



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103584884 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 19

(21) 申请号 201310548280. 5

(22) 申请日 2013. 11. 07

(71) 申请人 中国科学院深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 陈星 樊建平 周永进 李济舟
李晓龙 刘瑶利

(74) 专利代理机构 深圳市科进知识产权代理事
务所(普通合伙) 44316

代理人 沈祖锋 郝明琴

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

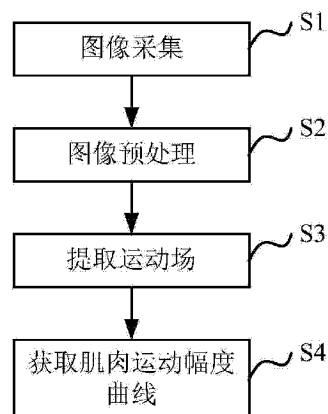
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

肌力评估方法及装置、肌肉康复训练跟踪评估方法及系统

(57) 摘要

本发明涉及运动医学技术领域,提供了一种肌力评估方法及装置、肌肉康复训练跟踪评估方法及系统。其中肌力评估方法包括:图像采集:采用超声设备实时采集被测者运动时的肌肉收缩图像视频;图像预处理:将采集到的所述肌肉收缩图像视频进行分帧,提取感兴趣的图像信息并调整图像对比度;提取运动场:采用运动估计方法,计算提取的图像中每相邻两帧的运动场,所述运动场代表图像灰度值在 x 和 y 方向的时空变化;获取肌肉运动幅度曲线:从所述运动场中提取一个量化的指标,计算并拟合得出肌肉运动幅度曲线,作为肌力评估的参照标准。本发明利用超声设备采集肌肉图像,简单直观,对医生和病人的要求都相对降低,简化了肌力评估的流程。



1. 一种肌力评估方法,其特征在于,包括如下步骤:

图像采集:采用超声设备实时采集被测者运动时的肌肉收缩图像视频;

图像预处理:将采集到的所述肌肉收缩图像视频进行分帧,提取感兴趣的图像信息并调整图像对比度;

提取运动场:采用运动估计方法,计算提取的图像中每相邻两帧的运动场,所述运动场代表图像灰度值在 x 和 y 方向的时空变化;

获取肌肉运动幅度曲线:从所述运动场中提取一个量化的指标,计算并拟合得出肌肉运动幅度曲线,作为肌力评估的参照标准。

2. 如权利要求 1 所述的肌力评估方法,其特征在于,所述运动估计方法包括光流法、微分法、匹配法、能量法、相位法和神经动力学方法中的一种或多种。

3. 如权利要求 2 所述的肌力评估方法,其特征在于,当所述运动估计方法为光流法时,所述提取运动场的步骤进一步包括:

建立图像金字塔,其中金字塔的每一层采用降采样的方法得到;

从图像金字塔的最高层开始逐层往下计算光流并得到每一层的运动估计结果,将上一层的运动估计结果作为下一层金字塔的起始点,重复这个过程直至金字塔最底层。

4. 如权利要求 1 所述的肌力评估方法,其特征在于,所述获取肌肉运动幅度曲线进一步包括:对特定方向的区域变形进行平均,归一化,得出肌肉运动幅度曲线,所述特定方向为 x 或 y 方向。

5. 如权利要求 1 所述的肌力评估方法,其特征在于,所述超声设备包括超声探头,所述超声探头固定于被测者待测肌肉外表面。

6. 一种肌肉康复训练跟踪评估方法,其特征在于,所述方法采用权利要求 1-5 任一项所述的肌力评估方法进行患者的肌肉康复训练跟踪评估。

7. 一种肌力评估装置,其特征在于,包括:

采用超声设备实时采集被测者运动时的肌肉收缩图像视频的图像采集模块;

与所述图像采集模块连接,将采集到的所述肌肉收缩图像视频进行分帧,提取感兴趣的图像信息并调整图像对比度的图像预处理模块;

与所述图像预处理模块连接,采用运动估计方法,计算提取的图像中每相邻两帧的运动场的运动场提取模块,其中所述运动场代表图像灰度值在 x 和 y 方向的时空变化;

与所述运动场提取模块连接,从所述运动场中提取一个量化的指标,计算并拟合得出肌肉运动幅度曲线,作为肌力评估的参照标准的肌肉运动幅度曲线获取模块。

8. 如权利要求 7 所述的肌力评估装置,其特征在于,所述运动估计方法包括光流法、微分法、匹配法、能量法、相位法和神经动力学方法中的一种或多种。

9. 如权利要求 8 所述的肌力评估装置,其特征在于,当所述运动估计方法为光流法时,所述运动场提取模块按如下步骤提取运动场:

建立图像金字塔,其中金字塔的每一层采用降采样的方法得到;

从图像金字塔的最高层开始逐层往下计算光流并得到每一层的运动估计结果,将上一层的运动估计结果作为下一层金字塔的起始点,重复这个过程直至金字塔最底层。

10. 如权利要求 7 所述的肌力评估装置,其特征在于,所述肌肉运动幅度曲线获取模块进一步按如下步骤获取肌肉运动幅度曲线:对特定方向的区域变形进行平均,归一化,得出

肌肉运动幅度曲线,所述特定方向为 x 或 y 方向。

11. 如权利要求 7 所述的肌力评估装置,其特征在于,所述超声设备包括超声探头,所述超声探头固定于被测者待测肌肉外表面。

12. 一种肌肉康复训练跟踪评估系统,其特征在于,所述系统包括权利要求 7-11 任一项所述的肌力评估装置,通过所述肌力评估装置进行患者的肌肉康复训练跟踪评估。

肌力评估方法及装置、肌肉康复训练跟踪评估方法及系统

【技术领域】

[0001] 本发明涉及运动医学技术领域,特别是涉及一种肌力评估方法及装置、肌肉康复训练跟踪评估方法及系统。

【背景技术】

[0002] 人或动物的运动涉及到肌力的激活和控制,了解肌力产生和控制背后的机制对研究运动医学和康复功能等有着至关重要的意义。肌力通常和肌肉的功能、潜在的工作效率和生活质量相关。对肌力的评估可被用来鉴别诊断是否存在损伤或残疾,判断病人是否符合治疗条件,或追踪病人的治疗效果,也即运动障碍患者的肌肉康复与其肌力密切相关。但是,直接测量生物活体内的肌力并不容易,而只能通过评估,计算或模拟。

[0003] 超声成像是一种实时、无创的成像方法,它可以准确反映肌肉收缩过程中的结构形态变化,被广泛应用于人体肌肉特性的研究。形态学特征如肌束长度、羽状角、肌肉厚度等,和肌肉组织的力学属性直接相关,大多数研究人员只是单纯利用超声图像研究某一种或多种形态特征参数,很少与肌力直接联系起来。肌力是患者在主动动作时所呈现的肌收缩力,是神经科医师检查运动神经功能的重要指标之一。因此,如何更客观、简单、直观地评估肌力至关重要。

[0004] 目前肌力评估方法主要有徒手肌力评定、基于简单器械的肌力测试和基于肌电信号的肌力评估三种。徒手肌力评定过程中对患者施加多大的抗力,以及如何客观地评估肌力等级,不是普通医生都能进行正确地评估,需要受过专门训练的神经科医师才能完成,对病人和医生的要求都较高,且主观性强;简单器械测试主要包括握力计、捏力计、拉力计等,每种器械只能针对特定的肌肉功能,适用范围不广,且无法评估特定的某块肌肉;而肌电信号是反应肌肉活动的电生理参数,只能作为肌力评估的间接指标,易受干扰,尤其是很难区分目标肌肉的周边及深层肌肉影响。

[0005] 鉴于此,克服上述现有技术所存在的缺陷是本技术领域亟待解决的问题。

【发明内容】

[0006] 本发明要解决的技术问题是提供一种肌力评估方法及装置、肌肉康复训练跟踪评估方法及系统,其简单直观,对医生和病人的要求较低,简化了肌力评估流程。

[0007] 本发明采用如下技术方案:

[0008] 一种肌力评估方法,包括如下步骤:

[0009] 图像采集:采用超声设备实时采集被测者运动时的肌肉收缩图像视频;

[0010] 图像预处理:将采集到的所述肌肉收缩图像视频进行分帧,提取感兴趣的图像信息并调整图像对比度;

[0011] 提取运动场:采用运动估计方法,计算提取的图像中每相邻两帧的运动场,所述运动场代表图像灰度值在 x 和 y 方向的时空变化;

[0012] 获取肌肉运动幅度曲线:从所述运动场中提取一个量化的指标,计算并拟合得出

肌肉运动幅度曲线,作为肌力评估的参照标准。

[0013] 进一步地,所述运动估计方法包括光流法、微分法、匹配法、能量法、相位法和神经动力学方法中的一种或多种。

[0014] 进一步地,当所述运动估计方法为光流法时,所述提取运动场的步骤进一步包括:

[0015] 建立图像金字塔,其中金字塔的每一层采用降采样的方法得到;

[0016] 从图像金字塔的最高层开始逐层往下计算光流并得到每一层的运动估计结果,将上一层的运动估计结果作为下一层金字塔的起始点,重复这个过程直至金字塔最底层。

[0017] 进一步地,所述获取肌肉运动幅度曲线进一步包括:对特定方向的区域变形进行平均,归一化,得出肌肉运动幅度曲线,所述特定方向为 x 或 y 方向。

[0018] 进一步地,所述超声设备包括超声探头,所述超声探头固定于被测者待测肌肉外表面。

[0019] 本发明还提供了一种肌肉康复训练跟踪评估方法,所述方法采用如上所述的肌力评估方法进行患者的肌肉康复训练跟踪评估。

[0020] 本发明还提供了一种肌力评估装置,包括:

[0021] 采用超声设备实时采集被测者运动时的肌肉收缩图像视频的图像采集模块;

[0022] 与所述图像采集模块连接,将采集到的所述肌肉收缩图像视频进行分帧,提取感兴趣的图像信息并调整图像对比度的图像预处理模块;

[0023] 与所述图像预处理模块连接,采用运动估计方法,计算提取的图像中每相邻两帧的运动场的运动场提取模块,其中所述运动场代表图像灰度值在 x 和 y 方向的时空变化;

[0024] 与所述运动场提取模块连接,从所述运动场中提取一个量化的指标,计算并拟合得出肌肉运动幅度曲线,作为肌力评估的参照标准的肌肉运动幅度曲线获取模块。

[0025] 进一步地,所述运动估计方法包括光流法、微分法、匹配法、能量法、相位法和神经动力学方法中的一种或多种。

[0026] 进一步地,当所述运动估计方法为光流法时,所述运动场提取模块按如下步骤提取运动场:

[0027] 建立图像金字塔,其中金字塔的每一层采用降采样的方法得到;

[0028] 从图像金字塔的最高层开始逐层往下计算光流并得到每一层的运动估计结果,将上一层的运动估计结果作为下一层金字塔的起始点,重复这个过程直至金字塔最底层。

[0029] 进一步地,所述肌肉运动幅度曲线获取模块进一步按如下步骤获取肌肉运动幅度曲线:对特定方向的区域变形进行平均,归一化,得出肌肉运动幅度曲线,所述特定方向为 x 或 y 方向。

[0030] 进一步地,所述超声设备包括超声探头,所述超声探头固定于被测者待测肌肉外表面。

[0031] 本发明还提供了一种肌肉康复训练跟踪评估系统,所述系统包括如上所述的肌力评估装置,通过所述肌力评估装置进行患者的肌肉康复训练跟踪评估。

[0032] 与现有技术相比,本发明的有益效果在于:利用超声设备实时采集被测者肌肉图像以测量其肌肉的运动幅度,简单直观,对医生和病人的要求都相对降低,简化了肌力评估的流程,为肌力评估和康复训练跟踪提供一个参照标准。

【附图说明】

- [0033] 图 1 是本发明实施例的肌力评估方法流程图；
- [0034] 图 2 是本发明实施例中图像采集示意图；
- [0035] 图 3a 是本发明实施例中提取的感兴趣区域示意图；
- [0036] 图 3b 是本发明实施例中提取的光流场示意图；
- [0037] 图 4 是本发明实施例中运动场和光流场的关系示意图；
- [0038] 图 5 是本发明实施例中采用光流法建立的图像金字塔示意图；
- [0039] 图 6 是本发明实施例中获取的肌肉运动幅度曲线示意图；
- [0040] 图 7 是测功机与本发明实施例得出的肌肉运动幅度曲线对比示意图；
- [0041] 图 8 是本发明实施例中康复跟踪过程示意图；
- [0042] 图 9 是本发明实施例的肌力评估装置结构框图。

【具体实施方式】

[0043] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。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。

[0044] 此外，下面所描述的本发明各个实施方式中所涉及到的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互组合。

[0045] 本发明利用超声设备对肌肉运动实时成像，利用运动估计的方法得到感兴趣肌肉的运动场，进而求出运动幅度曲线，为后续肌力评估和康复跟踪提供一个新的参照标准。

[0046] 如图 1 所示，本发明实施例提供了一种肌力评估方法，包括如下步骤：

[0047] 步骤 S1：图像采集；

[0048] 本步骤采用超声设备实时采集被测者运动时的肌肉收缩图像视频。如图 2 所示，超声设备包括超声探头 1，超声探头 1 固定于被测者待测肌肉外表面。本实施例中，超声探头 1 是通过一固定装置 2 固定于被测者待测肌肉外表面的，随着被测者的运动，肌肉收缩的图像便实时成像到超声设备上。

[0049] 步骤 S2：图像预处理；

[0050] 本步骤将采集到的肌肉收缩图像视频进行分帧，提取感兴趣的图像信息并调整图像对比度，便于后续处理，如图 3 所示。

[0051] 步骤 S3：提取运动场；

[0052] 本步骤采用运动估计方法，计算提取的图像中每相邻两帧的运动场，运动场代表图像灰度值在 x 和 y 方向的时空变化。其中运动估计方法可采用光流法、微分法、匹配法、能量法、相位法和神经动力学方法中的一种或多种。下面以光流法为例对本发明进行详细说明：

[0053] 光流是空间运动物体在观测成像平面上的像素运动的“瞬时速度”。光流的研究是利用图像序列中的像素强度数据的时域变化和相关性来确定各自像素位置的“运动”。研究光流场的目的就是为了从图片序列中近似得到不能直接得到的运动场。运动场其实就是物体在三维真实世界中的运动；而光流场是运动场在二维图像平面上的投影，两者关系如图

4 所示,提取的光流场如图 3b 所示。

[0054] 光流法的前提假设:

[0055] (1) 相邻帧之间的亮度恒定;

[0056] (2) 相邻视频帧的取帧时间连续,或者,相邻帧之间物体的运动比较“微小”;

[0057] (3) 保持空间一致性;即,同一子图像的像素点具有相同的运动。

[0058] 光流法原理如下:

[0059] 假设物体在时刻 t 时位于 (x, y) 点,在 $t + \Delta t$ 时刻位于 $(x + \Delta x, y + \Delta y)$ 点,那么应该有以下式:

[0060] $I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t) = I(x, y, t)$

[0061] 用一阶泰勒级数展开得到:

[0062]
$$I(x + dx, y + dy, t + dt) = I(x, y, t) + \frac{\partial I}{\partial x} dx + \frac{\partial I}{\partial y} dy + \frac{\partial I}{\partial t} dt$$

[0063]
$$\frac{\partial I}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial I}{\partial y} \Delta y + \frac{\partial I}{\partial t} \Delta t = 0$$

[0064]
$$\frac{\partial I}{\partial x} \frac{\Delta x}{\Delta t} + \frac{\partial I}{\partial y} \frac{\Delta y}{\Delta t} + \frac{\partial I}{\partial t} \frac{\Delta t}{\Delta t} = 0$$

[0065] 最终可得出结论:

[0066]
$$\frac{\partial I}{\partial x} V_x + \frac{\partial I}{\partial y} V_y + \frac{\partial I}{\partial t} = 0$$

[0067] 这里的 V_x, V_y 是 x 和 y 的速率,或称为 $I(x, y, t)$ 的光流。 $\frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y}$ 和 $\frac{\partial I}{\partial t}$ 是图像

$I(x, y, t)$ 在 t 时刻特定方向的偏导数。 I_x, I_y 和 I_t 的关系可用下式表述:

[0068] $I_x V_x + I_y V_y = -I_t$

[0069] 即

[0070]
$$\begin{bmatrix} I_x & I_y \end{bmatrix} \bullet \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \end{bmatrix} = -I_t$$

[0071] 假设在 (V_x, V_y) 的一个小的局部领域内,亮度是恒定的,那么

[0072]
$$\begin{bmatrix} I_{x1} & I_{y1} \\ I_{x2} & I_{y2} \\ \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} I_{t1} \\ I_{t2} \\ \vdots \\ \vdots \end{bmatrix}, \text{即} \quad \text{光流计算的目的,就是使} \quad \text{最小。}$$

$$A\vec{u} = \vec{b}, \quad \|\vec{A}\vec{u} - \vec{b}\|^2$$

[0073] 为了提高精度,可结合图像金字塔,在图像金字塔的最高层计算光流,用得到的运动估计结果作为下一层金字塔的起始点,重复这个过程直至金字塔最底层。这样就将不满足运动假设的可能性降到最低从而实现对更快和更长的运动的跟踪。金字塔的每一层使用

降采样得到,建立的图像金字塔如图 5 所示。具体步骤如下:

[0074] 步骤 A:建立图像金字塔,其中金字塔的每一层采用降采样的方法得到;

[0075] 步骤 B:从图像金字塔的最高层开始逐层往下计算光流并得到每一层的运动估计结果,将上一层的运动估计结果作为下一层金字塔的起始点,重复这个过程直至金字塔最底层。

[0076] 步骤 S4:获取肌肉运动幅度曲线。

[0077] 得到运动场后,需要从中提取一个指标作为肌力评估的参照标准。本步骤从运动场中提取一个量化的指标,计算并拟合得出肌肉运动幅度曲线,作为肌力评估的参照标准。例如,可以对特定方向(x 或 y 方向)的区域变形进行平均,归一化,得出肌肉运动幅度曲线,如图 6 所示。

[0078] 本发明实施例还提供了一种肌肉康复训练跟踪评估方法,该方法采用如上所述的肌力评估方法进行患者的肌肉康复训练跟踪评估。不同程度肌肉损伤的患者得到的曲线幅度是不一样的,而且经过拟合,发现该曲线与测功机得出的肌力曲线是很接近的,如图 7 所示。这也说明利用超声图像对肌力进行评估,跟踪患者训练康复情况的方法是可行的。康复跟踪示意图如图 8 所示,由于肌肉运动幅度是归一化的,当患者的肌肉状况得到改善,即肌肉能达到的最大收缩变大,与前一次的曲线对比,体现为幅度增加。因此,通过对比康复过程中的幅度曲线,可以跟踪了解病人的康复情况。

[0079] 如图 9 所示,本发明实施例还提供了一种肌力评估装置,该装置包括图像采集模块 10、图像预处理模块 20、运动场提取模块 30 和肌肉运动幅度曲线获取模块 40,其中:图像采集模块 10 采用超声设备实时采集被测者运动时的肌肉收缩图像视频;图像预处理模块 20 与图像采集模块 10 连接,将采集到的肌肉收缩图像视频进行分帧,提取感兴趣的图像信息并调整图像对比度;运动场提取模块 30 与图像预处理模块 20 连接,采用运动估计方法,计算提取的图像中每相邻两帧的运动场的运动场提取模块,其中运动场代表图像灰度值在 x 和 y 方向的时空变化;肌肉运动幅度曲线获取模块 40 与运动场提取模块 30 连接,从运动场中提取一个量化的指标,计算并拟合得出肌肉运动幅度曲线,作为肌力评估的参照标准。

[0080] 值得说明的是,该肌力评估装置内的模块之间的信息交互、执行过程等内容,由于与本发明的肌力评估方法实施例基于同一构思,具体内容可参见本发明方法实施例中的叙述,此处不再赘述。

[0081] 本发明实施例还提供了一种肌肉康复训练跟踪评估系统,该系统包括如上所述的肌力评估装置,通过该肌力评估装置进行患者的肌肉康复训练跟踪评估。

[0082] 值得说明的是,该肌肉康复训练跟踪评估系统内的模块之间的信息交互、执行过程等内容,由于与本发明的肌肉康复训练跟踪评估方法实施例基于同一构思,具体内容可参见本发明方法实施例中的叙述,此处不再赘述。

[0083] 现有技术(包括徒手肌力评定、基于简单器械的肌力测试和基于肌电信号的肌力评估)要么需要受过专门训练的神经科医生才能完成,要么只能针对特定的肌群进行评估,具有一定的主观性,适用范围不广,不具有直观性。本发明提供的方法采用连续超声图像测量肌肉的运动幅度,简单直观,对医生和病人的要求都相对降低,简化了肌力评估的流程,为肌力评估和康复训练跟踪提供一个新的参照标准。

[0084] 本领域普通技术人员可以理解实施例的各种方法中的全部或部分步骤是可以通过程序来指令相关的硬件来完成,该程序可以存储于一计算机可读存储介质中,存储介质可以包括:只读存储器(ROM, Read Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、磁盘或光盘等。

[0085] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

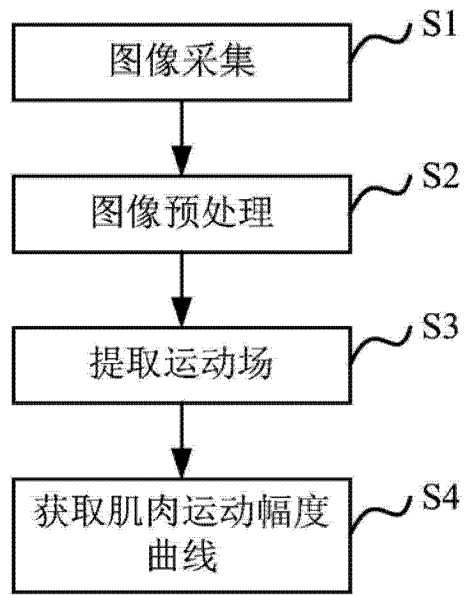


图 1

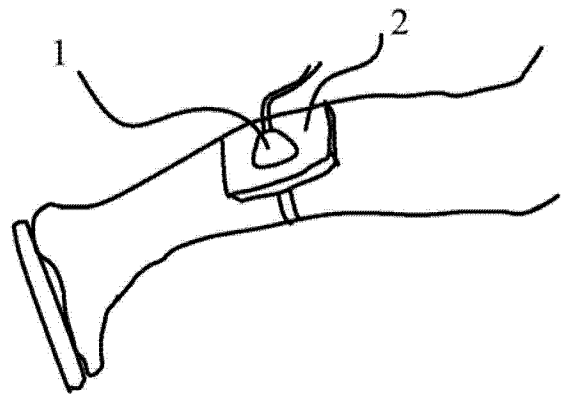


图 2

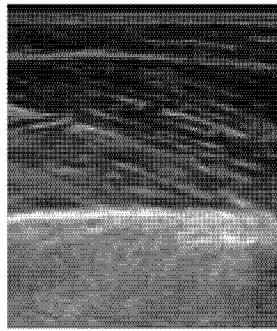


图 3a

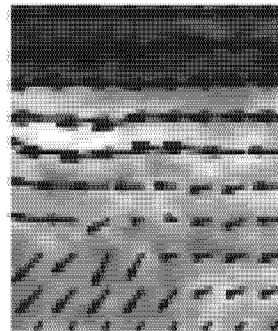


图 3b

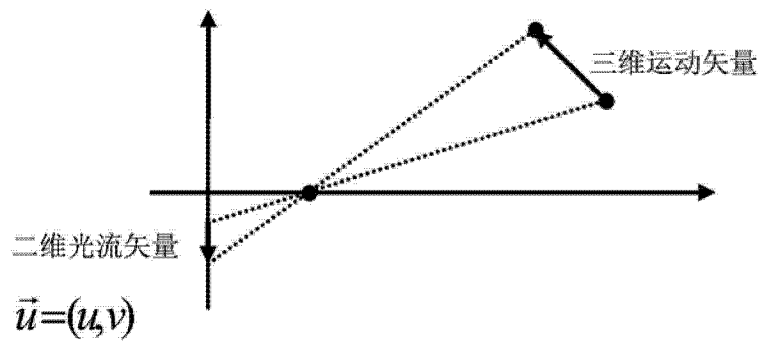


图 4

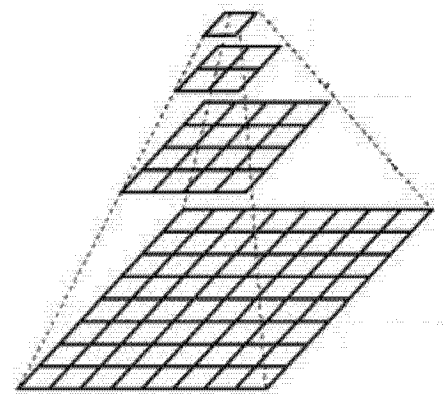


图 5

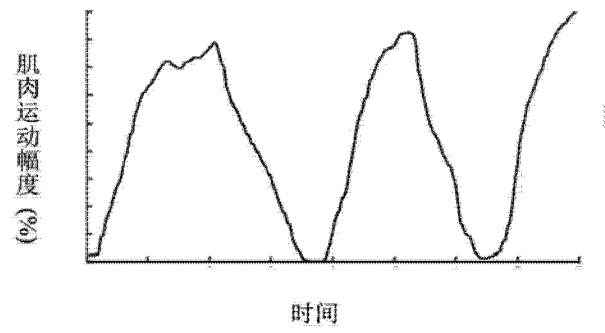


图 6

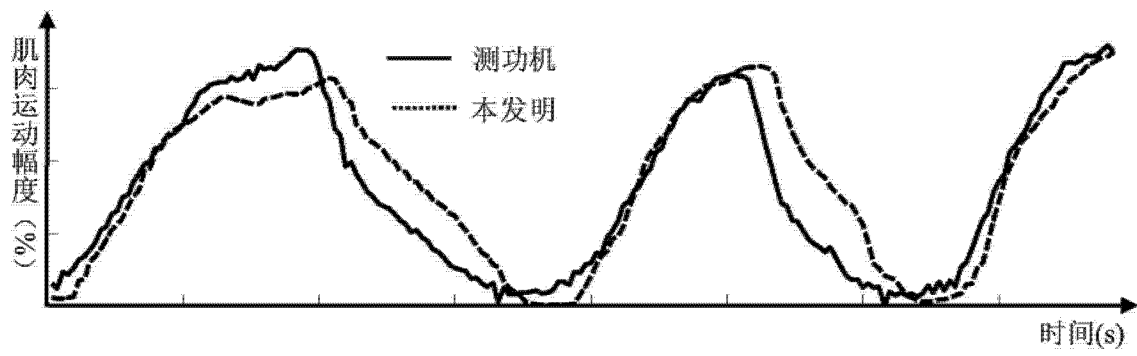


图 7

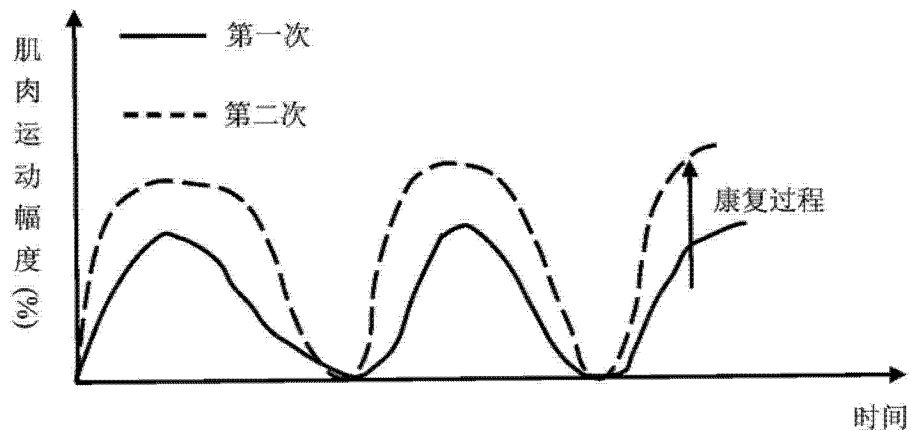


图 8

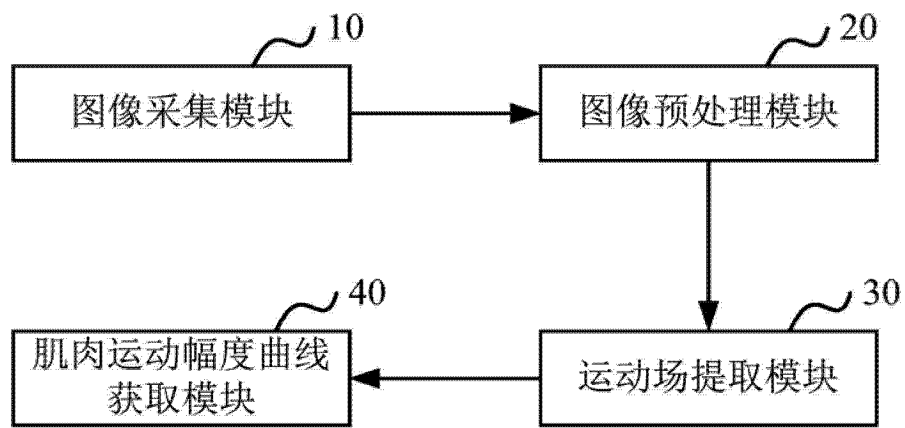


图 9

专利名称(译)	肌力评估方法及装置、肌肉康复训练跟踪评估方法及系统		
公开(公告)号	CN103584884A	公开(公告)日	2014-02-19
申请号	CN201310548280.5	申请日	2013-11-07
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	陈星 樊建平 周永进 李济舟 李晓龙 刘瑶利		
发明人	陈星 樊建平 周永进 李济舟 李晓龙 刘瑶利		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN103584884B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及运动医学技术领域，提供了一种肌力评估方法及装置、肌肉康复训练跟踪评估方法及系统。其中肌力评估方法包括：图像采集：采用超声设备实时采集被测者运动时的肌肉收缩图像视频；图像预处理：将采集到的所述肌肉收缩图像视频进行分帧，提取感兴趣的图像信息并调整图像对比度；提取运动场：采用运动估计方法，计算提取的图像中每相邻两帧的运动场，所述运动场代表图像灰度值在x和y方向的时空变化；获取肌肉运动幅度曲线：从所述运动场中提取一个量化的指标，计算并拟合得出肌肉运动幅度曲线，作为肌力评估的参照标准。本发明利用超声设备采集肌肉图像，简单直观，对医生和病人的要求都相对降低，简化了肌力评估的流程。

