



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102499797 A

(43) 申请公布日 2012. 06. 20

(21) 申请号 201110327727. 7

(22) 申请日 2011. 10. 25

(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 李光林 耿艳娟 陈亮

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理  
有限公司 44224

代理人 吴平

(51) Int. Cl.  
A61F 2/72(2006. 01)

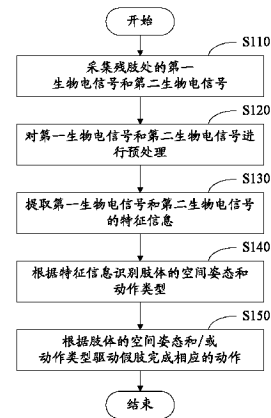
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 2 页

(54) 发明名称

假肢控制方法及系统

(57) 摘要

本发明涉及一种假肢控制方法,包括下列步骤:采集残肢皮肤表面的第一生物电信号和第二生物电信号;对所述第一生物电信号和第二生物电信号进行预处理;提取所述第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息;根据所述第二生物电信号的特征信息识别肢体的空间姿态,根据所述第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型;根据所述肢体的空间姿态和肢体的动作类型驱动假肢完成相应的动作。本发明还涉及一种假肢控制系统,采用第一生物电信号和第二生物电信号同时作为信息源,对使用者在自由空间内的手臂空间姿态和肢体动作进行识别,使得系统在手臂空间姿态变化的情况下,保证动作识别准确率,从而极大提高了假肢系统的控制稳定性。



1. 一种假肢控制方法,包括下列步骤:

采集残肢皮肤表面的第一生物电信号和第二生物电信号;

对所述第一生物电信号和第二生物电信号进行预处理;

提取所述第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息;

根据所述第二生物电信号的特征信息识别肢体的空间姿态,根据所述第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型;

根据所述肢体的动作类型驱动假肢完成相应的动作,或根据所述肢体的空间姿态和肢体的动作类型驱动假肢完成相应的动作。

2. 根据权利要求1所述的假肢控制方法,其特征在于,所述第一生物电信号为肌电信号,所述第二生物电信号为肌动信号,所述肌电信号包括三个以上通道的肌电信号,所述肌动信号包括一个以上通道的肌动信号。

3. 根据权利要求2所述的假肢控制方法,其特征在于,所述根据第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型的步骤是根据所述肢体的空间姿态和所述第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型,之后根据所述肢体的动作类型驱动假肢完成相应的动作。

4. 根据权利要求1-3中任意一项所述的假肢控制方法,其特征在于,所述对第一生物电信号和第二生物电信号进行预处理的步骤是对所述第一生物电信号和第二生物电信号进行信号放大和滤波整流处理。

5. 根据权利要求2或3所述的假肢控制方法,其特征在于,所述提取第二生物电信号的特征信息的步骤是将所述肌动信号分割为预定时间长度的数据分析窗口,从所述数据分析窗口中提取肌动信号的时域特征参数和/或频域特征参数,作为肌动信号的特征信息。

6. 根据权利要求5所述的假肢控制方法,其特征在于,所述肌动信号的时域特征参数为肌动信号的振幅的最大值、均值、方差、均方根值、积分值,以及肌动信号的上升时间,时程中的一种或多种;所述肌动信号的频域特征参数为肌动信号的平均功率频率、中位频率、中心频率中的一种或多种。

7. 根据权利要求2或3所述的假肢控制方法,其特征在于,所述根据第二生物电信号的特征信息识别肢体的空间姿态,根据所述第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型的步骤是采用线性判别分析法计算所述第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息的模式分类参数,然后根据实时更新的第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息及预先存储的模式分类参数计算并识别肢体的空间姿态和动作类型。

8. 一种假肢控制系统,其特征在于,包括:

信号采集单元,包括依次连接的传感器、预处理电路及A/D转换模块,所述传感器用于采集残肢处的第一生物电信号和第二生物电信号,所述预处理电路对采集到的第一生物电信号和第二生物电信号进行放大、滤波处理后,通过所述A/D转换模块输入信号处理单元;

信号处理单元,包括微控制器,所述信号处理单元连接所述预处理电路,用于第一生物电信号和第二生物电信号的模式分类训练与模式识别;

假肢驱动器,连接所述信号处理单元,根据所述信号处理单元的输出结果驱动假肢完成相应的动作。

9. 根据权利要求8所述的假肢控制系统,其特征在于,所述第一生物电信号是肌电信号,所述第二生物电信号是肌动信号,所述传感器包括用于采集肌电信号的肌电信号传感

器和用于采集肌动信号的肌动信号传感器,所述肌动信号传感器是三轴加速度传感器。

10. 根据权利要求 9 所述的假肢控制系统,其特征在于,所述肌电信号传感器的数量为 3 个以上,所述肌动信号传感器的数量为 1 个以上。

11. 根据权利要求 8-10 中任意一项所述的假肢控制系统,其特征在于,所述微控制器连接所述 A/D 转换模块,所述模式分类训练包括提取所述第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息,模式分类参数的计算及存储。

12. 根据权利要求 11 所述的假肢控制系统,其特征在于,所述微控制器首先根据所述模式分类参数和所述第二生物电信号的特征信息进行手臂空间姿态类型识别,然后基于手臂空间姿态识别结果选择第一生物电信号的模式分类参数,根据所述第一生物电信号的特征信息进行肢体动作类型识别并将识别结果输出给所述假肢驱动器。

13. 根据权利要求 11 所述的假肢控制系统,其特征在于,所述微控制器包含两个并联的微控制器模块,一个微控制器模块提取所述第一生物电信号的特征信息并进行肢体动作类型识别,另外一个微控制器模块提取所述第二生物电信号的特征信息并进行手臂空间姿态类型识别,微控制器的识别结果输出给所述假肢驱动器。

## 假肢控制方法及系统

### 【技术领域】

[0001] 本发明涉及康复辅助器具,特别是涉及一种假肢控制方法,还涉及一种假肢控制系统。

### 【背景技术】

[0002] 近几十年以来,从肢体表面记录的肌电信号 (Electromyogram, EMG) 被广泛用于人工上肢的控制中。肌电人工上肢给上肢截肢的残疾人提供了改进生活质量的机会,即使不能像自然上肢活动那么自如,肌电假肢也可以帮助他们恢复上肢一些本能的、基本的生理功能,辅助其日常生活。目前的肌电假肢(例如,德国 Otto Bock 及我国上海科生等)多是利用一对残留肌肉(主缩肌与拮抗肌)控制一个动作自由度。然而肢体截肢后,肌电信息源是有限的,截肢的程度越高,残留的肢体肌肉越少,而需要恢复的肢体动作越多。因此,用这种传统的肌电控制方式实现假肢的多自由度控制是非常困难的。

[0003] 随着电子技术和微处理器技术的发展,基于模式识别技术的仿生肌电假肢应运而生。模式识别技术旨在利用残留肢体可提供的有限的肌电信息,实现假肢的自如和直觉控制。但是,在肌电假肢的临床研究中可以发现,基于模式识别技术的肌电假肢的识别准确率降低,使用者手臂空间姿态的变换会直接导致假肢系统的稳定性变差。这是由于使用者在训练肌电假肢时,往往将手臂放在某个特定的位置,通常手臂自然垂在身体外侧,因为在这个姿态得到的肌电信号重复性好,自然识别准确率高。然而在实际生活中,使用者在不同的使用场景,手臂姿态差别很大,测得的生物电信号就产生了一定的差别,这直接导致了假肢系统识别效果降低。第二,由于肌电传感器容易受到放置位置偏移、皮肤阻抗变化等因素的影响,实际操控往往与预计效果有一定的差距。第三,肌电传感器价格高昂、尺寸偏大难以嵌入假肢接受腔微小的空间也是阻碍肌电假肢临床进程的主要原因之一。

### 【发明内容】

[0004] 基于此,有必要提供一种基于双源生物电信息的、识别准确率高、稳定性好的假肢控制方法。

[0005] 一种假肢控制方法,包括下列步骤:采集残肢皮肤表面的第一生物电信号和第二生物电信号;对所述第一生物电信号和第二生物电信号进行预处理;提取所述第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息;根据所述第二生物电信号的特征信息识别肢体的空间姿态,根据所述第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型;根据所述肢体的动作类型驱动假肢完成相应的动作,或根据所述肢体的空间姿态和肢体的动作类型驱动假肢完成相应的动作。

[0006] 优选的,所述第一生物电信号为肌电信号,所述第二生物电信号为肌动信号,所述肌电信号包括三个以上通道的肌电信号,所述肌动信号包括一个以上通道的肌动信号。

[0007] 优选的,所述根据所述第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型的步骤是根据所述肢体的空间姿态和所述第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型,之后根据所

述肢体的动作类型驱动假肢完成相应的动作。

[0008] 优选的,所述对第一生物电信号和第二生物电信号进行预处理的步骤是对所述第一生物电信号和第二生物电信号进行信号放大和滤波整流处理。

[0009] 优选的,所述提取第二生物电信号的特征信息的步骤是将所述肌动信号分割为预定时间长度的数据分析窗口,从所述数据分析窗口中提取肌动信号的时域特征参数和/或频域特征参数,作为肌动信号的特征信息。

[0010] 优选的,所述肌动信号的时域特征参数为肌动信号的振幅的最大值、均值、方差、均方根值、积分值,以及肌动信号的上升时间,时程中的一种或多种;所述肌动信号的频域特征参数为肌动信号的平均功率频率、中位频率、中心频率中的一种或多种。

[0011] 优选的,所述根据第二生物电信号的特征信息识别肢体的空间姿态,根据所述第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型的步骤是采用线性判别分析法计算所述第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息的模式分类参数,然后根据实时更新的第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息及预先存储的模式分类参数计算并识别肢体的空间姿态和动作类型。

[0012] 还有必要提供一种假肢控制系统。

[0013] 一种假肢控制系统,包括:信号采集单元,包括依次连接的传感器、预处理电路及A/D转换模块,所述传感器用于采集残肢处的第一生物电信号和第二生物电信号,所述预处理电路对采集到的第一生物电信号和第二生物电信号进行放大、滤波处理后,通过所述A/D转换模块输入信号处理单元;信号处理单元,包括微控制器,所述信号处理单元连接所述预处理电路,用于第一生物电信号和第二生物电信号的模式分类训练与模式识别;假肢驱动器,连接所述信号处理单元,根据所述信号处理单元的输出结果驱动假肢完成相应的动作。

[0014] 优选的,所述第一生物电信号是肌电信号,所述第二生物电信号是肌动信号,所述传感器包括用于采集肌电信号的肌电信号传感器和用于采集肌动信号的肌动信号传感器,所述肌动信号传感器是三轴加速度传感器。

[0015] 优选的,所述肌电信号传感器的数量为3个以上,所述肌动信号传感器的数量为1个以上。

[0016] 优选的,所述微控制器连接所述A/D转换模块,所述模式分类训练包括提取所述第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息,模式分类参数的计算及存储。

[0017] 优选的,所述微控制器首先根据所述模式分类参数和所述第二生物电信号的特征信息进行手臂空间姿态类型识别,然后基于手臂空间姿态识别结果选择第一生物电信号的模式分类参数,根据所述第一生物电信号的特征信息进行肢体动作类型识别并将识别结果输出给所述假肢驱动器。

[0018] 优选的,所述微控制器包括两个并联的微控制器模块,一个微控制器模块提取所述第一生物电信号的特征信息并进行肢体动作类型识别,另外一个微控制器模块提取所述第二生物电信号的特征信息并进行手臂空间姿态类型识别,微控制器的识别结果输出给所述假肢驱动器。

[0019] 上述假肢控制方法和系统根据两个信息源分别识别肢体的动作类型和空间姿态,根据肢体的空间姿态和动作类型驱动假肢完成相应的动作。使得系统在手臂空间姿态变化的情况下,保证动作识别准确率,从而极大提高了假肢系统的控制稳定性。

**【附图说明】**

- [0020] 图 1 是一实施例中假肢控制方法的流程图；  
[0021] 图 2 是一实施例中假肢控制系统的结构示意图；  
[0022] 图 3 是一实施例中信号采集单元的结构示意图。

**【具体实施方式】**

[0023] 为使本发明的目的、特征和优点能够更为明显易懂，下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。

[0024] 图 1 是一实施例中假肢控制方法的流程图，包括下列步骤：

[0025] S110，采集残肢皮肤表面的第一生物电信号和第二生物电信号。

[0026] 相对于传统假肢中使用的肌电信号，肌动信号 (Mechanomyography, MMG) 具有成本低、不受皮肤阻抗变化影响、微型方便放置于假肢接受腔等优点。它是一种表征肌肉表面微小振动的机械信号，当肌肉收缩时，伴随运动神经元激活运动单元所产生的电性活动，会引发肌纤维收缩的机械或力学振动。MMG 信号最早用于假肢控制是在 1986 年，Barry 等人建议使用 MMG 信号作为假肢的控制信号，他们研制的系统能够成功区分弯曲手腕和伸展手腕这两个动作，系统显示出很好的稳定性。近年来 Silva、Hong-Bo Xie 等学者的研究不仅证实了 MMG 信号应用于临床假肢控制的必要性，而且证实了 MMG 作为假肢的控制信号是一种完全可行的方法。

[0027] 在本实施例中，采集肌电信号用于识别肢体的动作类型。在其他实施例中，除了应用表面肌电信号，仍有其他生物电信号同样包含一定的运动信息，也可作为本技术的信息源。例如人机接口技术的脑电信号和周围神经电信号，以及侵入式深层肌电信号。另外，在本实施例中，采集肌动信号识别肢体的空间姿态。在其他实施例中，除了应用肌动信号，还可以采用角度计用于记录关节角度信息。

[0028] 肌电信号和肌动信号分别通过肌电信号传感器和肌动信号传感器进行采集。根据截肢者残肢状况及期望恢复动作数目的不同情况，肌电信号传感器和肌动信号传感器的数目与安置位置将有所不同。一般情况下，肌电信号传感器采用 3-12 个，肌动信号传感器采用 1~3 个，每个传感器采集一个通道的信号。应用于上肢假肢时，肌电信号传感器和肌动信号传感器贴附于肩部、上臂、前臂及手部的肌肉表面上。应用于下肢假肢时，肌电信号传感器和肌动信号传感器贴附于股直肌、股外侧肌、股二头肌和阔筋膜张肌等处。在本实施例中，通过集成的三轴加速度传感器采集肌电信号和肌动信号。该传感器是一种肌电-三轴肌动信号传感器。在其他实施例中，肌动信号传感器可以采用压电接触传感器、电容式麦克风、激光位移传感器等。肌电信号传感器可以采用 Ag-AgCl 粘胶式、金属传感器或织物电极等。

[0029] 在其他实施例中，第一生物电信号和第二生物电信号可以均是肌电信号，或第一生物电信号和第二生物电信号均是肌动信号。

[0030] S120，对第一生物电信号和第二生物电信号进行预处理。

[0031] 在本实施例中，是对肌电信号进行放大后，再进行带宽为 5-450 赫兹的带通滤波处理（即保留 5-450 赫兹的信号）。对肌动信号进行带宽为 5-200 赫兹的带通滤波处理。

滤波后还可以进行整流处理。采样频率设置为 500-1000 赫兹。

[0032] S130, 提取第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息。

[0033] 采用数据分析窗口对信号进行特征提取, 在本实施例中是分别提取肌电信号和肌动信号与肢体运动有关的时域特征和 / 或频域特征。数据分析窗口可以有重叠或无重叠, 从每个数据分析窗口中抽取肌电 (肌动) 信号的时频和 / 或频域特征, 组合在一起形成该通道肌电 (肌动) 信号的特征信息的特征向量, 所有通道肌电 (肌动) 信号的特征向量组合为肌电 (肌动) 特征矩阵。

[0034] 由于肌动信号特别是三轴肌动信号是一种十分敏感的低频机械信号, 肌动信号的时域特征参数可以采用振幅最大值、均值、方差、积分值 (IMMG)、均方根值 (RMS), 以及肌动信号的上升时间 (Rise-Time)、时程 (Duration) 等。肌动信号的频域特征参数可以采用平均功率频率 (MPF)、中位频率 (MF)、中心频率 (CF) 等。

[0035] 对于肌电信号的时域特征参数可以采用平均绝对值、平均斜率绝对值、样点幅值差、过零率等。肌电信号的频域特征参数可以采用平均功率频率、中值频率、峰值频率等。还可以同时采用时 - 频特征参数, 包括小波系数、魏格纳分布、熵等作为肌电信号的特征信息。

[0036] 提取特征信息除了本实施例中采用的时域法和频域法之外, 还可以采用时域频域结合法、高阶谱法、以及混沌与分形法等。

[0037] S140, 根据特征信息识别肢体的空间姿态和动作类型。

[0038] 在本实施例中, 是通过分类器来进行识别, 包括分类器级联和分类器并行两种方式。分类器并行是根据第二生物电信号的特征信息识别肢体的空间姿态, 根据第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型, 且空间姿态和动作类型是同时 (并行) 的进行计算识别。分类器级联则是先根据第二生物电信号的特征信息识别肢体的空间姿态, 再根据肢体的空间姿态和第一生物电信号的特征信息识别肢体的动作类型。在本实施例中, 第一生物电信号为肌电信号, 第二生物电信号为肌动信号。在其他实施例中, 第一生物电信号和第二生物电信号可以均是肌电信号, 或第一生物电信号和第二生物电信号均是肌动信号。

[0039] 本实施例中, 采用线性判别分析法 (Linear Discriminant Analysis, LDA) 分析肌动信号和肌电信号的特征信息并根据预先存储的训练参数和实时的肌电信号和肌动信号计算并识别肢体的空间姿态和动作类型, 即识别出使用者需要使用的模式。利用 LDA 模式分类器实时预测受试者想要执行的肢体动作前, 也就是在使用者正式使用该假肢之前, 需要用肌电信号和肌动信号的特征信息分别训练动作分类器和空间姿态分类器, 使其“记住”所包含的动作类型和空间姿态。由训练程序模块实现分类器的训练。线性判别分析法充分利用类别归属信息, 运行简单, 所需计算量小, 计算时间短, 易嵌入硬件系统实现广泛应用。并且, 研究证明, 线性判别分析法的正确率与其它主要的几种识别方法 (人工神经网络, 高斯混合模型) 无明显差异或识别性更好。除了上述线性判别分析法外, 还可以采用其它基于 Bayes 理论的分类算法, 例如费舍尔线性判别 (Fisher Linear Discrimination, FLD)、支持向量机 (Support Vector Machine, SVM)、人工神经网络分类器 (Artificial Neural Network, ANN) 以及隐式马尔可夫模型 (Hidden Markov Models, HMM)、高斯混合模型 (Gaussian Mixture Models, GMM) 等识别动作类型和空间姿态。

[0040] S150, 根据肢体的空间姿态和 / 或动作类型驱动假肢完成相应的动作。

[0041] 在分类器并行方式中,是根据肢体的空间姿态和动作类型驱动假肢完成相应的动作;在分类器级联方式中,是仅根据肢体的动作类型完成相应的动作,或根据肢体的空间姿态和动作类型驱动假肢完成相应的动作。

[0042] 假肢使用者肌肉收缩力量的差异将会改变肌电信号的幅值。在一个实施例中,可以利用肌电幅值大小来调控假肢动作的速度,幅值大则速度快,反之则速度慢。

[0043] 通过 5 个前臂截肢者分别在 5 个不同的空间位置(姿态)进行 6 个常见的基本动作(腕内收、腕外展、腕外旋、腕内旋和手张开、闭合)的实验,证明上述级联/并行控制方法是可行、有效的。实验中各采用 8 个集成的肌电-肌动信号传感器分别采集受试者残肢和健侧的肌电信号与肌动信号。对于残肢侧,肌动信号对所有动作类型在 5 个空间姿态的平均错误识别率在 0.03% 以下。而肌动信号在所有空间姿态下对 6 个基本动作的平均错误识别率在 8% 以下。对于所有受试者,级联控制识别方式的平均准确度在 93% 以上,而并行控制识别方式的平均准确度在 95% 以上。对比健侧和截肢侧,健侧的控制性能略优于截肢侧。这说明,上述基于肌电-肌动融合的假肢控制方法可以实现上肢在更大空间范围内的精确动作控制。

[0044] 残疾人控制假肢或是想要更加精确方便地控制假肢,因其肢体残缺所以控制的信号源非常有限。肌电信号能够提供肢体动作的细节信息,但肌肉疲劳、电极移动、流汗等会影响肌电控制的性能。上述假肢控制方法增加了肌动信号作为信息源。其不受皮肤阻抗变化影响,可以弥补上述肌电信号的缺陷。肌动信号传感器价格相对低廉,尺寸小巧方便嵌套至假肢接受腔有限的空间内。

[0045] 由于在不同空间姿态下,一些特定的肌群需要保持收缩,所以即便执行同一个动作,肌电信息和肌动信息都有较大的不同,所以假肢在临床实时的控制中往往动作类型识别率降低、稳定性变差。上述假肢控制方法,不仅可以判别使用者的手臂空间姿态,而且可以提高肢体动作类型的识别准确率,增强假肢控制的稳定性。

[0046] 图 2 是一实施例中假肢控制系统的结构示意图。包括信号采集单元 210、信号处理单元 230 及假肢驱动器 250。图 3 是一实施例中信号采集单元的结构示意图。信号采集单元 210 包括依次连接的传感器 212、预处理电路 214 及 A/D 转换模块 216。

[0047] 传感器 212 用于采集残肢皮肤表面的第一生物电信号和第二生物电信号。在本实施例中,第一生物电信号为肌电信号,第二生物电信号为肌动信号。在其他实施例中,除了应用表面肌电信号,仍有其他生物电信号同样包含一定的运动信息,也可作为本技术的信息源。例如人机接口技术的脑电信号和周围神经电信号,以及侵入式深层肌电信号。另外,第一生物电信号和第二生物电信号可以均是肌电信号,或第一生物电信号和第二生物电信号均是肌动信号。

[0048] 肌电信号和肌动信号分别通过肌电信号传感器和肌动信号传感器进行采集。根据截肢者残肢状况及期望恢复动作数目的不同情况,肌电信号传感器和肌动信号传感器的数目与安置位置将有所不同。一般情况下,肌电信号传感器采用 3-12 个,肌动信号传感器采用 1~3 个,每个传感器 212 采集一个通道的信号。肌电信号传感器和肌动信号传感器贴附于肩部、上臂及前臂的肌肉表面上。在本实施例中,通过集成的三轴加速度传感器采集肌电信号和肌动信号。该传感器是一种肌电-三轴肌动信号传感器。在其他实施例中,肌动信号传感器可以采用压电接触传感器、电容式麦克风、激光位移传感器等。肌电信号传感器



可以采用 Ag-AgCl 粘胶式、金属传感器或织物电极等。

[0049] 预处理电路 214 连接传感器 212, 包括依次连接的放大电路、滤波电路以及整流电路, 用于对传感器 212 采集的第一生物电信号和第二生物电信号进行信号放大和滤波整流处理, 然后将信号通过 A/D 转换模块 216 输入信号处理单元 230。

[0050] 信号处理单元 230 包括微控制器, 用于第一生物电信号和第二生物电信号的模式分类训练与模式识别。

[0051] 模式分类训练包括提取所述第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息, 模式分类参数的计算及存储。本实施例中采用数据分析窗口对信号进行特征提取, 分别提取肌电信号和肌动信号的时域特征和 / 或频域特征。数据分析窗口可以有重叠或无重叠, 从每个数据分析窗口中抽取肌电 (肌动) 信号的时频和 / 或频域特征, 组合在一起形成该通道肌电 (肌动) 信号的特征信息的特征向量, 所有通道肌电 (肌动) 信号的特征向量组合为肌电 (肌动) 特征矩阵。

[0052] 由于肌动信号特别是三轴肌动信号是一种十分敏感的低频机械信号, 肌动信号的时域特征参数可以采用振幅最大值、均值、方差、积分值 (IMMG)、均方根值 (RMS), 以及肌动信号的上升时间 (Rise-Time)、时程 (Duration) 等。肌动信号的频域特征参数可以采用平均功率频率 (MPF)、中位频率 (MF)、中心频率 (CF) 等。

[0053] 对于肌电信号的时域特征参数可以采用平均绝对值、平均斜率绝对值、样点幅值差、过零率等。肌电信号的频域特征参数可以采用平均功率频率、中值频率、峰值频率等。还可以同时采用时 - 频特征参数, 包括小波系数、魏格纳分布、熵等作为肌电信号的特征信息。

[0054] 提取特征信息除了本实施例中采用的时域法和频域法之外, 还可以采用时域频域结合法、高阶谱法、以及混沌与分形法等。

[0055] 假肢控制系统包括分类器级联结构和分类器并行结构两种架构形式。在分类器级联结构中, 微控制器首先根据模式分类参数和第二生物电信号的特征信息进行手臂空间姿态类型识别, 然后基于手臂空间姿态识别结果选择第一生物电信号的模式分类参数, 根据第一生物电信号的特征信息进行肢体动作类型识别, 并将识别结果输出给假肢驱动器 250。在分类器并行结构中, 微控制器包含两个并联的微控制器模块, 一个微控制器模块提取第一生物电信号的特征信息并进行肢体动作类型识别, 另外一个微控制器模块提取第二生物电信号的特征信息并进行手臂空间姿态类型识别, 并将肢体动作类型和空间姿态类型的识别结果输出给假肢驱动器 250。如前述, 第一生物电信号优选为肌电信号, 第二生物电信号优选为肌动信号。在其他实施例中, 第一生物电信号和第二生物电信号可以均是肌电信号, 或第一生物电信号和第二生物电信号均是肌动信号。

[0056] 分类器级联结构和分类器并行结构均为单一种类信号的架构形式。在其他实施例中, 还可以用肌电信号和肌动信号组合作为单个分类器或者双分类器的输入。

[0057] 本实施例中, 采用线性判别分析法 (Linear Discriminant Analysis, LDA) 分析特征信息并根据预先存储的训练结果比较识别肢体的空间姿态和动作类型, 即识别出使用者需要使用的模式。利用 LDA 模式分类器实时预测受试者想要执行的肢体动作前, 也就是在使用者正式使用该假肢之前, 需要用第一生物电信号和第二生物电信号的特征信息分别训练动作分类器和空间姿态分类器, 使其“记住”所包含的动作类型和空间姿态。由训练程序

模块实现分类器的训练。

[0058] 线性判别分析法充分利用类别归属信息,运行简单,所需计算量小,计算时间短,易嵌入硬件系统实现广泛应用。并且,研究证明,线性判别分析法的正确率与其它主要的几种识别方法(神经网络,高斯混合模型)无明显差异或识别性更好。除了上述线性判别分析法外,还可以采用其它基于 Bayes 理论的分类算法,例如费舍尔线性判别 (Fisher Linear Discrimination, FLD)、支持向量机 (Support Vector Machine, SVM)、神经网络分类器 (Artificial Neural Network, ANN) 以及隐式马尔可夫模型 (Hidden Markov Models, HMM)、高斯混合模型 (Gaussian Mixture Models, GMM) 等识别动作类型和空间姿态。

[0059] 假肢驱动器 250 连接所述信号处理单元 230,根据信号处理单元 230 的输出结果驱动假肢完成相应的动作。

[0060] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

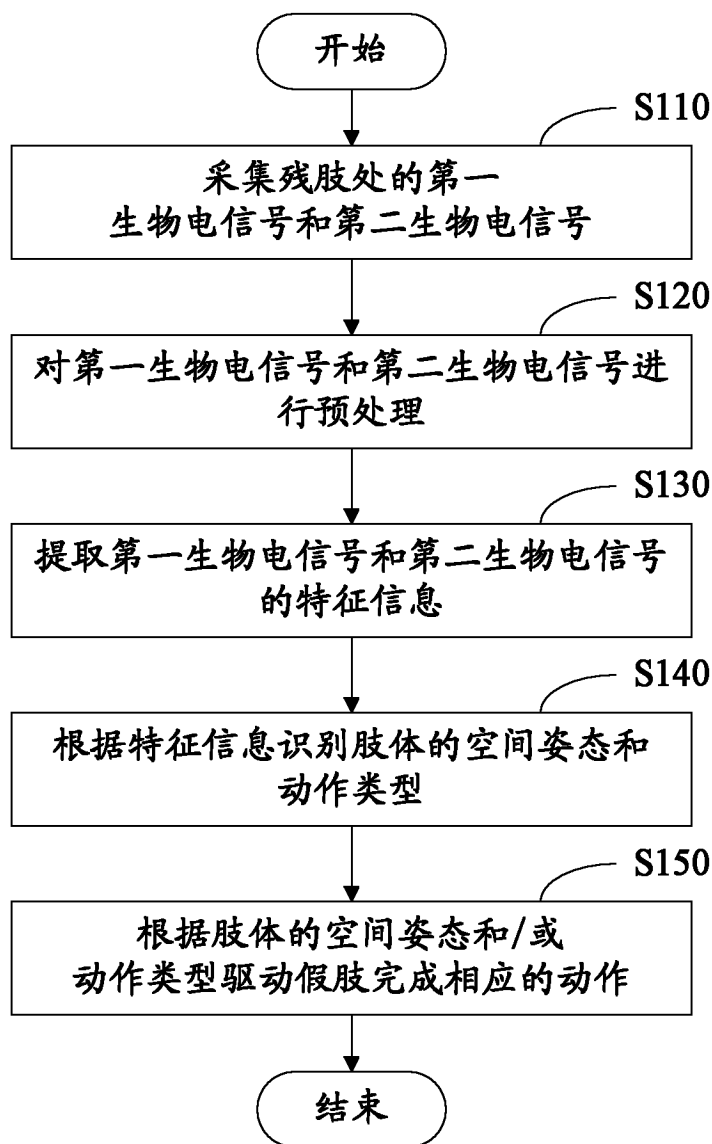


图 1

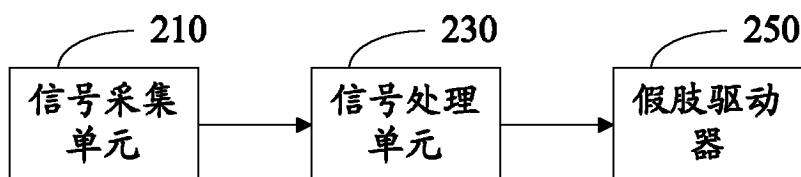


图 2

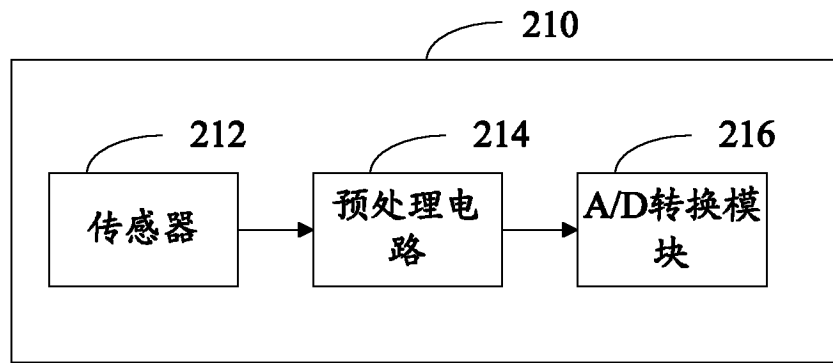


图 3