



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110772286 A

(43)申请公布日 2020.02.11

(21)申请号 201911069565.4

(22)申请日 2019.11.05

(71)申请人 王宁

地址 365001 福建省三明市三元区台江路
70号三明市台江医院

(72)发明人 王宁 张东海

(74)专利代理机构 泰安市诚岳专利代理事务所
(特殊普通合伙) 37267

代理人 姚艳梅

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

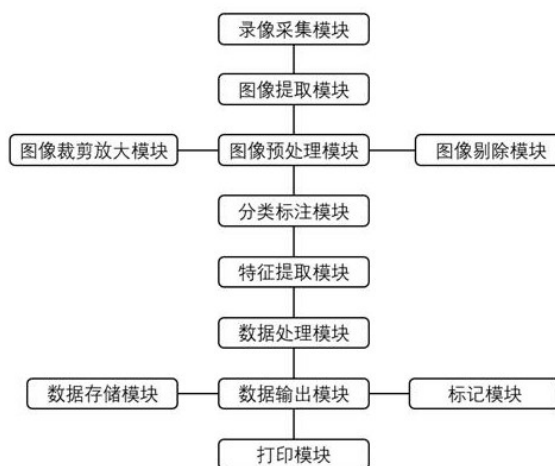
权利要求书1页 说明书9页 附图1页

(54)发明名称

一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,包括录像采集模块、图像提取模块、图像预处理模块、分类标注模块、特征提取模块、数据处理模块、数据输出模块,本发明首先采用基于边缘增强与色彩平衡相结合的方式对造影图像进行去噪增强处理,从而在保留造影图像色彩的同时增强图像的有用信息,然后基于图像灰度直方图对造影图像进行特征提取,以获取合理的量化参数,从而可以最大程度上抑制探头移动和病人呼吸运动导致的病灶运动带来的诊断误差,以科学、客观、清晰、有效地反映病灶特征,以提高超声造影技术对肝脏局灶性病变特征识别的准确率与效率,从而为超声造影技术更快更好的发展提供新的途径。



1. 一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,其特征在于,包括录像采集模块、图像提取模块、图像预处理模块、分类标注模块、特征提取模块、数据处理模块、数据输出模块,其中:

所述录像采集模块用于从超声造影设备中采集超声造影录像;

所述图像提取模块用于从超声造影录像中按时间顺序提取多帧超声造影图像;

所述图像预处理模块用于对所述超声造影图像数据进行预处理从而获得色彩增强后的造影数据并将其中的矩形感兴趣区域划分为若干个矩形感兴趣子区域;

所述分类标注模块用于对若干个所述矩形感兴趣子区域进行分类标注;

所述特征提取模块用于对所述分类标注模块得到的每个矩形感兴趣子区域进行纹理特征提取;

所述数据处理模块基于所述特征提取模块提取的纹理特征及其所对应的识别结果构建人工神经网络,并基于所述人工神经网络识别待处理的图像;

所述数据输出模块用于输出所述数据处理模块的处理结果。

2. 根据权利要求1所述的一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,其特征在于,所述特征提取模块对每个矩形感兴趣子区域进行纹理特征提取并对粒子的运动轨迹进行估计,得出权重对粒子的重新分布。

3. 根据权利要求1所述的一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,其特征在于,还包括用于剔除明显异常超声造影图像帧的图像剔除模块,该模块计算出感兴趣区域原始时间强度曲线的平均值,将平均值乘以一定加权系数作为该模块后续处理的阈值,然后将平均值与所有原始时间强度值分别求差,将得到的结果再与阈值做比较,小于阈值的数据对应的造影图像帧视为异常图像帧,异常帧数据用平均值代替。

4. 根据权利要求1所述的一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,其特征在于,所述超声造影图像数据包括静态图像数据和/或动态图像数据。

5. 根据权利要求4所述的一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,其特征在于,还包括采用平滑滤波及时间-序列流动平均技术对所述动态图像进行处理。

6. 根据权利要求1所述的一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,其特征在于,还包括图像裁剪放大模块,用于根据选取的超声造影图像中的感兴趣区域,对采集的超声造影图像进行裁剪和放大。

7. 根据权利要求1所述的一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,其特征在于,还包括数据存储模块,用于存储所述数据处理模块输出的处理结果。

8. 根据权利要求1所述的一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,其特征在于,还包括标记模块,用于对超声造影图像进行时间和/或文字标记。

9. 根据权利要求1所述的一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,其特征在于,还包括打印模块,用于将输出的超声造影图像处理结果打印形成超声造影报告。

一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声技术领域,尤其涉及一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统。

背景技术

[0002] 肝脏局灶性病变是临床常见肝脏病变之一,受疾病影响患者会持续出现肝功能衰退等表现,在其病情进展后还会对肝功能形成较严重损害。因大部分肝脏局灶性病变患者均缺乏较明显的病灶范围,进而难以发现典型的早期症状表现,使得就诊后较易发生误诊与漏诊等问题,从而危及其有效治疗时机,甚至造成病情进展而危害患者健康状态。因此,治疗肝癌最为有效的手段还是早期发现和早期治疗。虽然CT、MRI尤其是PET成像对于肝癌的早期诊断具有较好的效果,但是超声成像由于具有安全性高、速度快、成本低等优点已成为目前肝癌普查的首选方法。特别是超声造影成像这一革新性技术的出现,突破了传统B超图像只能描述结构信息的局限,能通过观察肝脏血流灌注情况对局灶性肝结节进行鉴别诊断,从而可实现对肝脏恶性肿瘤的早期探查。

[0003] 超声造影技术主要通过静脉注射微泡态造影剂,扫查对象界面回声声阻抗差,将肿瘤病灶从周围组织中凸显出来,在肝癌诊断中,可以作为肝癌筛查的常规手段,已成为肝脏疾病诊断研究的热点之一。但目前超声造影成像技术中特征的识别环节主要依靠肉眼,其准确性依赖不同图像分析人员的分析水平、耐心与经验。再加上人类的视觉系统处理信息存在不准确和不确定的缺陷,造成不同图像分析人员对造影图像特征的识别存在主观差异。此外,当识别次数较多时,图像分析人员难免出现视觉疲劳、反应迟钝等现象,错误率提高。同时由于不同的设备采集出的数据规格、分辨率、尺寸大小等难以做到整齐划一,且不同的医生使用设备探头获取造影运动序列图像时,由于手法不同、探头的抖动、人体运动及呼吸会造成组织形变,抖动剧烈,从而出现采集的序列图像晃动频繁、病灶区目标消失等问题。此外,在超声成像过程中,由于人体细胞血管组织的不均匀特性,叠加的散射回波会产生散斑噪声,会对造影图像的质量和分辨率产生严重影响,从而不利于后续提取和分析病灶区中目标的特征。因此,为提高超声造影技术对肝脏局灶性病变特征识别的准确率与效率,需开发出一种结论客观、状态稳定、且图像全面清晰的肝脏局灶性病变自动图像识别系统,从而为超声造影技术更快更好的发展提供一种新途径。

发明内容

[0004] 本发明的目的是针对现有技术存在的问题,提供一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统。

[0005] 为实现上述目的,本发明采用的技术方案是:

[0006] 一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,包括录像采集模块、图像提取模块、图像预处理模块、分类标注模块、特征提取模块、数据数据模块、数据输出模块,其中:

[0007] 所述录像采集模块用于从超声造影设备中采集超声造影录像;

[0008] 所述图像提取模块用于从超声造影录像中按时间顺序提取多帧超声造影图像；

[0009] 所述图像预处理模块用于对所述超声造影图像数据进行预处理从而获得色彩增强后的造影数据并将其中的矩形感兴趣区域划分为若干个矩形感兴趣子区域；

[0010] 所述分类标注模块用于对若干个所述矩形感兴趣子区域进行分类标注；

[0011] 所述特征提取模块用于对所述分类标注模块得到的每个矩形感兴趣子区域进行纹理特征提取；

[0012] 所述数据处理模块基于所述特征提取模块提取的纹理特征及其所对应的识别结果构建人工神经网络,并基于所述人工神经网络识别待处理的图像；

[0013] 所述数据输出模块用于输出所述数据处理模块的处理结果。

[0014] 其中,所述图像预处理模块对超声造影图像预处理,其具体过程方法如下:

[0015] 步骤a) 首先利用公式 $S'_i(x, y) = \frac{S_i(x, y)}{\sum_{j=1}^K S_j(x, y)}$ 计算色度,其中K是光谱通道的数量,RGB颜色空间中K=3;

[0016] 步骤b) 对上述公式进行颜色空间映射,得到公式 $C_i(x, y) =$

$$f \left[S'_i(x, y) \right] = f \left[\frac{S_i(x, y)}{\sum_{j=1}^K S_j(x, y)} \right] = \beta \log \left[\alpha S'_i(x, y) \right] = \beta \left\{ \log \left[\alpha S'_i(x, y) \right] - \log \sum_{j=1}^K S_j(x, y) \right\};$$

[0017] 其中, $S_i(x, y)$ 表示第i个通道的图像, C_i 表示第i个通道的颜色恢复因子,用于调节3个通道颜色的比例, $f(*)$ 表示颜色空间的映射函数, β 、 α 分别表示增益常熟和受控制的非线性强度;

[0018] 步骤c) 将增强后的图像乘以颜色恢复因子得到恢复原图的色彩颜色 $R_{MSRCR}(x, y) = C(x, y) R_{MSR}(x, y)$, 从而把图像中存在的相对较暗区域显示出来,以弥补图像失真的缺陷;

[0019] 步骤d) 将上式中RGB值范围转换至显示域为[0, 255], 其中每个颜色通道由三个颜色带的绝对最小值和最大值进行调整,其计算公式如下:

$$R_{MSRCR}(x, y) = 255 \frac{R_{MSRCR}(x, y) - \min_i \left(\min_{(x, y)} R_{MSRCR}(x, y) \right)}{\max_i \left(\max_{(x, y)} R_{MSRCR}(x, y) - \min_i \left(\min_{(x, y)} R_{MSRCR}(x, y) \right) \right)}$$

[0021] 步骤e) 对上述步骤获得的极端颜色值进行裁剪修正以获得良好的对比度,从而输出增强后的图像,其计算公式如下:

$$R_{MSRCR}(x, y) = g(R_{MSRCR}(x, y) - b)$$

[0023] 其中, g 表示增益系数, b 表示偏差。

[0024] 进一步的,在对超声造影图像预处理前,还需对超声造影录像进行降噪处理,从而为后续图像特征提取提供有效信息。该算法是从图像的梯度上控制扩散增量,控制法线和切线上的扩散,使整个图像保留边缘信息。其计算公式具体如下:

$$[0025] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = \operatorname{div}(D \cdot \nabla u) = f_1 u_{nn} + f_1 u_{tt}$$

$$[0026] \quad \begin{cases} \frac{\partial u}{\partial t} = \alpha(x, y, t)(\operatorname{div}(D \cdot \nabla u)) - \beta(x, y, t)f_3(x, y, t)th(lv_{nn})|u_n| \\ v = H_t \cdot u \end{cases}$$

$$[0027] \quad f_1 = 1 / (1 + C_a |v_n|^2)$$

$$[0028] \quad f_2 = 1 / \sqrt{1 + C_a |v_n|^2 + C_b |v_n|^2}$$

$$[0029] \quad f_3 = 1 - 1 / (1 + R |v_n|^2)$$

$$[0030] \quad \alpha = \begin{cases} 1 + l_1(1 - \exp(l_2 t^2)), t \leq T_0 \\ 0, t > T_0 \end{cases}$$

$$[0031] \quad \beta = \begin{cases} 1 + l_1(1 - \exp(l_2 t^2)), t > T_0 \\ 0, t \leq T_0 \end{cases}$$

$$[0032] \quad T_0 = \frac{\sigma^2}{\alpha}$$

[0033] 上述计算公式中, f_1 表示扩散控制系数, f_2 表示边缘控制系数, f_3 表示边缘增强系数, C_a 表示控制各向异性扩散情况, C_b 表示维持图像原有的信息, σ 表示高斯滤波函数的参数。

[0034] 作为上述方案的进一步限定, 所述特征提取模块对每个矩形感兴趣子区域进行纹理特征提取前需采用全局光流法对粒子的运动轨迹进行估计, 得出权重对粒子的重新分布。

[0035] 其中, 采用全局光流法对粒子的运动轨迹进行估计, 得出权重对粒子的重新分布, 其具体算法如下:

[0036] S1、对所述图像预处理模块去噪增强后的图像从RGB空间转换到HSV空间, 将图像根据颜色信息进行图像分隔成若干个区域, 并对每个颜色C进行转换, 其中HSV中的空间H、S、V的转换公式分别如下:

$$[0037] \quad H_c = X_c(R_c)$$

$$[0038] \quad V = \max(R, G, B)$$

$$[0039] \quad S \leftarrow \begin{cases} \frac{V - \min(R, G, B)}{V}, & \text{当} V \neq 0 \text{时} \end{cases}$$

$$[0040] \quad \left\{ \begin{array}{l} H \leftarrow \begin{cases} \frac{60(G-B)}{[V-\min(R,G,B)]}, \text{当 } V=R \text{ 时} \\ 120 + \frac{60(B-R)}{[V-\min(R,G,B)]}, \text{当 } V=G \text{ 时} \\ 240 + \frac{60(R-G)}{[V-\min(R,G,B)]}, \text{当 } V=B \text{ 时} \end{cases} \\ H \leftarrow H + 360, \text{当 } H < 0 \text{ 时} \end{array} \right.$$

[0041] S2、计算光流权重,得到各粒子的权重值,再对其进行归一化。

[0042] 其中,所述特征提取模块对每个矩形感兴趣子区域进行纹理特征提取的方法,具体过程如下:

[0043] 步骤1):将候选样本原图像区域内的彩色图像转换为灰度图像,并通过公式 $X=0.297R+0.585G+0.118B$ 获取源图像区域的灰度值,其中X、R、G、B分别表示灰度值和红、绿、蓝分量值;

[0044] 步骤2)计算不同灰度级内灰度图像出现次数,提取灰度直方图;

[0045] 步骤3)通过公式 $u = \sum_{i=1}^L x_i f(x_i)$ 计算灰度直方图均值,并通过公式 $m_n(x) = \sum_{i=1}^L (x_i - u)^n f(x_i)$

获取直方图的n阶矩(n=1,2,3,4)得到4个特征向量,通过 m_1 、 m_2 、 m_3 、 m_4 4个特征向量表示图像区域的纹理特征;

[0046] 其中, $f(x)$ 表示不同灰度级内图像区域灰度出现的概率,x表示灰度值,u表示灰度值的均值, m_1 、 m_2 、 m_3 、 m_4 分别表示图像灰度值分散情况、方差、偏度和峰值,且 m_2 为灰度对比度的度量,主要用于描述直方图相对平滑程度和图像内纹理深浅状况; m_3 表示直方图偏斜度,即灰度值与均值的对称性,用于描述图像区域内纹理灰度起伏情况; m_4 表示直方图相对平坦度与分布聚集情况,可体现图像区域内纹理灰度的反差。

[0047] 作为上述方案的进一步限定,还包括用于剔除明显异常超声造影图像帧的图像剔除模块,该模块计算出感兴趣区域原始时间强度曲线的平均值,将平均值乘以一定加权系数作为该模块后续处理的阈值,然后将平均值与所有原始时间强度值分别求差,将得到的结果再与阈值做比较,小于阈值的数据对应的造影图像帧视为异常图像帧,异常帧数据用平均值代替。

[0048] 作为上述方案的进一步限定,所述超声造影图像数据包括静态图像数据和/或动态图像数据。

[0049] 作为上述方案的进一步限定,还包括采用平滑滤波及时间-序列流动平均技术对所述动态图像进行处理。

[0050] 作为上述方案的进一步限定,还包括图像裁剪放大模块,用于根据选取的超声造影图像中的感兴趣区域,对采集的超声造影图像进行裁剪和放大。

[0051] 作为上述方案的进一步限定,还包括数据存储模块,用于存储所述数据处理模块输出的处理结果。

[0052] 作为上述方案的进一步限定,还包括标记模块,用于对超声造影图像进行时间和/或文字标记。

[0053] 作为上述方案的进一步限定,还包括打印模块,用于将输出的超声造影图像处理结果打印形成超声造影报告。

[0054] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0055] (1) 本发明采用基于边缘增强与色彩平衡相结合的方式对造影图像进行去噪增强处理,从而在保留造影图像色彩的同时增强图像的有用信息,然后基于图像灰度直方图对造影图像进行特征提取,以获取合理的量化参数,从而可以最大程度上抑制探头移动和病人呼吸运动导致的病灶运动带来的诊断误差,以科学、客观、清晰、有效地反映病灶特征,从而提高超声造影技术对肝脏局灶性病变特征识别的准确率与效率,以为超声造影技术更快更好的发展提供新的途径。

[0056] (2) 本发明通过采用全局光流法对粒子的运动轨迹进行估计,得出权重对粒子的重新分布,从而使超声造影图像的采样准确率大大提高,以进一步提高超声造影技术对肝脏局灶性病变特征识别的准确率。

[0057] (3) 本发明通过从超声造影录像中按时间顺序提取超声造影图像,实现了对超声造影录像文件的分析,能够严格按图像的时间先后顺序排列,满足了超声造影对时间序列的严格性要求;通过对图像中感兴趣区的剪裁与放大,保证在打印多幅图片时仍能清楚的观察感兴趣区的图像变化;对每幅图像进行时间和文字标示,满足了超声造影对时间的明确标示的严格要求,并协同图像预处理模块、特征提取模块及数据处理模块,从而使超声造影在肝脏局灶性病变识别中的认可度及普适性大大提高。

附图说明

[0058] 图1为本发明一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统结构示意图。

[0059] 图2为本发明实施例中计算粒子权重的算法流程图。

具体实施方式

[0060] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,下面将结合本发明中的附图,对本发明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条件下所获得的所有其它实施例,都属于本发明保护的范围。

[0061] 下面通过具体的实施例并结合附图对本发明做进一步的详细描述。

[0062] 实施例

[0063] 参照图1,一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统,包括录像采集模块、图像提取模块、图像预处理模块、分类标注模块、特征提取模块、数据数据模块、数据输出模块,其中:

[0064] 所述录像采集模块用于从超声造影设备中采集超声造影录像;

[0065] 所述图像提取模块用于从超声造影录像中按时间顺序提取多帧超声造影图像;

[0066] 所述图像预处理模块用于对所述超声造影图像数据进行预处理从而获得色彩增强后的造影数据并将其中的矩形感兴趣区域划分为若干个矩形感兴趣子区域;

[0067] 所述分类标注模块用于对若干个所述矩形感兴趣子区域进行分类标注;

[0068] 所述特征提取模块用于对所述分类标注模块得到的每个矩形感兴趣子区域进行

纹理特征提取；

[0069] 所述数据处理模块基于所述特征提取模块提取的纹理特征及其所对应的识别结果构建人工神经网络,并基于所述人工神经网络识别待处理的图像；

[0070] 所述数据输出模块用于输出所述数据处理模块的处理结果。

[0071] 其中,所述图像预处理模块对超声造影图像预处理,其具体过程方法如下：

[0072] 步骤a) 首先利用公式 $S'_i(x, y) = \frac{S_i(x, y)}{\sum_{j=1}^K S_j(x, y)}$ 计算色度,其中K是光谱通道的数量,RGB颜色空间中K=3；

[0073] 步骤b) 对上述公式进行颜色空间映射,得到公式 $C_i(x, y) =$

$$f \left[S'_i(x, y) \right] = f \left[\frac{S_i(x, y)}{\sum_{j=1}^K S_j(x, y)} \right] = \beta \log \left[\alpha S'_i(x, y) \right] =$$

$$\beta \left\{ \log \left[\alpha S'_i(x, y) \right] - \log \sum_{j=1}^K S_j(x, y) \right\};$$

[0074] 其中, $S_i(x, y)$ 表示第i个通道的图像, C_i 表示第i个通道的颜色恢复因子,用于调节3个通道颜色的比例, $f(*)$ 表示颜色空间的映射函数, β 、 α 分别表示增益常数和受控制的非线性强度；

[0075] 步骤c) 将增强后的图像乘以颜色恢复因子得到恢复原图的色彩颜色 $R_{MSRCR}(x, y) = C(x, y) R_{MSR}(x, y)$, 从而把图像中存在的相对较暗区域显示出来,以弥补图像失真的缺陷；

[0076] 步骤d) 将上式中RGB值范围转换至显示域为 $[0, 255]$, 其中每个颜色通道由三个颜色带的绝对最小值和最大值进行调整,其计算公式如下：

$$R_{MSRCR}(x, y) = 255 \frac{R_{MSRCR}(x, y) - \min_i \left(\min_{(x, y)} R_{MSRCR}(x, y) \right)}{\max_i \left(\max_{(x, y)} R_{MSRCR}(x, y) - \min_i \left(\min_{(x, y)} R_{MSRCR}(x, y) \right) \right)}$$

[0078] 步骤e) 对上述步骤获得的极端颜色值进行裁剪修正以获得良好的对比度,从而输出增强后的图像,其计算公式如下：

$$[0079] \quad R_{MSRCR}(x, y) = g[R_{MSRCR}(x, y) - b]$$

[0080] 其中, g 表示增益系数, b 表示偏差。

[0081] 本系统在对肝脏超声造影图像预处理前,需先对超声造影录像进行降噪处理,从而为后续图像特征提取提供有效信息。该算法是从图像的梯度上控制扩散增量,控制法线和切线上的扩散,使整个图像保留边缘信息。其计算公式具体如下：

$$[0082] \quad \frac{\partial u}{\partial t} = \text{div}(D \cdot \nabla u) = f_1 u_{nn} + f_1 u_{tt}$$

$$[0083] \quad \begin{cases} \frac{\partial u}{\partial t} = \alpha(x, y, t) (\text{div}(D \cdot \nabla u)) - \beta(x, y, t) f_3(x, y, t) \text{th}(lv_{nn}) |u_n| \\ v = H_t \cdot u \end{cases}$$

$$[0084] \quad f_1 = 1 / (1 + C_a |v_n|^2)$$

$$[0085] \quad f_2 = 1/\sqrt{1 + C_a|v_n|^2 + C_b|v_n|^2}$$

$$[0086] \quad f_3 = 1 - 1/(1 + R|v_n|^2)$$

$$[0087] \quad \alpha = \begin{cases} 1 + l_1(1 - \exp(l_2 t^2)), & t \leq T_0 \\ 0, & t > T_0 \end{cases}$$

$$[0088] \quad \beta = \begin{cases} 1 + l_1(1 - \exp(l_2 t^2)), & t > T_0 \\ 0, & t \leq T_0 \end{cases}$$

$$[0089] \quad T_0 = \frac{\sigma^2}{\alpha}$$

[0090] 上述计算公式中, f_1 表示扩散控制系数, f_2 表示边缘控制系数, f_3 表示边缘增强系数, C_a 表示控制各向异性扩散情况, C_b 表示维持图像原有的信息, σ 表示高斯滤波函数的参数。

[0091] 本发明中所述特征提取模块对每个矩形感兴趣子区域进行纹理特征提取前对粒子的运动轨迹进行估计, 得出权重对粒子的重新分布。

[0092] 其中, 对粒子的运动轨迹进行估计, 得出权重对粒子的重新分布, 其具体算法如下:

[0093] S1、对所述图像预处理模块去噪增强后的图像从RGB空间转换到HSV空间, 将图像根据颜色信息进行图像分隔成若干个区域, 并对每个颜色C进行转换, 其中HSV中的空间H、S、V的转换公式分别如下:

$$[0094] \quad H_c = X_c(R_c)$$

$$[0095] \quad V = \max(R, G, B)$$

$$[0096] \quad S \leftarrow \begin{cases} \frac{V - \min(R, G, B)}{V}, & \text{当 } V \neq 0 \text{ 时} \end{cases}$$

$$[0097] \quad \left\{ \begin{array}{l} H \leftarrow \begin{cases} \frac{60(G - B)}{[V - \min(R, G, B)]}, & \text{当 } V = R \text{ 时} \\ 120 + \frac{60(B - R)}{[V - \min(R, G, B)]}, & \text{当 } V = G \text{ 时} \\ 240 + \frac{60(R - G)}{[V - \min(R, G, B)]}, & \text{当 } V = B \text{ 时} \end{cases} \\ H \leftarrow H + 360, & \text{当 } H < 0 \text{ 时} \end{array} \right.$$

[0098] S2、计算光流权重, 得到各粒子的权重值, 再对其进行归一化。

[0099] 图2为步骤S2中光流计算粒子权重的算法流程图, 具体过程如下:

[0100] S21、第k帧的光流分量;

[0101] 在视频跟踪过程中, 无法得到当前帧即第k帧的光流分量, 所以在上一帧即k-1帧目标附近随机地抽取N个粒子, 计算各粒子区域的微分光流量, 根据目标运动在序列图像相邻帧之间的连续性和流动性, 得到第k帧的目标周围的光流场, 对上一帧图像的特征点 (u_x, u_y) , 求出其位置偏移, 即图像在点u处的速度, 也就是该像素点的光流; 对光流分量先进行

叠加得到公式

$$[0102] \quad \begin{cases} sun(u) = \sum_x \sum_y \frac{dx}{dy} \\ sun(v) = \sum_x \sum_y \frac{dy}{dt} \end{cases}, \text{再进行变换得到公式} \begin{cases} l_k = [sun(u), sun(v)]^T \\ f_k = \sqrt{\frac{sun(u)^2 + sun(v)^2}{i}} \end{cases}, \text{其}$$

中 l 是总光流量, i 是像素, f 反映的是整个图像的光流运动强度;

[0103] S22、得到第 k 帧的光流权重;

[0104] 通过上式得到的第 k 帧光流分量,对该分量进行变换,得到 $\begin{cases} l_m = l_{k-1}(1-w) + wl_k \\ f_m = f_k \end{cases}$,

其中的 l_k, f_k 是上一帧得到光流分量, w 是更新因子, l_{k-1} 是计算得到的光流分量, l_m 和 f_m 是当前帧更新后得到的目标光流模型;

[0105] 设各粒子区域为 $e_p = [sun(u_p), sun(v_p)]^T$,对粒子区域与目标区域进行相似度判断,得到公式 $confi(e_m', e_p) = \frac{(e_p^T \cdot e_m') \cdot |e_p|^2}{|e_p| \cdot |e_m'|} = \frac{(e_p^T \cdot e_m') \cdot |e_p|}{|e_m'|}$,此公式显示了各个粒子与目标

光流的匹配程度,利用该公式对预测粒子进行评价,计算当前 k 帧图像粒子区域与初始目标区域的相似度,将归一化后的值作为粒子权重 w^i ,即公式

$w^i = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \exp\left(\frac{-(confi(e_m', e_i) - \max\{confi(e_m', e_i)\})^2}{2\pi\sigma^2}\right)$ 越接近于跟踪目标的粒子,其权重

越大,若匹配程度为0,则表示该粒子与目标距离较远,判为丢失,此预测的粒子无意义;若匹配程度为1,则表示该粒子与目标距离较近,匹配成功,对匹配成功的粒子权值,进行归一化处理;

[0106] S23、粒子更新;

[0107] 根据权重,更新粒子,权值大的地方多放置粒子,其他区域少放置粒子。由于待跟踪区域随着全局光流场的流动性,由权重更新粒子区域,以此增加待跟踪区域的准确性;根据放置的粒子,确定目标候选区域 S 。将确定的候选目标区域 S ,即 $[S_1, S_2, \dots, S_n]$ 作为下一步特征提取模块的候选样本。

[0108] 所述特征提取模块对每个矩形感兴趣子区域进行纹理特征提取的方法,具体过程如下:

[0109] 步骤1):将候选样本原图像区域内的彩色图像转换为灰度图像,并通过公式 $X = 0.297R + 0.585G + 0.118B$ 获取源图像区域的灰度值,其中 X, R, G, B 分别表示灰度值和红、绿、蓝分量值;

[0110] 步骤2)计算不同灰度级内灰度图像出现次数,提取灰度直方图;

[0111] 步骤3)通过公式 $u = \sum_{i=1}^L x_i f(x_i)$ 计算灰度直方图均值,并通过公式

$m_n(x) = \sum_{i=1}^L (x_i - u)^n f(x_i)$ 获取直方图的 n 阶矩($n = 1, 2, 3, 4$)得到4个特征向量,通过 m_1 、

m_2, m_3, m_4 4个特征向量表示图像区域的纹理特征;

[0112] 其中, $f(x)$ 表示不同灰度级内图像区域灰度出现的概率, x 表示灰度值, u 表示灰度值的均值, m_1 、 m_2 、 m_3 、 m_4 分别表示图像灰度值分散情况、方差、偏度和峰值, 且 m_2 为灰度对比度的度量, 主要用于描述直方图相对平滑程度和图像内纹理深浅状况; m_3 表示直方图偏斜度, 即灰度值与均值的对称性, 用于描述图像区域内纹理灰度起伏情况; m_4 表示直方图相对平坦度与分布聚集情况, 可体现图像区域内纹理灰度的反差。

[0113] 具体的, 还包括用于剔除明显异常超声造影图像帧的图像剔除模块, 该模块计算出感兴趣区域原始时间强度曲线的平均值, 将平均值乘以一定加权系数作为该模块后续处理的阈值, 然后将平均值与所有原始时间强度值分别求差, 将得到的结果再与阈值做比较, 小于阈值的数据对应的造影图像帧视为异常图像帧, 异常帧数据用平均值代替。

[0114] 具体的, 所述超声造影图像数据包括静态图像数据和/或动态图像数据。

[0115] 具体的, 还包括采用平滑滤波及时间-序列流动平均技术对所述动态图像进行处理。

[0116] 具体的, 还包括图像裁剪放大模块, 用于根据选取的超声造影图像中的感兴趣区域, 对采集的超声造影图像进行裁剪和放大。

[0117] 具体的, 还包括数据存储模块, 用于存储所述数据处理模块输出的处理结果。

[0118] 具体的, 还包括标记模块, 用于对超声造影图像进行时间和/或文字标记。

[0119] 具体的, 还包括打印模块, 用于将输出的超声造影图像处理结果打印形成超声造影报告。

[0120] 综上所述, 本发明首先采用基于边缘增强与色彩平衡相结合的方式对造影图像进行去噪增强处理, 从而在保留造影图像色彩的同时增强图像的有用信息, 然后基于图像灰度直方图对造影图像进行特征提取, 以获取合理的量化参数, 从而可以最大程度上抑制探头移动和病人呼吸运动导致的病灶运动带来的诊断误差, 以科学、客观、清晰、有效地反映病灶特征, 以提高超声造影技术对肝脏局灶性病变特征识别的准确率与效率, 采用全局光流法对粒子的运动轨迹进行估计, 得出权重对粒子的重新分布, 从而使超声造影图像的采样准确率大大提高, 以进一步提高超声造影技术对肝脏局灶性病变特征识别的准确率; 并协同图像裁剪放大模块、数据存储模块、标记模块及打印模块, 从而使造影图像能够按照时间先后顺序排列并打印成胶片, 从而使临床医师可以像阅读CT或MRI胶片那样阅读超声造影报告, 提高了超声造影在肝脏局灶性病变识别中的认可度及普适性, 为超声造影技术在肝脏局灶性病变识别中的应用发展提供了新的途径。

[0121] 以上所述, 仅为本发明的说明实施例, 并非对本发明任何形式上和实质上的限制, 应当指出, 对于本技术领域的普通技术人员, 在不脱离本发明方法的前提下, 做出的若干改进和补充也应视为本发明的保护范围; 凡熟悉本专业的技术人员, 在不脱离本发明精神和范围的情况下, 利用以上所揭示的技术内容做出的些许更改、修饰与演变的等同变化, 均为本发明的等效实施例; 同时, 凡依据本发明的实质技术对上述实施例所做的任何等同变化的更改、修饰与演变, 均仍属于本发明的保护范围。

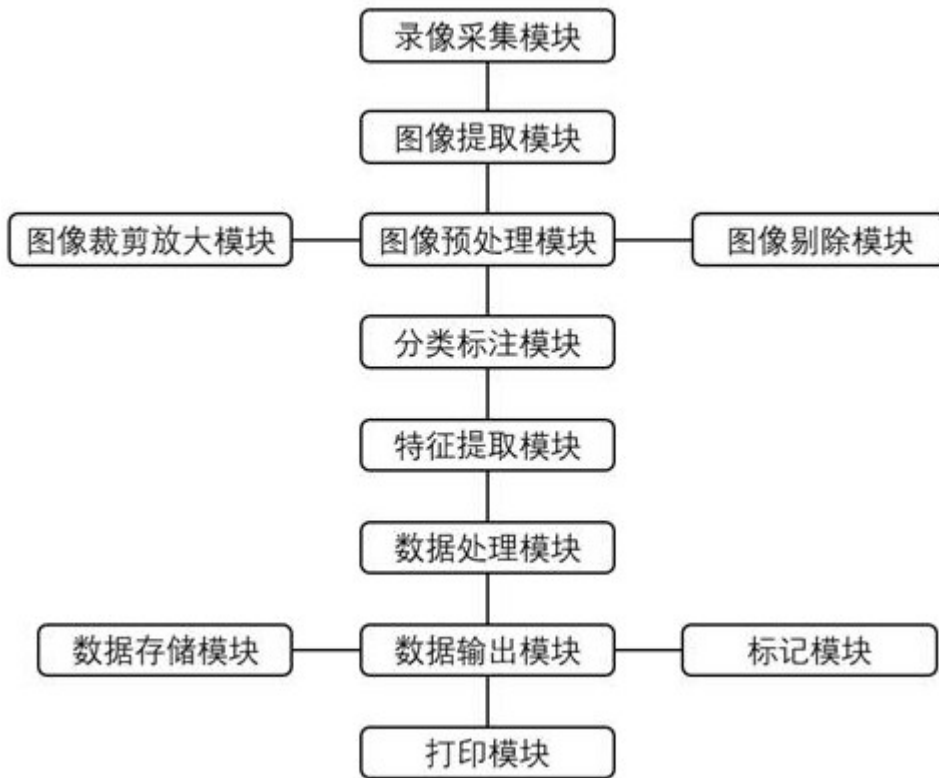


图1

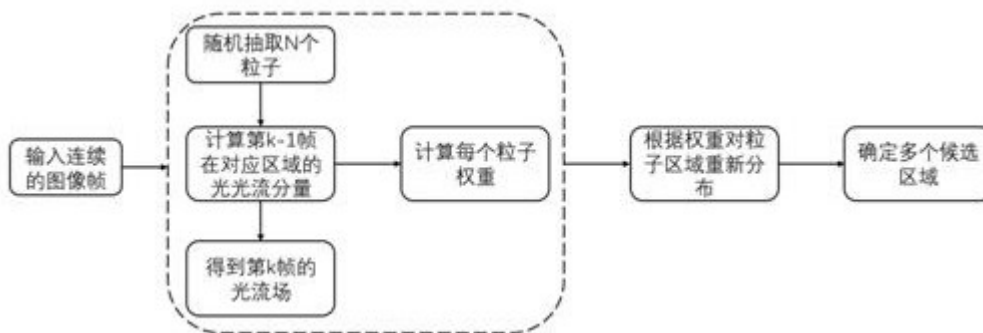


图2

专利名称(译)	一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统		
公开(公告)号	CN110772286A	公开(公告)日	2020-02-11
申请号	CN201911069565.4	申请日	2019-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	王宁		
申请(专利权)人(译)	王宁		
当前申请(专利权)人(译)	王宁		
[标]发明人	王宁 张东海		
发明人	王宁 张东海		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/481 A61B8/5207 A61B8/5215 A61B8/5269 A61B8/5276 A61B8/5292		
代理人(译)	姚艳梅		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于超声造影识别肝脏局灶性病变的系统，包括录像采集模块、图像提取模块、图像预处理模块、分类标注模块、特征提取模块、数据处理模块、数据输出模块，本发明首先采用基于边缘增强与色彩平衡相结合的方式对造影图像进行去噪增强处理，从而在保留造影图像色彩的同时增强图像的有用信息，然后基于图像灰度直方图对造影图像进行特征提取，以获取合理的量化参数，从而可以最大程度上抑制探头移动和病人呼吸运动导致的病灶运动带来的诊断误差，以科学、客观、清晰、有效地反映病灶特征，以提高超声造影技术对肝脏局灶性病变特征识别的准确率与效率，从而为超声造影技术更快更好的发展提供新的途径。

