



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 109431584 B

(45)授权公告日 2020.09.01

(21)申请号 201811427703.7

(22)申请日 2018.11.27

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109431584 A

(43)申请公布日 2019.03.08

(73)专利权人 深圳蓝韵医学影像有限公司

地址 518000 广东省深圳市宝安区石岩街道浪心居委会砖厂村梨园工业区鸿隆高科技工业园(蓝韵工业园)2栋1楼

(72)发明人 陈晶 孙瑞超 黄帅 邢锐桐

(74)专利代理机构 深圳市智胜联合知识产权代理有限公司 44368

代理人 齐文剑

(51)Int.Cl.

A61B 17/34(2006.01)

(56)对比文件

CN 107126260 A,2017.09.05

CN 103164859 A,2013.06.19

CN 105761229 A,2016.07.13

JP 特开平10-309285 A,1998.11.24

JP 特开2006-314689 A,2006.11.24

审查员 朱丹丹

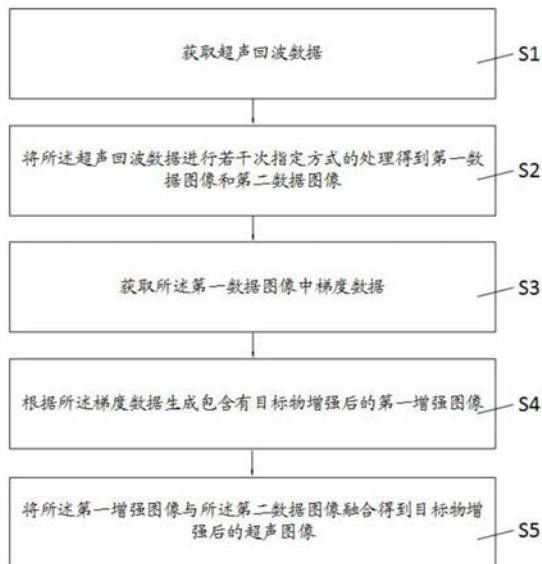
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

超声成像的方法及系统

(57)摘要

本发明揭示了一种超声成像的方法及系统,获取超声回波数据;将所述超声回波数据进行若干次指定方式的处理得到第一数据图像和第二数据图像;获取所述第一数据图像中梯度数据;根据所述梯度数据生成包含有目标物增强后的第一增强图像;将所述第一增强图像与所述第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像。采用梯度数据进行超声增强中的直线检测步骤,能够减小直线检测的计算量,缩短超声图像增强的时间。



1. 一种超声成像的方法,其特征在于,包括步骤:
 - 获取超声回波数据;
 - 将所述超声回波数据进行若干次指定方式的处理得到第一数据图像和第二数据图像;
 - 获取所述第一数据图像中梯度数据,所述梯度数据包括梯度幅值和梯度方向;
 - 通过所述梯度幅值检测出所述第一数据图像中的目标区域;
 - 通过伪排序法将所述梯度幅值大于预设第一阈值的像素点的梯度幅值进行排序,得到排序结果;
 - 通过所述梯度方向对所述目标区域内的像素密度进行区域增长;
 - 按照所述排序结果依次将所述像素点设置为种子点;
 - 判断所述种子点的梯度方向与预设区域的梯度方向之差的绝对值是否小于预设的第二阈值;
 - 若小于所述预设第二阈值,则将所述种子点的像素值设置为1,其中,所述预设区域的梯度方向为所述种子点梯度方向正弦之和与余弦之和的反正切值;
 - 将增长后的所述目标区域按照预设条件进行区域一致性筛选,将符合预设条件的所述目标区域设为第一增强图像;
 - 将所述第一增强图像与所述第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像。
2. 根据权利要求1所述的超声成像的方法,其特征在于,所述通过所述梯度幅值检测出所述第一数据图像中的目标区域的步骤,包括:
 - 筛选出所述第一数据图像中所述梯度幅值大于预设第一阈值的像素点;
 - 根据筛选出的像素点生成所述第一数据图像中的目标区域。
3. 根据权利要求1所述的超声成像的方法,其特征在于,所述将增长后的所述目标区域按照预设条件进行区域一致性筛选,将符合预设条件的所述目标区域设为第一增强图像的步骤,包括:
 - 判断矩形区域内像素点的所述梯度方向异常比例是否大于第三阈值,其中,所述矩形区域指像素值为1的点构成的直线区域;
 - 若所述矩形区域内像素点的所述梯度方向异常比例大于所述第三阈值,则将所述矩形区域内的像素值设置为0。
4. 根据权利要求3所述的超声成像的方法,其特征在于,在所述若所述矩形区域内像素点的所述梯度方向异常比例大于所述第三阈值,则将所述矩形区域内的像素值设置为0的步骤之后,还包括:
 - 将所述第一增强图像中与第三数据不匹配的直线所对应的像素值设置为0;
 - 其中,所述第三数据包括所述目标物的直径、长度和初次刺入组织的角度。
5. 根据权利要求1所述的超声成像的方法,其特征在于,所述将所述第一增强图像与所述第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像的步骤之前,包括:
 - 采集所述第一增强图像中直线段的截距;
 - 将符合预设截距的直线段进行合并得到所述目标物的位置。
6. 根据权利要求1所述的超声成像的方法,其特征在于,所述将所述第一增强图像与所述第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像的步骤包括:
 - 将所述第一数据图像与所述第一增强图像求交集;

将所述第一数据图像与所述第一增强图像的集合与第二数据图像融合获得目标物增强后的超声图像。

7. 根据权利要求1所述的超声成像的方法,其特征在于,所述将所述超声回波数据进行若干次指定方式的处理得到第一数据图像和第二数据图像的步骤之后,包括:

通过二维高斯滤波将对所述第一数据图像进行平滑处理。

8. 一种超声成像系统,其特征在于,包括:

发射接收控制模块,用于获取超声回波数据;

图像分割模块,用于将所述超声回波数据进行若干次指定方式的处理得到第一数据图像和第二数据图像;

数据检测模块,用于获取所述第一数据图像中梯度数据,所述梯度数据包括梯度幅值和梯度方向;

梯度判定模块,用于通过所述梯度幅值检测出所述第一数据图像中的目标区域;通过伪排序法将所述梯度幅值大于预设第一阈值的像素点的梯度幅值进行排序,得到排序结果;通过所述梯度方向对所述目标区域内的像素密度进行区域增长;按照所述排序结果依次将所述像素点设置为种子点;判断所述种子点的梯度方向与预设区域的梯度方向之差的绝对值是否小于预设的第二阈值;若小于所述预设第二阈值,则将所述种子点的像素值设置为1,其中,所述预设区域的梯度方向为所述种子点梯度方向正弦之和与余弦之和商的反正切值;将增长后的所述目标区域按照预设条件进行区域一致性筛选,将符合预设条件的所述目标区域设为第一增强图像;

图像处理模块,将所述第一增强图像与所述第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像。

超声成像的方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声医学成像技术领域,尤其涉及一种超声穿刺增强方法及装置。

背景技术

[0002] 目前,随着医学技术和医疗诊断手段的不断发展,超声成像系统在临床医学等领域得到了广泛的应用。穿刺类手术需要将穿刺针刺入患者体内,在此期间应尽量避免刺破不需要检测或正常部位,医生经常用超声图像引导穿刺,超声图像中清晰的针体能够方便医生进行穿刺类手术。

[0003] 为了使穿刺针更加清晰方便医生诊断,提出了超声穿刺增强技术。超声穿刺增强技术普遍做法是通过寻找图像中的针体,对其所在位置进行增强。由于在超声图像上穿刺针表现为一高亮带,利用直线检测的方法可以识别超声图像中的针体。

[0004] 现有识别针体的方法大多使用霍夫变化,霍夫变换是图像处理中的一种特征提取技术,它通过一种投票算法检测具有特定形状的物体。该过程在一个参数空间中通过计算累计结果的局部最大值得到一个符合该特定形状的集合作为霍夫变换结果。基于霍夫变换的直线检测方法对噪声图像具有一定的鲁棒性和稳定性,但存在针体识别的计算量大的问题,超声图像增强的方法比较耗时。

发明内容

[0005] 本发明的主要目的为提供一种超声成像的方法及装置,以降低针体检测的计算量。

[0006] 本发明提出一种超声成像的方法,包括步骤:

[0007] 获取超声回波数据;

[0008] 将所述超声回波数据进行若干次指定方式的处理得到第一数据图像和第二数据图像;

[0009] 获取所述第一数据图像中梯度数据;

[0010] 根据所述梯度数据生成包含有目标物增强后的第一增强图像;

[0011] 将所述第一增强图像与所述第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像。

[0012] 进一步地,所述梯度数据包括梯度幅值和梯度方向,所述根据所述梯度数据生成包含有目标物增强后的第一增强图像的步骤,包括:

[0013] 通过所述梯度幅值检测出所述第一数据图像中的目标区域;

[0014] 通过所述梯度方向对所述目标区域内的像素密度进行区域增长;

[0015] 将增长后的所述目标区域按照预设条件进行区域一致性筛选,将符合预设条件的所述目标区域设为第一增强图像。

[0016] 进一步地,所述通过所述梯度幅值检测出所述第一数据图像中的目标区域的步骤,包括:

[0017] 筛选出所述第一数据图像中所述梯度幅值大于预设第一阈值的像素点;

- [0018] 根据筛选出的像素生成所述第一数据图像中的目标区域。
- [0019] 进一步地,所述通过所述梯度方向对所述目标区域内的像素密度进行区域增长的步骤,包括:
- [0020] 通过伪排序法将所述梯度幅值大于预设第一阈值的像素点的梯度幅值进行排序;
- [0021] 按照所述顺序依次将所述像素点设置为种子点;
- [0022] 判断所述种子点的梯度方向与按预设规则指定区域的梯度方向之差的绝对值是否小于预设的第二阈值;
- [0023] 若小于预设第二阈值,则将所述种子点的像素值设置为1,其中,所述按预设规则指定区域的梯度方向为所述种子点梯度方向正弦之和与余弦之和商的反正切值。
- [0024] 进一步地,所述将增长后的所述目标区域按照预设条件进行区域一致性筛选,将符合预设条件的所述目标区域设为第一增强图像的步骤,包括:
- [0025] 判断矩形区域内像素的所述梯度方向异常比例是否大于第三阈值,其中,所述矩形区域指像素值为1的点构成的直线区域;
- [0026] 若所述矩形区域内像素的所述梯度方向异常比例大于所述第三阈值,则将所述矩形区域内的像素值设置为0。
- [0027] 进一步地,所述超声回波数据还包括第三数据,在所述若所述矩形区域内像素的所述梯度方向异常比例大于所述第三阈值,则将所述矩形区域内的像素值设置为0的步骤之后,还包括:
- [0028] 将所述第一增强图像中与所述第三数据不匹配的直线所对应的像素值设置为0,
- [0029] 其中,所述第三数据包括所述目标物的直径、长度和初次刺入组织的角度。
- [0030] 进一步地,所述将所述第一增强图像与所述第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像的步骤之前,包括:
- [0031] 采集所述第一增强图像中直线段的截距;
- [0032] 将符合预设截距的直线段进行合并得到所述目标物的位置。
- [0033] 进一步地,所述将所述第一增强图像与所述第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像的步骤包括:
- [0034] 将所述第一数据图像与所述第一增强图像求交集;
- [0035] 将所述第一数据图像与所述第一增强图像的集合与第二数据图像融合获得目标物增强后的超声图像。
- [0036] 进一步地,所述将所述第一回波数据进行多次分割得到第一数据图像的步骤之后,包括:
- [0037] 通过二维高斯滤波将对所述第一数据图像进行平滑处理。
- [0038] 本发明提出一种超声成像系统,包括:
- [0039] 发射接收控制模块,用于获取超声回波数据;
- [0040] 图像分割模块,用于将所述所述超声回波数据进行若干次指定方式的处理得到第一数据图像和第二数据图像;
- [0041] 数据检测模块,用于获取所述第一数据图像中梯度数据;
- [0042] 梯度判定模块,用于根据所述梯度数据检测出包含有针体增强后的所述第一增强图像;

[0043] 图像处理模块,将所述第一增强图像与所述第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像。

[0044] 本发明一种超声成像的方法及系统的有益效果为,采用梯度数据进行超声增强中的直线检测步骤,能够减小直线检测的计算量,缩短超声图像增强的时间。

附图说明

[0045] 图1是本发明一实施例超声成像的方法步骤示意图;

[0046] 图2是本发明另一实施例超声成像的方法步骤示意图;

[0047] 图3是本发明另一实施例超声成像的方法步骤示意图;

[0048] 图4是本发明另一实施例超声成像的方法步骤示意图;

[0049] 图5是本发明另一实施例超声成像的方法步骤示意图;

[0050] 图6是本发明另一实施例超声成像的方法步骤示意图;

[0051] 图7是本发明一实施例超声成像系统示意图。

[0052] 本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例,参照附图做进一步说明。

具体实施方式

[0053] 应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0054] 本技术领域技术人员可以理解,除非特意声明,这里使用的单数形式“一”、“一个”、“所述”“上述”和“该”也可包括复数形式。应该进一步理解的是,本发明的说明书中使用的措辞“包括”是指存在所述特征、整数、步骤、操作、元件、单元、模块和/或组件,但是并不排除存在或添加一个或多个其他特征、整数、步骤、操作、元件、单元、模块、组件和/或它们的组。应该理解,当我们称元件被“连接”或“耦接”到另一元件时,它可以直接连接或耦接到其他元件,或者也可以存在中间元件。此外,这里使用的“连接”或“耦接”可以包括无线连接或无线耦接。这里使用的措辞“和/或”包括一个或更多个相关联的列出项的全部或任一单元和全部组合。

[0055] 本技术领域技术人员可以理解,除非另外定义,这里使用的所有术语(包括技术术语和科学术语),具有与本发明所属领域中的普通技术人员的一般理解相同的意义。还应该理解的是,诸如通用字典中定义的那些术语,应该被理解为具有与现有技术的上下文中的意义一致的意义,并且除非像这里一样被特定定义,否则不会用理想化或过于正式的含义来解释。

[0056] 如图1-6所示,提出本发明一优选实施例的一种超声成像的方法,超声装置发射声束,获取穿刺针的超声回波数据,以获得穿刺针的超声图像,包括步骤:

[0057] S1,获取超声回波数据。

[0058] 在本实施例中,通过超声成像装置中的探头发射声束,采集声束的回波数据,本实施例中通过调整探头与穿刺针的角度来获得不同的超声回波数据,本实施例中的超声回波数据包括第一回波数据和第二回波数据,第一回波数据是指将声束发射角度与穿刺针呈90度时获得的回波数据。第二回波数据是指将声束发射角度与穿刺针呈常规角度时获得的回波数据,即发射零角度的声束获取的回波数据。常规角度发射的回波数据转化获得的图像中,穿刺针的图像不明显,因此需要对穿刺针的图像进行增强。同时获取两个角度的超声回

波数据,将声束与穿刺针垂直发射时,获得的第一回波数据经过DSC所转化的超声图像能够得到较亮穿刺针的效果。将声束与穿刺针呈常规角度发射时,获得的第二回波数据经过DSC转化为常规的超声图像,该图像中组织图像正常,但穿刺针在图像中表现较为不清晰,会出现断裂现象。同时获取两个角度的超声回波数据,能够使其叠加得到一个穿刺针与组织效果均明显的图像。

[0059] S2,将超声回波数据进行若干次指定方式的处理得到第一数据图像和第二数据图像;

[0060] 在本实施例中,将超声回波数据通过DSC转化得到超声图像的数据,并将该超声图像数据转化成图像。DSC是数字扫描变换器,是超声成像中具有图像存储器系统,在本实施例中将声束回波模拟信号转变为数字信号(A/D)并进行相关图像处理,将声信号转化为电信号,在模拟信号处理模块经过放大、滤波、时间增益补偿及模拟数字转换(ADC)等将模拟回波信号转换为数字回波信号,波束合成器将接收到的多路AD信号经过延时累加聚焦等处理得到一条RF信号。在获取整个图像RF数据之后,系统通过信号处理模块进行IQ解调、低通滤波降采样和对数压缩,得到最终的超声图像。

[0061] 本实施例中的超声回波数据包含第一回波数据和第二回波数据,通过将第一回波数据进行DSC转化成第一数据图像,再将第一数据图像进行二次图像分割,能够获得具有明暗区域的第一数据图像。穿刺针与声束垂直或近似垂直是获得的图像表现为白色亮带。将图像进行二次分割,分离出针体,有助于直线检测计算,降低直线的误检。通过二次分割图像能够将超声图像分为亮、较亮、暗三部分,第一次分割明暗区域,第二次分割穿刺针及其它区域,能够保证针体正常分割,具体做法如下:

[0062] a) 将超声图像的数据归一化 $[0,255]$;

$$[0063] \quad N1_{nor} = floor\left(\frac{N1' - \min(N1)}{\max(N1) - \min(N1)} * 255\right)$$

[0064] b) 获取超声图像灰度直方图 $hist_i$, i 代表灰度级;

[0065] c) 计算超声图像的零阶累积概率密度 w 及一阶累积概率密度 $m0$;

$$[0066] \quad w(i) = \sum_{i=0}^k \frac{hist_i}{\text{sum}(hist)}$$

$$[0067] \quad m0(i) = \sum_{i=0}^k \frac{i * hist_i}{\text{sum}(hist)}$$

[0068] d) 构造矩阵 S ,获取图像分割点 $s1$ 及 $s2$;

$$[0069] \quad S = w0' * p0^2 + w1' * p1^2 + (w0' * p0 + w1' * p1)^2 / (1 - w0' - w1')$$

[0070] 其中

$$[0071] \quad w1(i) = \text{fliplr} \left\{ \sum_{i=0}^k \text{fliplr} \left(\frac{hist_i}{\text{sum}(hist)} \right) \right\}$$

$$[0072] \quad m1(i) = \text{fliplr} \left\{ \sum_{i=0}^k \text{fliplr} \left(\frac{i * \text{hist}_i}{\text{sum}(\text{hist})} \right) / \sum_{i=0}^k \text{fliplr} \left(\frac{\text{hist}_i}{\text{sum}(\text{hist})} \right) \right\}$$

$$[0073] \quad m0(i) = \sum_{i=0}^k \frac{i * \text{hist}_i}{\text{sum}(\text{hist})} / w(i)$$

[0074] $[w0', w1'] = \text{ndgrid}(w0, w1)$

[0075] $[m0', m1'] = \text{ndgrid}(m0, m1)$

[0076] $p0 = m0' - m0(k)$

[0077] $p1 = m1' - m0(k)$

[0078] 获取矩阵S最大值索引号(k1, k2), 根据直方图 hist_i 获取图像分割点s1及s2(i分别为k1、k2), 对于暗的图像也就是小于 hist_{k2} 值为0, 其余为1, 分割步骤分别重复两次, 第一次分割明暗区域, 第二次分割针体及其它区域。分别得到第一回波数据处理后的第一数据图像。并将第二回波数据进行DSC转化成组织显示清晰的第二数据图像。

[0079] S3, 获取第一数据图像中梯度数据;

[0080] 在本实施例中, 获取第一数据图像中的梯度数据, 该梯度数据包括梯度幅值Grad和梯度方向 α ,

$$[0081] \quad \text{Grad}(x, y) = \sqrt{\text{GradX}(x, y)^2 + \text{GradY}(x, y)^2}$$

$$[0082] \quad \alpha = \arctan \left(- \frac{\text{GradX}(x, y)}{\text{GradY}(x, y)} \right)$$

[0083] 其中

$$[0084] \quad \text{GradX}(x, y) = \frac{I(x+1, y) - I(x, y) + I(x+1, y+1) - I(x, y+1)}{2}$$

$$[0085] \quad \text{GradY}(x, y) = \frac{I(x+1, y) - I(x, y) + I(x+1, y+1) - I(x, y+1)}{2}$$

[0086] x、y为像素坐标。

[0087] S4, 根据梯度数据生成包含有目标物增强后的第一增强图像;

[0088] 在本实施例中, 梯度幅值Grad较小的区域一般位于平滑或变化缓慢的区域, 位于直线边界处的梯度幅值较大, 因此通过设定阈值Thr可以检测出直线的区域, 当Grad大于Thr时, 此处的像素值设置为1, 其余为0, 从而获得第一增强图像。采用梯度直线检测穿刺针的方法原理简单, 相交于霍夫变换内存占用少, 干扰因素少; 计算复杂度低, 耗时有效的降低, 满足数字超声诊断系统的实时性要求。

[0089] S5, 将第一增强图像与第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像。

[0090] 在本实施例中, 将该第一增强图像与第二数据图像融合, 第二数据图像是指将声束发射角度与穿刺针呈正常角度时获得的回波数据处理得到的数据图像。将声束与穿刺针呈正常角度发射时, 获得的第二回波数据所转化的第二数据图像能够得到组织清晰的效果。将组织清晰的图像与经直线检测后得到的第一增强图像进行融合, 得到目标物增强后的超声图像, 在本实施例中的目标物为穿刺针。

[0091] 在一实施例中,将第一回波数据进行多次分割得到第一数据图像的步骤之后,包括:

[0092] S6,通过zhang-suen算法将第一数据图像进行细化,得到细化后的第一细化图像。

[0093] 在进行二次分割后得到具有明暗区域的第一数据图像,为了减少第一数据图像中的噪声及其他因素的干扰,对该第一数据图像进行细化,细化方法为zhang-suen算法。在OCR识别与匹配中,通过对字符进行细化以便获得第一数据图像的骨架,通过zhang-suen细化算法获得第一细化图像,作为图像的特征之一。

[0094] 在本实施例中,通过zhang-suen算法将第一数据图像进行细化,得到细化后的第一细化图像的步骤之后,包括:

[0095] S7,通过二维高斯滤波将第一细化图像平滑为第二细化图像。

[0096] 为了消除该第一细化图像中直线的锯齿,以及使后续的直线检测计算更加方便,将第一细化图像的数据进行高斯平滑下采样,对图像进行二维高斯滤波,同时抽取奇数行、奇数列,获得第二细化图像。

[0097] 在本实施例中,根据梯度数据生成包含有目标物增强后的第一增强图像,包括:

[0098] S41,通过梯度幅值检测出第一数据图像中的目标区域;

[0099] 本实施例中的梯度数据包括梯度幅值和梯度方向,梯度幅值较小的区域一般位于平滑或变化缓慢的区域,梯度幅值较大的区域一般为直线的边界处,通过梯度幅值检测出第一数据图像中的目标区域能够初步的确认与目标物接近的直线段的区域。

[0100] S42,通过梯度方向对目标区域内的像素密度进行区域增长;对于直线边缘在图像上像素点的梯度方向往往趋于一致,利用梯度方向的一致性可以过滤掉部分干扰直线段,直线中部的梯度幅值往往最大,可以通过梯度幅值及梯度方向来对筛选出来的直线段区域进行区域增长。

[0101] S43,将增长后的目标区域按照预设条件进行区域一致性筛选,将符合预设条件的目标区域设为第一增强图像。在获取了不同的直线段的矩形区域后,由于角度阈值的关系,矩形区域中各点的梯度方向并不可能一致,需要进行区域一致性判断,进一步确定是否是目标直线段。

[0102] 在本实施例中,通过梯度幅值检测出第一数据图像中的目标区域的步骤,包括:

[0103] S411,筛选出第一数据图像中梯度幅值大于预设第一阈值的像素点;

[0104] S412,根据筛选出的像素生成第一数据图像中的目标区域。

[0105] 判断第一数据图像中的梯度幅值是否大于预设第一阈值;若梯度幅值大于第一阈值时,则当前位置处的像素值设置为1;若梯度幅值小于第一阈值时,则当前位置处的像素值设置为0。在第一数据图像中得到的直线有许多干扰直线,为了排除部分干扰图像,通过在第一数据图像中获取梯度数据,该数据包括梯度幅值和梯度方向,对于第一数据图像而言,像素点的梯度幅值较小的区域一般位于平滑或变化缓慢的区域,像素点位于直线边界处的梯度幅值较大,本实施例通过将第一数据图像中的各个像素点的梯度幅值与预设第一阈值比较,通过设定第一阈值Thr可以筛选出直线的区域,当像素点梯度幅值Grad大于第一阈值Thr时,则将此处像素点的像素值设置1,当像素点梯度幅值Grad小于第一阈值Thr时,将此处像素点的像素值设置为0。该第一阈值为多次试验获得的经验值,本实施例中的第一阈值设置为40。由此可以通过将第一数据图像通过第一阈值的筛选,去除一些干扰的图像。

[0106] 在本实施例中,通过梯度方向对目标区域内的像素密度进行区域增长的步骤,包括:

[0107] S421,通过伪排序法将梯度幅值大于预设第一阈值的像素点的梯度幅值进行排序;

[0108] S422,按照顺序依次将像素点设置为种子点;

[0109] S423,判断种子点的梯度方向与按预设规则指定区域的梯度方向之差的绝对值是否小于预设的第二阈值;

[0110] S424,若小于预设第二阈值,则将种子点的像素值设置为1,其中,按预设规则指定区域的梯度方向为种子点梯度方向正弦之和与余弦之和商的反正切值。

[0111] 通过伪排序法将梯度幅值大于预设第一阈值的像素点进行梯度幅值的排序,按照从大到小的顺序依次将该像素点设置为种子点,判断预设区域梯度方向与种子点的梯度方向之差的绝对值是否小于预设的第二阈值,预设区域梯度方向是指满足上述条件的当前及之前所有种子点的梯度方向正弦之和与余弦之和商的反正切值,若满足条件则更新种子点,种子点选取其相邻的位置,每次更新种子点位置,预设区域梯度方向同时更新,若种子点的梯度方向与预设区域梯度方向之差的绝对值小于预设第二阈值,则将周围像素的像素值设置为1。

[0112] 梯度的伪排序法是一种贪婪算法,第一数据图像中像素处理的顺序会对结果产生一定的影响。直线边缘的像素点往往具有高的梯度幅值Grad,因此直线线段的搜索通常从最高的梯度幅值Grad处的像素点开始。排序算法通常需要 $O(n \log n)$ 的时间复杂度,然而一个简单的像素梯度的伪排序法只要求 $O(n)$ 的线性时间复杂度。将像素梯度幅值Grad从0至图像中最大的幅值255均匀地分成1024个等级,第一数据图像中的像素点根据其梯度幅值Grad分成了1024个等级。先使用最大梯度幅值Grad等级中的像素作为种子像素,获取该种子点像素梯度方向与区域梯度方向之差的绝对值,区域梯度方向是指满足条件的当前及之前所有种子点梯度方向正弦之和与余弦之和商的反正切值,通过将该绝对值与预设第二阈值进行比较,进行判别,当该绝对值小于预设第二阈值时,则将该像素点的像素值设置为1,若该像素点的绝对值大于预设第二阈值,则将该像素点的像素值设为0,同时更新种子点及区域梯度方向,更新的种子点的位置为当前种子点的相邻位置,直到种子像素点周围没有绝对值小于预设第二阈值,然后再从第二大梯度值等级的像素中选取种子像素,以此类推直至选完所有的等级。在第一数据图像中直线边缘处梯度方向往往趋于一致,利用梯度方向可以确定直线区域。对于边缘处的梯度变化剧烈,中间处梯度幅值往往最大。对梯度幅值进行排序,选取最大梯度幅值最为种子点在周围进行搜索。采用伪排序方法,有效的减少排序的时间,能够去掉一部分干扰的图像,减少的后续的检测的计算量。

[0113] 每一次加入矩形区域,区域梯度方向 β 进行一次更新,初始区域梯度方向 β 为种子点梯度方向:

$$[0114] \quad \beta = \arctan\left(\frac{\sum_i \sin \alpha_i}{\sum_i \cos \alpha_i}\right)$$

[0115] 在本实施例中,将增长后的目标区域按照预设条件进行区域一致性筛选,将符合预设条件的目标区域设为第一增强图像的步骤,包括:

[0116] S431,判断矩形区域内像素的梯度方向异常比例是否大于第三阈值,其中矩形区

域指像素值为1的点构成的直线区域；

[0117] S432,若矩形区域内的像素梯度方向异常比例大于第三阈值,则将矩形区域内的像素值设置为0。

[0118] 在第一数据图像通过梯度幅值第二阈值判定后,获得了不同的矩形区域,由于矩形区域内各个像素点的角度阈值的关系,矩形区域中各像素点的梯度方向并不可能一致,因此需要对第一数据图像进行区域一致性判断,进一步确定直线区域的位置。

[0119] 在超声穿刺过程中,由于图像中穿刺针容易识别,其在矩形区域中梯度方向基本保持一致,矩形区域中梯度方向不同的值所占比例少。因此可以采用随机抽样一致法判断各矩形区域梯度方向的异常值数量,当异常值所占的比例超过第三阈值时舍弃此区域。该第三阈值指为一个预设经验值。

[0120] 对于区域一致性的区域,由于已知此区域的像素坐标,获取最大及最小值像素坐标 (x_1, y_1) , (x_2, y_2) 即直线的起点、端点,由于图像进行了二倍降采样,直线端点坐标需要乘以2,此时直线的角度 θ 为:

$$[0121] \quad \theta = \arctan \left(\frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2} \right)$$

[0122] 在本实施例中,在若矩形区域内像素的所述梯度方向异常比例大于第三阈值,则将矩形区域内的像素值设置为0的步骤之后,包括:

[0123] S4321,将第一增强图像中与第三数据不匹配的直线所对应的像素值设置为0,其中,第三数据包括所述穿刺针的直径、长度和初次刺入组织的角度。

[0124] 第三数据包括穿刺针的直径、穿刺针的长度和初次刺入组织时的角度,该第三数据为预先设定的值,通过该第三数据可以排除掉第二数据中不匹配的直线。

[0125] 在一实施例中,通过直径的比较来排除干扰,因检测出的理想针体直线应该是两条相互平行的直线,由于第一数据图像中的干扰较多,也会识别到与针体角度、长度相类似的直线,对于此类相似的直线,可以根据针体直径进行排除,首先根据角度、端点坐标计算出直线截距 b_j 。

$$[0126] \quad b_j = y_j - k_j * x_j$$

[0127] 根据截距,两两比较,计算出针体直径 R_1 与实际针体直径 R 的差值,当在阈值范围内时认为是针体处的直线。

$$[0128] \quad R_1 = \text{abs}(b_{j+1} - b_j) * \tan \theta$$

[0129] 在本实施中,将第一增强图像与第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像的步骤之前,包括:

[0130] S8,采集第一增强图像中直线的截距;

[0131] S9,将符合预设截距的直线段进行合并得到目标物的位置。

[0132] 使用随机抽样一致法直接对第一数据图像中的直线截距进行处理,由于针体处的直线截距数值相差不大,使用随机抽样一致算法可以排除异常的截距,剩余的截距直线即针体位置处的直线。

[0133] 在经过上述处理后,剩余的直线即为针体位置处的直线,在超声图像中由于结构区域的干扰,针体区域可能被分割成不同直线,同时由于噪声及其它因素的影响,直线有时检测不完全,可以通过截距的大小判别将该情况向断裂的直线段按需要补全以及合并。

[0134] 在本实施中,将第一增强图像与第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像的步骤,包括:

[0135] S51,将第一数据图像与第一增强图像求交集;

[0136] S52,将第一数据图像与第一增强图像的集合与第二数据图像融合获得目标物增强后的超声图像。

[0137] 获取超声回波数据,该超声回波数据包括第一回波数据和第二回波数据,将该超声回波数据进行DSC转化成超声图像,再将第一回波数据转化成的超声图像进行图像分割,分割出针体的图像,该针体图像为第一分割图像,将第一分割图像进行二值化后得到第一数据图像MASK1,将第一分割图像中的亮的区域像素值保持不变,暗的区域置为0,再对其进行梯度直线检测得到第一增强图像MASK,将第一增强图像MASK与第一数据图像MASK1求交集,得到最终的针体数据,再将该针体数据与第二回波数据通过加权方式融合,使得超声图像的穿刺针得到增强的效果,提升超声图像质量。

[0138] 在图像分割过程中,通过对针体超声图像进行二次分割得到具有明暗区域的第一次分割后的图像。穿刺针与声束垂直或近似垂直获得的针体图像表现为白色亮带。将图像进行第二次分割,分离出针体,有助于直线检测计算,降低直线的误检。第一次分割明暗区域,第二次分割穿刺针及其它区域,能够保证针体正常分割,具体做法如下:

[0139] a) 将超声图像的数据归一化 $[0,255]$;

$$[0140] \quad N1_{nor} = floor\left(\frac{N1' - \min(N1')}{\max(N1') - \min(N1')} * 255\right)$$

[0141] b) 获取超声图像灰度直方图 $hist_i$, i 代表灰度级;

[0142] c) 计算超声图像的零阶累积概率密度 w 及一阶累积概率密度 $m0$;

$$[0143] \quad w(i) = \sum_{i=0}^k \frac{hist_i}{\text{sum}(hist)}$$

$$[0144] \quad m0(i) = \sum_{i=0}^k \frac{i * hist_i}{\text{sum}(hist)}$$

[0145] d) 构造矩阵 S ,获取图像分割点 $s1$ 及 $s2$;

$$[0146] \quad S = w0' * p0^2 + w1' * p1^2 + (w0' * p0 + w1' * p1)^2 / (1 - w0' - w1')$$

[0147] 其中

$$[0148] \quad w1(i) = fliplr\left\{\sum_{i=0}^k fliplr\left(\frac{hist_i}{\text{sum}(hist)}\right)\right\}$$

$$[0149] \quad m1(i) = fliplr\left\{\sum_{i=0}^k fliplr\left(\frac{i * hist_i}{\text{sum}(hist)}\right) / \sum_{i=0}^k fliplr\left(\frac{hist_i}{\text{sum}(hist)}\right)\right\}$$

$$[0150] \quad m0(i) = \sum_{i=0}^k \frac{i * hist_i}{\text{sum}(hist)} / w(i)$$

[0151] $[w0', w1'] = \text{ndgrid}(w0, w1)$

[0152] $[m0', m1'] = \text{ndgrid}(m0, m1)$

[0153] $p0 = m0' - m0(k)$

[0154] $p1 = m1' - m0(k)$

[0155] 获取矩阵S最大值索引号(k1, k2), 根据直方图 hist_i 获取图像分割点s1及s2(i分别为k1、k2), 分割步骤分别重复两次, 第一次分割明暗区域, 对于暗的图像也就是小于 hist_{k2} 值为0, 其余像素值保持不变, 第二次分割针体及其它区域。与第一次获取分割点方法相同, 获取图像分割点, 小于 hist_{k2} 值为0, 其余像素值保持不变, 得到第一分割图像, 与第一次分割方法不同的地方在于在第二次分割中同时获取到了区分明显的第一数据图像, 具体做法小于 hist_{k2} 值为0, 其余像素值为1, 获取的区分明显的第一数据图像MASK1是用与针体校正, 可以使针体表现更加自然。

[0156] 获取第一分割图像中的梯度数据, 该梯度数据包括梯度幅值Grad和梯度方向 α ,

$$[0157] \quad \text{Grad}(x, y) = \sqrt{\text{GradX}(x, y)^2 + \text{GradY}(x, y)^2}$$

$$[0158] \quad \alpha = \arctan\left(-\frac{\text{GradX}(x, y)}{\text{GradY}(x, y)}\right)$$

[0159] 其中

$$[0160] \quad \text{GradX}(x, y) = \frac{I(x+1, y) - I(x, y) + I(x+1, y+1) - I(x, y+1)}{2}$$

$$[0161] \quad \text{GradY}(x, y) = \frac{I(x+1, y) - I(x, y) + I(x+1, y+1) - I(x, y+1)}{2}$$

[0162] x、y为像素坐标。

[0163] 将第一数据图像MASK1与第一增强图像MASK的数据求交集, 即为校正后的针位置, 最终得到针体数据NeedleData:

[0164] $\text{NeedleData} = \text{MASK} \cap \text{MASK1}$

[0165] 在获取针体后可通过与第一数据图像MASK1进行增强处理;

$$[0166] \quad \mathbf{N1''} = k1 * \text{NeedleData} * \mathbf{N1'} + k2 * \overline{\text{NeedleData}} * \mathbf{N1'}$$

[0167] 其中k1、k2为加权系数, $k1 > k2$ 。

[0168] 为了提升图像质量, 需要充分利用第二数据图像以及第一数据图像信息。可将第二数据图像与增强后的图像通过加权方式进行处理:

$$[0169] \quad \text{Out} = k3 * \mathbf{N1''} + k4 * \mathbf{N0}$$

[0170] 其中k3、k4为加权系数, K3、K4之和为1, K3越大, 针体增强效果越强。 $\mathbf{N0}$ 为正常角度声束的回波数据, $\mathbf{N1}$ 为声束与针体垂直获得的回波数据, $\mathbf{N1'}$ 为第一数据图像, $\mathbf{N1''}$ 为第一增强图像。

[0171] 如图7所示, 提出本发明一优选实施例的一种超声成像系统, 包括:

[0172] 发射接收控制模块1, 用于获取超声回波数据。

[0173] 图像分割模块2, 用于将超声回波数据进行若干次指定方式的处理得到第一数据图像和第二数据图像;

- [0174] 数据检测模块3,用于获取第一数据图像中梯度数据;
- [0175] 梯度判定模块4,用于根据梯度数据生成包含有目标物增强后的第一增强图像;
- [0176] 图像处理模块5,用于将第一增强图像与第二数据图像融合得到目标物增强后的超声图像。
- [0177] 在一实施例中,还包括:
- [0178] 第一细化模块,用于通过zhang-suen算法将第一数据图像进行细化,得到细化后的第一细化图像。
- [0179] 第二细化模块,用于通过二维高斯滤波将第一细化图像平滑为第二细化图像。
- [0180] 在本实施例中,梯度判定模块4包括:
- [0181] 直线检测单元,用于通过梯度幅值检测出第一数据图像中的目标区域;
- [0182] 区域增长单元,用于通过梯度方向对目标区域进行区域增长;
- [0183] 区域判别单元,用于将增长后的区域进行区域一致性筛选得到第一增强图像。
- [0184] 在本实施例中,直线检测单元包括:
- [0185] 第一梯度子单元,用于筛选出第一数据图像中梯度幅值大于预设第一阈值的像素点;
- [0186] 第一图像子单元,用于根据筛选出的像素生成第一数据图像中的目标区域。
- [0187] 在本实施例中,区域增长单元包括:
- [0188] 排序子单元,用于通过伪排序法将梯度幅值大于预设第一阈值的像素点的梯度幅值进行排序;
- [0189] 种子子单元,用于按照顺序依次将像素点设置为种子点;
- [0190] 第一判断子单元,用于判断种子点的梯度方向与预设区域的梯度方向之差的绝对值是否小于预设的第二阈值;
- [0191] 第一执行子单元,用于若小于预设第二阈值,则将种子点的像素值设置为1,其中,预设区域的梯度方向为种子点梯度方向正弦之和与余弦之和商的反正切值。
- [0192] 在本实施例中,区域判别单元11包括:
- [0193] 第二判断子单元,用于判断矩形区域内像素的梯度方向异常比例是否大于第三阈值,矩形区域指像素值为1的点构成的直线区域;
- [0194] 第二执行子单元,若矩形区域内的像素梯度方向异常比例大于第三阈值,则将矩形区域内的像素值设置为0。
- [0195] 在本实施例中,区域判别单元还包括:
- [0196] 匹配子模块,用于将第一增强图像中与第三数据不匹配的直线所对应的像素值设置为0。其中,第三数据包括穿刺针的直径、长度和初次刺入组织的角度。
- [0197] 在本实施例中,还包括:
- [0198] 截距采集模块,用于采集第一增强图像中直线段的截距;
- [0199] 第一合并模块,用于将符合预设截距的直线段进行合并得到目标物的位置。
- [0200] 在本实施例中,图像处理模块5包括:
- [0201] 校对单元,用于将第一数据图像与第一增强图像求交集;
- [0202] 第二合并模块,用于将第一数据图像与第一增强图像的集合与第二数据图像融合获得目标物增强后的超声图像。

[0203] 本实施例中,图像处理模块5包括:

[0204] 平滑单元,用于通过二维高斯滤波将对第一数据图像进行平滑处理。

[0205] 本发明一种超声成像的方法及系统,采用梯度数据进行超声增强中的直线检测步骤,能够减小直线检测的计算量,缩短超声图像增强的时间。

[0206] 以上所述仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

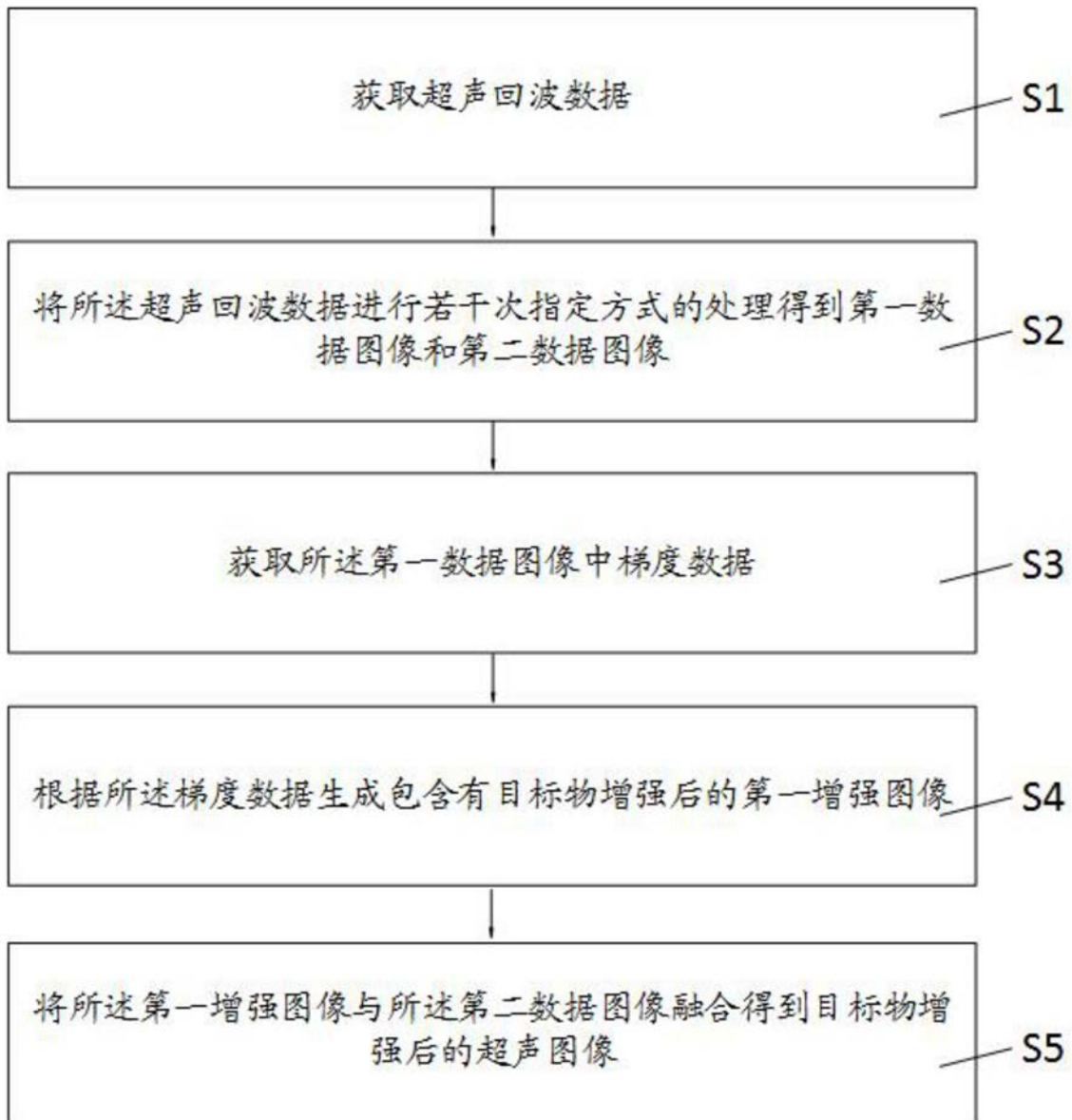


图1

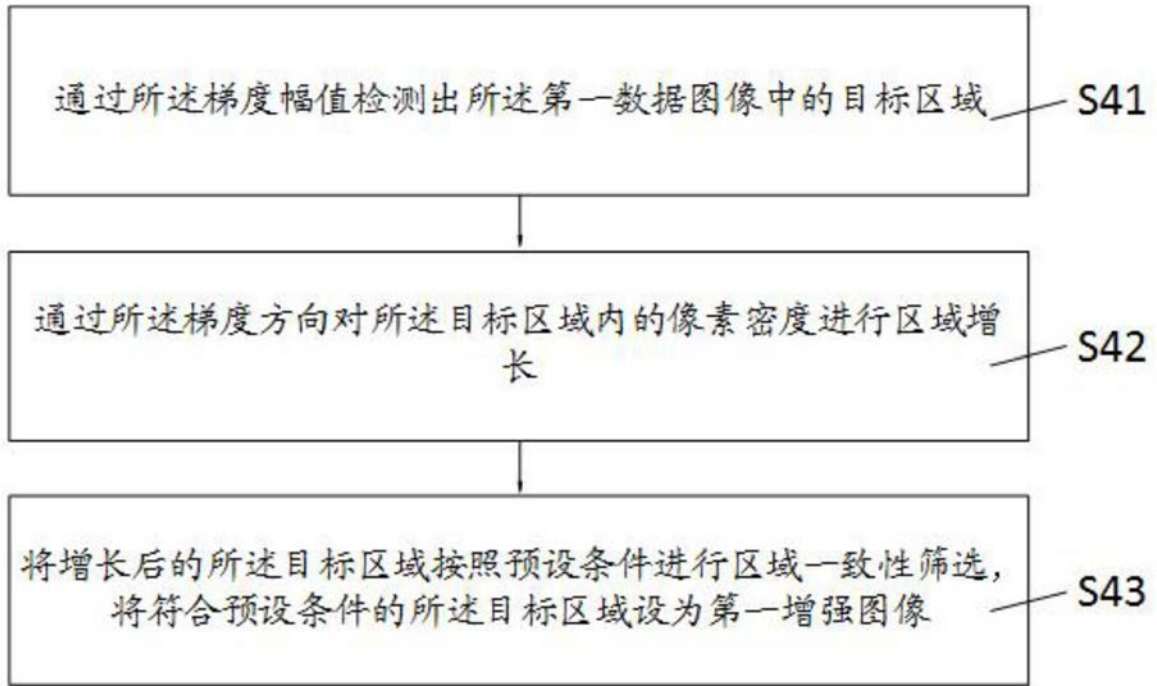


图2

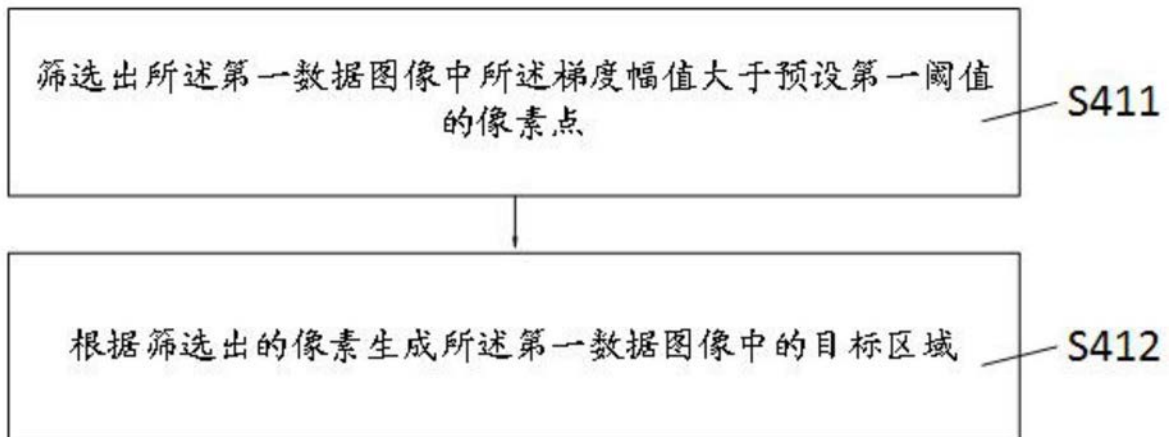


图3

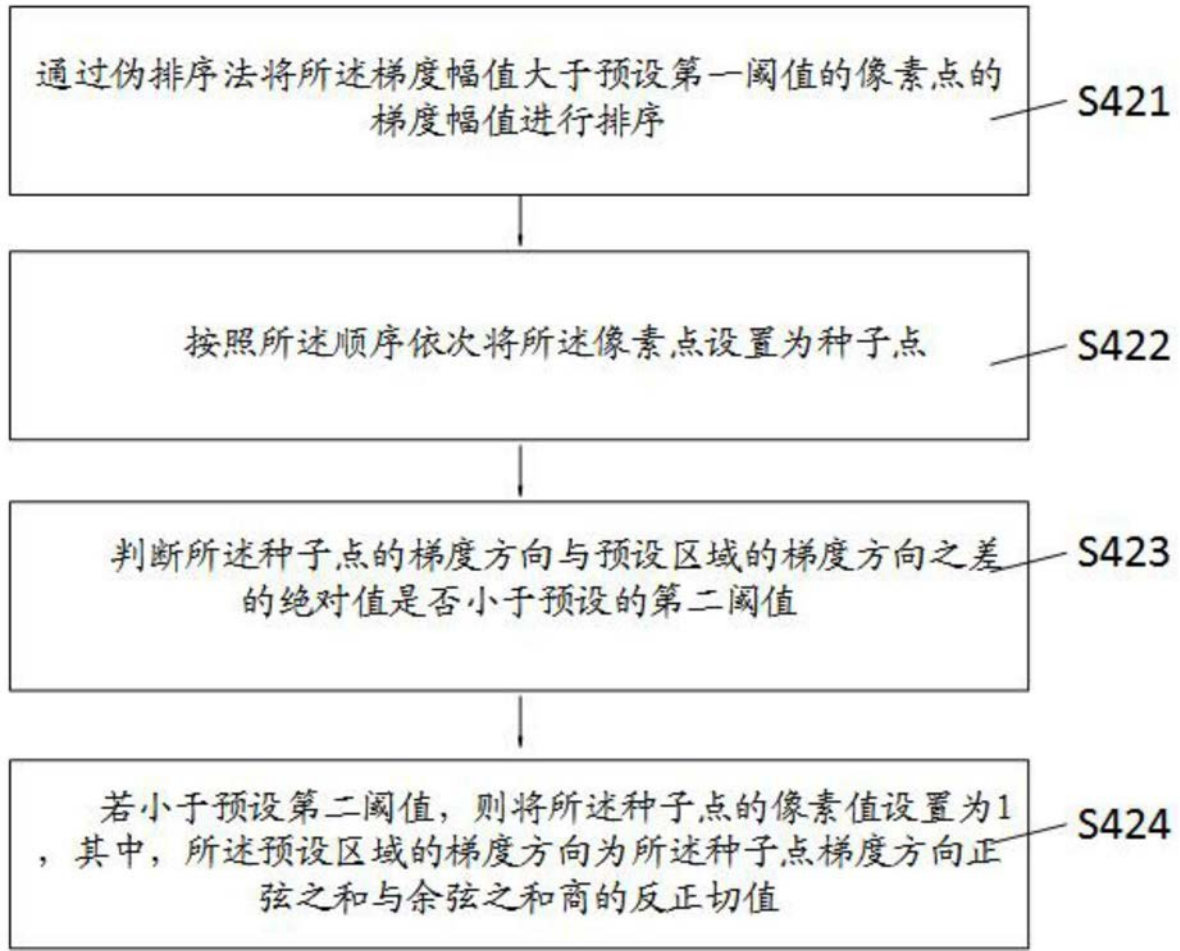


图4

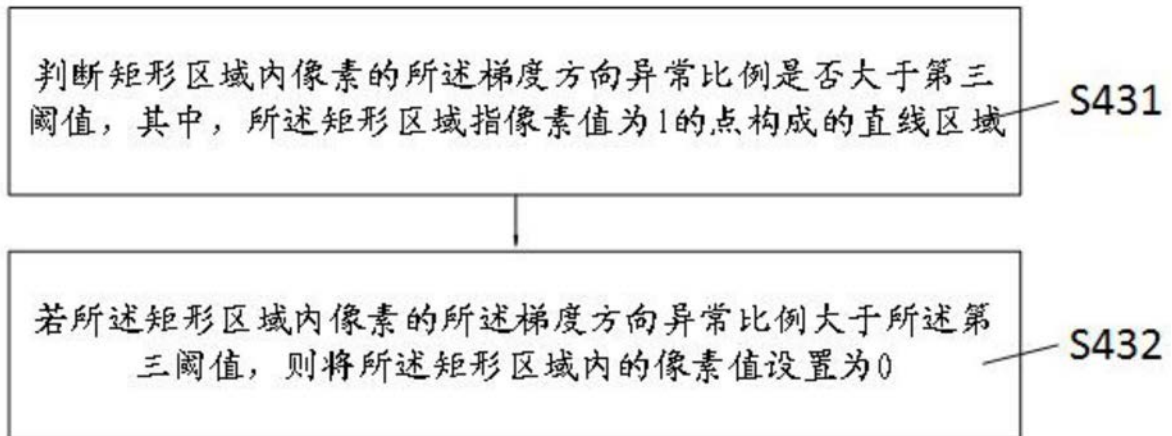


图5



图6

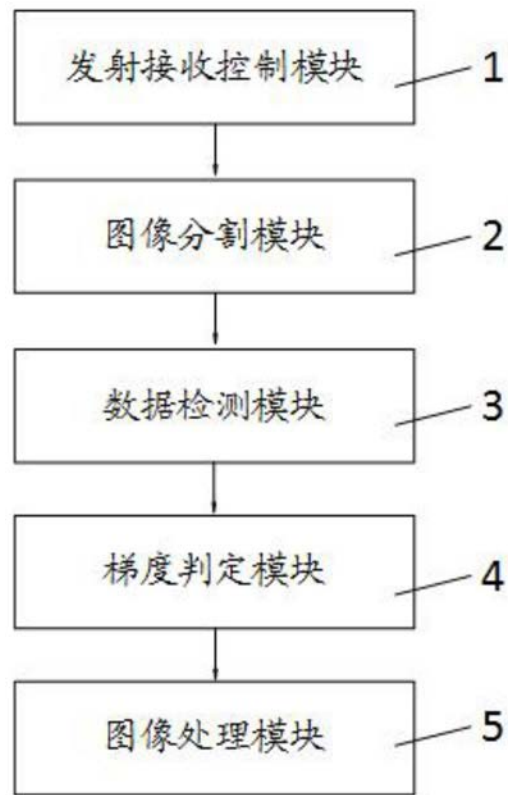


图7