

文章编号:1004-7220(2012)05-0577-05

# 头部前屈运动过程中颈肌特性的研究

茆军兵<sup>1</sup>, 贾晓红<sup>1</sup>, 王人成<sup>1</sup>, 蒲放<sup>2</sup>, 孙芳<sup>3</sup>

(1. 清华大学摩擦学国家重点实验室智能与生物机械分室, 北京 100084;

2. 北京航空航天大学生物与医学工程学院, 北京 100191; 3. 中国力学虚拟人应用与计算服务中心, 上海 200030)

**摘要:** **目的** 分析人体头部前屈运动过程中头颈部肌群活动特性,探索人体头颈部肌肉疲劳原因。**方法** 基于AnyBody软件建立人体头颈部肌骨模型,以Vicon运动捕捉系统测量数据为输入,对头部前屈运动过程中的肌力进行仿真,并结合文献数据进行分析。**结果** 颈后肌群在头部前屈运动中起主要作用。在头部前屈45%和75%行程位置肌力分配模式不同。肌力对前屈角位移的积分 $W^M$ 一定程度上反映了肌肉的疲劳特性,其中颈半棘肌和多裂肌在头部前屈运动过程中 $W^M$ 最大,容易出现疲劳。**结论** 本文建立的头颈部肌骨模型可为分析人体运动状态下肌肉分析提供技术平台。

**关键词:** 头颈部; 肌骨模型; 头部前屈; 肌力; 仿真

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

## Neck muscle activity during head flexion

MAO Jun-bing<sup>1</sup>, JIA Xiao-hong<sup>1</sup>, WANG Ren-cheng<sup>1</sup>, PU Fang<sup>2</sup>, SUN Fang<sup>3</sup> (1. *Division of Intelligent and Biomechanical System, SKLT, Tsinghua University, Beijing 100084, China*; 2. *School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China*; 3. *Applications and Computation Service Center of CMVHuman, Shanghai 200030, China*)

**Abstract:** **Objective** To analyze the neck muscle activity during head flexion and explore the cause of muscle fatigue in human head and neck. **Methods** A musculoskeletal model of head-neck complex was established based on AnyBody software platform, and the muscle strengths during head flexion were simulated according to the input data measured by Vicon motion capture system, which were validated with the literature data. **Results** The neck muscles played a major role during head flexion. The force assignment mode among muscles was different during 45% and 75% flexion process. The integral of muscle strengths on flexion angle  $W^M$  could reflect the muscle fatigue to some extent. Since the largest  $W^M$  was found in the semispinalis cervicis and multifidus muscles during head flexion, it may indicate that those muscles have the easy tendency to be fatigue. **Conclusions** The musculoskeletal model established in this paper can provide a technical support for the exploration of neck fatigue mechanism.

**Key words:** Head-neck complex; Musculoskeletal model; Head flexion; Muscle strength; Simulation

人体头颈部是整个肌骨结构中最复杂的部分,但其承载力也较弱;与此同时,颈部肌肉既要保持头部平衡,还需要负责前屈、后伸、侧弯和扭转运动。近年来,随着从事低头工作方式人群的增

多,人颈部前屈机会不断增加,造成颈椎病的患病率不断上升,且发病年龄有年轻化的趋势。目前大量的研究证实,颈椎病的发生发展与颈椎相关肌肉系统病变密切相关<sup>[1-3]</sup>。因此,研究人体头颈部前屈运

收稿日期:2011-12-20; 修回日期:2012-02-10

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50975151),摩擦学国家重点实验室自主研究项目(SKLT10B03)。

通讯作者:贾晓红, Tel: (010)62786853; E-mail: jiaxh@mail. tsinghua. edu. cn。

动过程中各个肌群的分配模式,对探讨颈部疲劳的原因以及预防颈椎病具有重要意义。

目前颈部研究常用方法有临床实验、志愿者实验、人尸体实验、动物实验和数学模型等。其中,尸体实验最为有效,但是尸体缺乏肌肉的活性反应;动物实验中常见的四足动物承载特点使得其脊椎和人体存在较大差别;志愿者实验多通过表面肌电信号(EMG)和头颈部整体强度测量研究颈部肌肉的特性和疲劳特性<sup>[4-8]</sup>,但是利用志愿者进行实验研究EMG测量只能获得表层肌肉的特性。相比较而言,数学模型被认为是一种有效的技术手段<sup>[9-10]</sup>。

本文建立头颈部肌骨模型,通过 Vicon 系统捕捉头部前屈过程中的运动规律,研究头部前屈运动中颈椎各关节运动和主要肌群的肌力特性。

## 1 建模方法

利用 AnyBody 软件建立如图 1 所示的头颈部肌骨模型,主要包括:肌肉、头骨/椎骨(C0、C1~7、T1)、关节。模型中设置身高 170.4 cm,体重 68 kg,重力场 9.81 N/kg,模型可以进行比例缩放,以便于分析不同人群。

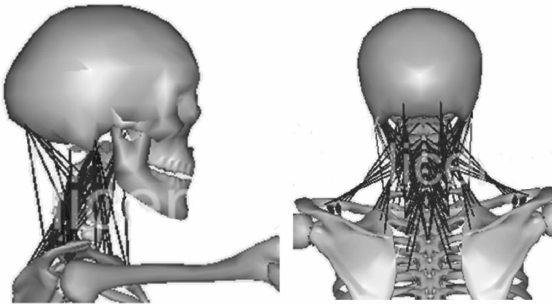


图 1 基于 AnyBody 平台建立的头颈部肌骨模型  
Fig. 1 Musculoskeletal model of head-neck complex based on AnyBody software platform

模型中骨骼部分包括头骨 C0、颈椎骨 C1~7 和第 1 胸椎骨 T1,其中设置 T1 和肩部固定不动,头部相对于 T1 的前屈运动通过多个颈椎关节运动累加而成。模型 C0、C1~7、T1 之间的相对运动通过定义关节自由度来模拟,根据人体解剖学特征,除了寰枕关节 C0~1 之间只存在屈伸运动、寰枢关节 C1~2 只存在扭转运动外,其他相邻椎骨之间存在屈伸、侧弯和扭转 3 个自由度。模型中头颈部肌肉共有

136 组,其中 T1、C0、C1~7 之间相互连接的肌肉束共 110 个,与左右肩部连接的肌肉束共 26 个;为了便于分析,将相同或邻近部位功能统一的肌肉称为一个肌群。按其附着部位可分为 3 大类:第 1 类为连接相邻椎骨的肌肉,这些肌肉控制着单块颈椎的运动;第 2 类肌肉连接于颅骨和颈椎之间;第 3 类肌肉连接于颅骨和锁骨、胸椎之间。由于颈部肌肉数目多、结构复杂,力学特性参数难以获得。考虑此运动为正常速度,采用 AnyBody 软件中的简单肌肉模型,即通过定义的肌肉强度计算肌肉力,肌肉强度参数为常数且已得到验证<sup>[11]</sup>。

正常前屈运动过程中头部加速度很小,可以忽略惯性力的作用;颈后肌群拉力产生的力矩需要抵抗颈前肌群力和头颈部重力产生的力矩,维持头部的正常运动速度。前屈运动中颈后肌群承担了主要的载荷,为此本文讨论前屈运动中影响颈部疲劳和损伤的 6 个颈后肌群:头夹肌(SpCap)、颈夹肌(Spl)、头半棘肌(SsCap)、颈半棘肌(Ssp)、多裂肌(Mul)、斜方肌(Trap)。

头部前屈运动角位移通过 Vicon 运动捕捉系统实验测得。其中 3 名头颈部运动正常的健康男性青年志愿者参与了测试。头部采用正常速度从中立位开始前屈运动到极限位置,重复 3 次。采用 Vicon 运动捕捉系统以 200 Hz 的采样频率记录图 2(a)所示 7 个标志点空间位置,除 C7 棘突处的标志点 7 外,其他点都是左右对称布置。图 2(b)所示为头部前屈角位移  $\theta$  的定义。多人次实验结果求平均值  $\theta_{\max} = 45^\circ$ 。考虑到个体差异,为便于分析在此对时间进行归一化处理。通过角位移驱动 AnyBody 根据优化算法获得头部线位移,不需要另外添加驱动。

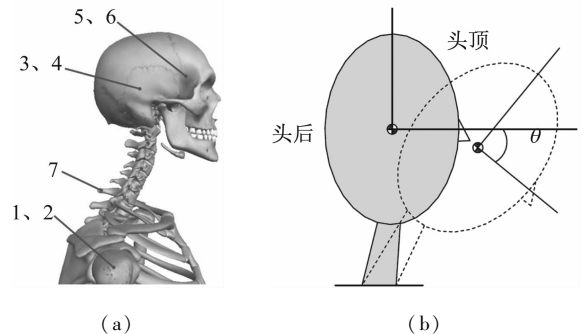


图 2 头颈部标志点位置 (a) 与前屈运动定义 (b)  
Fig. 2 Position of marker in head and neck complex (a) and movement definition of flexion (b)

在已知头部运动数据和重力场大小的基础上,利用肌骨模型求解肌力,还须通过优化方法来解决肌力数目大于肌骨模型自由度带来的冗余问题。本文采用 AnyBody Modeling System 中基于逆向动力学的静态优化方法,即如下式(1)所示的多项式优化模型:

$$\left. \begin{aligned} \min(G(F^M)) \\ G(F^M) = \sum_i^{n^M} \left( \frac{F_i^M}{N_i} \right)^p \\ C \cdot F^M = R \\ 0 \leq F_i^M \leq N_i, \quad i = 1, 2, \dots, n^M \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

式中: $F^M$ 为肌肉力, $N_i$ 为肌肉强度,等于肌肉最佳长度下所能提供的最大力, $C$ 为系统系数矩阵, $R$ 为系统所受外力, $n^M$ 为模型中肌肉数目。

式(1)基于肌肉疲劳与其活动度直接相关的假设,认为肌力分配遵循肌肉活性的 $p$ 次方之和最小优化的准则,保证最小疲劳程度, $p=3$ 。

肌力的大小反映了肌肉在身体运动或姿态维持中所发挥的作用。利用头颈部肌骨模型,可以定量研究头部前屈运动过程中各个肌群的肌力。肌群的肌力近似为所包含肌肉肌力的合力。为了更全面评价肌肉疲劳,类比于机械功和功率的物理概念,定义:

$$W_i^M = \int_0^{\theta^{\max}} F_i^M d\theta \quad (2)$$

$$\sum P^M = \sum_{i=1}^6 \left( F_i^M \cdot \frac{d\theta}{dt} \right) \quad (3)$$

式(2)和(3)两个参数从一定程度上定量反映头部运动过程中各肌群的活性和能量消耗。式中: $W^M$ 为头部从初始中立位前屈运动到极限位置过程中各肌群肌力对前屈角位移的的积分。 $\sum P$ 表示某时刻各肌群肌力与前屈角速度的乘积之和。

## 2 结果与讨论

AnyBody 软件的头颈部逆向运动学分析需要提供已知的运动输入,从而计算出各个肌力以及关节间作用力。根据 Vicon 运动捕捉系统测量的实验数据计算获得图 3(a)给出的头部前屈角位移曲线,考虑运动时间有一定范围,设置横轴为归一化后的运动时间,以中立位前屈至极限位置 $45^\circ$ 这一过程作为一个 100% 的运动行程。头部前屈角位移是由各

个颈椎关节前屈角位移累加而成,仿真结果如图 3(b)所示。AnyBody 模型中寰枢关节 C1、C2 是控制头颈部扭转活动的主要关节,对前屈运动没有贡献;寰枕关节 C0、C1 负责点头,C0、C1 前屈角位移占总前屈角位移约 30%;C2 ~ T1 各个关节前屈角位移基本相同,C2 ~ T1 关节前屈角位移占总前屈角位移约 70%。仿真得出的运动规律符合人们对颈椎前屈的认识<sup>[12]</sup>。

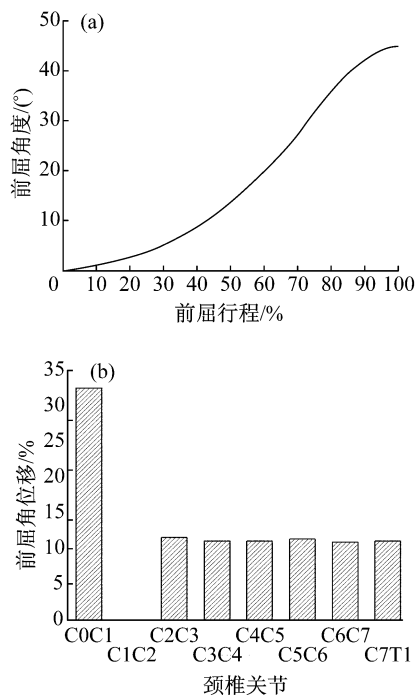


图 3 头部(a)和颈椎关节(b)前屈角位移  
Fig. 3 Angle displacement of the head (a) and cervical vertebrae (b)

头部运动过程中,肌群根据头颈部位置和外力大小实时进行肌力优化分配。图 4 所示为正常环境下头部前屈运动过程中 6 个颈后肌群的肌力变化曲线。由于肌力左右对称,仅选取左侧颈后主要肌群分析。由图 4 可见,肌力的分配模式随前屈位移不同而有所改变,大致可以划分为 3 个区域:0% ~ 45%,46% ~ 75%,76% ~ 100%。3 个区域各肌群肌力比重分配模式有所不同。区域 0% ~ 45% 中颈半棘肌、头半棘肌和多裂肌的肌力多呈下降趋势,其他肌群肌力很小;区域 46% ~ 75% 中颈半棘肌、多裂肌持续上升,头半棘肌、多裂肌的作用逐渐增大,

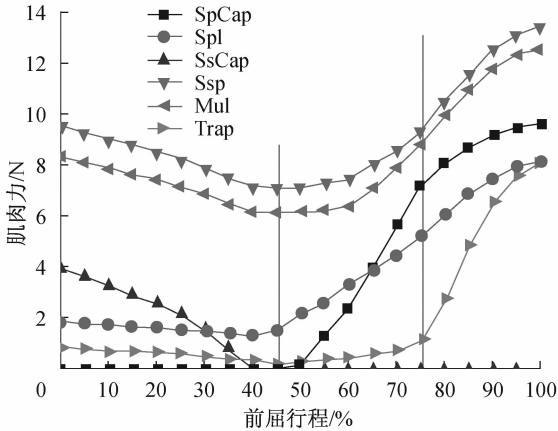


图4 前屈运动过程中主要肌群的肌力

Fig. 4 Strength of the main muscle groups during flexion

头半棘肌、斜方肌肌力很小;区域76%~100%中斜方肌的肌力迅速上升,其他肌群的肌力增速减缓。整个前屈运动过程中颈半棘肌和多裂肌作用最大,这两个肌群都处于颈部深层,在头部运动中容易出现疲劳损伤。

仿真结果分析显示,前屈0%~45%区域中出现后伸肌群肌力不升反降现象,在正常条件下,头颈部中立位置时,头部稳定性较差,颈部肌肉主要作用是保持中立平衡,肌肉承担支持、加固等静力性工作,肌力较大;前屈时肌肉转向动力性工作,前期0%~45%范围肌力较大,重力力矩较小,肌肉不断放松,肌力减小用以平衡力矩,在前屈45%左右达到力矩平衡。同时前屈前期对颈部稳定起重要作用,颈深处多裂肌、颈半棘肌和头半棘肌的肌力较大。前屈46%~75%区域中重力力矩迅速增大,为了维持平衡颈后肌力产生的力矩也迅速增加,通过优化计算颈后浅层肌肉头夹肌、颈夹肌迅速上升与颈半棘肌、多裂肌共同抵抗重力力矩作用。76%~100%行程中,对应图5运动过程中不同时刻 $\sum P^M$ 和头部前屈角速度 $\omega$ 的变化特征,可以看出在0%~75%行程,头部属于增速运动, $\sum P^M$ 随着前屈角位移增大而增大;76%~100%行程,头部开始减速, $\sum P^M$ 也开始减小。以75%为界的这两个区域分别对应着正负加速度,对应图4在75%行程处斜方肌肌力开始迅速上升,而其他肌肉增幅减小。图4中45%行程处肌肉模式变化,图5中 $\sum P^M$ 在45%行

程处并没有随着 $\omega$ 增长而快速增加。

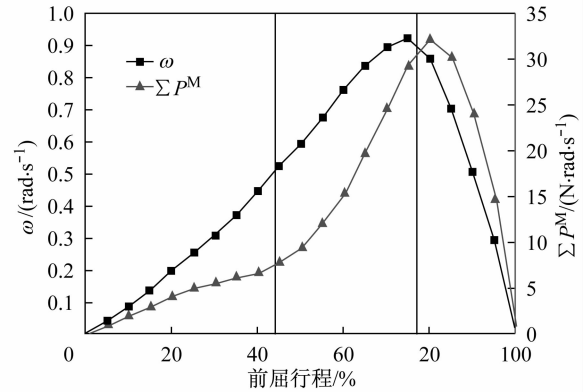

 图5 前屈运动过程中 $\sum P^M$ 和 $\omega$ 的变化特征

 Fig. 5 Change of  $\sum P^M$  and  $\omega$  during flexion

从图6可以看出,各肌群在整个前屈行程中肌力对角度位移积分 $W^M$ 的大小,其中头半棘肌和斜方肌的 $W^M$ 较小。颈半棘肌和多裂肌的 $W^M$ 最大,表明这两个肌群在头部前屈运动中活性最大所作的功最多,可以推断反复前屈运动可能会导致这两组肌肉最容易出现疲劳。

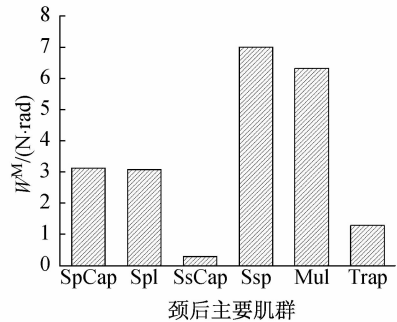

 图6 前屈运动城中各肌群 $W^M$ 值

 Fig. 6 Value of  $W^M$  in each muscle group during flexion

### 3 结论

本文通过AnyBody软件建立头颈部肌骨模型,并仿真分析前屈运动中颈部主要肌群的肌力特性和关节运动。整个前屈运动过程中C2~T1关节承担了约70%的前屈角位移,寰枕关节C0~1负责点头运动,寰枢关节C1~2仅有扭转运动没有前屈运动,颈部运动规律与文献描述一致<sup>[12]</sup>。通过分析前屈运动过程中力矩作用发现,颈后肌群的肌力需要

平衡前屈肌力和头颈部重力作用,故颈后肌群在前屈运动过程中起主要作用。

仿真结果显示,中立位置处肌群为维持固定姿态颈深肌群起作用,随着颈部前屈放松肌力减弱;在45%行程左右,重力矩迅速上升导致颈浅肌力上升与颈深肌肉共同抵抗重力矩;75%行程处头部前屈减速,斜方肌肌力迅速上升。前屈运动中颈半棘肌和多裂肌  $W^M$  较大,容易疲劳受损。目前针对头颈部前屈运动的相关实验分析以及仿真工作较少,本文将在后续的研究中增加肌电信号测试等相关实验,与仿真结果进行对比分析。

人体肌肉工作原理以及肌群协调机理目前并没有确切的答案,本文借助 AnyBody 软件分析头颈部前屈运动过程中肌群肌力特性。仿真结果揭示了人体前屈运动过程中颈肌疲劳的机理和变化规律。本模型不仅可以分析正常情况下人体的前屈运动,还可以进一步分析人体扭转、侧弯等其他运动以及复合不同加速度作用,可用于汽车碰撞、战斗机飞行员等高加速度情况下的头颈部损伤研究。

## 参考文献:

[1] 赵忠民. 颈型颈椎病的症状与软组织的变化研究[D]. 北京: 中国中医科学院, 2011.

[2] 管恩福, 陈云华. 走出颈椎病的误区[J]. 环球中医药, 2011, 4(4): 245-249.

[3] 施杞. 要重视对颈椎病的研究[J]. 中国中医骨伤科杂志, 1999, 7(1): 1-3.

[4] 成海平, 李交杰, 季思菊, 等. 空军飞行员颈肌强度的研究[J]. 医用生物力学, 2011, 26(1): 34-38.

Cheng HP, Li JJ, Ji SJ, *et al.* Research on cervical muscle strength in air force pilots [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(1): 34-38.

[5] Siegmund GP, Blouin JS, Brault JR, *et al.* Electromyography of superficial and deep neck muscles during isometric, voluntary and reflex contraction [J]. *J Biomech Eng*, 2007, 129(1): 66-77.

[6] Ang B, Linder J, Harms-Ringdahl K. Neck strength and myoelectric fatigue in fighter and helicopter pilots with a history of neck pain [J]. *Aviat Space Environ Med*, 2005, 76(4): 375-380.

[7] Van De Oord Mhah, De Loose V, Sluiter JK, *et al.* Neck strength, position sense, and motion in military helicopter crew with and without neck pain [J]. *Aviat Space Environ Med*, 2010, 81(1): 46-51.

[8] Sovelius R, Oksa J, Rintala H, *et al.* Neck and back muscle loading in pilots flying high Gz sorties with and without lumbar support [J]. *Aviat Space Environ Med*, 2008, 79(6): 616-619.

[9] Brelin-Fornari J, Shah P, El-Sayed M. Physically correlated muscle activation for a human head and neck computational model [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2005, 8(3): 191-199.

[10] 郝卫亚. 人体运动的生物力学建模与计算机仿真进展[J]. 医用生物力学, 2011, 26(2): 97-104.

Hao WY. Advances in biomechanical modeling and computer simulation of human movement [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(2): 97-104.

[11] Zee MD, Falla D, Farina D, *et al.* A detailed rigid-body cervical spine model based on inverse dynamics [J]. *J Biomech*, 2007, 40(S2): S284.

[12] 李广智. 名医谈颈椎病[M]. 上海: 第二军医大学出版社, 2009: 11-12.