

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G06T 7/60 (2006.01)

G06T 5/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810065771.3

[43] 公开日 2009年9月9日

[11] 公开号 CN 101527047A

[22] 申请日 2008.3.5

[21] 申请号 200810065771.3

[71] 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司
地址 518057 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

[72] 发明人 李 鑫 丛龙飞 张 羽

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 张亚宁 刘宗杰

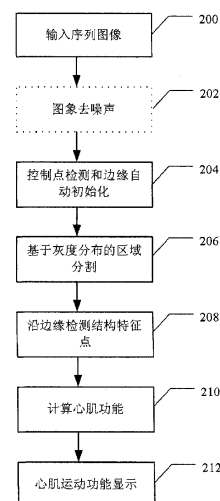
权利要求书 5 页 说明书 16 页 附图 7 页

[54] 发明名称

使用超声图像检测组织边界的方法与装置

[57] 摘要

本发明公开了一种使用超声图像检测组织边界的方法与装置。所述方法包括搜索步骤，用于在检测目标的超声图像中搜索目标区域的初始中心点，并依据该初始中心点确定初始区域边界曲线；以及检测步骤，以初始中心点为极点，沿着通过所述极点的极线并从初始区域边界开始搜索目标区域边界的位置，计算不同位置处灰度分布能量泛函，其中灰度分布能量泛函的极小值对应的位置为目标区域的边界。由于先进行中心点的检测，然后沿极线快速进行边界检测，因此检测更加简单、快速。本发明采用的区域分割泛函能够有效地避免超声图像噪声的影响，并且有效检测到弱边界。另外，沿极线灰度校正能消除图像灰度分布不均匀场影响。



1. 一种使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于，包括：
搜索步骤，用于在检测目标的超声图像中搜索目标区域的初始中心点，并依据该初始中心点确定初始区域边界曲线；以及
检测步骤，以初始中心点为极点，沿着通过所述极点的极线并从初始区域边界开始搜索目标区域边界的位置，计算基于边界两侧区域的灰度分布能量泛函，其中灰度分布能量泛函的极小值对应的位置为目标区域的边界。
2. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于：所述超声图像序列可为心脏运动长轴二腔心或者四腔心位置二维超声灰度图像序列，且图像序列中至少包含一个心动周期中的收缩末期图像和舒张末期图像。
3. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于，还包括：
平滑步骤，用于通过高斯滤波或各向异性滤波对所采集的检测目标的超声图像序列进行平滑。
4. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于，所述搜索步骤进一步包括：
在检测目标的超声图像上设定深度；
在该深度上从一侧向另一侧计算一定角度内图像的平均灰度，并确定平均灰度变化曲线；以及
在平均灰度变化曲线上，搜索第一个和第二个平均灰度连续增大区域内的平均灰度极大值点，并在两个极大值点中间的区域搜索平均灰度极小值点；
其中将所述平均灰度极小值点定为目标区域的初始中心点。

5. 如权利要求4所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于：在目标区域的初始中心点搜索过程中，约束两个极大值与所述平均灰度极小值的差分别大于预定阈值。

6. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于，还包括：

修正步骤，用于对搜索的初始中心点手工进行位置修正。

7. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于：所述初始区域边界曲线为以所述目标区域初始中心点为圆心的圆形曲线，其中所述圆形曲线的半径为所述目标区域初始中心点至目标区域边界的距离的三分之一至五分之一。

8. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于，还包括灰度校正步骤，用于在沿极线进行边界检测前先对极线上点的灰度进行灰度校正；所述灰度校正步骤进一步包括：

从初始点开始沿极线搜索整条极线上的灰度极大值；

再从初始点开始沿极线搜索第一个灰度连续增大区域的灰度极大值点，如果该点灰度小于整条极线上的灰度极大值的一半，则将该点定为校正点；否则，继续搜索下一个连续增大区域的灰度极大值点，直到搜索到满足灰度小于整条极线上的灰度极大值的一半的点；以及

把校正点以外的点的灰度赋为校正点的灰度值以进行边界检测，或者只对所述校正点以内的区域进行边界检测。

9. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于：在沿极线检测目标区域边界的过程中，将每条极线上搜索到的灰度极大值点的灰度减去初始中心点的灰度作为各条线上的灰度阈值，当灰度分布能量泛函增大超过该阈值时，到达边界并停止检测。

10. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于，还包括：

优化步骤，用于边界检测结束后，以边界高亮显示部分边界点以及初始中心点为控制点，手动调整边界控制点位置来优化边界形状。

11. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于：所述灰度分布能量泛函可以是基于图像灰度方差的函数或者是基于图像灰度方差和梯度的函数。

12. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于：所述灰度分布能量泛函可为基于区域边界内部的灰度分布能量泛函，或为基于区域边界外部灰度分布的能量泛函。

13. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于：超声图像序列中其它帧图像边界检测以前一帧图像检测到的边界为初始边界，以前一帧图像检测到的边界的重心为初始中心点。

14. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于，还包括光滑与约束步骤，用于按照能量泛函对检测的目标区域边界进行光滑与约束；其中形状约束包括通过约束相邻极线上组织边界点的连线之间的角度大小来控制边界形状。

15. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于，还包括：

识别步骤，用于沿检测出来的组织边界基于相邻边界点所成角度或曲率检测目标结构特征点。

16. 如权利要求1所述的使用超声图像检测组织边界的方法，其特征在于，还包括：

显示步骤，用于显示组织边界、边界曲线随时间的变化。

17. 一种使用超声图像检测组织边界的装置，其特征在于，包括：
搜索模块，用于在检测目标的超声图像中搜索目标区域的初始中心点，并依据该初始中心点确定初始区域边界曲线；以及

检测模块，用于以初始中心点为极点，沿着通过所述极点的极线并从初始区域边界开始搜索目标区域边界的位置，计算基于边界两侧区域的灰度分布能量泛函，其中灰度分布能量泛函的极小值对应的位置为目标区域的边界。

18. 如权利要求17所述的使用超声图像检测组织边界的装置，其特征在于，还包括：

平滑模块，用于通过高斯滤波或各向异性滤波对所采集的检测目标的超声图像序列进行平滑。

19. 如权利要求17所述的使用超声图像检测组织边界的装置，其特征在于，还包括：

灰度校正模块，用于在沿极线进行边界检测前先对极线上点的灰度进行灰度校正；所述灰度校正模块执行以下操作：

从初始点开始沿极线搜索整条极线上的灰度极大值；

再从初始点开始沿极线搜索第一个灰度连续增大区域的灰度极大值点，如果该点灰度小于整条极线上的灰度极大值的一半，则将该点定为校正点；否则，继续搜索下一个连续增大区域的灰度极大值点，直到搜索到满足灰度小于整条极线上的灰度极大值的一半的点；以及

把校正点以外的点的灰度赋为校正点的灰度值以进行边界检测，或者只对所述校正点以内的区域进行边界检测。

20. 如权利要求17所述的使用超声图像检测组织边界的装置，其特征在于，还包括：

光滑与约束模块，用于按照能量泛函对检测的目标区域边界进行光滑与约束。

21. 如权利要求17所述的使用超声图像检测组织边界的装置，其特征在于，还包括：

识别模块，用于沿检测出来的组织边界基于相邻边界点所成角度或曲率检测目标结构特征点。

22. 如权利要求17所述的使用超声图像检测组织边界的装置，其特征在于，还包括：

显示模块，用于显示组织边界、边界曲线随时间的变化。

23. 如权利要求17所述的使用超声图像检测组织边界的装置，其特征在于，还包括：

优化模块，用于边界检测结束后，以边界高亮显示部分边界点以及初始中心点为控制点，手动调整边界控制点位置来优化边界形状。

使用超声图像检测组织边界的方法与装置

技术领域

本发明涉及一种超声图像分析技术，特别是涉及一种使用超声图像检测组织边界的方法与装置。

背景技术

超声检查已成为一种重要且无创性显示人体脏器结构和运动功能的检测方法，而对这些脏器结构和功能的进一步定量分析首先需要确定这些脏器的边界信息。如对心功能的定量分析需要测量心腔切面面积等形状参数及其在心动周期内的变化，这就要求明确心内膜边界。同时，边界勾画也可以用作对病变情况的跟踪。此外，人体脏器图像的三维重建也需要勾画脏器的边界作为基础。

作为人体脏器边界检测最常用的领域，心脏边界检测在定量评价心脏功能发挥着越来越重要的作用。临床医生在检查病人心脏的过程中，选择图像效果最佳时，冻结并保存多个心动周期的图像数据，然后通过边界检测模块计算出心内膜的边界。通过心内膜边界数据结合数学模型，可以估计出心室体积、心排量、射血分数、平均左室周径向心缩短率等评价心脏功能的重要指标。通过动态显示分割出来的边界能够得到心肌局部的运动量，可用于检测冠心病的节段性室壁运动异常。而且基于心内膜边界检测还可以进一步拓展以获得心外膜边界，同时基于内外膜分割结果采用跟踪算法可以计算出心肌内部像素节点的运动矢量，通过计算心肌局部运动的张量应变率显示出局部心肌功能的变化。这一系列数据的获得对于心脏疾病的诊断意义重大，因此，如何快速、便捷、准确地实现心内膜的边界检测成为这项技术的关键。

心功能参数的测量可以直接在三维心脏图像（如MRI、CT、超声图像）上进行，也可以在二维图像上测量心腔截面面积的基础上通过一定的数学模型估算出。前者由于直接测量体积，因此精度较高，但是通常实时性较差，不利于心动周期不同同时相的心功能实时测量，而且通常成本较高；后者通常在超声成像系统上实现，虽然受估算模型精度的影响，与前者比具有较大的测量误差，但是二维超声心动图因其无损性、实时性和成本上的优势，被广泛用于心脏疾病的临床诊断。通过对超声成像系统获得的二维图像（灰度图、彩色血流图、组织多普勒图）进行分析，提取出心腔的边界，自动计算出心腔截面的面积，并利用数学模型估计出心腔体积等参数，从而可以很方便的实现心动周期不同同时相的心功能的测量，并在此基础上获得心排血量、射血分数等重要临床诊断参数。现有的超声成像系统通常采用手动描记心腔边界的方法实现心腔体积的估计，该方法虽然精度较高，但是重复性和便利性都很差，仅适用于少数几帧图像的心脏运动参数估计。因此，一些超声成像系统通过自动检测心内膜实现心功能参数的自动测量，大大提高了诊断的重复性和便利性，能够提供大量的重要临床诊断参数，如心室体积、心排血量、射血分数和平均左室周、径向心缩短率等，同时心内膜边界的动态运动能够显示出心肌局部运动的功能障碍。心内膜自动检测技术主要内容包括：心肌结构特征点的检测定位，心内膜检测算法，以及心功能的定量计算和显示方法。以B-mode成像获得的组织灰度图像为例，心内膜自动检测的关键难点在于如何去除超声图像的噪声干扰和弱边界的影响。

心内膜的自动检测通常由图像存储和读取、图像预处理（如降噪等处理）、特征点检测、图像边界检测、心功能计算与显示等环节构成。心脏的超声图像受混响（reverberation）、斑点噪声（Speckle）等因素的影响，其信噪比较低，边界信息较模糊。一般的基于图像梯度场的边界检测方法很容易陷入局部极值，从而很难实现心内膜的完整检测。

按照一种现有技术的方法，首先在图像中确定一个组织解剖结构标志点；然后检测与解剖特征相关的组织边界，以轮廓线表示；最后显示带有组织边界轮廓线的超声图像。另一种现有技术给出了基于上述边界检测结果的多种显示方式，例如：在每幅图像上自动跟踪运动组织的边界，沿每条跟踪的边界计算心肌运动，并沿跟踪边界显示计算出来的心肌运动信息随时间和空间的变化等。再一种现有技术通过采用上述方法分割两个相互垂直的左心室长轴图像来估计心室体积，重建心室表面，把该边界检测方法推广到二维以上。上述方法通过自动检测二尖瓣等特征点，构建相应模型，实现了心内膜的全自动检测。但是所述边界检测方法是基于梯度计算，比较容易受到噪声的影响，对弱边界不容易检测出来。另外，由于采用先特征点，后模型的方法，使得检测的结果受特征点检测准确性的影响很大。

又一种现有技术的检测方法是在得到图像序列后，手动分割第一帧图像的心内膜和心外膜，对该帧图像进行标准化并设为模板，对于随后帧图像采用基于灰度分布或者 Snake 的方法来检测心内膜，心外膜的检测基于当前图像标准化后与模板的相似性进行边界检测。该方法同时检测心内膜和心外膜，由于需要基于内外膜双边界进行图像的标准化，因此检测最初需要进行手工分割，不能实现完全的自动化检测。

再又一种现有技术的检测方法是通过手动点中心点，然后沿极线方向基于极线上图像灰度，采用自动设定的阈值，做初始边界检测。然后，采用沿极线方向的几何变形模型 (Geometrically Deformable Model) 方法进行边界检测。以相邻两边单位化后向量和的模（基于相邻边的夹角）为内力，以沿极线方向的灰度梯度在极线方向的投影作为外力。该文献采用几何形状模型在图像分割的同时进行边界形状的约束，能得到较光滑边界。

按照一种现有技术的超声工作站，其检测方法首先进行图像预处理，采用非线性变换把灰度图像映射到新的灰阶分布增强图像对比

度，同时利用二维非线性灰度形态算子对图像中的每点进行平滑。接着在心室舒张末期在图像上手动点取心室中心的一点，基于中心点放射出 N 条线，然后基于图像相似性沿极线基于灰度梯度和灰度直方图等信息进行分割。

按照再又一种现有技术，其早在 1988 年就提出了在超声左心室图像点取中心点沿极线方向基于 Canny 算子搜索心内膜的方法。上述几种方法都是基于梯度信息的边界检测方法，该类方法容易受到噪声影响，而且对于弱边界的检测效果较差，并且大都需要一个较理想的初始边界才能保证搜索到正确组织边界。

针对强噪声图像，另一种现有技术提出了基于灰度分布的图像区域分割方法。该方法基于图像分为前景和后景的假设，而且各部分图像灰度分别满足高斯分布，通过定义一个基于轮廓区域内部和外部的灰度分布的方差的能量泛函来求解图像中物体边界。该方法可以不利用图像梯度场而沿初始轮廓的法线方向进行搜索，因此搜索方向不受噪声影响。

在另一种现有技术中，结合图像灰度分布模型、测地线模型和形状约束泛函进行超声图像中左心室的分割。该技术采用多尺度方法先在较粗层面分割图像，然后再以此为形状约束进行较细层面的分割。该方法虽然能够较好的去除噪声影响，但是该方法不能满足实时性的要求，而且超声心动图像不能简单的看成只包含前景和背景的图像，即左心室血液区域和心肌两种组织的图像，在左心室心肌外面同样存在很多血液区域，如右心室和心房内的血液。因此，直接套用双区域灰度分布泛函不能得到理想的结果

发明内容

本发明的目的是为了克服现有技术存在的缺陷，提供一种新的使用超声图像检测组织边界的方法与装置，将基于灰度分布的二维图像

分割转换成一维极线上边界点检测。为了实现这一目的，本发明所采取的技术方案如下。

按照本发明实施例的第一方面，提供一种使用超声图像检测组织边界的方法，包括：搜索步骤，用于在检测目标的超声图像中搜索目标区域的初始中心点，并依据该初始中心点确定初始区域边界曲线；以及检测步骤，以初始中心点为极点，沿着通过所述极点的极线并从初始区域边界开始搜索目标区域边界的位置，计算基于边界两侧区域的灰度分布能量泛函，其中灰度分布能量泛函的极小值对应的位置为目标区域的边界。所述搜索步骤进一步包括：在检测目标的超声图像上设定深度；在该深度上从一侧向另一侧计算一定角度内图像的平均灰度，并确定平均灰度变化曲线；以及在平均灰度变化曲线上，搜索第一个和第二个灰度连续增大区域内的平均灰度极大值点，并在两个极大值点中间的区域搜索平均灰度极小值点；其中将所述平均灰度极小值点定为目标区域的初始中心点。

优选的是，在目标区域的初始中心点搜索过程中，约束两个极大值与所述平均灰度极小值的差分别大于预定阈值。

再优选的是，所述初始区域边界曲线为以所述目标区域初始中心点为圆心的圆形曲线，其中所述圆形曲线的半径为所述目标区域初始中心点至目标区域边界的距离的三分之一至五分之一。

还优选的是，当沿极线检测组织边界的过程中，将每条极线上搜索到的灰度极大值点的灰度减去初始中心点的灰度作为各条线上的灰度阈值，当灰度分布能量泛函增大超过该阈值时，到达边界并停止检测。

所述灰度分布能量泛函可以是基于图像灰度方差的函数或者是基于图像灰度方差和梯度的函数。另外，所述灰度分布能量泛函可为基于区域边界内部的灰度分布能量泛函，或为基于区域边界外部灰度分布的能量泛函。

进一步优选的是，超声图像序列中其它帧图像边界检测以前一帧图像检测到的边界为初始边界，以前一帧图像检测到的边界的重心为初始中心点。

可选的是，按照本发明实施例第一方面的使用超声图像检测组织边界的方法还包括采集步骤，用于采集检测目标的超声图像序列。其中所述超声图像序列可为心脏运动长轴二腔心或者四腔心位置二维超声灰度图像序列，且图像序列中至少包含一个心动周期中的收缩末期图像和舒张末期图像。

再可选的是，按照本发明实施例第一方面的使用超声图像检测组织边界的方法还包括平滑步骤，用于通过高斯滤波或各向异性滤波对所采集的检测目标的超声图像序列进行平滑。

还可选的是，按照本发明实施例第一方面的使用超声图像检测组织边界的方法还包括修正步骤，用于对搜索的初始中心点手工进行位置修正。

进一步可选的是，按照本发明实施例第一方面的使用超声图像检测组织边界的方法还包括灰度校正步骤，用于在沿极线进行边界检测前先对极线上点的灰度进行灰度校正；所述灰度校正步骤进一步包括：从初始点开始沿极线搜索整条极线上的灰度极大值；再从初始点开始沿极线搜索第一个灰度连续增大区域的灰度极大值点，如果该点灰度小于整条极线上的灰度极大值的一半，则将该点定为校正点；否则，继续搜索下一个连续增大区域的灰度极大值点，直到搜索到满足灰度小于整条极线上的灰度极大值的一半的点；以及把校正点以外的点的灰度赋为校正点的灰度值以进行边界检测，或者只对所述校正点以内的区域进行边界检测。

进一步可选的是，按照本发明实施例第一方面的使用超声图像检测组织边界的方法还包括光滑与约束步骤，用于按照能量泛函对检测的目标区域边界进行光滑与约束。其中形状约束包括通过约束相邻极线上组织边界点的连线之间的角度大小来控制边界形状。

进一步可选的是，按照本发明实施例第一方面的使用超声图像检测组织边界的方法还包括优化步骤，用于边界检测结束后，以边界高亮显示部分边界点以及初始中心点为控制点，手动调整边界控制点位置来优化边界形状。

进一步可选的是，按照本发明实施例第一方面的使用超声图像检测组织边界的方法还包括识别步骤，用于沿检测出来的组织边界基于相邻边界点所成角度或曲率检测目标结构特征点，进行边界的形状优化。其中所述目标结构特征点包括侧部二尖瓣和中间二尖瓣，也可以为其它组织的特定结构。

进一步可选的是，按照本发明实施例第一方面的使用超声图像检测组织边界的方法还包括显示步骤，用于显示组织边界、边界曲线随时间的变化。

按照本发明实施例的第二方面，提供一种使用超声图像检测组织边界的装置，包括：搜索模块，用于在检测目标的超声图像中搜索目标区域的初始中心点，并依据该初始中心点确定初始区域边界曲线；以及检测模块，以初始中心点为极点，沿着通过所述极点的极线并从初始区域边界开始搜索目标区域边界的位置，计算基于边界两侧区域的灰度分布能量泛函，其中灰度分布能量泛函的极小值对应的位置为目标区域的边界。

可选的是，按照本发明实施例第二方面的使用超声图像检测组织边界的装置还包括采集模块，用于采集检测目标的超声图像序列。

再可选的是，按照本发明实施例第二方面的使用超声图像检测组织边界的装置还包括平滑模块，用于通过高斯滤波或各向异性滤波对所采集的检测目标的超声图像序列进行平滑。

还可选的是，按照本发明实施例第二方面的使用超声图像检测组织边界的装置还包括灰度校正模块，用于在沿极线进行边界检测前先对极线上点的灰度进行灰度校正；所述灰度校正模块执行以下操作：从初始中心点开始沿极线搜索整条极线上的灰度极大值；再从初始中

心点开始沿极线搜索第一个灰度连续增大区域的灰度极大值点，如果该点灰度小于整条极线上的灰度极大值的一半，则将该点定为校正点；否则，继续搜索下一个灰度连续增大区域的灰度极大值点，直到搜索到满足灰度小于整条极线上的灰度极大值的一半的点；以及把校正点以外的点的灰度赋为校正点的灰度值以进行边界检测，或者只对所述校正点以内的区域进行边界检测。

进一步可选的是，按照本发明实施例第二方面的使用超声图像检测组织边界的装置还包括光滑与约束模块，用于按照能量泛函对检测的目标区域边界进行光滑与约束。

进一步可选的是，按照本发明实施例第二方面的使用超声图像检测组织边界的装置还包括优化模块，用于边界检测结束后，以边界高亮显示部分边界点以及初始中心点为控制点，手动调整边界控制点位置来优化边界形状。

进一步可选的是，按照本发明实施例第二方面的使用超声图像检测组织边界的装置还包括识别模块，用于沿检测出来的组织边界基于相邻边界点所成角度或曲率检测目标结构特征点。

进一步可选的是，按照本发明实施例第二方面的使用超声图像检测组织边界的装置还包括显示模块，用于显示组织边界、边界曲线随时间的变化。

按照本发明实施例的方法与装置进行组织边界检测时的优点主要体现在：

1. 按照本发明的方法与装置基于超声图像灰度场并通过计算灰度能量泛函来检测组织边界，对初始中心点以及初始区域边界依赖性小，因此，初始中心点、初始区域边界和区域结构特征点检测更加简单、快速。
2. 基于按照发明实施例的能量泛函进行组织边界检测能够较好的去除超声图像中噪声和弱边界的影响。
3. 沿极线灰度校正方法能够较好去除图像不均匀场的影响。

4. 沿极线检测边界能够大大提高计算速度，沿极线计灰度校正法能够较好去除不均匀场的影响，保证计算区域内只存在两种组织从而获得稳定边界。

下面将结合附图并通过具体的实施例对本发明进行进一步说明。

附图说明

图 1 超声心内膜自动检测系统流程图；

图 2 是按照本发明实施例的超声心内膜自动检测流程图；

图 3 是初始中心点搜索区域示意图；

图 4 是初始中心点搜索区域灰度分布示意图；

图 5 是沿极线进行边界检测的示意图；

图 6 是极线上灰度分布示意图；

图 7 是所有极线上灰度极大值分布图；

图 8 是按照本发明实施例的方法进行角度形状约束的示意图；

图 9a 和 9b 是按照本发明实施例的方法检测心内膜边界的结果示意图；

图 10 是按照本发明实施例的使用超声图像检测组织边界的装置的框图。

具体实施方式

下面以心内膜边界的检测作为示例，对按照本实施例的方法与装置进行详细说明。

如图1所示，是一种典型的心内膜检测系统的框图。超声探头向人体相应检查部位（例如心脏）发射超声波，成像扫描可以通过ECG触发控制，接收到的回波信号经过前置放大，ADC变换，波束合成等环节处理，送入图像处理模块。经过非多普勒信号处理，获得人体组织（如心脏）的解剖结构灰度图像，保存到电影回放数据存储单元。

自动边界检测模块读取图像数据，进行边界检测和计算，参数计算模

块根据得到的边界信息，结合数据模型，进行各项功能（如心脏功能）参数计算。得到的边界信息和功能参数送到显示器进行显示。在对图像序列进行处理时，把当前图像边界位置作为下一帧图像分割的初始值和位置形状约束。

在本实施例中，以心内膜为例的组织边界检测方法的流程如图 2 所示，可以大致分为数据读取 200，图像去噪声 202，初始位置检测和边界初始化 204、基于灰度分布的区域分割 206（例如通过把图像分割成左心室血液区域和心肌区域，而把两个区域的边界作为心内膜）、沿区域边界检测特征点 208、计算心脏功能 210、心脏运动功能显示 212 等几个部分。进行心功能超声检查时，选择左室长轴四腔心或二腔心位置进行扫描；调节图像参数获得最佳效果的心肌图像序列后，冻结若干心动周期的图像数据；手工选择或者根据 ECG 信号自动选择特定时刻（如心脏收缩初期、收缩末期或舒张末期）的心肌图像作为初始分割图像。本实例中，选择心脏收缩初期（此刻二尖瓣闭合，并且左心室形状为较理想的闭口倒“U”字形），开始进行初始检测点的确定和区域分割（即边界检测）。如图像质量不好，可采用高斯滤波或者各向异性滤波进行图像平滑。通常血液为强回声信号显示为白色而心肌为弱回声显示为黑色，而当采集图像中心肌显示为灰度较低的黑色，而血液显示为灰度较高的白色时，则进行反色灰阶变换把心肌区域变换为灰度较高区域而血液变为灰度较小区域。

根据四腔心图像中左心室的位置（如图 3）可知：左心室在整幅图像的右侧，而且左心室侧壁靠近图像边界，即左心室心肌与图像边界间不存在其它组织图像。可据此进行左心室中心点的自动搜索。在第一帧图像即心脏收缩初期图像上，根据一般正常成年人的左心室深度可设定一个深度范围，在该深度上从一侧向另一侧（例如从左向右），计算相应角度（如 90 度）内图像的平均灰度分布，搜索的位置和线路如图 3 所示。沿弧线搜索计算所得平均灰度的变化曲线如图 4 所示，从灰度变化曲线中，首先搜索第一个和第二个灰度连续增大区域内的

灰度的极大值点 M_1 和 M_2 , 然后在两个极大值点中间的区域搜索平均灰度极小点 Min , 设定该点为左心室中心(即自动检测位置初始中心点)。初始点搜索过程中约束两个极大值与灰度极小值的灰度差要大于一定阈值(如灰度极小值的 $1/5$), 以保证搜索到正确的心肌壁(灰度极大值点)和心室血液中心(灰度极小值点)。初始化区域边界为以初始点为圆心的圆形曲线, 曲线半径可定为初始中心点到图像边界距离的三分之一至五分之一(由于按照本实施例的方法对初始区域边界的依赖性小, 因此, 该曲线半径的大小没有严格限制)。其它帧图像区域分割以前一帧图像血液与心肌区域的分界线为初始边界, 以前一帧图像中血液与心肌区域间的边界的重心为初始点。

为减小计算量提升区域分割速度, 在获取初始点位置后, 以此为极点沿极线方向(如图 5 所示, 从中心圆点发出的线)检测心内膜, 这样就把二维的图像边界检测变换成多条一维曲线上的标志点位置检测。同时, 沿极线分割前首先对极线上点的灰度进行灰度校正, 图 6 中黑色线表示沿一条线上点的灰度分布, 首先从初始点沿极线搜索整条线上的灰度极大值 G_{Max} , 再从初始点开始沿极线搜索第一个灰度连续增大区域的灰度极大值点(心肌位置), 如果该点灰度大于 G_{Max} 的一半, 则该点定为校正点 G_{M1} (图 6 中 G_{Max} 和 G_{M1} 为同一点); 否则, 继续搜索下一个连续增大区域的极大值点, 直到满足前述条件。把校正点 G_{M1} 外的点(也就是校正点与极点之间的点以外的点)的灰度统一设为校正点 G_{M1} 的灰度值, 通过灰度校正处理, 保证当前帧的超声心动图像内只包含左心室内部血液区域和心肌区域两个连续区域两部分(如图 6 中所示)。类似的, 也可以在区域分割计算过程中只对校正点 G_{M1} 以内的点(也就是校正点与极点之间的点)进行灰度分布能量泛函的计算。

以初始点为圆心, 初始化心内膜边界轮廓为一圆形区域, 如图 5 所示。该圆形初始轮廓把极线 L 分成 $inside(L)$ 和 $outside(L)$, 设 c_1 为内部区域 $inside(L)$ 的灰度均值, 设 c_2 为外部区域 $outside(L)$ 的灰度均值, $u(l)$ 为

区域中点(极线上点) (x_l, y_l) 的灰度, η 为权重系数, $\left| \frac{\partial u}{\partial l} \right|_{l_0}$ 为内外区域边界点灰度梯度的模。则某条线上边界点的能量泛函可定义为:

$$F_4(c) = \int_{\text{inside}(L)} (u(l) - c_1)^2 d_l + \int_{\text{outside}(L)} (u(l) - c_2)^2 d_l - \eta \left| \frac{\partial u}{\partial l} \right|_{l_0}^2 \quad (5.1)$$

本方法假设图像分成前景和背景两部分, 各部分灰度分布一致。可见, 在图像前景和背景两区域分界位置, 上述能量函数中前两项图像灰度分布泛函最小, 而边界点的灰度梯度模最大, 即整个能量泛函能量最小。因此, 从初始边界点开始, 沿极线方向逐步向外(或向内)改变初始边界的位置, 重复计算所述灰度分布能量泛函, 搜索不同位置处所述灰度分布能量泛函的极小值。所述极小值对应的位置即定义为心室内部血液区域和心肌区域之间的边界, 即为心内膜位置。

将计算得到的每条检测线上灰度的最大值进行比较可以发现, 整个左心室心肌上的灰度分布不是十分均匀, 如图7所示。因此, 当沿极线方向检测组织边界的过程中, 针对不同的位置采用不同的阈值是非常必要的。将每条极线上搜索到的灰度极大值点的灰度减去初始点灰度作为各条线上的灰度阈值 w , 当能量泛函增大超过预定阈值时, 到达边界并停止检测, η 可以设为与阈值 w 成线性关系。通过上述阈值条件设置, 可以有效地去除心肌亮度不均匀对分割结果的影响。接着, 利用平滑处理(如中值滤波)对所检测的边界点到中心点的距离进行平滑, 去除边界毛刺。

本方法可以简化为只依赖(5.1)泛函的第一部分(当然, 也可以简化为只依赖(5.1)泛函的第二部分), 即只考虑心室血液区域的灰度分布的形式如下面的公式:

$$F_4(c) = \frac{1}{2\sigma^2} \int_{\text{inside}(L)} (u(l) - c_1)^2 d_l + \eta \left| \frac{\partial u}{\partial l} \right|_{l_0}^2 \quad (5.2)$$

该泛函为 Mumford-Shah 泛函的一部分, 其中 σ 为内部区域的方差。但是该方法对阈值的依赖性较强, 所以本实施例采用前一种双区域的能量泛函。

由于心内膜边界信息复杂，必须采用一定的形状约束来避免发生边界的泄漏。基于相邻时刻心脏图像间的相似性，可定义形状约束能量泛函 F_5 为：

$$F_5(c) = \int_0^1 D(c(s), c^*(s)) \cdot c'(s) + (A(c(s)) - \pi)^2 ds \quad (5.3)$$

其中： $D(c(s), c^*(s))$ 为当前边界点 $c(s)$ 和前一帧边界点 $c^*(s)$ 的距离， $A(c(s))$ 表示边界点 $c(s)$ 与其邻域点这两点所成的角度。该泛函中第一项表示前一帧图像对当前帧图像形状的约束，第二部分表示心内膜边界的光滑性约束，即避免出现边界的尖角和毛刺现象，也就是尽量保证边界点与其邻域点夹角近似为 π （成直线）。如图8中相邻三条极线 $\vec{ob}_1, \vec{ob}_2, \vec{ob}_3$ 上边界点所成角 $\angle b_1 b_2 b_3$ ，根据三角形边与角的关系公式可以计算得到该角的弧度值。可以设定泛函 $F = F_4 + \lambda F_5$ 来检测随后帧图像的心内膜边界。在区域分割过程中，为了加快速度本实施例采用多尺度方法，先在较少极线上边界检测，再细化检测整个内膜边界。

沿上述检测出来的边界，可以检测如：中间二尖瓣环、侧部二尖瓣环和心室尖等组织区域的特征点。如图8中，由于二尖瓣位于中心点的下方，通过计算中心点下方边界点的 $A(c(s))$ 值或者曲率等参数，来检测中间二尖瓣环和侧部二尖瓣环。同时沿检测出的心内膜边界检测距离两个二尖瓣环点连线的最远点作为心室尖位置。在序列图像处理过程中，使用前一时刻区域特征点的位置对后续时刻特征点搜索进行位置约束，以解决因为在心脏舒张期二尖瓣环打开造成的二尖瓣环结构特征不明显等问题。如图9中方块形点为找到的特征点。心室尖到二尖瓣环连线的距离作为左心室长轴的长度 T 。

分割出心内膜后，可以动态或逐帧显示心内膜边界随图像的变化。图9是利用本发明实施例的方法得到的心内膜边界图像。图9(a)是左心室收缩期，图9(b)表示舒张期。从图中可以看出，利用本发明，可以比较准确的检测出心内膜边界。

得到左心室边界后，可以进行常用心肌功能参数计算。例如，以

心室中心点为圆点，相邻两边界点构成小三角形，计算并累加三角形面积得到为长轴图像左心室血液区域的面积 A ，从而得到左心室体积的估计：

$$V = 0.85 \cdot \frac{A^2}{T} \quad (5.4)$$

另外，在此基础上还可以计算出射血量 $V_s = V_{\max} - V_{\min}$ ，射血分数 $F = \frac{V_s}{V_{\max}}$ ，其中 V_{\max} 、 V_{\min} 分别为心室体积的最大和最小值。

在分割结束后，以内膜边界高亮显示部分边界点以及中心点为控制点（二尖瓣环点和心室尖必为控制点），允许手动调整边界控制点位置来优化边界形状。当调整边界点后，自动重新计算心室体积等参数。当调整图像中左心室中心点位置后，自动重新分割当前帧以及后续帧图像边界并计算心室体积等参数。

如图10所示，按照本实施例的使用超声图像检测组织边界的装置包括搜索模块105和检测模块107，另外，还可选地包括采集模块101、平滑模块103、灰度校正模块109、光滑与约束模块111、优化模块113、识别模块115和显示模块117。其中灰度校正模块109和光滑与约束模块111为可包含在检测模块107中的子模块。

采集模块101用于采集检测目标的超声图像序列，如果所采集的超声图像不够清晰，由平滑模块103通过高斯滤波或各向异性滤波对所采集的检测目标的超声图像序列进行平滑处理。搜索模块105用于在检测目标的超声图像中搜索目标区域的初始中心点，并依据该初始中心点确定初始区域边界曲线。

检测模块107以初始中心点为极点，沿着通过所述极点的极线并从初始区域边界开始，按照预定步长（如：图像像素大小）改变初始区域边界的位置，同时计算不同位置处灰度分布能量泛函，其中灰度分布能量泛函的极小值对应的位置为目标区域的边界。在沿极线进行边界检测之前，还可以通过灰度校正模块109先对极线上点的灰度进行灰度校正，其中所述灰度校正模块109在进行灰度校正时执行以下操

作：从初始点开始沿极线搜索整条极线上的灰度极大值；再从初始点开始沿极线搜索第一个灰度连续增大区域的灰度极大值点，如果该点灰度小于整条极线上的灰度极大值的一半，则将该点定为校正点；否则，继续搜索下一个连续增大区域的灰度极大值点，直到满足前述条件；以及把校正点以外的点的灰度赋为校正点的灰度值以进行边界检测，或者只对所述校正点以内的区域进行边界检测。在进行边界检测时，为了避免发生边界泄露，光滑与约束模块111按照下式表示的能量泛函对检测的目标区域边界进行光滑与约束：

$$F_5(c) = \int_0^1 D(c(s), c^*(s)) \cdot c'(s) + (A(C(s)) - \pi)^2 ds,$$

其中 $D(c(s), c^*(s))$ 为当前边界点 $c(s)$ 和前一帧边界点 $c^*(s)$ 的距离， $A(c(s))$ 表示边界点 $c(s)$ 与其邻域点这两点所成的角度，第一项表示前一帧图像对当前帧图像形状的约束，第二项表示光滑性约束。

边界检测结束后，优化模块113以边界高亮显示部分边界点以及中心点为控制点，手动调整边界控制点位置来优化边界形状。识别模块115用于沿检测出来的组织边界基于相邻边界点所成角度和曲率检测目标结构特征点。显示模块117用于显示组织边界、边界曲线随着时间的变化、以及相关参数。其中相关参数包括以下根据检测的组织边界计算的参数：心室体积、心排量、心脏射血分数、平均左室周、径向心缩短率。

本实施例根据超声心动图像的特点介绍了一种新的心内膜边界检测技术，首先进行左心室初始中心点的自动检测，然后采用沿极线搜索的方式快速地进行边界检测。本实施例采用的区域分割泛函能够有效地避免超声图像噪声的影响，并且有效检测到弱边界。沿不同极线的阈值能够消除图像灰度分布不均匀场影响。

以上通过以心内膜检测为例对本发明做了说明，但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域普通技术人员应该明白，按照本发明的方法与装置还可以用于检测其它组织的边界，如血管壁、胆囊等内部

灰度分布一致区域边界的检测。其次，按照本发明的方法与装置还可以使用其他图像来检测组织边界，如MRI和CT图像等等。另外，还可以对本发明做一些修改、变形、等同替换等。但是，只要未背离本发明的精神和范围，都应在本发明的保护范围之内。

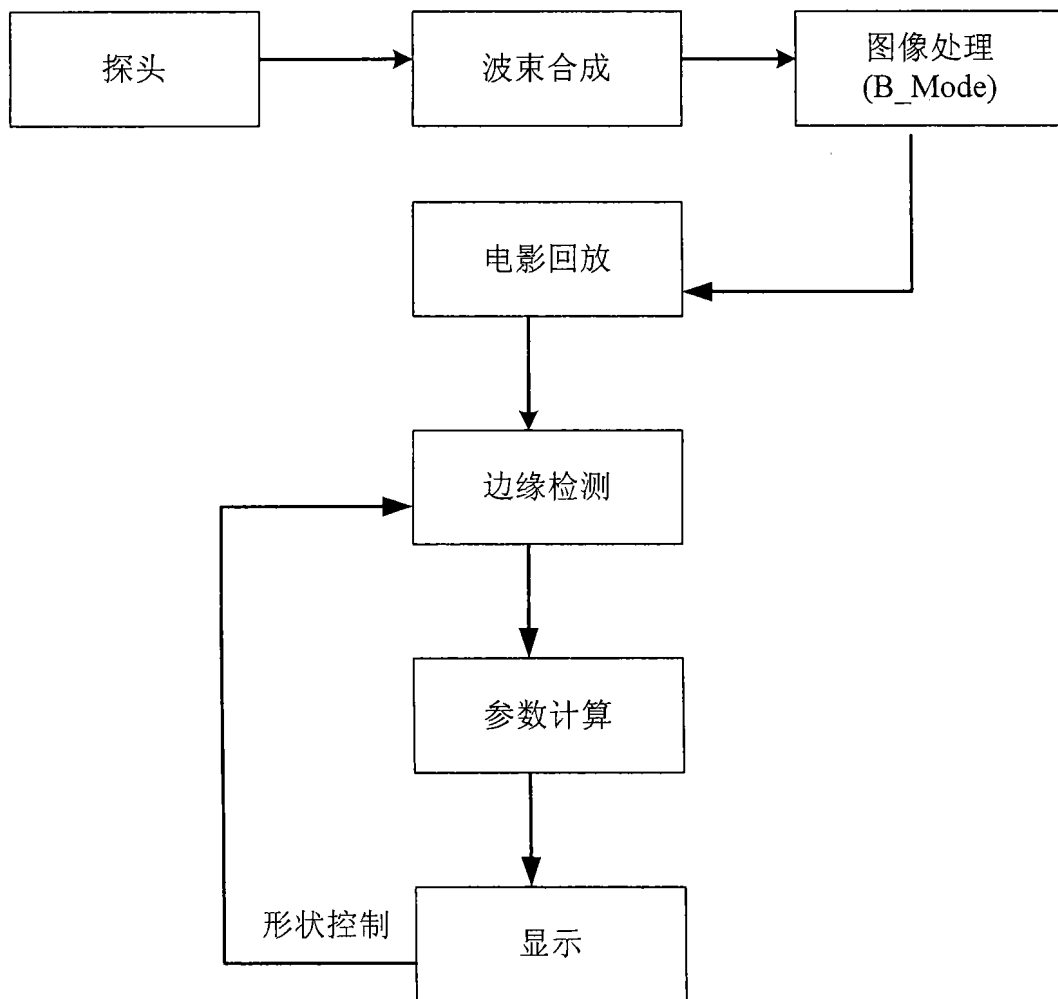


图 1

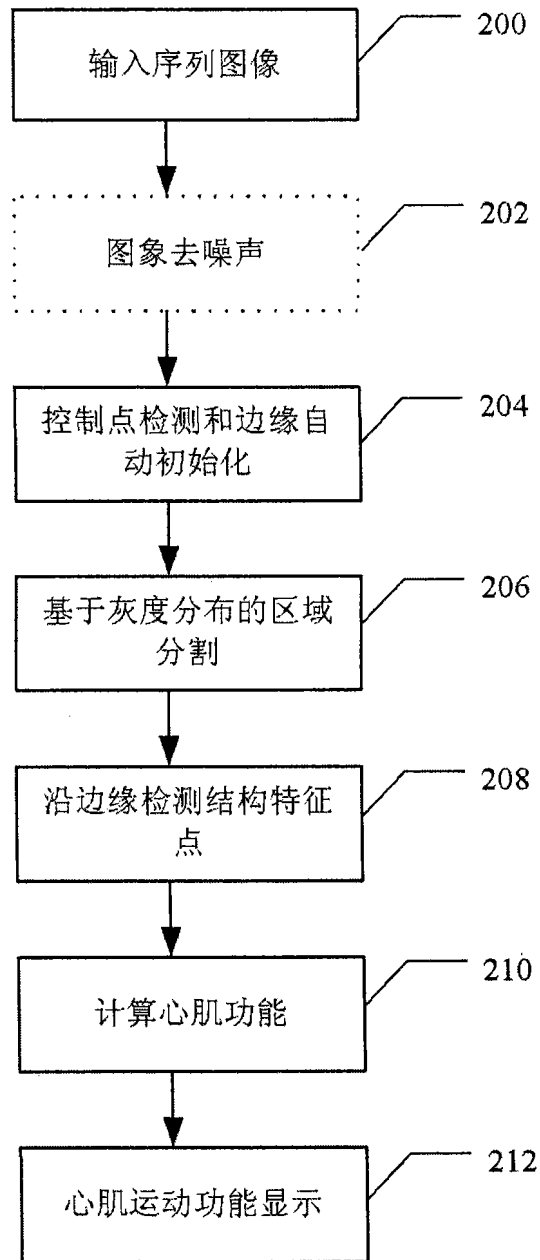


图 2

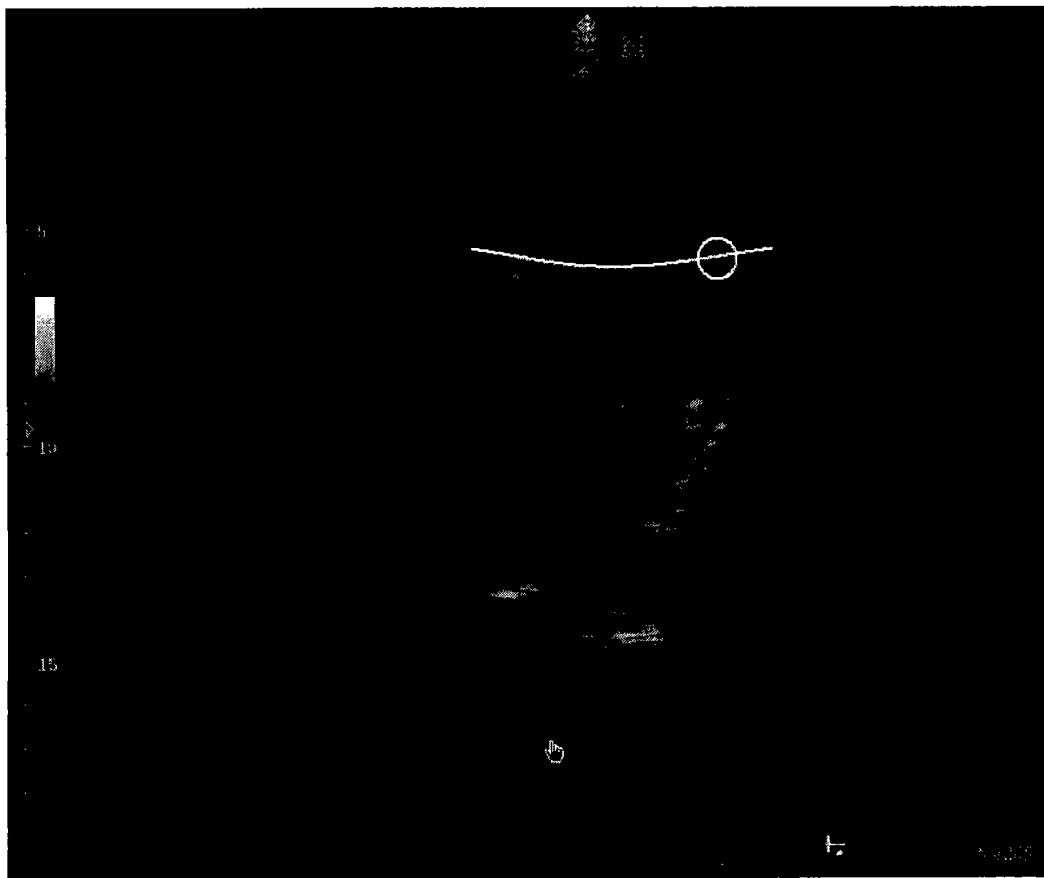


图 3

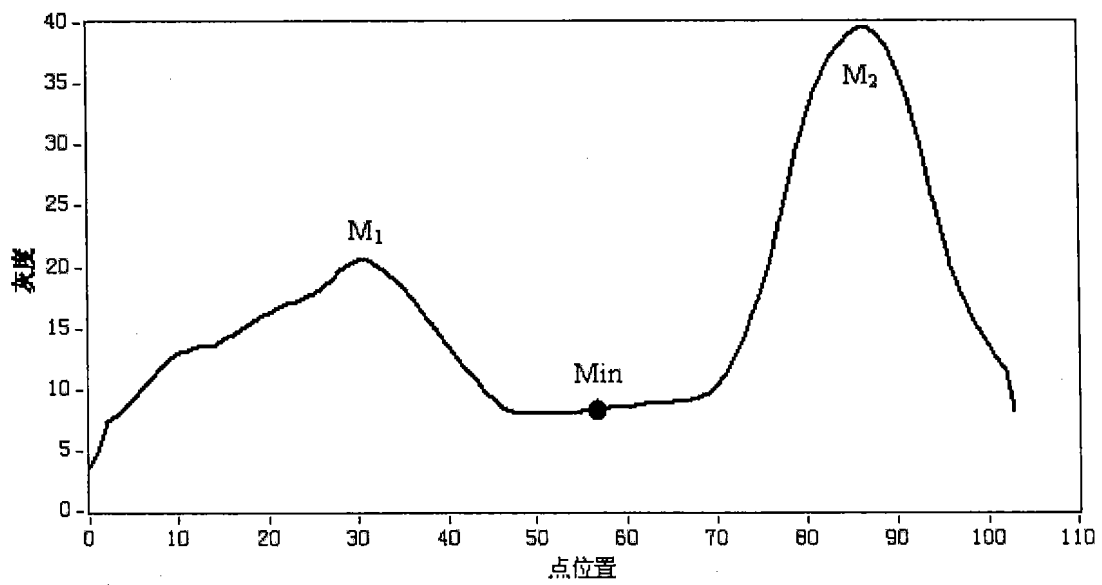


图 4

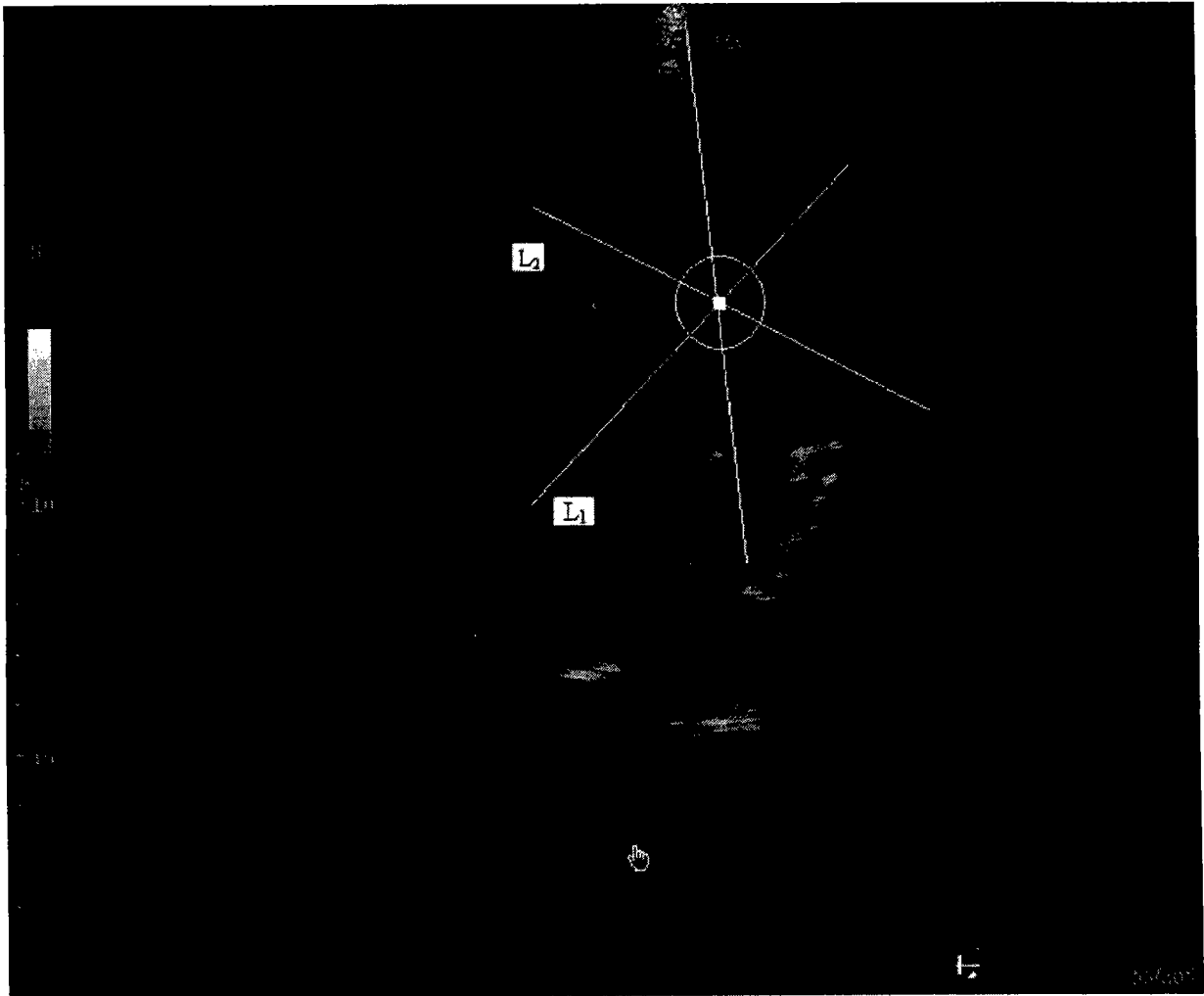


图 5

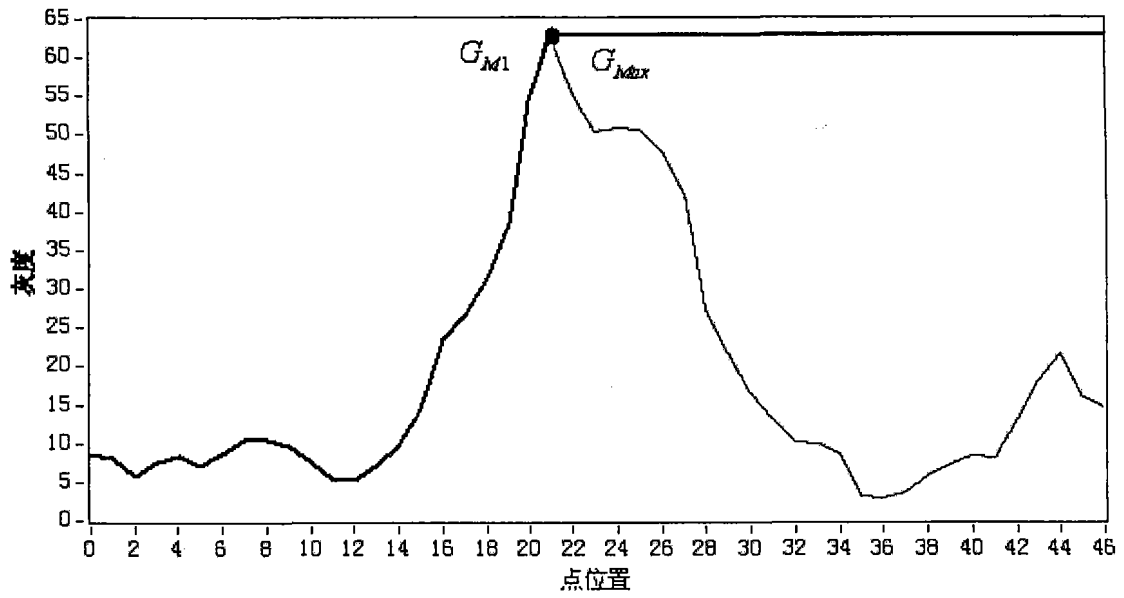


图 6

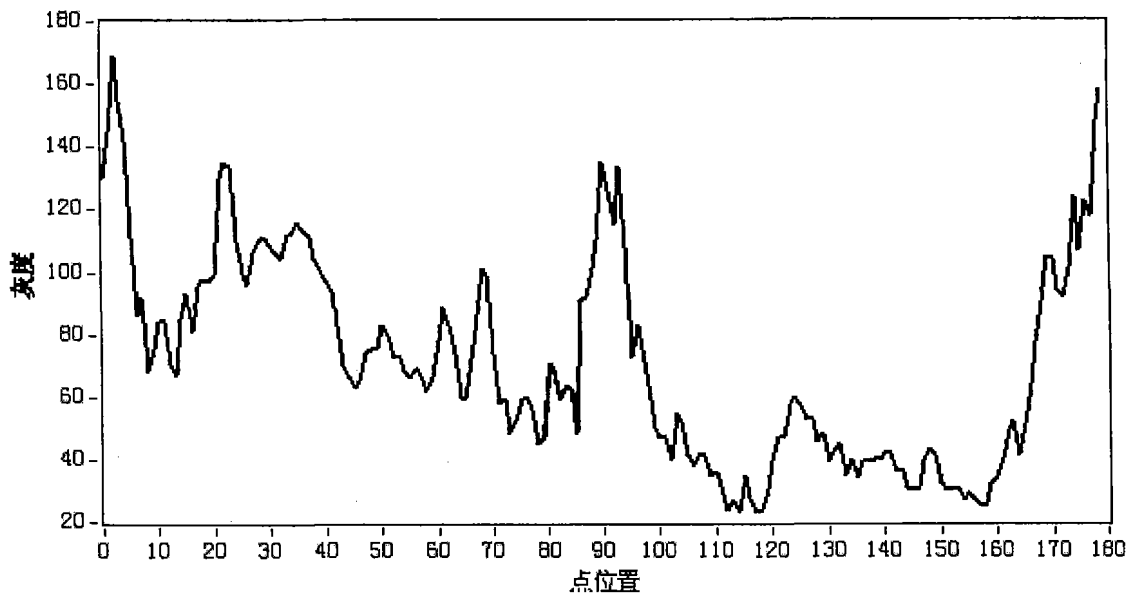


图 7

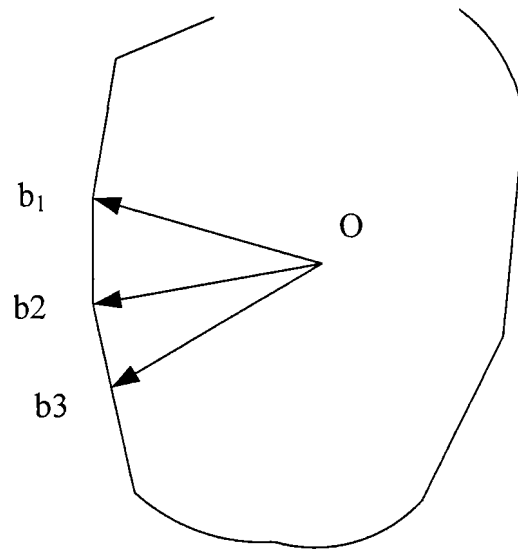


图 8

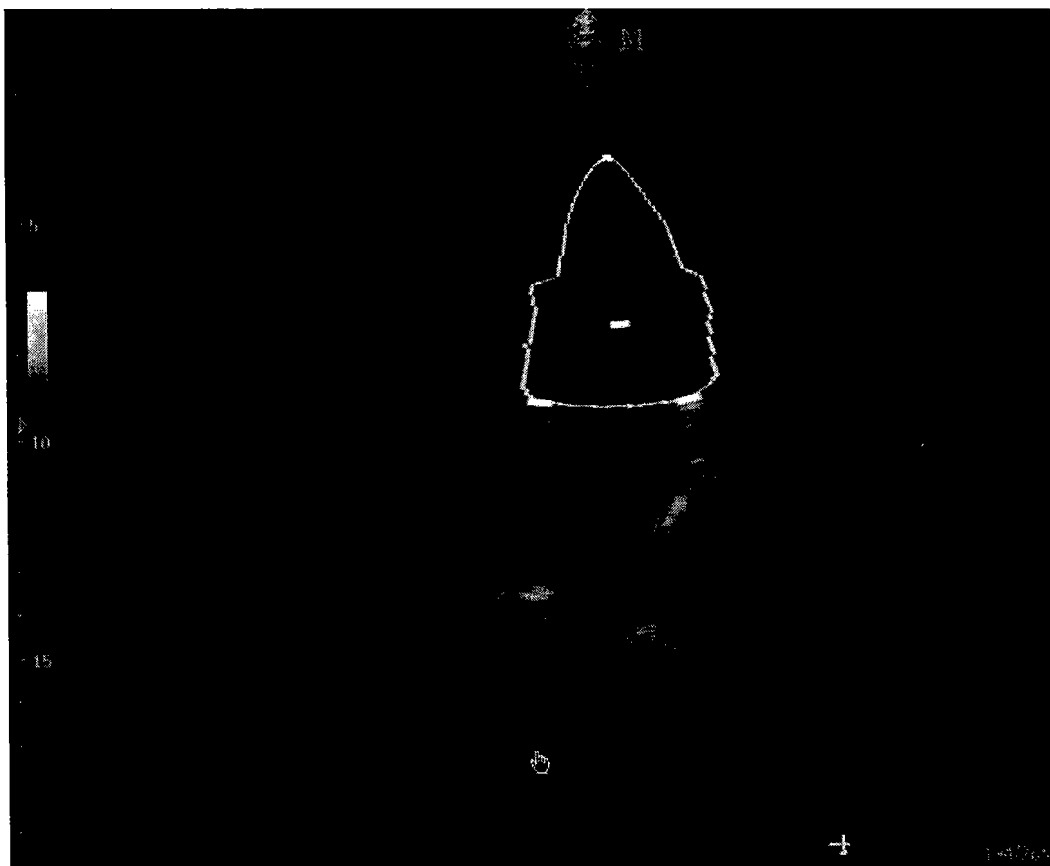


图 9a

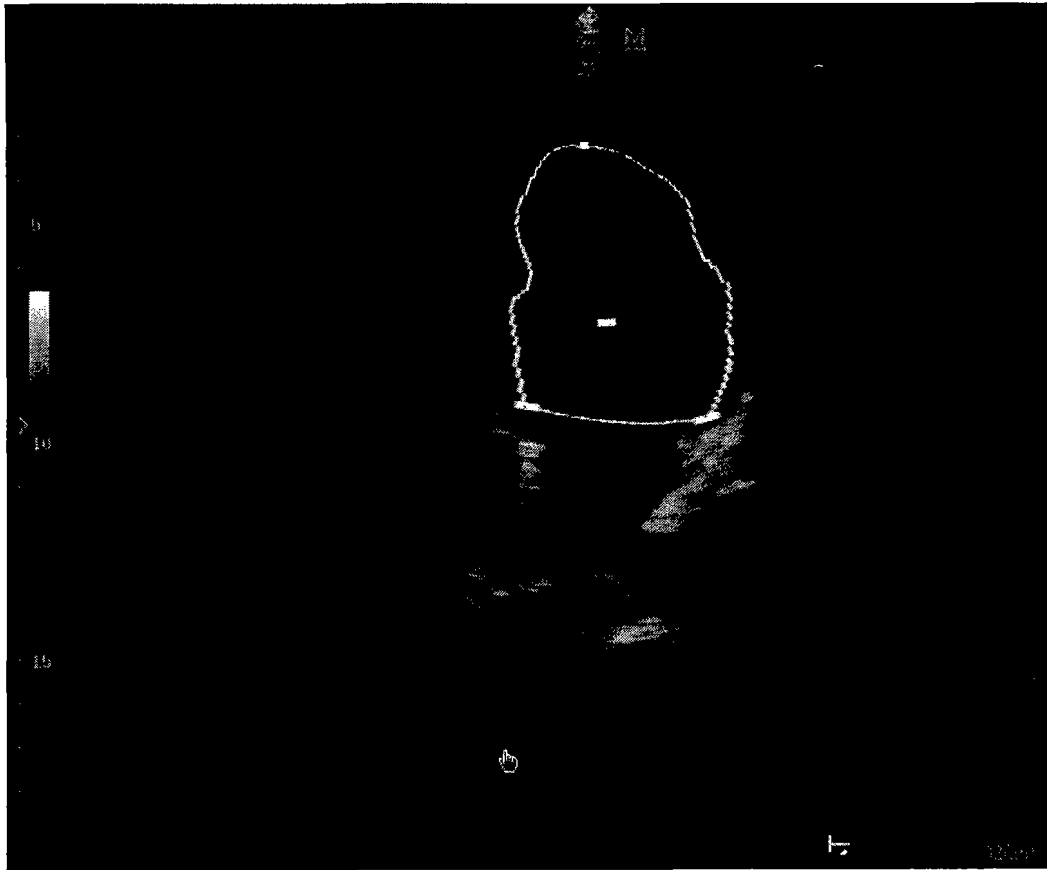


图 9b

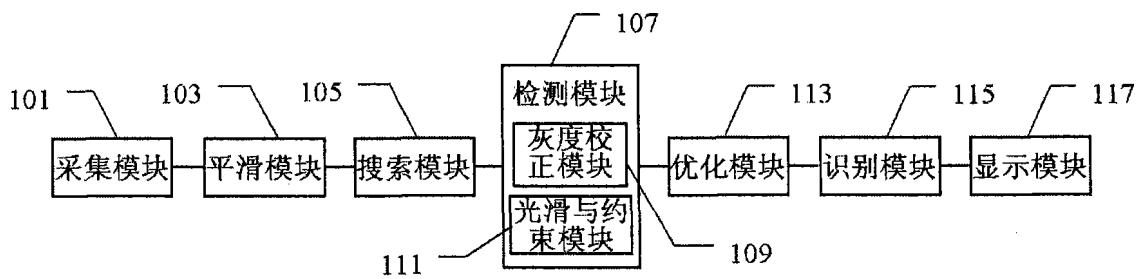


图 10

专利名称(译)	使用超声图像检测组织边界的方法与装置		
公开(公告)号	CN101527047A	公开(公告)日	2009-09-09
申请号	CN200810065771.3	申请日	2008-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 北京深迈瑞医疗电子技术研究院有限公司		
[标]发明人	李鑫 丛龙飞 张羽		
发明人	李鑫 丛龙飞 张羽		
IPC分类号	G06T7/60 G06T5/00 A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/0081 G06T2207/10132 G06T7/0089 G06T2207/30048 G06T7/149 G06T7/11		
代理人(译)	张亚宁 刘宗杰		
其他公开文献	CN101527047B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种使用超声图像检测组织边界的方法与装置。所述方法包括搜索步骤，用于在检测目标的超声图像中搜索目标区域的初始中心点，并依据该初始中心点确定初始区域边界曲线；以及检测步骤，以初始中心点为极点，沿着通过所述极点的极线并从初始区域边界开始搜索目标区域边界的位置，计算不同位置处灰度分布能量泛函，其中灰度分布能量泛函的极小值对应的位置为目标区域的边界。由于先进行中心点的检测，然后沿极线快速进行边界检测，因此检测更加简单、快速。本发明采用的区域分割泛函能够有效地避免超声图像噪声的影响，并且有效检测到弱边界。另外，沿极线灰度校正能消除图像灰度分布不均匀场影响。

$$\begin{aligned}
 R(\theta) &= \int_{\theta_1}^{\theta_2} \int_{r_1}^{r_2} \frac{1}{r} \left| \frac{\partial I}{\partial r} \right| dr d\theta \\
 &= \int_{\theta_1}^{\theta_2} \int_{r_1}^{r_2} \frac{1}{r} \left| \frac{\partial I}{\partial r} \right| dr d\theta + \int_{\theta_1}^{\theta_2} \int_{r_1}^{r_2} \frac{1}{r} \left| \frac{\partial I}{\partial r} \right| dr d\theta \\
 &= \int_{\theta_1}^{\theta_2} \int_{r_1}^{r_2} \frac{1}{r} \left| \frac{\partial I}{\partial r} \right| dr d\theta - \int_{\theta_1}^{\theta_2} \int_{r_1}^{r_2} \frac{1}{r} \left| \frac{\partial I}{\partial r} \right| dr d\theta \\
 &= \int_{\theta_1}^{\theta_2} \int_{r_1}^{r_2} \frac{1}{r} \left| \frac{\partial I}{\partial r} \right| dr d\theta \quad (5.1)
 \end{aligned}$$