



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105997079 A

(43)申请公布日 2016. 10. 12

(21)申请号 201610489436.0

(22)申请日 2016.06.29

(71)申请人 中国人民解放军第二军医大学
地址 200433 上海市杨浦区翔殷路800号

(72)发明人 魏高峰 朱仁心 陶峰 任东彦
冯逸飞

(74)专利代理机构 上海元一成知识产权代理事
务所(普通合伙) 31268

代理人 赵青

(51)Int.Cl.

A61B 5/055(2006.01)

A61B 5/22(2006.01)

A61B 5/107(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

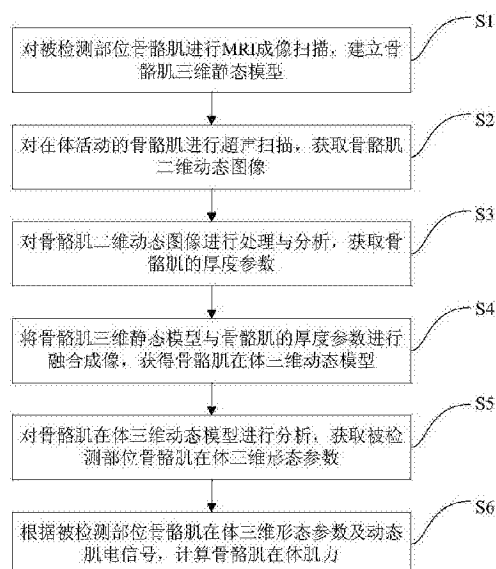
权利要求书1页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

一种通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体
测量方法

(57)摘要

本发明公开了一种通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法,包括如下步骤:1)对被检测部位骨骼肌进行MRI成像扫描,建立骨骼肌三维静态模型;2)对在体活动的骨骼肌进行超声扫描,获取骨骼肌二维动态图像;3)对骨骼肌二维动态图像进行处理与分析,获取骨骼肌的厚度参数;4)将骨骼肌三维静态模型与骨骼肌的厚度参数进行融合成像,获得骨骼肌在体三维动态模型;5)对骨骼肌在体三维动态模型进行分析,获取被检测部位骨骼肌在体三维形态参数;6)根据被检测部位骨骼肌在体三维形态参数及动态肌电信号,计算骨骼肌在体肌力。本发明的测量方法是一种非侵入式骨骼肌力学建模新方法,能够快速准确地获取骨骼肌神经生物力学行为规律与协调机理。



1. 一种通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法,其特征在于,包括如下步骤:
 - 1) 对被检测部位骨骼肌进行MRI成像扫描,建立骨骼肌三维静态模型;
 - 2) 对在体活动的骨骼肌进行超声扫描,获取骨骼肌二维动态图像;
 - 3) 对骨骼肌二维动态图像进行处理与分析,获取骨骼肌的厚度参数;
 - 4) 将骨骼肌三维静态模型与骨骼肌的厚度参数进行融合成像,获得骨骼肌在体三维动态模型;
 - 5) 对骨骼肌在体三维动态模型进行分析,获取被检测部位骨骼肌在体三维形态参数;
 - 6) 根据被检测部位骨骼肌在体三维形态参数及动态肌电信号,计算骨骼肌在体肌力。
2. 根据权利要求1所述的通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法,其特征在于:所述步骤1)中MRI成像扫描获得的MRI二维图像采用水平集自动演化分割算法,获得被检测部位骨骼肌MRI图像序列的二维分割线框模型。
3. 根据权利要求1所述的通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法,其特征在于:所述步骤1)中建立骨骼肌三维形态模型是对二维分割线框模型进行三维曲面缝合处理,形成骨骼肌三维形态模型。
4. 根据权利要求1所述的通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法,其特征在于:所述步骤2)中对在体活动的骨骼肌采用便携式超声探头进行超声扫描。
5. 根据权利要求1所述的通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法,其特征在于:所述步骤3)中对骨骼肌二维动态图像进行处理与分析,获取骨骼肌的厚度参数,计算公式如下:

$$MV(\text{cm}^3) = (MT \times 219.9) + (LL \times 31.3) - 1758$$
 其中,MV表示肌肉体积;MT表示肌肉厚度;LL表示被测腿部长度的。
6. 根据权利要求1所述的通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法,其特征在于:所述步骤6)中根据被检测部位骨骼肌在体三维形态参数及肌电信号,计算骨骼肌在体肌力,具体包括:

a. 计算表面肌电信号,公式如下:

$$\alpha_j(t) = \frac{e^{d\alpha_j(t)} - 1}{e^d - 1};$$

b. 计算Hill肌力模型,公式如下:

$$F_j^{CE} = \frac{bF_j^0 + aL_j^{CE}}{b - L_j^{CE}}$$

$$\varphi_j(t) = \arcsin\left(\frac{L_j^0 \sin \varphi_j^0}{L_j^0(t)}\right)$$

$$F_j^0 = F_j^{max} \left[1 - \left(\frac{L_j^{CE} - L_j^{TOFT}}{w} \right)^2 \right];$$

c. 计算在体肌力,公式如下:

$$F_j^{wt}(t) = (F_j^{CE} + F_j^{FE}) \cos(\varphi_j(t))$$

一种通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学图像处理与骨骼肌力技术领域,特别是涉及一种通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法。

背景技术

[0002] 骨骼肌是人体肌骨系统的主要组成部分,是人体实现各种运动的生理物质基础,也是人体最典型的软组织。骨骼肌收缩产生的肌力是人体进行各种运动的原动力,肌群之间的协调收缩规律决定了人体肌骨系统的各种运动学、动力学以及深层次力学行为。临床上许多人体肌骨系统的疾病都同骨骼肌密切相关,这类疾病是现代社会主要职业病之一,严重影响了人们的健康。在国家大力倡导“以人为本”的今天,针对骨骼肌神经生物力学行为规律与协调机理的基础科学研究显得尤为重要,其成果有望提高相关疾病的诊疗水平。骨骼肌神经生物力学协调行为包括骨骼肌受神经生物电信号刺激收缩产生肌力,以及为了完成一个目标动作肌群之间相互协调发力两个内容。前者是后者的微观基础,后者是前者的宏观表现。只有深入了解组成肌群的各个骨骼肌在运动中的力学行为,才能研究肌群的协调收缩规律。而明确了肌群的协调规律之后,又可通过生机电接口技术与神经控制信号进行对比,进一步探索骨骼肌神经生物力学行为的神经刺激机制。斯坦福大学神经肌肉生物力学实验室的DeIp教授认为,骨骼肌神经生物力学行为规律与协调机理是当前人体肌骨系统生物力学所面临的最大挑战,对于生物力学、运动及康复医学、神经科学、临床外科、人工关节与假体设计等相关研究与应用具有重要科学意义。

[0003] 然而,长期以来,由于建模技术和测量手段的局限,目前学术界对于骨骼肌神经生物力学行为与协调规律了解得较少。现有的骨骼肌力学模型对许多重要的生理结构进行了简化。例如最为流行的Hill三元素模型,将骨骼肌简化为弹簧阻尼系统,其参数是通过青蛙实验获得,难以全面真实地反映人体骨骼肌力学行为。近年来发展起来的基于表面肌电信号(surface Electromyography, sEMG)测量技术的骨骼肌力学模型,在浅表骨骼肌力估算方面取得了较好的效果,但无法获取深层次骨骼肌力学信息和骨骼肌三维形变信息。目前对于深层骨骼肌力学行为信息还无法通过非侵入式方法获取,只能通过仿真建模进行研究。由于缺少对骨骼肌力学行为的了解,因此针对骨骼肌群协调规律的研究也受到了阻碍。目前,学科界通过肌电信号来进行肌群生物电信号的估算,进而研究肌群的协调规律。由于缺乏有效验证,以及缺少骨骼肌力学信息,使得该方法难以获得准确结果。此外,目前针对骨骼肌建模参数基本是由尸体实验获得,这些参数与活体之间是有一定差别的,从而导致现有模型无法准确反映真实人体运动中的骨骼肌力学行为与协调规律。因此,能否建立一种非侵入式骨骼肌力学建模新方法,快速准确地获取骨骼肌神经生物力学行为规律与协调机理,是目前生物医学建模领域的一个热点和难题,也是当前该领域中的一个非常重要而又亟待解决的科学问题。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于克服现有技术的不足,提供了一种通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法。本发明的测量方法是一种非侵入式骨骼肌力学建模新方法,能够快速准确地获取骨骼肌神经生物力学行为规律与协调机理,为人体运动中的骨骼肌研究开辟了新思路。

[0005] 本发明的目的通过以下技术方案来实现:

[0006] 本发明的目的在于提供一种通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法,包括如下步骤:

[0007] 1)对被检测部位骨骼肌进行MRI成像扫描,建立骨骼肌三维静态模型;

[0008] 2)对在体活动的骨骼肌进行超声扫描,获取骨骼肌二维动态图像;

[0009] 3)对骨骼肌二维动态图像进行处理与分析,获取骨骼肌的厚度参数;

[0010] 4)将骨骼肌三维静态模型与骨骼肌的厚度参数进行融合成像,获得骨骼肌在体三维动态模型;

[0011] 5)对骨骼肌在体三维动态模型进行分析,获取被检测部位骨骼肌在体三维形态参数;

[0012] 6)根据被检测部位骨骼肌在体三维形态参数及动态肌电信号,计算骨骼肌在体肌力。

[0013] 进一步的,所述步骤1)中MRI成像扫描获得的MRI二维图像采用水平集自动演化分割算法,获得被检测部位骨骼肌MRI图像序列的二维分割线框模型。

[0014] 进一步的,所述步骤1)中建立骨骼肌三维形态模型是对二维分割线框模型进行三维曲面缝合处理,形成骨骼肌三维形态模型。

[0015] 进一步的,所述步骤2)中对在体活动的骨骼肌采用便携式超声探头进行超声扫描。

[0016] 进一步的,所述步骤3)中对骨骼肌二维动态图像进行处理与分析,获取骨骼肌的厚度参数,计算公式如下:

$$[0017] \quad MV(\text{cm}^3) = (MT \times 219.9) + (LL \times 31.3) - 1758$$

[0018] 其中,MV表示肌肉体积;MT表示肌肉厚度;LL表示被测腿部长。

[0019] 进一步的,所述步骤6)中根据被检测部位骨骼肌在体三维形态参数及肌电信号,计算骨骼肌在体肌力,具体包括:

[0020] a. 计算表面肌电信号

$$[0021] \quad \alpha_j(t) = \frac{e^{4\alpha_j(t)} - 1}{e^t - 1};$$

[0022] b. 计算Hill肌力模型

$$[0023] \quad F_j^{CE} = \frac{bF_j^0 + aL_j^{CE}}{b - L_j^{CE}}$$

$$[0024] \quad \varphi_j(t) = \arcsin\left(\frac{L_j^0 \sin \varphi_j^0}{L_j^0(t)}\right)$$

$$[0025] \quad F_j^s = F_j^{\max} \left[1 - \left(\frac{L_j^s - L_j^{\text{rest}}}{w} \right)^2 \right];$$

[0026] c. 计算在体肌力

$$[0027] \quad F_j^{\text{act}}(t) = (F_j^{\text{CE}} + F_j^{\text{EE}}) \cos(\varphi_j(t))$$

[0028] 本发明首先对被检测部位的骨骼肌进行核磁共振扫描,建立被检测部位骨骼肌的静态三维模型,获取被检测部位骨骼肌的基本三维形态参数;其次是在人体运动状态下,利用便携式超声成像仪对被检测部位骨骼肌进行动态扫描和成像;最后,利用超声产生的骨骼肌二维动态图像,与核磁共振所产生的被检测部位骨骼肌三维静态模型进行融合,通过三维图像处理技术模拟被检测部位骨骼肌在人体运动过程中的三维形态变化,从而根据被检测部位骨骼肌的三维形态变化参数与骨骼肌收缩产生肌力之间的本构关系,获取被检测部位骨骼肌的在人体运动过程中的在体收缩肌力。

[0029] 核磁共振成像(MRI)是临床中常用的一种医学影像诊断技术,其特点是对软组织具有较好的分辨能力,对人体无电离辐射损伤。骨骼肌属于典型的软组织,本发明首先利用MRI技术,对被检测部位骨骼肌进行MRI静态成像。然后,通过采用样条曲线拟合算法进行图像分割,建立了被检测部位骨骼肌三维静态模型。超声成像是利用超声声束扫描人体,通过对反射信号的接收、处理,以获得体内器官的图象。超声成像的特点是对人体没有创伤,便携性好,能够实时成像。本发明利用这一特点,对被检测部位骨骼肌进行超声实时动态成像,获取被检测部位骨骼肌的动态形变参数。将被检测部位骨骼肌的动态形变参数与MRI静态模型融合后,通过三维图像处理技术,获得被检测部位骨骼肌在运动过程中的三维动态形变参数。然后,将这些三维动态形变参数作为输入加载到骨骼肌三维形态与收缩肌力本构方程进行计算,从而获得被检测部位骨骼肌的在体肌力。骨骼肌三维形态与收缩肌力本构方程是计算骨骼肌力的经验公式,其输入参数有动态肌电信号和骨骼肌的三维形态参数。肌电信号(electromyography, EMG)是由放置于肌肉内的微电极记录下肌肉收缩所产生的生物电而形成的信号,分为表面肌电信号和深层肌电信号。由于深层肌电信号需要将微电极针刺入深层骨骼肌内,对人体会有损伤,因此通常只是用表面肌电信号。表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)是从肌肉表面通过电极引导、记录下来的神经肌肉系统活动时的生物电信号。它与肌肉的活动状态和功能状态之间存在着不同程度的关联性,因而能在一定程度上反映神经肌肉的活动。sEMG是一种简单、无创、容易被受试者接受的肌电活动,可用于测试较大范围内的EMG信号,并有助于反映运动过程中肌肉生理、生化等方面的改变;不仅可在静止状态测定肌肉活动,而且可在各种运动过程中持续观察肌肉活动的变化。

[0030] 本发明所采用的EMG信号采集办法就是用电极膏将表面电极贴于皮肤表面,通过测两极间的电势差来确定肌电信号。这种方法的优点是操作简便、无创,易为受测者接受,既可反映整块肌肉的肌电变化情况,又可在运动中采集。

附图说明

[0031] 图1是本发明所提出的超声融合MRI成像在体肌力测量方法的流程图。

具体实施方式

[0032] 下面结合具体实施例,进一步阐述本发明。应理解,这些实施例仅用于说明本发明而并不用于限制本发明的范围。

[0033] 如图1所示,本实施例提供了一种通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法,包括:

[0034] 步骤S1:对被检测部位骨骼肌进行MRI成像扫描,建立骨骼肌三维静态模型;

[0035] 本实施例中,对被检测部位骨骼肌进行表皮标定,确定解剖学标记点,进行被检测部位骨骼肌的核磁共振静态扫描成像;然后对所获得的被检测部位核磁共振静态扫描图像序列进行医学影像配准、分割,配准分割算法采用基于水平集的自动演化分割算法,获得被检测部位骨骼肌MRI图像序列的分割线框模型,算法的实现在MATLAB软件环境中操作;再将获得的被检测部位骨骼肌分割线框模型进行曲面缝合处理,形成三维静态形态模型,算法的实现在VTK平台上操作。

[0036] 步骤S2:对在体活动的骨骼肌进行超声扫描,获取骨骼肌二维动态图像;

[0037] 本实施例中,对被检测部位骨骼肌进行运动中的骨骼肌超声动态成像,利用人体位姿测量系统,对被检测部位骨骼肌动作进行精确测量标定。通过便携式超声测量装置,对被检测部位骨骼肌在运动过程中的形态进行超声扫描成像。

[0038] 步骤S3:对骨骼肌二维动态图像进行处理与分析,获取骨骼肌的厚度参数;

[0039] 本实施例中,对上述获得的被检测部位骨骼肌在运动中的超声动态扫描图像进行图像处理,获得被检测部位骨骼肌在运动过程中的厚度参数,具体计算如下:

$$[0040] \quad MV(\text{cm}^3) = (MT \times 219.9) + (LL \times 31.3) - 1758$$

[0041] 其中,MV表示肌肉体积;MT表示肌肉厚度;LL表示被测腿部长度。

[0042] 步骤S4:将骨骼肌三维静态模型与骨骼肌的厚度参数进行融合成像,获得骨骼肌在体三维动态模型;

[0043] 本实施例中,对上述获得的被检测部位骨骼肌在运动过程中的厚度参数,以及上述获得的被检测部位骨骼肌三维静态形态模型进行融合成像,获得被检测部位骨骼肌在运动过程中的三维形态动态模型。

[0044] 步骤S5:对骨骼肌在体三维动态模型进行分析,获取被检测部位骨骼肌在体三维形态参数;

[0045] 本实施例中,对上述获得的被检测部位骨骼肌在运动过程中的三维形态动态模型进行分析,获取被检测部位骨骼肌在运动过程中的体积、生理横截面积动态参数。

[0046] 步骤S6:根据被检测部位骨骼肌在体三维形态参数及动态肌电信号,计算骨骼肌在体肌力;

[0047] 本实施例中,对上述获得的被检测部位骨骼肌在运动过程中的体积、生理横截面积动态参数及动态肌电信号输入到骨骼肌收缩肌力计算方程,从而计算获得被检测部位骨骼肌在运动过程中的在体肌力,具体的计算如下:

[0048] a. 计算表面肌电信号

$$[0049] \quad \alpha_j(t) = \frac{e^{4\alpha_j(t)} - 1}{e^4 - 1};$$

[0050] b. 计算HiII肌力模型

$$[0051] \quad F_j^{CE} = \frac{bF_j^0 + aL_j^{CE}}{b - L_j^{CE}}$$

$$[0052] \quad \varphi_j(t) = \arcsin\left(\frac{L_{sc}^0 \sin \varphi_j^0}{L_j^0(t)}\right)$$

$$[0053] \quad F_j^0 = F_j^{max} \left[1 - \left(\frac{L_j^{CE} - L_j^{TOPT}}{w} \right)^2 \right];$$

[0054] c. 计算在体肌力

$$[0055] \quad F_j^{tot}(t) = (F_j^{CE} + F_j^{PEE}) \cos(\varphi_j(t))$$

[0056] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其等同的范围中。

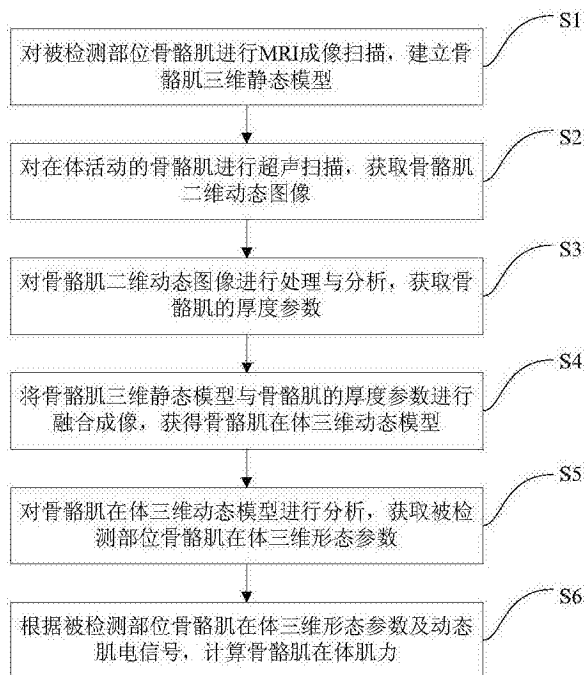


图1

专利名称(译)	一种通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法		
公开(公告)号	CN105997079A	公开(公告)日	2016-10-12
申请号	CN201610489436.0	申请日	2016-06-29
申请(专利权)人(译)	中国人民解放军第二军医大学		
当前申请(专利权)人(译)	中国人民解放军第二军医大学		
[标]发明人	魏高峰 朱仁心 陶峰 任东彦 冯逸飞		
发明人	魏高峰 朱仁心 陶峰 任东彦 冯逸飞		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/22 A61B5/107 A61B5/0488 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/055 A61B5/0093 A61B5/0488 A61B5/1072 A61B5/224 A61B5/4504 A61B5/4519 A61B5/4538 A61B8/085 A61B8/0875 A61B8/5261		
代理人(译)	赵青		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种通过超声融合MRI成像的骨骼肌力在体测量方法，包括如下步骤：1)对被检测部位骨骼肌进行MRI成像扫描，建立骨骼肌三维静态模型；2)对在体活动的骨骼肌进行超声扫描，获取骨骼肌二维动态图像；3)对骨骼肌二维动态图像进行处理与分析，获取骨骼肌的厚度参数；4)将骨骼肌三维静态模型与骨骼肌的厚度参数进行融合成像，获得骨骼肌在体三维动态模型；5)对骨骼肌在体三维动态模型进行分析，获取被检测部位骨骼肌在体三维形态参数；6)根据被检测部位骨骼肌在体三维形态参数及动态肌电信号，计算骨骼肌在体肌力。本发明的测量方法是一种非侵入式骨骼肌力学建模新方法，能够快速准确地获取骨骼肌神经生物力学行为规律与协调机理。

