11. 一种用于在医学诊断超声中的图像增强的系统,所述系统包括:
接收波束形成器(56),被配置为获取表示病人的区的超声数据;
B模式探测器(58)和/或多普勒估计器,被配置为从超声数据输出探测的数据;
处理器(62),被配置为从探测的数据提取输入特征,根据知识库从探测的数据识别伪影,并且根据所述伪影对探测的数据进行图像处理;以及
显示器(60),被配置为基于图像处理的探测的数据显示所述区的图像。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中B模式探测器(58)输出B模式数据作为探测的数据,其中处理器(62)被配置为识别伪影为栅瓣、阴影、或血液,并且被配置为与其他位置相

比不同地滤波伪影的位置,并且其中显示器(60)被配置为显示图像为带有减少的伪影的B模式图像。

13.根据权利要求11所述的系统,其中处理器(62)被配置为用从知识库得到的机器学习分类器来识别。

14.根据权利要求11所述的系统,其中处理器(62)被配置为与针对无伪影的位置相比针对伪影的位置不同地进行图像处理。

基于知识的超声图像增强

技术领域

[0001] 本实施例涉及医学诊断超声成像。特别地，超声成像被增强。

背景技术

[0002] 传统的图像增强算法受限于它们使超声图像完善的能力。图像增强在没有表示在图像中的解剖学和病理学的特定现有知识的情况下操作。诸如低通滤波器的基本图像处理技术减少斑点噪声但是把解剖的结构弄模糊。

[0003] 在许多情况下，成像伪影(artifact)具有与解剖的结构或组织相同或相似的属性，并且因此不可由图像处理算法探测并有效地分割。图像处理甚至可以增强伪影。用于边缘增强的高通滤波器使斑点噪声增强。更复杂的技术依赖于标准图像分析，诸如梯度、方差、或仅仅基于振幅的图像分割，以选择性地处理图像的各种部分。虽然这些技术对更简单的图像起作用，但是带有伪影(例如，杂波、副瓣、栅瓣、或肋骨阴影)或其他具有相似属性的解剖体组织构造的图像可能不如对复杂技术所期望的那样响应。例如，梯度边缘探测找到对于滤波或增强所期望的解剖体组织构造的边缘，但是可以把伪影当作边缘，从而增强图像的尚未增强的部分。

发明内容

[0004] 作为介绍，以下描述的优选的实施例包含用于在医学诊断超声中的图像增强的方法、计算机可读媒介、指令和系统。解剖体组织构造或伪影的基于知识的探测识别将被增强(例如，增加、抑制、或以任何其他方式处理)的位置。所述位置的基于知识的探测可以避免对其他解剖体组织构造或伪影的识别。图像增强被应用到识别的位置，而不应用到其他位置。

[0005] 在第一方面中，提供用于在医学诊断超声中的图像增强的方法。超声系统从病人的组织的扫描获取超声图像数据。超声图像数据表示组织的空间位置。超声系统的处理器把机器学习分类器应用到超声图像数据。机器学习分类器输出在超声图像数据中的超声系统的成像伪影的位置。针对成像伪影的位置的超声图像数据与针对其他位置的超声图像数据被不同地变更。从变更的超声图像数据显示病人的组织的超声图像。

[0006] 在第二方面中，非暂时性计算机可读储存器媒介在其中已储存表示由编程的处理器可执行用于在医学诊断超声中的图像增强的指令的数据。储存器媒介包含用于以下的指令：从超声扫描器接收表示病人的探测的超声数据；对由探测的超声数据表示的位置分类，所述分类是用知识库；根据位置的分类来增强探测的超声数据，所述增强在维持所有位置的表示的同时改变某些位置相对于其他位置的超声数据的振幅；以及从增强的超声数据生成图像。

[0007] 在第三方面中，提供用于在医学诊断超声中的图像增强的系统。接收波束形成器被配置为获取表示病人的区的超声数据。B模式探测器、多普勒估计器或两者被配置为从超声数据输出探测的数据。处理器被配置为从探测的数据提取输入特征，根据知识库来从探

测的数据识别伪影,并且根据所述伪影来对探测的数据进行图像处理。显示器被配置为基于图像处理的探测的数据显示所述区的图像。

[0008] 以下结合优选的实施例来讨论本发明的进一步的方面和优点。由下面的权利要求限定本发明,并且在这个部分中没有东西应该被理解为对那些权利要求的限制。

附图说明

[0009] 部件和图未必成比例,重点反而被放在图解本发明的原理上。此外,在图中,贯穿不同的视图,相似的参考数字指定对应的部分。

[0010] 图1是用于在医学诊断超声中的图像增强的方法的一个实施例的流程图;

[0011] 图2是带有栅瓣伪影的心脏的示例图像;

[0012] 图3是通过图像处理被增强以除去或减少栅瓣的图2的心脏的图像的示例;

[0013] 图4是带有来自血液的自发造影的心脏的示例图像;

[0014] 图5是被增强以除去或减少来自血液的自发造影的图4的心脏的示例图像;以及

[0015] 图6是用于在医学诊断超声中的图像增强的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0016] 提供基于知识的超声图像的增强。基于知识的特征探测技术可以成功地探测在超声图像中的解剖结构或伪影而不探测其他对象。这些探测技术被利用以改进图像处理或增强算法并使其更加聪明。获取后图像增强受益于基于知识的探测的应用。已经获取的图像数据可以通过具体局限于探测的解剖体组织构造或伪影的图像处理而被变更。

[0017] 在一个实施例中,成像伪影被识别用于增强的成像。知识被捕获作为在知识数据库中的伪影的专家用户注解。这一知识显著改进伪影探测和最小化。利用基于知识的探测算法来探测伪影,诸如栅瓣、来自肋骨反射的旁瓣、肋骨阴影、其他阴影、或自发造影,提供聚焦的图像增强。基于知识的算法的输出用于改进的图像处理以除去捕获的伪影。

[0018] 图1示出在医学诊断超声中的图像增强的方法的一个实施例。这个实施例涉及使用基于知识的探测来探测解剖体组织构造或伪影。一批专家注解的示例用于更准确地识别解剖体组织构造或伪影的位置。通过对识别的位置与对其他位置不同地处理来增强从已经获取的数据的成像。通过设有知识库的探测来改进图像增强。

[0019] 可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如,不提供动作16和18。作为另一个示例,提供用于激活和/或配置超声扫描的动作。动作涉及对知识库的应用。在替选的或附加的实施例中可以提供用于创建知识库并且从所述知识库学习的动作。以示出的次序或不同的次序来执行动作。

[0020] 在动作12中,超声系统从病人的组织的扫描获取超声数据。超声数据表示病人。医学诊断超声系统应用电信号到换能器,该换能器然后把电能转换到声能用于扫描病人的区。回波通过换能器的用于所述扫描的接收操作的元件被接收并且转换成电信号。可以使用任何类型的扫描、扫描格式、或成像模式。例如,在有或没有增加的造影剂的情况下使用谐波成像。作为另一个示例,使用B模式、彩色血流模式、频谱多普勒模式、M模式、或其他成像模式。

[0021] 从病人获取表示解剖信息的超声数据。超声数据表示病人的点、线、区域或体积。

在超声频率处的波形被发送,并且回波被接收。声回波被转换成电信号并且被波束形成以表示在病人的区之内的采样位置。

[0022] 波束形成的数据可以被滤波或以其他方式处理。在一个实施例中,超声数据是表示组织结构的B模式数据。波束形成的数据被探测,诸如确定强度(例如,B模式或背向散射功率或强度)。在另一个实施例中,超声数据是针对与血管、血流或组织运动相关联的位置的血流或运动数据。从相同位置的回波信号的序列可以用于估计在探测时的速度、方差和/或能量。在发送的波形的一个或多个谐波处的回波可以被处理。探测的值可以被滤波和/或扫描转换成显示格式。表示病人的超声数据是探测后数据,诸如在空间和/或时间滤波之前的探测的数据、在扫描转换之前的滤波的数据、在显示映射之前的扫描转换的数据、或在输出到显示器之前或之后的显示映射的图像数据。

[0023] 超声成像是提供表示病人的探测的超声数据的扫描器。超声系统接收探测的超声数据,诸如接收B模式数据,作为来自探测器的输出。扫描器的处理器或不是扫描器的部分的远程处理器接收探测的超声数据用于基于知识的探测。

[0024] 在动作14中,知识库用于对在接收的超声数据中的位置分类。分类器被应用到由数据表示的每个位置或者被应用以在不同位置之间区分。处理器把由超声数据表示的不同位置分类成属于一个类别或不属于一个类别。可以使用除了二元分类器之外的其他分类器,诸如把每个位置分类成是三个或更多类别(例如,(1)背景、伪影和解剖体组织构造;(2)流体、骨骼和组织;或者(3)关心的器官、其他器官和非确定性器官)中的一个类别的成员。不同位置属于不同类别。某些位置可以属于相同的类别。分类器探测哪些位置是一个类别的成员,诸如探测特定解剖体组织构造或特定伪影的位置。

[0025] 处理器用知识库分类。知识库包含地面实况标记的超声数据组。专家把超声图像注解为包含或者不包含该类别以及包含该类别的位置。例如,带有伪影的几十、几百、几千个B模式图像被注解以指示所述伪影的位置。可以提供没有伪影的另一组图像。作为另一个示例,针对一个或多个解剖的结构来标记图像的数据库。由分析图像并且针对对应的结构、特征和/或伪影对图像进行注解的专家用户来创建图像的数据库。

[0026] 为了用知识库分类,一个或多个数据库图像被识别并且被用于探测在当前图像中的结构作为分类的部分。识别的数据库图像还用于确定关心的解剖结构的位置或形状。

[0027] 处理器通过从知识库找到与在动作12中接收的超声数据最相似或充分相似的图像来在分类中使用所述知识库。可以使用交叉相关、最小绝对差总和、其他相关或其他相似性测量。缩放和/或空间变换可以被应用以使来自超声数据的当前帧的位置与知识库的图像有关。产生的知识库图像被注解以示出针对解剖体组织构造或伪影的位置。超声数据的当前帧因此被标记(即,被识别为解剖体组织构造或伪影的对应位置)。可以使用其他基于知识的分类。

[0028] 在另一个实施例中,处理器通过应用机器学习分类器来使用知识库。机器学习分类器从注解的图像的数据库学习。注解的或地面实况标记的图像用作训练数据。处理器基于从知识库的图像提取的特征和地面实况来学习分类。通过一个或多个各种机器学习过程,分类器被训练以探测解剖体组织构造和/或伪影的位置。

[0029] 任何特征可以用于训练和应用。针对每个位置从图像数据提取哈尔(Haar)小波、可操纵特征、方向性特征、机器学习特征和/或模式匹配。基于所述特征被提取所针对的位

置来定心或定位任何尺寸和/或形状的核心。针对每个位置发生所述特征提取。

[0030] 可以使用用来分类的任何机器学习算法或方案。例如,提供支持向量机(例如,2范数SVM)、线性回归、提升网络、概率提升树、线性判别式分析、关联向量机、神经网络、贝叶斯网络、其组合、或其他现在已知或今后开发的机器学习。可以使用二元、层次或其他学习过程。可以使用监督的或半监督的训练。

[0031] 机器学习提供矩阵或其他输出。从用已知结果对训练数据的数据库的分析来取得所述矩阵。机器学习算法确定不同输入与结果的关系。学习可以仅仅选择输入特征的子集或者可以使用所有可用的输入特征。编程器可以影响或控制要使用哪些输入特征或者训练的其他性能。例如,编程器可以把可用特征限制于在给定类型的超声成像中可用的信息。矩阵把输入特征与结果相关联,从而提供用于分类的模型。机器训练提供使用一个或多个输入变量与结果的关系,从而允许不容易人工执行的相互关系的验证或创建。

[0032] 模型表示由超声数据表示的位置是该类别或者不是该类别的概率。概率是在该类别中的成员资格的可能性。与不同可能状态(例如,二元或三个或更多可能的状态)相关联的概率范围被输出。替选地,基于最高概率来分配位置的类别。在其他实施例中,每个位置的类别在没有概率信息的情况下被输出。

[0033] 为了应用分类器,相同或不同处理器从接收的超声数据或从超声数据取得的数据(例如,滤波的或参数化的数据)来提取判别输入特征。信息的输入特征向量被输入到分类器。输入特征的值被应用到机器学习分类器。超声系统的处理器或其他处理器把分类器应用到接收的超声数据以确定解剖体组织构造和/或伪影的位置。处理器应用矩阵或其他分类器构造以输出由超声数据表示的多个位置中的每个的类别。基于并入到机器学习分类器中的知识库来输出解剖的结构的位置或伪影的位置。

[0034] 在一个实施例中,伪影被探测。任何伪影可以被探测。伪影由超声系统扫描造成,诸如是由于换能器特性、扫描格式、扫描参数或图像处理。替选地,伪影由解剖体组织构造造成,诸如是由于象差或反射。伪影表现为不表示在位置处的实际解剖体组织构造或者表示未被探测的解剖体组织构造的假对象、阴影、或其他信息。

[0035] 例如,超声数据表示一个或多个栅瓣。分类器探测任何栅瓣的位置。针对相同应用(例如,心脏成像)和/或配置(例如,换能器、频率、扫描格式或其他)使用带有和不带有栅瓣的图像的数据库,在超声数据中探测栅瓣伪影。图2示出心脏的示例图像。栅瓣造成在流体区中的组织表示。在26处描绘的区域示出栅瓣。图像分割算法可以把所述栅瓣识别为组织而不是伪影。为了避免激进的增强方案对错误数据进行变更,分类器探测如与其他对象区分的带有由栅瓣造成的强度的位置。

[0036] 作为另一个示例,超声数据表示血细胞的自发造影的一个或多个区。所述自发造影是对血液(诸如在心室中的血液)的B模式响应。传统的超声系统不探测用于B模式成像的来自血液的响应。现代超声机器足够灵敏以从在心室中循环的血液拾取信号。虽然这证明高质量的超声获取,但是来自血液的信号可以令试图评估在B模式图像中的解剖体组织构造的用户分心。来自血液的信号的这些自发造影特性足够接近于来自组织的信号的自发造影特性,使得图像增强可以像组织那样处理血液。图4示出心脏的示例四室视图。自发造影主要发生在所述室中的两个室中。描绘为28的区域示出自发造影。在左心室(上部的室)中的自发造影可以特别地令人分心。分类器探测带有由自发造影造成的强度的位置。探测可

以是所有位置(例如,在图4中指出的两个室)或少于所有位置(例如,仅仅在左心室中的自发造影)的。

[0037] 在其他示例中,超声数据表示阴影。稠密组织或骨骼的区可以至少部分地妨碍从全部阵列的部分或所述全部阵列的超声扫描,从而导致阴影。在又一个示例中,骨骼由于反射超声数据或对超声数据重新定向(例如,充当声能的镜子)而造成像波瓣的伪影。分类器探测这些伪影中的一个或多个。可以由分类器探测其他伪影。

[0038] 在附加的或替选的实施例中,由分类器探测一个或多个解剖的结构。分类器被训练以探测任何解剖的结构或解剖体组织构造的部分,诸如探测肝脏、心脏、瓣膜、左心室或其他解剖体组织构造。多于一个解剖结构可以被定位。可以探测关于不特定解剖体组织构造或者关于不同解剖体组织构造发生的单个特征或一批特征。

[0039] 针对不同的伪影和/或解剖体组织构造训练不同的分类器。可以针对不同的成像状况训练相同或不同的分类器,诸如用于探测瓣膜伪影以对心脏成像的分类器和用于探测瓣膜伪影以对肝脏成像的不同的分类器。可以训练配置特定的分类器,诸如供一个换能器以及对应的频率使用的一个分类器和供不同换能器和对应的频率使用的另一个分类器。相同或不同的分类器可以被训练以探测不同对象,诸如一个分类器用于探测伪影并且另一个分类器用于探测解剖体组织构造。

[0040] 再次参考图1,处理器在动作16中输出位置的指示。从超声数据生成图像。针对给定的解剖体组织构造或伪影的探测的位置诸如通过颜色、线图、概率图或强度而被指示在图像中。动作20的图像增强将在动作18中接收用户对动作14的探测的准确性的确认之后被执行。超声系统在展现机器学习分类器的输出之后处理图像。使得基于知识的图像处理对用户透明。用户被告知什么将被变更以及为什么在处理器自动变更图像的大部分之前。用户可以编辑探测,诸如改变对一个或多个位置的分类。在动作18中由用户的确认是按键或其他请求确认。确认可以是可选的。

[0041] 在动作20中,处理器、滤波器、超声系统或其组合根据位置的分类来增强探测的超声数据。在分割中,探测的数据被除去或隔离。对于图像增强,保留背景、其他组织、流体、其他对象、或由超声数据的其他表示。作为代替,超声数据被变更以使某些位置相对于其他位置更可见,从而填补空白、扩大、减少、分离和/或以其他方式对已经探测的数据进行图像处理。针对某些位置的图像处理不同于针对其他位置的成像处理。在维持所有位置的表示的同时,所述增强把针对某些位置的超声数据的振幅相对于其他位置或多或少地改变。某些位置由于变更可以由零或背景值来表示,但是仍然是表示的位置。

[0042] 而不是依赖于统计工具来应用图像处理算法以找到可以是解剖体组织构造的位置,知识库用于识别所述位置。例如,定位梯度作为边缘的指示以沿着所述边缘不同地滤波依赖于某些梯度是边缘的统计。伪影或其他解剖体组织构造可以具有相似的梯度,因此被不适当地增强。使用知识库探测识别不同图像处理(例如,沿着边缘的低通滤波以及垂直于边缘的高通滤波)被应用到的位置。不同样多地、不以相同方式或者根本不增强伪影或其他解剖体组织构造的边缘。这些探测的位置用在图像处理中用于更聪明和更好的图像增强。相似地,用来减少或除去伪影的图像处理仅仅被应用到伪影位置,而不是带有与伪影相似的统计属性的所有位置。

[0043] 任何图像增强可以被应用到超声数据。例如,空间自适应滤波被应用。滤波器的一

个或多个特性适于对位置分类。空间滤波器核心(例如,尺寸和/或权重)或滤波的类型取决于被滤波的位置的分类而变化。解剖体组织构造或解剖体组织构造的边界可以被增强用于与其他位置相比或多或少地滤波。边缘探测、空间滤波、时间滤波、变换或其他图像处理可以根据由分类器识别的解剖体组织构造和/或伪影的位置而变化。

[0044] 在一个实施例中,增强是通过除去伪影或减少伪影。例如,高通滤波器或振幅缩放(例如,减少一个量,或减少%)被应用到与伪影相关联的位置并且不被应用或者不同地应用到由超声数据表示的其他位置。

[0045] 在栅瓣的示例中,栅瓣信息被抑制。图2示出在左心室中的一般在26处指示的栅瓣。栅瓣可以令用户分心。在高通滤波和/或振幅缩放之后,由栅瓣造成的强度被减少,如在图3中反映的那样。可以改进图像的美学和/或诊断实用性。栅瓣的特性不同于诊断组织的其余部分的特性,使得在没有参考基于知识的探测的情况下基于超声数据的特性的自适应滤波的一般应用是困难的或者不是那样有效的。使用基于知识的探测,仅仅以足够使伪影更少或者不可见的量来抑制伪影的位置。

[0046] 在另一个实施例中,振幅缩放(例如,减少)或更大的时间持续性被应用到被分类为自发造影的位置。不同的缩放(例如,较少)、没有缩放、或不同的持续性被应用到其他位置。如在图4中看到的那样,在左心室中的自发造影可以令用户分心。在振幅缩放或时间持续性之后,自发造影针对左心室被抑制,如在图5中示出的那样。在其他心室中的自发造影也被抑制或者也不被抑制。基于知识的探测允许在针对相同伪影的位置之间区分。在图5的示例中,抑制仅仅用于在左心室中的自发造影,而不用于其他自发造影或心壁组织。对知识库探测的伪影的抑制改进图像的美学和/或诊断实用性。替选地,自发造影可以被强调而不被抑制,如果用户如此期望的话。自发造影可以用单独的彩色图来呈现以使自发造影与解剖体组织构造的其余部分区分。

[0047] 诸如阴影的其他伪影可以被不同地处理用于图像增强。例如,与针对其他位置相比使阴影缩放或持续得更多以便通过增加在阴影中的强度来减少阴影。

[0048] 在另一个实施例中,基于探测的解剖结构按照位置对超声数据不同地滤波。所述使用知识库的探测提供总体或综合的结构限定和连续性。确定两个不同的像素是否属于相同的解剖结构对于图像处理算法而言经常是困难的,尤其在带有高水平的噪声和杂波的图像中。如果图像增强通过总体设置而更激进地连接可能的像素或体素,则不是解剖体组织构造的部分的位置可以被包含。使用基于专家创建的数据库的探测技术可以允许图像处理算法在建立结构连续性中更激进得多,由于在知道要处理哪些像素方面存在增加的置信度。

[0049] 任何识别的伪影或解剖体组织构造可以通过任何位置自适应图像处理来增强。位置分类用于对图像增强进行空间适配。特定的解剖体组织构造、伪影和/或特征可以相对于由超声数据表示的其他组织、流体或结构被抑制、强调或变更。在解剖体组织构造或伪影特定增强之后或之前,可以应用不特定于探测的解剖体组织构造或伪影的进一步图像处理。

[0050] 在动作22中,生成图像。处理器或超声系统从增强的超声数据生成图像。在增强被应用到显示值(例如,RGB值)的情况下,超声数据被呈现在显示器上。在映射之前(诸如在探测之后)应用所述增强的情况下,提供到显示值的映射和/或扫描变换。结果然后输出到显示器。

[0051] 生成的图像是B模式、彩色血流模式、M模式、脉冲波多普勒、造影剂、谐波、其他超声图像或其组合。图像表示在给定时间处或随着时间的病人。图像可以表示在病人之内的一个或多个样本位置,诸如平面或体积区。

[0052] 在没有分割的情况下,图像表示病人。在图像中表示全部扫描区,而不是隔离信息。通过所述增强在图像中抑制一个或多个伪影和/或强调一个或多个解剖的位置。与在没有基于知识的增强的情况下用超声数据生成的图像相比,更少的伪影可以被呈现给用户,诸如在图3和5中示出的那样。在提供伪影抑制和关心的解剖体组织构造强调两者的情况下,显示的超声图像提供更少令人分心的伪影以及对关心的解剖体组织构造的更多关注。

[0053] 图6示出用于在医学诊断超声中的图像增强的系统的一个实施例。对解剖体组织构造和/或伪影的基于知识的探测用于选择性增强获取的超声数据。由系统执行的图像处理适于探测的解剖体组织构造和/或伪影。所述系统执行以上针对图1描述的方法或不同的方法。

[0054] 超声系统包含发送波束形成器52、换能器54、接收波束形成器56、图像处理器58、显示器60、处理器62、和存储器64。可以使用其他系统。可以提供附加的、不同的或更少的部件。例如,还提供单独的探测器和扫描转换器。作为另一个示例,用户输入装置(例如,鼠标和/或键盘)被提供用于接受成像应用(例如,心脏成像)、配置和/或探测的确认的用户选择。探测器可以使用来自除了超声数据的其他源的一个或多个输入特征。其他数据源可以包含传感器、治疗系统或其他输入。这样的装置或输入可以被提供给处理器62或存储器64。在一个实施例中,从超声数据获取由探测器使用的所有输入特征。

[0055] 系统10是医学诊断超声成像系统。成像包含二维、三维、B模式、多普勒、彩色血流、频谱多普勒、M模式、应变、弹性、谐波、造影或其他现在已知或今后开发的成像模态。超声系统10是全尺寸车装系统、较小的便携系统、手持系统或其他现在已知或今后开发的超声成像系统。在另一个实施例中,处理器62和存储器64是单独的系统的部分。例如,处理器62和存储器64是独立于超声系统操作或与超声系统连接操作的个人计算机或工作站。作为另一个示例,处理器62和存储器64是治疗系统的部分。

[0056] 换能器54是单个的、一维的、多维的或其他现在已知或今后开发的超声换能器。换能器54的每个元件是压电的、微机电的、电容式膜超声换能器或其他现在已知或今后开发的用于在声能与电能之间转换的换能元件。换能器元件中的每个连接到波束形成器52、56用于从发送波束形成器52接收电能并且响应于声回波提供电能到接收波束形成器56。

[0057] 发送波束形成器12是一个或多个波形生成器、放大器、延时器、相位旋转器、乘法器、加法器、数字-模拟转换器、滤波器、其组合、以及其他现在已知或今后开发的发送波束形成器部件。发送波束形成器52被配置成多个信道用于为发送孔径的每个元件生成发送信号。针对每个元件的发送信号相对于彼此被延时并且变迹用于沿着一个或多个扫描线对声能聚焦。在发送事件期间为一个或多个元件生成不同振幅、频率、带宽、延时、频谱能量分布或其他特性的信号。

[0058] 接收波束形成器56被配置为获取表示病人的区的超声数据。接收波束形成器56包含多个通道用于分离地处理从换能器54的不同元件接收的信号。每个信道可以包含延时器、相位旋转器、放大器、滤波器、乘法器、加法器、模拟-数字转换器、控制处理器、其组合、和其他现在已知或今后开发的接收波束形成器部件。接收波束形成器56还包含一个或多个

加法器用于把来自不同信道的信号组合成波束形成的信号。还可以提供后续的滤波器。可以使用其他现在已知或今后开发的接收波束形成器。表示来自发送事件的声回波的电信号被传送到接收波束形成器56的信道。接收器波束形成器56输出表示在扫描区中的一个或多个位置的同相和正交射频或其他数据。

[0059] 接收波束形成的信号后续被探测并且用于通过图像处理器58生成超声图像。图像处理器58是B模式/M模式探测器、多普勒/血流/组织运动估计器、谐波探测器、造影剂探测器、频谱多普勒估计器、其组合或用于输出探测的超声数据的其他现在已知或今后开发的装置。所述探测从波束形成的数据确定病人的声响应的特性。图像处理器58可以包含扫描转换器、用于显示映射的缓冲器和/或用于图像增强的处理器62。在扫描转换之前或之后探测的或估计的信号可以由处理器62使用。

[0060] 处理器62是控制处理器、滤波器、通用处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、数字部件、模拟部件、硬件电路、其组合以及用于图像处理以增强图像的其他现在已知或今后开发的装置。用计算机代码、固件、和/或硬件来配置处理器62以识别在探测的数据中表示的解剖体组织构造或伪影并且变更探测的数据以强调或抑制解剖体组织构造或伪影。

[0061] 处理器62接收、请求和/或计算将由基于知识的解剖体组织构造或伪影探测所使用的输入特征的值。在一个实施例中，从超声数据提取特征和对应的值中的一个或多个。处理器62执行针对在由超声数据表示的各种位置中的每个位置周围的区的数据特性的一个或多个测量。例如，哈尔小波特征为由超声数据表示的每个位置提供一个或多个不同的测量。

[0062] 处理器62被配置为根据知识库从探测的数据识别伪影和/或解剖体组织构造。在一个实施例中，知识库被表示为机器学习分类器。机器学习分类器从知识库学习。特征值被提取并且被输入到分类器。分类器使所述特征与针对每个位置的类别成员资格(即，伪影和/或解剖体组织构造)相关。可以为不同的伪影、解剖体组织构造和/或应用(例如，心脏或放射学)提供不同的分类器。在一个实施例中，分类器是被训练以把伪影识别为血液的自发造影、阴影或栅瓣的矩阵。在替选的实施例中，使用其他知识库识别，诸如使用当前超声数据与在数据库中的许多注解的图像中的一个的匹配。

[0063] 处理器62和/或图像处理器58被配置为根据伪影和/或解剖体组织构造对探测的数据进行图像处理。对与探测的对象相关联的位置与对其他位置进行不同的处置或图像处理。对探测的类别的位置与其他位置相比应用不同的滤波、边缘增强、或其他图像处理。差别可以在于设置(即，应用滤波，但是用不同特性滤波)，是否要处理(即，增强某些位置而不增强其他位置)、或处理的类型(即，一种类型用于探测的解剖体组织构造或伪影，而其他类型用于其他位置)。例如，探测的伪影的位置与其他位置相比被不同地滤波或缩放以抑制所述伪影。

[0064] 显示器60是监视器、LCD、LED、等离子体、投影机、打印机或其他现在已知或今后开发的显示装置。处理器62和/或图像处理器58为显示器60生成显示信号。可以由处理器62使用诸如RGB值的显示信号。

[0065] 显示器60被配置为显示表示病人的扫描的区的图像，诸如B模式图像。从图像处理的探测的数据生成图像。在应用自适应图像处理之后，在显示器60上生成和显示图像。图像表示扫描区，但是具有基于探测的位置被变更以增强或抑制的强度或估计的值。在由知识

库探测引导的图像增强之后从所述数据生成图像。例如，带有已被减少的探测的伪影的B模式图像被显示。所述减少是部分或完全除去。

[0066] 存储器64是计算机可读储存器媒介，在其中已储存表示由编程的处理器可执行用于在医学诊断超声中的图像增强的指令的数据。用于实施在本文中讨论的所述过程、方法和/或技术的指令被提供在诸如高速缓冲存储器、缓冲器、RAM、可移动媒介、硬盘驱动或其他计算机可读储存器媒介的计算机可读储存器媒介或存储器上。计算机可读储存器媒介包含各种类型的易失性和非易失性储存器媒介。响应于储存在计算机可读储存器媒介中或计算机可读储存器媒介上的一个或多个指令组，执行在图中图解的或在本文中描述的功能、动作或任务。功能、动作或任务独立于指令组、储存器媒介、处理器或处理策略的特别的类型，并且可以由独立或者组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。同样地，处理策略可以包含多处理、多任务、平行处理等。在一个实施例中，指令被储存在可移动媒介装置上用于由本地系统或远程系统读取。在其他实施例中，指令被储存在远程位置中用于通过计算机网络或者通过电话线转移。在又一个实施例中，指令被储存在给定的计算机、CPU、GPU或系统之内。

[0067] 虽然以上通过参考各种实施例已描述本发明，但是应该理解的是能够进行许多改变和修改而不脱离本发明的范围。因此旨在前述具体描述被看作图解性的而不是限制性的，并且要理解的是正是所附权利要求(包含所有等同物)旨在限定本发明的精神和范围。

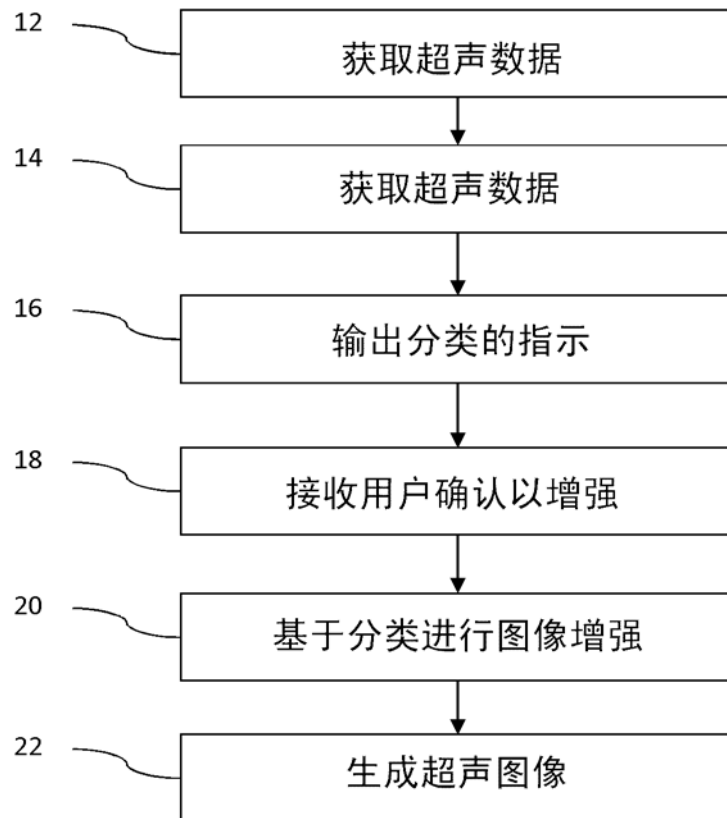


图 1

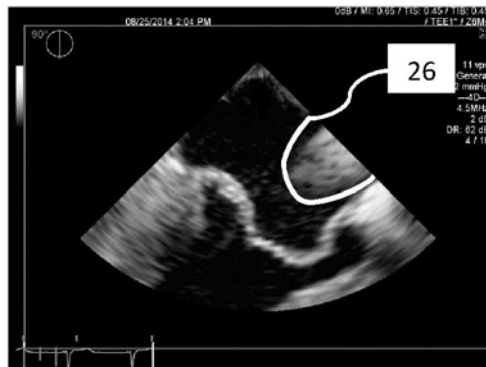


图 2



图 3

初始图像

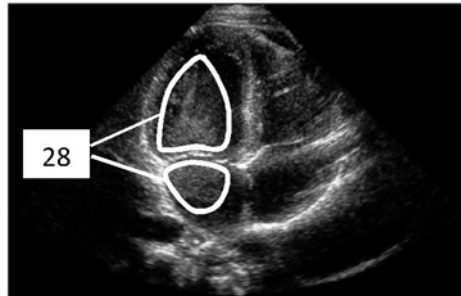


图 4

减少自发造影

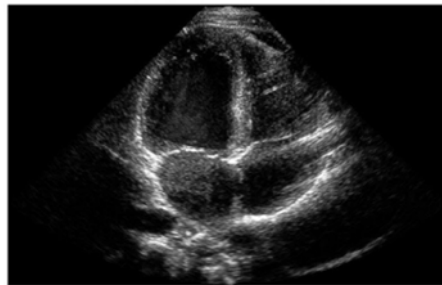


图 5

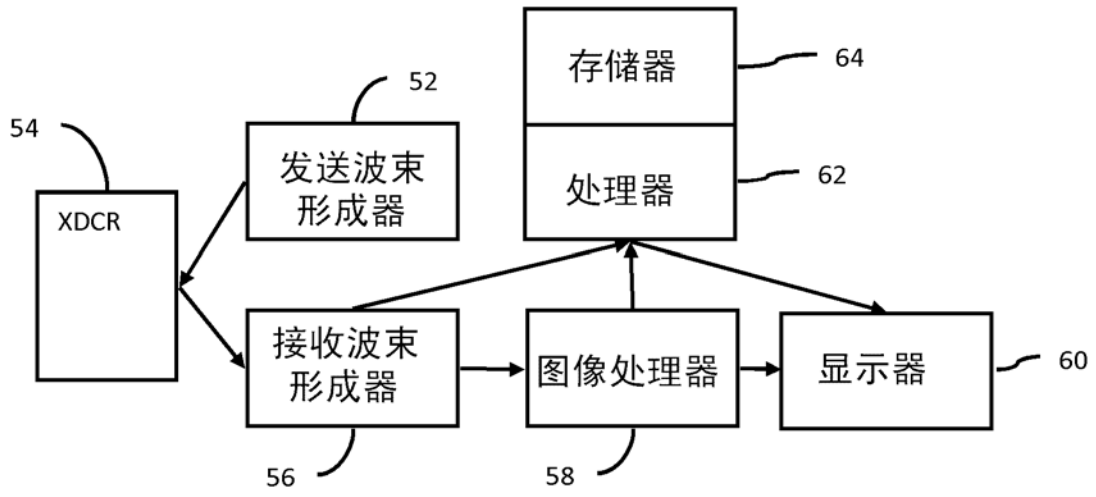


图 6