



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104732517 B

(45)授权公告日 2017.10.03

(21)申请号 201510019412.4

(22)申请日 2015.01.14

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104732517 A

(43)申请公布日 2015.06.24

(73)专利权人 上海海事大学
地址 201306 上海市浦东新区临港新城海
港大道1550号

(72)发明人 陈东太郎 徐琪 曾卫明

(74)专利代理机构 上海三和万国知识产权代理
事务所(普通合伙) 31230

代理人 陈伟勇

(51)Int.Cl.

G06T 7/136(2017.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2013/0208951 A1,2013.08.15,
CN 104102907 A,2014.10.15,
郑伟等.基于局部区域信息的水平集医学
图像分割方法.《计算机工程与应用》.2010,第46
卷(第31期),第209-211页,第245页.

审查员 王永波

权利要求书3页 说明书4页

(54)发明名称

一种基于结构化信息极大分解的肌肉损伤
超声造影图像分割方法

(57)摘要

本发明涉及一种图像分割方法,尤其是一种
面向肌肉损伤超声造影图像的分割方法.该方法
首先对采集到的超声造影图像使用结构化纹理
特征的提取方法进行提取;之后,使用基于结构
化最大互信息分解的独立成分分析方法,获得结
构化纹理图像的独立成分;最后,对分解后的独
立成分使用基于信息熵的分类方法与基于并集
图像的图像分割方法,得到了损伤肌肉边界.本
方法的优点:一是利用图像的局部纹理特征代替
灰度值,提取了图像中的结构信息,避免灰度信
息不稳定对后续分析的影响;二是不受噪声的影
响,提高了损伤肌肉边界识别的准确率。

1. 一种基于结构化信息极大分解的肌肉损伤超声造影图像分割方法,其特征是所述方法包括如下步骤:

步骤1:信号强度峰值时图像帧的选取;

首先对原始肌肉损伤超声造影图像选取一个时间窗口;选取的方法为观察图像的灰度值强度,记录灰度值强度最强的时刻为 t_{\max} ,以 t_{\max} 为中心时刻,选取区间为 $[t_{\max} - \frac{t}{2}, t_{\max} + \frac{t}{2}]$,共计时间 t 秒的窗口,共计影像 m 帧;保留窗口内的所有图像,舍去其余的图像,得到能量值较高的肌肉损伤图像;

步骤2:结构化纹理特征的提取;

使用局部二值模式方法对于对步骤1所得的图像进行结构化纹理替换,从而产生图像的纹理特征;

步骤3:基于结构化信息极大的独立成分分析;

对步骤2替换后的结构化纹理影像进行独立成分分析,使用基于信息极大准则的独立成分分析方法,得到图像的独立分量;具体步骤如下:

步骤3.1:混合信号进行成分个数的估计;

对步骤2产生的结构化纹理特征图像,进行基于拉普拉斯近似的源信号成分个数估计,从步骤2产生的结构化纹理特征图像 T 中,得到源信号的成分个数 n ;

步骤3.2:独立成分的分解;

利用步骤3.1得出的源信号成分个数 n ,对结构化纹理特征图像 T 进行分解,得到相应的 n 个独立成分;

结构化纹理特征图像 T 分解为两个矩阵, $T=AS$,矩阵 A 表示混合矩阵,矩阵 S 表示源信号;公式中, $T = \{T_1(x, y), T_2(x, y), \dots, T_i(x, y), \dots, T_m(x, y)\}$, $T_i(x, y)$ 为第 i 帧的局部二值模式图像, m 为步骤1中采样的帧数;

假定 x 是线性混合模型的输入,而所述线性混合模型具有如下形式:

$$y_i = \phi_i(\mathbf{w}_i^T \mathbf{x}) + \mathbf{nn}$$

其中, ϕ_i 为某标量函数, w_i 为权重向量; nn 为加性高斯白噪声;与之相对应的输出熵为:

$$H(\mathbf{y}) = H(\phi_1(\mathbf{w}_1^T \mathbf{x}), \phi_2(\mathbf{w}_2^T \mathbf{x}), \dots, \phi_n(\mathbf{w}_n^T \mathbf{x}))$$

利用熵变换的经典式,可得:

$$H(\phi_1(\mathbf{w}_1^T \mathbf{x}), \phi_2(\mathbf{w}_2^T \mathbf{x}), \dots, \phi_n(\mathbf{w}_n^T \mathbf{x})) = H(\mathbf{x}) + E\{\log |\frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \mathbf{W}}(\mathbf{x})|\}$$

其中, $\mathbf{F}(\mathbf{x}) = (\phi_1(\mathbf{w}_1^T \mathbf{x}), \phi_2(\mathbf{w}_2^T \mathbf{x}), \dots, \phi_n(\mathbf{w}_n^T \mathbf{x}))$,表示混合模型所定义的函数,计算其导数,得到目标函数:

$$E\{\log |\frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \mathbf{W}}(\mathbf{x})|\} = \sum_i E\{\log \phi'_n(\mathbf{w}_n^T \mathbf{x})\} + \log |\det \mathbf{W}|$$

求解上述目标函数,将结构化纹理特征图像 T 作为输入,得到解混矩阵 W , W 可以表示为 $W = [w_1, w_1, \dots, w_n]^T$;之后通过 $S=WT$,计算得到 n 个独立的成分信号;

步骤4:肌肉损伤区域边界的确定;

基于信息熵的分类方法,将独立的成分依据信息熵进行分类;其次基于并集图像的图

像分割方法,对肌肉损伤的区域进行分割,并确定损伤肌肉的边缘;具体步骤如下:

步骤4.1:独立成分的分类;

以步骤3得到的n个成分信号,利用损伤肌肉、微气泡、噪声分布在不同的信息熵中的先验知识,将n个独立的成分信号分为三个集合,分别为肌肉组织成分集、微气泡成分集和噪声成分集;第一步,先计算信息熵:

$$H(S_k) = \sum_{i=0, j=0}^{255} P_{ij} \log P_{ij}$$

$$P_{ij} = \frac{f(i, j)}{I_h \times I_w}, \text{其中 } 0 \leq i, j \leq 255,$$

其中, i 为像素点 $\text{Pixel}(x, y)$ 的像素值, j 为其八邻域像素点的均值; $f(i, j)$ 为像素点 (i, j) 概率密度函数, l_h 为图像的长度, l_w 为图像的宽度;

第二步,使用如下基于信息熵的分类方法将n个独立的成分分为三个集合:

$$S_{MT} = \{S_k | H(S_k) < \varepsilon_1\}$$

$$S_{MB} = \{S_k | \varepsilon_1 \leq H(S_k) \leq \varepsilon_2\}$$

$$S_{\text{Noise}} = \{S_k | \varepsilon_2 < H(S_k)\}$$

其中, S_{MT} 为肌肉组织成分集, S_{MB} 为微气泡成分集, S_{Noise} 噪声成分集, ε_1 为微气泡成分集 S_{MB} 信息熵的最小阈值, ε_2 为微气泡成分集 S_{MB} 信息熵的最大阈值;

步骤4.2:损伤肌肉边界的确定;

取步骤4.1所得的微气泡成分集 S_{MB} , 使用基于并集图像的分割方法, 采用如下区域分割的准则, 确定损伤肌肉边界:

$$\text{Boundary}(S_{MB}) = \{q(x, y) | q = \bigcup_{i=1}^K S_{MB}^i, \theta \leq q(x, y)\}$$

其中, K 为集合 S_{MB} 中的信号个数; i 为集合中成分信号的标号, S_{MB}^i 为 S_{MB} 集合中的第 i 个信号; 并集图像是指将多个信号求并集所获得的图像, $\bigcup_{i=1}^K S_{MB}^i$ 为微气泡的成分集 S_{MB} 的并集图像, 图像 $\bigcup_{i=1}^K S_{MB}^i$ 大于等于阈值 θ 所组成的二值图像 $q(x, y)$ 就是最终的分割边界 $\text{Boundary}(S_{MB})$ 。

2. 如权利要求1所述基于结构化信息极大分解的肌肉损伤超声造影图像分割方法, 其特征为步骤2包括如下步骤:

步骤2.1: 标记信息的产生;

局部二值模式算子定义为在 3×3 大小的窗口内部, 将周围八邻域的像素值与中心像素值进行比较, 产生对应的标记信息; 如下公式所示:

$$P_i^r(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } P_i(x, y) \leq P_o(x, y) \\ 0 & \text{if otherwise} \end{cases}$$

其中, 以中心像素点 o 为阈值, 与周围八邻域中的每个像素点 i 进行比较, 若周围八邻域中第 i 个像素值 $P_i(x, y)$ 小于等于中心像素值 $P_o(x, y)$, 则该像素点的位置 $P_i^r(x, y)$ 被标记为 1, 否则标记为 0;

步骤2.2:结构化特征纹理的计算;

将步骤2.1产生标记信息在中心像素点的位置上产生一个新的八比特无符号数;生成的方法如下所示:

$$T(x,y) = \sum_{i=1}^n P_i^r(x,y) 2^{i-1}$$

其中, $P_i^r(x,y)$ 为步骤2.1所产生的标记信息, $T(x,y)$ 为转化后的八比特无符号数,其值域范围为 $[0,255]$; $T(x,y)$ 称为该坐标 (x,y) 下的局部二值模式值,用以反映该坐标 (x,y) 邻近区域的纹理特征。

一种基于结构化信息极大分解的肌肉损伤超声造影图像分割方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种图像分割方法,尤其是一种面向肌肉损伤超声造影图像的分割方法。

背景技术

[0002] 日常生活中,肌肉损伤时有发生。肌肉损伤的康复效果需要实时、长期的观察。现代医学认为,相比于电子计算机断层扫描技术与核磁共振成像技术,超声造影技术有着低辐射、便携式等优势。通过对观察组织灌注微气泡造影剂,可以辅助诊断人员收集到重要的医学信息,也可以观测到疾病的演变。近年来,研究人员提出了许多自适应的算法来处理超声造影图像,但这些算法都只能够提取出一个较为粗糙的受伤肌肉边缘,因此在某些情况下现有的图像分割算法并不是十分理想。

[0003] 本发明涉及的背景技术主要包括两大方面,其一为图像纹理替换的相关技术;其二为独立成分分析的相关技术。具体的介绍如下:

[0004] 图像纹理是计算机图像学、计算机视觉中常常使用的概念。结构化纹理替换是指在一幅图像中,以保证其光照及暗影效果、物理结构扭曲不变为前提,替换图像中的某种具有确定模式的纹理。纹理的替换可以为图像后续分析排除光照、扭曲等因素。

[0005] 独立成分分析是一种多元统计处理中的新方法,可以自适应的根据信号的性质得到一组基函数,并将图像转换到独立成分域中进行后续处理。由医学的先验知识可知,至少存在肌肉组织、微气泡、噪声等三个主要的成分。独立成分分析可以实现超声造影图像成分的分,为其提供较为便捷的分析手段。

发明内容

[0006] 本发明提供了一种基于结构化信息极大分解的肌肉损伤超声造影图像分割方法,该方法首先在结构化纹理特征提取与独立成分分析等既有方法之上,提出了基于结构化信息极大分解方法,实现了在复杂的生理噪声中将混合的原始超声造影信号成分进行分离;提出了基于信息熵的分类方法,实现了将独立的成分依据信息熵进行分类;提出了基于并集图像的图像分割方法,实现了肌肉损伤的区域的分割,并确定损伤肌肉的边缘。

[0007] 本发明的技术方案如下:

[0008] 一种基于结构化信息极大分解的肌肉损伤超声造影图像分割方法,包括以下几个步骤:

[0009] 步骤1:信号强度峰值时图像帧的选取。

[0010] 根据微气泡强度曲线会在某一时刻达到峰值这一特性,该方法首先对原始肌肉损伤超声造影图像选取一个时间窗口。选取的方法为观察图像的灰度值强度,记录灰度值强度最强的时刻为 t_{\max} ,以 t_{\max} 为中心时刻,选取区间为 $[t_{\max} - \frac{t}{2}, t_{\max} + \frac{t}{2}]$,共计时间 t 秒的窗

口,共计影像m帧。保留窗口内的所有图像,舍去其余的图像,得到能量值较高的肌肉损伤图像。

[0011] 步骤2:结构化纹理特征的提取。

[0012] 为了提取出图像中的某种具有确定模式的纹理,使用局部二值模式方法对于对步骤1所得的图像进行结构化纹理替换。局部二值模式是一种用来描述图像结构化纹理的算子,该算法可将原始空间中的测量特征转化为二次特征,从而产生图像的纹理特征。

[0013] 具体实施步骤为对于步骤1所得的影像逐帧进行以下两步处理,包括标记信息的产生和结构化特征纹理的计算的两个部分。

[0014] 步骤2.1:标记信息的产生。

[0015] 局部二值模式算子定义为在 3×3 大小的窗口内部,将周围八邻域的像素值与中心像素值进行比较,产生对应的标记信息。如下公式所示:

$$[0016] \quad P_i^r(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } P_i(x, y) \leq P_o(x, y) \\ 0 & \text{if otherwise} \end{cases}$$

[0017] 其中,以中心像素点o为阈值,与周围八邻域中的每个像素点i进行比较,若周围八邻域中第i个像素值 $P_i(x, y)$ 大于中心像素值 $P_o(x, y)$,则该像素点的位置 $P_i^r(x, y)$ 被标记为1,否则标记为0。

[0018] 步骤2.2:结构化特征纹理的计算。

[0019] 将步骤2.1产生标记信息在中心像素点的位置上产生一个新的八比特无符号数。生成的方法如下所示,

$$[0020] \quad T(x, y) = \sum_{i=1}^n P_i^r(x, y) 2^{i-1}$$

[0021] 其中, $P_i^r(x, y)$ 为步骤2.1所产生的标记信息。 $T(x, y)$ 为转化后的八比特无符号数,其值域范围为 $[0, 255]$ 。这个值称为该坐标 (x, y) 下的局部二值模式值,可以用这个值可以反映该区域的纹理特征。

[0022] 步骤3:基于结构化信息极大的独立成分分析。

[0023] 由于混叠的信号难以分析,该发明对替换后的结构化纹理影像执行独立成分分析算法,使用基于信息极大的独立成分分析方法,得到图像的独立分量。

[0024] 步骤3.1:混合信号进行成分个数的估计。

[0025] 对步骤2产生的结构化纹理特征图像,进行基于拉普拉斯近似的源信号成分个数估计,可以从步骤2产生的结构化纹理特征图像T中,得到源信号的成分个数n。

[0026] 步骤3.2:独立成分的分解。

[0027] 利用步骤3.1得出的源信号成分个数,对结构化纹理特征图像T进行分解,得到相应的n独立成分。

[0028] 该方法可将结构化纹理特征图像T分解为两个矩阵,如公式 $T=AS$,矩阵A表示混合矩阵,矩阵S表示源信号。公式中, $T = \{T_1(x, y), T_2(x, y), \dots, T_i(x, y), \dots, T_m(x, y)\}$, $T_i(x, y)$ 为第i帧的局部二值模式图像,m为步骤1中采样的帧数。

[0029] 基于信息极大准则的独立成分分析方法已经广泛的应用于带噪声的独立成分分析研究中,本方法中最大化互信息准则,旨在最大化线性混合模型的输出熵或者信息流。假

定 x 是所述线性混合模型的输入,而该线性混合模型具有如下形式:

$$[0030] \quad y_i = \phi_i(\mathbf{w}_i^T \mathbf{x}) + \mathbf{n}$$

[0031] 其中, ϕ_i 为某标量函数, w_i 为权重向量。 n 为加性高斯白噪声。与之相对应的输出熵为:

$$[0032] \quad H(\mathbf{y}) = H(\phi_1(\mathbf{w}_1^T \mathbf{x}), \phi_2(\mathbf{w}_2^T \mathbf{x}), \dots, \phi_n(\mathbf{w}_n^T \mathbf{x}))$$

[0033] 利用熵变换的经典式,可得:

$$[0034] \quad H(\phi_1(\mathbf{w}_1^T \mathbf{x}), \phi_2(\mathbf{w}_2^T \mathbf{x}), \dots, \phi_n(\mathbf{w}_n^T \mathbf{x})) = H(\mathbf{x}) + E\{\log \left| \frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \mathbf{W}}(\mathbf{x}) \right|\}$$

[0035] 其中, $\mathbf{F}(\mathbf{x}) = (\phi_1(\mathbf{w}_1^T \mathbf{x}), \phi_2(\mathbf{w}_2^T \mathbf{x}), \dots, \phi_n(\mathbf{w}_n^T \mathbf{x}))$,表示混合模型所定义的函数,计算其导数,可以得到:

$$[0036] \quad E\{\log \left| \frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \mathbf{W}}(\mathbf{x}) \right|\} = \sum_i E\{\log \phi'_i(\mathbf{w}_i^T \mathbf{x})\} + \log |\det \mathbf{W}|$$

[0037] 该方法仅需要最大化这一输出熵 $H(\mathbf{y})$,就能够实现网络中的信息流达到最大。

[0038] 利用上述目标函数求解的基于信息极大准则的独立成分分析算法,可将输入为结构化纹理特征图像 T 作为输入,可以得到解混矩阵 W , W 可以表示为 $W = [w_1, w_1, \dots, w_n]^T$ 。之后可以通过 $S = WT$,可计算得到的 n 个独立的成分信号。

[0039] 步骤4:肌肉损伤区域边界的确定。

[0040] 步骤4.1:独立成分的分类。

[0041] 以步骤3得到的 n 个独立成分信号,利用损伤肌肉、微气泡、噪声分布在不同的信息熵中的先验知识,使用基于信息熵的分类方法,可将 n 个独立的成分分为三个集合,分别为肌肉组织成分集、微气泡成分集和噪声成分集。信息熵的计算方法如下:

$$[0042] \quad H(S_k) = \sum_{i=0}^{255} P_{ij} \log P_{ij}$$

$$[0043] \quad P_{ij} = \frac{f(i, j)}{I_h \times I_w} \quad (0 \leq i, j \leq 255)$$

[0044] 其中, i 为像素点Pixel(x, y)的像素值, j 为其八邻域像素点的均值。 $f(i, j)$ 为像素点(i, j)概率密度函数, l_h 为图像的长度, l_w 为图像的宽度。

[0045] 使用如下阈值分类方法将可将 n 个独立的成分分为三个集合,

$$[0046] \quad S_{MT} = \{S_k | H(S_k) < \varepsilon_1\}$$

$$[0047] \quad S_{MB} = \{S_k | \varepsilon_1 \leq H(S_k) \leq \varepsilon_2\}$$

$$[0048] \quad S_{Noise} = \{S_k | \varepsilon_2 < H(S_k)\}$$

[0049] 其中, S_{MT} 为肌肉组织成分集, S_{MB} 为微气泡成分集, S_{Noise} 噪声成分集, ε_1 为与微气泡成分集 S_{MB} 信息熵的最小阈值, ε_2 为微气泡成分集 S_{MB} 信息熵的最大阈值。

[0050] 步骤4.2:损伤肌肉边界的确定。

[0051] 取步骤4.1所得的微气泡成分集 S_{MB} ,使用基于并集图像的分割方法,确定如下的区域分割的准则,确定损伤肌肉边界。

$$[0052] \quad Boundary(S_{MB}) = \{q(x, y) | q = \bigcup_{i=1}^K S_{MB}^i, \theta \leq q(x, y)\}$$

[0053] 其中, q 为微气泡的成分集 S_{MB} 的并集图像, $q(x, y)$ 为图像 q 通过阈值 θ 的二值图像。最终, $Boundary(S_{MB})$ 为分割的边界。

具体实施方式

[0054] 一种基于结构化信息极大分解的肌肉损伤超声造影图像分割方法, 具体的实施方式包括以下几个步骤:

[0055] 步骤1: 信号强度峰值时图像帧的选取。

[0056] 首先对所得的图像选取一个时间窗口, 选取的方法为观察图像的灰度值强度, 记录灰度值强度最强的时刻为 t_{max} , 以 t_{max} 为中心时刻, 选取区间 $[t_{max} - \frac{t}{2}, t_{max} + \frac{t}{2}]$ 共计 t 秒的时间窗口, 共计 m 帧影像。保留窗口内的所有图像, 将其余的图像舍去, 得到能量值较高的肌肉损伤图像。

[0057] 步骤2: 结构化纹理特征的提取。

[0058] 对于步骤1所得的影像逐帧进行以下两步处理, 分别包括标记信息的产生和结构化特征纹理的计算的两个部分。

[0059] 步骤2.1: 标记信息的产生。

[0060] 取步骤1所得的能量较高的肌肉损伤图像, 在 3×3 大小的窗口内部, 产生标记信息。

[0061] 步骤2.2: 结构化特征纹理的计算。

[0062] 取步骤2.1产生标记信息在中心像素点的位置上产生一个新的八比特无符号数。这个值称为该坐标下的局部二值模式值, 可以用这个值可以反映该区域的纹理特征。

[0063] 步骤3: 基于信息极大的独立成分分析。

[0064] 取步骤2所得的结构化纹理信息, 使用基于信息极大的独立成分分析方法, 得到图像的独立分量。

[0065] 步骤3.1: 混合信号进行成分个数的估计。

[0066] 对步骤2产生的结构化纹理特征图像, 进行基于拉普拉斯近似的源信号成分个数估计, 可以得到源信号的成分个数 n 。

[0067] 步骤3.2: 独立成分的分解。

[0068] 利用步骤3.1得出的源信号成分个数, 对结构化纹理特征图像 T 进行分解, 得到相应的 n 独立成分。

[0069] 步骤4: 肌肉损伤区域边界的确定。

[0070] 步骤4.1: 独立成分的分类。

[0071] 从步骤3得到的 n 个成分信号, 利用损伤肌肉、微气泡、噪声分布在不同的信息熵中的先验知识, 可将 n 个独立的成分分为三个集合, 分别为肌肉组织成分集 S_{MT} 、微气泡成分集 S_{MB} 和噪声成分集 S_{Noise} 。

[0072] 步骤4.2: 损伤肌肉边界的确定。

[0073] 取步骤4.1所得的微气泡成分集 S_{MB} , 使用区域分割的准则, 确定损伤肌肉边界。

[0074] 本发明解决了肌肉损伤超声造影图像的分割技术难题, 为实现医学现代化、信息化、智能化奠定了基础, 特别是对于损伤肌肉恢复状况诊断有着十分重要的意义。

专利名称(译)	一种基于结构化信息极大分解的肌肉损伤超声造影图像分割方法		
公开(公告)号	CN104732517B	公开(公告)日	2017-10-03
申请号	CN201510019412.4	申请日	2015-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	上海海事大学		
申请(专利权)人(译)	上海海事大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海海事大学		
[标]发明人	陈东太郎 徐琪 曾卫明		
发明人	陈东太郎 徐琪 曾卫明		
IPC分类号	G06T7/136 A61B8/00		
代理人(译)	陈伟勇		
审查员(译)	王永波		
其他公开文献	CN104732517A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种图像分割方法，尤其是一种面向肌肉损伤超声造影图像的分割方法。该方法首先对采集到的超声造影图像使用结构化纹理特征的提取方法进行提取；之后，使用基于结构化最大互信息分解的独立成分分析方法，获得结构化纹理图像的独立成分；最后，对分解后的独立成分使用基于信息熵的分类方法与基于并集图像的图像分割方法，得到了损伤肌肉边界。本方法的优点：一是利用图像的局部纹理特征代替灰度值，提取了图像中的结构信息，避免灰度信息不稳定对后续分析的影响；二是不受噪声的影响，提高了损伤肌肉边界识别的准确率。

