



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101357067 B

(45) 授权公告日 2012. 05. 30

(21) 申请号 200810128711. 1

ON MEDICAL IMAGING》. 2006, 第 25 卷 (第 8 期), 第 987-1010 页.

(22) 申请日 2008. 04. 30

审查员 黄长斌

(30) 优先权数据

60/915152 2007. 05. 01 US

12/028210 2008. 02. 08 US

(73) 专利权人 韦伯斯特生物官能公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 D·祖尔 D·梅奇利什 Z·帕特

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 张雪梅 陈景峻

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G06F 19/00(2011. 01)

G06T 7/00(2006. 01)

(56) 对比文件

EP 1030187 A2, 2000. 08. 23, 全文.

CN 1509691 A, 2004. 07. 07, 全文.

J. Alison Nobel et al. Ultrasound Image Segmentation :A Survey. 《IEEE TRANSACTIONS

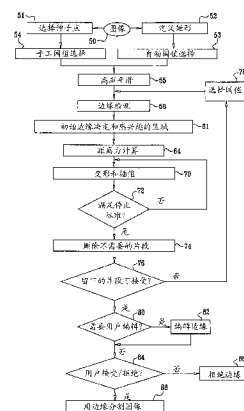
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声图像中的边缘检测

(57) 摘要

本发明涉及超声图像中的边缘检测。本发明的实施例改进了二维图像数据中的边缘检测,其可以在最小限度用户介入下自动地执行。本发明通过使用图像处理技术而自动地执行,该图像处理技术使得产生分割的边缘轮廓,然后该分割的边缘轮廓可以用于三维重构和分割。



1. 一种在图像上定义结构的计算机辅助方法,包括步骤:
  - 获得用于对其进行边缘检测的目标结构的图像;
  - 在所述图像上的所述结构中建立种子点;
  - 在所述图像中检测边缘以产生具有在其上示出的计算的边缘的、所述结构的经部分处理图像;
  - 从所述种子点辐射地延伸多个射线,与所述计算的边缘相交于各个相交点;
  - 连接所述相交点形成初始闭合轮廓,该初始闭合轮廓具有连接相邻的所述相交点的各个片段;
  - 在所述图像的感兴趣区域中计算变形力梯度;
  - 响应所述变形力梯度使所述闭合轮廓变形以定义变形的闭合轮廓;以及
  - 从所述变形的闭合轮廓中删除所述片段中满足预先定义的不合需要标准的片段。
2. 依照权利要求 1 所述的方法,进一步包括计算对抗所述变形力梯度的内力的步骤,其中所述变形步骤是响应所述变形力梯度和所述内力的分辨率来执行的。
3. 依照权利要求 1 所述的方法,其中所述图像是超声图像。
4. 依照权利要求 1 所述的方法,进一步包括在检测所述边缘之前平滑所述图像的步骤。
5. 依照权利要求 1 所述的方法,其中检测所述边缘包括 Canny 边缘检测。
6. 依照权利要求 1 所述的方法,其中所述射线具有不超过  $5^{\circ}$  的角分辨率。
7. 依照权利要求 1 所述的方法,进一步包括朝所述种子点收缩所述初始闭合轮廓的步骤。
8. 依照权利要求 1 所述的方法,进一步包括计算在所述变形的闭合轮廓的各个边缘点处的亮度梯度的步骤,满足所述不合需要标准的所述片段包括其中其所述边缘点的所述亮度梯度比预先定义的分割阈值小的片段。
9. 依照权利要求 1 所述的方法,其中满足所述不合需要标准的所述片段包括其中具有折叠的片段,其中所述其中具有折叠的片段在沿一边缘的两个不连续的点彼此位置非常接近时被探测到。
10. 一种在图像上定义结构的计算机辅助装置,包括:
  - 用于获得用于对其进行边缘检测的目标结构的图像的部件;
  - 用于在所述图像上的所述结构中建立种子点的部件;
  - 用于在所述图像中检测边缘以产生具有在其上示出的计算的边缘的、所述结构的经部分处理图像的部件;
  - 用于从所述种子点辐射地延伸多个射线与所述计算的边缘相交于各个相交点的部件;
  - 用于连接所述相交点形成初始闭合轮廓的部件,该初始闭合轮廓具有连接相邻的所述相交点的各个片段;
  - 用于计算所述闭合轮廓上各个位置处的变形力梯度的部件;
  - 用于响应所述变形力梯度使所述闭合轮廓变形以定义变形的闭合轮廓的部件;以及
  - 用于删除所述变形的闭合轮廓上所述片段中满足预先定义的不合需要标准的片段的部件。

11. 依照权利要求 10 所述的计算机辅助装置,还包括用于计算对抗所述变形力梯度的内力并且响应所述变形力梯度和所述内力的分辨率使所述闭合轮廓变形的部件。

12. 依照权利要求 10 所述的计算机辅助装置,其中所述图像是超声图像。

13. 依照权利要求 10 所述的计算机辅助装置,还包括用于在执行所述边缘检测之前执行平滑程序以平滑所述图像的部件。

14. 依照权利要求 10 所述的计算机辅助装置,其中所述边缘检测包括 Canny 边缘检测。

15. 依照权利要求 10 所述的计算机辅助装置,其中所述射线具有不超过  $5^{\circ}$  的角分辨率。

16. 依照权利要求 10 所述的计算机辅助装置,还包括用于朝所述种子点收缩所述初始闭合轮廓的部件。

17. 依照权利要求 10 所述的计算机辅助装置,还包括用于计算所述变形闭合轮廓的各个边缘点处的亮度梯度的部件,满足所述不合需要标准的所述片段包括其中其所述边缘点的所述亮度梯度比预先定义的分割阈值小的片段。

18. 依照权利要求 10 所述的计算机辅助装置,其中满足所述不合需要标准的所述片段包括其中具有折叠的片段,其中所述其中具有折叠的片段在沿一边缘的两个不连续的点彼此位置非常接近时被探测到。

## 超声图像中的边缘检测

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2007 年 5 月 1 日提交的、申请系列号为 No. US60/915152 的美国临时专利申请的优先权,其通过引用结合在此。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及医学成像。更具体地,本发明涉及超声图像中体内 (intrabody) 结构的边缘检测的改进。

### 背景技术

[0004] 超声成像现被广泛确定为对诸如心脏的体内结构进行成像的方式。例如美国专利号 No. 6066096 描述了用于容积腔内超声成像 (volumetric intraluminal ultrasound imaging) 的成像探头,其公开的内容通过引用结合在此。该配置为放置在患者体内的探头包括具有近端和远端的伸长主体。超声换能器相控阵列连接并放置在该伸长主体的远端上。放置该超声换能器相控阵列以从伸长主体的远端发射和接收用于容积向前扫描 (volumetric forward scanning) 的超声能量。该超声换能器相控阵列包括多个被超声换能器元件占据的位点。

[0005] 为了找到三维轮廓的超声图像的分割仍然是一项困难的任务,通常需要很多的用户介入。

### 发明内容

[0006] 本发明的实施例改进了例如超声图像数据的二维图像数据中的边缘检测,其可以在最小限度用户介入下自动地执行。依照这些实施例的边缘检测方法近乎自动地执行,采用使得产生分割的边缘轮廓的图像处理技术,然后该分割的边缘轮廓可用于三维重构和分割。

[0007] 本发明的一个实施例提供了一种界定图像上的结构的计算机辅助方法,该方法通过获得目标结构的图像、在图像上的结构中建立种子点、检测图像中的边缘以产生具有在其上示出的计算的边缘的经过部分处理的图像、从种子点辐射地延伸出多条射线与计算的边缘相交于各个相交点、以及连接这些相交点以形成其中各个片段连接相邻相交点的初始闭合轮廓来执行。该方法进一步通过计算图像中感兴趣的区域中的变形力梯度、响应于变形力梯度使闭合轮廓变形以界定变形的闭合轮廓、以及从变形的闭合轮廓上删除满足预先定义的不合需要标准的片段来执行。

[0008] 该方法的一个方面包括计算对抗变形力梯度的内力,其中响应于变形力梯度和内力的分辨率 (resolution of internal forces and deforming force gradients) 使闭合轮廓变形。

[0009] 依照该方法的一个方面,该图像是超声图像。

[0010] 该方法的另一方面包括在检测边缘之前平滑图像。

- [0011] 依照该方法的又一方面,检测边缘通过 Canny 边缘检测执行。
- [0012] 依照该方法的还有另一方面,射线具有不超过 5° 的角分辨率。
- [0013] 依然是该方法的另一方面,包括朝种子点收缩该闭合轮廓。
- [0014] 该方法的一个附加的方面包括计算变形的闭合轮廓的各边缘点处的亮度梯度。其亮度梯度小于预先确定的分割阈值的边缘片段满足不合需要标准。
- [0015] 依照该方法的一个方面,该不合需要标准包括其中具有折叠的片段。
- [0016] 本发明其它的实施例提供了用来执行上述方法的计算机软件产品和设备。

### 附图说明

- [0017] 为了更好地理解本发明,参考以举例的方式的、结合附图阅读的本发明的详细说明,附图中相同的部件给予了相同的附图标记,其中:
- [0018] 图 1 形象地示出了依照本发明一公开实施例的获取和处理图像的系统;
- [0019] 图 2 是依照本发明一公开实施例的图像中的边缘检测方法的流程图;
- [0020] 图 3 是心脏的一部分的二维超声图像,适合于依照现有技术的图像处理;
- [0021] 图 4 示出了在图 3 所示的图像上执行的 Canny 边缘检测,其中已经依照本发明一公开实施例确定了初始边缘;
- [0022] 图 5 示出了图 4 所示的图像,其中依照本发明一公开实施例,一系列射线从种子点辐射;
- [0023] 图 6 示出了依照本发明一公开实施例,图 5 的图像上的闭合轮廓;以及
- [0024] 图 7 是一系列图解,示出了依照本发明一公开实施例的图像中的间隙删除。

### 具体实施方式

[0025] 在以下的描述中,为了提供对本发明彻底的理解,阐明了很多特定细节。然而,对本领域技术人员显然的是,可以无需这些特定细节而实施本发明。在其它情况下,为了不让本发明不必要地模糊,没有详细地说明公知的电路、控制逻辑、以及常规算法和处理的计算机程序指令的细节。

[0026] 体现本发明的方面的软件程序码典型地保存在像计算机可读介质的永久储存器中。在客户端/服务器环境中,这样的软件程序码可以保存在客户端或服务器上。该软件程序码可以体现在与数据处理系统一同使用的多种已知的有形介质的任何一个上,例如磁盘、硬盘驱动器或 CD-ROM。该程序码可以被分配到这些介质上,或者可以从一个计算机系统的存储器或储存器经由某种类型的网络到供其它计算机系统的用户所使用的这些其它计算机系统的储存器装置而分配给用户。

#### [0027] 系统总览

[0028] 现在转到附图,首先参考附图 1,其图示了依照本发明一公开实施例的系统 20,该系统 20 用于超声成像并可选地用于方便活的患者体内的诊断以及治疗程序。如图 1 所示,正在进行患者心脏的导管插入。这是示例性的,并且系统 20 可以用于涉及人体许多器官的不同程序。可选地,超声图像可以使用常规的成像设备非侵入性地获得。该系统包括导管 28,该导管由外科医生经皮地插入人体,在此为插入心脏的心室或脉管结构。

[0029] 系统 20 典型地包括定位子系统,该子系统测量具有高达六个自由度的导管 28 的

三维位置信息和取向坐标。在整个本专利申请中,术语“位置”指的是导管的空间坐标,而术语“取向”指的是它的角坐标。术语“定位”指的是导管的整个定位信息,包括位置和取向坐标。然而,不借助于定位子系统而实施这里所公开的该成像程序是可能的。实际上,在一些实施例中,该定位子系统可以被省略。

[0030] 在一个实施例中,定位子系统包括确定导管 28 的位置和取向的磁定位跟踪系统。该定位子系统在其附近预定的工作容积内产生磁场,并用导管上的一个或多个定位传感器感应这些磁场。该定位子系统典型地包括一组外部辐射器,例如场生成线圈 30,它们位于患者外部固定的、已知的位置。线圈 30 在心脏 24 附近产生场,典型地为电磁场。

[0031] 在可选的实施例中,导管中的辐射器,例如线圈,产生被患者体外的传感器(未显示)接收的电磁场。

[0032] 定位传感器响应于感应到的场而经由贯穿导管的电缆 33 将与定位相关的电信号传输到控制台 34。可选地,定位传感器可以通过无线链接传输信号到控制台 34。控制台 34 包括定位处理器 36,根据导管中的位置传感器(未显示)发送的信号计算导管 28 的位置和取向。定位处理器 36 典型地对来自导管 28 的信号进行接收、放大、过滤、数字化及其他处理。由系统 20 产生的图像显示在监视器 44 上。

[0033] 为了超声图像的产生,系统 20 可以使用美国专利号 No. 6716166 和 No. 6773402 中公开的导管,以获得用于接近实时显示的超声图像,这些公开内容通过引用结合在此。可以在相同或不同的期间并且以多种不同的组合与部署导管的定位的图像或表示一起获得或显示超声图像。这种导管具有声学换能器,适于发射声波并接收来自心脏中的回声生成界面(echogenic interface)的反射。接着分析该反射以构成心脏的二维和三维图像。

[0034] 系统 20 包括超声驱动器 39,当导管 28 作为超声成像导管工作时驱动导管 28 的超声换能器。可以用于这个目的的适合的超声驱动器的一个例子是由 Analogic Corporation, 8 Centennial Drive, Peabody, MA 01960 生产的 AN2300™ 超声系统。超声驱动器 39 可以支持不同的成像模式,例如本领域公知的 B 模式、M 模式、CW 多普勒以及彩色血流多普勒(color flow Doppler)。

[0035] 系统 20 中的图像处理由计算机执行,该计算机可以是一般用途的计算机,或专用的设备。该计算机的处理器访问存储器,该存储器存储描述目标结构的图像的图像数据,并存储包括边缘检测和平滑程序的可执行对象。操作者能够通过监视器 44 上的图形化用户界面与图像处理状态交互。系统 20 可以实现为结合 SOUNDSTAR™ 三维诊断超声导管的版本为 V9(或更高)的 CARTO™ XP EP Navigation 系统,这些都可以从 Biosense-Webster Inc. 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765 获得。

[0036] 操作

[0037] 现在参考图 2,其为依照本发明一公开实施例的图像边缘检测方法的流程图。在初始步骤 50,例如用系统 20(图 1)获得目标体内结构的一幅或多幅灰度超声图像。初始步骤 50 的其余部分由操作者交互式地执行。操作者标识要在目标结构上对其应用边缘检测过程的超声图像。在步骤 51,操作者试探地指出将对其应用图像处理的感兴趣的结构,通常是腔或室。操作者在该结构或腔的中心标记“种子点”。种子点的目的将通过下面的公开内容中变得明显。由操作者选择手工或自动阈值检测。

[0038] 当在步骤 51 选择了手工阈值检测时,那么在步骤 54 操作者选择阈值。这涉及操

作者对图像特性例如噪声以及图像上呈现的边缘清晰度的判断。

[0039] 在从步骤 52 开始的替代方法的顺序中,操作者可以定义完全包括在目标结构中的矩形,例如包括在较之其周边更加透声 (moresonolucuent) 的腔或解剖结构中。该矩形应该包含腔中噪声最大的区域,除非这些多噪声的区域在显示器上比边缘区域自身“更亮”,这种情况下如果可能应当将它们排除。仅需要的是从矩形的中心看大部分的边缘周长没有被这些多噪声的区域的插入所阻挡。当选择了这一替代方法,在步骤 53 应用自动阈值确定。矩形的几何中心成为种子点,而由矩形界定的区域内的噪声被用于确定将被自动使用的阈值。这一步骤的细节在下面描述。通常,相对“多噪声”的图像要求比具有鲜明对比的图像更高的阈值。

[0040] 在步骤 55,为了在边缘检测之前减少图像中的噪声,采用高斯平滑算子对选择的图像进行平滑。高斯平滑本质上是采用二维高斯函数定义的遮罩 (mask) 对图像亮度 (intensity) 的平滑。这个过程是本领域所公知的。平滑可以通过用  $7 \times 7$  位遮罩 (bit mask) 与图像卷积来完成,该  $7 \times 7$  位遮罩包含了  $\sigma = 3$  的二维高斯函数的实例。如图 1 所示,步骤 53、54 可以在步骤 55 的高斯平滑之前执行。或者,步骤 55 可以先于步骤 53、54。

[0041] 接着,在步骤 58,执行产生初始二进制边缘图的程序。该程序应用在步骤 53 或步骤 54 中确定的阈值使用 Canny 边缘检测。在步骤 53、54 中根据情况阈值都被设置在其中 Canny 边缘检测例程将不能找到矩形内部或种子点的区域中的边缘的水平。Canny 边缘检测是公知的,并且在文献 A Computational Approach to Edge Detection, F. J. Canny, IEEE Trans PAMI, 8(6) :679-698, 1986 中作了描述,其通过引用结合在此。像在上面提到的 Canny 文献中描述的那样,计算检测到的边缘中每个像素处的亮度梯度。亮度梯度的使用在下面标题为“不需要片断的删除”的部分中作了描述。

[0042] 现在参考图 3,其是心脏的一部分的常规二维超声图像,示出了适合于依照本发明一公开实施例的图像处理的、由实性组织构成的实性壁区域 59。现在参考图 4,显示了对图 3 所示的图像执行 Canny 边缘检测的结果,其中已经依照本发明一公开实施例确定了初始边缘 60。边缘 60 对应于壁区域 59 和内部区域 62 之间的解剖学分界面,壁区域 59 对应于心肌层,内部区域 62 对应于心腔的内部,其在图 3 和图 4 的公共图像平面中由壁区域 59 部分地包围。在这个图像中, Canny 边缘检测过程中使用的阈值可以根据是否选择了步骤 53 或是步骤 54 (图 2) 而自动地或是人工地确定。

[0043] 返回到图 2,在步骤 58 通过从种子点向外延伸射线直到射线与边缘图中的边缘相交来定位要确定的边缘或边界,典型地为腔的内部边缘。射线间的角分辨率 (angular resolution) 不超过  $5^\circ$  是满意的。现在参考图 5,其示出了图 4 所示的图像,其中依照本发明一公开实施例从种子点 66 辐射一系列的射线 68 与边缘 69 相交。

[0044] 再次参考图 2,在步骤 61,相邻的、在步骤 58 中确定的相交点 (依照它们各自射线的角度顺序) 被自动地连接以形成闭合轮廓。或者,边缘可以由操作者手工连接。为了确保边缘是在腔的内部,将该闭合边缘朝种子点收缩 20%。建立该闭合轮廓的细节在标题“初始轮廓”下进一步详细描述。收缩的边缘包围的闭合空间的边界被称作“初始边缘”。

[0045] 步骤 61 以定义感兴趣的矩形区域继续,其包括感兴趣的结构,典型地是腔,以及它的周围边缘。现在参考图 6,其示出了图 4 和图 5 中所示结构的图像。已经依照本发明一公开实施例、对应于关于步骤 61 (图 2) 所描述的连接操作绘制了闭合轮廓 92,其包围感兴

趣的室 94。示出了任选的感兴趣的矩形区域 104,其包围室 94、室 94 的边缘 90、以及实际上整个闭合轮廓 92。示出了超声扇区的外侧射线 67。使用感兴趣的区域 104 以便通过只处理图像的相关部分节约计算量。

[0046] 再次参考图 2,接下来在步骤 64,对每个像素计算距离变换。在使用感兴趣的区域 104(图 6)的实施例中,计算被限制在感兴趣的区域 104。否则,该计算被应用于整幅图像或至少闭合轮廓 92 中的区域。这一变换在感兴趣的区域中测定 (map) 从像素到边缘图上的边缘上最接近的点的距离。结果用于计算每个像素的距离梯度。该计算的细节在下面在标题“距离变换”下介绍。

[0047] 接下来,在步骤 70,依照可变形模型(有时也称作 snakes)的理论采用动力参数化公式推导(parametric formulation with dynamic force)执行初始边缘的变形。可变形模型可从文献“Image Segmentation Using Deformable Models,”Chenyang Xu, Dzung Pham, and Jerry Prince, Handbook of Medical Imaging, Volume 2: Medical Image Processing and Analysis, pp. 129-174, SPIE Press, May 2000 中了解,其通过引用结合在此。该计算的概要在下面在标题“变形和插值”下给出。

[0048] 现在控制前进到判定步骤 72,在这里确定停止标准是否成立。边缘的变形当方程式 2(在下面描述)右侧的导数变为零时停止。或者,在预定数量的迭代之后或是直到不再观测到边缘的扩张时,不管哪个先发生,该算法都可以停止。在后一情形中,边缘包含的像素数量不再增加,表示稳定的状态。

[0049] 如果在判定步骤 72 的决定为否定,那么控制返回到步骤 70。

[0050] 如果在判定步骤 72 的决定为肯定,那么控制前进到步骤 74,在这里删除不需要的或是不合格的片段。不需要的片段有几种类型。步骤 74 的细节在下面在标题“不需要片段的删除”下给出。

[0051] 现在控制前进到判定步骤 76,在这里确定在步骤 74 中删除不需要的片段之后留下的片段是否产生可接受的轮廓。这一确定通常由操作者作出。该轮廓可以被自动地修正以便正确地除去假片段和间隙。或者,该轮廓可以被手工修正。

[0052] 如果在判定步骤 76 的决定为否定,那么控制前进到步骤 78。当交互地执行时,用户可以协助处理、编辑结果、以及变更算法的参数。在步骤 78,用户改变边缘检测的阈值。控制返回到步骤 58,用新的阈值重复边缘检测。

[0053] 如果在判定步骤 76 的决定为肯定,那么控制前进到判定步骤 80,由操作者决定是否自动边缘的追加的交互式修正。

[0054] 如果在判定步骤 80 的决定为肯定,那么控制前进到步骤 82。以手工模式编辑边缘。在手工模式中,用户具有用图形笔和橡皮在图像上手工修正边缘的选项。通过这一选项,操作者可以修正或删除在步骤 74 中的间隙删除期间被不正确地保留的片段。

[0055] 在完成步骤 82 之后,或如果在判定步骤 80 的决定为否定时,控制前进到判定步骤 84。这是质量控制步骤,其中作出到目前为止得到的结果是否可接受的决定。

[0056] 如果在判定步骤 84 的决定为否定,那么控制前进到最终步骤 86。该轮廓被拒绝。

[0057] 如果在判定步骤 84 的决定为肯定,那么控制前进到最终步骤 88。现在已经划分和接受了该轮廓。

[0058] 初始轮廓

[0059] 闭合轮廓（步骤 61, 图 2）如下产生：从最靠近种子点的相交点开始，相继地确定剩下的相交点与种子点之间的距离。如果两个连续的相交点之间离开种子点的距离的差异超过了预先确定的阈值，那么忽略更远的相交点。该阈值一个适合的值是 15 个像素。然后，从最近的相交点开始用线性插值连接这些点，形成初始的边缘片段。接着，假定被删去的相交点超出预定长度的长序列是被错误地删去，该预定长度目前为 35 度或 7 条射线。采用较低的阈值，目前为在前阈值的 2/3，对这些序列重复该扫描算法。如果在前忽略的相交点现在被认可，将它们连接形成附加的片段。重复这一过程，直到不再有比预定值大的被取消的序列。然后连接认可的片段之间的所有间隙以形成闭合的边缘轮廓。最终，为了保证该边缘在腔内，保持种子点作为该轮廓的几何中心将该闭合空间体积缩减 20%。

[0060] 距离变换

[0061] 如方程 1 所给出的，距离梯度对应于边缘上的变形“力”，并且有时被称为“变形力梯度”。这里任意地使用的术语“力”表示梯度对图像上结构的轮廓的影响程度。另外，该术语没有关于被处理的图像的物理含义。

[0062]

$$DF(x, y) = \nabla DT(x, y) = ({}_xDT(x, y), {}_yDT(x, y)) \quad (1)$$

[0063] 计算以下列的方式完成：首先计算图像中每个像素与初始边缘图上最接近的像素之间的欧氏距离，初始边缘图即在步骤 61 中界定的闭合轮廓。这一阶段被称为“距离变换”并且产生包括每个像素的最小距离的距离图。然后，对于每个像素，在前一阶段产生的该距离图上计算梯度：

[0064] 然后将梯度作为“外力”迭代地应用，以使闭合轮廓 92（图 6）变形，直到找到该轮廓与边缘图中的边缘的一个子集（通常为一内部子集）之间的最佳匹配。这典型为最靠近种子点的边缘的子集。

[0065] 变形和插值

[0066] 变形计算示出于方程式 2 中：

$$[0067] \quad \gamma \frac{\partial \mathbf{X}}{\partial t} = \mathbf{F}_{\text{int}}(\mathbf{X}) + \mathbf{F}_{\text{ext}}(\mathbf{X}) \quad (2),$$

[0068] 其中  $\mathbf{X}$  是边缘点的集合（从初始边缘开始），而  $\gamma$  是阻尼系数。 $\mathbf{F}_{\text{int}}(\mathbf{X})$  类似于内部物理力，其在例如闭合轮廓 92（图 6）的边缘点上起作用，采用方程式 3 计算：

$$[0069] \quad \mathbf{F}_{\text{int}}(\mathbf{X}) = \frac{\partial}{\partial s} \left( \alpha \frac{\partial \mathbf{X}}{\partial s} \right) - \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left( \beta \frac{\partial^2 \mathbf{X}}{\partial s^2} \right) \quad (3)$$

[0070] 这里  $\alpha$  是张力参数，其阻碍伸长并使得变形的边缘表现如弹性绳。 $\beta$  是刚性参数，其阻碍弯曲并使得变形的边缘表现如刚性杆。内力  $\mathbf{F}_{\text{int}}(\mathbf{X})$  对抗外力，外力是步骤 64（图 2）中计算的梯度。该梯度具有局部吸引和变形边缘的总体效应。依照内力的分解（resolution）和梯度执行实际的变形。每五次迭代在边缘点上执行线性插值以增加新的边缘点并消除任何由过于稀疏的边缘点分布产生的局部扩张。

[0071] 不需要片段的删除

[0072] 符合不合需要的标准的边缘片段被删除。第一类包括达到超声图像上超声扇区的

外部射线的边缘片段。这些被删除。由于这些外部射线的坐标被转移到该算法,这简单的通过将平行于并非常接近扇区外的射线的两个虚边缘增加到边缘图来实现。删除每个与射线相交并接到虚边缘上的边缘片段。

[0073] 另一种类型的不需要的片段是折叠的或成环的片段。这样的片段在沿一边缘的两个不连续的点彼此位置非常接近时被探测到。为了这一过程的目的,在图像上彼此位于 2 个像素之内,但当沿着该边缘测量时相隔至少 5 个像素的两个点被认为构成了环或折叠。在这种情形下,这两个点之间的所有点被删除。

[0074] 最后,使得删除表示解剖学间隙的区域的过程被应用到图像上。只有具有足够的信噪比的闭合轮廓上的那些点被保留。对于最终边缘中的每个像素,Canny 边缘检测程序(步骤 58,图 2)计算亮度梯度,经过平滑的原始图像以该亮度梯度被投影在(project on)垂直于那个点处的边缘的线上。得到的值是在那个点处的边缘的重要性的度量。为克服噪声影响,重要性值的序列(依照该边缘的点的顺序)被平滑。然后依照预先定义的“分割阈值”分割曲线。具有超过该阈值的重要性值的边缘点被匀出(spare),其它的被删除。然后通过重新连接新的相邻相交点将间隙桥接以改良闭合轮廓。适合的分割阈值是最高值的 40%。

[0075] 现在参考图 7,其为一系列的图解,示出了依照本发明一公开实施例的图像中的间隙删除。在图 7 的顶部,视图 110,目标结构 112 的闭合轮廓是感兴趣的。

[0076] 在视图 114 中,计算垂直于目标结构 112 的轮廓上每个点的边缘的亮度梯度。代表性的亮度梯度以箭头 116 表示。

[0077] 曲线图 118 是亮度梯度相对于按顺序的像素的曲线。在曲线图 120 中,对曲线图 118 所示的数据应用了平滑操作。平滑具有消除异常局部值的作用。显示了阈值 122。只有那些具有超过阈值 122 的亮度梯度的点被保留在最终结果中,以轮廓 124 表示。排除的点表示为间隙 126、128,对应于间隔 130、132。

[0078] 对于本领域技术人员来说可以认识到本发明并不局限于在上文所特定显示和描述的内容。实际上,本发明的范围包括上文所描述的不同特征的结合和子结合,以及本领域技术人员在阅读在前的描述时将做出的、不在先前技术中的变化和修正。

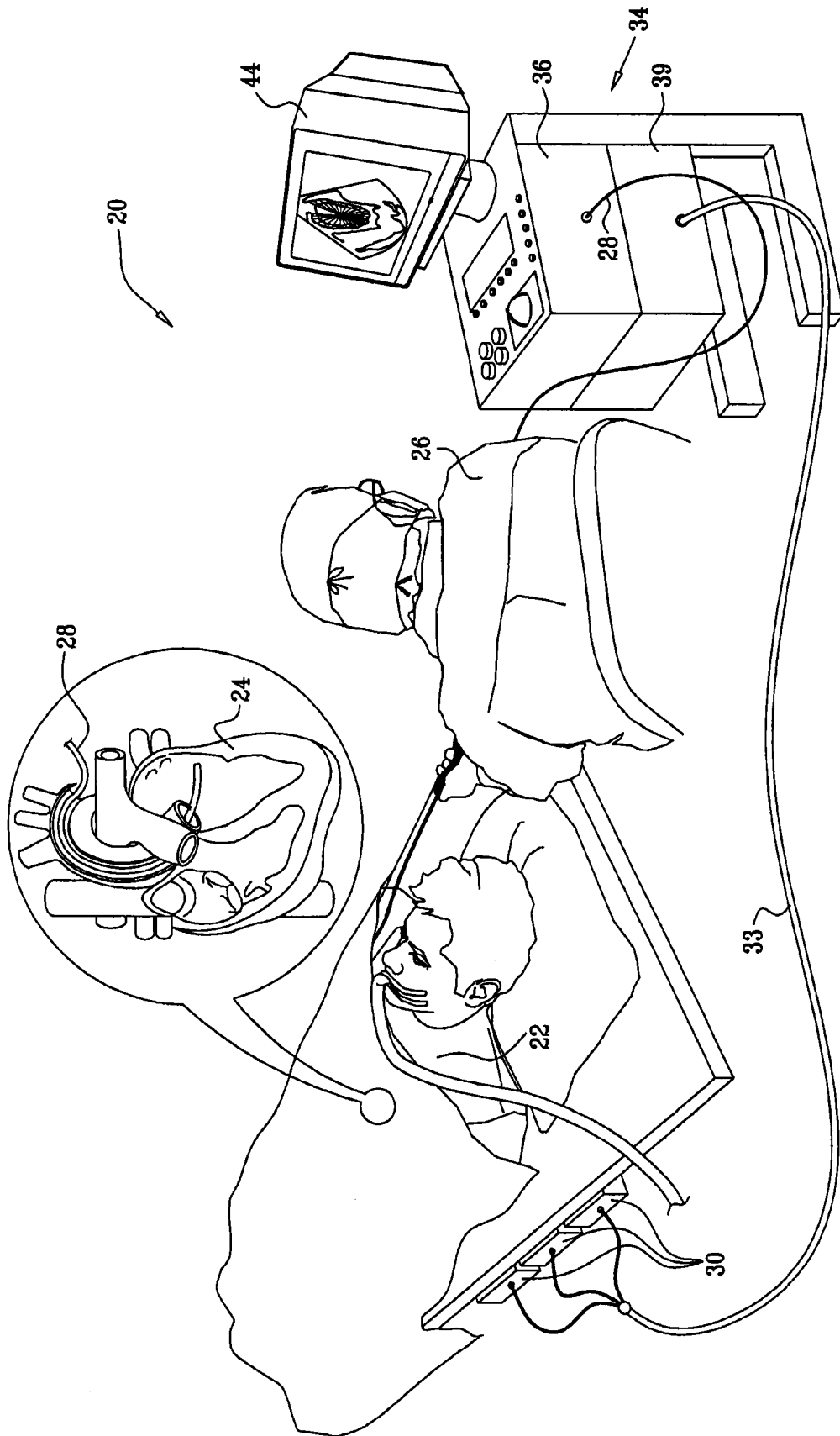


图 1

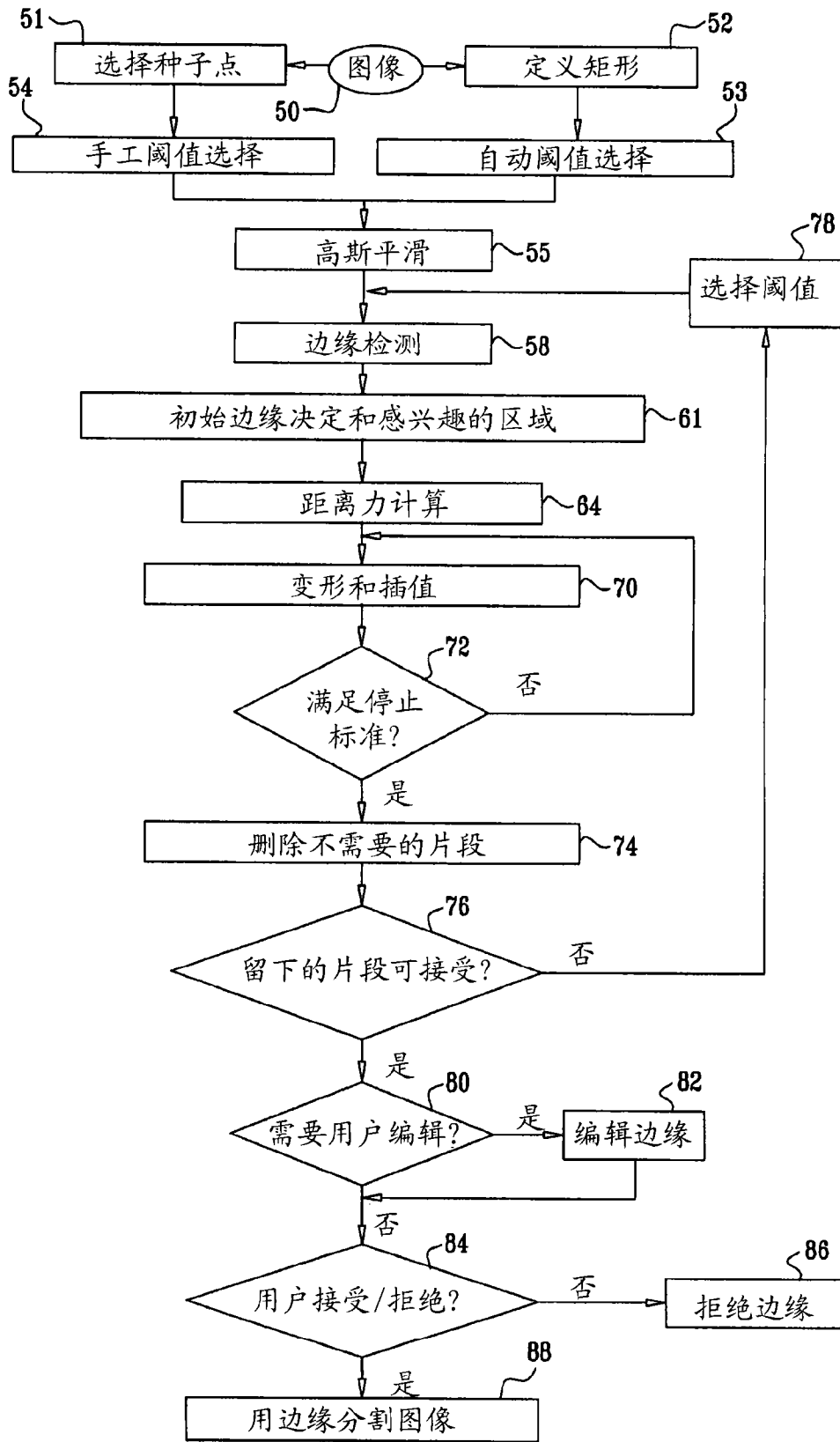


图 2

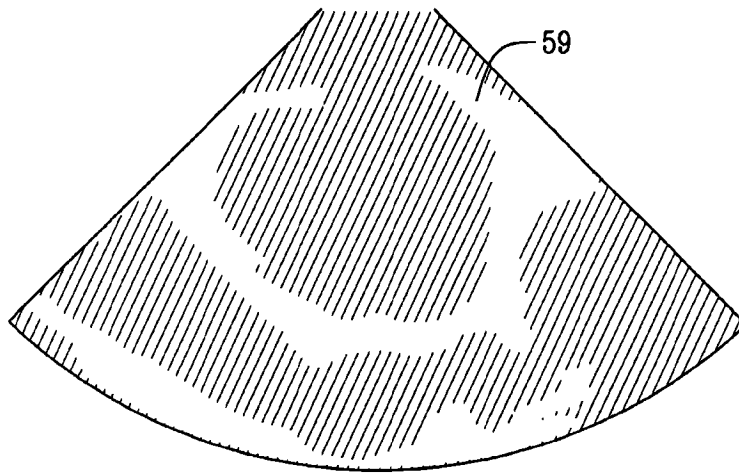


图 3

(现有技术)

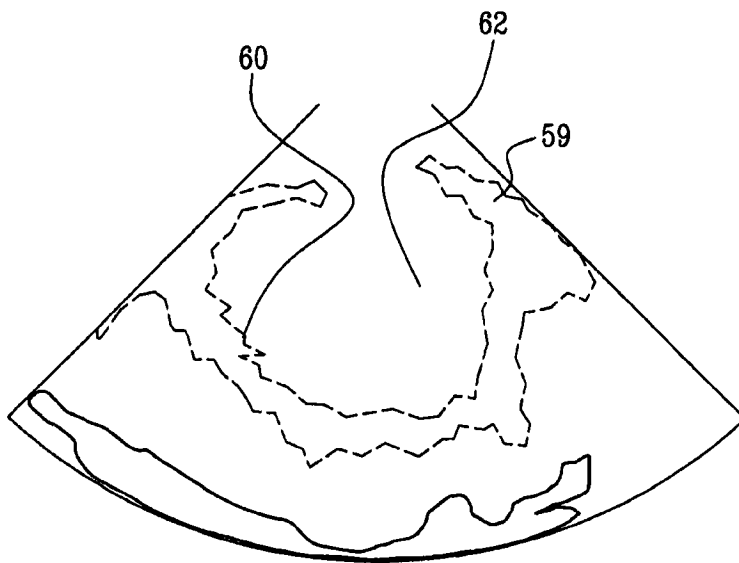


图 4

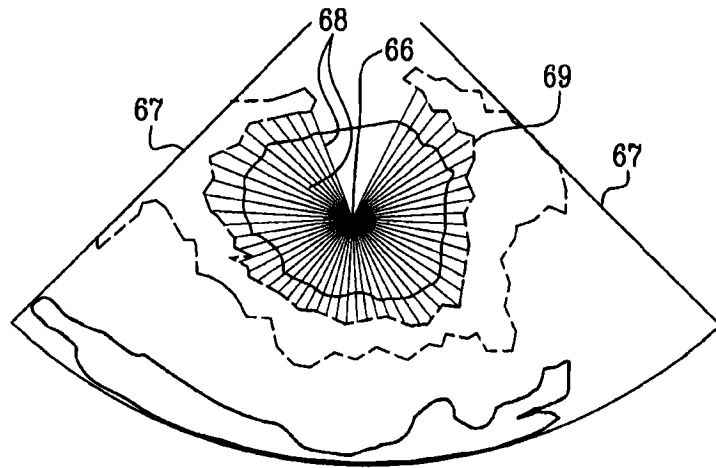


图 5

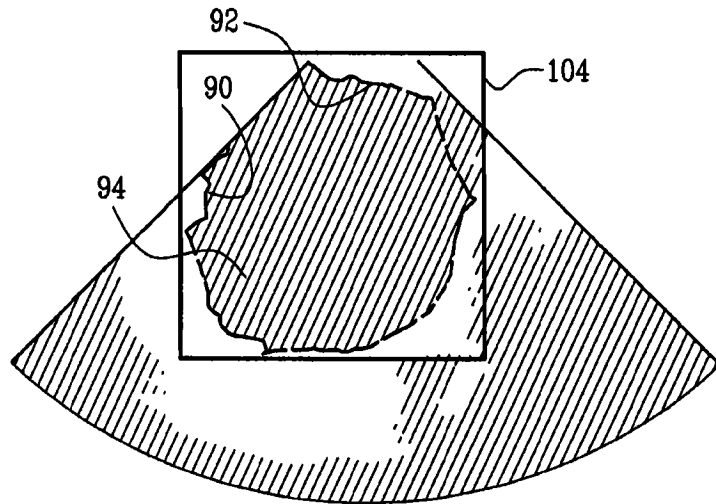


图 6

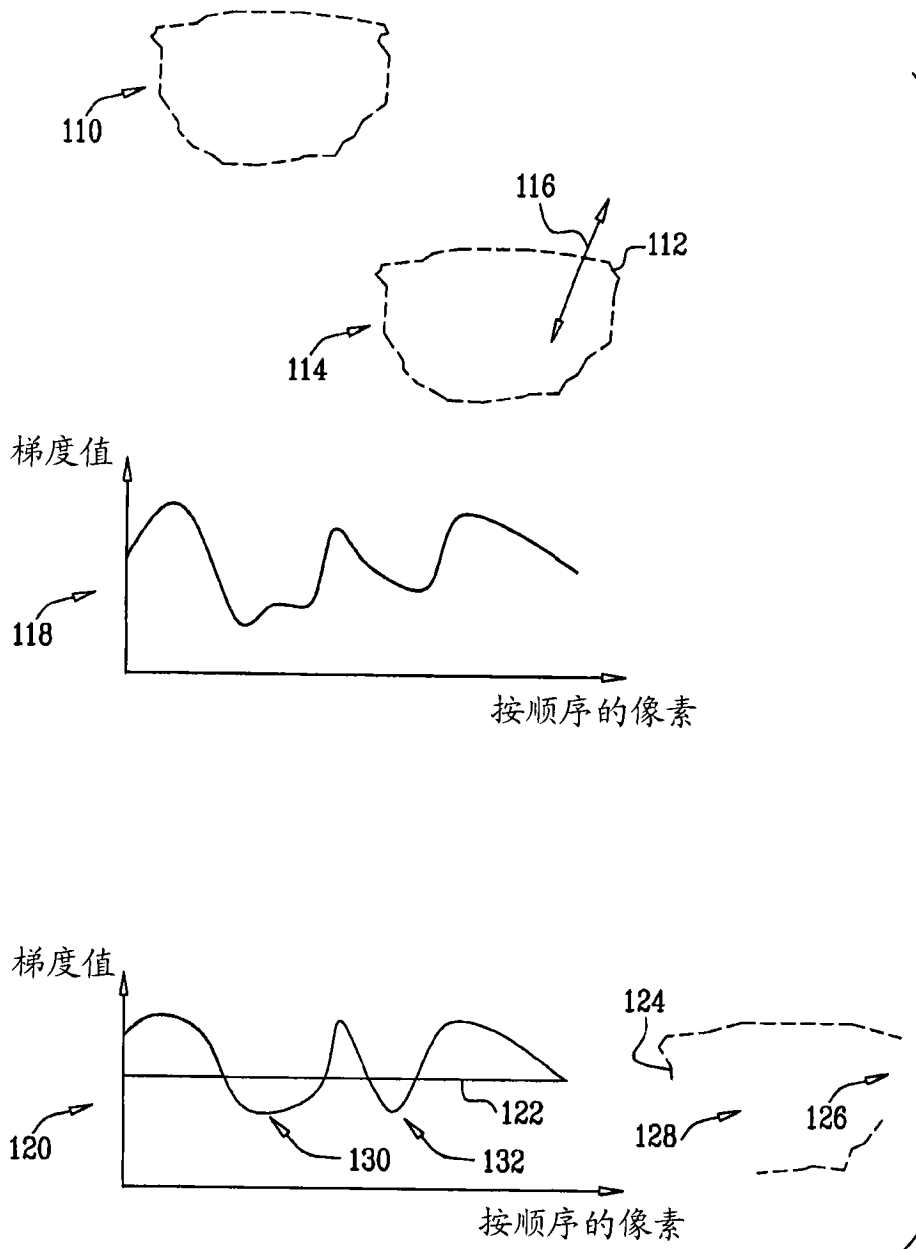


图 7

专利名称(译)	超声图像中的边缘检测		
公开(公告)号	<a href="#">CN101357067B</a>	公开(公告)日	2012-05-30
申请号	CN200810128711.1	申请日	2008-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
[标]发明人	D祖尔 D梅奇利什 Z帕特		
发明人	D· 祖尔 D· 梅奇利什 Z· 帕特		
IPC分类号	A61B8/00 G06F19/00 G06T7/00		
CPC分类号	G06T7/0085 G06T2207/10132 G06T7/0089 G06T2207/30048 A61B8/4254 G06T7/13 G06T7/149		
代理人(译)	张雪梅		
审查员(译)	黄长斌		
优先权	12/028210 2008-02-08 US 60/915152 2007-05-01 US		
其他公开文献	CN101357067A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及超声图像中的边缘检测。本发明的实施例改进了二维图像数据中的边缘检测，其可以在最小限度用户介入下自动地执行。本发明通过使用图像处理技术而自动地执行，该图像处理技术使得产生分割的边缘轮廓，然后该分割的边缘轮廓可以用于三维重构和分割。

