



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104321020 B

(45)授权公告日 2017.02.22

(21)申请号 201380027801.0

(22)申请日 2013.06.21

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104321020 A

(43)申请公布日 2015.01.28

(30)优先权数据
13/558,372 2012.07.26 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.11.27

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/CA2013/050486 2013.06.21

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/015424 EN 2014.01.30

(73)专利权人 国际商业机器公司
地址 美国纽约阿芒克

(72)发明人 S·格莱希曼 E·瓦拉施

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

代理人 鄢迅 张宁

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)
G06T 7/187(2017.01)

(56)对比文件
US 5627906 A, 1997.05.06,
US 5806521 A, 1998.09.15,
EP 2359745 A1, 2011.08.24,
CN 101336831 A, 2009.01.07,
US 5627906 A, 1997.05.06,
CN 1989524 A, 2007.06.27,

审查员 王传利

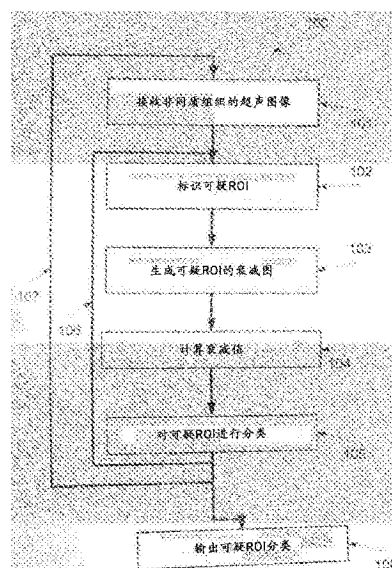
权利要求书2页 说明书8页 附图10页

(54)发明名称

对超声衰减图像中可疑感兴趣区域分类的方法和系统

(57)摘要

一种对映射患者的组织的超声衰减图像中的至少一个可疑感兴趣区域(ROI)进行分类的计算机化方法。该方法包括接收组织的US图像,标识所述US图像中的可疑感兴趣区域(ROI)、生成可疑ROI的衰减图、根据衰减图的分析测量可疑ROI的至少一个和可疑ROI中的至少一个子区域的至少一个衰减特征,以及根据至少一个衰减而在对可疑ROI进行分类。



1. 一种对映射患者的组织的超声衰减图像中至少一个可疑感兴趣区域ROI进行分类的计算机化方法,包括:

接收组织的超声US图像;

在所述US图像中标识一可疑感兴趣区域ROI;

生成所述可疑ROI的衰减图;

根据所述衰减图的分析来测量所述可疑ROI中的至少一个子区域和所述可疑ROI的至少一个的至少一个衰减特征,其中所述至少一个衰减特征包括所述可疑ROI的面积和所述可疑ROI的具有在预定水平之上的像素衰减值的多个子区域的面积之间的比率;以及

根据所述至少一个衰减特征对所述可疑ROI进行分类。

2. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述组织是具有非同质超声辐射吸收的非同质组织。

3. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述至少一个衰减特征是所述可疑ROI的包括具有相对均匀像素衰减值的多个子区域的部分的尺度。

4. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述至少一个衰减特征是所述可疑ROI的一部分的最大衰减值。

5. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述至少一个衰减特征是所述可疑ROI的包括累积像素衰减值在所述可疑ROI的像素的最大衰减值之上的部分的尺度。

6. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述至少一个衰减特征是所述可疑ROI的包括负累积像素衰减值的部分的尺度。

7. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述至少一个衰减特征是所述可疑ROI的尺寸。

8. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述生成包括针对所述可疑ROI的每个像素:

限定包含相应像素及其周围多个像素的周围框,以及

向所述相应像素指派根据所述多个像素的衰减值的组合计算的衰减图值。

9. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述衰减图映射所述可疑ROI的一些像素相对于所述可疑ROI的另一些像素的衰减水平。

10. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述生成包括生成所述衰减图以映射所述可疑ROI及其周围区域中的衰减。

11. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述标识包括由用户标记所述可疑ROI。

12. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述US图像由B型扫描超声疗法获取。

13. 根据权利要求1所述的计算机化方法,还包括输出展示所述分类给用户的显示。

14. 根据权利要求1所述的计算机化方法,其中所述US图像是三维(3D)US图像并且所述可疑ROI是可疑3D ROI;其中所述生成包括针对所述可疑3D ROI的多个切片中的每个切片生成衰减图;其中针对每个所述切片执行所述测量并且根据每个所述切片的每个所述至少一个衰减特征的组合执行所述分类。

15. 一种对映射患者的组织的超声衰减图像中的至少一个可疑感兴趣区域ROI进行分类的系统,包括:

处理器;

输入模块,其接收组织的US图像;
ROI模块,其标识所述US图像中的一可疑感兴趣区域ROI;
衰减映射模块;其生成所述ROI的衰减图;以及
分类模块,其根据所述可疑ROI中的至少一个子区域的至少一个衰减特征对所述可疑ROI进行分类,所述至少一个衰减特征是根据所述衰减图的分析标识的,其中所述至少一个衰减特征包括所述可疑ROI的面积和所述可疑ROI的具有在预定水平之上的像素衰减值的多个子区域的面积之间的比率。

16.根据权利要求15所述的系统,其中所述组织是具有非同质超声辐射吸收的非同质组织。

17.根据权利要求15所述的系统,还包括用于展示与所述US图像相关联的所述分类的显示器。

对超声衰减图像中可疑感兴趣区域分类的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明在其一些实施例中涉及计算机辅助诊断,并且更具体但非它地涉及评估诸如乳房组织之类的同质或非同质组织的超声图像中的可疑区域的系统和方法。

背景技术

[0002] 超声广泛用于乳腺癌的癌症诊断。在世界范围内,乳腺癌包括女性中所有诊断癌症的近30%。乳房摄影术是当前最通常的用于筛选和检测乳腺癌的疗法;然而,在乳房摄影术中找到的大部分的乳房病变仅是良性的。为了改进特异性,医生经常使用超声(US)成像检查可疑病变。然而,即使当使用乳房摄影术和US这两者时,约80%的活体组织检查仍为良性。

[0003] 近年来,已出现多种癌症诊断工具,参见Nover, A.B.、Jagtap, S.、Anjum, W.、Yegingil, H.、Shih, W.、Shih, W.和Brooks, A.D.在生物医学成像国际周刊(2009)中发表的Modern Breast Cancer Detection: A Technological Review,以及Sehgal, C.M.、Weinstein, S.P.、Arger, P.H.和Conant, E.F.在乳腺生物和瘤形成11(2)(2006)113-123中发表的A Review of Breast Ultrasound。

[0004] 一些癌症诊断工具包括计算机辅助(CAD)系统。这些系统通常计算各种乳房图像特征以区分恶性和良性肿瘤。乳房图像特征包括图像中可疑区域的形状(估计为描绘可能的肿瘤)、可疑区域的纹理以及可疑区域的声学属性。

发明内容

[0005] 根据本发明的一些实施例,提供了一种对映射患者的组织的超声衰减图像中的至少一个可疑感兴趣区域(ROI)进行分类的计算机化方法。该方法包括接收组织的US图像、标识US图像中的可疑感兴趣区域(ROI)、生成可疑ROI的衰减图、根据对衰减图的分析来测量可疑ROI中的至少一个可疑ROI和可疑ROI中的至少一个子区域的至少一个衰减特征、以及根据至少一个衰减特征对可疑ROI进行分类。

[0006] 根据本发明的一些实施例,提供了一种对映射患者的组织的超声衰减图像中至少一个可疑感兴趣区域(ROI)进行分类的系统。系统包括处理器、接收组织的US图像的输入模块、标识US图像中可疑感兴趣区域(ROI)的ROI模块、生成ROI的衰减图的衰减映射模块、以及根据可疑ROI中的至少一个子区域的至少一个衰减特征对可疑ROI进行分类的分类模块,根据衰减图的分析标识至少一个衰减特征。

[0007] 根据本发明的一些实施例,提供了一种用于对映射患者的组织的超声衰减图像中至少一个可疑感兴趣区域(ROI)进行分类的计算机程序产品。计算机程序产品包括非瞬态计算机可读存储介质、用于接收组织的US图像的第一程序指令、用于标识US图像中可疑感兴趣区域(ROI)的第二程序指令、用于生成可疑ROI的衰减图的第三程序指令、用于根据衰减图的分析测量可疑ROI的至少一个以及可疑ROI中至少一个子区域的至少一个衰减特征的第四程序指令、以及根据至少一个衰减特征对可疑ROI进行分类的第五程序指令。在非瞬

态计算机可读存储介质上存储第一、第二、第三、第四和第五程序指令。

[0008] 除非另有限定,本文中使用的所有技术和/或科学术语具有如本发明所属技术领域的技术人员所通常理解相同含义。在本发明的实施例的实践或测试中可以使用本文描述的相似或等同的方法和物资,下面描述示例性的方法和/或物资。在冲突的情形下,专利说明书(包括限定)将会控制。此外,物资、方法和示例仅是说明性的,并非旨在必然限制。

附图说明

[0009] 专利或申请文件包含至少一个颜色附图。专利局基于请求和必要费用的支付提供具有颜色附图的该专利或专利申请公开的副本。

[0010] 在此仅通过示例参考所附附图来描述本发明的一些实施例。现在具体参见附图,应该强调,所示的具体内容仅是示例并且是出于本发明的实施例的示意论述的目的。就此而言,参考附图的描述对于本领域技术人员如何可以实践本发明的实施例是明显的。

[0011] 在附图中:

[0012] 图1是基于超声衰减特征的分析对映射患者的同质或非同质组织的US图像中的一个或多个可疑ROI进行分类的流程图;

[0013] 图2是根据本发明的一些实施例的例如通过实施图1中描绘的方法来对映射同质或非同质组织的超声图像中ROI进行分类的系统的部件的示意图;

[0014] 图3A-图3C是根据本发明的一些实施例的某个像素附近的示例图块、应用在示例图块上的图斑(mask)、以及在移除外围像团(bIob)的经处理的图斑的图;

[0015] 图4A-图4C是根据本发明的一些实施例的US图像、具有手动标记的可疑ROI的US图像、以及根据图4B中描绘的可疑ROI生成的衰减图;

[0016] 图5A-图5D是描绘良性肿瘤的ROI的衰减图的一些示例;

[0017] 图5E-图5H是描绘恶性肿瘤的ROI的衰减图的一些示例;

[0018] 图6A-图6D是根据本发明的一些实施例的描绘良性肿瘤并且与可疑ROI对应的US图像图区、具有指示肿瘤边界的线标记的衰减图、衰减图的平滑版本、以及具有表示均匀衰减区域的颜色区域的衰减图的平滑版本;以及

[0019] 图7A-图7E描绘根据一些实施例的用于实现衰减特征的分析的软件代码。

具体实施方式

[0020] 本发明在其一些实施例中涉及计算机辅助诊断(CAD),并且更具体但非排它地涉及组织的超声图像中的可疑区域的分类的方法和系统。

[0021] 根据本发明的一些实施例,提供用于通过生成ROI的衰减图和分析从衰减图提取的一个或多个衰减特征来对同质或非同质组织进行分类的方法和系统,该同质或非同质组织诸如在诸如B型扫描图像之类的超声(US)图像的可疑感兴趣区域(ROI)中描绘的乳房组织、甲状腺组织、结肠组织和前列腺组织。可以由用户标记和/或自动标识在US图像中的可以为二维或体积的ROI。

[0022] 可选地,所分析的特征涉及ROI中的子区域中的尺度、衰减值、和衰减值的同质性。这些特征指示ROI中的组织图像中的良性和/或恶性肿瘤的电位图案。

[0023] 可选地,在考虑邻近像素值时,可选地通过计算衰减像素值来生成衰减图。

[0024] 具体说明本发明的至少一个实施例之前,应该理解,本发明不限于其在下文描述和/或附图和/或示例中示出的部件和/或方法的构造和布置的细节。本发明能够以各种方式执行或实践其它一些实施例。

[0025] 如本领域技术人员可以理解的那样,本发明的一些方面可以体现为系统、方法或计算机程序产品。相应地,本发明的一些方面可以采取完全为硬件实施例、完全为软件实施例(包括固件、驻留软件、微代码等)或组合软件和硬件一些方面的实施例的形式,该硬件方面在本文中总体被称为“电路”、“模块”或“系统”。此外,本发明的一些方面可以采取在一个或多个计算机可读介质中体现的计算机程序产品的形式,该计算机可读介质具有在其上体现的计算机可读程序代码。

[0026] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任何组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。计算机可读存储介质可以例如但不限于地电子、磁、光、电磁、红外或半导体系统、装置或设备、或前述项的任何合适组合。计算机可读存储介质的更多具体示例(非穷尽列表)可以包括以下项:具有一个或多个接线的电连接、便携式计算机碟片、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM或闪存)、光纤、便携式紧凑盘只读存储器(CD-ROM)、光学存储设备、磁存储设备、或前述项的任意合适组合。在本文的情形中,计算机可读存储介质可以任何有形介质,其可以包含或存储用于指令执行系统、装置或设备的程序。

[0027] 计算机可读信号介质可以包括传播的数据信号,其具有在其中体现的计算机可读程序代码,例如在基带中或作为载波的一部分。该传播的信号可以采用各种形式,例如但不限于,电磁、光、或其任意合适组合。计算机可读信号介质可以是任何计算机可读介质,其并非计算机可读存储介质并且可以与指令执行系统、装置或设备结合用于通信、传播或传输程序。

[0028] 可以使用任何适当的媒介来传输在计算机可读介质上体现的程序代码,该媒介包括但不限于无线、有线、光纤线缆、RF等或前述项的任何合适组合。

[0029] 用于执行本发明的一些方面的计算机程序代码可以以一种或多种编程语言的任何组合来编写,该编程语言包括面向对象编程语言(诸如Java、Smalltalk、C++等)和常规过程编程语言(诸如“C”编程语言或类似编程语言)。程序代码可以完全在用户计算机上、部分在用户计算机上作为独立式软件包、部分在用户计算机上并且部分在远程计算机上或完全在远程计算机或服务器上执行。在后者的情形中,远程计算机可以通过任何类型的网络连接至用户的计算机,该任何类型网络包括局域网(LAN)或广域网(WAN),或者连接可以连向外部计算机(例如通过使用因特网服务提供商的因特网)。

[0030] 下面参考根据本发明的一些实施例的方法、装置(系统)和计算机程序产品的图示的流程图和/或框图来描述本发明的一些方面。可以理解,可以由计算机程序指令执行图示的流程和/或框图以及流程图和/或框图中的框的组合。这些计算机程序指令可以提供给通用计算机、专用计算机或其它可编程数据处理装置的处理器以产生机器,使得指令在经由计算机或其它可编程数据处理装置的处理器执行时产生用于执行在流程图和/或框图中指定的功能/动作的装置。

[0031] 也可以在计算机可读介质中存储这些计算机程序指令,其可以命令计算机、其它可编程数据处理装置或其它设备以特定方式工作,使得存储在计算机可读介质中指令产生

包括指令的制品,其实施在流程和/或框图中指定的功能/动作。

[0032] 计算机程序指令还可以加载到计算机、其它可编程数据处理装置或其它设备上以使得在计算机、其它可编程数据处理装置或其它设备上执行一些的操作步骤以产生计算机执行的步骤,使得在计算机或其它可编程装置上执行的指令提供用于实现在流程图和/或框图或框中指定的功能/动作。

[0033] 现在参见图1,图1是根据本发明的一些实施例的基于映射具有同质或非同质(本文简称非同质组织)超声辐射吸收的组织的US图像中衰减特征的分析对一个或多个可疑ROI进行分类的方法100的流程图。衰减特征是可疑ROI和/或其子区域的特征(也称为像团)。这些衰减特征是可选地从可疑ROI的衰减图提取的。

[0034] 现在参见图2,图2是根据本发明的一些实施例例如通过实现图1中描绘的方法来对映射非同质组织的超声图像中的一个或多个ROI进行分类的系统的部件的示意图,该非同质组织诸如乳房组织、结肠组织、以及前列腺组织。如图所示,软件部件包括用于可选地通过网络从超声疗法71和/或容库72接收超声图像的输入接口61、ROI模块63、衰减映射模块64和分类模块65。

[0035] 超声疗法71可选地是B扫描超声疗法,其基于背散射生成超声图像。

[0036] 方法和系统基于声学特征的分析,即声学组织衰减测量用于在良性和恶性肿瘤之间进行区分。使用断层方式的超声(US)传输来计算组织衰减。

[0037] 首先,如在101处示出,从超声疗法71(例如B扫描疗法)和/或从容库72(例如医学数据库)提供诸如乳房组织之类的非同质组织的超声(US)图像。US图像可选地是常规B扫描图像,其在没有修改图像获取过程和/或使用的硬件的情形下拍摄的。

[0038] 现在,如在102处示出,在US图像中标识可疑的ROI。可疑ROI可以由医师和/或操作员手动标记。例如,ROI标记模块3被设置为呈现图形用户接口(GUI),其允许用户例如通过在附近绘制线以在客户端的显示器上标记US图像的呈现上的ROI,该客户端诸如台式机、膝上型计算机、平板计算机等,该线例如在图4C中呈现的US图像上的图4B中描绘的线。在另一实施例中,通过US图像的图像处理自动地标识ROI,例如参见关于US图像中的图区考察:Noble和Boukerroui,“Ultrasound Image Segmentation:A Survey”,IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING,VOL.25,NO.8,2006年8月。

[0039] 现在,如在103处所示,标记的ROI以及可选地其附近区域被分析以由衰减映射模块64产生衰减图。可选地,通过计算ROI中的每个像素的局部衰减值来产生衰减图。根据周围块针对每个像素可选地估计局部衰减值。假设块的衰减是均匀的,可选地除了被移除的外露区(outlier)(例如像素显著不同于块的中央像素的地方)之外。

[0040] 可选地,例如在显示器上呈现衰减图。衰减图允许医师在良性和恶性肿瘤之间进行区分,以及由此减少当前被执行的冗余活体检查的数目。

[0041] 可选地,通过以下方式产生衰减图:

[0042] 针对每个像素,在ROI中以及可选地在其附近:

[0043] 限定周围的框尺寸LxP;

[0044] 限定具有周围的框尺寸并且包含像素及其周围多个像素的周围的框的图斑,例如使得像素位于周围的框的中心处;

[0045] 根据图斑中的像素的衰减值估计周围的框的框衰减;以及

[0046] 将框衰减值指派为像素的衰减图值。

[0047] 可选地,框衰减值是使用最小二乘法计算的框平均衰减。

[0048] 可选地,在US图像中的第n列和第m行中的像素的强度限定如下:

$$[0049] \quad \text{等式1: } E_{m,n} = E_0 \sigma_{m,n} \exp \left(-2\Delta \sum_{k=1}^m \alpha_{k,n} \right)$$

[0050] 其中, E_0 表示初始幅度、 Δ 表示像素的尺寸、以及 $\sigma_{m,n}$ 和 $\alpha_{k,n}$ 分别表示背散射和衰减系数。不失普遍性而言,假设 $\Delta = 1$ 。这等于简单改变衰减的测量单位。

[0051] 在可疑ROI和可选地其附近区域中每个像素地估计 $\alpha_{k,n}$ 。衰减和背散射系数在每个像素的小的附近区域中假设为常数。如上所述,附近区域被限定为具有在每个像素周围的 $L \times P$ 个像素(例如65x17个像素)的周围的框。如果衰减在该框中是均匀的,则等式1简化为:

$$[0052] \quad \text{等式2: } E_{j,i} = E_i e^{-2(j-1)\alpha}$$

[0053] 其中, $E_{j,i}$ 表示框的(j,i)像素中的强度,并且 α 表示框的像素的常数衰减。

[0054] 可选地,使用图斑来确定像素具有常数衰减的位置。可选地,针对所有范围内的像素(例如中心像素附近具有约3分贝(dB)内强度的框中的所有像素)标识图斑。然后,从图斑移除在本文中被称为非零像团的外围连接的非零像素多维对象。例如,移除其距主像团超过4个像素的任何非零像团。

[0055] 由于图斑指示了具有同质衰减的子区域,因此等式2中的模型适用由图斑指示的所有像素。因此,价值函数可以限定为其中常数衰减假设合理的框的方差的所有像素的总和。然后,等式2仅应用至该图斑上的像素。

[0056] 图3A-图3C是某个像素301周围的示例框、应用在该示例框上的图斑以及在移除外围像团之后的经处理的图斑的图像,参见下文:

$$[0057] \quad \text{等式3: } C(E_i, \alpha) = \sum_{i=1}^P \sum_{j \in \Omega_i} \left(E_{j,i} - E_i e^{-2(j-1)\alpha} \right)^2$$

[0058] 其中 Ω_i 表示图斑的第i列。目标在于发现最小化该价值函数的 E_i 和 α 。可选地,技术方案限于其第一阶近似。该限制在 $\alpha \ll 1$ 的假设下是适当的,使得等式3中的指数是小的。由于大多数生物组织的衰减值极少在每像素0.01奈培之上,因此该假设是有效的。等式3的第一阶近似是:

$$[0059] \quad \text{等式4: } C(E_i, \alpha) = \sum_{i=1}^P \sum_{j \in \Omega_i} \left(E_{j,i} - E_i (1 - 2(j-1)\alpha) \right)^2$$

[0060] 其中 k_i 表示图斑的第i列上的非零像素的数目,并且限定了下列内容:

$$[0061] \quad a_i = \frac{2}{k_i} \sum_{j \in \Omega_i} (j-1), \quad b_i = \frac{1}{k_i} \sum_{j \in \Omega_i} E_{j,i}, \quad c_i = \frac{1}{k_i} \sum_{j \in \Omega_i} (j-1) E_{j,i} - a_i b_i$$

[0062] 使用该标记,易于看出,在设置为0时根据 E_i 并且使用第一阶近似, $C(E_i, \alpha)$ 的导数产生:

$$[0063] \quad \text{等式5: } \hat{E}_i = b_i - 2c_i \alpha$$

[0064] 将等式5代入等式4,并且保持 α 的仅第一阶,产生 α 的简单平方函数,其单个全局最小值在下式中:

[0065] 等式6:
$$\hat{\alpha} = \frac{\sum_{i=1}^P D_i^T B_i}{\sum_{i=1}^P B_i^T B_i}$$

[0066] 其中 $\Omega_{(j,i)}$ 表示图斑中的 (j,i) 像素,以及

[0067] $D_i = (b_i - E_{1,i}, \dots, b_i - E_{L,i})^T, B_i = 2(\Omega_{1,i} c_i, \dots, \Omega_{L,i} (c_i - (L-1) b_i) \dots)^T$

[0068] 估计的衰减值 $\hat{\alpha}$ 仅被指派给中心像素而不指派给整个框。执行针对在ROI中及其周围的每个像素的该计算以产生衰减图。例如,图4C是根据可疑ROI生成的衰减图的图像,该可疑ROI在图4B中由医师在图4A中呈现的US图像上标记。

[0069] 现在,如在104处所示,可以根据衰减图计算可疑ROI中的一个或多个衰减特征和/或可疑ROI中的子区域。可选地,衰减特征是可疑ROI的一个或多个子区域。

[0070] 现在参见图5A-图5D,图5A-图5D是描绘良性肿瘤的ROI的衰减图的示例,图5E-图5H是描绘恶性肿瘤的ROI的衰减图的示例。每个ROI由线圈出。如图5E-图5H中观察到那样,恶性肿瘤具有相对大的高衰减斑,而总体结构是非同质的。如在这些图中示出的那样,由于诸如时间增益补偿(TGC)之类的失真,因此衰减图是相对而非绝对的,其中,针对健康的组织期望0衰减而针对恶性肿瘤期望较高的衰减值。应该注意,相同的方案可以用于在没有TGC时获取的图像。

[0071] 也参见可以用于对可疑ROI进行分类的特征集合:

[0072] 表1

描述	特征	
小的部分可以指示良性肿瘤。	ROI 的由相对高的衰减的子区域(即,高衰减的子区域(像团))覆盖的部分在ROI中被标识并且然后计算它们的面积和ROI-肿瘤的面积之间的比率。	1
大的部分可以指示良性肿瘤,这是因为恶性肿瘤通常具有非同质结构。	ROI 的由具有均匀衰减值的子区域覆盖的部分。例如,计算在具有均匀衰减(诸如图6D)的子区域的面积和肿瘤(ROI)的面积之间的比率。	2
恶性肿瘤往往具有较高的衰减。	ROI中的最大衰减。	3
小的部分可以指示良性肿瘤。	ROI的具有靠近来自特征3的最大值的衰减的部分	4
大的部分可以指示良性肿瘤。	ROI的具有负衰减的部分。	5

[0074] 可选地,为了量化特征1和2,使用H-顶点(H-maxima)变换来处理衰减图,H-maxima变换抑制适度的(mi Id)顶点。对于特征编号1而言,通过在平滑的图上应用阈值(可选为固定的,例如 $(10^{-3}$ 奈培/像素))来标识相对高的衰减的子区域,同时使用过小的面积滤除像团。对于特征编号2而言,可选地分析在平滑图中具有均匀衰减的两个区域。第一区域包括其值等于平滑衰减图的中值的所有像素,而第二区域类似地限定为其值等于不在第一区域

中的像素的中值的所有像素。图5A-图5D是US图中的可疑ROI以及相应均匀衰减区域的示例图像。图6A是描绘良性肿瘤的US图像图区,并且对应于可疑ROI,图6B描绘其中描绘线标记肿瘤边界的衰减图,并且图6C和图6D是衰减图的平滑版本、以及具有表示均匀衰减区域70的颜色区域的衰减图的平滑版本。

[0075] 可选地,根据图像中衰减值标识特征3。特征4检验其中衰减接近最大值的区域。结果,滤除伪差,同时忽略仅在小量的隔离像素中出现的最大值。

[0076] 可选地,特征取决于ROI的尺寸。例如,特征3的最小可接受强度以及H-maxima变换的参数当应对较小肿瘤时是较小的。这是由于如下事实:对于较小的肿瘤而言,衰减估计准确率较低。

[0077] 现在,如在105处所示,根据一个或多个特征(例如根据特征组合)对可疑ROI进行分类。可选地,对特征进行加权。分类可以是二元的,例如在恶性肿瘤和良性肿瘤之间进行区分。分类可以是肿瘤是良性和/或恶性的概率的指示分数。可选地,分类展示给用户,例如作为US图像的显示上的透明图(overlay)。

[0078] 可选地,如在106处所示,迭代地重复在102-105中所示的过程,每次在另一可疑ROI上。在该实施例中,可以单独地分析图像中的多个可疑ROI。

[0079] 图7A-图7E描绘了根据本发明的一些实施例的用于执行衰减特征的上述分析的软件代码。

[0080] 根据本发明的一些实施例,US图像是三维(3D)图像,例如使用3D US疗法成像。在这类实施例中,可疑ROI是具有标识的宽度、长度和深度的体积ROI,其自动地、由医师和/或另一操作员半自动(例如征求用户同意的自动标识)或手动地标识。

[0081] 可选地,如在107处所示,迭代地重复102-105以及可选的106中所描绘的过程,每次在可疑体积ROI的另一切片图像上。在这类实施例中,可以单独地分析图像中的多个可疑ROI。在另一实施例中,在每个切片上单独地执行103,而在覆盖3D肿瘤的体积可疑ROI上执行图区、特征标识和分类。

[0082] 可选地,如在108处所示,例如在显示器上向用户展示一个或多个可疑EOI的分类,例如作为使用相应US图像展示的信息的透明图和/或为用户产生的报告。可选地,针对具有相同肿瘤的若干视图执行相同分析,其中执行投选以便组合针对每个视图的结构。

[0083] 在集成电路芯片制造中使用上述方法。

[0084] 附图中的流程图和框图示出了根据本发明的各种实施例的系统、方法和计算机程序代码的可能实现方式的架构、功能性和操作。就此而言,流程图或框图中的每个框可以表示模块、字段或代码的一部分,其包括用于实现专用逻辑功能的一个或多个可执行指令。应该注意,在一些备选实现方式中,在框中标记的功能可以以与图中示出不同的顺序执行。例如,相继显示的两个块实际上可以基本上并行地执行,或框可以有时以相反的顺序执行,这取决于所涉及的功能性。还应该注意,框图和/或流程图示的每个框以及框图和/或流程图示中的框的组合可以由基于专用硬件的系统或专用硬件和计算机指令的组合来实现,该系统执行专用功能或动作。

[0085] 已经出于图示的目的但并非旨在穷尽或限于所公开的实施例地展示了本发明的各种实施例的描述。许多修改和变化对于本领域技术人员是显然的,而不偏离所描述的实施例的范围和精神。本文使用的术语选择为最佳地说明实施例的原理,相比于市场中已有

的技术,实际的应用或技术改进或使得本领域技术人员理解本文描述的实施例。

[0086] 可以理解,在源自该申请的专利寿命期间,将出现许多相关的方法和系统,并且术语处理器、模块、US图像、B型扫描和超声疗法的范围旨在包括演绎的所有这类新的技术。

[0087] 本文使用的术语“约”指代10%。

[0088] 术语“包括”、“包含”、“涵盖”、“具有”及其词形变化意指“包括但不限于”。该术语包括术语“由.....组成”以及“基本上由.....组成”。

[0089] 表达“基本上由.....组成”意指组成或方法可以包括附加的成分和/或步骤,但是仅在附加的成分和/或步骤并不实质上更改权利要求书中的组成或方法的基本和新颖特征。

[0090] 如本文所用,单数形式“一个”、“一种”包括复数形式,除非上下文另有明确指示。例如,术语“一种化合物”或“至少一种化合物”可以包括多种化合物,包括其混合物。

[0091] 词语“示例”在本文中用于意指“用作示例、实例或图示”。描述为“示例”的任何实施例并不必然构造为相比于其它实施例是优选或有利的和/或排除其它实施例的特征的并入。

[0092] 术语“可选”在本文中用于意指“在一些实施例中提供而在另一些实施例中不提供”。本发明的任何特定实施例可以包括多个“可选”特征,除非这些特征冲突。

[0093] 贯穿本申请全文,可以以范围格式展示本发明的各种实施例。应该理解,范围格式的描述仅出于便捷和简明,而不应该构造为本发明的范围的不可变的限制。相应地,范围的描述应该被认为具有具体公开的所有可能子范围以及该范围内的单独的数字值。例如,描述的范围诸如从1至6应该被认为具有具体公开的子范围,诸如从1至3、从1至4、从1至5,从2至4、从2至6、从3至6等、以及该范围内的单独数字,例如1、2、3、4、5和6。无论范围的宽度如何,这都可以适用。

[0094] 在本文中无论何时指示范围,都意指包括在指示的范围内的任何引用数值(分数或整数)。表达“第一指示数字和第二指示数字之间的范围以及从第一指示数字到第二指示数字的范围”在本文中交互使用并且旨在包括第一指示数字和第二指示数字以及期间的的所有分数和整数数值。

[0095] 可以理解,出于清楚性的目的在单独的实施例的情形中描述的本发明的某些方面也可以在单个实施例中组合提供。相反地,本发明的出于简略的目的在单个实施例中描述的各种特征也可以单独地提供或以合适的子组合或在本发明的任何其它描述实施例中合适的方式提供。各种实施例的情形中描述的某些特征并不被认为是这些实施例的基本特征,除非该实施例在不具有该元件的情形下不可操作。

[0096] 虽然已经结合本发明的具体实施例描述本发明,但是显然许多备选、修改和变化对于本领域技术人员是显然的。相应地,本发明旨在包括落入所附权利要求书的精神和广义范围内的所有这类备选、修改和变化。

[0097] 本说明书中提及的所有公开、专利和专利申请在此通过引用整体并入本文,如同每个单独的文献、专利或专利申请具体且单独地指示为通过引用并入本文那样。此外,本申请中的任何参考的引用或标识不应被解释为承认该参考为本发明的现有技术。在本文的公开范围内,它们不应被解释为必然的限制。

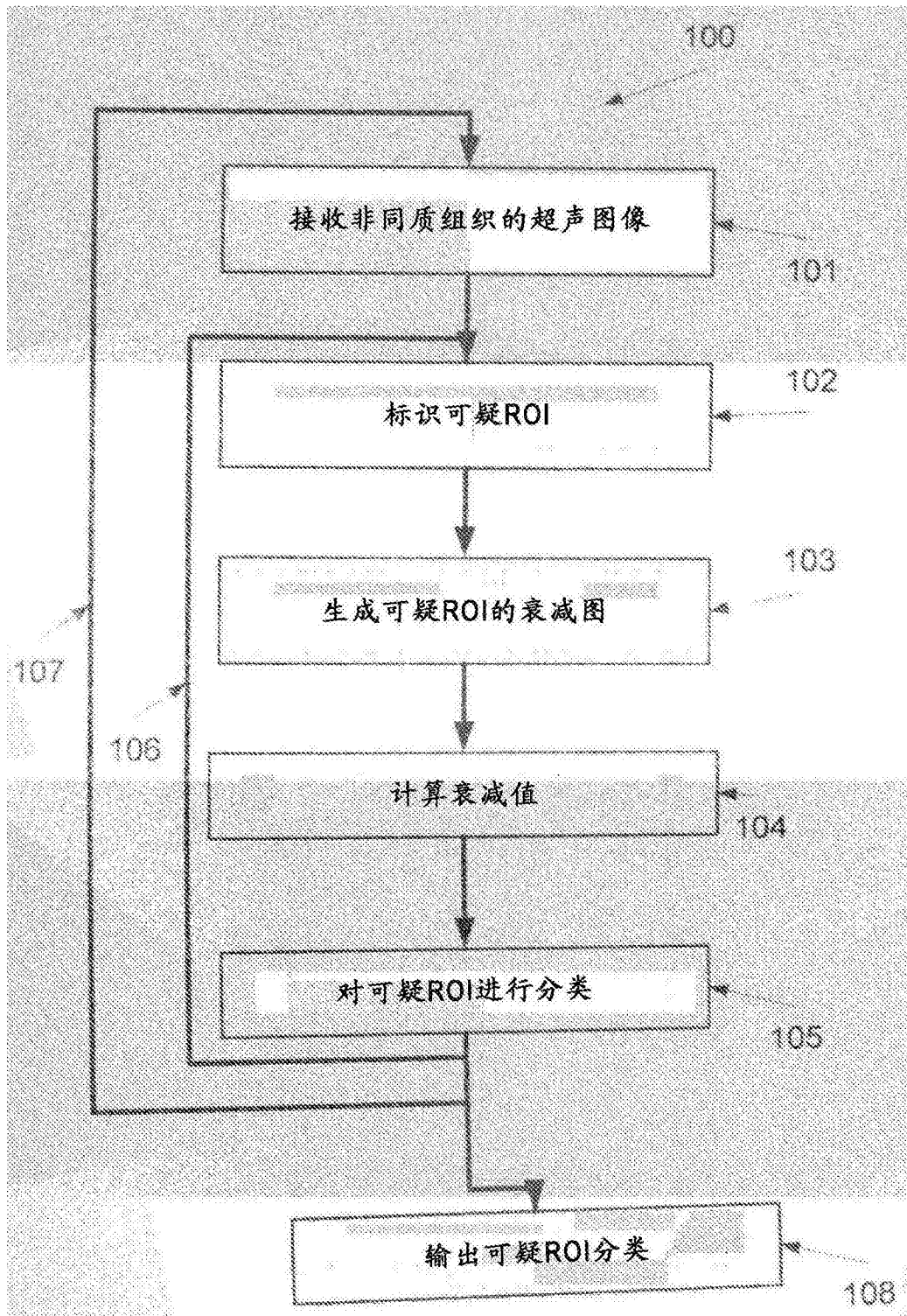


图1

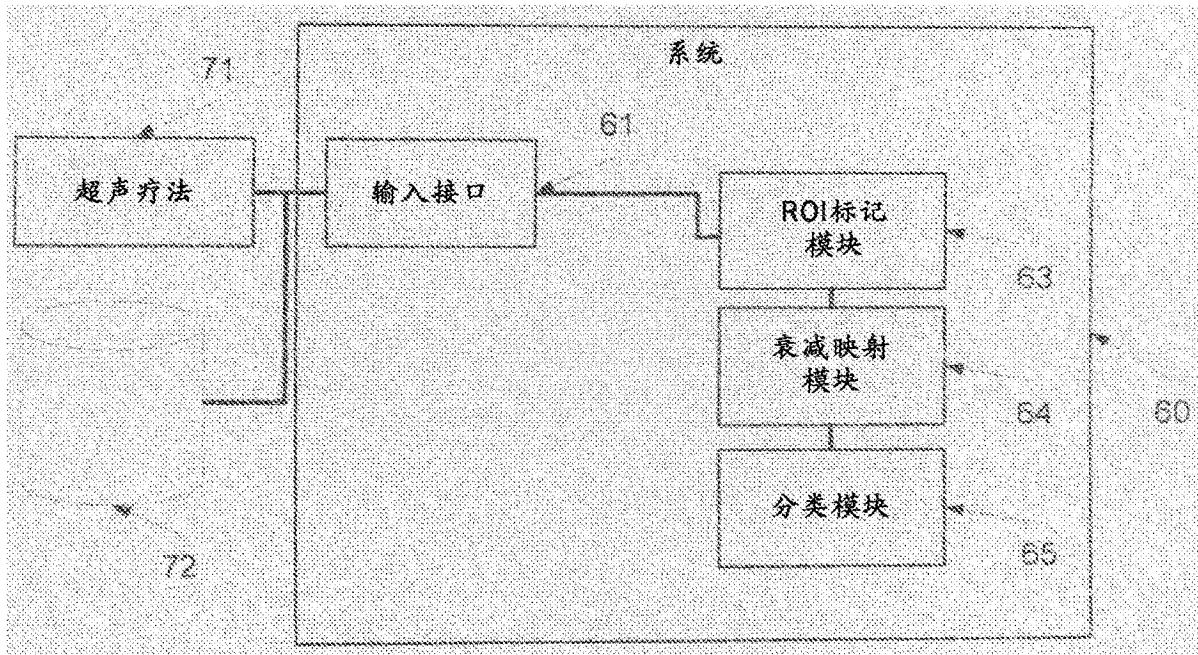


图2

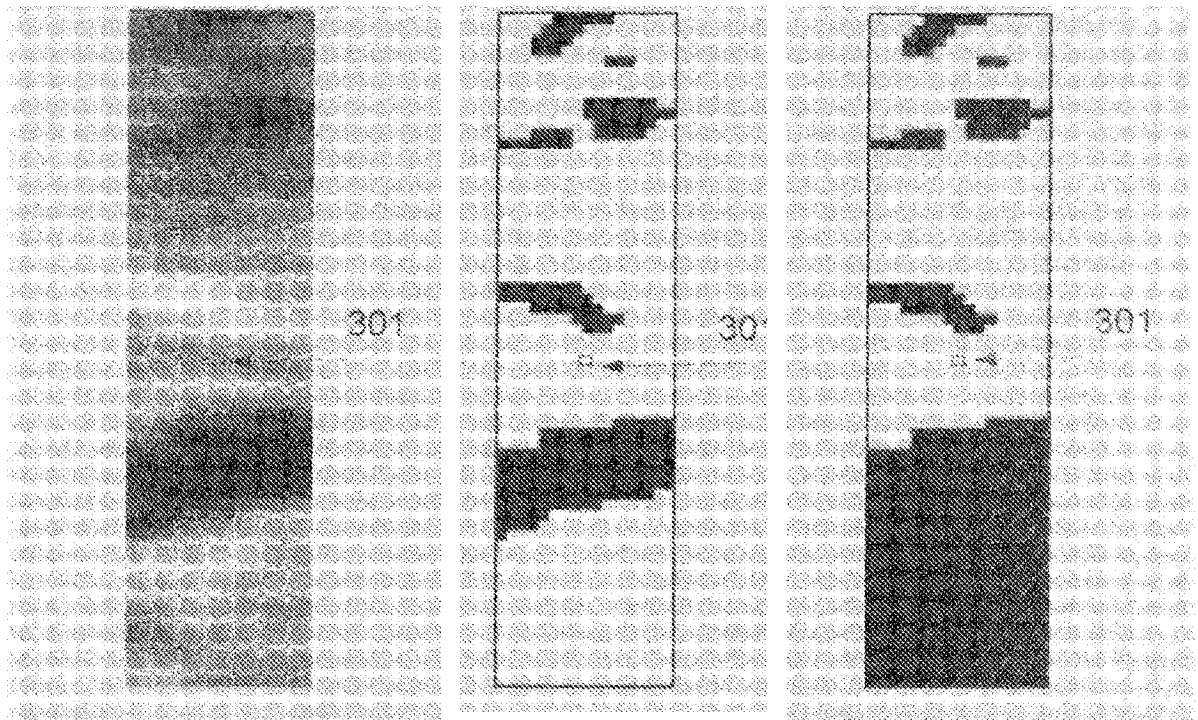


图3A

图3B

图3C

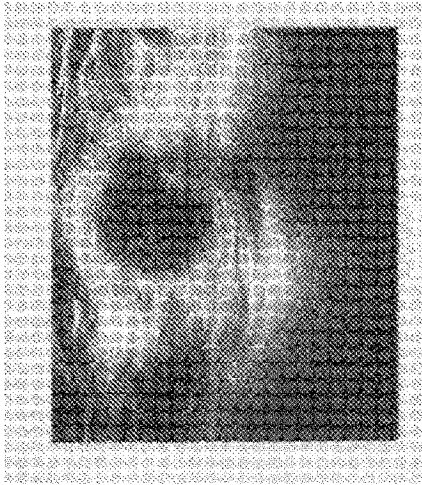


图4A

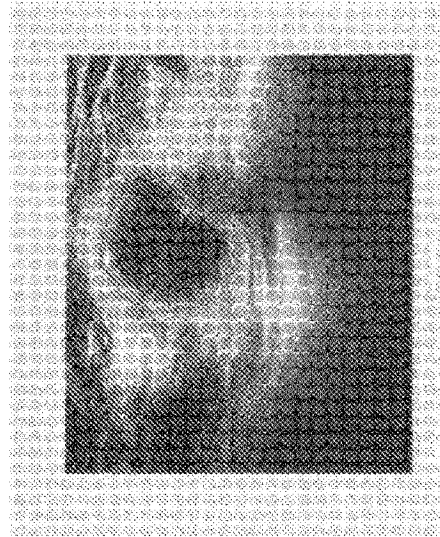


图4B

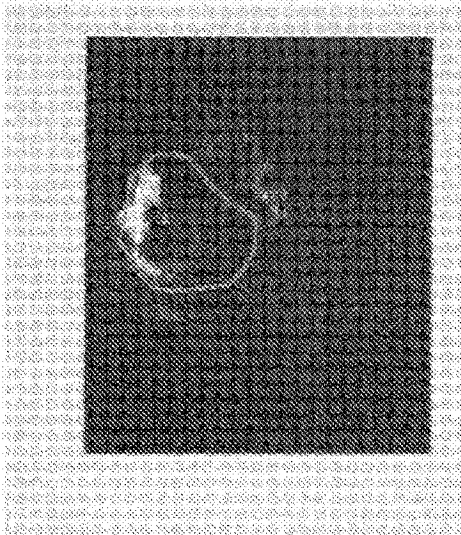


图4C

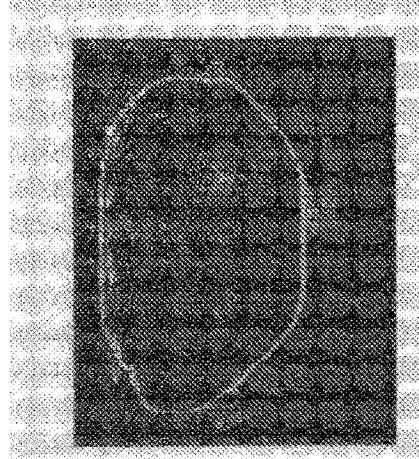


图5A

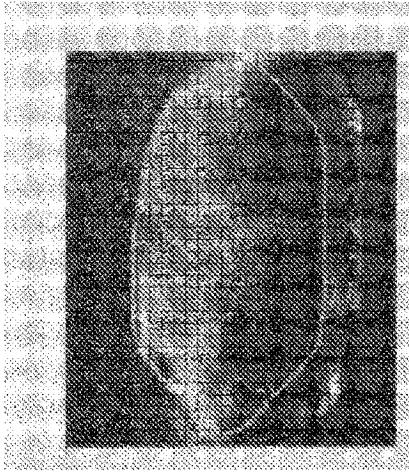


图5B

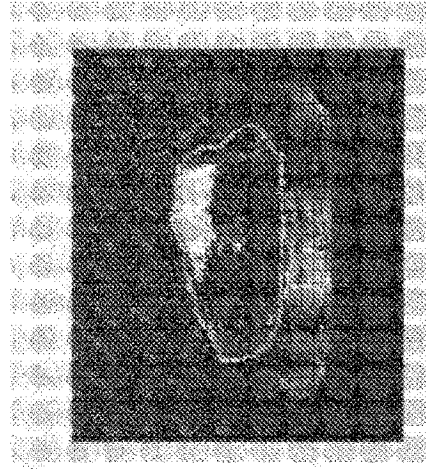


图5C

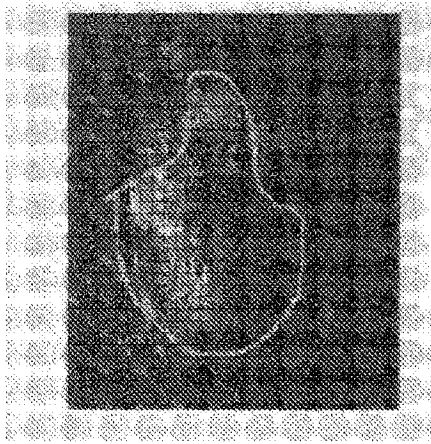


图5D

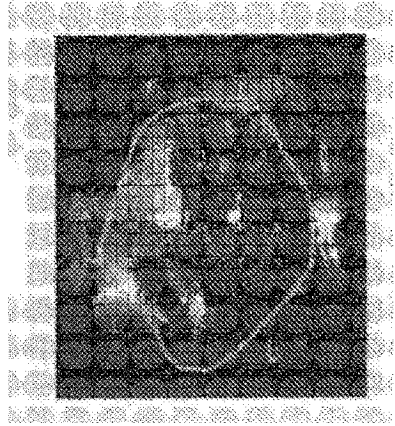


图5E

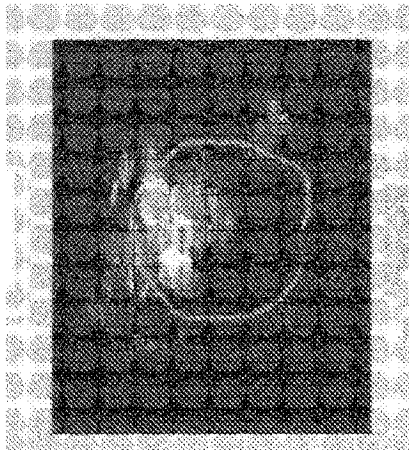


图5F

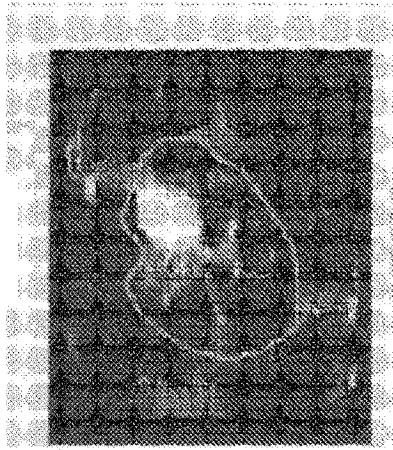


图5G

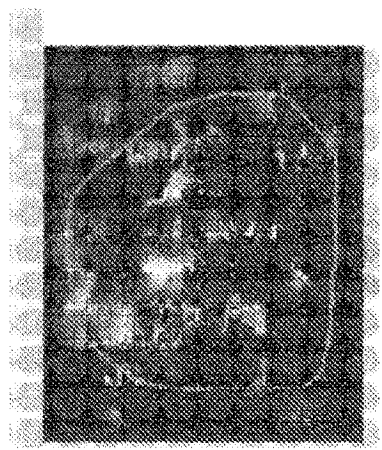


图5H

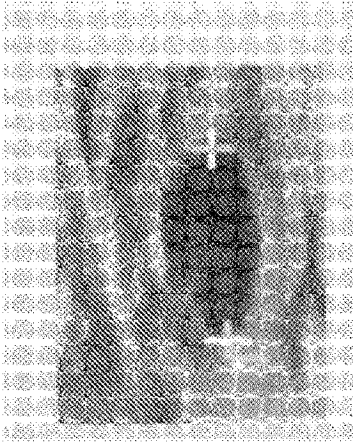


图6A

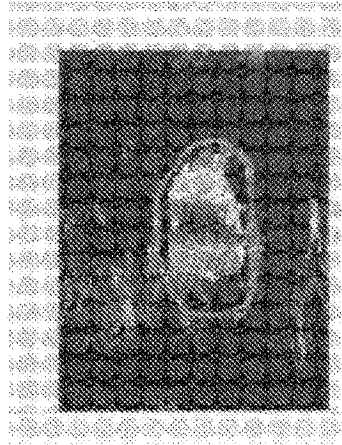


图6B

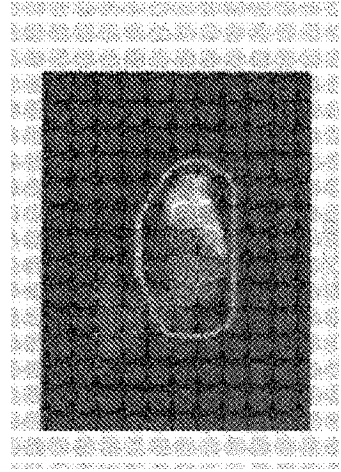


图6C

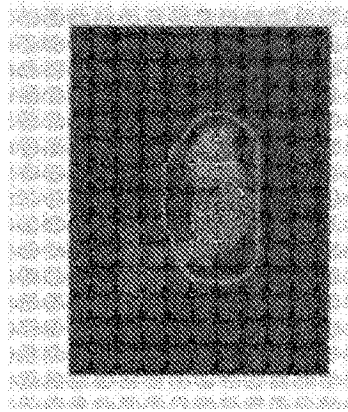


图6D

```

function res=analyze_tumor(alpha_map,im,Tumor)
%%parameters
MinIntensity=0.0005; %attenuation below this value is regarded as 0
MinMaxIntensity=0.002; %threshold for the maximum intensity (in the smoothed
attenuation)
imhmaxTh=0.005;
MinArea=500; %Minimum blob area
edgeTh=0.3;
uniform_th=0.53; % the part of the tumor that need to be uniform in order
for it to be benign
areaTh=4000;
%%
%%utilities
dim=size(alpha_map);
[X,Y]=meshgrid(1:dim(2),1:dim(1));
e=edge(im,'canny',edgeTh);
e=imdilate(e,ones(15,1)); %edge map
inner_Tumor=Tumor; %the original mark of the tumor;
cc=regionprops(inner_Tumor,'BoundingBox');
W=cc(1).BoundingBox(3); %width of the original tumor
H=cc(1).BoundingBox(4); %height of the original tumor
above=imdilate(edge(inner_Tumor),strel('disk',5)); %the upper part of the
tumor
above(round(cc(1).BoundingBox(2)+0.2*cc(1).BoundingBox(4)):end,:)=0;
Tumor=imdilate(Tumor,strel('disk',20)); %dilation of the tumor
Tumor(Tumor&inner_Tumor&(Y>min(Y(inner_Tumor(:)))+8))=0;%removing the lower
part of dilation
Tumor_area=bwarea(inner_Tumor);
Tumor_Bound=imdilate(bwperim(Tumor),ones(15));
res=true(1); % the default is cancer
%%
%%marking too dark areas (dynamic range problem)
D=alpha_map==0 &&im<0.005;
D(:,1:10)=0; %ignoring the left border of the image
D(:,end-9:end)=0; %ignoring the right border of the image
D(1:10,:)=0; %ignoring the top of the image
D=imclose(D,ones(2));
D=bwareaopen(D,400);
L=bwlabel(D);
LL=unique(L(end,:));
LL(LL==0)=[];
if ~isempty(LL)
    for i=1:length(LL)
        D(LL==LL(i))=0; %ignoring blobs that touch the bottom of the image
    end
end
end

```

图7A

```

%% IBM IL0-2012-0047
small_tumor=Tumor_area<areaTh ;
very_small_tumor=Tumor_area<areaTh/2 ;
neg_saround=bwarea(Tumor_bound & alpha_map<MinIntensity)/
bwarea(Tumor_bound)>0.4 %
median(alpha_map(Tumor_bound(:)&alpha_map(:)==0))<MinIntensity;
if small_tumor|| neg_saround
    MinMaxIntensity=0.001;
    immaxTh=0.004;
end
%%smoothing - making a carbon-like attenuation map
h = fspecial('gaussian', 5, 2);
ind=[min(Y(Tumor)),max(Y(Tumor))]; %the y indexes of the tumor's area
if very_small_tumor
    ind(1)=max(1,ind(1)-10);
    ind(2)=min(dim(1),ind(2)+10);
end
I=zeros(dim);
sub_s=[ind(1) ind(2), :];
sub_alpha=alpha_map(ind(1):ind(2),:);
sub_alpha(sub_alpha==0) = 0; %ignoring attenuation on edges
sub_I=ifilter(sub_alpha,h,'same'); %gaussian filtering of the attenuation
sub_I=imhmax(sub_I,imhmaxTh); %suppressing local maxima below imhmaxTh
sub_I(sub_I<0)=0; %ignoring negative attenuation
sub_I(sub_I<0.001)=0;
I(ind(1):ind(2),:)=sub_I; %matrix of the size of the image
%%
%%binarization
BW=I>0 ; 0: %high attenuation or zero in the original image
BW=imclose(BW,strel('disk',2));
BW=imfill(BW,'holes');
BW=imopen(BW,strel('disk',5)); %breaking thin connections between blobs
if very_small_tumor
    BW=BW&imfillate(Tumor, strel('disk',10));
else
    BW=BW&Tumor;
end
BW=bwareopen(BW,MinArea); %removing small blobs
%%
%%if most of the tumor is with zero graylevel - ignore it (a cryc)
if bwarea(D thinner_Tumor)/Tumor_area>0.6
    BW=zeros(size(BW));
end
%%

```

图7B

```

%* ignoring uniform and low attenuation
Th=0.0003;
t=inner TumorsI;
t=bwareaopen(t,100);
m1=mode(I(t(:)));
t1=abs(I-m1)<Th;
if bwarea(t1)/Tumor_area>uniform_th && max(I(t1(:)))<0.0075*165
    if (bwarea(t1)/bwarea(t)>uniform_th) && max(I(t1(:)))<0.006
        BW=zeros(size(BW));
        size
        m2=mode(I(t1(:)&t1(:)));
        t2=abs(I-m2)<Th;
        if bwarea(t&t1 | t2)/bwarea(t)>0.65 && (sum(I(t1(:)))>0.008)<100
        || bwarea(t2)/bwarea(t)<0.1
            BW=zeros(size(BW));
        end
    end
end
end
%*
%* If all blobs are ignored exit
if all(BW(:))==0
    res=0;
    return
end
%*
%* removing blobs with too low attenuation
cc=regionprops(BW,I,'PixelIdxList','Area','ConvexImage','BoundingBox','Orientation','Solidity');
Num=length(cc);
to_keep=false(Num,1);
for i=1:Num
    if ~any([cc(i).PixelIdxList]>MinMaxIntensity)
        BW(cc(i).PixelIdxList)=0;
        continue
    end
    to_keep(i)=1;
end
%*
%* if all blobs are deleted exit
if all(BW(:))==0
    res=0;
    return
end
%*
%* widening the remaining blobs
for i=1:length(cc)
    if to_keep(i)
        Z=zeros(size(BW));
        C=cc(i).ConvexImage;
        [~,Yc]=meshgrid(1:size(C,2),1:size(C,1));
        bcbxfun(@gt,Yc,max(C.*Yc));
    end
end

```

图7C

```

        C(bc)=1;
        Z(floor(cc(1).BoundingBox(2))+1:cc(1).BoundingBox(4),floor(cc(1).Boundi
ngBox(1))+1:cc(1).BoundingBox(3))=C;
        BW=BW | Z;
    end
end
***
test=Tumor&BW&(alpha_map>MinIntensity | D);
if ~very_small_tumor
    test=inner_Tumor&test;
end
r1=bwarea(test)/Tumor_area;
if bwarea(test)<4000 && bwarea(test)>0.1*bwarea(test)
    Th=0.004;
else
    Th=0.0015;
end
if r1<0.12
    BW=zeroc(dim);
elseif r1<0.4
    is=median(alpha_map(inner_Tumor-test&alpha_map==0))<0.0004 &&
median(alpha_map(test&D))<Th
    BW=zeroc(dim);
else
    cc1=regionprops(ismcless(BW,streil('disk',10)), 'PixelList', 'Area', 'Bound
ingBox');
    r=[cc1.BoundingBox];
    Bw=max(r(3:4:end));
    Bk=max(r(4:4:end));
    if Bw<B/2 || Bk<H/2
        E=alpha_map.*BW;
        r=round(0.25*sqrt(Tumor_area/pi));
        low=imerode(inner_Tumor,streil('disk',r))&(alpha_map<=-0.0017);
        Th=0.15;
        if bwarea(low)/bwarea(E>MinIntensity | Dinner_Tumor)>Th
            BW=zeroc(dim);
        end
    end
end
end
end
E=alpha_map.*BW;
if Tumor_area>6000 && ~neg_seround
    Th=0.006;
elseif small_tumor
    Th=0.002;
else

```

图7D

```
    Th=0.004;
end
r=round(0.25*sqrt(Tumor_area/pi)); t=E>0.01 &
imerode(inner_Tumor, strel('disk', r));
r=bwarea(E>Th)/bwarea(E>MinIntensity);
a=bwarea(E>Th);
if r<0.16 && a<4000 && (a<450 || r>0.83) && bwarea(t)<50
    BW=zeros(dim);
end
if all(BW(:))==0
    E=false(dim);
    res=0;
    return
end
```

图7E

专利名称(译)	对超声衰减图像中可疑感兴趣区域分类的方法和系统		
公开(公告)号	CN104321020B	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201380027801.0	申请日	2013-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	国际商业机器公司		
申请(专利权)人(译)	国际商业机器公司		
当前申请(专利权)人(译)	国际商业机器公司		
[标]发明人	S格莱希曼 E瓦拉施		
发明人	S·格莱希曼 E·瓦拉施		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/187 G16B45/00		
CPC分类号	G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/30068		
代理人(译)	张宁		
审查员(译)	王传利		
优先权	13/558372 2012-07-26 US		
其他公开文献	CN104321020A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种对映射患者的组织的超声衰减图像中的至少一个可疑感兴趣区域(ROI)进行分类的计算机化方法。该方法包括接收组织的US图像，标识所述US图像中的可疑感兴趣区域(ROI)、生成可疑ROI的衰减图、根据衰减图的分析测量可疑ROI的至少一个和可疑ROI中的至少一个子区域的至少一个衰减特征，以及根据至少一个衰减而在对可疑ROI进行分类。

