

· 康复工程 ·

男性颈部防护装置人机接口参数的研究

宋润滋¹ 贾晓红¹ 柳松杨² 索双富^{1,5} 安琪³ 王洋⁴

摘要

目的:研究我国成年男子头颈部前屈运动特征,其中包括头部质心轨迹与前屈角度。

方法:根据中国成年人人体尺寸国家标准GB10000-88,选取5/50/95三个百分位志愿者各10例;受试时,志愿者躯干保持不动,头颈部在矢状面内自然前屈;使用Raptor-4运动捕捉系统捕捉志愿者身上所贴标志点的坐标,通过对标志点坐标计算得出头部质心与转动角度。

结果:①获得了5/50/95百分位成年男子头颈部前屈运动特征,运动特征数据与志愿者身高成正相关;②将运动特征数据取综合均值作为装置设计基准,3个百分位数据相对于综合均值的误差最大为10.08%。

结论:通过头颈部前屈运动特征研究,可为颈部康复或防护装置设计提供边界条件。

关键词 头颈部;运动捕捉;前屈运动;质心轨迹;前屈角

中图分类号:R857.11,R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2020)-01-0060-05

Research on man-machine interface parameters of neck or protective device for men/SONG Runzi, JIA Xiaohong, LIU Songyang,et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2020, 35(1): 60—64

Abstract

Objective:To study the characteristics of adult male head and neck flexion movement, including the barycenter track and rotation angle.

Method:According to the human dimensions of Chinese adults standard GB10000-88, we selected 3 groups of 5/50/95 percentile volunteers, with ten volunteers per group. During the test, the trunk of the volunteer remained stationary, the head and neck flexed naturally in sagittal plane. The volunteers were tagged with some markers which can be captured by Raptor-4 analyser. Then we obtained the barycenter and rotation angle by calculating the coordinates of the markers.

Result:①The features of adult male head and neck movement were got. The motion characteristics and the height of volunteers presented positive correlation; ②Assume the synthetic average of motion characteristic data as the design benchmark of the device. The maximum deviation of the three percentile data to the comprehensive mean value is 10.08%.

Conclusion: Through researching on the characteristics of the head and neck forward bending movement, we proposed boundary conditions for the neck rehabilitation and protection devices design.

Author's address Department of Mechanical Engineering, Tsinghua University, Beijing, 100084

Key word head and neck; motion capture; forward bending movement; barycenter track; flexion angle

近年来,颈椎病发病率不断提升^[1],因此各种颈椎康复疗法以及康复装置的需求日益增多;此外,战斗机弹射救生时飞行员颈椎会发生严重损伤^[2],

汽车追尾时乘员头颈部会受到挥鞭伤^[3],因此用于突发情况下颈部防护装置的研发也迫在眉睫。

颈椎康复装置不断发展,现已应用于颈部疾病

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2020.01.012

1 清华大学机械工程系,北京市,100084; 2 空军航空医学研究所; 3 中国矿业大学机电与信息工程学院; 4 中国地质大学工程技术学院; 5 通讯作者

第一作者简介:宋润滋,男,硕士研究生; 收稿日期:2018-11-20

的辅助治疗中。例如美国BTE公司生产的多功能颈椎康复单元,可用于治疗颈部疼痛等多种颈部疾病^[4];邱腾雄等^[5]研制出了便携且可实现全自动控制的颈椎康复器;玉超杰等^[6]研制的颈部功能锻炼装置可实现多方向抗阻力等张锻炼。虽然颈椎康复装置已有所应用,但大部分产品忽略了患者和机器之间的交互关系,给理疗师和患者带来诸多使用困难^[7],所以有必要对人机接口进行研究,改进装置设计。

颈部防护装置的研发可减少颈椎损伤的发生。战斗机弹射救生时会伴随有高达16—25G的加速度^[8],飞行员出舱后还会受到强烈的气流吹袭^[9],两者共同作用下,飞行员颈椎会发生骨折甚至导致死亡^[10]。在汽车领域,汽车后碰撞导致的加速度会使乘员颈部受到超过承受极限的扭矩,造成挥鞭伤^[11],可导致颈部长期酸痛、头晕、失忆、视觉障碍等问题^[12]。目前,我国战斗机与汽车均未安装颈部主动防护装置。

头颈部运动特征研究是康复装置与防护装置设计的基础,但是我国尚没有颈部前屈运动特征的相关数据。本文采用Raptor-4运动捕捉系统捕捉3个百分位共计30位志愿者头部从中立位到下颌位的前屈运动规律。头部运动规律和头颈部几何特征能够实现头颈部运动再现和几何边界包络,可作为康复装置与防护装置设计的几何边界条件,为人机系统的构建提供理论基础^[13]。

1 方法

1.1 受试人员

中国成年人人体尺寸国家标准GB10000-8^[14]中统计有各年龄段中国成年人的身体尺寸特征。为了使装置尽可能多的适用于不同身高、体重的男性使用者,选取18—60周岁男性5百分位(158.3cm, 48kg)、50百分位(167.8cm, 59kg)、95百分位(177.5cm, 75kg)作为志愿者身高、体重的要求。每个百分位各选取10例,共30例志愿者进行测量试验,身高误差在 $\pm 1\text{cm}$ 、体重误差在 $\pm 3\text{kg}$ 之内。

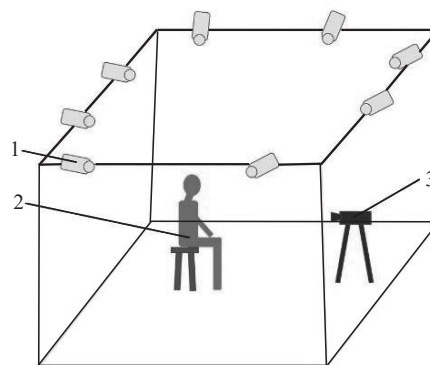
志愿者入选标准:①20—30周岁之间的健康男性学生;②自愿参加试验并签署知情同意书。排除标准:①既往有颈椎病史者;②有颈部或颈椎手术史;③其他影响颈部活动的情况,如颈部肿块等。

1.2 测量系统

运动捕捉系统使用美国魔神运动分析技术公司的Raptor-4室内/室外型动作捕捉及分析系统,其精度0.058mm,在2352×1728像素的模式下工作,频率可以达到每秒200帧。Raptor-4运动捕捉系统如图1所示,共有8个动作捕捉相机,从不同角度对标志点进行动作捕捉。理论上,只要两部动作捕捉相机能够见到空间中的某个点,该点空间位置就能够确定。本文中的Raptor-4运动捕捉系统属于被动式光学动作捕捉系统,需要在被测试者身上粘贴高亮回归式反光球作为标志点,动作捕捉镜头发出红外光经反光球反射至动作捕捉系统,然后根据三角测量原理精确计算标志点空间坐标。当相机的拍摄速率足够高时,可以获得标志点的运动轨迹,本试验采样频率为120Hz。

高速摄像机(Phantom, M110, USA)以100帧/秒记录运动过程。

图1 运动捕捉系统与高速摄像机布置示意图

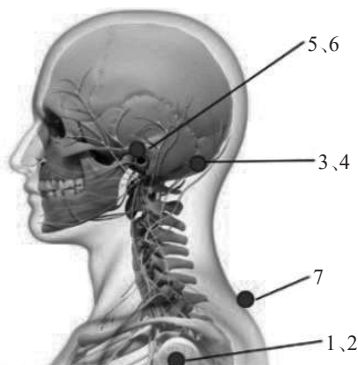


1:动作捕捉相机;2:受试者;3:高速摄像机

1.3 试验过程

1.3.1 试验准备:头颈部运动捕捉标志点共设置7个,采用与茆军兵文献中类似贴点方式^[15];除C7棘突处的标志点7外,其他6点分别左右对称布置。标志点1、2布置在左右两侧的肩峰处,与标志点7共同作为头部运动的固定参考点;标志点5、6分别位于头部两侧的耳屏点,一般认为该两点连线中点即头部质心^[16],用于确定头部前屈时的质心轨迹;标志点3、4位于枕骨上,位于标志点5、6的水平后侧,与点3、4之间无相对运动,用于判断头部运动过程中的前屈角。见图2。

图2 运动捕捉标志点的布置示意图



1—7均为运动捕捉标志点

1.3.2 试验流程: 志愿者初始姿态采取人因工程学人体测量中规定的标准坐姿^[17]: 被测者挺胸坐在被调节到腓骨头高度的平面上, 头部以眼耳平面定位, 眼睛目视前方, 左右大腿大致平行, 膝弯曲大致成直角, 足平放在地面上, 手轻放在大腿上。志愿者做头颈部前屈运动时, 躯干保持不动, 头部在矢状面内自然前屈^[18], 从中立位到下颌位, 再后伸恢复至中立位, 在两侧极限位置可以略作停留, 时长不限, 记为1个周期。每个志愿者重复8次测量过程, 每次测量包括6个周期。

两个极限位置定义如图3所示, 头部中立位时以眼耳平面处于水平位置来定位, 两眼正视前方; 下颌位指头部从中立位沿矢状面运动到下颌骨与躯干接触的位置。

1.3.3 试验数据处理: Raptor-4 运动捕捉系统最终输出7个标志点的一系列三维坐标, 任一标志点每次取样均可得到一个坐标, 第n次取样所得坐标可以表示为 $a_n = [x_n, y_n, z_n]$, 前n次所测得数据组成一个矩阵 $A = [a_1, a_2, a_3, \dots, a_n]$, 最终获得7个标志点的系列坐标矩阵 $[A, B, C, \dots, G]$ 。

如图4所示, 定义标志点3、4点的连线中点为a, 标志点5、6连线中点为b, 其坐标(x, z)分别利用四个标志点坐标取平均值, 消除前屈运动中头部不可控的扭转和侧弯误差, b点坐标即可获得头部质心轨迹, 前屈角度则需根据a、b点坐标采用式(1)计算。

设中立位前屈角 $\theta = 0^\circ$, 则任意位置a、b连线相对于 a_0 与 b_0 连线的夹角即为前屈角 θ , 顺时针方向为正。

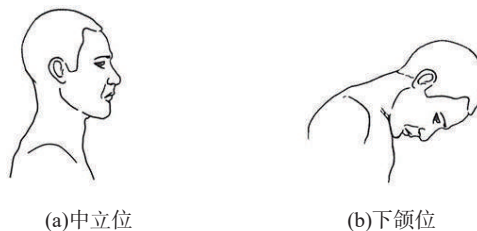
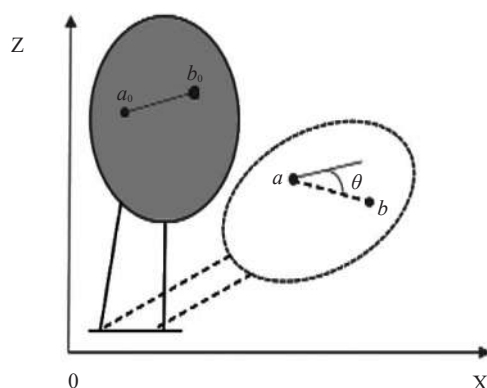
图3 头部运动起始与终止位置^[18]

图4 头颈部前屈示意图



$$\theta = - \left[\arctan \left(\frac{z_a - z_b}{x_a - x_b} \right) - \arctan \left(\frac{z_{a0} - z_{b0}}{x_{a0} - x_{b0}} \right) \right] \quad (1)$$

其中: x, z 表示a、b点的坐标, 下标0对应中立位初始位置。

选取满足运动要求的周期作为原始数据, 首先左右两侧取平均值, 消除头部扭转和侧弯误差; 然后以标志点7为原点, 调整各点坐标值, 消除躯干运动误差; 为了便于对比和平均, 将运动数据对一个前屈周期进行归一化处理。将多个周期的数据取平均值, 消除试验中的随机误差, 作为每个志愿者的运动质心轨迹和前屈角。对于不同百分位的多个志愿者, 进一步取平均值, 消除个体差异的影响。最终获得三个百分位的头部前屈运动轨迹和前屈角。

2 运动测量结果

图5—6分别给出了三个百分位30例志愿者头部从中立位做前屈运动至下颌位的一个周期中头部运动前屈角和运动轨迹。图中细实线代表每个志愿者的数据, 粗实线为同一百分位志愿者数据的平均值, 作为该百分位的运动测量结果。

图5 三个百分位的前屈角度运动测量结果

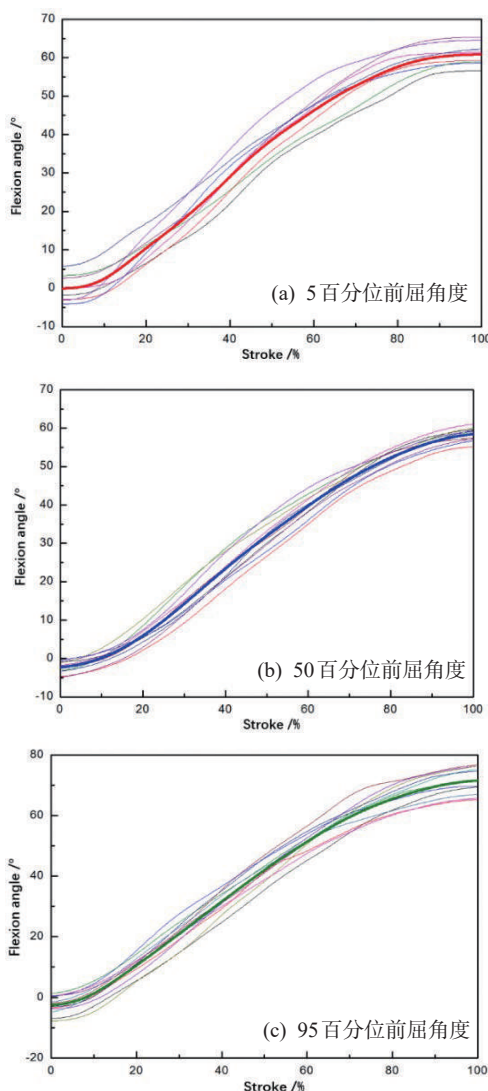
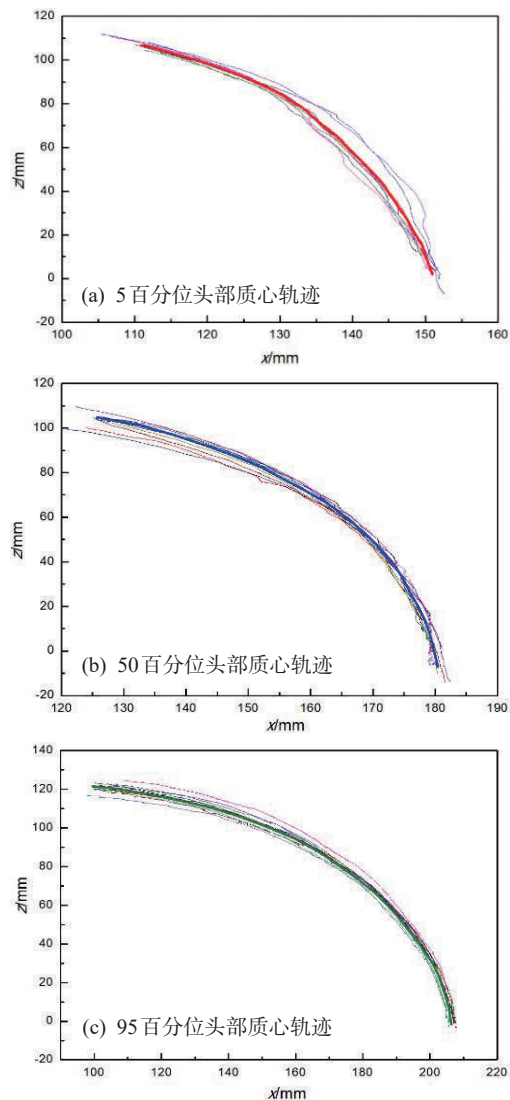


图6 三个百分位的头部质心轨迹测量结果



3 讨论

3.1 康复或防护装置运动学设计的依据

为使颈部康复或防护装置适用更多的成年男性使用者,对以上试验测量获得的大中小三个百分位的头部运动参数进行进一步平均处理获得一组数值,处理结果见图7—8。并评估不同百分位对该组取值的误差是否在许可范围之内。

3.2 数据验证

根据试验最终获得的综合平均值数据可以绘制头部前屈运动过程,与高速摄像记录的运动进行对比(图9),完全一致。利用头部运动轨迹和前屈角,考虑头部的几何数据,可以完全重构头部前屈运动

中的几何特征,将作为颈部康复或防护装置设计的运动学依据和几何约束条件。

3.3 误差评估

将大中小三个百分位的头部运动参数的综合平均值,作为适用于大多数男性颈部康复装置及防护装置的运动学设计依据,需要该组取值对各个百分位使用者带来的误差进行评估。前屈角误差计算方法如下:

$$\delta_{\theta} = \frac{\sum \frac{\sqrt{(\theta_{ai} - \theta_{0i})^2}}{\theta_{0ave}}}{n} \times 100\% \quad (2)$$

其中: θ_{ai} 是 a 百分位志愿者在一个行程中 i 位置时的前屈角, θ_{0i} 是三个百分位平均值在同一位置

图7 头部前屈角度变化规律

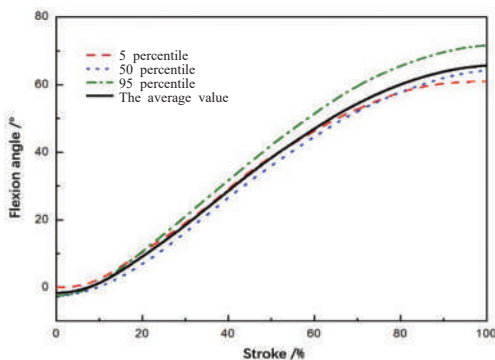


图8 头部质心运动轨迹

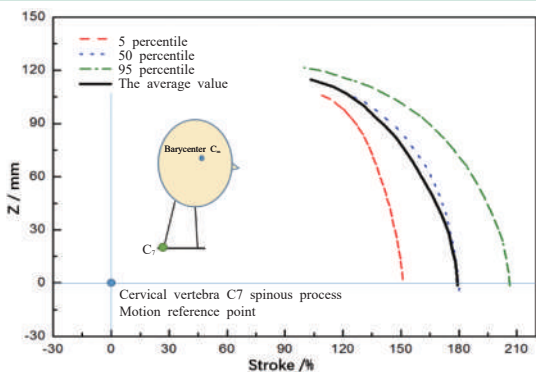
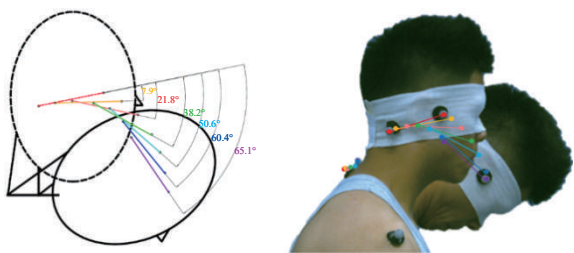


图9 头部前屈运动的几何重构与实际运动对比



时的前屈角, θ_{0ave} 是 θ_{0i} 的平均值, n 是一个行程中的数据点数。

质心轨迹误差计算时, 首先将图7中数据转换为以C7棘突点为圆心的极坐标。为了便于比较, 统一计算范围, 只对0—45°之间的数据点相对圆心的向径进行误差计算, 定义质心轨迹误差:

$$\delta_r = \frac{\sum \sqrt{(r_{ai} - r_{0i})^2}}{n} \times 100\% \quad (3)$$

误差计算结果如表1所示。可以看出, 最大误

表1 三个百分位运动数据相对于综合均值的误差分析(%)

	5百分位	50百分位	95百分位
前屈角度	4.21	5.68	8.25
质心轨迹	9.97	2.37	10.08

差约10%, 所以基于三个百分位志愿者运动测量参数获得的头部质心运动轨迹和前屈角结果, 可以作为颈部康复或防护装置运动学设计的依据, 该装置的运动特征能适用于大部分成年男性。

3.4 研究意义

本文采用Raptor-4运动捕捉系统, 对3个百分位共计30位测试志愿者进行了头颈部前屈运动的测试。通过运动捕捉系统获得志愿者身上所贴的7个标志点的实时坐标, 根据标志点坐标值求出不同志愿者的头颈部前屈运动的质心轨迹与转动角度, 发现质心轨迹范围、头部转动角度与受试者身高成正相关。本研究为成年男性颈部康复或防护装置的设计提供边界条件, 将3个百分位的数据分别取平均, 最终将3个百分位取综合均值作为设计数据。应用质心轨迹与转动角度进行了前屈运动几何重建, 与高速摄像机采集的图像加以比对, 检验了数据可靠性。3个百分位运动数据相对于综合均值的误差分析显示其误差最大约为10%, 因此对于大部分成年男性可以使用综合均值进行相关装置的设计。

人体参数法是人机工程学的重要方法^[19], 通过本文所得的人体参数可以进行符合人机工程学的相关装置设计, 能够适用于大部分成年男性, 可以提升人机交互水平, 避免由于装置本身设计不当对使用者颈椎造成损伤。

颈部防护或康复装置的动作过程必须符合人体头颈部的运动特征, 否则会推动头颈部做出异常运动, 给头颈部施加额外载荷, 存在安全隐患。尤其是用于严苛环境中的装置, 如用于战斗机弹射救生中的头颈部防护装置若不考虑人体头颈部运动规律, 在约束头部运动时会强行推动头部做异常运动, 给头颈部施加很大的外力, 不但无法起到保护作用, 而且会导致颈部骨折等外伤。康复装置必须结合头颈部运动特征进行设计, 否则所施加的外力会加重已受损颈部的病情。

头颈部相关装置设计需要明确头颈部空间位
(下转第68页)