



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 106691500 A

(43) 申请公布日 2017. 05. 24

(21) 申请号 201510437528. X

(22) 申请日 2015. 07. 23

(71) 申请人 中山大学附属第三医院

地址 510000 广东省广州市天河区天河路
600 号

(72) 发明人 李凯 郑荣琴 任杰 黄翰

(74) 专利代理机构 北京万慧达知识产权代理有
限公司 11111

代理人 谢敏楠 梁顺珍

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 19/00(2006. 01)

A61B 17/34(2006. 01)

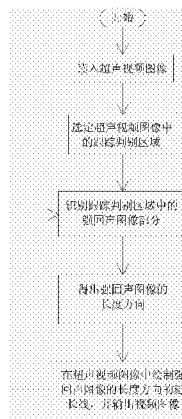
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成
像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于穿刺针尖自动识别的
超声穿刺引导线成像方法,包括如下步骤:(a) 读
入超声视频图像;(b) 选定超声视频图像中的跟
踪判别区域;(c) 识别跟踪判别区域中的强回声
图像部分;(d) 得出强回声图像的长度方向;(e)
在超声视频图像中绘制强回声图像的长度方向
的延长线,并输出视频图像;(f) 重复步骤(c) 至
(e),更新视频图像中的延长线位置。本发明的基
于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方
法能有效追踪穿刺针具的位置,根据穿刺针具的
实际位置和状态绘制预测线,使的预测线能及时、
准确地根据穿刺针具的位置调整而对应改变,有
助于提高穿刺手术的准确度和灵活性。



1. 基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法,其特征在于:包括如下步骤:
 - (a) 读入超声视频图像;
 - (b) 选定超声视频图像中的跟踪判别区域;
 - (c) 识别跟踪判别区域中的强回声图像部分;
 - (d) 在超声视频图像中绘制强回声图像的长度方向的延长线,并输出视频图像;
 - (e) 重复步骤(c)至(d),更新视频图像中的延长线位置。
2. 根据权利要求1所述的基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法,其特征在于:所述步骤(b)中,通过获取图像特征点算法识别强回声图像部分。
3. 根据权利要求2所述的基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法,其特征在于:所述步骤(b)中,通过FAST特征点检测算法提取强回声图像部分。
4. 根据权利要求1所述的基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法,其特征在于:所述步骤(c)包括
 - (c-1) 使用光流法计算帧间运动;预测运动方向
 - (c-2) 根据视频的运动趋势,匹配上一帧中的目标特征点。
5. 根据权利要求4所述的基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法,其特征在于:所述步骤(c-1)包括:
 - (c-11) 计算光流场,并统计光流场中光流的方向与幅度;
 - (c-12) 使用isodata聚类方法,对光流进行聚类;
 - (c-13) 若步骤(c-12)得到的聚类结果包含超过1个分类,则将包含光流数量最大的分类认为是穿刺导致的光流,其余分类认为是噪声,从光流场中去除;
 - (c-14) 计算步骤(c-12)中得到的筛选后的光流场,计算光流方向与幅度的均值,若幅度均值大于最小幅度阈值,更新运动方向与运动幅度。否则保持原有的运动方向与幅度。
6. 根据权利要求4所述的基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法,其特征在于:所述步骤(c-2)包括:
 - (c-21) 根据运动方向与幅度,划定目标可能落在的区域;
 - (c-22) 计算步骤(c-21)中区域的特征点;
 - (c-23) 计算步骤(c-22)得到的特征点与上一帧图像中目标的特征点间的差异程度,若差异度小于最大差异阈值,则认为两者匹配;
 - (c-24) 计算步骤(c-23)得到两两匹配的特征点间的欧氏距离与方向;
 - (c-25) 计算步骤(c-24)得到的匹配特征点间的欧氏距离与方向的方差,若方差小于最大匹配方差阈值,则选取匹配特征点中强度最强点,更新目标位置。

基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及计算机视觉领域,具体涉及用于协助医疗手术的辅助图像成像方法。

背景技术

[0002] 超声是一种实时,简便,准确的影像学方法,不仅广泛应用于临床疾病的诊断,还是引导病灶穿刺活检和肿瘤消融治疗的主要影像学手段。超声引导活检及消融治疗过程中,主要利用超声监测并引导穿刺针具到达目标位置。

[0003] 目前超声引导穿刺的方式有 3 种,(1) 基于穿刺导架的引导,如图 1 所示,穿刺导架 2 上设有可引导穿刺针具 3 的针槽 4,穿刺导架 2 设有夹具用于与超声探头 1 安装固定,穿刺针具 3 的活动轨迹由于受针槽 3 的限制,因而针具 3 的活动轨迹在超声成像画面处是固定的;因此,根据针具与超声探头的位置关系,可直接在图像上生成显示出活动轨迹的引导线,如图 2 箭头所示,以把握针具的活动方向:将目标病灶置于此穿刺线上,然后穿刺针具 3 通过穿刺导架 2 的针槽 4 进针,就可穿刺至目标位置。这样引导方式的主要缺点有两个:a、针具的实际活动轨迹与导架的实际安装位置有关,当导架的安装与预设不一致时,该引导线则不能正确指示针具的活动方向;b、针具的活动受到针槽的限制,穿刺过程中病灶位置可能会有移位,原因包括病人体位变动、病人呼吸、穿刺本身导致的组织移位等,所以在穿刺过程中需要实时对穿刺针具的进针方向进行调整,针槽此时却会明显限制穿刺针具的方向调整,影响穿刺的准确性。所以此方法多适用于初学者进行一般难度的穿刺操作,而不适用于需要高精度的穿刺操作。

[0004] (2) 基于穿刺探头引导,超声探头在设计制作时已制作出可引导穿刺针具的针槽,该针槽已与超声探头直接固定,因而穿刺针具的活动轨迹在成像画面处是固定的,所以在成像时直接生成显示该活动轨迹的引导线,通过引导线把握穿刺针具的活动方向,完成穿刺手术。这样的方式解决穿刺导架与超声探头的安装位置不准确问题,但仍无法灵活调整针具方向、提高穿刺准确性。

[0005] (3) 徒手穿刺,徒手穿刺不需要借助穿刺针槽固定穿刺针具,仅依靠手来固定,操作相对简便。而且徒手穿刺时穿刺针具角度灵活,在目标移位时方便进行调整,所以穿刺精度高。但徒手穿刺时没有穿刺线作为指示,完全需要操作者自身经验判断沿目前方向进针能否穿刺到目标位置,在进针过程中需不断调整入针角度,从而达到精确穿刺的目的,所以徒手穿刺的不足之处即是经验依赖性大。

发明内容

[0006] 有鉴于此,本发明旨在提供一种可以满足穿刺针具灵活调整,又准确指示针具活动轨迹的辅助方法。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案为:基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法,包括如下步骤:

[0008] (a) 读入超声视频图像;

- [0009] (b) 选定超声视频图像中的跟踪判别区域；
- [0010] (c) 识别跟踪判别区域中的强回声图像部分；
- [0011] (d) 在超声视频图像中绘制强回声图像的长度方向的延长线，并输出视频图像；
- [0012] (e) 重复步骤 (c) 至 (d)，更新视频图像中的延长线位置；
- [0013] 这样的方式使穿刺针具能在超声图像被识别出，并根据穿刺针具的活动位置趋势，绘制出运动预测线，令穿刺手术可以根据预测线的辅助，提高灵活度。
- [0014] 进一步的技术方案为，所述步骤 (b) 中，通过获取图像特征点算法识别强回声图像部分。
- [0015] 再进一步的技术方案为，所述步骤 (b) 中，通过 FAST 特征点检测算法提取用户选定区域的强回声图像部分。
- [0016] 再进一步的技术方案为，所述步骤 (c) 包括
- [0017] (c-1) 使用光流法计算帧间运动；预测运动方向
- [0018] (c-2) 根据视频的运动趋势，匹配上一帧中的目标特征点。
- [0019] 这样的方式有效降低噪声影响，使强回声图像的分析更准确。
- [0020] 所述步骤 (c-1) 选用光流技术计算帧间运动。相对其他运动预测技术，光流法无需背景稳定的前提，可避免视频中图像抖动对预测线绘制造成的影响。通过光流场的分析，实现对运动方向的预测。
- [0021] 再进一步的技术方案为，所述步骤 (c-1) 包括：
- [0022] (c-11) 计算光流场，并统计光流场中光流的方向与幅度；
- [0023] (c-12) 使用 isodata 聚类方法，对光流进行聚类；
- [0024] (c-13) 若步骤 (c-12) 得到的聚类结果包含超过 1 个分类，则将包含光流数量最大的分类认为是穿刺导致的光流，其余分类认为是噪声，从光流场中去除；
- [0025] (c-14) 计算步骤 (c-12) 中得到的筛选后的光流场，计算光流方向与幅度的均值，若幅度均值大于最小幅度阈值，更新运动方向与运动幅度。否则保持原有的运动方向与幅度。
- [0026] 所述步骤 (c-2) 根据光流场的运动趋势，匹配相应区域的特征点，所述步骤 (c-2) 包括：
- [0027] (c-21) 根据运动方向与幅度，划定目标可能落在的区域；
- [0028] (c-22) 计算步骤 (c-21) 中区域的特征点；
- [0029] (c-23) 计算步骤 (c-22) 得到的特征点与上一帧图像中目标的特征点间的差异程度，若差异度小于最大差异阈值，则认为两者匹配；
- [0030] (c-24) 计算步骤 (c-23) 得到两两匹配的特征点间的欧氏距离与方向；
- [0031] (c-25) 计算步骤 (c-24) 得到的匹配特征点间的欧氏距离与方向的方差，若方差小于最大匹配方差阈值，则选取匹配特征点中强度最强点，更新目标位置。
- [0032] 这样的方法更进一步克服输出不稳定的缺点，提高抗噪效果
- [0033] 本发明的基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法能有效追踪穿刺针具的位置，根据穿刺针具的实际位置和状态绘制预测线，使的预测线能及时、准确地根据穿刺针具的位置调整而对应改变，有助于提高穿刺手术的准确度和灵活性。
- [0034] 上述说明仅是本发明技术方案的概述，为了能够更清楚了解本发明的技术手段，

而可依照说明书的内容予以实施,并且为了让本发明的上述和其他目的、特征和优点能够更明显易懂,以下特举较佳实施例,并配合附图,详细说明如下。

附图说明

[0035] 图 1 为现有技术基于穿刺导架的结构示意图。

[0036] 图 2 为现有技术基于穿刺导架的超声图像示意图。

[0037] 图 3 为本发明的流程图。

具体实施方式

[0038] 为更进一步阐述本发明为达成预定发明目的所采取的技术手段及功效,以下结合附图及较佳实施例,对依据本发明的具体实施方式、结构、特征及其功效,详细说明如下:

[0039] 如图 3 所示,本发明的基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法,包括如下步骤:

[0040] (a) 读入超声视频图像;

[0041] (b) 选定超声视频图像中的跟踪判别区域;

[0042] (c) 识别跟踪判别区域中的强回声图像部分;

[0043] (d) 在超声视频图像中绘制强回声图像的长度方向的延长线,并输出视频图像;

[0044] (e) 重复步骤 (c) 至 (d),更新视频图像中的延长线位置;

[0045] 超声手术时,能根据穿刺针具的实际位置和角度,在超声图像上显示穿刺针具的走向(即所述延长线),可以辅助手术医生及时调整扎针角度、位置,有助于提高手术的灵活度和准确性。

[0046] 其中,所述步骤 (b) 中,通过 FAST 特征点检测算法提取强回声图像部分。穿刺针具的针尖和针杆在超声图像中表现为明显的强回声,灰度值会明显区别于其他图像(例如肌肉、组织等),FAST 算法的特点为通过判断目标点与周围点之间的突出程度,来认定目标点是否为特征点,因而利用 FAST 特征点检测的算法能快速、有效地提取出穿刺针具的可能处于的位置。具体地,本实施例中,FAST 特征点计算方法为:

$$N_{FAST} = \sum_{(x',y') \in \text{circle}(x,y)} |I(x,y) - I(x',y')| > \varepsilon$$

[0048] 其中 $\text{circle}(x,y)$ 为距离点 (x,y) 距离 c 个像素的点的集合,习惯上该 c 取值为 3,此时 $\text{circle}(x,y)$ 的像素点的数量为 16 个。 $I(x,y)$ 表示点 (x,y) 的灰度值, $I(x',y')$ 表示点 (x',y') ——即前述 $\text{circle}(x,y)$ 的 16 个像素点——的灰度值。 ε 表示预设的灰度差值,可根据超声设备的具体成像能力进行设置。该公式表示,统计像素点 (x,y) 周围距离为 3 的 16 个像素点中,灰度差值大于 ε 的像素点的个数(即 N_{FAST})。若 N_{FAST} 大于 t_c ,则认为是特征点,否则不是特征点,本实施例中 t_c 设为 12。

[0049] FAST 算法仅为提取图像的其中一种实施方式,实际实施中,可以采用其他算子提取强回声图像的特征点,也可以直接通过提取边界(例如梯度算子等)的方式直接识别强回声图像。

[0050] 具体地,为达到更好的拟合效果,所述步骤 (c) 包括

[0051] (c-1) 使用光流法计算帧间运动;预测运动方向

[0052] (c-2) 根据视频的运动趋势, 匹配上一帧中的目标特征点。

[0053] 这样的方式有效降低噪声影响, 使强回声图像的分析更准确。

[0054] 所述步骤 (c-1) 选用光流技术计算帧间运动。相对其他运动预测技术, 光流法无需背景稳定的前提, 可避免视频中图像抖动对预测线绘制造成的影响。通过光流场的分析, 实现对运动方向的预测。

[0055] 再进一步的技术方案为, 所述步骤 (c-1) 包括:

[0056] (c-11) 计算光流场, 并统计光流场中光流的方向与幅度;

[0057] (c-12) 使用 isodata 聚类方法, 对光流进行聚类;

[0058] (c-13) 若步骤 (c-12) 得到的聚类结果包含超过 1 个分类, 则将包含光流数量最大的分类认为是穿刺导致的光流, 其余分类认为是噪声, 从光流场中去除;

[0059] (c-14) 计算步骤 (c-12) 中得到的筛选后的光流场, 计算光流方向与幅度的均值, 若幅度均值大于最小幅度阈值, 更新运动方向与运动幅度。否则保持原有的运动方向与幅度, 其中最小幅度阈值设为 t_m 。

[0060] 所述步骤 (c-1) 包括对光流场的聚类分析以及光流场运动趋势的分析。视频图像实质为多帧图像连续播放, 若视频中噪声较多, 将会出现各个不同方向、幅度的光流, 影响光流场运动趋势分析结果, 因此, 引入光流场的聚类分析能有效降低视频中的噪声对预测线绘制的影响。

[0061] 所述步骤 (c-2) 根据光流场的运动趋势, 匹配相应区域的特征点, 所述步骤 (c-2) 包括:

[0062] (c-21) 根据运动方向与幅度, 划定目标可能落在的区域;

[0063] (c-22) 计算步骤 (c-21) 中区域的特征点; 具体地, 可以同样采用 FAST 算法计算特征点;

[0064] (c-23) 计算步骤 (c-22) 得到的特征点与上一帧图像中目标的特征点间的差异程度, 若差异度小于最大差异阈值, 则认为两者匹配;

[0065] (c-24) 计算步骤 (c-23) 得到两两匹配的特征点间的欧氏距离与方向;

[0066] (c-25) 计算步骤 (c-24) 得到的匹配特征点间的欧氏距离与方向的方差, 若方差小于最大匹配方差阈值, 则选取匹配特征点中强度最强点, 更新目标位置, 其中最大匹配方差阈值为 $t_o = 5$ 。

[0067] 步骤 (c-23) 中, 给定当前帧位于 (x_1, y_1) 的特征点与上一帧位于 (x_2, y_2) 特征点, 其差异程度的计算方法为:

$$[0068] \quad Diff = \frac{\sum_{-N \leq s \leq N} \sum_{-N \leq t \leq N} w(s+N, t+N) \cdot (f_k(x_1+s, y_1+t) - f_{k-1}(x_2+s, y_2+t))^2}{(2N+1)^2}$$

[0069] 其中 $f_k(x, y)$ 为第 k 帧图像中位于 (x, y) 点像素的强度值; N 为邻域尺寸, 设为图像中针头所占的像素个数; w 为大小为 $2N+1 \times 2N+1$ 的权重矩阵, 其计算方法为:

$$[0070] \quad w(x, y) = \frac{1}{1 + \sqrt{(x-N)^2 + (y-N)^2}}$$

[0071] 最大差异阈值 t_{diff} 设为 15, 若两个特征点的差异程度 $Diff$ 小于 t_{diff} , 则认为两者匹配, 否则认为两者不匹配。

[0072] 步骤 (c-24) 中, 距离与方向的计算方法为:

$$[0073] \quad D = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}$$

$$[0074] \quad \theta = \tan^{-1} \frac{x_1 - x_2}{y_1 - y_2}$$

[0075] 其中 (x_1, y_1) 、 (x_2, y_2) 分别为匹配的两个特征点的坐标。

[0076] 上述实施方式仅为本发明的优选实施方式, 不能以此来限定本发明保护的范围, 本领域的技术人员在本发明的基础上所做的任何非实质性的变化及替换均属于本发明所要求保护的范畴。

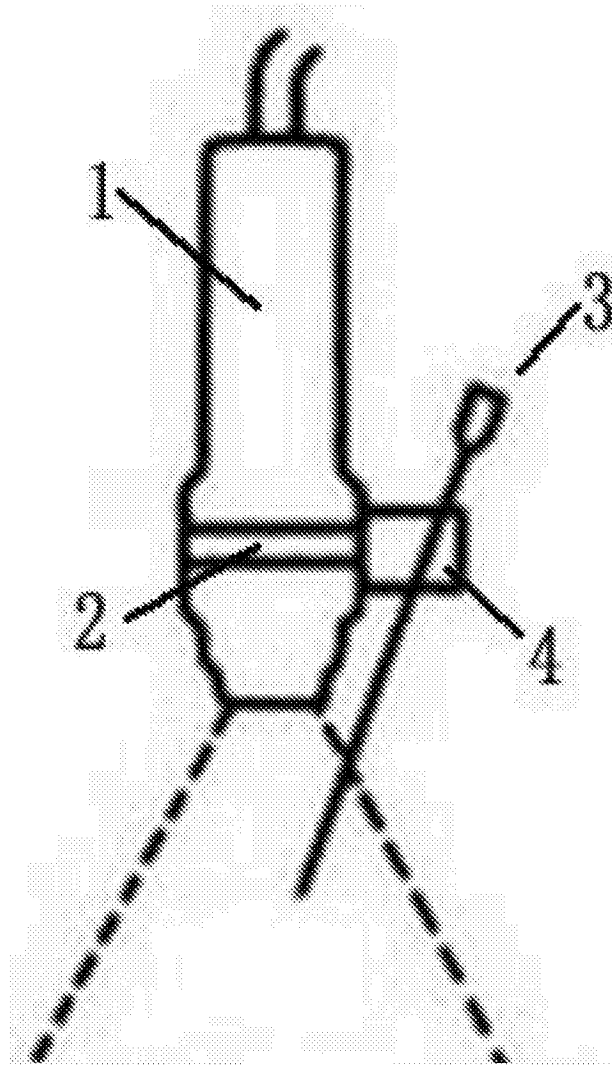


图 1

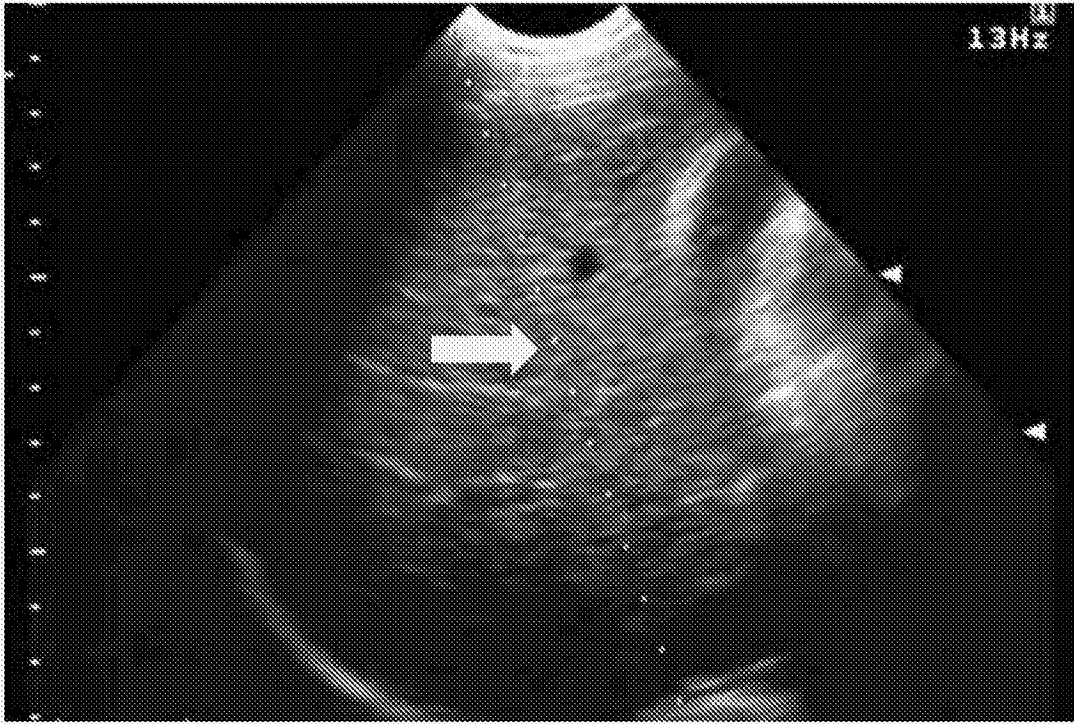


图 2

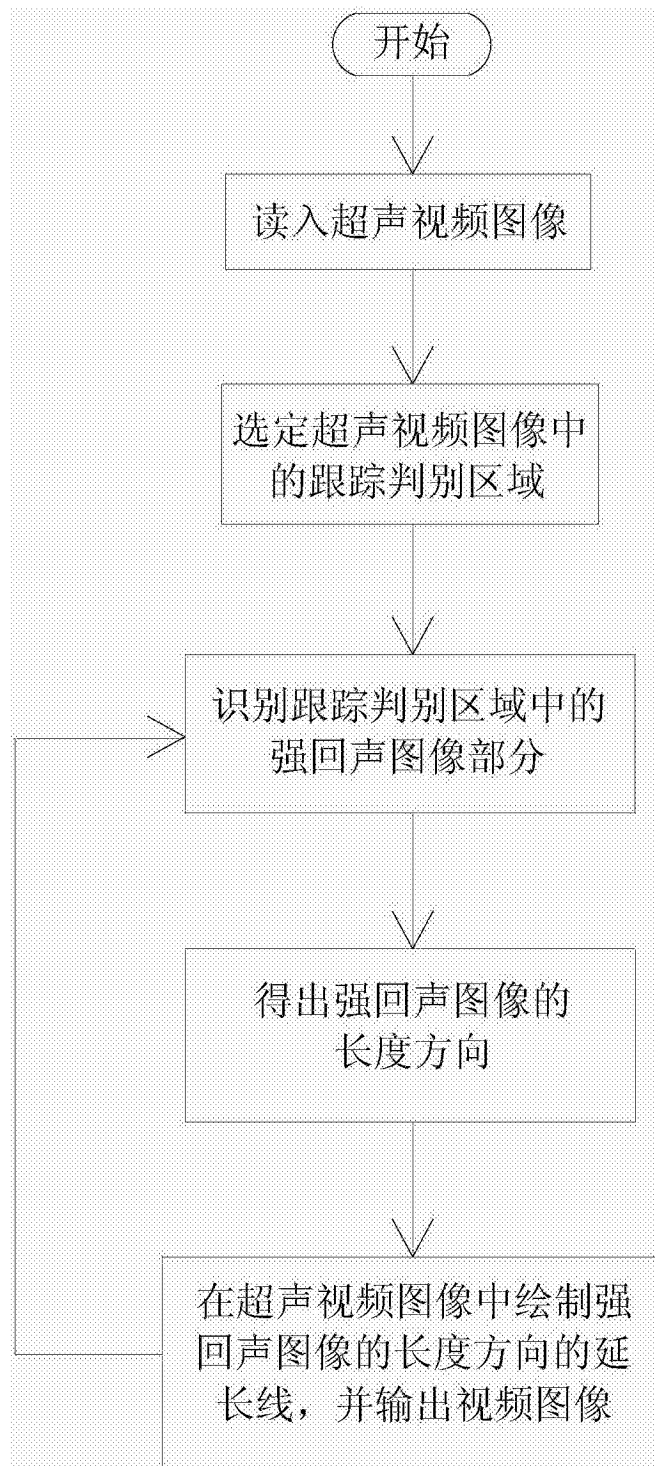


图 3

专利名称(译)	基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法		
公开(公告)号	CN106691500A	公开(公告)日	2017-05-24
申请号	CN201510437528.X	申请日	2015-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	中山大学附属第三医院		
申请(专利权)人(译)	中山大学附属第三医院		
当前申请(专利权)人(译)	中山大学附属第三医院		
[标]发明人	李凯 郑荣琴 任杰 黄翰		
发明人	李凯 郑荣琴 任杰 黄翰		
IPC分类号	A61B8/00 A61B19/00 A61B17/34		
其他公开文献	CN106691500B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法，包括如下步骤：(a)读入超声视频图像；(b)选定超声视频图像中的跟踪判别区域；(c)识别跟踪判别区域中的强回声图像部分；(d)得出强回声图像的长度方向；(e)在超声视频图像中绘制强回声图像的长度方向的延长线，并输出视频图像；(f)重复步骤(c)至(e)，更新视频图像中的延长线位置。本发明的基于穿刺针尖自动识别的超声穿刺引导线成像方法能有效追踪穿刺针具的位置，根据穿刺针具的实际位置和状态绘制预测线，使的预测线能及时、准确地根据穿刺针具的位置调整而对应改变，有助于提高穿刺手术的准确度和灵活性。

