

# 基于MSP430的中风康复仪的设计

杨芳 魏传安

(海南医学院 信息技术部 海南 海口 571101)

**[摘要]**介绍一种基于MSP430的便携式中风康复仪设计。它采用气动人工肌肉驱动用于急性期和重症中风病人做主被动运动,能够实时、准确的控制肢体运动,并根据反馈的肌电信号调整控制参数,防止肌肉过度疲劳和肌肉损伤,它具有体积小、成本低等特点,特别适用于家庭护理。

**[关键词]**MSP430 中风 气动人工肌肉 肌电信号

**中图分类号:** TP242.3 **文献标识码:** A **文章编号:** 1671-7597 (2010) 0110019-01

## 0 引言

我国是中风病的高发地区之一,在幸存者中约70%-80%的病人留有不同程度的残疾。对于中风病人,对其瘫痪部位进行康复训练是十分重要和关键的医疗手段,及早进行康复训练可以大大减少残疾的可能性[1]。

## 1 训练方法

伸展与抓握是上肢的最基本和最常用的功能,伸展的动作包括肩,肘,腕关节的协调运动而促使手通过一定的空间达到不同的目标,当上肢在环境中自由的伸展达到某一目标时,可以观察到手的运动轨迹从起点到终点大约是一条直线。这需要协同肩,肘,腕关节角度。这种协调可能相当复杂,需要同时考虑运动学因素(关节角度)和动力学因素(关节力矩)。这种手的直线运动现象在正常人中很早已进行了研究[2]。对偏瘫患者研究发现,当要求患者进行有目标的伸展运动时,肩,肘关节协调性的损害会导致对直线运动轨迹的偏离[3]。而在脑卒中后,肌力的下降伴随着关节协调功能的损害,进而影响了上肢抗重力的稳定性并限制了其伸展功能[4]。因此采用这一原则对患者进行伸展训练。

根据以上分析,本系统选用直线运动作为运动轨迹。患者可主动完成水平面内推直线动作,即自由推直线。如图1所示,A点为远端极限位置,B点为近端极限位置。患者尽量控制实际轨迹按目标轨迹运动,如果患者没有肌力完成动作,仪器会帮助患者完成。或者仪器完全带动患肢做被动的直线运动。

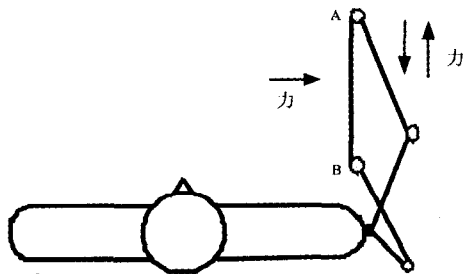


图1 患者进行直线训练示意图

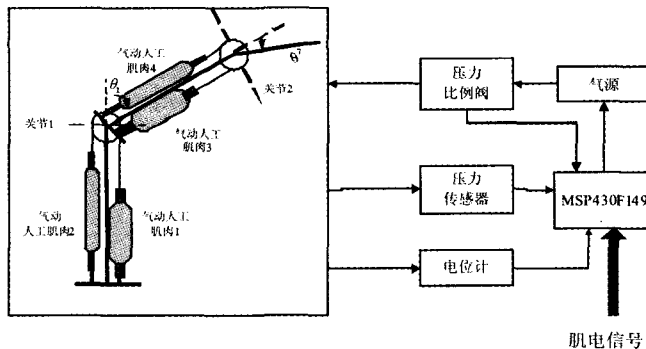


图2 气动人工肌肉控制系统组成框图

## 2 系统组成

本文所设计的中风康复仪充分考虑了康复仪的便携性、经济性和安全性,用MSP430F4131PM作为主控制器和信号处理器,利用气动人工肌肉驱动肢体运动。由于多数患者训练部位的神经功能受损,在训练过程中人脑不能及时、有效地获取有关肌肉活动情况的反馈信息。因此采用肌电反馈实时监测肌肉状态,根据反馈信号对控制系统的训练参数做出调整。

训练装置是采用气动人工肌肉驱动肢体运动, MSP430F4131PM作为主控制器和信号处理器[5],用于控制气动人工肌肉的伸缩和设定气动人工肌肉的伸缩时间和保持时间。

气动人工肌肉是一种由橡胶管和外套纤维编织网组成的可由气压控制其收缩的直线驱动器。气动人工肌肉的刚度可通过控制橡胶管内的气压实现[6][7]。由气源提供压力为0.6-0.9MPa的压缩气体,压缩气体由导管经过压力比例阀送入气动人工肌肉中。通过控制压力比例阀上所加的电电压即可控制气动人工肌肉中的气体压力,加压后的气动人工肌肉输出收缩张力。因此通过对压力的控制即可达到使肢体运动的目的。气动人工肌肉内部的气压可以通过压力传感器测得,将测得的数据进入控制电路。控制电路中的MSP430F4131PM有A/D转化模块会把模拟量变为数字量,然后控制器将测定压力值与设定值相比较,并通过控制压力比例阀来消除两者之间的误差,达到保证气动人工肌肉内压力恒定的目的。气动人工肌肉内部压力发生变化就会发生轴向收缩,有力的输出使关节转角发生变化。

表面肌电信号中往往夹带着低频的(接近直流)和高频的干扰信号,真正有用的肌电信号的频率范围大致在10-500Hz之间。所以,从表面电极检测出的信号首先进行隔直处理(高通滤波器),高通滤波后的信号放大,放大后的信号被接入截止频率为600Hz的三阶巴特沃思有源低通滤波器,用来滤去高频干扰信号,50Hz附近是肌电信号非常活跃的频段,只有准确的滤除50Hz的干扰而不去掉别的有用信号才能获得最佳效果,以工频50Hz为中心频率的陷波滤波器将进一步提升输出信号的信噪比[8][9]。



图3 表面EMG信号预处理过程

通过AR模型求出肌电信号的功率谱,计算出其特征值,这时把特征值参数与设定好的疲劳阈值比较,如果比疲劳阈值高,自动使单片机完成一个循环后调整控制参数,否则按设定的参数继续工作。

## 3 结论

本文用MSP430F4131PM作为信号处理与控制器。表面肌电信号的幅值随着疲劳增强而升高;但表面肌电信号的中值频率随疲劳的增强而降低。利用该规律,通过设定训练时的疲劳阈值,系统可以检测到疲劳的产生,并能根据反馈信息对训练参数进行相应的调整,以此防止疲劳损伤,并对患者起到一定的保护作用。

所提出的中风康复仪系统硬件体积小、重量轻,适合在家中使用。还可以通过液晶显示肢体做被动运动的次数和时间,以及肌电信号的特征参数,使病人可以直观的知道自己的训练效果。

(下转第41页)

(和) 聆听者在不同介质中运动时, 所观测到的声波频率会发生变化。当实现运动声源时, 如果声源与聆听者之间的相对运动速度很快, 也必须对多普勒效应加以模拟。

#### 3.2.6 起止时间

声音的触发与结束应与实体的行为紧密结合, 可通过消息机制进行控制。

### 4 基于DirectSound的3D虚拟声音生成

#### 4.1 DirectSound介绍

Microsoft DirectX是用于游戏开发和高品质多媒体应用程序开发的一系列底层程序接口, DirectSound是其中的一个组件, 它能够迅速播放声音并且在更高的层次上操纵所有的硬件资源。在没有任何辅助的前提下, DirectSound能够真实地重现声音的效果。著名的虚拟环境开发平台Vega中的声音特效模块其底层就是基于DirectSound实现的。

#### 4.2 DirectSound的工作流程

谈到DirectSound的工作流程, 首先要从“从声音缓冲区”对象说起。一个“从声音缓冲区”对象代表一个声源, 这个声源既可以是“静态的声音缓冲区对象”, 也可以是“动态的声音缓冲区对象”。开始就要建立“从声音缓冲区”对象, 当然, “从声音缓冲区”对象是可以建立多个的, 若想同时播放多个声音的话。播放“从声音缓冲区”对象时, DirectSound从每个缓冲区中取出数据, 然后在“主缓冲区”中进行混音。混音时, 它会执行所有必要的格式转换。同时, 它会处理所有特殊效果。在“主缓冲区”中混音后, 声音即送往输出设备。

当硬件缓冲区和硬件混音设备空闲时, DirectSound自动地将尽可能多的声音对象送入硬件内存中。留在主机系统内存中的声音对象由DirectSound进行软件混音, 并以流的方式与硬件缓冲区中的声音对象一起送入硬件混音器。

#### 4.3 影响3D声音效果的主要因素在DirectSound中的实现

##### 4.3.1 距离因素

在DirectSound中通过分别设置声音对象和聆听者对象的空间位置来确定声源和聆听者之间的距离, 再通过设置声音对象的最小、最大距离属性, 聆听者的衰减系数属性实现距离因素对声音听觉效果的影响。其中最大距离是假定音量不再下降的距离, 最小距离是音量不再增加的距离。根据衰减系数属性的设置DirectSound可以忽略、放大或给出和真实世界中相同的效果, 聆听者对象的衰减系数属性是全局的, 该属性的设置会影响所有声音的衰减速率, 想改变单个声音的衰减速率应通过改变三维声音缓冲区的最小距离属性。

##### 4.3.2 方位因素

在DirectSound中通过设置声音对象和聆听者对象的位置以及聆听者的方向来自动计算出它们之间的相对方位关系, 从而DirectSound可以实现声音的方位感。聆听者的方向由上向量和前向量决定。

##### 4.3.3 运动因素

声源和聆听者之间的相对运动会影响它们之间的距离和相对方位, 从而影响声音听觉效果, 因为声源和聆听者之间的相对方位不同对应的

HRTF函数也不同, 而距离又会影响声音的衰减。要实现运动声源模拟, 首先需要解决的问题是如何根据运动声源当前的方位快速地调整相应的HRTF数据, 并保证前后两段声信号之间的平滑过渡, 这部分工作由DirectSound在内部完成, 对于程序开发人员只需不断更新声源和(或)聆听者的位置, 从而不断更新两者之间的距离和相对方位即可。另外, 运动的声源还会产生多普勒效应, 特别是高速运动的声源, 因此对于运动声源还需要考虑多普勒效应的模拟。对于相对于聆听者运动的声源, DirectSound自动为其创建多普勒变换效果, 程序开发人员只需正确地设置声源或(和)聆听者的运动速度。

#### 4.3.4 环境因素

周围的环境会对声音产生吸收、散射、衍射、干涉等作用, 从而会对声音的听觉效果产生影响。在DirectSound中环境因素对声音效果的影响可以通过为辅助声音缓冲区添加各种声音效果来体现。DirectSound提供了多达9种标准声音效果。

#### 4.4 3D虚拟声音生成的具体实现

使用DirectSound生成3D虚拟声音的基本步骤是:

- (1) 创建声音设备对象。
- (2) 显式创建主缓冲区对象, 通过主缓冲区对象获取3D聆听者对象。
- (3) 创建2D声音缓冲区对象。
- (4) 从WAV文件或资源读取声音数据到私有缓冲区。
- (5) 将数据放入2D声音缓冲区中。
- (6) 通过2D缓冲区对象获取3D声音缓冲区对象, 在获取3D声音缓冲区对象时, 必须指定DSBCAPS\_CTRL3D标志和空间化声音的3D算法。
- (7) 为3D声音缓冲区对象和聆听者对象设置合适的相关属性值。
- (8) 播放3D声音缓冲区数据。

### 5 结束语

3D虚拟声音技术作为一门新兴的边缘交叉学科, 涉及听觉心理学、听觉生理学、多传感器集成与融合、人工智能技术、并行处理技术和高性能计算机系统等多个研究领域。虚拟环境中的3D虚拟声音技术研究, 是一个具有理论意义及其实用价值的基础课题, 使虚拟声音成为虚拟环境的一部分, 不但降低了对虚拟声音环境中方位感知的混淆, 而且提高了虚拟环境的逼真感、现实感和沉浸感, 为创造合适的虚拟空间奠定了坚实的理论基础, 所以3D虚拟声音技术的研究具有深远的意义。

#### 参考文献:

- [1]杨鹏、姚旺生, 基于DirectSound的3D虚拟声音技术应用研究, 计算机仿真, 2006.5.
- [2]王德才、胡强、孙玉萍, 基于DirectSound实现三维真实感声音生成, 2006.3.
- [3]洪炳镛、蔡则苏、唐好选, 虚拟现实及其应用, 国防工业出版社, 2005.

(上接第19页)

#### 参考文献:

- [1]Michelle J. Johnson, Experimental Results Using Force-Feedback Cueing in Robot-Assisted Stroke Therapy[J]. IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, VOL. 13, NO. 3, SEPTEMBER, 2005, 335-347.
- [2]Jorasso P: Spatial control of arm movements[J]. Experiment Brain Research, 1981, 42: 223-227.
- [3]Levin MF. Interjoint coordination during pointing movement is disrupted in spastic hemiparesis[J]. Brain, 1996, 119: 281-293.
- [4]毕胜, 偏瘫患者上肢康复训练机器人的研制与临床应用[S]. 首都医科大学博士学位论文, 2006: 51-52.
- [5]http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/84531/TI/MSP430 F413.html.
- [6]王雄耀, 介绍一种气动新产品—仿生气动肌肉腱, 液气气动与密封

[J]. 2002 (1): 31-35.

[7]Bertrand Tondou, Pierre Lopez. Modeling and Control of McKibben Artificial Muscle Robot Actuators[J]. IEEE Control Systems Magazine, 2000, 20(2): 15-38.

[8]何乐生、倪海燕、宋爱国, 一种便携式肌电信号(EMG)提取方法及其电路实现[J]. 电子测量与仪器学报, 2006年4月, 第20卷第2期, 70-74.

[9]罗志增、任晓亮, 肌电信号的拾取和预处理[J]. 传感技术学报, 2004年6月, 第2期, 220-223.

#### 作者简介:

杨芳(1983-), 女, 汉族, 山西临汾人, 助教, 硕士, 主要从事医疗仪器设计研究; 魏传安(1979-), 男, 汉族, 山东人, 硕士, 主要从事数学算法研究。