



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105232081 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 13

(21) 申请号 201410327016. 3

(22) 申请日 2014. 07. 09

(71) 申请人 无锡祥生医学影像有限责任公司

地址 214028 江苏省无锡市新区硕放工业园
五期 51、53 号地块长江东路 228 号

(72) 发明人 王勇 莫善珏 赵明昌

(74) 专利代理机构 无锡市大为专利商标事务所
(普通合伙) 32104

代理人 曹祖良 韩凤

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

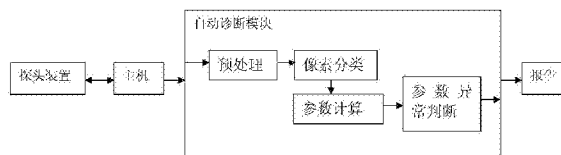
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

医学超声辅助自动诊断装置及方法

(57) 摘要

本发明涉及一种医学超声辅助自动诊断装置及方法,通过超声探头获取并经主机处理获得的用于诊断的超声灰度图像输入到自动诊断模块,所述自动诊断模块对图像进行计算机分析,包括:像素分类、参数计算、参数异常判断,像素分类是指将图像的像素数据分成病变疑似像素和正常组织像素,参数计算是指对所述病变疑似像素及周边像素进行几何和灰度相关参数计算,参数异常判断是指对每个几何或灰度相关参数是否为异常进行判别,并根据几何或灰度相关参数的异常情况对疾病程度进行判断,最后输出检测报告。其优点是:利用超声图像的计算机处理技术,提供腺体病变辅助自动诊断设备,从而提高使用者对腺体超声检查的效率和准确度。



1. 医学超声辅助自动诊断装置,包括连接超声探头的主机,通过超声探头获取人体被测部位的超声回波信号,经过主机的信号检测、信号处理以及图像处理获得用于诊断的超声灰度图像,其特征是,所述主机连接自动诊断模块,主机生成的灰度图像输入到自动诊断模块,自动诊断模块处理后将结果传至报告模块,输出检测报告;所述自动诊断模块对图像进行计算机分析,包括:像素分类、参数计算、参数异常判断,像素分类是指将图像的像素数据分成病变疑似像素和正常组织像素,参数计算是指对所述病变疑似像素及周边像素进行几何和灰度相关参数计算,参数异常判断是指对每个几何或灰度相关参数是否为异常进行判别,并根据几何或灰度相关参数的异常情况对疾病程度进行判断,将结果输出到报告模块。

2. 医学超声辅助自动诊断方法,通过超声探头获取人体被测部位的超声回波信号,经过主机的信号检测、信号处理以及图像处理获得用于诊断的超声灰度图像,其特征是,所述主机生成的灰度图像输入到自动诊断模块,所述自动诊断模块对图像进行计算机分析,包括:像素分类、参数计算、参数异常判断,像素分类是指将图像的像素数据分成病变疑似像素和正常组织像素,参数计算是指对所述病变疑似像素及周边像素进行几何和灰度相关参数计算,参数异常判断是指对每个几何或灰度相关参数是否为异常进行判别,并根据几何或灰度相关参数的异常情况对疾病程度进行判断,最后输出检测报告。

3. 如权利要求2所述的医学超声辅助自动诊断方法,其特征是,从主机传输过来灰度图像首先在预处理环节进行降噪和增强处理,在预处理之后的图像上再进行像素分类。

4. 如权利要求3所述的医学超声辅助自动诊断方法,其特征是,所述预处理环节,减少电子噪声和超声散斑噪声、增强组织的结构,从而提高组织图像的对比分辨率和边界结构连续性,采用的方法包括滤波、相关处理、多分辨率扩散处理、形态学图像处理中的一种或多种。

5. 如权利要求2所述的医学超声辅助自动诊断方法,其特征是,所述像素分类的方法包括阈值分类、区域生长、动态轮廓线法或图论方法。

6. 如权利要求2所述的医学超声辅助自动诊断方法,其特征是,所述像素分类时对原始尺寸的图像进行低通降采样抽取,逐层降低图像的分辨率,上层信息在保留图像结构的同时,减少了细节和噪声;在顶层完成分类后,进行插值升采样获得下一层图像;在低通降采样抽取后的图像上分割出病变的大概区域,然后以此为基础,在下一层图像上获得更为准确的分类结果,这样自顶层到底层,逐步得到精确的像素分类。

7. 如权利要求2所述的医学超声辅助自动诊断方法,其特征是,所述参数计算中,几何参数与病变回波信号强度无关,只与病变回波的空间位置有关,用于表达病变的几何信息,几何参数包括病变疑似像素区域的面积、周长、长短径、边缘规则性中的一种或多种;灰度参数包括病变疑似像素、病变疑似像素周边像素及正常组织像素的灰度分布均匀性、灰度均值、梯度参数中的一种或多种。

8. 如权利要求2所述的医学超声辅助自动诊断方法,其特征是,所述参数异常判断环节,将计算的几何参数和灰度相关参数在异常判断器中进行判别,所述异常判断器采用阈值判断,或人工智能模式识别器,包括神经网络、C均值聚类或支持向量机。

医学超声辅助自动诊断装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声设备辅助诊断的方法和装置,用于腺体、神经、血流等病变信息的辅助自动诊断。

背景技术

[0002] 乳腺、心脏、肝脏等疾病已经成为世界上较高致癌率的疾病,发病率逐年上升并成年轻化趋势。相比于钼靶 X 线、CT、MRI 等影像学诊断方法,超声成像具有能够清楚显示腺体、神经、血流等病变信息,例如乳房和肿块结构及病变、准确识别囊实性病变、适用致密性乳腺、无辐射等优点,是一种相对廉价安全、准确率较高的检查方式,理论上超声检查的准确率可到 96% 以上,但一般的成像检查对医生的要求较高,由于我国这样一个人口众多,各级医院医生水平参差不齐的现状,研究基于超声图像的计算机辅助检测算法具有很大的现实意义和应用前景。

[0003] 超声图像具有散斑噪声大、对比度低、声影、伪像等特点,而且病变类型程度等都较为复杂,在图像上会表现出不同的特征,如区域形状有椭圆形、圆形、不规则形状等;长径方向横向或纵向;回声类型有高回声、等回声、低回声等;后方回声有声影、增强、无变化等多种特征。如何分析和提取这些特征,获得具有诊断意义的图像信息是计算机辅助自动诊断的关键。

发明内容

[0004] 本发明的目的是解决超声诊断中腺体病变检查工作量大,医生水平参差不齐以至于影响诊断的问题,提供一种计算机化的腺体病变辅助自动诊断的方法和装置。

[0005] 按照本发明提供的技术方案,所述医学超声辅助自动诊断装置,包括连接超声探头的主机,通过超声探头获取人体被测部位的超声回波信号,经过主机的信号检测、信号处理以及图像处理获得用于诊断的超声灰度图像,其特征是,所述主机连接自动诊断模块,主机生成的灰度图像输入到自动诊断模块,自动诊断模块处理后将结果传至报告模块,输出检测报告;所述自动诊断模块对图像进行计算机分析,包括:像素分类、参数计算、参数异常判断,像素分类是指将图像的像素数据分成病变疑似像素和正常组织像素,参数计算是指对所述病变疑似像素及周边像素进行几何和灰度相关参数计算,参数异常判断是指对每个几何或灰度相关参数是否为异常进行判别,并根据几何或灰度相关参数的异常情况对疾病程度进行判断,将结果输出到报告模块。

[0006] 所述医学超声辅助自动诊断方法通过超声探头获取人体被测部位的超声回波信号,经过主机的信号检测、信号处理以及图像处理获得用于诊断的超声灰度图像,其特征是,所述主机生成的灰度图像输入到自动诊断模块,所述自动诊断模块对图像进行计算机分析,包括:像素分类、参数计算、参数异常判断,像素分类是指将图像的像素数据分成病变疑似像素和正常组织像素,参数计算是指对所述病变疑似像素及周边像素进行几何和灰度相关参数计算,参数异常判断是指对每个几何或灰度相关参数是否为异常进行判别,并根

据几何或灰度相关参数的异常情况对疾病程度进行判断,最后输出检测报告。

[0007] 进一步的,从主机传输过来灰度图像首先在预处理环节进行降噪和增强处理,在预处理之后的图像上再进行像素分类。所述预处理环节,减少电子噪声和超声散斑噪声、增强组织的结构,从而提高组织图像的对比分辨率和边界结构连续性,采用的方法包括滤波、相关处理、多分辨率扩散处理、形态学图像处理中的一种或多种。

[0008] 进一步的,所述像素分类的方法包括阈值分类、区域生长、动态轮廓线法或图论方法。像素分类时对原始尺寸的图像进行低通降采样抽取,逐层降低图像的分辨率,上层信息在保留图像结构的同时,减少了细节和噪声;在顶层完成分类后,进行插值升采样获得下一层图像;在低通降采样抽取后的图像上分割出病变的大概区域,然后以此为基础,在下一层图像上获得更为准确的分类结果,这样自顶层到底层,逐步得到精确的像素分类。

[0009] 进一步的,所述参数计算中,几何参数与病变回波信号强度无关,只与病变回波的空间位置有关,用于表达病变的几何信息,几何参数包括病变疑似像素区域的面积、周长、长短径、边缘规则性中的一种或多种;灰度参数包括病变疑似像素、病变疑似像素周边像素及正常组织像素的灰度分布均匀性、灰度均值、梯度参数中的一种或多种。

[0010] 进一步的,所述参数异常判断环节,将计算的几何参数和灰度相关参数在异常判断器中进行判别,所述异常判断器采用阈值判断,或人工智能模式识别器,包括神经网络、C均值聚类或支持向量机。

[0011] 本发明的优点是:利用超声图像的计算机处理技术,提供了一种腺体病变辅助自动诊断方法和装置,用来适时、精确提取和分析腺体信息特征,从而提高了使用者对腺体超声检查的效率和准确程度。

附图说明

[0012] 图 1 超声辅助自动诊断的装置示意图。

[0013] 图 2 金字塔多分辨率像素分类示意图。

[0014] 图 3 探头扫查装置示意图。

[0015] 图 4 病变区域的几何参数图。

[0016] 图 5 边缘点径向长度示意图。

[0017] 图 6 自动诊断模块的另一实施例。

[0018] 图 7 自动诊断模块的另一实施例。

具体实施方式

[0019] 本设备通过超声探头获取腺体的超声回波信号,经过主机的信号检测、信号处理以及图像处理获得用于诊断的超声灰度图像,主机生成的腺体灰度图像输入到自动诊断模块,在该模块中对图像进行计算机分析处理后将结果传入到报告模块,按照医学报告要求的格式输出检测报告。

[0020] 自动诊断模块包括预处理、像素分类、参数计算、参数异常判断几个部分。从主机传输过来灰度图像在预处理环节进行降噪和增强处理,在预处理之后的图像上进行像素分类,将像素数据分成病变疑似像素和正常组织像素,对病变疑似像素及周边像素进行几何和灰度相关参数计算,在参数异常判断环节对每个几何或灰度相关参数是否为异常进行判

别,并根据几何或灰度参数的异常情况对疾病程度进行判断,将结果输出到报告模块。

[0021] 如图 1 所示,本发明包括依次连接的超声探头、主机、自动诊断模块、报告模块,主机根据检查需求,驱动探头装置进行超声扫描,探头装置可以是普通的线阵探头,非线阵探头,也可以是三维扫描探头,本发明的实施例中采用一种三维扫描探头装置,如图 3 所示,线阵探头 1 附着于锥体 2 表面,绕锥体 2 转动,从而完成扫描。

[0022] 探头将各个角度和切面的回波信号传回主机,主机对获得的回波信号进行数字采样、波束合成、匹配滤波、信号幅度提取、扫描空间转换、灰阶映射等环节,获得多帧高空间分辨率和高空间对比分辨率的灰度图像,主机将各个切面的灰度图像传入自动诊断模块,自动诊断模块对图像进行处理,首先对主机传入的图像进行降噪和增强处理,减少电子噪声和超声散斑噪声、增强组织的结构,从而提高组织图像的对比分辨率和边界结构连续性,采用的方法包括但不限于滤波、相关处理、多分辨率扩散处理、形态学图像处理等有关图像处理方法;在预处理后的图像上进行像素分类,分类的目的是把疑似病变像素从正常组织像素中分离并标识出来,分类方法包括但不限于阈值分类、区域生长、动态轮廓线法、图论方法等,本发明优先采用改进的动态轮廓线法。

[0023] 动态轮廓线法是从一条初始的连续封闭曲线开始,以图像像素的灰度、梯度等信息定义一个能量函数,使初始曲线沿着边缘能量降低的方向移动,直到边缘能量达到最小,从而获得病变区域的边缘。

[0024] 本发明针对超声图像不均匀的特点,提供了一种基于梯度的改进型动态轮廓线模型,并针对超声图像散斑噪声多,对比分辨率比较低的特点,采用金字塔多分辨率像素分类技术,以顶层像素分类结果来引导下一层的精细分类,如图 2 所示,其中最底层为原始尺寸大小的图像,分辨率最高,图像细节最多,直接在此图像上进行像素分类容易陷入局部最低值而导致分类错误,另外由于超声图像对比分辨率较低、散斑噪声多的特点,也容易导致分类结果不准确,从而降低算法鲁棒性;为此本发明对原始尺寸的图像进行高斯分解,逐层降低图像的分辨率,上层信息在保留图像结构的同时,减少了细节和噪声;在高斯分解后的图像上分割出病变的大概区域,然后以此为基础,在下层图像上获得更为准确的分类结果,这样自顶层到底层,逐步得到精确的像素分类,提高了算法的鲁棒性。疑似病变区的大概结构对图像的对比分辨率和空间分辨率要求相对较低,对分类精度要求也不高,因此可以对原始尺寸的图像进行低通降采样抽取,本发明中采用了高斯分解的方法,在实际实施中不限于高斯分解,抽取后的图像大结构得到保留,图像表现的比较光滑,来进行金字塔顶层图像的分割。

[0025] 传统的基于水平集的 CV 模型迭代公式为:

$$[0026] \quad \frac{\partial \phi}{\partial t} = \mu \cdot \delta(\phi) \cdot \operatorname{div}\left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|}\right) - \delta(\phi) \cdot [\lambda_1(I - c_{in})^2 + \lambda_2(I - c_{out})^2] \quad \text{公式 1}$$

[0027] 为了消除图像不均匀性的影响,本发明将边缘梯度信息引入 CV 模型,将 CV 模型的水平集迭代公式进行改进,其顶层图像像素的轮廓迭代公式如下:

$$[0028] \quad \frac{\partial \phi}{\partial t} = \mu \cdot \delta(\phi) \cdot \operatorname{div}\left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|}\right) + \gamma \cdot \nabla \phi \frac{|\mathbf{G}\mathbf{I} - \mathbf{M}_2|}{\mathbf{M}_1 - \mathbf{M}_2} - \delta(\phi) \cdot [\lambda_1(I - c_{in})^2 + \lambda_2(I - c_{out})^2] \quad \text{公$$

式 2

[0029] 公式 1、2 中 Φ 为水平集函数, $\delta(\Phi)$ 是一维 Dirac 函数 $\delta(\Phi) = dH(\Phi)/d\Phi$, H 为一维 Heaviside 函数, I 为图像灰度, γ 、 μ 、 λ_1 和 λ_2 为相应的权重系数, M_1, M_2 为高斯平滑图像 GI 的最大和最小梯度, c_{in} 和 c_{out} 分别是疑似区域内外平均灰度, t 代表时间参数。

[0030] 公式 2 的等号右边第二项为图像的梯度量, 用于消除图像的不均匀性。

[0031] 在顶层完成分类后, 进行插值升采样获得下一层图像, 顶层分类得到大概轮廓, 低层分类基于上一层结果, 进一步得到较为精细的分类, 对于低层分类, 本发明采用基于先验形状的分类模型, 其低一层像素的轮廓迭代公式为:

$$[0032] \quad \frac{\partial \phi}{\partial t} = \alpha_1 \cdot \delta(\phi) \cdot \text{div}\left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|}\right) + \alpha_2 \cdot \nabla \phi \cdot \frac{|GI - M_2|}{M_1 - M_2} + \alpha_3 \cdot (S(\phi_0) - S(\phi)) \cdot (1 - S^2(\phi)) \quad \text{公式 3}$$

[0033] 其中: $S(\phi) = \frac{e^{\phi} - e^{-\phi}}{e^{\phi} + e^{-\phi}}$, α_1 , α_2 和 α_3 是权重系数, ϕ_0 则是从由上一层金字塔上插值而得到的水平集函数。

[0034] 上述公式 3 的等号右边第一项同上述公式 2, 用于控制曲线形状; 公式 3 的等号右边第二项来为梯度量, 将曲线拖至目标边缘; 公式 3 的等号右边第三项则是上层结果相关量, 用于控制本层分类结果, 使其不会远离上层结果。

[0035] 通过顶层改进的 CV 模型的初步分类和顶层下面低层的基于先验形状的各层精细分类, 得到最终的病变区域分割结果 Φ 。

[0036] 本发明另一实施例提供一种基于图论方法的像素分类方法, 将图像像素分为正常像素和异常像素两个类别, 计算像素之间的相似性, 使下式能量函数达到最小, 计算公式如下:

$$[0037] \quad E_{AB} = \frac{\sum_{i \in A} \sum_{j \in B} L(i, j)}{\sum_{i \in A} \sum_{j \in V} L(i, j)} + \frac{\sum_{i \in B} \sum_{j \in B} L(i, j)}{\sum_{i \in B} \sum_{j \in V} L(i, j)},$$

[0038] 其中: $L(i, j) = \exp\left[-\frac{(h_i - h_j)^2}{\sigma_h}\right] * \exp\left(-\frac{d_{ij}^2}{\sigma_d}\right)$, V 为整个图像的像素集合, A, B 为两类

像素集合, $L(i, j)$ 为像素 i, j 之间的相似性, h_i, h_j 表示 i, j 两点的灰度, d_{ij} 表示两点之间的距离, σ_k 和 σ_h 表示系数。

[0039] 通过上述图论方法的像素分类方法, 同样也能够对图像像素进行分类。

[0040] 参数计算单元连接着像素分类单元, 在分类结果基础上进行各种参数的计算, 本发明主要计算两类参数, 一类为几何参数、空间参数 (Z 轴), 一类为灰度相关参数。其中几何参数与病变回波信号强度无关, 只与病变回波的空间位置有关, 用于表达病变的几何信息, 本发明采用的几何参数包括面积、周长、长短径, 边缘规则性, 如图 4 所示。

[0041] 边缘规则性的计算方法很多, 可以是时域计算方法, 也可以在频域计算, 时域的方法如, 计算边缘点到区域中心的距离, 即边缘像素点的径长, 如图 5 所示, 按顺序排列径长, 计算径长极值点数目, 极值点数目越多, 表明形状越不规则; 也可以计算边缘径长序列的频谱, 高频分量越多, 表明形状越不规则。

[0042] 以上为病变区域的几何参数计算, 腺体的病变除了表现在几何参数上的改变外,

与回波的幅度信息也有密切的联系,回波幅度在黑白超声图像上表现为灰阶信息,本发明另外要计算的一类跟病变有关的参数就是灰阶参数,当腺体发生病变时,其病变像素以及病变像素周边的像素包括后方像素的灰阶表现都会发生改变,如恶性肿瘤像素点回声降低,附近的像素点灰阶不均匀,病变像素与正常像素的交界处灰度变化比较缓慢,分不清晰的边界,由于病变像素的透声性提高,声波在经过时衰减程度减弱,导致后方回声增强等。本发明在像素分类基础上,计算病变像素、病变像素周边像素、正常像素的灰度分布均匀性、灰度均值、梯度等参数。

[0043] 在参数计算单元后面连接参数异常判断单元,将计算的几何参数和灰度相关参数异常判断器中进行判别。这样的判别器可以是阈值判断,也可以是诸如神经网络、C 均值聚类、支持向量机等人工智能模式识别器。本实施例采用 C 均值聚类方法来判断前面环节计算出的参数,将其分为正常和异常两类。对所有参数进行判别,根据所有参数的异常情况,参考医学诊断标准进行异常的自动诊断,只有某些参数异常时,才给出异常的判别,而不是仅仅根据某个参数就做出判断。如病变像素区域的横向长度小于纵向长度、且病变像素与正常像素没有明显的边界、边缘不规则等三个参数有异常,这时输出病变区域可能为癌变。

[0044] 报告模块连接到自动诊断模块,将从超声图像中获取的疑似病变信息和患者的姓名、性别等基本信息按照通用的诊断报告格式进行排版输出。

[0045] 本发明另外一种实施例如图 6 所示,本实施例中,预处理模块放在主机中,因此传入自动诊断模块的灰度图像已经在主机中做过图像预处理,包括散斑噪声抑制、图像边缘增强等处理。这样在腺体自动诊断模块中不再对灰度图像进行特别的预处理。

[0046] 如图 7 所示,本发明的另一种实施例为在像素分类(模块)后增加一个彩色化处理(模块),用于对已经获得的像素信息进行彩色化处理,使获得的黑白信息转换为彩色信息,然后再进行参数计算根据获得过的彩色化的像素分类信息,这样能够使一些扫查的信息由部分黑白信息或全部黑白信息转换成彩色像素信息,这样更加便于使用者的信息判断,对于诊断有进一步的辅助作用。

[0047] 本发明的方法也可以应用到血流信息的判断,比如对获得的血流信息进行判断,如血流的有无,血流丰富程度分级等,并以此判断血流参数是否异常,同样的也可以由使用者用于对患者或被扫查人员血流信息的进行辅助判断。

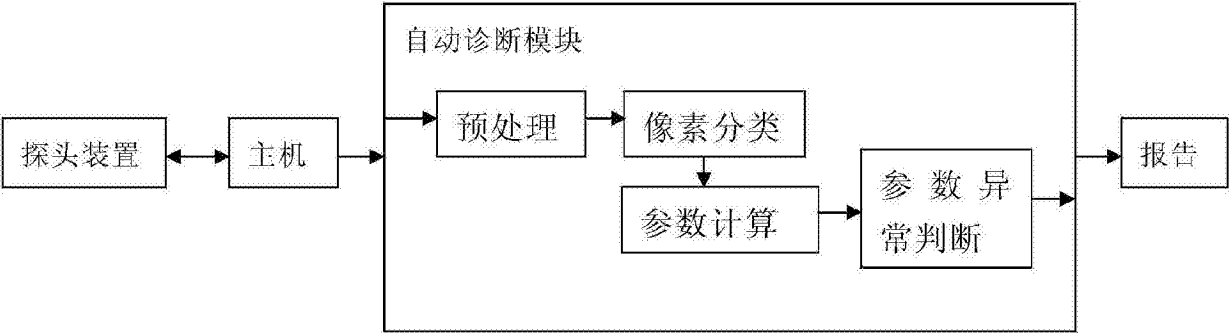


图 1

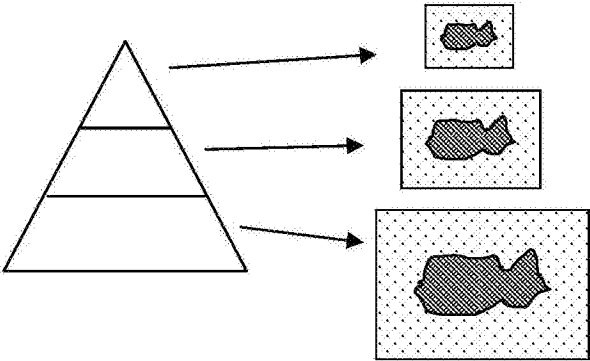


图 2

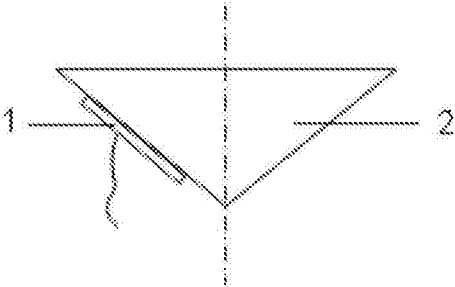


图 3

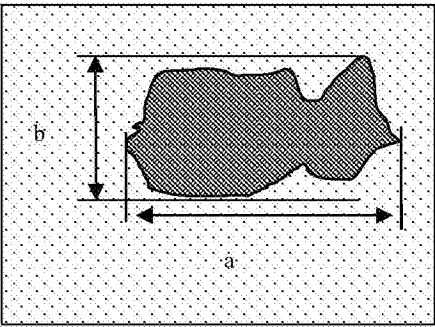


图 4

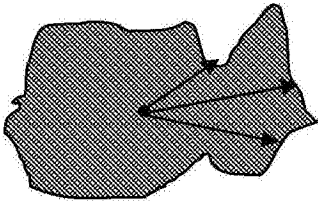


图 5

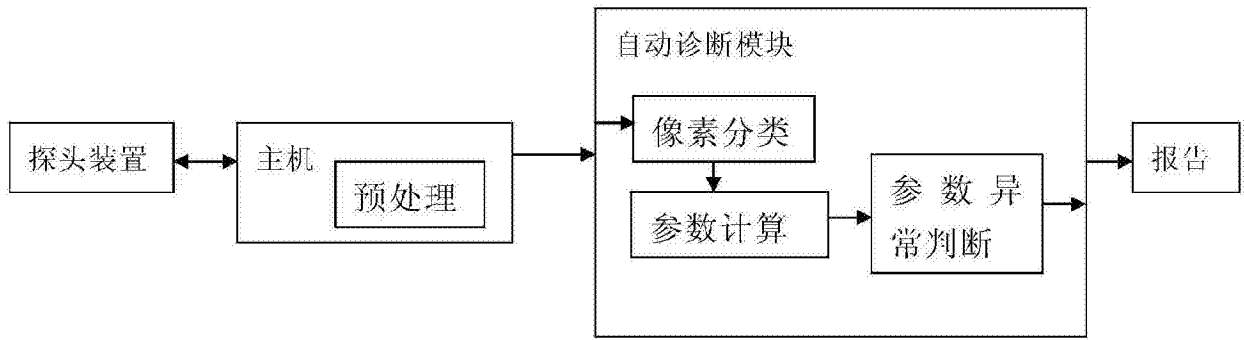


图 6

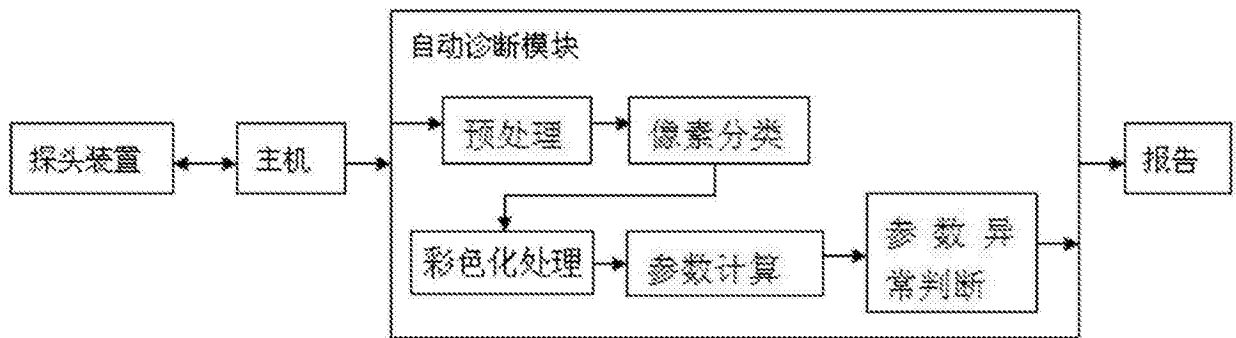


图 7

专利名称(译)	医学超声辅助自动诊断装置及方法		
公开(公告)号	CN105232081A	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	CN201410327016.3	申请日	2014-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
[标]发明人	王勇 莫善珏 赵明昌		
发明人	王勇 莫善珏 赵明昌		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	韩凤		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种医学超声辅助自动诊断装置及方法，通过超声探头获取并经主机处理获得的用于诊断的超声灰度图像输入到自动诊断模块，所述自动诊断模块对图像进行计算机分析，包括：像素分类、参数计算、参数异常判断，像素分类是指将图像的像素数据分成病变疑似像素和正常组织像素，参数计算是指对所述病变疑似像素及周边像素进行几何和灰度相关参数计算，参数异常判断是指对每个几何或灰度相关参数是否为异常进行判别，并根据几何或灰度相关参数的异常情况对疾病程度进行判断，最后输出检测报告。其优点是：利用超声图像的计算机处理技术,提供腺体病变辅助自动诊断设备，从而提高使用者对腺体超声检查的效率和准确度。

