



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102488963 B

(45) 授权公告日 2013. 10. 09

(21) 申请号 201110405730. 6

CN 101837165 A, 2010. 09. 22, 全文.

(22) 申请日 2011. 12. 08

明东等. 评估功能性电刺激治疗截瘫患者行走效率. 《中华物理医学与康复杂志 2004 年 8 月》. 2004, 第 26 卷 (第 8 期), 第 466-471 页.

(73) 专利权人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路 92 号

审查员 孙丹

(72) 发明人 明东 徐立峰 邱爽 陈元园

綦宏志 万柏坤

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代

理事务所 12201

代理人 温国林

(51) Int. Cl.

A61N 1/36 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

A61B 5/103 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101862189 A, 2010. 10. 20, 全文.

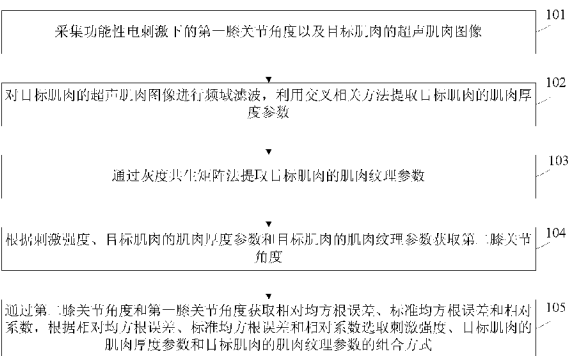
权利要求书1页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

一种功能性电刺激膝关节角度控制方法

(57) 摘要

本发明公开了一种功能性电刺激膝关节角度控制方法,采集功能性电刺激下的第一膝关节角度以及目标肌肉的超声肌肉图像;对目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波,利用交叉相关方法提取目标肌肉的肌肉厚度参数;通过灰度共生矩阵法提取目标肌肉的肌肉纹理参数;根据刺激强度、目标肌肉的肌肉厚度参数和目标肌肉的肌肉纹理参数获取第二膝关节角度;通过第二膝关节角度和第一膝关节角度获取相对均方根误差、标准均方根误差和相对系数,根据相对均方根误差、标准均方根误差和相对系数选取所述刺激强度、目标肌肉的肌肉厚度参数和目标肌肉的肌肉纹理参数的组合方式。本发明的控制信号精度高,能够根据当前目标肌肉的功能状态对输入输出参数进行调整。



1. 一种功能性电刺激膝关节角度控制方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

- (1) 采集功能性电刺激下的第一膝关节角度以及目标肌肉的超声肌肉图像;
- (2) 对所述目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波,利用交叉相关方法提取目标肌肉的肌肉厚度参数;
- (3) 通过灰度共生矩阵法提取目标肌肉的肌肉纹理参数;
- (4) 根据刺激强度、所述目标肌肉的肌肉厚度参数和所述目标肌肉的肌肉纹理参数获取第二膝关节角度;
- (5) 通过所述第二膝关节角度和所述第一膝关节角度获取相对均方根误差、标准均方根误差和相对系数,根据所述相对均方根误差、所述标准均方根误差和所述相对系数选取所述刺激强度、所述目标肌肉的肌肉厚度参数和所述目标肌肉的肌肉纹理参数的组合方式。

2. 根据权利要求1所述的一种功能性电刺激膝关节角度控制方法,其特征在于,所述对目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波,利用交叉相关方法提取肌肉厚度参数具体为:

- 1) 对所得的所有所述目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波处理,获取多幅处理后目标肌肉的超声肌肉图像;
- 2) 在所述多幅处理后目标肌肉的超声肌肉图像中手动选择第一幅肌肉图像的三个像素矩阵;
- 3) 通过交叉相关方法对第 $t(t>1)$ 幅肌肉图像的三个像素矩阵与所述第一幅肌肉图像的三个像素矩阵做相关,获取第 t 幅与第一幅的三个边界的最大相关区域;
- 4) 根据所述三个边界的最大相关区域获得所述肌肉厚度参数。

一种功能性电刺激膝关节角度控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及残疾人康复治疗指导控制领域,特别涉及一种功能性电刺激膝关节角度控制方法。

背景技术

[0002] 近年来,脊髓损伤以及中风等脑血管病导致瘫痪的发病率呈显著上升趋势,不但给个人和家庭都带来较大的负担,也成为日益沉重的社会问题。2011 年我国召开的国务院常务会议指出,力争到 2015 年,使我国残疾人生活总体达到小康,参与和发展状况显著改善,初步实现残疾人“人人享有康复服务”目标。

[0003] 肢体功能重建是对截瘫患者进行康复治疗时关注的一个重点与难点,这关系到其日常生活活动能力和生活质量的提高问题。目前在截瘫患者行走能力恢复方面,FES(Functional electrical stimulation,功能性电刺激)被普遍认为是一种比较有效的临床工具。FES 是利用某种特定的电流(电压)信号刺激易兴奋的肌肉、组织或器官,以改善其肌肉性能、恢复或重建由神经损伤而丧失的肢体活动功能的技术。20 世纪 60 年代,Liberson 首次成功地利用电刺激腓神经矫正了偏瘫患者足下垂的步态,开创了功能性电刺激用于运动和感觉功能康复治疗的新途径。

[0004] 在 FES 中,利用神经细胞对电刺激的响应来传递外加的人工控制信号,通过外电流的作用,神经细胞能产生一个与自然激发引起的动作电位相似的神经冲动,使其支配的肌肉纤维产生收缩,从而获得运动的效果。尽管随着了解的不断深入,FES 已被应用于康复的许多领域,但是与其广阔的应用前景相比,很多新的 FES 技术还只局限于实验室阶段,临床应用的 FES 刺激模式以及达到的效果都非常有限。FES 要想充分发挥其在康复领域的作用,就必须要建立一套完善的 FES 系统。

[0005] 传统的下肢功能电刺激系统根据控制信号可分为:肢体控制式功能性电刺激系统、生物电控制式功能性电刺激系统:

[0006] (a) 肢体控制式功能性电刺激系统

[0007] 肢体控制式 FES 系统又可分为:脚控式 FES 系统、手控式 FES 系统等。

[0008] 脚控式是最早的功能性电刺激器的控制方式,主要优点是简单方便、易于操作。但它有许多局限性,如:受光脚使用等环境限制;脚底开关的触发功能不稳定;适用范围小,只适用于轻度瘫痪、尚存部分下肢功能的患者,对于下肢严重瘫痪的患者并不是理想的康复方案。

[0009] 手控式功能性电刺激优点在于相对其他控制方式操作方便;相比于脚控式功能性电刺激系统,患者使用过程中有更多的主动性,容易被患者所接受。其局限性在于使用过程中患者需集中精力操作,有可能发生误操作,导致患者在使用中因失去身体平衡而摔倒现象的发生,从而造成患者二次损伤。

[0010] 肢体式控制除脚控式和手控式外还有利用身体的其他部位的动作或者残存功能的信息控制功能性电刺激,如肩部伸屈、头部转动、呼吸和语音等。目前,这些控制方式仍处

于实验室阶段,尚未实际控制下肢行走;同时这些方式的控制源与控制对象之间的关系都是间接的,学习训练相对比较复杂,不利于系统的方便灵活应用。

[0011] (b) 生物电控制式 FES 系统

[0012] 生物电控制式 FES 系统常见的是肌电信号控制 FES 系统,神经电信号控制 FES 系统和脑电信号控制 FES 系统等。

[0013] 肌电信号控制 FES 系统是利用肌电信息作为控制信号,控制相应的部位以恢复和重建由脊髓损伤所丧失的活动功能。但在实际运用中,肌电信号可能被 FES 系统刺激电流信号所湮没,同时肌电信号还可能受到工频、心电、运动伪迹等噪声干扰影响,而且肌疲劳对 FES 下肌肉活动能力的影响是一个复杂的问题,致使肌电信号对功能性刺激系统控制能力下降,此控制方式尚处于实验室阶段。

[0014] 神经电信号控制 FES 系统是利用环绕在目标神经周围的神经卡环电极采集神经电信号控制功能性电刺激器刺激相关肌肉块使其产生相应的运动。但是由于对神经卡环电极的材料要求较高,而且神经电信号的提取速度比较缓慢;再者该控制方式需要将电极植入人体内,属于有创的控制方式,所以该技术仍处于初级研究阶段。

[0015] 脑电信号控制 FES 系统是利用脑电信号的某个特征控制 FES 系统的电流控制模式。但是,脑电信号控制 FES 系统也面临很大的困难,如脑-机接口速度较慢,而且将脑电信号作为控制信号还有一个缺陷是脑电的模式简单,脑电比较弱,采集和处理都比较困难,至今很少能走出实验室。

[0016] 发明人在实现本发明的过程中发现现有技术中至少存在以下的缺点和不足:

[0017] 传统的肢体控制式和生物电控制式 FES 系统的各自缺点严重限制 FES 在截瘫患者康复训练中的广泛应用,总结而言,主要的限制因素就是用于预测控制的输入信号不能实时、准确反映目标肌肉的功能活动状态(如肌疲劳),从而使 FES 系统存在控制精度问题和系统稳定性问题。

发明内容

[0018] 本发明提供了一种功能性电刺激膝关节角度控制方法,该方法实现了实时、准确反映目标肌肉的功能活动状态,提高了精度和稳定性,详见下文描述:

[0019] 一种功能性电刺激膝关节角度控制方法,所述方法包括以下步骤:

[0020] (1) 采集功能性电刺激下的第一膝关节角度以及目标肌肉的超声肌肉图像;

[0021] (2) 对所述目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波,利用交叉相关方法提取目标肌肉的肌肉厚度参数;

[0022] (3) 通过灰度共生矩阵法提取目标肌肉的肌肉纹理参数;

[0023] (4) 根据刺激强度、所述目标肌肉的肌肉厚度参数和所述目标肌肉的肌肉纹理参数获取第二膝关节角度;

[0024] (5) 通过所述第二膝关节角度和所述第一膝关节角度获取相对均方根误差、标准均方根误差和相对系数,根据所述相对均方根误差、所述标准均方根误差和所述相对系数选取所述刺激强度、所述目标肌肉的肌肉厚度参数和所述目标肌肉的肌肉纹理参数的组合方式。

[0025] 所述对目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波,利用交叉相关方法提取肌肉厚度

参数具体为：

[0026] 1) 对所得的所有所述目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波处理, 获取多幅处理后目标肌肉的超声肌肉图像；

[0027] 2) 在所述多幅处理后目标肌肉的超声肌肉图像中手动选择第一幅肌肉图像的三个像素矩阵；

[0028] 3) 通过交叉相关方法对第 t ($t > 1$) 幅肌肉图像的三个像素矩阵与所述第一幅肌肉图像的三个像素矩阵做相关, 获取第 t 幅与第一幅的三个边界的最大相关区域；

[0029] 4) 根据所述三个最大相关区域获得所述肌肉厚度参数。

[0030] 本发明提供的技术方案的有益效果是：

[0031] 本发明提供了一种功能性电刺激膝关节角度控制方法, 本发明同时采集功能性电刺激下的膝关节角度以及目标肌肉的超声肌肉图像, 采用滤波、区域匹配跟踪等超声图像处理技术提取目标肌肉厚度信息, 采用灰度共生矩阵提取目标肌肉纹理信息, 将肌肉厚度信息、纹理信息以及刺激强度作为输入, 采用支持向量机和人工神经网络的方法得到第二膝关节角度；本发明的控制信号精度高, 由于图像信息与肌电信号及其干扰没有直接的联系, 所以图像信息的干扰和噪声相对而言, 远小于脑电肌电等电信号；超声成像在组织定征和生物测量上具有优越的准确性和特异性；能够根据当前目标肌肉的功能状态（如肌疲劳导致的 FES 下肌肉活性的下降等）对输入输出参数进行调整。肌肉 B 超图像信息包含肌肉厚度和肌肉纹理, 已有研究表明肌肉厚度的增加能够反映肌疲劳, 肌肉纹理中包含的角二阶矩、对比度、同质性和熵能够反映 FES 下肌肉纹理的均匀性和复杂度, 所以肌肉图像能够充分反映肌肉的状态, 为 FES 的精确刺激提供了保证。

附图说明

[0032] 图 1 为本发明提供的实验的结构示意图；

[0033] 图 2 为本发明提供的一种功能性电刺激膝关节角度控制方法的流程图；

[0034] 图 3 为本发明提供的第一幅图像上 3 个 10×40 像素矩阵的示意图；

[0035] 图 4 为本发明提供的第 t 幅图像交叉相关结果的示意图；

[0036] 图 5 为本发明提供的共生矩阵生成过程的示意图；

[0037] 图 6 为本发明提供的无负载条件下膝关节角度的示意图；

[0038] 图 7 为本发明提供的有负载条件下膝关节角度的示意图。

具体实施方式

[0039] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚, 下面将结合附图对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0040] 为了能够实时、准确反映目标肌肉的功能活动状态, 提高精度和稳定性, 参见图 1 和图 2, 本发明实施例提供了一种功能性电刺激膝关节角度控制方法, 详见下文描述：

[0041] 101: 采集功能性电刺激下的第一膝关节角度以及目标肌肉的超声肌肉图像；

[0042] 实验受试者坐在实验椅上, 髋关节与椅子成 90° , 小腿自然下垂, 暴露下肢待测股四头肌肌群部位, 室温 25°C 左右。将角度探测器固定于膝关节。将 FES 电极固定于股直肌两段肌腱处。在股直肌肌腹处涂抹超声耦合剂, 将超声探头固定于股直肌肌腹处, 保持探头

平面与下肢径向垂直。FES 下肌肉形态及活动研究的实验包含两个部分：

[0043] 无负载实验：刺激强度从 1 级逐渐增加，每个强度持续 4s，直至膝关节伸直为止。将膝关节开始运动的强度记为下临界强度，将膝关节伸直时的强度记为上临界强度，将下 - 上 - 下临界强度的变化作为一个 FES 周期。从第 1 级开始记录每个等级的第一膝关节角度，并在第一个下临界强度开始采集肌肉图像。在每个强度的第 3s 采集超声肌肉图像，持续 8 个周期。

[0044] 有负载实验：实验开始前，将身体体重 1/150 质量的砝码固定于受试者脚踝处。然后，实验过程与无负载实验相同。由于股四头肌系统中股直肌和股中间肌具有一定的交叠性，所以实验可以同时采集股直肌 (rectus femoris, RF) 和股中间肌 (vastus intermedius, VI) 的图像信息。

[0045] 102：对目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波，利用交叉相关方法提取目标肌肉的肌肉厚度参数；

[0046] 其中，由于肌肉的边界轮廓属于低频成分，而噪声和细节属于高频成分，所以对自主收缩的肌肉图像进行频域滤波，只保留自主收缩的肌肉图像的低频轮廓信息，为后续提取肌肉厚度参数提供保证和前提。

[0047] 其中，肌肉厚度参数提取方法为交叉相关方法。在自然界或人类社会中，如果变量之间具有相随变动的关系，则称变量之间相关 (correlation)。对于一维信号，交叉相关方法是用于评价两列数的相关性的标准方法。假设存在两列数 x 和 y , $i = 0, 1, 2, \dots, N-1$, N 的取值为正整数，则两列数关于延迟为 d 的相关系数 $r(d)$ 如下公式所示：

$$[0048] \quad r(d) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} [(x(i) - mx)(y(i-d) - my)]}{\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (x(i) - mx)^2} \sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (y(i-d) - my)^2}}$$

[0049] 其中， mx, my 分别为两列数的均值， $r(d)$ 的取值范围为 $[-1, 1]$ 。 $r(d) = 0$ ，表示两列数不相关； $r(d) = -1$ ，表示两列数呈最大负相关； $r(d) = 1$ ，表示两列数呈最大正相关。

[0050] 一维信号的交叉相关方法在二维图像中拓展，可以用于图像中边界特征的识别和提取。先取第一幅图像的一个边界区域像素矩阵 $mark1$ ，大小为 $m \times n$ 。先按照第一幅图像里边界区域矩阵 $mark1$ 的位置在第二幅图像里找到边界区域矩阵 $mark2$ ，然后按照向量 (m, n) 对边界区域矩阵 $mark2$ 进行移动，然后对 $mark1$ 和 $mark2$ 做交叉相关，如下公式所示：

$$[0051] \quad r(m, n) = \frac{\sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} [(x(i, j) - mx)(y(i-m, j-n) - my)]}{\sqrt{\sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} (x(i, j) - mx)^2} \sqrt{\sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} (y(i-m, j-n) - my)^2}}$$

[0052] 得到的 $r(m, n)$ 即为交叉相关结果，当交叉相关结果最大时 $mark2$ 所在的位置即为 $mark1$ 移动后的位置， M 和 N 的取值为正整数。

[0053] 其中，对目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波，利用交叉相关方法提取肌肉厚度参数具体为：

[0054] 1) 对所得的所有目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波处理，获取多幅处理后目标肌肉的超声肌肉图像；

[0055] 2) 在多幅处理后目标肌肉的超声肌肉图像中手动选择第一幅肌肉图像的三个像素矩阵；

[0056] 其中,参见图 3 和图 4,该步骤具体为:受试者对一次实验所得的所有肌肉超声图像经过频域滤波预处理后,在第一图像中手动选择 3 个 10×40 像素矩阵,分别位于皮肤与股直肌边界、股直肌与股中间肌边界和股中间肌与股骨边界。

[0057] 3) 通过交叉相关方法对第 $t(t > 1)$ 幅肌肉图像的三个像素矩阵与第一幅肌肉图像的三个像素矩阵做相关,获取第 t 幅与第一幅的三个边界的最大相关区域;

[0058] 该步骤具体为:第 t 幅处理后自主收缩的肌肉图像的第 1 个像素矩阵在图像上按照向量 (m_1, n_1) 移动,其中 $m_1 \in [-10, 9]$, $n_1 \in [-10, 9]$,计算第 1 幅第 1 个像素矩阵与第 t 幅图像第 1 个像素矩阵的 400 个交叉相关值,寻找最大相关值 $r_{\max 1}$ 对应的移动向量 $(m_{\max 1}, n_{\max 1})$,则 $m_{\max 1}$ 即为第 t 幅图像相对于第 1 幅图像的厚度移动量;第 2 个像素矩阵在图像上按照向量 (m_2, n_2) 移动,其中 $m_2 \in [-30, 19]$, $n_2 \in [-40, 39]$;第 3 个像素矩阵在图像上按照向量 (m_3, n_3) 移动,其中 $m_3 \in [-20, 39]$, $n_3 \in [-10, 19]$,其中,第 2 个像素矩阵和第 3 个像素矩阵计算肌肉厚度的方法与第 1 个像素矩阵相同。按交叉相关方法寻找第 t 幅图像与第 1 幅的最大相关区域,得到结果如图 4 所示。

[0059] 4) 根据三个最大相关区域获得肌肉厚度参数。

[0060] 103:通过灰度共生矩阵法提取目标肌肉的肌肉纹理参数;

[0061] 纹理是图像分析中的常用概念,是图像的一个重要而又难以描述的特征,是理解图像的一个极其重要的信息源,反映图像颜色和灰度的某种变化,而这种变化又与物体本身的属性相关。纹理其确切定义为规律性或随机性重复显示的某种图像基元。图像中局部不规则而宏观有规律的特性称之为纹理。纹理分析是模式识别与图像处理应用中一种重要的分析方法,它指的是通过一定的图像处理技术抽取出纹理特征,从而获得纹理的定量或定性描述的处理过程。

[0062] 肌肉纹理信息提取方法为灰度共生矩阵法(gray level co-occurrence matrix method)。灰度共生矩阵对图像的所有像素进行调查统计,兼可反映图像的灰度值和灰度分布两个方面的特性,是一种可同时描述图像灰度的空间分布特性和空间相关性的方法。

[0063] 取图像中任一点 (x, y) ,及偏离它的另一点 $(x+a, y+b)$,该点对的灰度值记为 (g_1, g_2) ,令 (x, y) 在整个感兴趣的区域上移动,则会得到各种 (g_1, g_2) 值。以此法统计图像中相距 (a, b) 的两个象素灰度值出现的联合频数概率 $P(g_1, g_2)$ 。设灰度值的级数为 L ,则 g_1, g_2 的组合共有 L^2 种,对整个感兴趣的区域统计出每一种 (g_1, g_2) 出现的次数(此次数即为共生矩阵 $f(g_1, g_2)$ 的第 g_1 行 g_2 列的元素值),排列成一个方阵 $f(g_1, g_2)$,即得到图像的共生矩阵。将出现次数归一化得到每个点对出现的概率 $p(g_1, g_2)$ 。对同一图像,灰度量级不同,距离差分值 a 和 b 取不同的组合,得到不同的共生矩阵。灰度共生矩阵像素对的选择主要有四个方向: 0° 、 45° 、 90° 和 135° 。共生矩阵生成过程如图 5 所示。

[0064] 为了能更直观地以共生矩阵描述纹理状况,从共生矩阵导出一些反映矩阵状况的参数,典型的有以下几种:

[0065] (a) 角二阶矩(能量)ASM

$$[0066] \quad ASM = \sum_i \sum_j \{p(g_1, g_2)\}^2$$

[0067] ASM 是灰度共生矩阵元素值的平方和,所以也称能量,反映了图像灰度分布均匀程

度和纹理粗细度。如果共生矩阵的所有值均相等,则 ASM 值小;相反,如果其中一些值大而其他值小,则 ASM 值大。当共生矩阵中元素集中分布时,此时 ASM 值大。ASM 值大表明一种较均匀的、规则变化的纹理模式。

[0068] (b) 对比度 CON

$$[0069] \quad CON = \sum_i \sum_j (g1 - g2)^2 p(g1, g2)$$

[0070] 反映了图像的清晰度和纹理沟纹深浅的程度。纹理沟纹越深,其对比度越大,视觉效果越清晰;反之,对比度小,则沟纹浅,效果模糊。灰度差即对比度大的像素对越多,这个值越大。灰度共生矩阵中远离对角线的元素值越大,CON 越大。

[0071] (c) 同质性(逆差距)HOM

$$[0072] \quad HOM = \sum_i \sum_j \frac{1}{1 + (g1 - g2)^2} p(g1, g2)$$

[0073] HOM 反映图像纹理的同质性,度量图像纹理局部变化的多少。其值大则说明图像纹理的不同区域间缺少变化,局部非常均匀。

[0074] (d) 熵 ENT

$$[0075] \quad ENT = - \sum_i \sum_j p(g1, g2) \log p(g1, g2)$$

[0076] ENT 是图像所具有的信息量的度量,纹理信息也属于图像的信息,是一个随机性的度量,当共生矩阵中所有元素有最大的随机性、所有元素几乎相等时,熵较大。它表示了图像中纹理的非均匀程度或复杂程度。

[0077] 104:根据刺激强度、目标肌肉的肌肉厚度参数和目标肌肉的肌肉纹理参数获取第二膝关节角度;

[0078] 其中,获取第二膝关节角度可以采用支持向量机方法或人工神经网络方法或其他的方法,具体实现时,本发明实施例对此不做限制。

[0079] SVM(support vector machine,支持向量机)是建立在统计学习理论的 VC 维理论和结构风险最小原理基础上的,根据有限的样本信息在模型的复杂性和学习能力之间寻求最佳折衷,以期获得最好的推广能力。SVM 在解决小样本、非线性及高维模式识别中表现出许多特有的优势,并能够推广应用到函数拟合等其他机器学习问题中。

[0080] 人工神经网络是对人脑或 ANN(natural neural network,自然神经网络)若干基本特性的抽象和模拟,它以对大脑的生理研究成果为基础的,其目的在于模拟大脑的某些机理与机制,实现某个方面的功能。ANN 具有的自学习、联想存储、高速大量运算的特点。尤其对问题的机理不甚了解以及不能或较难用数学模型表示的系统,ANN 往往是最有利的工具。

[0081] 本发明实施例采用 SVM 和 ANN 的预测方法,采用既定的刺激强度信息结合下肢目标肌肉的肌肉厚度参数和目标肌肉的肌肉纹理参数获取第二膝关节角度。例如:当采用 SVM 作为预测方法时,分别将刺激强度(S)、刺激强度和股直肌厚度(S-RF)、刺激强度和股中间肌厚度(S-VI)、刺激强度和总厚度(S-RFVI)、刺激强度和股直肌纹理(S-RFcom)、刺激强度和股中间肌纹理(S-VIcom)作为输入;当采用 ANN 作为预测方法,分别将刺激强度和所有厚度参数(S-DEP)、刺激强度和所有纹理参数(S-TEX)、刺激强度和所有肌肉纹理参数(S-DEP-TEX)作为输入。

[0082] 105 :通过第二膝关节角度和第一膝关节角度获取相对均方根误差、标准均方根误差和相对系数,根据相对均方根误差、标准均方根误差和相对系数选取刺激强度、目标肌肉的肌肉厚度参数和目标肌肉的肌肉纹理参数的组合方式。

[0083] 其中,(a) 相对均方根误差:

$$[0084] \quad RMSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (ptesty(i) - testy(i))^2}{\sum_{i=1}^n (testy(i))^2}}$$

[0085] 其中,ptesty 表示第二膝关节角度;

[0086] testy 表示第一膝关节角度;

[0087] n 表示一个周期内角度点的个数,n 的取值为正整数。如下相同。

[0088] 均方根误差表征第二膝关节角度和第一膝关节角度的相对误差。

[0089] (b) 标准均方根误差:

$$[0090] \quad RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (ptesty(i) - testy(i))^2}{n}}$$

[0091] 均方根误差表征第二膝关节角度和第一膝关节角度的绝对误差。

[0092] (c) 相关系数:

$$[0093] \quad RR = \frac{\sum_{i=1}^n (ptesty(i) - mean_1)(testy(i) - mean_2)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (ptesty(i) - mean_1)^2 \sum_{i=1}^n (testy(i) - mean_2)^2}}$$

[0094] 其中,mean₁ 表示第二膝关节角度的均值,mean₂ 表示第一膝关节角度的均值。

[0095] 相关系数表征第二膝关节角度与第一膝关节角度的相似程度。

[0096] 根据最小误差原则,根据相对均方根误差、标准均方根误差和相对系数在不同的输入参数中选取最优输入参数。

[0097] 下面结合具体的试验来说明本发明实施例的可行性,详见下文描述:

[0098] 试验步骤具体为:角度探测器固定于膝关节,FES 电极固定于股直肌两段肌腱处。在股直肌肌腹处涂抹超声耦合剂,将超声探头固定于股直肌肌腹处,保持探头平面与下肢径向垂直。FES 下肌肉形态及活动研究的实验步骤为:刺激强度从 1 级逐渐增加,每个强度持续 4s,直至膝关节伸直为止。将膝关节开始运动的强度记为下临界强度,将膝关节伸直时的强度记为上临界强度,将下-上-下临界强度的变化作为一个 FES 周期。从第 1 级开始记录每个等级的膝关节角度,并在第一个下临界强度开始采集肌肉图像。在每个强度的第 3s 采集超声肌肉图像,持续 8 个周期。由于股四头肌系统中股直肌和股中间肌具有一定的交叠性,所以实验可以同时采集 RF(rectus femoris,股直肌)和 VI(vastus intermedius,股中间肌)的图像信息。参见图 6 和图 7,本发明实施例给出了无负载收缩下 8 位受试者的预测结果和有负载收缩下 8 位受试者的预测结果,其中,S 代表刺激强度,RFVI 代表总厚度,DEP 代表所有厚度参数,VIcom 代表股中间肌纹理,TEX 代表所有纹理参数;SVM 代表支持向量机,ANN 代表人工神经网络,从图 6 中可以看出,8 名受试者关节角度 RMSE < 4.5, RMSD < 0.09, RR > 97%, RFcom 代表股中间肌纹理,从图 7 中可以看出,8 名受试者关节角

度 $RMSE < 6.0$, $RMSD < 0.10$, $RR > 95\%$ 。

[0099] 本试验的结果表明:无论是有负载收缩模式还是无负载收缩模式,用肌肉厚度信息或纹理信息与刺激强度联合作为输入信号用于得到第二膝关节角度,优于只用刺激强度作为输入信号,即相对均方根误差、标准均方根误差更小,同时保证了较高的相关性,充分体现了肌肉信息在反映 FES 下肌肉活动状态上的重要作用。

[0100] 综上所述,本发明实施例提供了一种功能性电刺激膝关节角度控制方法,本发明实施例同时采集功能性电刺激下的膝关节角度以及目标肌肉的超声肌肉图像,采用滤波、边界匹配跟踪等超声图像处理技术提取目标肌肉厚度信息,采用灰度共生矩阵提取目标肌肉纹理信息,将肌肉厚度信息、纹理信息以及刺激强度作为输入,得到第二膝关节角度;本发明实施例的控制信号精度高,由于图像信息与肌电信号及其干扰没有直接的联系,所以图像信息的干扰和噪声相对而言,远小于脑电肌电等电信号;超声成像在组织定征和生物测量上具有优越的准确性和特异性;能够根据当前目标肌肉的功能状态(如肌疲劳导致的 FES 下肌肉活性的下降等)对输入输出参数进行调整。肌肉 B 超图像信息包含肌肉厚度和肌肉纹理,已有研究表明肌肉厚度的增加能够反映肌疲劳,肌肉纹理中包含的角二阶矩、对比度、同质性和熵能够反映 FES 下肌肉纹理的均匀性和复杂度,所以肌肉图像能够充分反映肌肉的状态,为 FES 的精确刺激提供了保证。

[0101] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图,上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0102] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,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、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

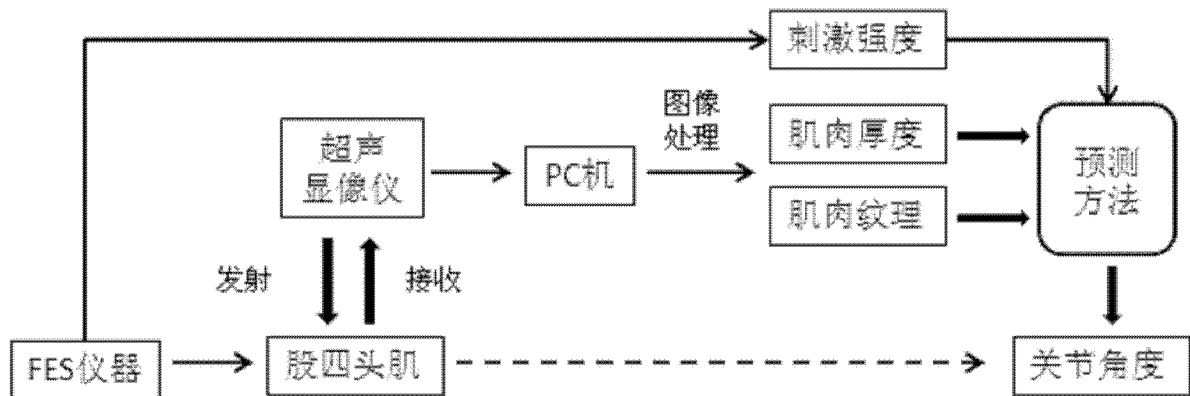


图 1

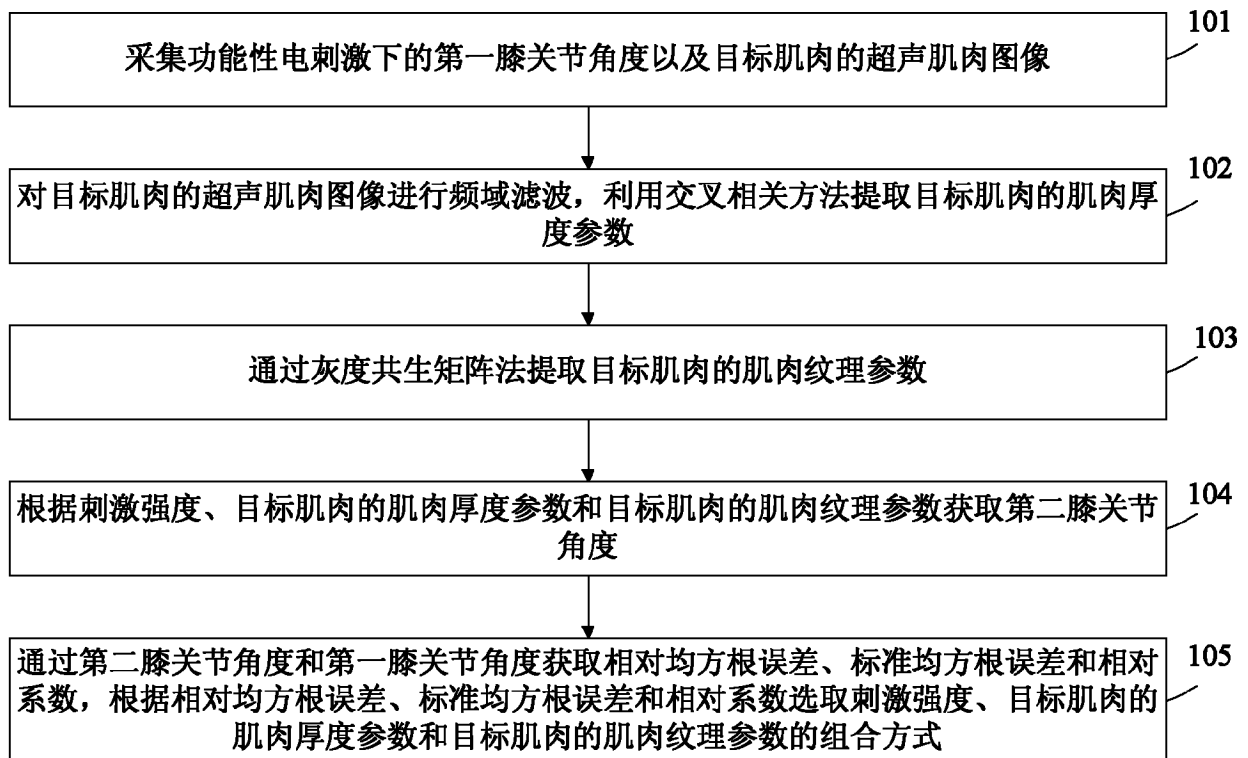


图 2

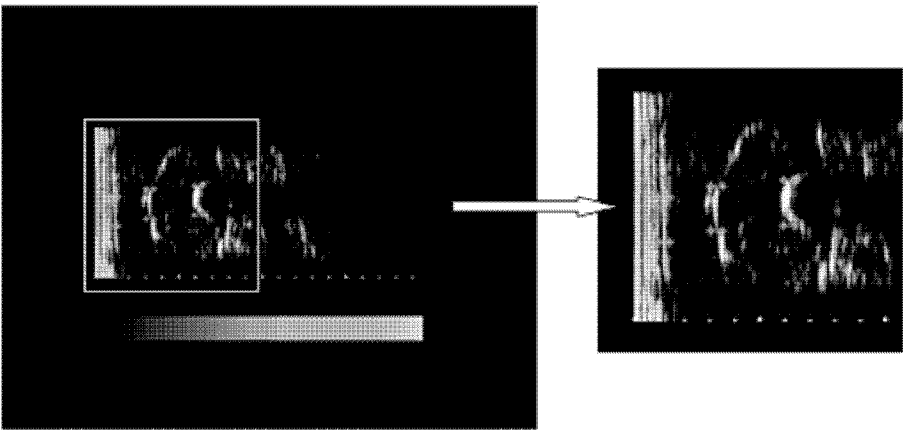


图 3

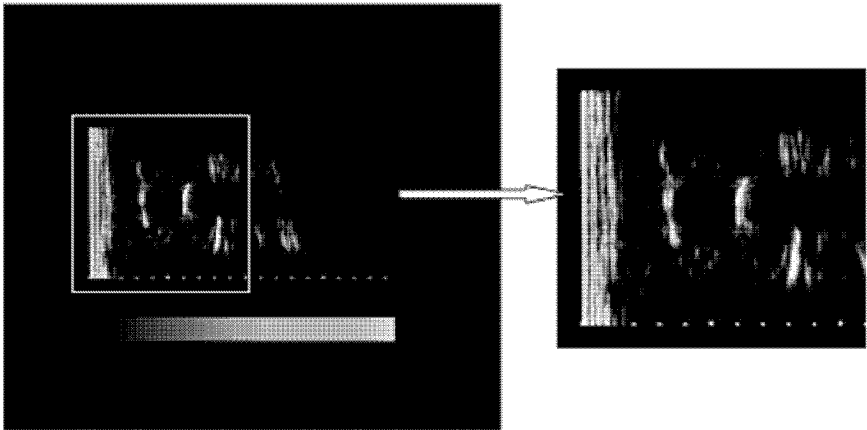


图 4

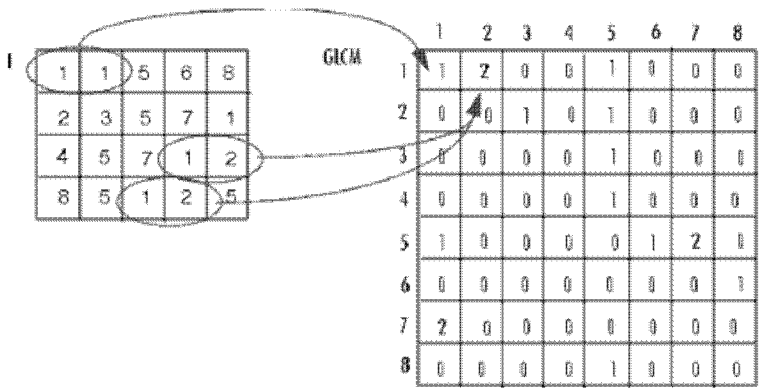


图 5

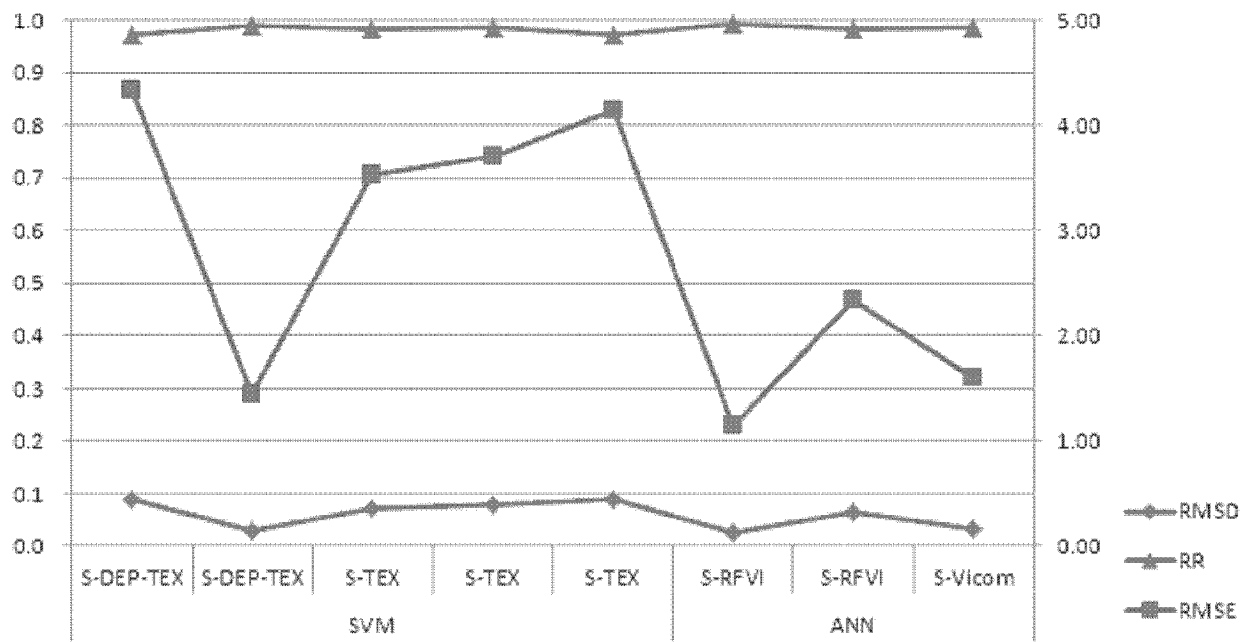


图 6

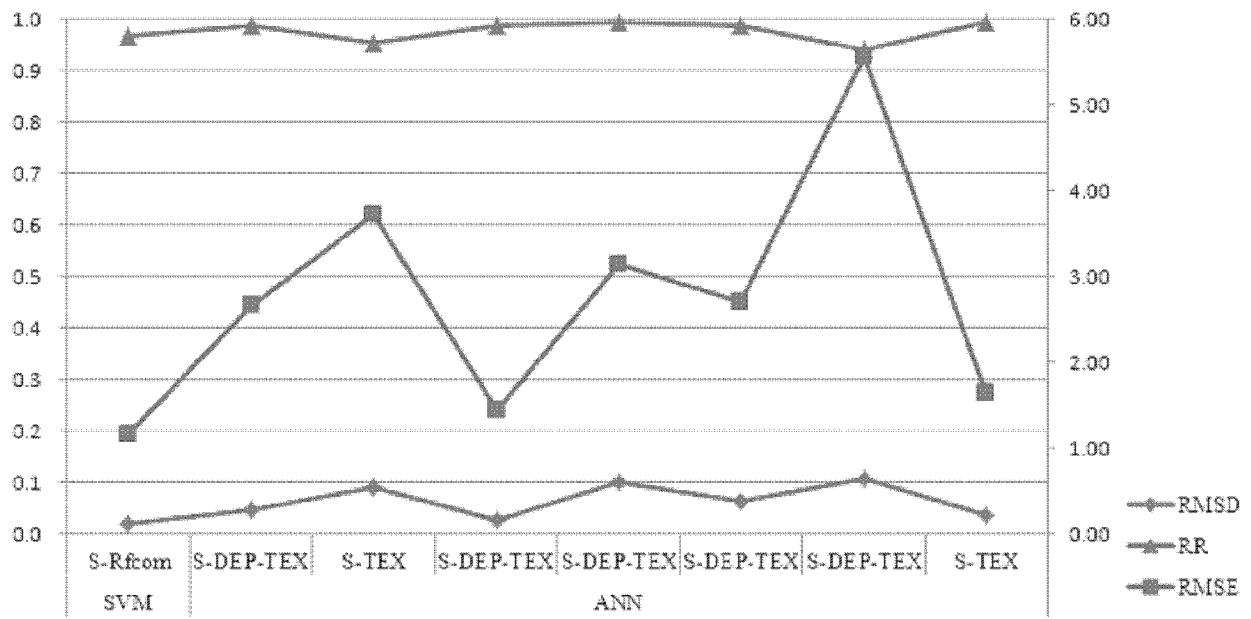


图 7

专利名称(译)	一种功能性电刺激膝关节角度控制方法		
公开(公告)号	CN102488963B	公开(公告)日	2013-10-09
申请号	CN201110405730.6	申请日	2011-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	明东 徐立峰 邱爽 陈元园 慕宏志 万柏坤		
发明人	明东 徐立峰 邱爽 陈元园 慕宏志 万柏坤		
IPC分类号	A61N1/36 A61B8/08 A61B5/103		
审查员(译)	孙丹		
其他公开文献	CN102488963A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种功能性电刺激膝关节角度控制方法，采集功能性电刺激下的第一膝关节角度以及目标肌肉的超声肌肉图像；对目标肌肉的超声肌肉图像进行频域滤波，利用交叉相关方法提取目标肌肉的肌肉厚度参数；通过灰度共生矩阵法提取目标肌肉的肌肉纹理参数；根据刺激强度、目标肌肉的肌肉厚度参数和目标肌肉的肌肉纹理参数获取第二膝关节角度；通过第二膝关节角度和第一膝关节角度获取相对均方根误差、标准均方根误差和相对系数，根据相对均方根误差、标准均方根误差和相对系数选取所述刺激强度、目标肌肉的肌肉厚度参数和目标肌肉的肌肉纹理参数的组合方式。本发明的控制信号精度高，能够根据当前目标肌肉的功能状态对输入输出参数进行调整。

