



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104248454 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 31

(21) 申请号 201410525601. 4

(22) 申请日 2014. 10. 09

(71) 申请人 哈尔滨工程大学

地址 150001 黑龙江省哈尔滨市南岗区南通大街 145 号哈尔滨工程大学科技处知识产权办公室

(72) 发明人 栾宽 李金 丛珊 李海波
孙小越

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 19/00 (2006. 01)

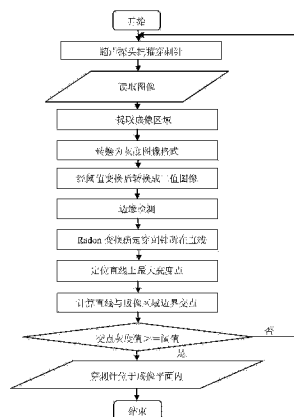
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54) 发明名称

一种二维超声图像与穿刺针共面判断方法

(57) 摘要

本发明涉及一种二维超声图像与穿刺针共面判断方法,手持超声探头扫描组织内穿刺针,保存组织内穿刺针的超声图像,其特征在于:步骤1:提取超声图像上的成像区域,将彩色图像转换为灰度图像,经阈值变换后转换成二值图像;步骤2:对步骤1获得的二值图像进行边缘检测,通过Radon变换确定穿刺针所在的直线;步骤3:定位穿刺针针尖所在的位置;步骤4:通过判断穿刺针所在直线与超声成像区域边界交点的灰度值是否大于某一阈值,确定穿刺针是否位于成像平面内。



1. 一种二维超声图像与穿刺针共面判断方法,手持超声探头扫描组织内穿刺针,保存组织内穿刺针的超声图像,其特征在于:

步骤1:提取超声图像上的成像区域,将彩色图像转换为灰度图像,经阈值变换后转换成二值图像;

步骤2:对步骤1获得的二值图像进行边缘检测,通过Radon变换确定穿刺针所在的直线;

步骤3:定位穿刺针针尖所在的位置;

步骤4:通过判断穿刺针所在直线与超声成像区域边界交点的灰度值是否大于某一阈值,确定穿刺针是否位于成像平面内。

2. 根据权利要求1所述的二维超声图像与穿刺针共面判断方法,其特征在于:步骤2中,

使用Sobel算子对步骤1获得的二值图像进行边缘检测,具体方法如下,

首先通过公式(2)和(3)计算预处理后的二值图像 $f(x, y)$ 在X轴和Y轴方向的卷积分量A、B,然后利用公式(4)选取A、B的最大值作为检测算子 $S(x, y)$,最后选取阈值 TH_s ,若 $S(x, y) > TH_s$,将图像中的对应点设置为1,其他点设置为0,从而得到该图像的所有边缘,

$$A = [f(x+1, y-1) + 2*f(x+1, y) + f(x+1, y+1)] - [f(x-1, y-1) + 2*f(x-1, y) + f(x-1, y+1)] \quad (2)$$

$$B = [f(x-1, y-1) + 2*f(x, y-1) + f(x+1, y-1)] - [f(x-1, y+1) + 2*f(x, y+1) + f(x+1, y+1)] \quad (3)$$

$$S(x, y) = \max(A, B) \quad (4)$$

3. 根据权利要求2所述的二维超声图像与穿刺针共面判断方法,其特征在于:步骤2中,通过Radon变换确定穿刺针所在的直线,具体方法如下,

从 0° 到 179° 每隔 1° 利用公式(5)做一次radon变换。

$$R(\rho, \theta) = \iint_D f(x, y) \delta(\rho - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy \quad (5)$$

在图像平面D上以图像中心为坐标原点,选取某一条积分直线, ρ 为坐标原点到积分直线的距离, θ 为上述距离所在直线与x轴夹角,直线上点 (x, y) 的灰度值为 $f(x, y)$, δ 为Dirac delta函数,它使 $f(x, y)$ 沿直线 $\rho = x \cos \theta + y \sin \theta$ 进行积分,得到的像 $R(\rho, \theta)$ 就是函数 $f(x, y)$ 的Radon变换, $\rho - \theta$ 空间中的任意一个点就会对应图像空间的一条直线;

在 $\rho - \theta$ 空间中定位最亮点即为图像空间中穿刺针所在的直线,然后将 $\rho = x \cos \theta + y \sin \theta$ 利用公式(6)和(7)转换为最终的直线方程 $y = mx + n$,

$$m = - \frac{\cos(\pi * \frac{\theta}{180})}{\sin(\pi * \frac{\theta}{180})} \quad (6)$$

$$n = \frac{\rho}{\sin(\pi * \frac{\theta}{180})} \quad (7)$$

4. 根据权利要求 3 所述的二维超声图像与穿刺针共面判断方法,其特征在于:步骤 3 中,沿穿刺针所在的直线,遍历直线上所有点的灰度值,选择其中灰度值最大的像素点即为针尖位置,其图像坐标即针尖坐标。

5. 根据权利要求 4 所述的二维超声图像与穿刺针共面判断方法,其特征在于:步骤 4 中,如果大于该阈值,则认为穿刺针位于成像平面内;如果小于该阈值,则认为穿刺针没有完全位于成像平面内。

一种二维超声图像与穿刺针共面判断方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种二维超声图像与穿刺针共面判断方法。

背景技术

[0002] 图像引导外科系统利用医学影像和计算机图形图像技术,可在术前对患者多模态图像数据进行三维重建和可视化,获得三维模型,制定合理、定量的手术计划,开展术前模拟;在术中利用三维空间定位设备进行图像和病人物理空间的配准,把患者的实际体位、手术器械的实时空间位置映射到患者的三维图像空间,对手术器械在空间中的位置实时采集并显示,医生通过观察三维图像中手术器械与病变部位的相对位置关系,对病人进行精确的手术治疗。这种新兴外科手术不仅能有效地解决病症,而且还有不开刀、创伤小、恢复快、效果好优点,已经广泛应用于临床。虽然图像引导外科手术有诸多优点,但手术中引导手术工具到达预定目标组织的跟踪定位仍然是其应用的技术难点。目前,术中图像引导方法有 computed tomography (CT),X 光透视成像,核磁共振成像和超声成像。与 CT 和核磁共振等成像方式相比较,超声成像具有廉价、实时、无损伤、无辐射和便携等优势,已经作为一种实时的术中成像技术被引入,用于软组织及血流成像。特别是近年来发展的图像引导介入手术,超声成像凸显其直观、实时、易于识别等特点,更方便外科医生观察目标部位的解剖特征,判断术具与目标部位的相对位置关系。目前超声成像系统成像模式包括二维成像和三维成像。作为最新的成像方法,三维成像虽然能够实时地显示人体内部组织的形态,然而,三维图像仅能在超声成像仪内部观察,无法实时地输出到外部计算机上用于图像处理或识别。因此,目前超声引导介入手术中,对介入工具的引导和识别还是通过二维超声图像。

[0003] 二维超声图像引导穿刺的关键是定位穿刺针在组织内的位置,即在穿刺过程中,超声探头通过反复扫描穿刺针及周围组织来确认穿刺针的位置。在二维超声图像显示穿刺针的时候,由于超声图像是二维平面,而穿刺针相当于空间一条线段。因此,为了更直观地显示穿刺针,需要移动超声探头使穿刺针位于二维超声成像平面内。为实现这一个目的,超声探头扫描穿刺针的时候有个技巧,即利用穿刺针针尖在超声图像上亮度较高的特点,首先使穿刺针针尖落入超声成像平面内,保持针尖始终显示的同时,适当移动探头使整个穿刺针位于成像平面内。目前该方法存在的主要问题有:

[0004] 一是需要人工判断穿刺针是否在成像平面内。由于超声成像平面存在一定厚度,同时受到伪像噪声等影响,实现穿刺针与成像平面精确对齐需要精细的操作和丰富超声图像识读经验。

[0005] 二是需要人工判断穿刺针在超声图像上的位置。尽管针尖在超声图像上显示为一个高亮区域,然而针体的亮度低于针尖亮度,周围组织中的亮斑容易湮没部分针体,导致穿刺针在图像上的位置难于判定,因此,操作人员的主观判断将影响穿刺针图像坐标定位的正确性。

发明内容

[0006] 本发明目的在于提供一种二维超声图像与穿刺针共面判断方法,能够在超声探头扫描穿刺针过程中自动判断穿刺针是否位于成像平面内,自动定位针尖图像位置。

[0007] 实现本发明目的技术方案:

[0008] 一种二维超声图像与穿刺针共面判断方法,手持超声探头扫描组织内穿刺针,保存组织内穿刺针的超声图像,其特征在于:

[0009] 步骤 1:提取超声图像上的成像区域,将彩色图像转换为灰度图像,经阈值变换后转换成二值图像;

[0010] 步骤 2:对步骤 1 获得的二值图像进行边缘检测,通过 Radon 变换确定穿刺针所在的直线;

[0011] 步骤 3:定位穿刺针针尖所在的位置;

[0012] 步骤 4:通过判断穿刺针所在直线与超声成像区域边界交点的灰度值是否大于某一阈值,确定穿刺针是否位于成像平面内。

[0013] 步骤 2 中,使用 Sobel 算子对步骤 1 获得的二值图像进行边缘检测,具体方法如下,

[0014] 首先通过公式 (2) 和 (3) 计算预处理后的二值图像 $f(x, y)$ 在 X 轴和 Y 轴方向的卷积分量 A、B,然后利用公式 (4) 选取 A、B 的最大值作为检测算子 $S(x, y)$,最后选取阈值 TH_s ,若 $S(x, y) > TH_s$, 将图像中的对应点设置为 1,其他点设置为 0,从而得到该图像的所有边缘,

[0015] $A = [f(x+1, y-1) + 2*f(x+1, y) + f(x+1, y+1)] - [f(x-1, y-1) + 2*f(x-1, y) + f(x-1, y+1)]$

[0016] (2)

[0017] $B = [f(x-1, y-1) + 2*f(x, y-1) + f(x+1, y-1)] - [f(x-1, y+1) + 2*f(x, y+1) + f(x+1, y+1)]$

[0018] (3)

[0019] $S(x, y) = \max(A, B)$

[0020] (4)

[0021] 步骤 2 中,通过 Radon 变换确定穿刺针所在的直线,具体方法如下,

[0022] 从 0° 到 179° 每隔 1° 利用公式 (5) 做一次 radon 变换。

[0023] $R(\rho, \theta) = \int \int_D f(x, y) \delta(\rho - x\cos\theta - y\sin\theta) dx dy$ (5)

[0024] 在图像平面 D 上以图像中心为坐标原点,选取某一条积分直线, ρ 为坐标原点到积分直线的距离, θ 为上述距离所在直线与 x 轴夹角,直线上点 (x, y) 的灰度值为 $f(x, y)$, δ 为 Dirac delta 函数,它使 $f(x, y)$ 沿直线 $\rho = x\cos\theta + y\sin\theta$ 进行积分,得到的像 $R(\rho, \theta)$ 就是函数 $f(x, y)$ 的 Radon 变换, $\rho - \theta$ 空间中的任意一个点就会对应图像空间的一条直线;

[0025] 在 $\rho - \theta$ 空间中定位最亮点即为图像空间中穿刺针所在的直线,然后将 $\rho = x\cos\theta + y\sin\theta$ 利用公式 (6) 和 (7) 转换为最终的直线方程 $y = mx+n$,

$$[0026] \quad m = -\frac{\cos(\pi * \frac{\theta}{180})}{\sin(\pi * \frac{\theta}{180})} \quad (6)$$

$$[0027] \quad n = \frac{\rho}{\sin(\pi * \frac{\theta}{180})} \quad (7)$$

[0028] 步骤 3 中,沿穿刺针所在的直线,遍历直线上所有点的灰度值,选择其中灰度值最大的像素点即为针尖位置,其图像坐标即针尖坐标。

[0029] 步骤 4 中,如果大于该阈值,则认为穿刺针位于成像平面内;如果小于该阈值,则认为穿刺针没有完全位于成像平面内。

[0030] 本发明具有的有益效果:

[0031] 本发明仅利用二维超声探头扫描已刺入肌肉内的穿刺针,将显示穿刺针的超声图像经过一系列预处理后形成二值图像,经过边缘检测后,运用 Radon 变换检测直线来识别穿刺针位置,并通过比较被识别出直线的最大亮度点来定位针尖图像位置,再通过判断针尾是否在成像平面来判断穿刺针是否完全位于超声成像平面内,以此引导超声探头移动使穿刺针为于成像平面内,从而更好地显示穿刺针在组织中的位置,辅助医生完成超声图像引导的肌肉穿刺过程。本发明能够在超声探头扫描穿刺针过程中自动判断穿刺针是否位于成像平面内,自动定位针尖图像位置,无需操作经验和超声图像识读知识,能够快速实现二维超声探头追踪定位穿刺针。

[0032] 本发明与通过改造超声探头方法相比较,本发明无需改变超声扫描仪的设计,仅使用一般二维超声扫描仪就可简便、准确地完成穿刺针的图像定位。本发明与通过改变穿刺针结构或加装元件方法相比较,本发明针对普通穿刺针在组织内跟踪定位,利用图像识别方法就可在超声探头扫描穿刺针过程中判断穿刺针与成像平面的位置关系,能够不依赖操作者的经验。

[0033] 本发明与使用其他辅助定位方法相比较,本发明仅利用超声图像识别算法自动定位穿刺针位置,给出针尖坐标,无需专业图像识读知识就可实现精确定位。

附图说明

[0034] 附图为本发明方法流程图。

具体实施方式

[0035] 如图所示,本发明二维超声图像与穿刺针共面判断方法包括如下步骤:

[0036] 步骤 1:图像预处理。提取超声图像上的成像区域,将彩色图像转换为灰度图像,经阈值变换后转换成二值图像;

[0037] 提取超声图像上的成像区域:如扇形探头则提取扇形区域,矩形探头则提取矩形区域。这些区域的坐标由超声成像仪的参数设置决定。

[0038] 将彩色图像转换为灰度图像:保存的超声图像尽管显示的是灰度物体,但往往图像格式是按照彩色图像存储的,不便于进一步处理,因此需要将提取成像区域后的图像由彩色格式转换为灰度格式。具体是将像素的 RGB 三个分量通过公式 (1) 计算其对应的灰度

值。

[0039] $\text{Gray} = R*0.299+G*0.587+B*0.114$ (1)

[0040] 生成二值图像：对转换后的灰度图像选取适当的阈值，使得大于等于该阈值的像素点置为 1，小于该阈值的像素点置为 0。

[0041] 步骤 2：对步骤 1 获得的二值图像进行边缘检测，通过 Radon 变换确定穿刺针所在的直线；

[0042] 使用 Sobel 算子对步骤 1 获得的二值图像进行边缘检测：

[0043] 首先通过公式 (2) 和 (3) 计算预处理后的二值图像 $f(x, y)$ 在 X 轴和 Y 轴方向的卷积分量 A、B，然后利用公式 (4) 选取 A、B 的最大值作为检测算子 $S(x, y)$ ，最后选取阈值 THs ，若 $S(x, y) > THs$ ，将图像中的对应点设置为 1，其他点设置为 0，从而得到该图像的所有边缘，

[0044] $A = [f(x+1, y-1)+2*f(x+1, y)+f(x+1, y+1)]-[f(x-1, y-1)+2*f(x-1, y)+f(x-1, y+1)]$

[0045] (2)

[0046] $B = [f(x-1, y-1)+2*f(x, y-1)+f(x+1, y-1)]-[f(x-1, y+1)+2*f(x, y+1)+f(x+1, y+1)]$

[0047] (3)

[0048] $S(x, y) = \max(A, B)$

[0049] (4)

[0050] 通过 Radon 变换确定穿刺针所在的直线：

[0051] 从 0° 到 179° 每隔 1° 利用公式 (5) 做一次 radon 变换。

[0052] $R(\rho, \theta) = \int \int_D f(x, y) \delta(\rho - x\cos\theta - y\sin\theta) dx dy$ (5)

[0053] 在图像平面 D 上以图像中心为坐标原点，选取某一条积分直线， ρ 为坐标原点到积分直线的距离， θ 为上述距离所在直线与 x 轴夹角，直线上点 (x, y) 的灰度值为 $f(x, y)$ ， δ 为 Dirac delta 函数，它使 $f(x, y)$ 沿直线 $\rho = x\cos\theta + y\sin\theta$ 进行积分，得到的像 $R(\rho, \theta)$ 就是函数 $f(x, y)$ 的 Radon 变换， $\rho - \theta$ 空间中的任意一个点就会对应图像空间的一条直线；

[0054] 在 $\rho - \theta$ 空间中定位最亮点即为图像空间中穿刺针所在的直线，然后将 $\rho = x\cos\theta + y\sin\theta$ 利用公式 (6) 和 (7) 转换为最终的直线方程 $y = mx+n$ ，

[0055] $m = -\frac{\cos(\pi * \frac{\theta}{180})}{\sin(\pi * \frac{\theta}{180})}$ (6)

[0056] $n = \frac{\rho}{\sin(\pi * \frac{\theta}{180})}$ (7)

[0057] 步骤 3：定位穿刺针针尖所在的位置；

[0058] 依据穿刺针成像特点，针尖通常亮度较高，易于在组织中发现。因此，步骤 2 中被识别出的直线上亮度最高的点即为穿刺针针尖。具体方法为沿该直线遍历直线上所有点的

灰度值,选择其中灰度值最大的像素点即为针尖位置,其图像坐标也就是针尖坐标。

[0059] 步骤4:判断穿刺针是否位于成像平面内。

[0060] 由于两点确定一条直线,针尖已在成像平面内定位,如果图像上也能定位针尾,那么就可以判定穿刺针落入成像平面内。具体方法是判断穿刺针所在直线与超声成像区域(扇形或矩形)边界交点的灰度值是否大于某一阈值。如果大于该阈值,则认为穿刺针位于成像平面内;如果小于该阈值,则认为穿刺针没有完全位于成像平面内,即穿刺针与成像平面成一定角度。

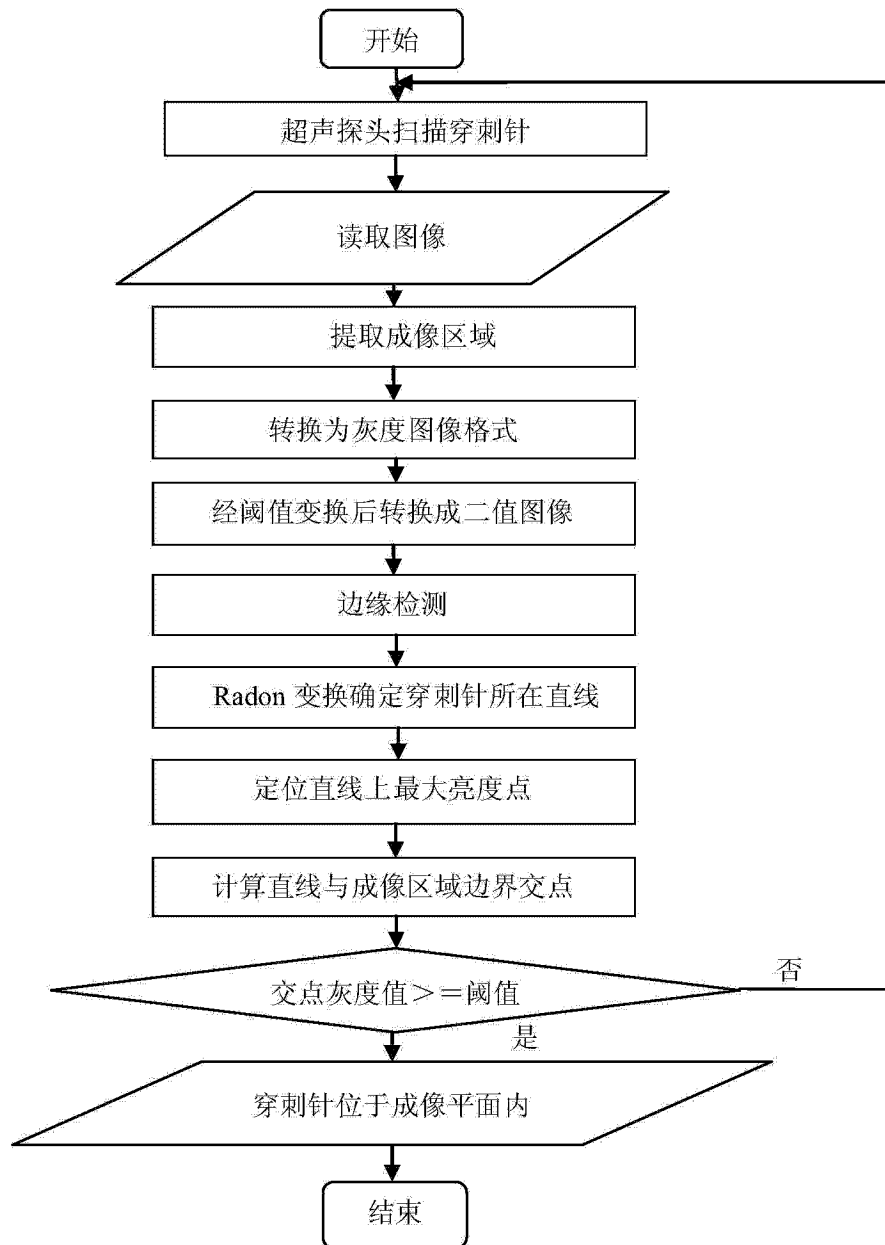
[0061] 具体实施本发明方法时:

[0062] 硬件配置环境:包括:(1)一台二维超声扫描仪,配备一个二维超声探头;(2)一根穿刺针,用于被跟踪定位;(3)一台普通计算机,用于处理超声图像。如超声扫描仪不能直接实时输出图像,则需要在计算机上安装视频采集卡。

[0063] 获取图像:超声探头扫描组织内的穿刺针时,通过移动超声探头借助亮度信息先找到穿刺针尖,保持针尖始终显示并调整探头角度,使得超声图像尽可能完整地显示穿刺针,在此过程中计算机实时获取超声图像。

[0064] 定位穿刺针:在获取的某一幅穿刺针图像上,利用本发明的图像定位方法判断穿刺针在图像上的位置及针尖的图像坐标,同时依据针尾亮度判断穿刺针是否完全位于成像平面内。

[0065] 标记超声图像上穿刺针位置:如果穿刺针位于成像平面内,则保存步骤3中得到的针尖及针尾点坐标,并转化为图像坐标。因为Radon变换后得到直线所在的坐标系是以图像中心为坐标原点、向右为X轴正方向、向上为Y轴正方向的坐标系;而原图像的坐标系是以左上角的顶点为坐标原点、向右为X轴正方向、向下为Y轴正方向的坐标系,因此需要最终转化为图像坐标系下的坐标。最后在超声图像上针尖与针尾间画出一段彩色线段,以标记穿刺针位置。



专利名称(译)	一种二维超声图像与穿刺针共面判断方法		
公开(公告)号	CN104248454A	公开(公告)日	2014-12-31
申请号	CN201410525601.4	申请日	2014-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	哈尔滨工程大学		
申请(专利权)人(译)	哈尔滨工程大学		
当前申请(专利权)人(译)	哈尔滨工程大学		
[标]发明人	栾宽 李金 丛珊 李海波 孙小越		
发明人	栾宽 李金 丛珊 李海波 孙小越		
IPC分类号	A61B8/00 A61B19/00		
其他公开文献	CN104248454B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种二维超声图像与穿刺针共面判断方法，手持超声探头扫描组织内穿刺针，保存组织内穿刺针的超声图像，其特征在于：步骤1：提取超声图像上的成像区域，将彩色图像转换为灰度图像，经阈值变换后转换成二值图像；步骤2：对步骤1获得的二值图像进行边缘检测，通过Radon变换确定穿刺针所在的直线；步骤3：定位穿刺针针尖所在的位置；步骤4：通过判断穿刺针所在直线与超声成像区域边界交点的灰度值是否大于某一阈值，确定穿刺针是否位于成像平面内。

