



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104758004 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 08

(21) 申请号 201510188809. 6

(22) 申请日 2015. 04. 21

(71) 申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518051 广东省深圳市南山区玉泉路毅哲大厦 4、5、8、9、10 楼

(72) 发明人 蒙泉宗 冯乃章 朱建武

(51) Int. Cl.
A61B 8/00(2006. 01)

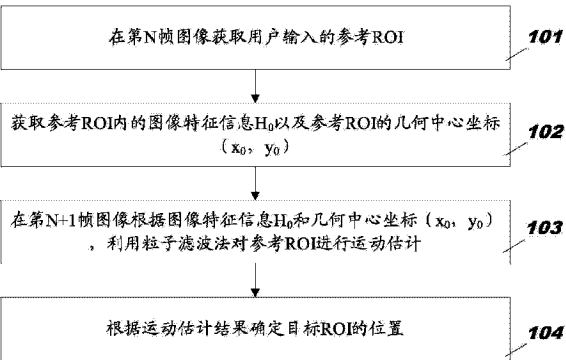
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

病灶追踪方法、装置和超声系统

(57) 摘要

本发明提供了一种病灶追踪方法、装置和超声系统,用于高效追踪病灶位置。本发明技术方案包括:参考 ROI 获取步骤:在第 N 帧图像获取用户输入的参考 ROI;参考 ROI 处理步骤:获取所述参考 ROI 内的图像特征信息 H_0 以及所述参考 ROI 的几何中心坐标 (x_0, y_0) ;运动估计步骤:在第 N+I 帧图像根据所述图像特征信息 H_0 和所述几何中心坐标 (x_0, y_0) , 利用粒子滤波法对所述参考 ROI 进行运动估计;以及目标 ROI 确定步骤:根据运动估计结果确定目标 ROI 的位置。通过实施本发明技术方案,能够提高 ROI 追踪 Nidus 的适用性,使得病灶追踪技术适用于更广泛的超声影像环境。



1. 一种病灶追踪方法,用于超声影像中感兴趣区域 ROI 追踪病灶 Nidus,其特征在于,包括:

参考 ROI 获取步骤:在第 N 帧图像获取用户输入的参考 ROI;

参考 ROI 处理步骤:获取所述参考 ROI 内的图像特征信息 H_0 以及所述参考 ROI 的几何中心坐标 (x_0, y_0) ;

运动估计步骤:在第 N+1 帧图像根据所述图像特征信息 H_0 和所述几何中心坐标 (x_0, y_0) , 利用粒子滤波法对所述参考 ROI 进行运动估计;以及

目标 ROI 确定步骤:根据运动估计结果确定目标 ROI 的位置。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,

图像特征信息的获取方式为:获取 ROI 内图像的 x 轴投影积分 P_x 和 y 轴投影积分 P_y 组成向量 (P_x, P_y) 作为图像特征信息。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,所述运动估计步骤具体包括:

在所述第 N+1 帧图像基于 (x_0, y_0) 随机扩散若干个粒子;

以所述若干个粒子为几何中心获取其各自对应的浮动 ROI;

获取各个浮动 ROI 内的图像特征信息 H_i ;

根据所述 H_0 和所述 H_i 计算参考 ROI 和各个浮动 ROI 的相似度,其中,与参考 ROI 相似度最高的浮动 ROI 为目标 ROI。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其特征在于,

所述运动估计步骤包括预设次数的粒子再扩散,其中,每次扩散的粒子数量相同,再扩散的原始位置由前一次扩散中权重粒子位置所确定。

5. 根据权利要求 4 所述的方法,其特征在于,粒子的权重值由其对应的浮动 ROI 与参考 ROI 之间的相似度确定。

6. 根据权利要求 4 所述的方法,其特征在于,

粒子扩散的方式为令 $x' = x \times \text{随机距离} \times \text{高斯随机数}$, $y' = y \times \text{随机距离} \times \text{高斯随机数}$ 。

7. 一种病灶追踪装置,用于超声影像中 ROI 追踪 Nidus,其特征在于,包括:

参考 ROI 获取单元,用于在第 N 帧图像获取用户输入的参考 ROI;

参考 ROI 处理单元,用于获取所述参考 ROI 内的图像特征信息 H_0 以及所述参考 ROI 的几何中心坐标 (x_0, y_0) ;

运动估计单元,用于在第 N+1 帧图像根据所述图像特征信息 H_0 和所述几何中心坐标 (x_0, y_0) , 利用粒子滤波法对所述参考 ROI 进行运动估计;以及

目标 ROI 确定单元,用于根据所述运动估计单元的估计结果确定目标 ROI 的位置。

8. 根据权利要求 7 所述的装置,其特征在于,所述运动估计单元还包括:

扩散子单元,用于在所述第 N+1 帧图像基于 (x_0, y_0) 随机扩散若干个粒子;

第一获取子单元,用于以所述若干个粒子为几何中心获取其各自对应的浮动 ROI;

第二获取子单元,用于获取各个浮动 ROI 内的图像特征信息 H_i ;

计算子单元,用于根据所述 H_0 和所述 H_i 计算参考 ROI 和各个浮动 ROI 的相似度,其中,与参考 ROI 相似度最高的浮动 ROI 为目标 ROI。

9. 根据权利要求 8 所述的装置,其特征在于,

所述扩散子单元按照预设次数进行粒子再扩散,其中,每次扩散的粒子数量相同,再扩散的原始位置由前一次扩散中权重粒子的位置所确定。

10. 一种超声诊断系统,用于针对 Nidus 计算造影时间强度曲线以及量化参数时,其超声影像中 ROI 自动追踪 Nidus,其特征在于,包括:

如权利要求 7、8 或 9 任一项所描述的病灶追踪装置。

病灶追踪方法、装置和超声系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断技术领域,具体涉及一种病灶追踪方法、装置和超声系统。

背景技术

[0002] 超声诊断技术,先对体内病灶 (Nidus) 进行超声成像,再对影像进行诊断分析。其中一种重要的诊断分析就是针对 Nidus 计算其造影时间强度曲线以及量化参数。在进行上述分析前,超声系统用户还需对超声影像中的 Nidus 划定一个尺寸适宜的取样框,即感兴趣区域 (Region of Interest, ROI)。遗憾的现实情况是,用户划定的 ROI 位置无可改变,而同时,Nidus 于超声图像中的位置却经常改变。诸如人体本身的呼吸运动、用户手持超声探头的抖动等原因导致上述 Nidus 位置的改变。Nidus 位置的改变势必使其偏离 ROI,从而将导致针对 Nidus 计算的造影时间强度曲线以及量化参数发生差错状况。

[0003] 为解决上述技术难题,需使用图像追踪技术使得 ROI 能够产生跟随 Nidus 的位置改变。目前,一种技术方案是:首先在超声影像当前帧划定 ROI 并计算其内的图像特征(如灰度值),该图像特征指示 Nidus 图像;然后在下一帧中利用特定位置扫描法或全扫描法计算多个不同位置的目标 ROI 内的图像特征,并与上一步骤所得的图像特征作比较;最后将最接近的图像特征所对应的目标 ROI 作为下一帧的 ROI。该技术方案能够产生 ROI 追踪 Nidus 的积极效果。

[0004] 但是,研究人员发现,上述技术方案具有一定的应用局限:该算法仅在应对分辨率较高且噪声较小的超声图像具有突出效果,一旦超声图像具有分辨率低或噪声较大任一特性时往往会出现追踪失效的问题,以致无法达到预期的效果。这一缺陷是由本技术方案算法自身所导致的。

发明内容

[0005] 有鉴于此,为了解决上述问题,本发明提供一种病灶追踪方法、装置和超声系统,用于高效追踪病灶位置。通过实施本发明技术方案,能够提高 ROI 追踪 Nidus 的适用性,使得病灶追踪技术适用于更广泛的超声影像环境。

[0006] 一种病灶追踪方法,用于超声影像中感兴趣区域 ROI 追踪病灶 Nidus,包括:

[0007] 参考 ROI 获取步骤:在第 N 帧图像获取用户输入的参考 ROI;

[0008] 参考 ROI 处理步骤:获取所述参考 ROI 内的图像特征信息 H_0 以及所述参考 ROI 的几何中心坐标 (x_0, y_0) ;

[0009] 运动估计步骤:在第 N+1 帧图像根据所述图像特征信息 H_0 和所述几何中心坐标 (x_0, y_0) ,利用粒子滤波法对所述参考 ROI 进行运动估计;以及

[0010] 目标 ROI 确定步骤:根据运动估计结果确定目标 ROI 的位置。

[0011] 一种病灶追踪装置,用于超声影像中 ROI 追踪 Nidus,包括:

[0012] 参考 ROI 获取单元,用于在第 N 帧图像获取用户输入的参考 ROI;

[0013] 参考 ROI 处理单元,用于获取所述参考 ROI 内的图像特征信息 H_0 以及所述参考 ROI

的几何中心坐标 (x_0, y_0) ;

[0014] 运动估计单元,用于在第 $N+1$ 帧图像根据所述图像特征信息 H_0 和所述几何中心坐标 (x_0, y_0) ,利用粒子滤波法对所述参考 ROI 进行运动估计 ;以及

[0015] 目标 ROI 确定单元,用于根据所述运动估计单元的估计结果确定目标 ROI 的位置。

[0016] 一种超声诊断系统,用于针对 Nidus 计算造影时间强度曲线以及量化参数时,其超声影像中 ROI 自动追踪 Nidus,包括 :

[0017] 如上所描述的病灶追踪装置。

[0018] 本发明的有益效果是,在运动估计步骤中根据基于参考 ROI 获取的图像特征信息 H_0 和几何中心坐标 (x_0, y_0) ,利用粒子滤波法对参考 ROI 进行运动估计。根据研究人员测试结果,粒子滤波法能够应对超声图像分辨率低或噪声较大的特性,表现出良好的适用性,使得病灶追踪技术适用于更广泛的超声影像环境。

附图说明

[0019] 图 1 为本发明第一实施例的病灶追踪方法流程图 ;

[0020] 图 2 为本发明第二实施例的粒子滤波法流程图 ;

[0021] 图 3 为本发明第二实施例粒子滤波法中粒子再扩散流程图 ;

[0022] 图 4 为本发明包含粒子再扩散步骤的粒子滤波法流程图 ;

[0023] 图 5 为本发明第三实施例的病灶追踪装置结构示意图 ;

[0024] 图 6 为本发明第四实施例的运动估计单元 503 结构示意图 ;

[0025] 图 7 为本发明第五实施例的超声诊断系统结构示意图。

具体实施方式

[0026] 下面将结合本发明中的说明书附图,对发明中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0027] 本发明实施例提供一种病灶追踪方法,用于高效追踪病灶位置。通过实施本发明技术方案,能够提高 ROI 追踪 Nidus 的适用性,使得病灶追踪技术适用于更广泛的超声影像环境。本发明实施例还提供与该方法相关的装置和超声系统,下面将分别对其进行详细说明。

[0028] 本发明第一实施例将对一种病灶追踪方法进行详细说明,本实施例所述的病灶追踪方法具体流程请参见图 1,包括步骤 :

[0029] 101、在第 N 帧图像获取用户输入的参考 ROI。

[0030] 读取超声影像。超声影像是利用超声诊断系统对 Nidus 进行超声成像所获取的影像。在本实施例方法中,是对超声影像的处理方法,因此不限定超声影像的获取方式。

[0031] 用户利用超声系统的显示设备回放超声影像,在某一帧图像(假设为第 N 帧)中发现 Nidus 后冻结影像,然后使用 ROI 绘制工具划定参考 ROI,即可向超声系统输入参考 ROI。这里描述的仅是其中一种参考 ROI 输入方式。

[0032] 参考 ROI 必需为闭合图形,一般参考 ROI 在其范围内包含 Nidus 图像并在尺寸上

与 Nidus 图像相适应。优选地,参考 ROI 的绘制预先设定为矩形绘制。同时,参考 ROI 也可以以其它规则图形或任意图形的方式进行绘制,为便于图像处理,当参考 ROI 为非矩形时,可以将参考 ROI 规整为矩形,具体方式为获取其外接矩形作为参考 ROI。

[0033] 102、获取参考 ROI 内的图像特征信息 H_0 以及参考 ROI 的几何中心坐标 (x_0, y_0) 。

[0034] 其中,图像特征信息的获取方式为:获取 ROI 内图像的 x 轴投影积分 P_x 和 y 轴投影积分 P_y 组成向量 (P_x, P_y) 作为图像特征信息 H。公式表示如下:

[0035] $H = (P_x, P_y)$;

[0036]
$$P_x = \frac{\sum_y I(x, y)}{\sum_{x, y} I(x, y)}, P_y = \frac{\sum_x I(x, y)}{\sum_{x, y} I(x, y)}。$$

[0037] 103、在第 N+1 帧图像根据图像特征信息 H_0 和几何中心坐标 (x_0, y_0) ,利用粒子滤波法对参考 ROI 进行运动估计。

[0038] 粒子滤波 (PF, Particle Filter) 的思想基于蒙特卡洛方法 (Monte Carlo methods),它是利用粒子集来表示概率,可以用在任何形式的状态空间模型上。其核心思想是通过从后验概率中抽取的随机状态粒子来表达其分布,是一种顺序重要性采样法 (Sequential Importance Sampling)。

[0039] 简单来说,粒子滤波法是指通过寻找一组在状态空间传播的随机样本对概率密度函数进行近似,以样本均值代替积分运算,从而获得状态最小方差分布的过程。这里的样本即指粒子,在本发明方法中,粒子是基于参考 ROI 的几何中心坐标 (X_0, y_0) 进行扩散的。后续实施例将对粒子滤波的具体过程进行详细描述,这里不再赘述。

[0040] 尽管算法中的概率分布只是真实分布的一种近似,但由于非参数化的特点,它摆脱了解决非线性滤波问题时随机量必须满足高斯分布的制约,能表达比高斯模型更广泛的分布,也对变量参数的非线性特性有更强的建模能力。因此,粒子滤波能够比较精确地表达基于观测量和控制量的后验概率分布。

[0041] 104、根据运动估计结果确定目标 ROI 的位置。

[0042] 第 N+1 帧图像中,根据运动估计结果即可确定在本帧图像中目标 ROI 的位置。后续基于目标 ROI 进行对 Nidus 计算其造影时间强度曲线以及量化参数。

[0043] 无论是步骤 101 中的参考 ROI 还是本步骤中的目标 ROI,均是实际诊断分析时使用的 ROI。本发明实施例方法仅对相邻两帧 (第 N 帧和第 N+1 帧) 的超声图像进行描述,从第 N+2 帧开始无须再获取用户输入的参考 ROI,而是将第 N+1 帧的目标 ROI 作为第 N+2 帧的参考 ROI,从而确定第 N+2 帧中的目标 ROI。

[0044] 在本实施例中,在运动估计步骤中根据基于参考 ROI 获取的图像特征信息 H_0 和几何中心坐标 (X_0, y_0) ,利用粒子滤波法对参考 ROI 进行运动估计。根据研究人员测试结果,粒子滤波法能够应对超声图像分辨率低或噪声较大的特性,表现出良好的适用性,使得病灶追踪技术适用于更广泛的超声影像环境。

[0045] 本发明第二实施例将对本发明方法中具体结合粒子滤波法的方法过程进行详细说明,该方法具体流程请参见图 2,包括步骤:

[0046] 201、在第 N+1 帧图像基于 (x_0, y_0) 随机扩散若干个粒子。

[0047] 其中,粒子扩散的方式为令粒子在 x 方向和 y 方向上产生随机位移。具体扩散方式为:设扩散前粒子的坐标为 (x, y) ,扩散后的坐标为 (x', y') ,则令 $x' = X \times \text{随机距离} \times$

高斯随机数,令 $y' = y \times \text{随机距离} \times \text{高斯随机数}$ 。

[0048] 为便于说明,在本实施例中粒子计数为 M 个。而在具体的优选实施例中,粒子的数量可设置为 100 个。

[0049] 202、以所述若干个粒子为几何中心获取其各自对应的浮动 ROI。

[0050] 参考 ROI 和目标 ROI 均是实际诊断分析时使用的 ROI,但本步骤中的浮动 ROI 则不是,浮动 ROI 是为获取目标 ROI 而生成的,其数量众多,其中一个可能完全囊括产生偏移后的 Nidus 图像。 M 个粒子对应本步骤中 M 个浮动 ROI。

[0051] 203、获取各个浮动 ROI 内的图像特征信息 H_i 。

[0052] 上一实施例已经说明,图像特征信息的获取方式为:获取 ROI 内图像的 x 轴投影积分 P_x 和 y 轴投影积分 P_y 组成向量 (P_x, P_y) 作为图像特征信息 H 。

[0053] 其中,下标 i 表示浮动 ROI 的序号, i 取值大于等于 1 且小于等于 M 。

[0054] 204、根据 H_0 和 H_i 计算参考 ROI 和各个浮动 ROI 的相似度。

[0055] 相似度 S_i 表征浮动 ROI 内图像与参考 ROI 内图像的相似程度。其计算公式如下:

[0056] $S_i = 1 - \sum |H_0 - H_i|$ 。

[0057] 其中, $\sum |H_0 - H_i|$ 表示向量中对应下标元素的差值的绝对值累加之和。

[0058] 本步骤获取对应 M 个相似度 S_i 。其中,与参考 ROI 相似度最高的浮动 ROI 为目标 ROI。

[0059] 优选地,本实施例所述的粒子滤波进行预设次数的粒子再扩散。粒子再扩散至少需要先获得首次扩散后粒子对应的浮动 ROI 与参考 ROI 之间的相似度 S_i 。

[0060] 所谓粒子再扩散,即依据前次扩散结果选择新的扩散原点进行粒子的下一次扩散。再扩散次数执行得越多,则扩散的粒子越集中,该集中位置可视为目标 ROI 的几何中心。实测中粒子再扩散的执行次数为 2 次。

[0061] 其中,每次扩散的粒子数量相同,再扩散的原始位置由前一次扩散中权重粒子的位置所确定,以下,将对某一次粒子再扩散过程进行详细说明,其流程请参见图 3,包括步骤:

[0062] 301、令粒子的权重值等于其对应的相似度。

[0063] 粒子的权重值由其对应的浮动 ROI 与参考 ROI 之间的相似度确定,在本发明方法中,即令权重值 $W_i = S_i$ 。

[0064] 302、根据数值大小对权重值进行降序排列。

[0065] 303、获取排序靠前的若干个权重值所对应的粒子的坐标。

[0066] 对应于前次扩散中浮动 ROI 的数量,总权重值个数为 M ,设所获取的权重值个数为 K ,具体权重值为 W_k ,则该 K 个权重值之和为 1,即 $1 = \sum_k W_k$ 。

[0067] 304、在粒子的坐标上生成粒子总数乘以其对应权重值数量的新粒子。

[0068] 在 K 个所选权重值对应的 K 个粒子坐标上生成新粒子,某一个粒子坐标上新粒子的数量等于粒子总数乘以其对应的权重值,即 $M \times W_k$ 。

[0069] 305、对新粒子进行随机扩散。

[0070] 扩散后重复执行步骤 202 及后续步骤。

[0071] 粒子滤波开始后进行首次粒子扩散,其过程参见第二实施例步骤 201 ~ 204 及图 2,粒子再扩散是基于首次粒子扩散进行的,每次再扩散前需判断再扩散次数是否已经达到

预设次数,其过程参见第二实施例优选例步骤 301 ~ 305 及图 3,完整的粒子滤波流程图请参见图 4。

[0072] 本发明第三实施例将对一种病灶追踪装置进行详细说明。本实施例所述的病灶追踪装置具体结构请参见图 5,包括:

[0073] 参考 ROI 获取单元 501、参考 ROI 处理单元 502、运动估计单元 503 和目标 ROI 确定单元 504。其中,参考 ROI 获取单元 501、参考 ROI 处理单元 502、运动估计单元 503 和目标 ROI 确定单元 504 依次通信连接。

[0074] 参考 ROI 获取单元 501,用于在第 N 帧图像获取用户输入的参考 ROI。

[0075] 参考 ROI 必需为闭合图形,一般参考 ROI 在其范围内包含 Nidus 图像并在尺寸上与 Nidus 图像相适应。优选地,参考 ROI 的绘制预先设定为矩形绘制。同时,参考 ROI 也可以其它规则图形或任意图形的方式进行绘制,为便于图像处理,当参考 ROI 为非矩形时,可以将参考 ROI 规整为矩形,具体方式为获取其外接矩形作为参考 ROI。

[0076] 参考 ROI 处理单元 502,用于获取所述参考 ROI 内的图像特征信息 H_0 以及所述参考 ROI 的几何中心坐标 (x_0, y_0) 。

[0077] 其中,图像特征信息的获取方式为:获取 ROI 内图像的 x 轴投影积分 P_x 和 y 轴投影积分 P_y 组成向量 (P_x, P_y) 作为图像特征信息 H。公式表示如下:

[0078] $H = (P_x, P_y)$;

[0079] $P_x = \frac{\sum_y I(x, y)}{\sum_{x, y} I(x, y)}, P_y = \frac{\sum_x I(x, y)}{\sum_{x, y} I(x, y)}。$

[0080] 运动估计单元 503,用于在第 N+1 帧图像根据所述图像特征信息 H_0 和所述几何中心坐标 (x_0, y_0) ,利用粒子滤波法对所述参考 ROI 进行运动估计。

[0081] 在本发明方法中,粒子是基于参考 ROI 的几何中心坐标 (x_0, y_0) 进行扩散的。

[0082] 目标 ROI 确定单元 504,用于根据所述运动估计单元的估计结果确定目标 ROI 的位置。

[0083] 第 N+1 帧图像中,根据运动估计结果即可确定在本帧图像中目标 ROI 的位置。后续基于目标 ROI 进行对 Nidus 计算其造影时间强度曲线以及量化参数。

[0084] 无论是参考 ROI 还是目标 ROI,均是实际诊断分析时使用的 ROI。本发明实施例仅对相邻两帧(第 N 帧和第 N+1 帧)的超声图像进行描述,从第 N+2 帧开始无须再获取用户输入的参考 ROI,而是将第 N+1 帧的目标 ROI 作为第 N+2 帧的参考 ROI,从而确定第 N+2 帧中的目标 ROI。

[0085] 在本实施例中,在运动估计步骤中根据基于参考 ROI 获取的图像特征信息 H_0 和几何中心坐标 (x_0, y_0) ,利用粒子滤波法对参考 ROI 进行运动估计。根据研究人员测试结果,粒子滤波法能够应对超声图像分辨率低或噪声较大的特性,表现出良好的适用性,使得病灶追踪技术适用于更广泛的超声影像环境。

[0086] 本发明第四实施例将对第三实施例中的运动估计单元 503 补充说明。本实施例所述的运动估计单元 503 具体结构请参见图 6,包括:

[0087] 扩散子单元 5031、第一获取子单元 5032、第二获取子单元 5033 和计算子单元 5034。其中,扩散子单元 5031、第一获取子单元 5032、第二获取子单元 5033 和计算子单元 5034 依次通信连接。

[0088] 扩散子单元 5031,用于在所述第 N+1 帧图像基于 (x_0, y_0) 随机扩散若干个粒子。

[0089] 其中,粒子扩散的方式为令粒子在 x 方向和 y 方向上产生随机位移。具体扩散方式为:设扩散前粒子的坐标为 (x, y) ,扩散后的坐标为 (x', y') ,则令 $X' = X \times \text{随机距离} \times \text{高斯随机数}$,令 $y' = y \times \text{随机距离} \times \text{高斯随机数}$ 。

[0090] 为便于说明,在本实施例中粒子计数为 M 个。而在具体的优选实施例中,粒子的数量可设置为 100 个。

[0091] 第一获取子单元 5032,用于以所述若干个粒子为几何中心获取其各自对应的浮动 ROI。

[0092] 参考 ROI 和目标 ROI 均是实际诊断分析时使用的 ROI,但浮动 ROI 则不是,浮动 ROI 是为获取目标 ROI 而生成的,其数量众多,其中一个可能完全囊括产生偏移后的 Nidus 图像。M 个粒子对应 M 个浮动 ROI。

[0093] 第二获取子单元 5033,用于获取各个浮动 ROI 内的图像特征信息 H_i 。

[0094] 上一实施例已经说明,图像特征信息的获取方式为:获取 ROI 内图像的 x 轴投影积分 P_x 和 y 轴投影积分 P_y 组成向量 (P_x, P_y) 作为图像特征信息 H。

[0095] 其中,下标 i 表示浮动 ROI 的序号,i 取值大于等于 1 且小于等于 M。

[0096] 计算子单元 5034,用于根据所述 H_0 和所述 H_i 计算参考 ROI 和各个浮动 ROI 的相似度。

[0097] 相似度 S_i 表征浮动 ROI 内图像与参考 ROI 内图像的相似程度。其计算公式如下:

[0098] $S_i = 1 - \sum |H_0 - H_i|$ 。

[0099] 其中, $\sum |H_0 - H_i|$ 表示向量中对应下标元素的差值的绝对值累加之和。

[0100] 本步骤获取对应 M 个相似度 S_i 。其中,与参考 ROI 相似度最高的浮动 ROI 为目标 ROI。

[0101] 优选地,扩散子单元 5031 还用于按照预设次数进行粒子再扩散,其中,粒子再扩散至少需要先获得首次扩散后粒子对应的浮动 ROI 与参考 ROI 之间的相似度 S_i 。所谓粒子再扩散,即依据前次扩散结果选择新的扩散原点进行粒子的下一次扩散。再扩散次数执行得越多,则扩散的粒子越集中,该集中位置可视为目标 ROI 的几何中心。实测中粒子再扩散的执行次数为 2 次。其中,每次扩散的粒子数量相同,再扩散的原始位置由前一次扩散中权重粒子位置所确定。

[0102] 本发明第五实施例提供一种超声诊断系统,用于针对 Nidus 计算造影时间强度曲线以及量化参数时,其超声影像中 ROI 自动追踪 Nidus。

[0103] 请参见图 7,超声诊断系统 70 包括常规部件诸如:超声探头 701、超声主机 702、显示器 703 和操作台 704,还包括病灶追踪装置 705。其中,病灶追踪装置 705 可参见上述第三实施例所述的病灶追踪装置,这里不再赘述。

[0104] 优选地,病灶追踪装置 705 还可以参见上述第四实施例所述的病灶追踪装置。

[0105] 以上对本发明实施例所提供的一种病灶追踪方法、装置和超声系统进行了详细介绍,但以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的结构及其核心思想,不应理解为对本发明的限制。本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

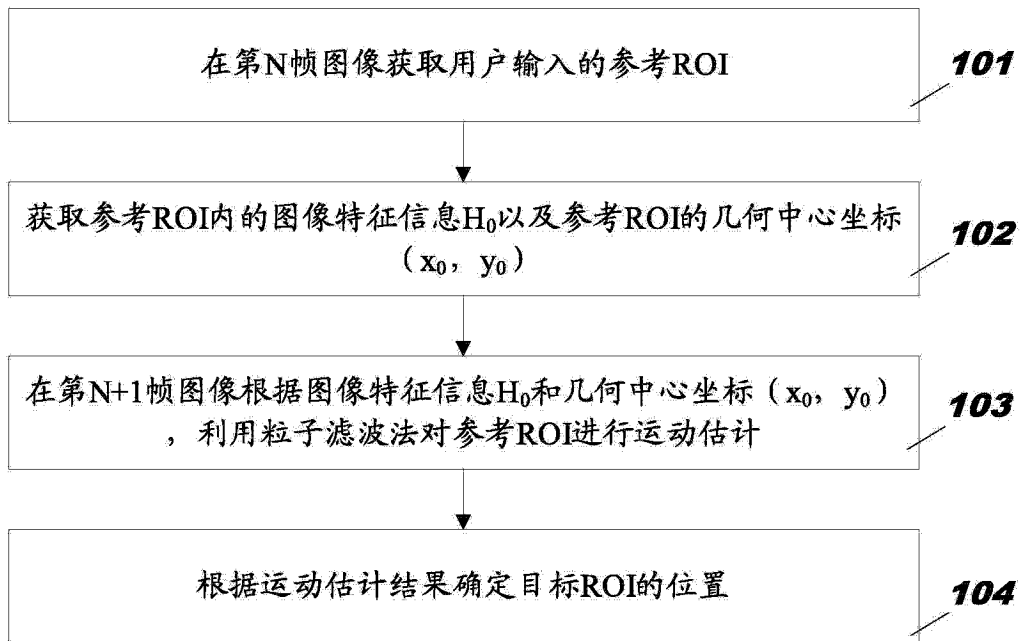


图 1

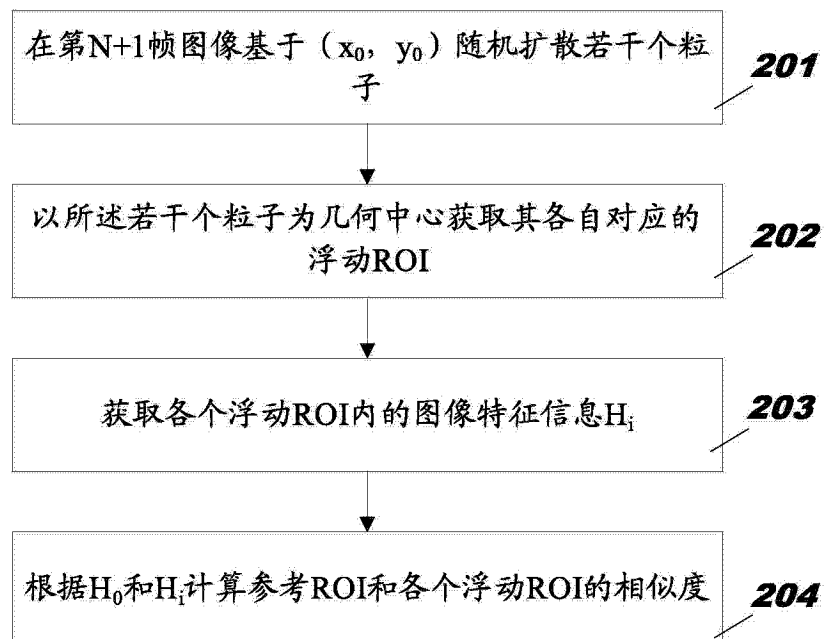


图 2

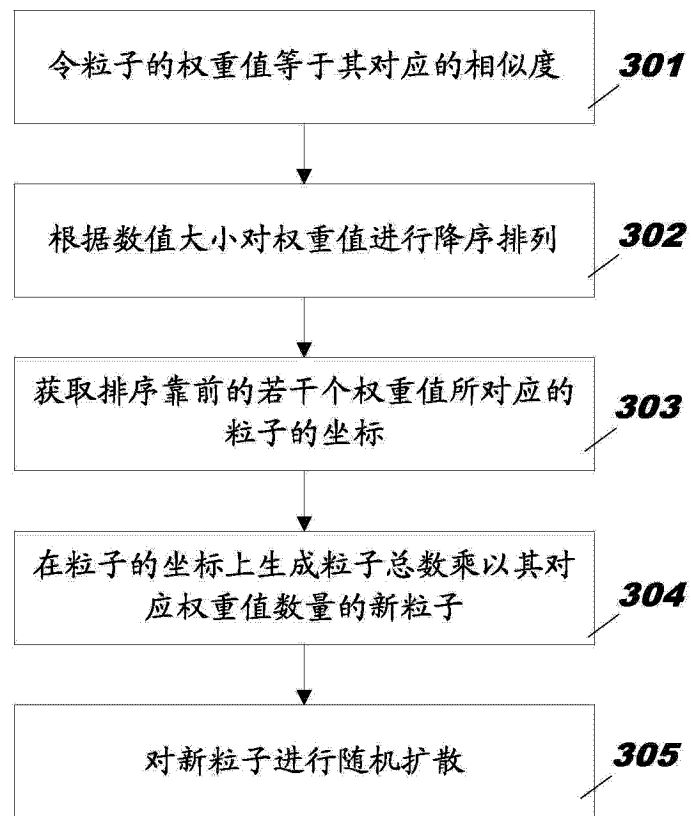


图 3

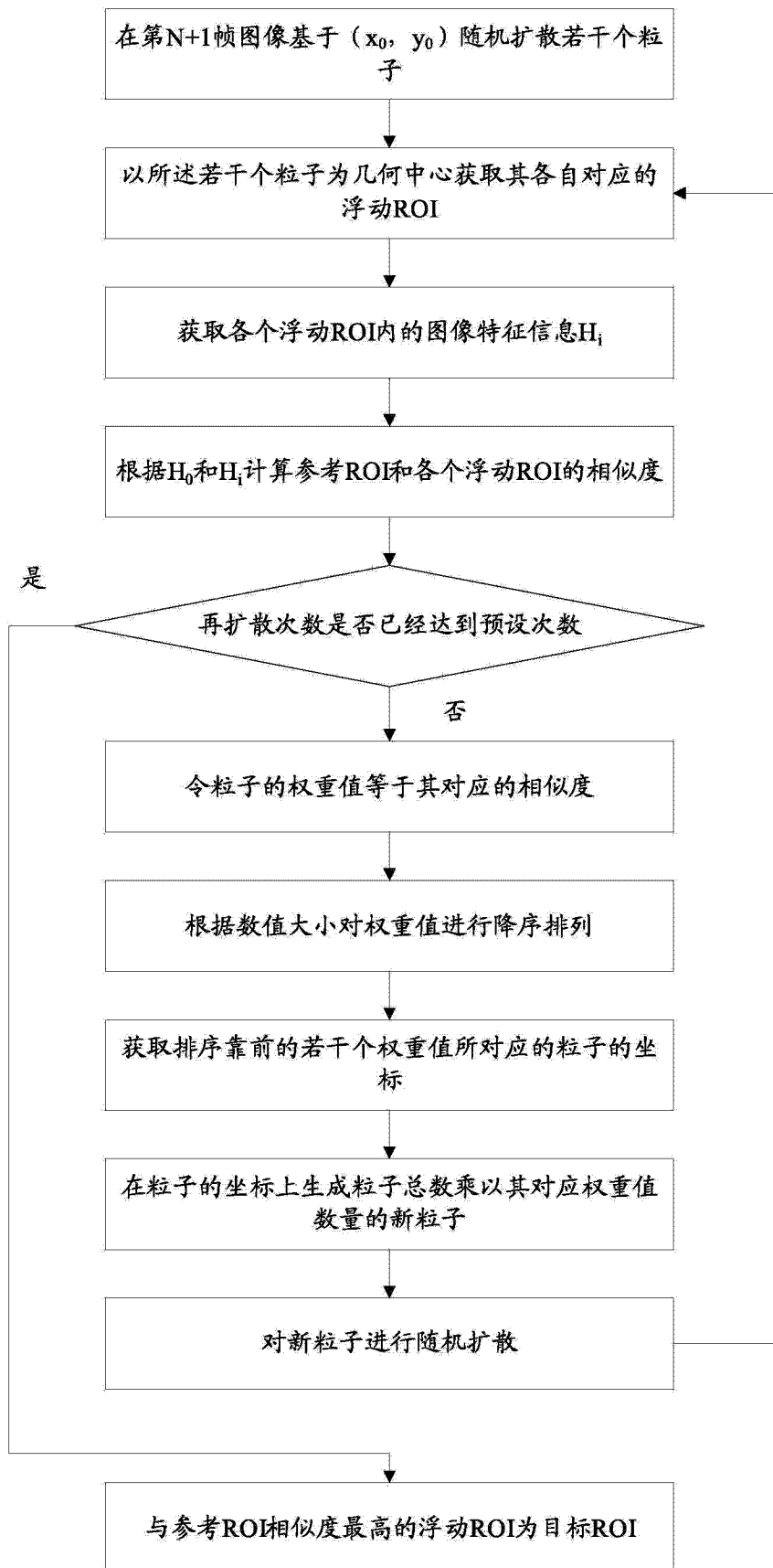


图 4

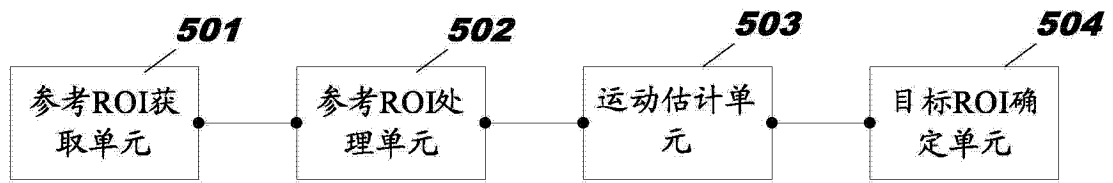


图 5

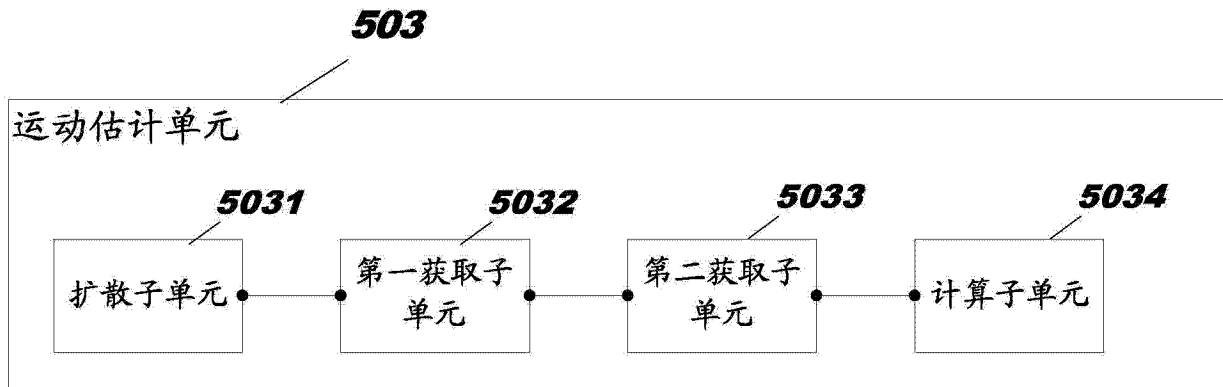


图 6

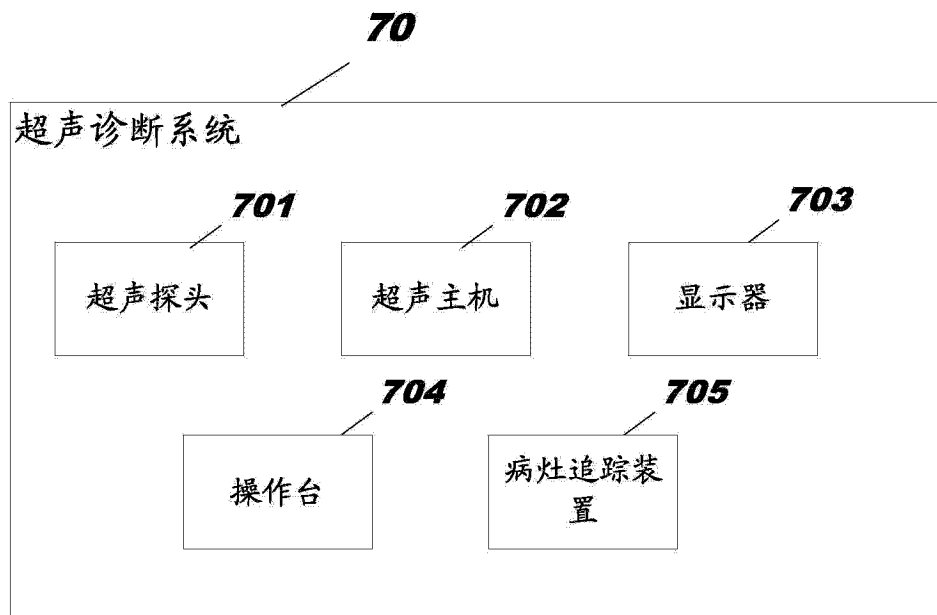


图 7

专利名称(译)	病灶追踪方法、装置和超声系统		
公开(公告)号	CN104758004A	公开(公告)日	2015-07-08
申请号	CN201510188809.6	申请日	2015-04-21
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	蒙泉宗 冯乃章 朱建武		
发明人	蒙泉宗 冯乃章 朱建武		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/48		
其他公开文献	CN104758004B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种病灶追踪方法、装置和超声系统，用于高效追踪病灶位置。本发明技术方案包括：参考ROI获取步骤：在第N帧图像获取用户输入的参考ROI；参考ROI处理步骤：获取所述参考ROI内的图像特征信息 H_0 以及所述参考ROI的几何中心坐标 (x_0, y_0) ；运动估计步骤：在第N+1帧图像根据所述图像特征信息 H_0 和所述几何中心坐标 (x_0, y_0) ，利用粒子滤波法对所述参考ROI进行运动估计；以及目标ROI确定步骤：根据运动估计结果确定目标ROI的位置。通过实施本发明技术方案，能够提高ROI追踪Nidus的适用性，使得病灶追踪技术适用于更广泛的超声影像环境。

