



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102324094 A

(43) 申请公布日 2012. 01. 18

(21) 申请号 201110142497. 7

(22) 申请日 2011. 05. 30

(71) 申请人 复旦大学

地址 200433 上海市杨浦区邯郸路 220 号

(72) 发明人 徐琪 陈雁秋 章建全 赵佳琦

宋家琳 贺延涛

(74) 专利代理机构 上海正旦专利代理有限公司

31200

代理人 陆飞 盛志范

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

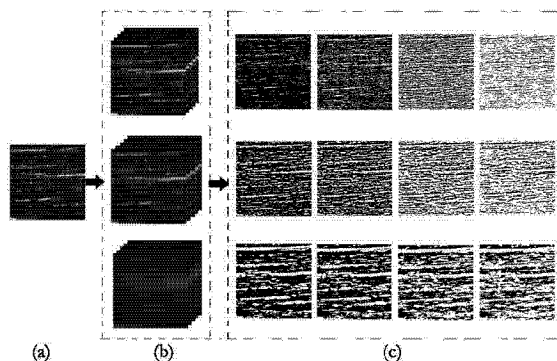
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 3 页

(54) 发明名称

骨骼肌损伤超声图像纹理定量分析的强度界面多级分解法

(57) 摘要

本发明属于医学图像计算机处理技术领域，具体为一种针对骨骼横纹肌损伤超声图像纹理定量分析方法——强度界面多级分解法。本发明方法的流程如下：首先，在同一张超声图像上按照一定窗口大小选取两个正常或近似正常的 ROI 区域，使用强度界面多级分解法提取八组纹理特征并计算纹理特征相似度；然后在同一张超声图像上以相同大小窗口选取一个正常 ROI 区域和一个疑似病变 ROI 区域，分别使用强度界面多级分解法提取八组纹理特征并计算相似度；最后，将两组纹理特征相似度进行比较以判断疑似病变 ROI 区域是否存在骨骼肌损伤，如果有损伤则计算所得的特征相似度即为损伤程度的定量分析结果。实验表明该发明方法对于骨骼肌损伤超声图像能够合理有效的进行定量分析。



1. 一种骨骼肌损伤超声图像纹理定量分析的强度界面多级分解法,其特征在于具体步骤如下:

步骤(1)对待分析超声图像感兴趣区域(ROI)进行强度界面多级分解;

步骤(2)在步骤(1)得到的一组分解二值图像中,利用八组对应统计参量进行特征提取,以所获取的特征参量组合作为该ROI区域纹理信息的定量表述;

步骤(3)对同一幅超声图像上的不同ROI区域所提取纹理特征参量组合进行特征相似度计算,所获得的特征差距即为骨骼肌损伤超声图像的纹理定量分析结果;

其中,步骤(1)所述超声图像的强度界面多级分解的步骤为:

使用高斯核函数进行滤波分解,获取不同空间尺度的二值图像,

在使用空间尺度分解图像作为基准的情况下,采用自适应的灰度偏移量来获得一组灰度阈值平面;

结合两种尺度的阈值分解平面定义为:

$$T(x, y; \sigma, \alpha) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} I(x-u, y-v) \exp\left[-\frac{u^2+v^2}{2\sigma^2}\right] + \alpha \cdot SD(I(x, y))$$

(1)

其中, $M \times N$ 为图像大小, $I(x, y)$ 表示 (x, y) 像素点的灰度值, σ 为控制高斯核函数窗口大小的参数, α 为控制灰度偏移量的权重参数, $SD()$ 为计算超声纹理图像的标准方差;

根据上述阈值分解平面,阈值化得到相应的二值平面为:

$$I_b(x, y; \sigma, \alpha) = \begin{cases} 1 & \text{if } I(x, y) \geq T(x, y; \sigma, \alpha) \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

在二值图像中将所有1值的连通区域记为1-blob,所有0值的连通区域记为0-blob;

步骤(2)所述利用八组对应统计参量进行特征提取的步骤为:

(1)超声图像感兴趣区域中灰度的均值(Mean),其计算公式如下:

$$\text{Mean} = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} I(x, y) \quad (3)$$

(2)超声图像感兴趣区域中灰度值的标准方差(SDev),其计算公式如下:

$$\text{SDev} = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} (I(x, y) - \text{Mean})^2} \quad (4)$$

(3)超声图像感兴趣区域中纹理的密致性(NOB),该特征值的计算就是统计1-blob和0-blob的数量,其计算公式如下:

$$\text{NOB}_1(\sigma, \alpha) = \text{count}(1 - \text{blob}(\sigma, \alpha)) \quad (5)$$

(4) 超声图像感兴趣区域中纹理基元形状的不规则度 ($\overline{\text{IRGL}}$), $\overline{\text{IRGL}}$ 描述超声图像中肌纤维基元是呈条索状还是呈斑点状, 其计算公式如下:

$$\overline{\text{IRGL}}_1(\sigma, \alpha) = \frac{\sum_{i \in \varphi} (\text{NOP}_1(i; \sigma, \alpha) \cdot \text{IRGL}_1(i; \sigma, \alpha))}{\sum_{i \in \varphi} \text{NOP}_1(i; \sigma, \alpha)}$$

$$\text{IRGL}_1(i; \sigma, \alpha) = \frac{1 + \sqrt{\pi} \cdot \max_{j \in \tau} \sqrt{(x_j - \bar{x})^2 + (y_j - \bar{y})^2}}{\sqrt{|\tau|}} \quad (6)$$

其中, $\bar{x} = \frac{\sum_{j \in \tau} x_j}{|\tau|}$, $\bar{y} = \frac{\sum_{j \in \tau} y_j}{|\tau|}$, τ 表示被计算的连通区域的像素点的集合, $|\tau|$ 代表集合 τ

的势; φ 为该二值纹理图像中 1-blob 的集合; $\text{NOP}_1(i; \sigma, \alpha)$ 表示第 i 个 1-blob 中的像素点个数; $\overline{\text{IRGL}}_0(\sigma, \alpha)$ 为根据相同原则对 0-blob 斑块计算形状不规则度均值;

(5) 超声图像感兴趣区域中纹理基元的平均大小 ($\overline{\text{SOB}}$), 该特征要求统计肌纤维基元的长度的均值, 即 1-blob 和 0-blob 连通区域的最小外接圆的直径的均值, 其计算公式如下:

$$\overline{\text{SOB}}_1(\sigma, \alpha) = \frac{\sum_{i \in \varphi} (\text{NOP}_1(i; \sigma, \alpha) \cdot \text{SOB}_1(i; \sigma, \alpha))}{\sum_{i \in \varphi} \text{NOP}_1(i; \sigma, \alpha)}$$

$$\text{SOB}_1(i; \sigma, \alpha) = \arg\max_{j \in \tau} \sqrt{(x_j - \bar{x})^2 + (y_j - \bar{y})^2} \quad (7)$$

(6) 超声图像感兴趣区域中纹理分布的均匀性 (HOD), 其计算公式如下:

$$\text{HOD}_1(\sigma, \alpha) = \frac{1}{\text{NOB}_1(\sigma, \alpha)} (D(c_i, c_i^*) - \bar{D})^2$$

$$\bar{D} = \frac{1}{\text{NOB}_1(\sigma, \alpha)} \sum_{i \in \omega} D(c_i, c_i^*)$$

$$c_i^* = \arg\min_{c_j} D(c_i, c_j), \forall c_j \in \omega \setminus c_i \quad (8)$$

其中, ω 代表所有重心点的集合, 重心点 c_i 的坐标记为 $(\bar{x}_i, \bar{y}_i)$, $D(\)$ 统计的是欧氏距离;

(7) 超声图像感兴趣区域中纹理分布的方向性 (DOD), 正常肌纤维的结构分布走向通常存在方向性, 而当发生损伤时, 该方向性会发生改变或消失; 超声图像在空间部分上的方向性可以通过傅里叶变换在频域中进行描述, 因此, 该特征值就是根据超声对应频谱图上极值点的位置来进行描述的;

$$DOD(\sigma, \alpha) = \arctan v^*/u^*$$

$$(u^*, v^*) = \arg \max_{(u,v)} |G_b(u, v; \sigma, \alpha)|, u \in [1, M-1], v \in [1, N-1]$$

$$G_b(u, v; \sigma, \alpha) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} I_b(x, y; \sigma, \alpha) \cdot \exp[-j2\pi(\frac{ux}{M} + \frac{vy}{N})] \quad (9)$$

其中, $G_b(u, v; \sigma, \alpha)$ 表示图像 $I_b(x, y; \sigma, \alpha)$ 进行二维离散傅里叶变换后的结果, $| \cdot |$ 表示取其频谱成分;

(8) 超声图像感兴趣区域中纹理分布的周期性 (POD), 其计算公式如下:

$$POD(\sigma, \alpha) = \frac{|G_b(u^*, v^*; \sigma, \alpha)|}{\sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} |G_b(u, v; \sigma, \alpha)|} \quad (10)$$

步骤(3)所述对同一幅超声图像上的不同 ROI 区域所提取八组纹理特征进行合并, 将合并后的特征参量组合进行特征相似度计算的公式为:

$$d_k(ROI_1, ROI_2) = \sqrt{\sum_{\sigma} \sum_{\alpha} (f_k^1(\sigma, \alpha) - f_k^2(\sigma, \alpha))^2} \quad (11)$$

其中, ROI_1 和 ROI_2 代表用来比较的两个区域, $f_k(\sigma, \alpha)$ 表示使用上述八个特征中第 k 个统计量统计出来的特征参量子集, 其上标 1、2 分别表示第一和第二的区域。

骨骼肌损伤超声图像纹理定量分析的强度界面多级分解法

技术领域

[0001] 本发明属于医学图像计算机处理技术领域,具体涉及一种骨骼横纹肌损伤超声图像纹理定量分析方法。

背景技术

[0002] 骨骼肌作为人体运动的主要器官和动力来源极易损伤,在各种运动项目的创伤类型中,肌肉损伤所占的比率最高,创伤所致骨骼肌损伤的发生率从 10-55% 不等 [1],特别是近年来国内外频发高震级强地震、山体滑坡及泥石流地质次生灾害接连不断,交通事故及工程坍塌等严重创伤事件屡见不鲜,使得广泛性肌肉损伤——横纹肌溶解、坏死伴发急性肾衰的挤压伤综合征具备高发、频发的流行病学特征 [2][3],死亡率及致残率占 20% 以上,且呈逐年上升趋势。骨骼肌损伤后,在临床上需要及时准确地对其损伤的范围及严重程度做出判断、指导治疗。目前骨骼肌肉系统超声在国内外已成为近年首选的影像学检查手段,正发展成为超声应用的新领域。然而对骨骼肌损伤严重程度的超声判断易受检查医生的主观影响,现有超声诊断体系尚缺乏系统、客观的定量评价指标。

[0003] 超声成像在骨骼肌损伤诊断与评价中具备独特优势。既往评价骨骼肌肉病变最常用 X 线及低电压放射线,对软组织缺乏足够的对比分辨率,可以显示四肢肌群的轮廓但不足以清晰显示肌肉纹理,使肌肉损伤评价受限。X 线 CT 对于最常见的肌肉损伤也不能精确分辨肌肉的解剖结构且有放射性损害,即使经静脉注射造影剂进行增强扫描亦不能改善 CT 在这一领域的作用,骨骼肌损伤多沿长轴方向撕裂或断裂回缩,这种改变在 CT 横断面成像上难以发现 [4]。MRI 具有很高的软组织分辨率和敏感性,因具有冠状面成像能力而清晰显示骨骼肌的纵向纹理,易于检出并区分病变肌肉组织的信号改变,准确评估损伤位置和范围 [5][6],但无法进行实施动态检查,且此种大型影像设备不具有便捷性和灵活性,实际使用中多有不便。目前,超声诊断仪具有高度移动性能,在各级医院均可以灵活地应用,微型化发展使得超声设备非常适合于各类抢险救灾、严重创伤床旁诊治的现场使用。此外,超声作为无创性影像学检查手段具备丰富的成像模式,能够清晰显示人体的解剖结构(二维切面、三维容积)和血流动力学(如彩色/能量/频谱多普勒、超声造影)等多方面信息。实时超声检查更能记录肌肉收缩与舒张的动态图像,便于在运动负荷下对伤情做出快速、准确的诊断,为临床诊断和评估骨骼肌损伤程度提供了直观准确的可视化影像学方法,在对损伤修复的随访中更具经济性、实用性,并能够在超声引导下进行超微创介入治疗 [7]。

[0004] 在计算机纹理分析的研究发展过程中,国内外不断有学者运用纹理特征进行实质性脏器超声纹理的定量研究,包括对肝脏、心血管疾病声像图的纹理分析,运用定量参数进行乳腺肿瘤及甲状腺结节声像图纹理的鉴别诊断 [8-11]。Eisele 等 [12] 使用灰阶超声对患有腰痛患者的脊柱旁腰肌进行扫查,并对其进行纹理分析,认为超声纹理分析能快速易行地显示腰椎间盘突出病变与所述疼痛或功能异常之间的联系;国内周翔等 [13] 运用高频超声 (13MHz) 检测 12 例神经源性肌萎缩患者、18 例肌源性肌萎缩患者及 32 例正常人的双侧大腿中下部内侧、前侧、后侧骨骼肌群,通过相关对比研究,发现在表征超声图像粗糙程度、

复杂性、均匀性等十几个特征纹理分析参量上,下肢萎缩肌肉和正常肌肉回声定量指标上存在显著差异。近年来 Pillen 等 [14] 对疑诊为神经肌肉障碍 (NMD) 的 76 例儿童患者分别运用 Heckmatt 主观评分标准和计算机辅助灰阶定量分析四肢骨骼肌群 (肱二头肌、前臂屈肌、股四头肌、胫前肌) 的回声强度,研究表明后者诊断敏感性高达 87%, 适合应用于 NMD 早期筛查。不难看出,计算机辅助纹理分析技术在超声定量诊断评价骨骼肌疾病研究中具有广阔的应用前景,但是在骨骼肌损伤中目前国内外尚未见有此类报道。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提出一种分析精确度高、计算工作量小的骨骼横纹肌损伤超声图像纹理定量分析方法,用于对同一张超声图像上的不同区域进行比较,判断是否存在损伤区域并对损伤区域程度进行定量分析。

[0006] 本发明提出的骨骼横纹肌损伤超声图像纹理定量分析方法,是一种基于强度界面多级分解的方法。该方法主要步骤如下:

步骤 1、对待分析超声图像感兴趣区域 (ROI) 进行强度界面多级分解;

步骤 2、在步骤 1 得到的一组分解二值图像中,利用本发明提出的八组对应统计参量进行特征提取,以所获取的特征参量组合作为该 ROI 区域纹理信息的定量表述;

步骤 3、对同一幅超声图像上的不同 ROI 区域所提取纹理特征参量组合进行特征相似度计算,所获得的特征差距即为骨骼肌损伤超声图像的纹理定量分析结果。

[0007] 对各个步骤进一步描述如下:

步骤 1: 超声图像的强度界面多级分解

超声图像的纹理是由于成像系统能分辨的最小单元内存在许多不可分辨的微小散射体而形成的,超声波在人体里传播时,遇到这些小于波长的细微组织时发生散射,散射波之间相互干扰,导致回波幅度振动,形成了超声图像的纹理。相同的组织在相同的成像条件下每次都会产生相同的纹理模式;不同组织其超声图像纹理特征不同;同一组织当其内部结构发生改变后,其超声图像的纹理特征亦不相同。

[0008] 结合超声波图像的成像原理和医生对损伤的诊断依据可以发现,超声波图像中不同组织可能会产生不同的回声,医生对不同组织的回声诊断所依靠的图像特征并不完全相同。例如,对于骨骼肌超声图像中的强回声部分,医生诊断主要看是否发生断裂,延续性是否很好,而对于弱回声部分,医生诊断主要看是否均匀,瘢痕的大小和形状如何。因此,本发明研究者发现要合理的分析超声波图像应该根据超声成像的特性对超声波图像上的不同程度的回声 (即对应人体的不同组织) 进行分别处理,且对于不同大小的超声反射界面也应该分别分析处理。因此,在对骨骼肌损伤超声波图像进行定量分析中,采用同时对图像灰度和空间尺度进行分解分析的基本思想 [15],先对灰度超声图像进行多尺度分解,分解阈值化后的二值图像再结合骨骼肌损伤的具体病症,使用相对应的图像特征进行统计分析。

[0009] 为获取不同空间尺度的二值图像,本发明使用高斯核函数 (Gaussian Kernels) 进行滤波分解。根据线性尺度空间 (Linear scale-space) 的分解原则,要求在粗糙尺度分解得到的图像中不会引入伪结构以对应于细致尺度分解图像中的简化结构 [16]。在这个原则指导下,高斯核函数就成为了理想而唯一的选择。同时,为了获取不同灰度尺度的二值图像,在使用空间尺度分解图像作为基准的情况下,采用自适应的灰度偏移量来获得一组灰

度阈值平面。自适应性灰度偏移量的选择主要是因为如果阈值平面的灰度范围超过了原纹理图像的灰度范围,就会使得阈值后得到全黑或者全白的图像,这样的二值图像对于描述纹理结构几乎是不起作用的,因此,本发明选择原纹理图像的灰度方差作为灰度偏移基准量。当原纹理图像的灰度范围跨越比较大时,其灰度值方差就会较大,相应的灰度阈值平面组就可以偏移较大,反之如果纹理图像本身灰度比较集中时,其灰度值方差就会较小,相应的灰度阈值平面组就只能在较小的范围内进行偏移。综上所述,结合两种尺度的阈值分解平面可定义为:

$$T(x, y; \sigma, \alpha) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} I(x-u, y-v) \exp\left[-\frac{u^2+v^2}{2\sigma^2}\right] + \alpha \cdot SD(I(x, y)) \quad (1)$$

其中, $M \times N$ 为图像大小, $I(x, y)$ 表示 (x, y) 象素点的灰度值, σ 为控制高斯核函数窗口大小的参数, α 为控制灰度偏移量的权重参数, $SD()$ 为计算超声纹理图像的标准方差。

[0010] 根据上述阈值分解平面,阈值化得到相应的二值平面为:

$$I_b(x, y; \sigma, \alpha) = \begin{cases} 1 & \text{if } I(x, y) \geq T(x, y; \sigma, \alpha) \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

为方便起见,在二值图像中将所有1值的连通区域记为1-blob,所有0值的连通区域记为0-blob。

[0011] 步骤2:提取与损伤表征相对应的纹理特征

骨骼横纹肌束排列有序,其声像图具有特定的纹理特征。每个肌纤维都由肌内膜包裹,聚集呈束状被肌束膜包裹,肌内膜和肌束膜是由结缔组织、血管、神经和脂肪组织组成的,这些结构与肌纤维的声阻抗差别较大,使得肌纤维与肌纤维之间、肌束与肌束之间的界面反射较为强烈,这是超声得以清晰显示肌纹理的基础。声像图上肌纹理表现为低回声的肌束或肌纤维与强回声的肌内膜、肌束膜相间的线状排列。

[0012] 根据骨骼肌损伤在超声波图像中的表征,本发明作者进行归纳总结后发现,要进行骨骼肌损伤的超声波图像诊断,需要从以下几个图像特征上进行比较分析:

1、超声图像感兴趣区域中灰度的均值 (Mean)。此图像特征对应的是超声回声的强度衡量值,不同组织部位由于声阻抗特性和声衰减系数的差异对超声的回声强度是不同的,通常,病变区域与正常区域在回声强度上可能存在明显差异。该特征值的计算公式如下:

$$\text{Mean} = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} I(x, y) \quad (3)$$

2、超声图像感兴趣区域中灰度值的标准方差 (Standard Deviation, SDev)。此图像特征衡量的是病变区域中的组织与正常区域中的组织是否基本相同,相同的介质(如构成、密度)对于同一超声波的回声强度应该是相同的,当组织区域发生病变如肌间出现血肿时,介质发生改变,回声强度随之改变,因此图像区域内的灰度的标准方差也会发生改变。该特征值的计算公式如下:

$$SDev = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} (I(x,y) - \text{Mean})^2} \quad (4)$$

3、超声图像感兴趣区域中纹理的密致性 (Number of Blobs, NOB)。该图像纹理特征反映了横纹肌肌纤维是否正常紧密分布。正常横纹肌的肌束与肌束之间呈相对等间距排列，声像图上肌纹理表现为间隔有致的强弱回声条索。骨骼肌损伤产生血肿后，肌肉间液体的积聚使得纹理的密致性发生重大的改变。该特征值的计算就是统计 1-blob 和 0-blob 的数量，NOB() 值越大则该区域中基元分布越紧密，反之，该区域中肌纤维基元分布稀疏。

$$[0013] \quad NOB_1(\sigma, \alpha) = \text{count}(1 - \text{blob}(\sigma, \alpha)) \quad (5)$$

4、超声图像感兴趣区域中纹理基元形状的不规则度 (Irregularity, $\overline{IRGL}$)。正常的肌纤维是呈条状的基元，而水肿的羽毛状肌纤维形状发生了明显变化。 $\overline{IRGL}$ 描述子可以描述超声图像中肌纤维基元是呈条索状还是呈斑点状。

$$\overline{IRGL}_1(\sigma, \alpha) = \frac{\sum_{i \in \varphi} (NOP_1(i; \sigma, \alpha) \cdot IRGL_1(i; \sigma, \alpha))}{\sum_{i \in \varphi} NOP_1(i; \sigma, \alpha)}$$

$$[0014] \quad IRGL_1(i; \sigma, \alpha) = \frac{1 + \sqrt{\pi} \cdot \max_{j \in \tau} \sqrt{(x_j - \bar{x})^2 + (y_j - \bar{y})^2}}{\sqrt{|\tau|}} \quad (6)$$

其中， $\bar{x} = \frac{\sum_{j \in \tau} x_j}{|\tau|}$, $\bar{y} = \frac{\sum_{j \in \tau} y_j}{|\tau|}$ ，表示被计算的连通区域的像素点的集合， τ 代表集合 τ 的势； φ 为该二值纹理图像中 1-blob 的集合； $NOP_1(i; \sigma, \alpha)$ 表示第 i 个 1-blob 中的像素点个数。

$\overline{IRGL}_0(\sigma, \alpha)$ 根据相同原则对 0-blob 斑块计算形状不规则度均值即可；

5、超声图像感兴趣区域中纹理基元的平均大小 (Size of Blobs, $\overline{SOB}$)。此纹理特征反映的是肌纤维是否存在断裂。正常的肌纤维基元一般较长，延续性较好，而断裂的肌纤维则延续性被破坏，肌纤维基元较短。该特征根据描述要求统计肌纤维基元的长度的均值，也就是 1-blob 和 0-blob 连通区域的最小外接圆的直径的均值：

$$\overline{SOB}_1(\sigma, \alpha) = \frac{\sum_{i \in \varphi} (NOP_1(i; \sigma, \alpha) \cdot SOB_1(i; \sigma, \alpha))}{\sum_{i \in \varphi} NOP_1(i; \sigma, \alpha)}$$

$$SOB_1(i; \sigma, \alpha) = \operatorname{argmax}_{j \in \tau} \sqrt{(x_j - \bar{x})^2 + (y_j - \bar{y})^2} \quad (7)$$

6、超声图像感兴趣区域中纹理分布的均匀性 (Homogeneity of Distribution, HOD)。此纹理特征与~~SOB~~纹理特征是合并使用的。当肌肉损伤处较小且分散时,比较大范围内的图像区域中基元分布的均匀性也能够判断是否发生了病变。HOD 值越大说明区域中基元分布的越不正常越不均匀,可能存在损伤区域。

$$HOD_1(\sigma, \alpha) = \frac{1}{NOB_1(\sigma, \alpha)} (D(c_i, c_i^*) - \bar{D})^2$$

$$\bar{D} = \frac{1}{NOB_1(\sigma, \alpha)} \sum_{i \in \omega} D(c_i, c_i^*)$$

$$[0015] \quad c_i^* = \operatorname{argmin}_{c_i} D(c_i, c_j), \forall c_i \in \omega \setminus c_j \quad (8)$$

其中, ω 代表所有重心点的集合,重心点 c_i 的坐标记为 $(\bar{x}_i, \bar{y}_i)$, $D()$ 统计的是欧氏距离。

[0016] 7、超声图像感兴趣区域中纹理分布的方向性 (Directionality of Distribution, DOD)。正常肌纤维的结构分布走向通常存在方向性,而当发生损伤时,该方向性会发生改变或消失。超声图像在空间部分上的方向性可以通过傅里叶变换在频域中进行描述,因此,该特征值就是根据超声对应频谱图上极值点的位置来进行描述的。

$$DOD(\sigma, \alpha) = \arctan v^*/u^*$$

$$[0017] \quad (u^*, v^*) = \operatorname{argmax}_{(u,v)} |G_b(u, v; \sigma, \alpha)|, u \in [1, M-1], v \in [1, N-1]$$

$$G_b(u, v; \sigma, \alpha) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} I_b(x, y; \sigma, \alpha) \cdot \exp[-j2\pi(\frac{ux}{M} + \frac{vy}{N})] \quad (9)$$

其中, $G_b(u, v; \sigma, \alpha)$ 表示图像 $I_b(x, y; \sigma, \alpha)$ 进行二维离散傅里叶变换后的结果, $| \quad |$ 表示取其频谱成分。

[0018] 8、超声图像感兴趣区域中纹理分布的周期性 (Periodicity of Distribution, POD)。正常肌纤维层状结构的分布存在明显的周期性,肌纤维按照某个距离值近似等距离间隔分布。当出现血肿或水肿后,由于肌束间的距离发生参差不齐的改变,分布的周期性会发生明显的改变。POD 的值越大说明超声图像呈现明显的周期性分布,反之则是损伤后存在血肿或水肿问题的随机弥散性纹理分布。

$$[0019] \quad \text{POD}(\sigma, \alpha) = \frac{|G_b(u^*, v^*; \sigma, \alpha)|}{\sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} |G_b(u, v; \sigma, \alpha)|} \quad (10)$$

步骤 3 : 对不同 ROI 区域计算纹理特征差距

在提取了八组纹理特征之后, 原超声图像中 ROI 区域中的纹理信息即可用八组特征合并的组合特征参量进行定量描述。为判断同一幅超声图像中不同 ROI 区域中纹理结构的改变程度, 定量分析纹理结构的差异, 本发明对组合特征参量进行了特征相似度计算, 特征相似度计算公式如下 :

$$d_k(\text{ROI}_1, \text{ROI}_2) = \sqrt{\sum_{\sigma} \sum_{\alpha} (f_k^1(\sigma, \alpha) - f_k^2(\sigma, \alpha))^2} \quad (11)$$

其中, ROI_1 和 ROI_2 代表用来比较的两个区域, $f_k(\sigma, \alpha)$ 表示使用上述八个特征中第 k 个统计算子统计出来的特征参量子集, 其上标 1、2 分别表示第一和第二的区域。

[0020] 骨骼肌损伤超声图像的病灶表征主要体现在以下几个方面 : ROI 区域回声强弱及均匀性发生改变、肌纤维性质发生改变、肌纤维层间距离发生变化以及肌纤维层状结构改变。因此, 在利用了多尺度斑块特征方法中提出的四个统计算子分别对应描述肌纤维基元的密致性 (NOB)、纤维形状的不规则度 (IRGL)、纤维分布的均匀性 (HOD) 以及纤维分布的周期性 (POD) 之外, 本发明还提出了四个统计特征来描述病灶 ROI 区域回声强度 (Mean)、回声均匀性 (SDev)、肌纤维基元的大小 (SOB) 以及纤维分布的方向性 (DOD)。并提出的四个统计算子的计算公式。

[0021] 本发明解决了骨骼横纹肌超声图像中的纹理定量描述问题, 发明中的纹理多级分解方法符合超声图像的成像原理, 结合医学上对骨骼横纹肌损伤的诊断依据, 所提出的八组特征既能够直观的与医生诊断依据相对应, 又能够对差异变化进行定量描述, 是一种基于骨骼横纹肌超声图像特点和骨骼肌损伤病理特征的医学图像辅助分析算法。

附图说明

[0022] 图 1 为正常人大腿骨骼横纹肌的超声成像优于磁共振成像的示例。其中, (a) 为超声图像, (b) 为磁共振图像。

[0023] 图 2 表示超声图像强度界面多级分解过程示意图。其中, (a) 为骨骼肌超声灰度图 ; (b) 为分解阈值图像 ; (c) 为强度界面分解后二值图像。

[0024] 图 3 为骨骼肌超声图像的纹理表征举例。其中, (a) 为正常骨骼肌超声图像 ; (b) 为损伤骨骼肌超声图像。

[0025] 图 4 为血肿超声图像正常区域与疑似病变区域示例。其中, (a) 血肿超声图像中两个近似正常区域 ; (b) 血肿超声图像中近似正常区域与疑似病变区域。

[0026] 图 5 显示对骨骼肌损伤超声图像利用强度界面多级分解法提取的纹理特征的比较结果, 图中的两组曲线为血肿超声图像中近似正常区域与疑似病变区域的特征曲线比

较,其中 ROI1 为正常区域,ROI2 为疑似病变区域。其中,a 为特征 Mean 曲线,b 为特征 SDev 曲线,c 为特征 DOB 曲线,d 为特征 HOD 曲线,e 为特征 IRGL 曲线,f 为特征 NOB 曲线,g 为特征 POD 曲线,h 为特征 SOB 曲线。

具体实施方式

[0027] 1、本发明处理的超声图像都是 B 型超声图像, B 超的显示方式采用亮度调制方式来显示回波信号的强弱,回波幅度大,亮度强,幅度小,亮度弱。超声探头接受回来的回声信号经过滤波,对数放大,并由 DSC 电路进行数字变换形成数字信号后,在转换成二维灰度图像之前,还要进行图像灰阶变换、y 矫正、图像平滑化以及针对局部区域的直方图拉伸等图像处理。因此,从回声强度到显示的灰度图像之间是一个非线性的变换过程,不同时间不同设备获取的超声图像中的强度值之间不存在物理比较意义,所以本文对于骨骼肌损伤的定量分析只针对同一幅超声图像上的正常区域与病变区域进行比较。该发明的具体算法如下:在给定骨骼肌超声图像上按照一定的窗口大小选取两个正常或近似正常的 ROI 区域,使用强度界面多级分解法提取八组纹理特征。

[0028] 2、对步骤 1 提取的纹理特征使用公式 (11) 进行相似度计算。

[0029] 3、在同一张超声图像上以同样大小的窗口选取一个正常 ROI 区域和一个疑似病变 ROI 区域,分别使用强度界面多级分解法提取八组纹理特征。

[0030] 4、对步骤 3 提取的纹理特征使用公式 (11) 进行相似度计算。

[0031] 5、比较步骤 2 与步骤 4 计算所得的相似度值,判断疑似病变 ROI 区域是否存在骨骼肌损伤,如果有损伤则步骤 4 所得的特征相似度(特征差距)即可用于定量分析损伤的程度。

[0032] 两组特征相似度的比较表

	特征值	正常与正常	正常与病变	病变ROI1与病变ROI2	DIF1-DIF2	DIF2-DIF3
1	NOB	0.8174	1.9180		1.1006	
2	HOD	4.3500	1.7838		2.5662	
3	IRGL	4.0557	4.1511		0.0954	
4	SOB	2.2948	2.3838		0.0890	
5	DOD	3.5173	3.2204		0.2969	
6	POD	0.3041	0.7444		0.4404	
7	MEAN	1.8100	33.4516		31.6416	
8	SDEV	31.8248	79.1101		47.2853	

参考文献

[1] Lehto MU, Jarvinen MJ. Muscles injuries, their healing process and treatment. Ann Chir Gynaecol, 1991, 80: 102-108.

[2] Sever MS. Rhabdomyolysis. Acta Clin Belg Suppl, 2007, (2):375-9.

[3] Poznanovic MR, Sulen N. Crush syndrome in severe trauma. Lijec Vjesn,

2007, 129 Suppl 5:142-4.

[4] Frick MA, Murthy NS. Imaging of elbow: muscle and tendon injuries. *Semin Musculoskelet Radiol*, 2010, 14(4):430-7.

[5] Potanas CP, Armbrust LJ, Klocke EE, et al. Ultrasonographic and magnetic resonance imaging diagnosis of an oropharyngeal wood penetrating injury in a dog. *J Am Anim Hosp Assoc*, 2011, 47(1):e 1-6.

[6] Farjoodi P, Mesfin A, Carrino JA, et al. Magnetic resonance imaging of the musculoskeletal system: basic science, pulse sequences, and a systematic approach to image interpretation. *J Bone Joint Surg Am*, 2010 Dec, 92 Suppl 2:105-16.

[7] Lee KS, Rosas HG. Musculoskeletal ultrasound: how to treat calcific tendinitis of the rotator cuff by ultrasound-guided single-needle lavage technique. *AJR Am J Roentgenol*, 2010, 195(3):638.

[8] Yao W, Zhao B, Zhao Y, et al. Ultrasonographic texture analysis of parenchymatous organs by the four-neighborhood-pixels algorithm: clinical experiment. *J Ultrasound Med*, 2001, 20(5): 465-71.

[9] 谢明星, 王新房, 张文君, 等. 正常心肌超声图像纹理分析初步探讨. *临床心血管病杂志*, 2003, 19(5): 297-299.

[10] Loizou CP, Pantziaris M, Pattichis MS, et al. Ultrasound image texture analysis of the intima and media layers of the common carotid artery and its correlation with age and gender. *Comput Med Imaging Graph*, 2009, 33(4): 317-24.

[11] Chen DY, Huang YL, Lin SH. Computer-aided diagnosis with textural features for breast lesions in sonograms. *Comput Med Imaging Graph*, 2010 Dec 3. [Epub ahead of print].

[12] Eisele R, Schmid R, Kinzl L, et al. Soft tissue texture analysis by B-mode-ultrasound in the evaluation of impairment in chronic low back pain. *Eur-J-Ultrasound*, 1998, 8(3): 167-175.

[13] 周翔, 张青萍, 乐桂蓉. 肌肉高频超声成像及其纹理分析. *中国超声医学杂志*, 2001, 17(1): 70-72.

[14] Pillen S, Van KM, Nievelstein RA, et al. Skeletal muscle ultrasonography: Visual versus quantitative evaluation. *Ultrasound Med Biol*, 2006, 32(9): 1315-21.

[15] Xu Qi, Haishan Wu, Yan Qiu Chen. Statistical Multiscale Blob Features for classifying and retrieving image texture from large-scale databases. *Journal of Electronic Imaging*, 2010, 19(4)

[16] A.K. Jain and F. Farrokhnia. Unsupervised texture segmentation using Gabor filters. *Pattern recognition*, 24(12):1167-1186, 1991.

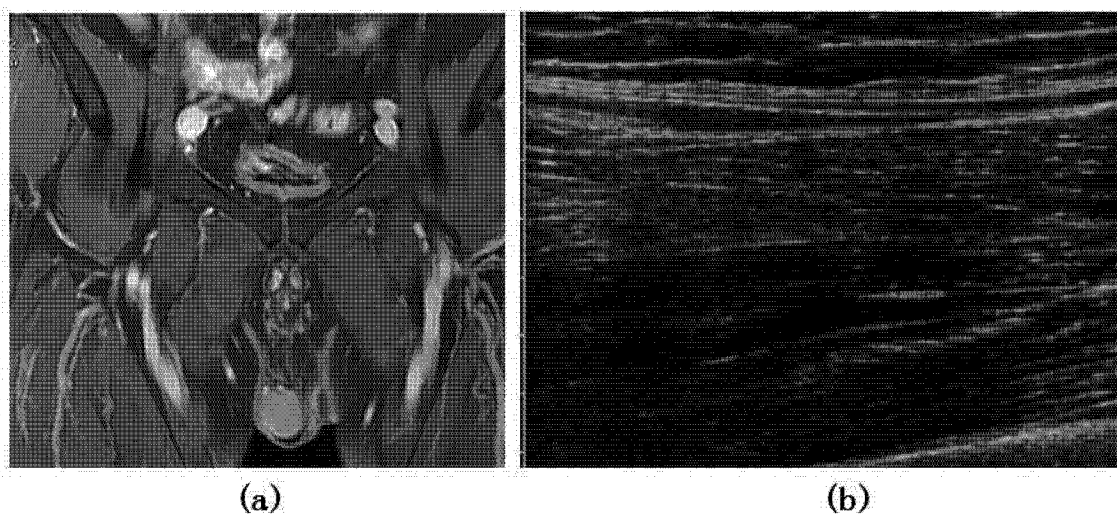


图 1

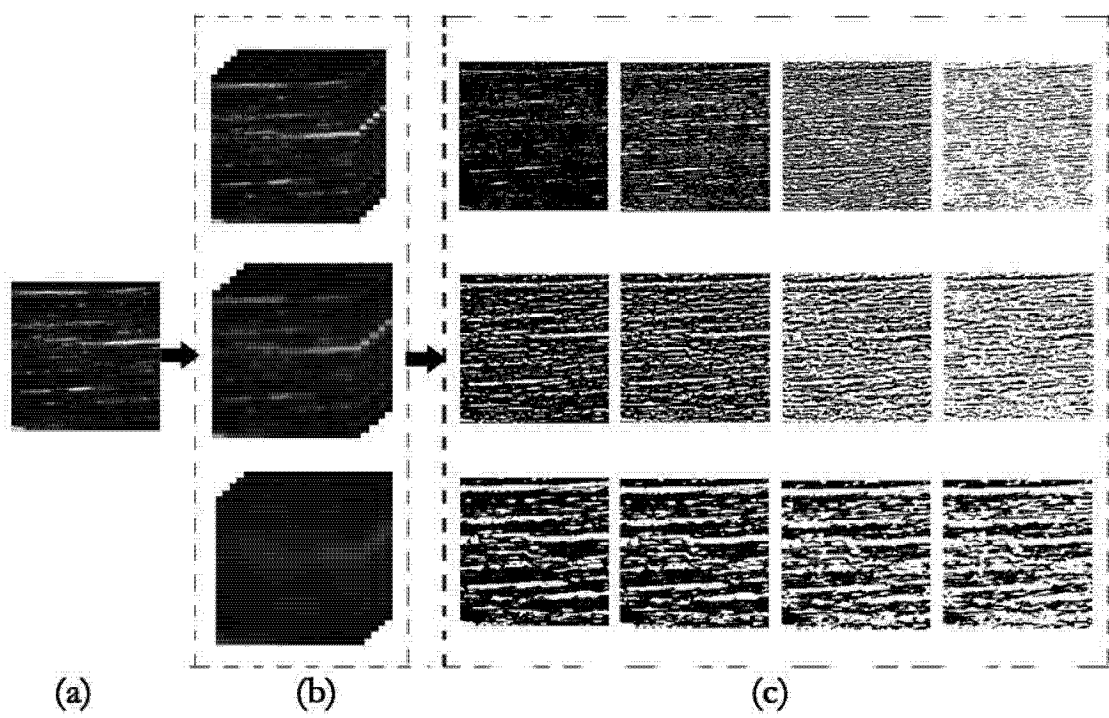


图 2

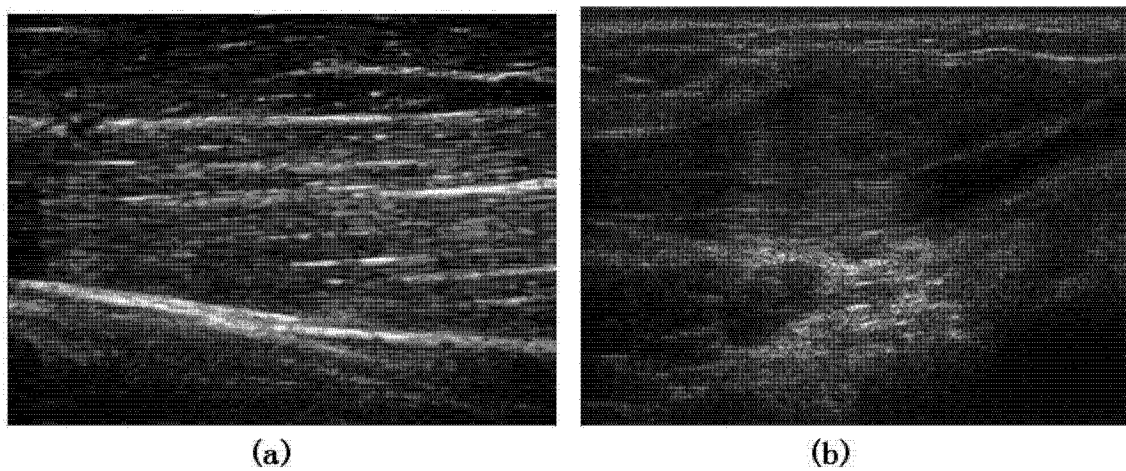


图 3

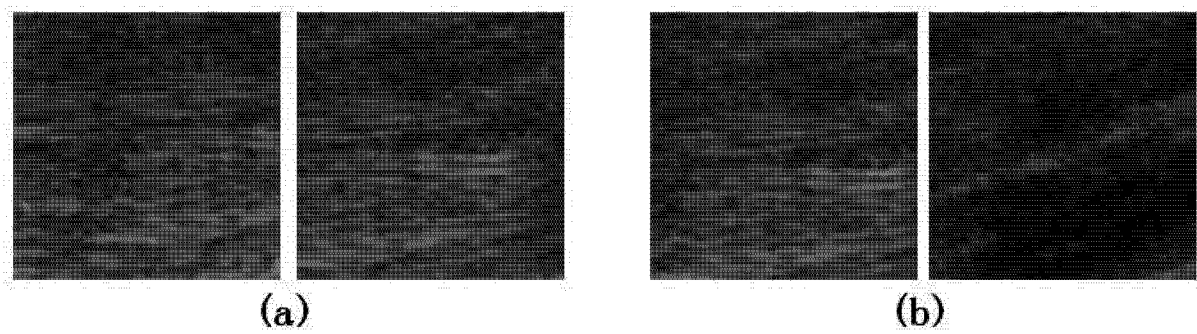


图 4

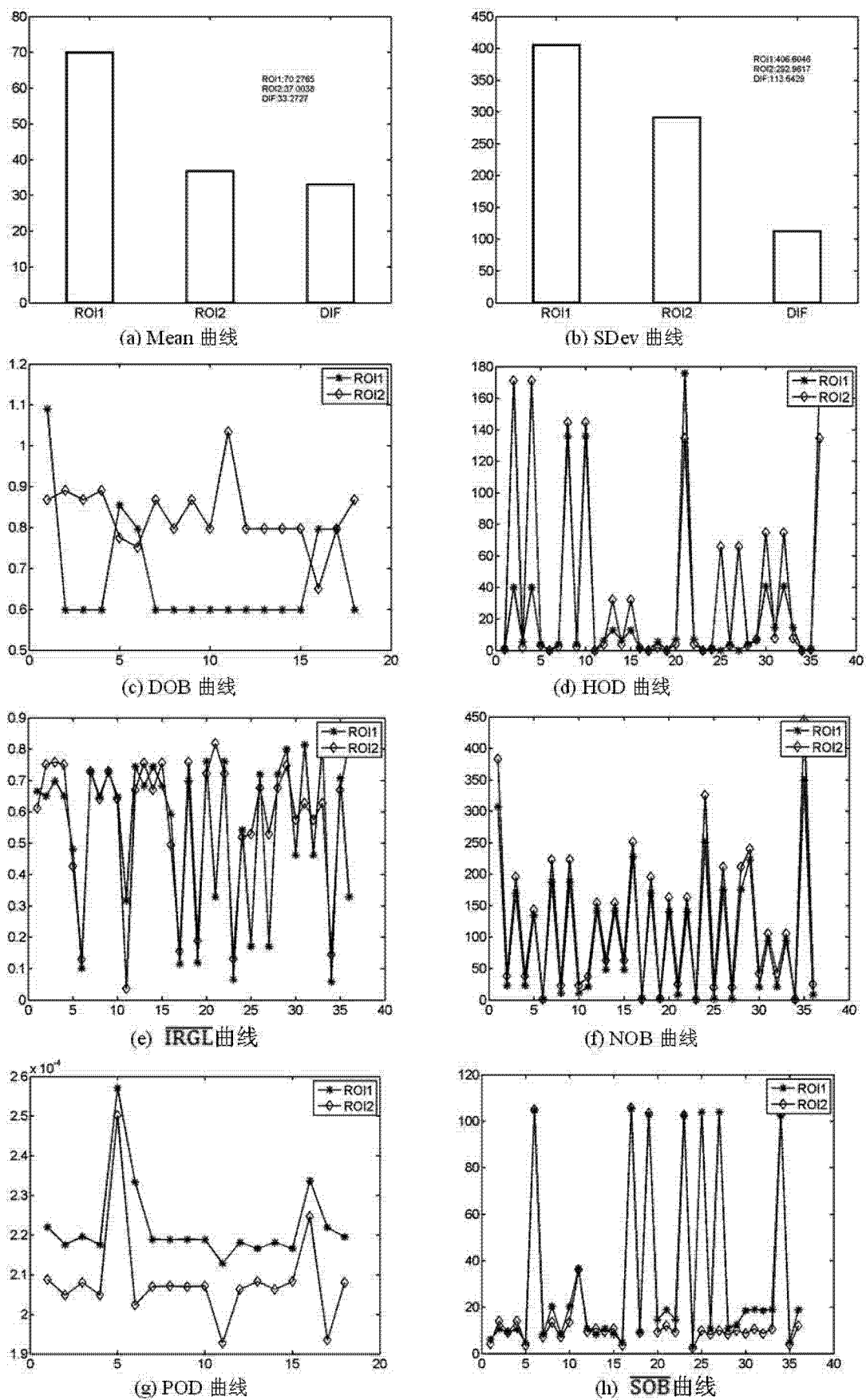


图 5

专利名称(译)	骨骼肌损伤超声图像纹理定量分析的强度界面多级分解法		
公开(公告)号	CN102324094A	公开(公告)日	2012-01-18
申请号	CN201110142497.7	申请日	2011-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	复旦大学		
申请(专利权)人(译)	复旦大学		
当前申请(专利权)人(译)	复旦大学		
[标]发明人	徐琪 陈雁秋 章建全 赵佳琦 宋家琳 贺延涛		
发明人	徐琪 陈雁秋 章建全 赵佳琦 宋家琳 贺延涛		
IPC分类号	G06T7/00 A61B8/08		
代理人(译)	陆飞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医学图像计算机处理技术领域，具体为一种针对骨骼横纹肌损伤超声图像纹理定量分析方法——强度界面多级分解法。本发明方法的流程如下：首先，在同一张超声图像上按照一定窗口大小选取两个正常或近似正常的ROI区域，使用强度界面多级分解法提取八组纹理特征并计算纹理特征相似度；然后在同一张超声图像上以相同大小窗口选取一个正常ROI区域和一个疑似病变ROI区域，分别使用强度界面多级分解法提取八组纹理特征并计算相似度；最后，将两组纹理特征相似度进行比较以判断疑似病变ROI区域是否存在骨骼肌损伤，如果有损伤则计算所得的特征相似度即为损伤程度的定量分析结果。实验表明该发明方法对于骨骼肌损伤超声图像能够合理有效的进行定量分析。

