



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103917166 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 09

(21) 申请号 201280040142. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 08. 14

A61B 8/08 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/055 (2006. 01)

13/211, 487 2011. 08. 17 US

G06T 7/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 02. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/050752 2012. 08. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/025692 EN 2013. 02. 21

(71) 申请人 VP 诊断公司

地址 美国华盛顿州西雅图市

(72) 发明人 隋磊

(74) 专利代理机构 广州三环专利代理有限公司

44202

代理人 郝传鑫

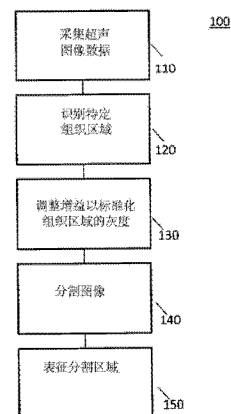
权利要求书3页 说明书12页 附图11页

(54) 发明名称

一种表征颈动脉斑块的方法和系统

(57) 摘要

一种获取和分析病人的超声图像,利用图像数据识别特定组织类型的方法和系统。获取目标区域亚区域的一组特征向量,降维特制向量,利用启发式识别组织类型。当组织类型适于图像标准化时,根据预先设定的已识别的组织类型的灰度,调整图像的整体灰度。分割图像,识别和表征斑块区域。表征的斑块和其他参数,例如狭窄度,被用于确定病人的风险评分。



1. 一种超声系统,所述系统包括:  
具有第一处理器的超声成像设备,所述第一处理器被配置来产生代表病人兴趣域的图像的图像数据;  
被配置来处理图像数据以获得表征所述图像亚区域的多个特征向量的第二处理器;  
其中,所述的特征向量被降维并被用于基于启发式技术识别特定的组织类型。
2. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述的第一处理器和所述的第二处理器是相同的处理器。
3. 如权利要求 1 所述的系统,其中使用所述启发式技术识别所述特定的组织类型,以及控制所述超声设备的敏感性,从而使得对应所述特定组织类型的图像灰度分布值是预定值。
4. 如权利要求 3 所述的系统,其中所述的预定值是平均灰度值。
5. 如权利要求 3 所述的系统,其中所述图像数据的多个亚区域被分析,从而确定每个亚区域的组织类型。
6. 如权利要求 3 所述的系统,其中使用像素周围亚区域的特征向量组确定所述图像数据的像素特征。
7. 如权利要求 3 所述的系统,其中所述的识别的组织类型是所述图像分割的基础。
8. 如权利要求 7 所述的系统,其中腔边缘被认为是血管和血液区之间的边缘。
9. 如权利要求 8 所述的系统,其中斑块区域是通过所述分割的数据识别的。
10. 如权利要求 9 所述的系统,其中所述的斑块区域在回声的基础上被进一步至少分割成高回声区域和低回声区域。
11. 如权利要求 6 所述的系统,其中兴趣域的图像时序被收集。
12. 如权利要求 11 所述的系统,其中所述图像时序的时间长度是一个心动周期。
13. 如权利要求 11 所述的系统,其中所述图像的所述图像数据与心动周期相关,所述心动周期是在产生所述图像数据的同时利用 EKG 数据记录的。
14. 如权利要求 11 所述的系统,其中所述图像时序通过处理所述图像时序的图像与心动周期相关,从而确定与血液动力学因素相关的腔位移周期。
15. 如权利要求 1 所述的系统,进一步包括与数据存储系统通信的界面。
16. 如权利要求 15 所述的系统,其中所述的数据存储系统操作遵守医学数字影像和通信协议。
17. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述的图像是根据待检查的躯体结构移动所述超声设备的传感头时获得的一系列图像。
18. 如权利要求 2 所述的系统,其中多个图像时序被处理,从而获得连续图像的体素位移,以及在一定时间内计算所述体素位移。
19. 一种诊断病人的方法,所述方法包括:  
接收病人兴趣域的图像数据,所述图像数据形成有灰度的图像;  
确定所述兴趣域的亚区域图像的一组特征向量;以及  
降维所述特征向量组并用启发式技术识别出所述亚区域的组织类型。
20. 如权利要求 19 所述的方法,进一步包括:  
根据预先设定的所述已识别的组织类型的灰度分布值,利用所述已识别的组织类型通

过调整所述图像数据的灰度标准化图像灰度。

21. 如权利要求 19 所述的方法,其中所述的接收步骤包括接收来自于超声成像设备的图像数据。

22. 如权利要求 19 所述的方法,其中所述的接收步骤包括接收从超声成像设备数据库恢复的数据。

23. 如权利要求 20 所述的方法,进一步包括:

确定对应于兴趣域的图像区域的特征向量组,以及基于每个组织类型的启发式技术识别每个区域的组织类型;

基于所述已识别的所述亚区域的组织类型分割所述兴趣域。

24. 如权利要求 23 所述的方法,进一步包括:

将斑块区域至少分割成高透声区域和低透声区域。

25. 如权利要求 24 所述的方法,进一步包括:

处理图像时序,以及确定所述已识别的组织的压力-张力位移特征。

26. 如权利要求 23 所述的方法,其中包括分割的斑块区域的血管区域通过高透声物质和低透声物质百分比、纤维帽参数、狭窄度、张力、位移、斑块表面平滑度或钙化程度中的至少两个来表征。

27. 如权利要求 26 所述的方法,其中所述表征的斑块被用于根据风险评分启发式技术计算所述病人的风险评分。

28. 如权利要求 27 所述的方法,进一步包括:所述风险评分被用于决定是否进行进一步诊断测试。

29. 如权利要求 28 所述的方法,其中所述的进一步诊断测试是获得所述兴趣域的核磁共振图像。

30. 如权利要求 19 所述的方法,进一步包括:利用监督训练确定所述启发式技术。

31. 如权利要求 19 所述的方法,进一步包括:利用非监督训练确定所述启发式技术。

32. 如权利要求 23 所述的方法,进一步包括:根据使用另一种成像方法获得的图像配准所述分割的图像。

33. 如权利要求 32 所述的方法,其中所述的使用另一种成像方法获得的图像是磁核共振图像。

34. 一种存储在非瞬时计算机可读介质上的计算机程序产品,包括:

由处理器解译的指令,以使处理器:

接收病人兴趣域的图像数据;

为所述兴趣域的亚区域确定一组特征向量;以及

降维所述特征向量组并基于启发式技术识别出所述亚区域的组织类型。

35. 如权利要求 34 所述的计算机程序产品,其中当所述识别的组织类型适于图像标准化时:

根据预先设定的所述已识别的组织类型的灰度分布值,通过调整所述图像的灰度标准化所述图像的灰度。

36. 如权利要求 35 所述的计算机程序产品,其中基于多个已识别的组织类型,所述的标准化的图像被分割。

37. 如权利要求 35 所述的计算机程序产品,其中所述的组织类型是在像素的基础上,利用周围亚区域的特征向量组识别的。

38. 如权利要求 35 所述的计算机程序产品,其中根据使用另一种成像方法获得的病人图像,所述的标准化图像被配准。

39. 如权利要求 36 所述的计算机程序产品,进一步包括:  
将斑块区域至少分割成高透声区域和低透声区域。

40. 如权利要求 38 所述的计算机程序产品,其中包括分割的斑块区域的血管区域通过高透声物质和低透声物质百分比、纤维帽参数、狭窄度、张力、位移、斑块表面平滑度或钙化程度中的至少两个来表征。

41. 如权利要求 39 所述的计算机程序产品,其中所述表征的血管区域被用于根据风险评分启发式技术计算病人的风险评分。

42. 如权利要求 35 所述的计算机程序产品,其中在获取所述图像时,通过控制超声成像设备的参数使所述的图像灰度标准化。

43. 如权利要求 41 所述的计算机程序产品,其中所述的参数是增益设置。

## 一种表征颈动脉斑块的方法和系统

[0001] 本发明得到了美国国立卫生研究院第 HL103387 号合约的部分支持。美国政府享有该发明的某些权利。

### 技术领域

[0002] 本发明可能涉及医学影像学中的成像、检测、表征、监控和危险分层。

### 背景技术

[0003] 颈动脉粥样硬化是脂类物质在颈动脉壁上的病态积聚。这种积聚通常具有纤维帽 (fibrous cap) 和坏死核心 (necrotic core, NC)。颈动脉粥样硬化初始预后无症状, 发展缓慢, 逐渐发展为有症状的, 其可能导致心血管或神经血管相关疾病, 取决于斑块的特征。研究表明, 其形态属性、组成属性、力学属性、电磁属性以及周围血液动力学具有重要的诊断意义。

[0004] 颈动脉粥样硬化的常规治疗包括药物、支架术和动脉内膜切除术。治疗的选择标准是心血管或神经血管症状以及狭窄 (stenosis) 度。狭窄是指血管非正常变窄。不幸的是, 这些标准似乎并非可能引起中风的易损斑块 (vulnerable plaque) 的良好标志。

[0005] 医学超声影像是一种可选择的筛查工具 (screening tool) 以确定狭窄度。通常, 双超声, 即频谱多普勒二维 B 或 BC 模式超声图像, 通过由多普勒通道 (gate) 测定的颈动脉腔中的血流速度来预测狭窄度, 通过 B 或 BC 模式图像来预测斑块的位置或大小。根据个人的声学图像表现, 有经验的超声波检验师也能够定性地估计斑块的硬度。然后, 根据他们的双超声筛查结果, 病人被指定不同的治疗方式。尽管医学超声影像已得到改进, 但是该技术在斑块易损性方面还是无法提供可靠的预测。

[0006] 有几种因素妨碍了医学超声预测斑块易损性的可靠度。覆盖多个病人的一致性成像设置还没有实现。例如, 二维成像平面的任意位置和成像参数 (如增益) 的主观设定, 使得人们难以确定和提取表征易损性斑块的特征。而且, 当前的方法没有提供斑块属性的定量评估。透声性 (echolucency) (回声的透度)、平滑度、血管壁硬度与易损性相关。但是, 这三项指标没有标准的定量评估或者特定的量化该标准的观测方法。而且, 即使能够做出这样的评估, 也没有一套一致的易损性标准。

[0007] 目前, 斑块通常用磁核共振成像 (MRI) 表征。US PgPub20100106022 "CAROTID PLAQUE IDENTIFICATION METHOD" 描述了一种分析超声斑块图像亮度和斑块纤维帽厚度以将斑块分为高风险或低风险的算法。虽然斑块易损性的机制还没有完全了解清楚, 但最近的组织学研究暗示易损性与以下动脉特征相关: a) 大的均质 (homogeneous) 脂类富集坏死核心 (LR/NC); b) 薄纤维帽; c) 伴随着出血或新生血管的活动性炎症; d) 严重的狭窄; d) 伴随着表面血小板聚集和纤维蛋白沉积的内皮剥脱 (endothelial denudation)。用于准确识别易损性斑块 (也称为“高风险”斑块) 的无创技术将有助于中风风险分层 (stratification) 和低成本的治疗干预。

## 发明内容

[0008] 本发明描述了一种利用超声或其他非侵入性(non-invasive)成像方法以及用于测定的特征的结构化互动策略(structured interactive strategy),根据颈动脉斑块的形态属性、力学属性、电磁属性和血流动力学属性表征颈动脉斑块的方法和系统。尤其是,该方法,例如,始于利用一种低成本和容易获取的成像方法(例如超声(US))表征斑块,如有需要的话,再继续进一步的其他方法步骤,例如MRI或CT(计算机断层扫描),或者继续诊断和选择治疗方式步骤。例如,超声(US)能被用于筛查低风险的患者,参考其他患者以获得更详细但是更昂贵的分析,例如MRI或CT(计算机断层扫描)。超声结果能与MRI或CT的成像结果相互结合以对患者作出更全面的评估。

[0009] 本发明公开了标准化超声成像中的成像方面以及对出现在这些图像中的颈动脉斑块进行自动化分析的方法和系统,该分析过程中可以有或没有人工干预。

[0010] 一方面,本发明提供了一种在超声图像采集过程中或采集以后,标准化所观测到的全体患者的颈动脉腔和周围组织亮度的方法和系统。该系统和方法也使得全体进行超声成像的患者所观测到的斑纹图样具有一致性。

[0011] 超声图像的斑纹图样受到纹理分析(texture analysis)的影响,与特定的组织类型相关。组织类型识别是图像标准化技术的基础,标准化技术削弱了现有US技术图像特征的变化,并泛化(generalize)了超声成像,从而能够进行计算机辅助分割和分析。

[0012] 在另一方面,本发明提供了一种自动识别人体图像中斑块的方法。斑块的存在可以被表征为,例如,1)血管壁突出到颈动脉腔,使颈动脉腔变窄;或2)血管壁的内膜-中膜厚度大于0.5mm。随着一种或多种与空间或时间相关的成像方法的数据采集,可以自动识别腔、血管壁和斑块。识别的斑块的组成也可以被表征。

[0013] 例如,可以通过一个心动周期中血液流动情况或组织位移速度模型来预测血管壁边缘。预测的血管壁边缘可以作为进行进一步处理的初始腔边缘。多种图像类型可能在空间或时间上匹配,可以通过多种成像方式获得这些图像。物理装置定位法(physical device location methods),绝对时间定时(timing using absolute time)、心电图(cardiac)以及相对时间可以用来选择、融合和分析图像数据。可以使用来自于多个图像的相互关联的信号。当使用术语“图像”时,本领域的技术人员能够理解到,“图像”也可能指产生图像、描迹(trace)或其他数据集表示(representation of the data)的数据集。在本发明中,不同类型的超声图像数据是指,例如,B模式(B mode)、组织速度或流速图像或容积(volume)以及它们的射频(RF)或RF声学数据的I和Q表示(I and Q representations)、有或没有包络检波、对比增强或扫描转换频谱多普勒或M-模式描迹。

[0014] 自动化包括信号处理和模式识别技术。基于局部区域表现,可能实现亮度量化,或在数据采集时或采集后计算图像集时,分析(如纹理分析)亮度量化。纹理分析可能包括,例如,在Haralick纹理特征的多个解析度(resolution)或距离上的多纹理计算,灰度级差特性,运行周期特性和Laws纹理特性。在降维或没有降维的情况下,整体纹理特征可以是亮度/增益独立的或非独立的。降维(dimension reduction)在最小必要维度下保留最重要的信息。根据上述特征的斑块多层次模式识别和分类可以基于规则或基于统计模型。表征过程的尺度大小(process scale size)可以是多尺度的(multi-scaled),例如,从像素到小区域或整个斑块结构。自动化过程可以由人工干预校对以纠正算法错误或提高准确

度。

[0015] 在一个实施例中,通过显示设备、电子媒介或硬拷贝,设备和方法会导致采集的数据、已处理的数据、分析结果或它们的组合以它们的原始格式或假彩色编码格式输出。用于比较的电子存储媒介、数据网络或硬拷贝可以将数据传递到其他的测试结果。已处理的数据可能包括在特定时间和地点或一系列时间和地点的图像中的中间量化、分类和风险评分,该数据以文本、图形、2D(二维)图、3D(三维)容积(volume)的形式存在,以显示症状的退化或进展。

[0016] 在另一方面,超声数据可能与其他成像方式的数据相结合,用于综合诊断和跟进(follow up)。在另一方面,本发明提供了一种自动识别和优化3D超声成像中颈动脉腔边缘的方法。可以采集B模式2D图像和彩色(color)或B血流模式2D图像,其中图像被几何临时配准(geometrically and temporally registered)。一系列这样的B模式切片(slices)和血流切片可用于形成3D容积。由血流组成决定的血流情况可以提供腔边缘的初始位置,初始位置可以通过B模式组成中的边缘检测和区域分割进一步确定。观测到的腔边缘可以通过人工编辑图像进一步完善。

[0017] 在另一方面,本发明提供了一种利用超声图像确定一个心动周期中血流容积的方法。血流容积可能与相应的B容积相重叠。可以在沿着,例如,颈动脉的位点采集覆盖一个心动周期的多个图像。这种采集可能是门控的(gated),有或没有定时装置或定位控制。通过沿着颈动脉移动超声成像设备的声波收发器,可以缓慢扫描采集容积(acquisition volume),从而使得图像数据覆盖预先设定的心动周期的目标容积数目。然后,根据相对于心动周期的时间位置,将图像数据排序,心动周期通过定时装置,例如ECG或信号处理确定。这个过程导致了一系列的分布在整个心动周期的颈动脉容积。

[0018] 在另一方面,本发明提供了一种整合数据和信息的方法,所述信息和数据来源于对病人做出诊断决定和计划的不同方法。例如,来自超声图像的血流数据可以解释MRI图像中的阴影,该阴影可能源自血流运动、斑块或钙化。

[0019] 本发明描述了一种超声诊断系统,包括产生病人图像数据的超声设备;与超声设备相连通的计算机,所述计算机被配置处理图像数据以获得多元化的表征图像区域的特征向量。在启发式技术(heuristic)的基础上,特征向量降维,用于识别特定的组织类型。

[0020] 本发明描述了一种分析超声数据的方法,包括以下步骤:获得病人兴趣域的超声图像;确定兴趣域亚区域的一组特征向量;以及降维特征向量组,用启发式技术识别亚区域的组织类型。当识别的组织类型适合图像标准化时,根据预先设定的用于识别的组织类型的平均灰度,通过调整图像的整体灰度标准化图像灰度值。

[0021] 在另一方面,本发明提供了存储在非瞬时计算机可读介质上的计算机程序产品,包括由处理器解译的指令,以使计算机:接收病人兴趣域的图像数据;确定兴趣域亚区域的一组特征向量;降维特征向量组,用启发式技术识别亚区域的组织类型;其中,当所识别的组织类型适合图像标准化时,根据预先设定的用于识别的组织类型的平均灰度,通过调整图像的整体灰度标准化亚区域的平均灰度。

## 附图说明

[0022] 图1显示了具有表示组织、斑块和噪点(noise)特性的纹理特征值的B扫描超声

图像,可以用于算法训练(algorithm training);

[0023] 图 2 是图 1 中的选择区域降维的特征向量组图表;

[0024] 图 3 是乳腺声波图,其中区域的灰度已经标准化;

[0025] 图 4 是颈动脉的超声图像,其中斑块区域已经从周围组织中分割出来,具有不同回声特性的斑块区域被进一步区分;

[0026] 图 5 是和图 4 一样的超声图像,其中有钙化的斑块区域已经被分割,在斑块的下方识别出阴影区域;

[0027] 图 6 是颈动脉的另一超声图像,其中上图显示两个识别的兴趣域,下图更详细地显示了上方兴趣域中的一个,其中纤维帽被描绘出来;

[0028] 图 7 是被配置执行本发明方法的超声系统的简化系统方框图(超声设备或处理器的网络接口没有显示);

[0029] 图 8 是采集、标准化和表征超声图像的流程图;

[0030] 图 9 显示在一个心动周期中采集和组装(assembling) 3D 图像的方法;

[0031] 图 10 是表征病患风险的方法的方框流程图;以及

[0032] 图 11 显示了一种在超声图像分析确定的病患风险的基础上,确定治疗方案或是否需要进一步诊断的方法。

### 具体实施方式

[0033] 结合附图能够更好地理解示例实施例。为了描述简洁清楚,并非具体实施方式的所有常规特征均在此描述。应当理解的是,在任何具体实施方式的执行中,必须做出许多实施方式特定的决定以实现执行者的特定目标,例如遵守系统、商业或法规的约束,在不同的实施方式中,这些目标不一样。

[0034] 在本发明中,硬件和软件结合以完成任务称为系统。除非另有说明,缩写被赋予本领域中通用的含义。

[0035] 用于执行系统的过程或方法的指令可能位于计算机可读存储介质或存储器上,例如缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其他计算机可读存储介质。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质,其中数据的存储是非瞬时的。根据存储或分布在计算机可读存储介质上的一个或多个指令集响应,执行在附图或本文中描述的功能、行为或任务。功能、行为或任务不依赖于指令集、存储介质、处理器或处理策略的特定类型,可以由软件、硬件、集成电路、固件、微码等执行,可以单独操作或联合操作。同样地,处理策略可能包括多处理、多任务、并行处理、网格处理等。

[0036] 在一个实施例中,指令可能会通过本地或远程系统存储在用于读取的可移动媒介设备上。在其他实施例中,指令可能通过计算机网络、本地或广域网或电话线路存储在用于传输的远程位点上。在其他实施例中,指令存储在给定的计算机或系统中。

[0037] 指令可能是存储或分布在计算机可读存储介质上的计算机程序产品,包括在计算机上执行的部分或所有指令,以执行系统所有或部分的方法或操作。

[0038] 在本文中,如有必要的话,处理器或计算机包括本技术领域已知的中央处理单元(CPU),工作存储器,合适的数据和软件存储介质,网络接口(包括无线接口),互联网和局域网,输入和输出数据终端,显示器等。处理器可能是单一的设备或分布在系统的有形元件



中。

[0039] 使用术语“数据网络”、“网络”或“互联网”意在描述网络互连环境,包括本地和广域网络,定义的传输协议被用于促进不同的,可能是地理上分散的实体(包括校园计算机集群或广域网等)之间的通信。这样的互连环境的实施例是万维网(WWW)和TCP/IP数据包协议的使用,以及以太网的使用或其他已知的或后开发的用于某些数据通路的硬件和软件协议。

[0040] 设备、系统、应用程序之间的通信以及数据网络接口可以通过有线或无线连接实现。无线通信可能包括音频、无线电、光波或其他不需要传输设备和相应的接收设备物理连接的技术。虽然通信被描述为从传输器到接收器,但是并不排除反向路径,无线通信设备可能既有传输功能也有接收功能。

[0041] 本文中使用了术语“无线”,“无线”应当理解为包含传输和接收装置、收发器等,包括任何天线以及调制或解调信息到电信号(电信号随后被辐射或接收)上的电子电路。当描述设备时,术语“无线”不包括自由空间表现形式(free-space manifestation)的电磁信号。无线设备可能包括通信电路的两个末端或仅仅包括电路的第一末端,电路的另一末端是与电路第一末端的无线设备互操作的无线设备。设备之间的许多连接可以是有线或无线的,取决于选择的特定设计方法。

[0042] 一方面,系统和方法利用了通过人或动物的超声成像计算的与不同组织类型相关的不同纹理特征。

[0043] 在讨论超声图像的各种纹理特征之前,先弄清楚本文所用的术语“分割(segmentation)”、“分类(classification)”和“特征测量(feature measures)”有助于理解本发明。分割是指根据一些同质性准则(homogeneity criteria),将图像分成基本同质(homogeneous)区域的过程。因此,分割也与这些区域之间的边缘设定相关,不考虑区域的类型或分类。这样的边缘和组织类型识别等,可能是基于启发式的。术语“启发式”或“启发式技术”是指一种基于实验数据或结构/图像分析的选择标准,它可以被用于有效区分两个备择假设(alternate hypotheses)。“启发式”可能是一个参数,例如大小、范围大小、相对大小、灰度阈值等等,且最终与,例如,组织类型相关。

[0044] 分类是指将图像特征域分成类别的过程,其中每个生成的类别包含满足某些相似标准(启发式技术)的样品。如果没有事先定义类别,该任务被称为无监督分类(unsupervised classification)。或者,如果已经定义了类别(通常通过使用样本纹理的训练集,可能基于相似度、组织学检测或之前已进行的工作将样本纹理分类),那么这一过程可以称为监督分类(supervised classification)。在本文中,除非特别声明,分类通常是监督分类。然而,这两种方法都可以使用。

[0045] 在分类之前或之后,可以利用这些特征分割具有不同纹理即特征的图像。也就是说,例如,基于启发式技术以及含有相同组织类型的区域(该区域能够与含有其他组织类型的区域区分开),可以设定不同组织类型区域之间的边缘。边缘可以通过假色彩显示,通过显示轮廓边缘,通过阴影或其他视觉或电子手段呈现给用户。当通过组织类型进行的图像区域分类是在单个图像内的像素(pixel-by-pixel)或类似小尺寸(similar small-scale)的基础上进行的,那作为意外收获,分类也产生了有效的图像分割结果。

[0046] 为了进行分割或分类,可以为每个亚型的组织类型定义一些同质性

(homogeneity) 或相似性标准。依据一套特征测量, 这些标准通常是特异性的, 每一项特征测量提供某种组织的特异性纹理特征的一种定量测量 (quantitative measure)。在本文中, 这些特征测量可以被称为纹理测量特征 (texture measures features) 或纹理。特征测量分析的目的在于分割或分类, 特征测量也可以被称为特征向量 (feature vectors)。

[0047] 超声图像可能显示多种纹理。这些纹理可以表示为特征向量, 可以视为代表特定的组织类型, 至少是启发式的。一种纹理分析的方法是所谓的 Haralick 特征分析。这是一种灰度共生矩阵 (co-occurrence matrix (GLCM))。所述 GLCM 分析可以被用于量化产生的像素强度值 (pixel intensity values) 相互之间在不同的距离和角度上的出现数目。利用这样的分析技术, 诸如角二阶矩、对比度、平均值和、方差和、逆差矩、平方和 (方差)、熵、熵和、差熵、差方差、相关度和最大相关系数这样的图像特征可以被计算。这些可作为从图像像素分析中获得的原始特征向量。

[0048] 对提取的图像特征的选择包括所期望属性之间的权衡 (tradeoffs)。例如, 高阶不变矩提供了更高的敏感度, 但是也使得特征对噪点更加敏感。进行特征向量空间减少 (space reduction), 以选择最有特色的特征。特征减少可以被划分为分类, 例如: 特征选择 (通过一些选择方案, 选出带有最多信息的特征) 或特征组合 (其中一些特征 (例如, 具有不同权重 (weight) 被组合成一个新的 (独立的) 特征)。

[0049] 获得的特征向量的维数可以通过技术, 例如主成分分析 (PCA)、非线性替代偏最小二乘法 (NIPALS)、逐步判别分析 (SDA) 或其他类似的方法减少, 以将数据绘制成二维或三维形式, 也为了可视化代表不同组织或结构类型的数据群集 (data clusters)。

[0050] 特征向量可以通过无监督的机器学习方法, 例如 K-均值聚类、Ward's 层次聚类、Kohonen's 自组织映射或类似方法聚类。特征向量也可能通过有监督的学习方法, 例如线性或二次判别分析 (LDA, QDA)、神经网络 (NNs) 或支持向量机 (SVM) 分类。

[0051] 用于斑块的透声和异质性分类的特征可以选自平均值、标准偏差、变动指数、熵和斑块中像素 / 体素 (voxel) 灰度的偏态 (skewness)。也可以使用其他计算方法。

[0052]

平均值	$GSM = \sum_i p_i i$
标准偏差 (Stdv)	$Stdv = \sqrt{\sum_i p_i (i - GSM)^2}$
变动指数 (VI)	$VI = \frac{Stdv}{GSM}$
熵 (E)	$E = \sum_i p_i \ln p_i$
偏态 (S)	$S = \frac{1}{Stdv^3} \sum_i p_i (i - GSM)^3$

[0053] 其中  $P_i$  是斑块区域灰度  $i$  的概率。

[0054] 通过超声成像的某些组织的预测的特征如表 1 所示。这些初始特征是基于对之前已报道文献的评估。

[0055] 表 1

[0056]

斑块核心物质	平均值	Stdv	VI	E	S
无内出血脂质	低	低	中等	低	低
有内出血脂质	中等	中等	高	中等	大
纤维组织	高	中等	低	高	低

[0057] 动脉可以被定义为腔 - 内膜交界面（腔边缘）和中膜 - 动脉外膜交界面（壁边缘）之间的空间。可能观测到内部腔边缘血流,这取决于被处理的 US 图像的类型。

[0058] 正如超声观测到的,脂质和血液是低回声(echogenic)物质。具有丰富的脂质和出血(hemorrhage)的颈动脉斑块比其他钙化区域和纤维组织更透声(echolucent)。在 US 图像的目视分析中,传统的 US 成像不能正确区分斑块内的脂质和出血;然而,准确评估回声具有有用的临床意义,几项已发表的研究表明透声和异质颈动脉斑块与脑血管疾病风险增加相关。

[0059] 以前,回声通常是主观评估的。主观评估以图像中观测到的局部血管和腔的强度作为参考。根据观测者的视觉感知,分割斑块和其周围组织的强度被划分为低回声、等回声(isoechoic)和高回声。这样的主观评估容易产生大的可变性。而且,这种评估依赖于 US 设备的设置和操作者的技术。

[0060] 客观评估被用于计算灰度标准化后分割斑块和其周围组织的平均灰度或中值灰度(GSM)。使用一个阈值将斑块作为一个整体分为透声性的或回声性的。通过这种方法进行客观评估略微降低了可变性,但是不足以重复诊断目标。因为传感器的精确定位难以控制,3D 物体的 2D 成像平面难以精确重复产生。而且,由于钙化引起的阴影,例如,可能干扰操作者在主观评估中的判断。

[0061] 利用特征分析,颈动脉及其周围组织能够被区分开,从而识别出血管的外边缘。类似地,利用特征向量分析、多普勒(彩色)图像等也可以识别出腔边缘。

[0062] 斑纹(speckle)是激光、雷达或超声图像中的一种特有图像现象。斑纹的影响是在图像中引起颗粒状。据悉,斑纹是由相干波之间的干扰引起的图像伪影,相干波被小尺寸结构引起的成像体积内的自然粒子或结构反散射,针对一个给定的体素(三维体积像素(pixel volume)),干扰波到达传感器是同相的或异相的。斑纹往往阻碍了操作者对图像细节的感知和提取。因此,在大多数情况下,图像数据处理的目标是抑制斑纹。然而,如果超声图像某区域的斑纹图特性与特定的组织类型相关,那么不仅组织类型能被分割,灰度值也可以被标准化,从而改善 US 图像的可重复性,以及对图像中的组织类型进行自动分类。通常,引入图像斑纹的唯一用途是通过斑纹跟踪研究动态位移、应力和张力。

[0063] 人们可以使用特征分析技术,例如,斑纹相关特征和灰度差异特征,来表征超声图像的小区域(例如像素、斑纹或依据纹理的一组像素),以区分不同类型的组织。特征分析技术可以通过比较体素的代表性特征与周围体素的特征,以粉碎(collapse)向量空间从而聚焦在最特别的图像特征上来实现。可以获得一组训练数据,通过组织学技术识别出与组织类型相关的突出特征组。另外,例如,也可以使用基于形态学标准已经确定了组织区别的图像。

[0064] 图 1 是 B- 扫描声波图, 显示模拟的训练模式。显示了三种斑纹模式, 这三种斑纹模式被认为代表了组织、斑块和噪点。方框里的区域相当于进行特征分析的区域。在降维后, 特征向量如图 2 所示。

[0065] 分析图 1 中每一个选择的区域, 以确定出一组连续体素区域的代表性特征向量。特征向量被视为在特征空间的不同区域群集(cluster)。当特征组的分组特征足以区分时, 可以在特征空间的每个特征组周围建立一个区域, 该区域代表一种组织类型。

[0066] 在进行组织类型分类后, 平均值和协方差散射(covariance scattering)值可能与组织类型相关, 尤其与组织密度相关。血管周围的常规体组织预测的平均散射值被认为是最稳定的, 因为可能有合适大的相对无差别的组织体积, 其特征并不强烈依赖于光照角度。所以, 在通过分类、分割或它们的等同方法识别出图像中的组织区域后, 超声装置的增益或敏感度可以自动或人工调整, 从而提供体组织平均散射值对应特定灰度值的图像。也可以使用其他高阶(higher order)组织类型特征。尽管在获取图像时进行增益调整, 能够获取最大的动态区域, 但是将这种技术应用在之前已经获取的图像上更好。

[0067] 对应体组织的平均灰度值, 例如, 可能随着进入身体的深度而变化, 主要是由于超声信号的衰减。其他的变化可能是由于钙化引起的阴影或传感器的角度变化或耦合效率的变化。利用组织类型识别, 如有必要的话, 平均灰度值或其他的图像像素特征可能需要校正深度。在成像时, 一组图像可能进行一次这样的规范化(normalization), 或每个图像单独进行一次。这个过程使得标准敏感度能够被应用, 不依赖于操作者的喜好、房间照明(为了图像判读)、传感器与病人的耦合等等。类似的规范化可以在已经获取的图像数据上进行, 这些图像数据是从数据库或其他存储介质中恢复的。

[0068] 图 3 显示了胸腺的 US 图像, 其中周围区域的灰度已经标准化。

[0069] 除了特征分析, 可以利用灰度分布和高阶(higher order)像素特征分析标准化图像, 从而进行图像的进一步分割。在图 4 所示的实施例中, 基于回声定量分析, 斑块的两个区域已被分割。可以通过计算机程序方法进行这样的分割, 分割可以实时进行也可以随后进行。为了显示清晰, 伪彩色可被用于代表组织区域, 或显示回声等级。由于高密度和低密度斑块(斑块异质性)的相对体积可能具有诊断意义, 测定每个区域的分割以及平均值可能提供足够的诊断信息。

[0070] 钙化干扰超声束渗透(penetration)。这导致了钙化区域下方的图像阴影。图 5 与图 4 的图像一样, 但是, 图 5 中斑块已与与血管分割, 不考虑斑块回声, 从而清楚地显示斑块远离传感器一端的阴影(箭头所指)。阴影也可以被检测到, 例如, 通过比较在不同角度拍摄的图像在同一像素位点的灰度值。可以设置自适应阈值以识别阴影区域, 当具有体组织斑纹特征时, 阴影区域也可以被识别出来, 但灰度值降低了。另外的标识是钙的回波强度是明亮的(bright), 将覆盖阴影区域。当将沿着声线路径的消光(extinction)与介质的有效衰减(包括散射的影响)联系起来时, 这些特征可以被选择性地描述。

[0071] 通过沿着对象颈部大约 4cm 缓慢移动超声成像设备的 US 传感器, 可以采集颈动脉的 3D US 图像。US 探头可能由一个机械装置抓住, 该机械装置的传感器角度围绕或垂直于皮肤和扫描方向旋转。另外, 传感器可以人工移动。一序列的 2D 图像被保存到计算机工作站, 在采取时或随后被重建成 3D 图像。通过传感器在扫描方向移动的线性或角速度, 可以确定 2D 图像的间隔(spacing)。超声造影剂(UCA)可以用来显示斑块新血管的存在。UCA 可

以是,例如,高反射的微泡,微泡在血管内随着血液流动,能够被超声波破坏(destroyed)。UCA 破坏前后斑块强度的改变指示新血管。但是,这种技术存在两个问题。一个是,FDA 要求涉及 UCA 安全的警告。另一个是,UCA 需要额外的操作,例如注射试剂和等待试剂灌注。一种可选择的检测新血管的方法是计算一个心动周期内的斑块张力。当心动周期内的动脉压改变时,张力是由新生血管的内填(in-fill)引起的。

[0072] 斑块张力可以从相干 RF (射频)声学数据的模式映射(pattern mapping)检测到。不同的斑块组成具有不同的弹性,使得它们由心脏压力脉动引起的位移是不同的。因此,斑块张力可以表征斑块组成。通过互相关处理可能会检测到数据中的小物理位移。一个像素体积(体素)中的 RF 数据的小时窗(small time window)可能与第二个图像基本相同的像素体积中的 RF 数据互相关。如果在心动周期内具有足够高的采样速度,由于心脏诱导的张力,在任何像素体积位点的相关峰之间的距离可以衡量组织位移。除了确定斑块组成(plaque components),这种技术也可以用来识别新血管。也可以使用 B 模式或组织多普勒数据,但这些数据对小位移不如射频数据敏感。

[0073] 除了血管张力和 IMT,由血液动力学引起的结构形状和大小的改变也可以表征斑块的力学性能。构思出一种方法和系统计算一个心动周期内的这些变化,从而描述或量化这些属性。根据心动周期、血流速度或斑块回声的部分或全部,这些变化可能是非重叠区域(area)或总区域百分比。表面变化也可以作为突破口(rupture)。

[0074] 薄的纤维帽可用于表征不稳定的斑块。在 US 图像中,将腔和斑块核心之间的斑块的明亮周边区域视为纤维帽。无症状病人和有症状病人之间的纤维帽厚度看起来显著不同。

[0075] 内边缘将纤维帽和脂质核心分离开来,外边缘将斑块和周围血管壁及腔分离开来。纤维帽厚度可以定义为在法线方向上内边界到外边界的距离,根据血管轴进行测量。可以测量和记录纤维帽的最小、最大和平均厚度。

[0076] 类似于用于内膜中层厚度(IMT)测定的跟踪算法(tracing algorithm)可用于测定纤维帽的厚度。US 分辨率与声音频率成正比。例如,7.5MHz 动作频率 US 成像设备具有 0.2 毫米的理论分辨率。IMT 算法通过最小化能量函数跟踪纤维帽的内边缘和外边缘。这种分析的实施例如图 6 所示。

[0077] 超声图像的其他常规描述,例如狭窄百分比等,都可以作为本方法有用的部分。这些描述可以通过观测或算法测定。

[0078] 而且,尽管本发明描述的系统和方法用颈动脉作为实施例,但是由超声测定的其他症状也可以通过这些技术类似地表征,该方法可以应用于多种诊断情况。

[0079] 一方面,图 7 是进行超声的系统 5,包括超声成像设备 10、分析处理器 20 (可以是本地计算机或远程计算机)以及显示器 30,显示器 30 可以提供一个与图像分析处理交互的操作界面,并且也可以进行下述方法的步骤,可以完全自动化运行或由操作者指导运行。超声成像设备可以是目前可应用的多种设备中的一种,例如 MicroMaxx (SonoSite, Inc., Bothell, WA) 或 iU22xMATRIX (Philips Healthcare, Andover, MA)。这些超声成像设备包括声学信号发生器、能够传送和接收声波能量的传感器以及处理器。处理器可能由一个或多个处理元件组成,可以被划分为声源定位器、信号处理器、图像处理器等。具体的体系结构取决于设备的设计年代,因为这些功能可以由一个或多个处理器进行,取决于电子元件能力、吞

吐量需求等等。也可以提供显示器用于操作控制,使得操作员能够编辑或调整参数,从而适当地介入自动化分析。

[0080] 超声成像领域一直在发展,未来可能引入新的和更优功能的设备。超声成像设备 10 可能包括,例如,足够的处理器资源,以具备本文所述的分析处理器 20 的部分或所有功能,也可能包括整合显示器,以执行显示功能。例如,第一处理器(超声成像设备 10 的图像处理器)和第二处理器(分析处理器 20)的部分或全部功能可以在图像处理器中或超声成像设备 10 的其他处理器中结合。对各种处理资源的处理功能(processing function)配置以及整个系统组装是一个设计选择问题。

[0081] 系统 5 还具有一个网络接口,以存储或恢复图像和辅助数据。网络可以是任何目前已知的或即将发展的利用局域网(LAN)、因特网以及有线或无线连接进行数据通信的技术。

[0082] 为了满足产品配置的需要,可以排列或结合系统的组件,因而显示器可以是整合的或与超声成像设备分离。除了对接收到的声学信号进行处理以形成超声图像外,超声成像设备的处理器还具有其他功能。分析功能,例如组织识别、图像分割等可以在用于产生图像数据的同一台处理器上进行,或在超声成像设备的另一台处理器上进行,或在分析处理器 20 上进行,例如,与超声图像设备通信的个人计算机(PC)或计算机工作站。也通过接收图像数据进行图像数据的处理,图像数据被存储在外部存储器或数据库中,也可以通过超声系统从网络中恢复。同样地,网络接口可以与超声设备 10 或分析处理器 20 相连,取决于特定系统的配置。

[0083] 本发明描述了一种基于图像分析识别样品组织类型的方法。该方法包括以下步骤:通过协议获取组织的图像;利用学习技术(learning technique)从特定组织类型的图像中提取特征;以及利用学习的特征作为启发式,将从未知类型的组织中获取的部分图像分类。

[0084] 在图 8 所示的实施例中,方法 100 包括:利用超声设备 10 采集超声图像(步骤 110);识别图像中的特定组织类型(步骤 120)。调整超声设备 10 的增益,使得与特定组织类型相关的灰度值满足某个标准,例如,中值灰度值(步骤 130),从而标准化图像。标准化灰度和组织识别的过程可以在超声成像设备 10 上执行,也可以在外部分析处理器 20 上执行。其中,在分析处理器上至少部分地执行与标准化灰度相关的计算,分析处理器 20 通过接口控制超声成像设备 10 的敏感度。敏感度的控制可能包括,例如,改变传输功率、声波接收器增益或调整声波数据的数字表示(digital representation)中的灰度。

[0085] 利用已经识别的组织类型分割标准化的图像,从而区分被分析的各个兴趣域(步骤 140)。根据中值灰度值、更高层次特征(higher level features)等,选择的分割区域可以被进一步表征(步骤 150)。

[0086] 采集图像的步骤 110 可以实时进行,或者图像可以从数据库(例如 DICOM (医学数字成像和通信))中恢复,数据库中存储有患者病历和之前获取的图像数据。如果实时执行,标准化步骤更有效,但是之前的图像数据也可能被处理,以调整其灰度近似于实时调整(real-time adjustment)。从历史数据处理中获得的动态范围可能有一些限制,但是从诊断特别的病人(可以从 DICOM 数据库中获得其病历)的角度来看,这些数据是有用的,这些数据也可以用于训练特征识别算法。

[0087] 特定组织的识别(步骤 120)可以首先进行,以识别出即将用于标准化系统增益的组织,也可以在标准化的图像上再次进行。也就是说,步骤 120 既可以在步骤 130 之前进行,也可以在步骤 130 之后进行。步骤 120 每次使用的启发式可能是不同的。

[0088] 识别出标准化图像中的组织类型后,图像可能被分割,以定义通过特征分析(步骤 140)表征的组织类型之间的边缘。已经发展出多种用于人体图像处理的分割算法,本领域技术人员熟知该算法的选择和使用。在区域分割(步骤 140)后,按前述使用灰度、纹理等表征每一个组织区域。

[0089] 在图 9 所示的另一方面,该方法能够被用于采集被研究区域的三维表示。超声设备 10 的传感头可以沿着或穿过待研究区域缓慢移动(210)。这种移动足够慢,从而在一个或多个心动周期内可以获得基本相同体积的多个图像(步骤 220)。通过在获取图像时记录 EKG(心电图)数据或通过基于相关性或频率分析将时间间隔的图像分组以获得相邻空间图像之间的最佳匹配,可以获得心动周期时序(timing)。在将图像分组以包含在空间分离间隔(spatially separated intervals)上的图像(步骤 240)后,针对心动周期内同一位置,对图像进行进一步分析。这些图像适用于方法 100,从而分割每一幅图像,且融合这些图像,从而导致被研究的体积的三维分割绘制(segmented rendering)。可以比较心动周期中代表性位点的结果。

[0090] 在如图 10 所示的另一方面,对识别的心脏斑块进行风险评分。对在上述步骤 150 中获得的特征性分割区域进行详细分析,从而确定特定的回声值、异质性、张力特征、纤维组织厚度、力学性能和钙化。可以利用启发式技术进行风险评分。

[0091] 在如图 11 所示的另一方面,诊断病人的方法 300 利用了斑块表征(例如,步骤 150 或 240)的结果对病人进行分期。量化的斑块分类结果可以被应用到数值模式 320,模式的分值将斑块分为“高风险”或“低风险”,或某个中间类别(步骤 330)。病人症状的诊断既是艺术(art)也是科学。所以,已经发表的研究以及利用本发明的方法和系统预测的病人结果的回顾分析(retrospective analysis)表明,该模式(步骤 320)是一种进化算法(evolutionary algorithm)。

[0092] 从诊断的视角出发,斑块的风险分类信息可以被用于确定特定病人治疗方式的方法(方法 400)。可以利用风险评分结果(步骤 330),将风险评分结果和其他的医学信息以及患者病史结合起来以帮助医学专家确定是否需要进一步的诊断测试。这样的测试通常比超声更昂贵且更有侵害性。如果风险评分结果(步骤 410)是“低风险”(步骤 420),病人将被安排低风险斑块治疗方式(步骤 430)。但是,如果客观上或在斑块特征、症状或病史结合的基础上超过了风险阈值,病人应当被安排 MRI 或 CT 检查(步骤 450)。步骤 450 的结果与之前获得的超声斑块评估结果能够给出病症的分期(步骤 460)。利用病人的分类选择合适的治疗方式(步骤 470)。

[0093] 可以选择通过其他的成像方式(例如 MRI 或 CT)获得的图像,与相应的标准化超声图像配准(registered),其他成像方式获得的图像可能包括超声图像的分割信息,从而可以在另一种成像方法获得的图像诊断说明中提供援助。

[0094] 尽管本文参照特定顺序进行的特定步骤对本发明的方法进行了描述,但应当理解的是,这些步骤可以结合、再拆分、重新排序或重复以形成一种等同的方法,而不脱离本发明的教导。相应地,除非另有说明,步骤的顺序和分组不对本发明的保护范围构成限制。

[0095] 本文所述的疾病、症状、条件等示例以及检查和治疗方案类型仅仅只是实施例，并不意味着本发明的发明和系统限于这些名称或其等同名称。由于医学领域在持续发展，本文所述的方法和系统在诊断和治疗病人方面有可能涵盖更广的范围。尽管上述只详细描述了几个典型的实施例，但是本领域的技术人员容易领会到可以对这些典型实施例进行多种修改，而实质上没有脱离本发明技术的新颖性教导和优势。相应地，所有的这些修改落在本发明权利要求的保护范围之内。



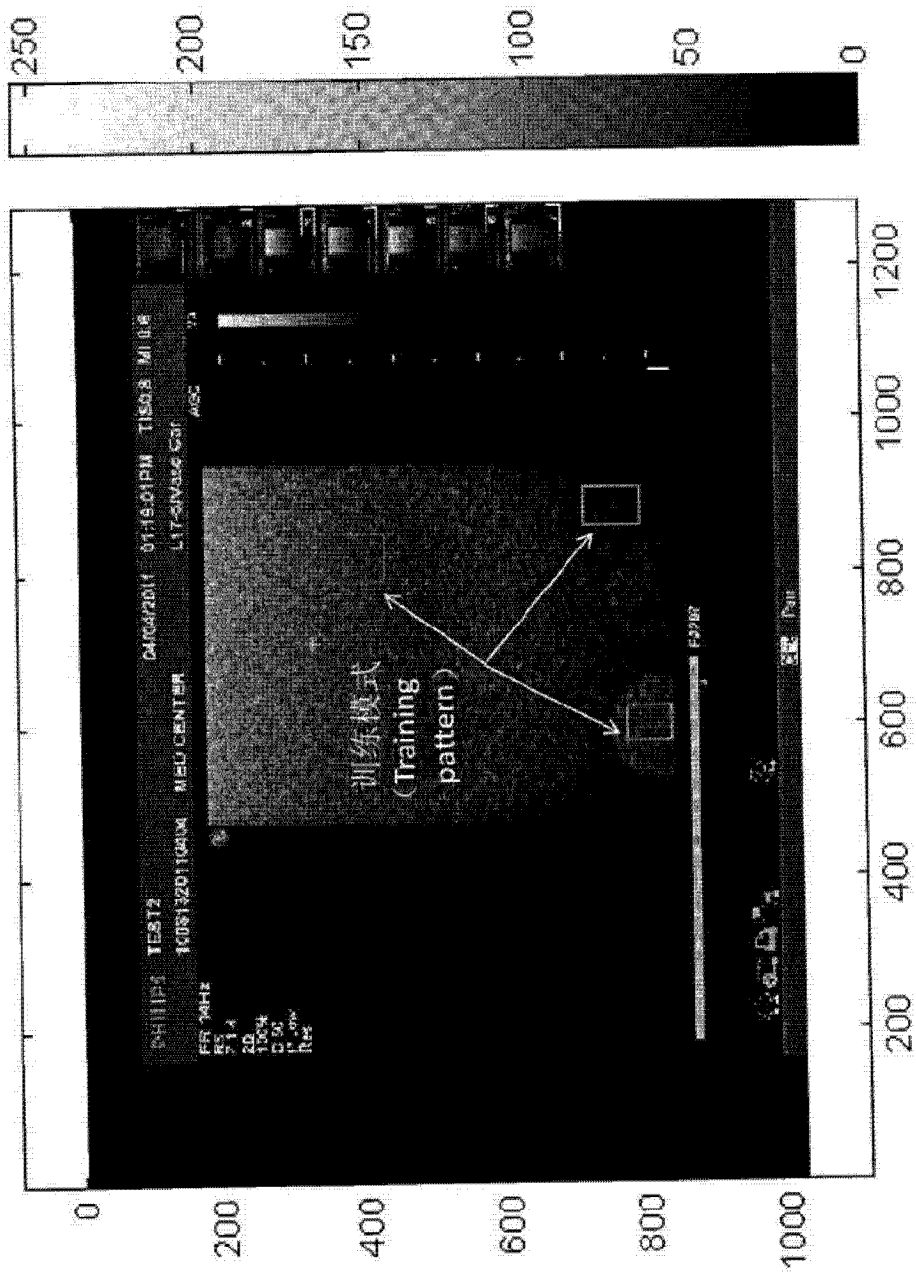


图 1

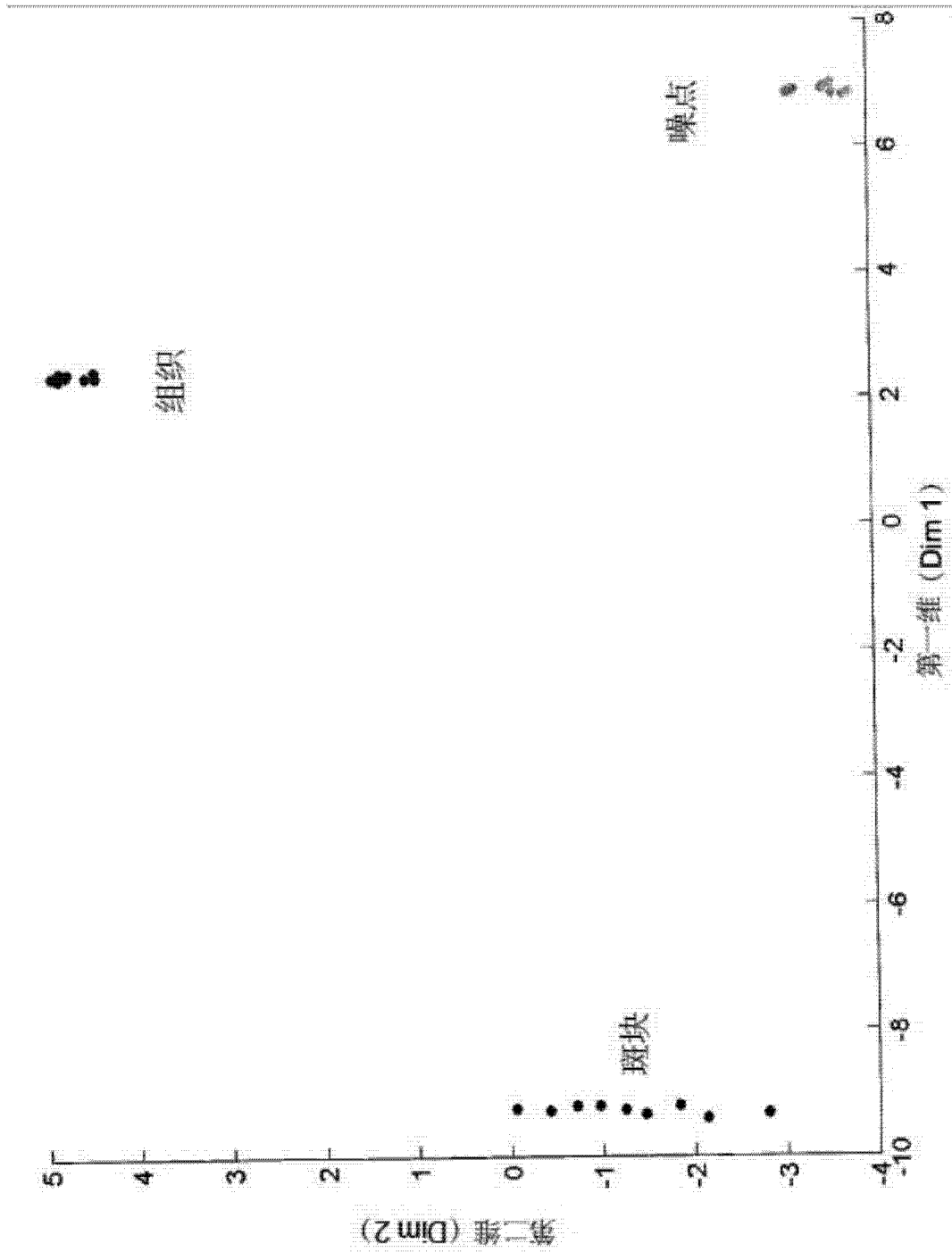


图 2

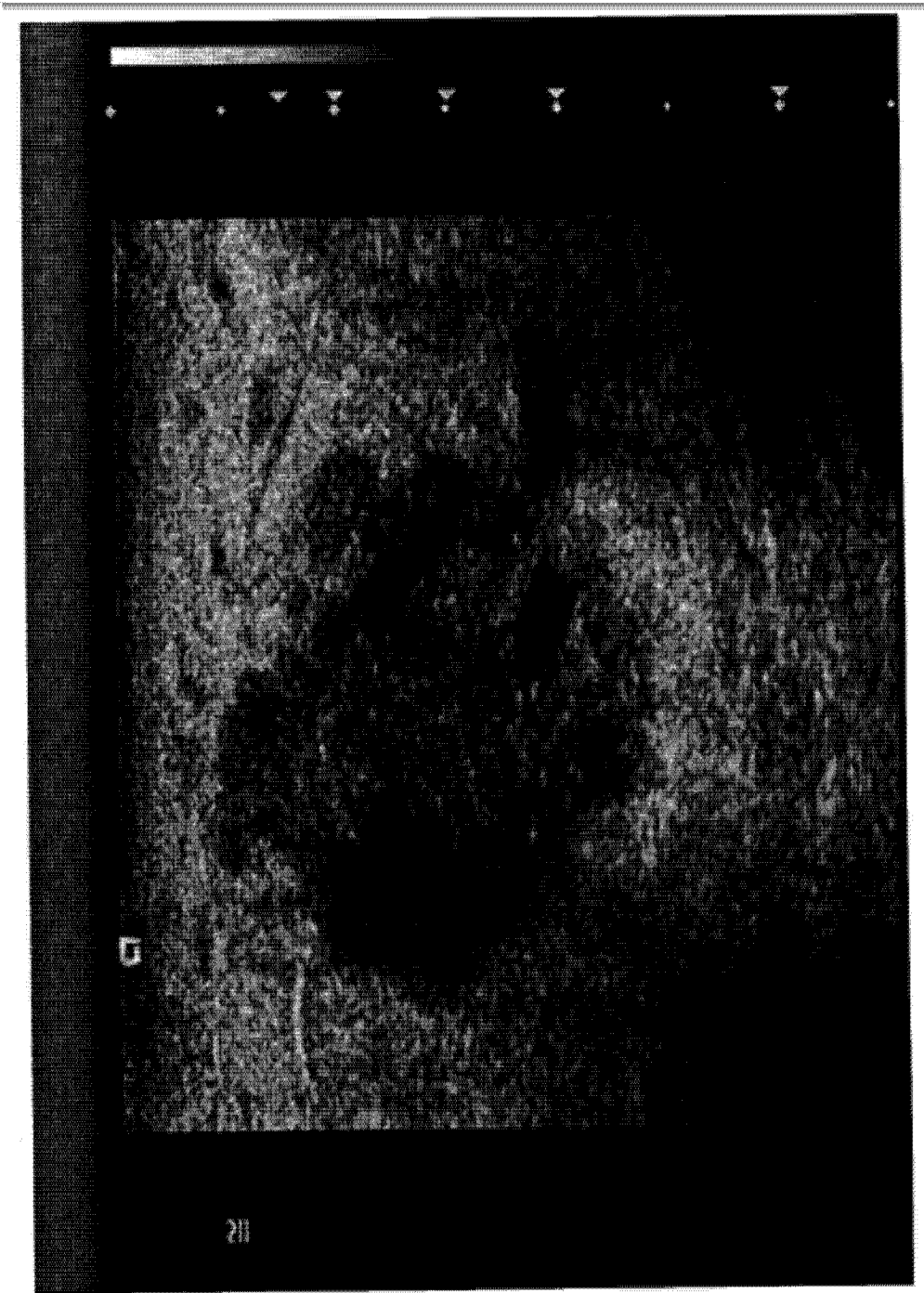


图 3

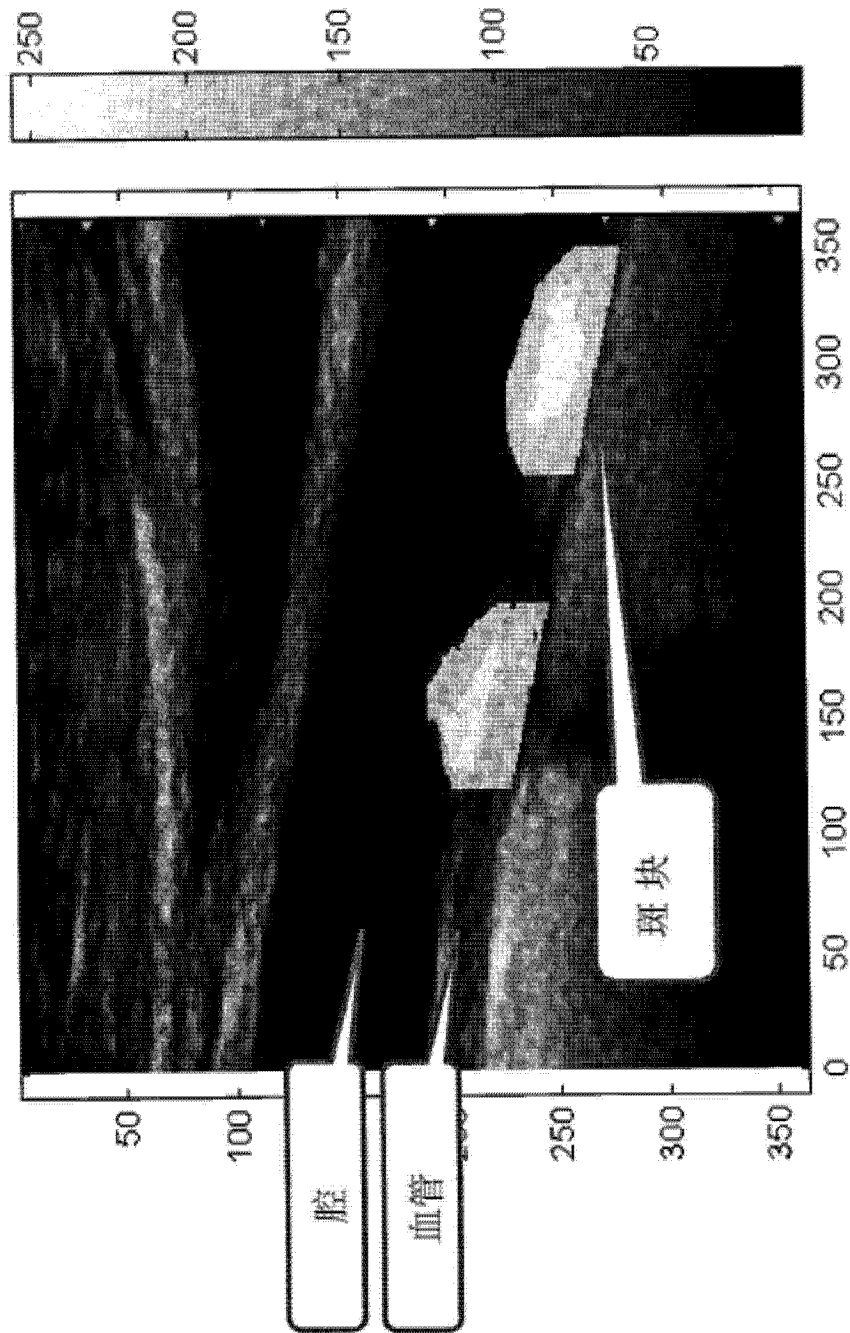


图 4

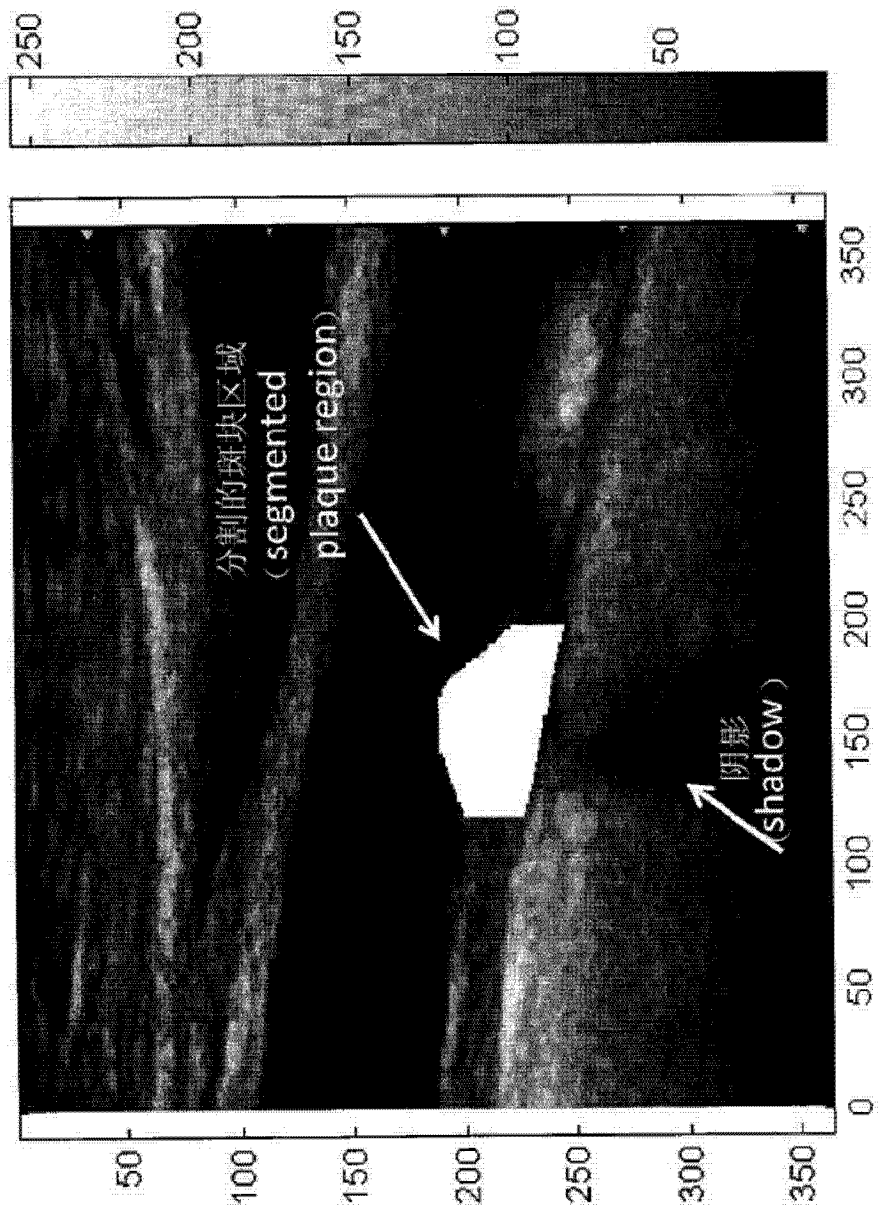


图 5

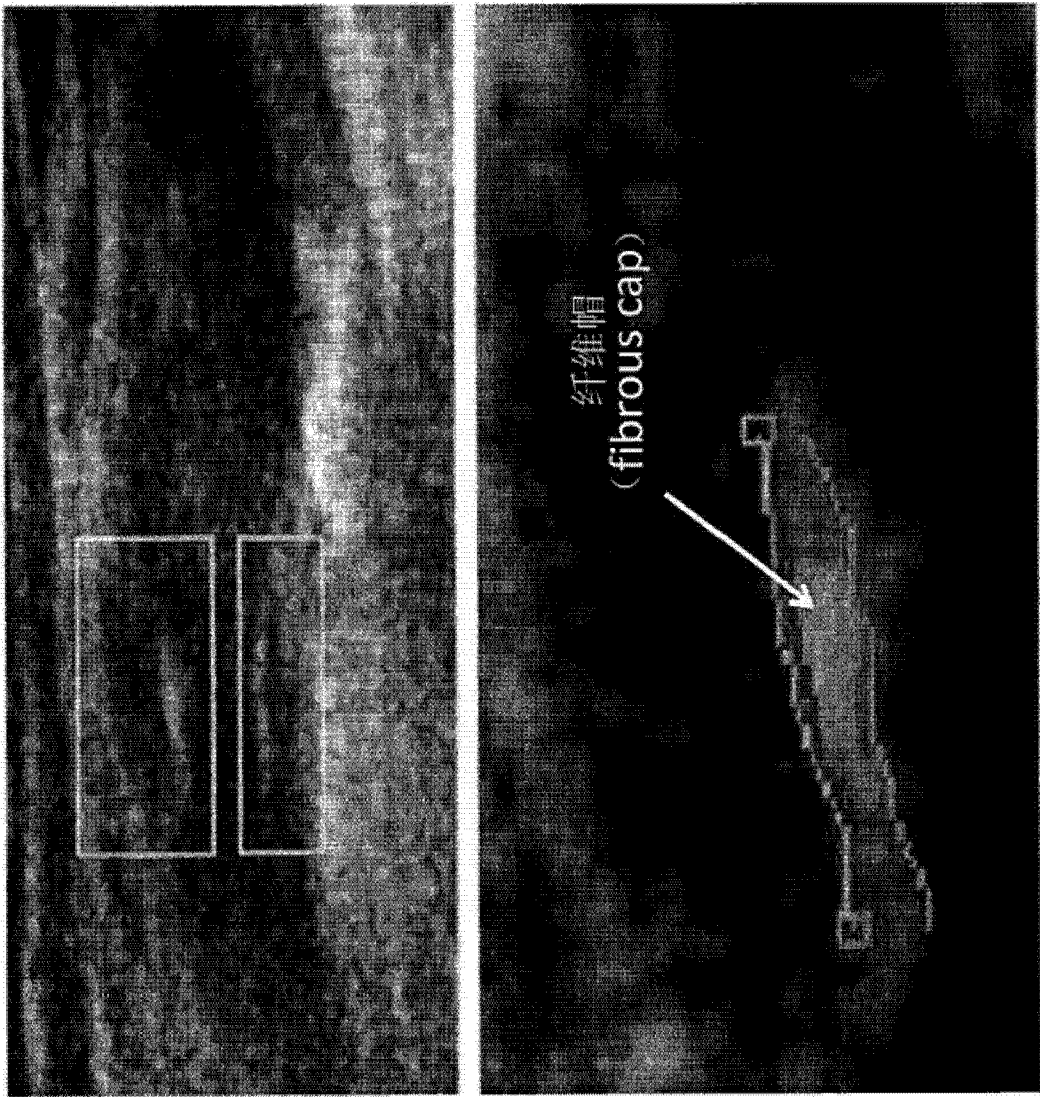


图 6

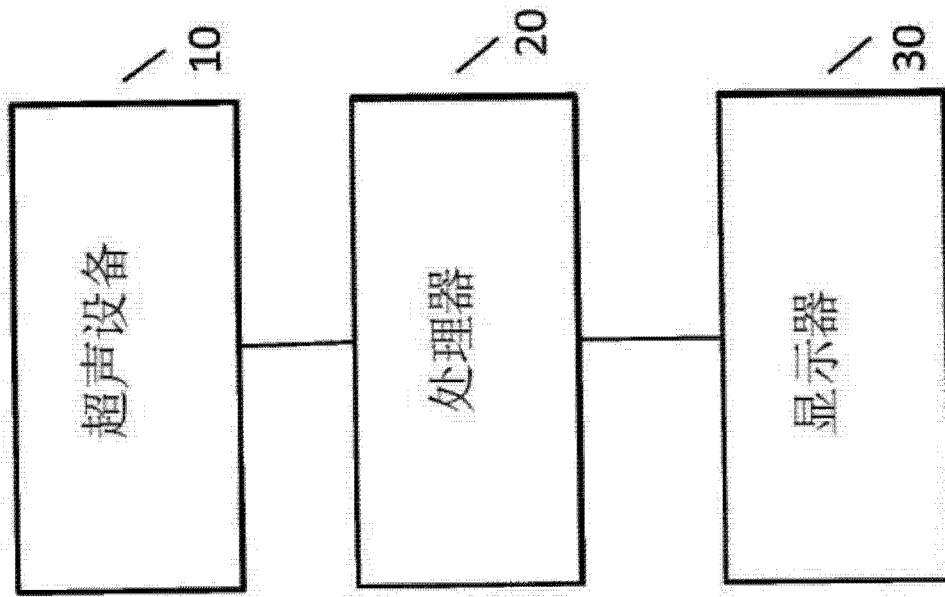


图 7

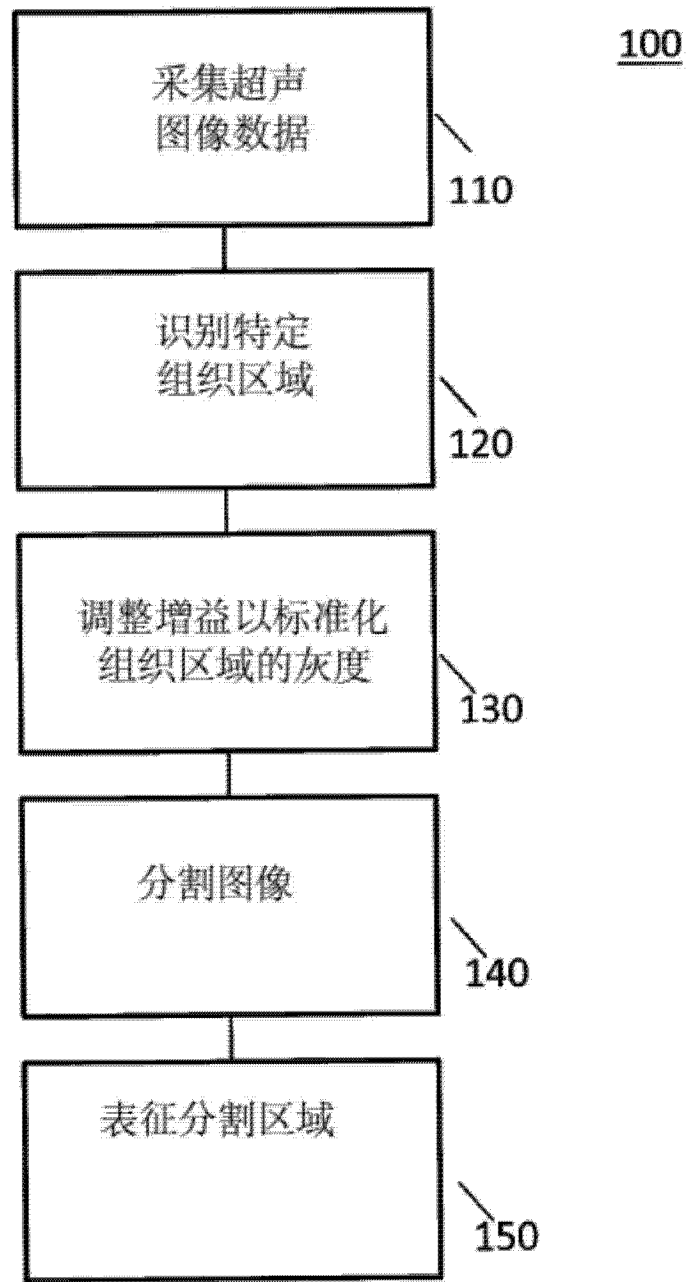


图 8



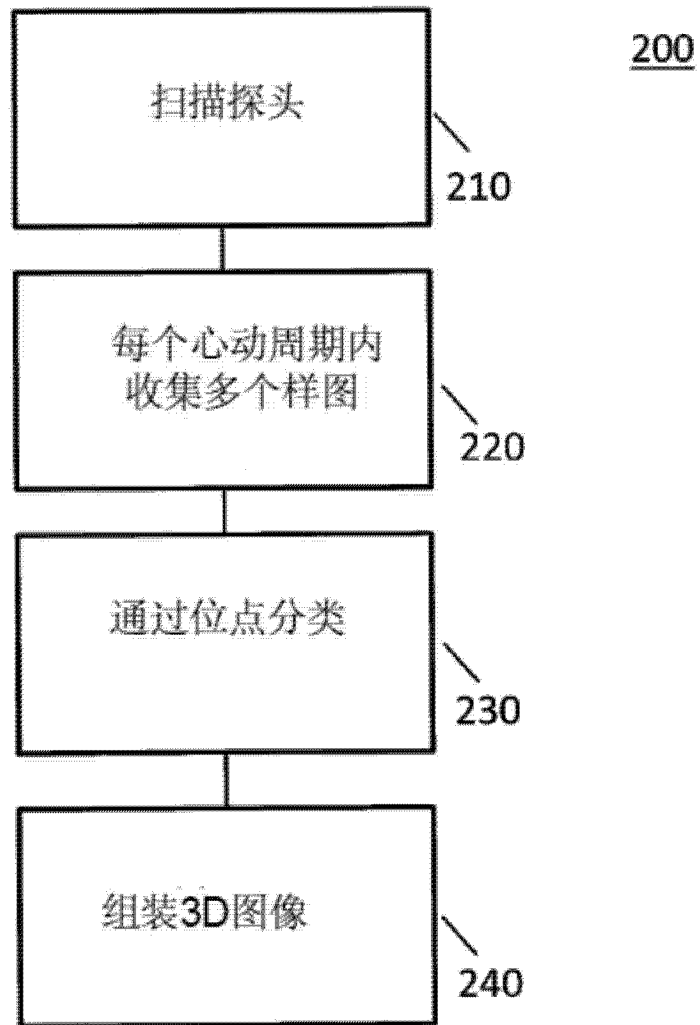


图 9

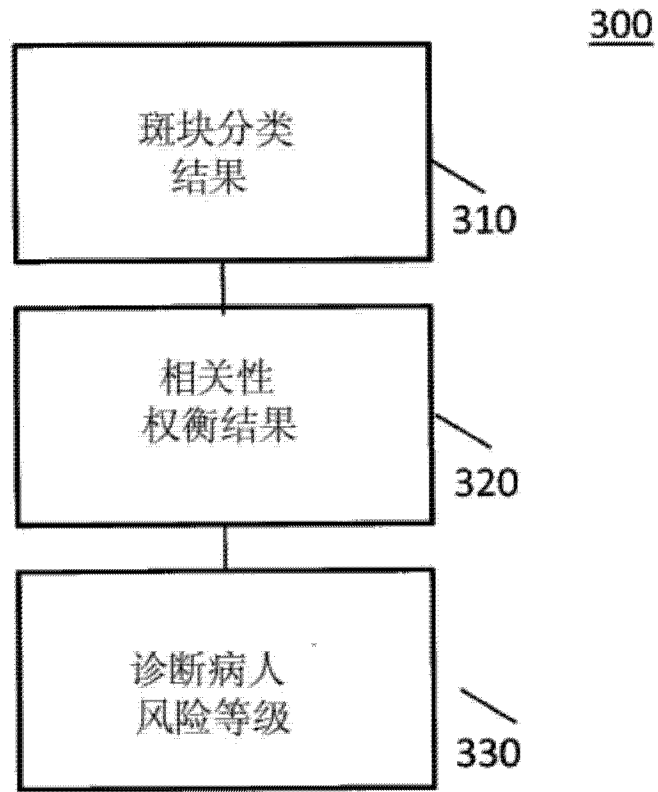


图 10

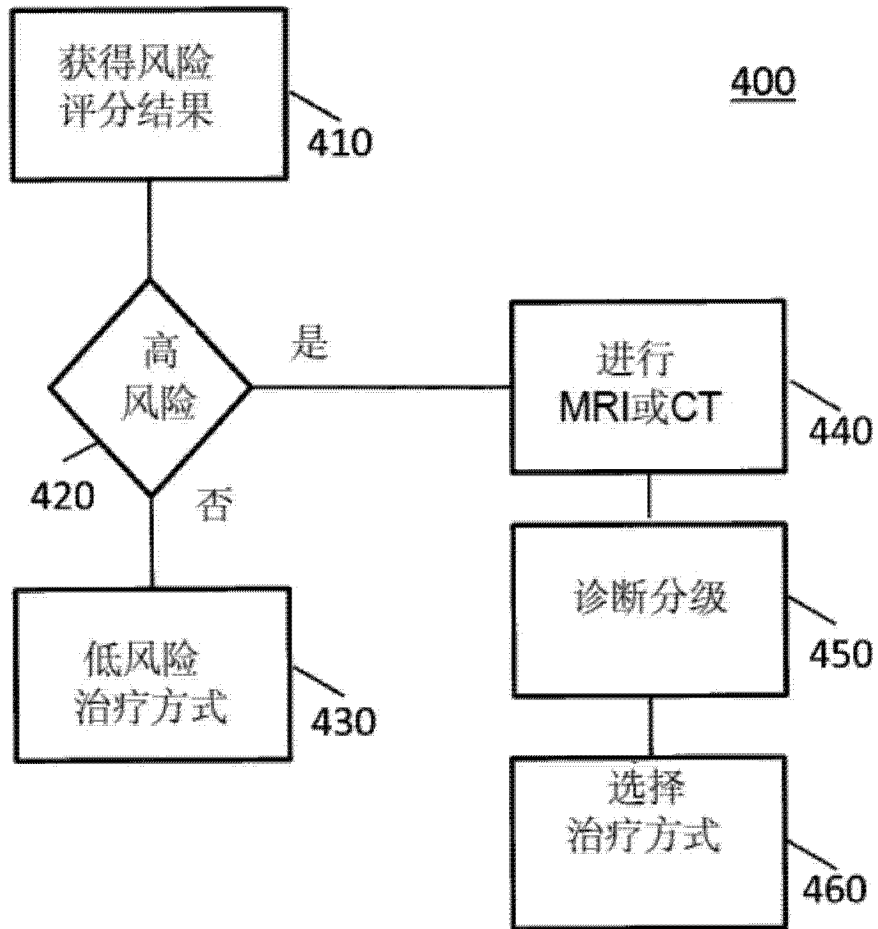


图 11