

文章编号:1004-7220(2019)03-0295-05

# 按摩头形状对人体颈部组织力学作用的影响

肖旺群<sup>1,2</sup>, 程建新<sup>1</sup>, 魏志刚<sup>2</sup>

(1. 华东理工大学 艺术设计与传媒学院, 上海 200237; 2. 安徽工业大学 机械工程学院, 安徽 马鞍山 243032)

**摘要:**目的 通过建模仿真评价不同尺寸按摩头作用下的人体颈部组织响应,为按摩器设计提供指导。方法 通过CT扫描获得按摩部位的人体组织灰度图像,使用逆向重建方法建立人体按摩部位组织的三维模型,使用非线性有限元方法分析在10 mm和15 mm两种半径按摩头在逐渐压入10 mm过程中肌肉和颈椎内承受应力、应变和按摩力的变化规律,以及对骨骼和组织的损伤和影响。结果 15 mm半径按摩头压入深度分别为6、7 mm时,局部最大应力分别为3.0、3.4 MPa,超过人体静脉损伤极限;压入深度6 mm时在颈椎骨产生1 MPa左右的应力。10 mm半径按摩头在压入深度分别为5、6 mm时,局部最大应力分别为3.2、3.7 MPa,超过人体静脉损伤极限;压入深度8 mm以上时在颈椎骨产生1 MPa以上的应力。结论 从避免局部损伤来说,10 mm按摩头的按压深度不宜超过5 mm,15 mm半径按摩头不宜超过7 mm;大按摩头作用范围大,按摩力更柔和。

**关键词:**按摩器械;颈椎;生物力学

中图分类号: TB 472 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.03.012

## Influences of Massage Head Shape on Mechanical Responses of Human Neck Tissues

XIAO Wangqun<sup>1,2</sup>, CHENG Jianxin<sup>1</sup>, WEI Zhigang<sup>2</sup>

(1. School of Art, Design and Media, East China University of Science and Technology, Shanghai 200237, China; 2. School of Mechanical Engineering, Anhui University of Technology, Maanshan 243032, Anhui, China)

**Abstract: Objective** To evaluate the mechanical responses of human neck tissues under the influence of massage head by modeling and simulation, so as to provide guidance for the design of massage apparatus.

**Methods** Gray images of human tissues under application of message head were obtained through CT scanning, and the three-dimensional (3D) model for these tissues was established with reverse engineering method. Changes in strain, stress and message force of muscles and cervical vertebrae under the application of message head with the radius of 15 mm and 10 mm and pressed depth from 0 mm to 10 mm, as well as its damage and influence to bones and tissues were analyzed by finite element method. **Results** When 15 mm-radius massage head moved in depth of 6 mm and 7 mm, the maximum local stress was 3.0 MPa and 3.4 MPa, which was beyond damage limit of the vein. In contrast, when 10 mm-radius massage head moved in depth of 6 mm and 7 mm, the maximum local stress was 3.2 MPa and 3.7 MPa, which was beyond damage limit of the vein. To derive 1 MPa stress in cervical spine, the 15 mm- and 10-mm radius massage head should move in depth of 8 mm and 6 mm, respectively. **Conclusions** To avoid the local tissue damages, the pressed depth of massage should not be greater than 5 mm and 7 mm with the 10 mm- and 15 mm-radius message head, respectively. The message head with a larger radius could produce a larger action range and a more moderate massage force.

**Key words:** massage apparatus; cervical spine; biomechanics

收稿日期:2018-04-05; 修回日期:2018-06-27

基金项目:国家自然科学基金项目(51375014),上海市设计学IV类高峰学科资助项目(DC17013)

通信作者:程建新,教授,博士研究生导师,E-mail:13901633292@163.com

研究显示:颈椎病在 60 岁以上人群中发病率超过 50%,在中青年群体中发病率超过 10%<sup>[1]</sup>。按摩在缓解和治疗颈椎病方面被广泛应用,但目前缺乏定量的分析<sup>[2-3]</sup>;特别在按摩仪器的设计过程中,更需要对按摩头作用下的组织响应进行准确评估,以保证按摩效果,减少按摩头对人体不必要的损伤<sup>[4-6]</sup>。

按摩头作用下的组织变化是一个生物力学问题<sup>[7]</sup>。一些研究通过临床试验对按摩过程中的组织应变<sup>[2,8]</sup>以及心理、生理变化<sup>[9]</sup>进行评估。相比临床实验方法的较多限制,生物力学仿真具有更好的操作性。目前关于骨骼、肌肉和皮肤的仿真研究已有较多报道,例如在行走和碰撞等情况下腿部骨骼和软组织的受力分析<sup>[10-14]</sup>。相对于腿部,脊椎具有更复杂的结构,建模和仿真相对困难。张建国等<sup>[15]</sup>建立了具有较高逼真度的 C1~T1 全颈椎有限元生物力学模型,获得颈部在后碰撞中的动力学响应数据。秦大平等<sup>[16]</sup>建立人体腰椎模型,分析推拿力下椎间盘的应力。赵改平等<sup>[17]</sup>建立人体颈椎模型,对前路椎体次全切除减压融合手术中颈椎受力进行分析。杨腾飞等<sup>[18]</sup>研究了颈椎牵引下颈部关节和骨骼的受力情况。然而,目前有关按摩的仿真研究相对较少。上述研究中均未对肌肉组织展开分析,而按摩中肌肉对外力的传递具有重要影响。建立与临床相关的精确、复杂的生物系统模型仍是一个挑战,限制了研究结果的应用范围<sup>[19]</sup>。

为进一步阐明按摩头作用下人体组织的力学变化,为按摩器设计提供指导,本文采用生物力学的建模仿真手段,对按摩头作用下人体颈部组织应力、应变进行研究,基于人体颈部组织 CT 扫描数据,重建人体颈部组织的数字模型;对不同尺寸按摩头、不同按摩强度下肌肉和颈椎的力学响应进行有限元建模和仿真,以及分析按摩头大小和按摩强度对人体组织的影响。

## 1 材料与方法

### 1.1 人体颈部组织逆向重建

CT 数据来源于临床中的 1 名正常体质量的 20 岁男性病人,病人知情并同意 CT 扫描和数据使用,符合伦理学要求。扫描仪器为多排螺旋 CT(Hispeed NX/I, 通用医疗公司,美国),扫描层厚 0.5 mm。将三维扫描的一系列 CT 灰度图片导入 Mimics 10.0

软件,根据组织的密度(在图片中为灰度不同)分割出肌肉和骨骼,并重新装配成完整的颈部颈椎和软组织的三维数字模型。重建的颈椎骨模型以及软组织和脊椎骨装配在一起的总体模型如图 1 所示。由于脊髓对本研究的意义有限,模型中未对脊髓进行建模,只包含肌肉和脊椎骨两种组织。将皮肤和肌肉统一按肌肉处理,未单独区分。

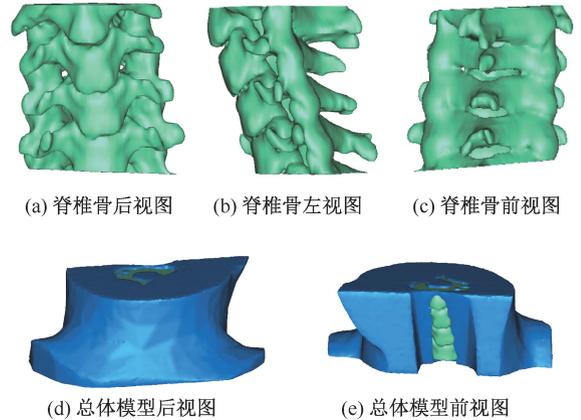


图 1 基于 CT 扫描图像人体颈部重建模型

**Fig.1 Reconstructed model of human neck based on CT scanning images** (a) Back view of the cervical spine, (b) Left view of the cervical spine, (c) Front view of the cervical spine, (d) Back view of the whole model, (e) Front view of the whole model

### 1.2 颈部按摩有限元建模

对所获得的实体模型进行网格剖分,建立颈部按摩有限元模型(见图 2)。由于骨骼的弹性模量远大于肌肉等软组织,在本模型中将其当作刚体来处理,只将肌肉定义为弹性体。单元类型为不可压缩单元,单元数量  $1.4 \times 10^5$ ;弹性模量为 8.2 MPa,泊松比为 0.45<sup>[15]</sup>;由于脊椎骨的刚度远大于软组织,假设脊椎骨在按摩中无变形,故约束骨肉接合面的全部自由度,考虑到按摩头的尺寸远小于颈部的尺寸,其他位置都未施加约束。



图 2 颈部按摩有限元模型(包含颈椎和肌肉,未含气管)

**Fig.2 Finite element model of neck massage (including the cervical spine and muscle, without trachea)** (a) Front view, (b) Back view, (c) Top view

本文主要研究按摩头形状和按摩力度对人体软组织的力学影响。一般的按摩头半径范围为10~15 mm,故分别对半径为10、15 mm两种极限大小的按摩头进行分析。为研究按摩头过程中颈部肌肉应力、应变的变化规律,探讨按摩强度和按摩头大小对肌肉组织的影响,确定合适的按摩强度,对两种按摩头分别施加0~10 mm垂直皮肤的压入位移。由于矢状面和颈部的交线处肌肉最少,作为一种极端工况,分析按摩头在该处作用时肌肉和颈椎的受力情况。按摩头一般为金属或者塑料材料,刚度远大于肌肉组织,故按摩头采用刚性面建模,按摩头和肌肉组织的影响通过接触关系模拟。

## 2 结果

使用有限元软件 MSC.Marc 进行非线性仿真。分析结果表明:半径为15 mm的按摩头,压入10 mm时在颈椎处有较显著的应力,此时肌肉内最大应力为4.69 MPa,位于按摩头与按摩部位的接触处;最大等效应变为0.478,亦在颈部表面;同时,在颈椎骨最前端和两侧有明显的应力和应变分布(见图3)。Lee等<sup>[20]</sup>研究认为,人体静脉拉伸最大失效应变为0.5,失效应力约为3.3 MPa,故半径15 mm的球形按摩头在沿人体表面压入10 mm时的应力、应变已经可能造成人体内部组织的损伤。在按摩强度逐渐增大的过程中,颈部肌肉和骨骼应力逐渐增大。压入深度为6 mm时,局部最大应力为3.0 MPa;当压入深度为7 mm时,局部最大应力为3.4 MPa。因此,对15 mm半径的按摩头,不引起组织局部损伤的极限按摩深度为6~7 mm。

从图3中可以看出,应力在人体水平面和冠状面的分布与脊椎的构型有较大关系,压入深度越大,脊椎骨承担的载荷比例就越大。在压入深度较小时,载荷主要由肌肉承受;在较大的压入深度下,按摩的作用通过肌肉可以较明显地对脊椎产生影响。半径为15 mm的按摩头压入6 mm时,颈椎骨局部已经产生约1 MPa应力。由于脊椎骨本身具有不规则的形状,导致按摩头作用下的颈部组织内应力分布不均匀,按摩头的作用位置对应力分布有较大影响。受脊椎骨形状的影响,压入深度与肌肉组织内部产生的应力分布和大小不是线性关系。随着压入深度的增加,内部应力的增长速度也随之加快。

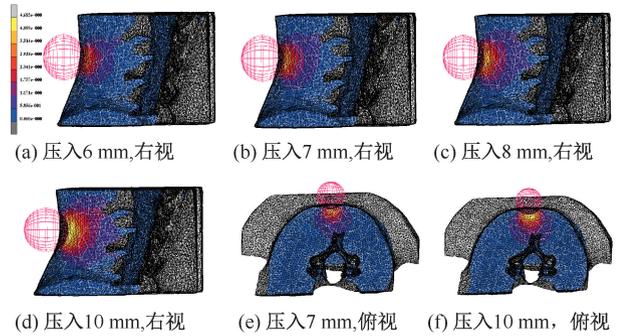


图3 半径15 mm按摩头作用下等效应力分布

**Fig.3** Equivalent stress distributions under application of a 15 mm-radius massage head (a) 6 mm-pressed depth, right view; (b) 7 mm-pressed depth, right view; (c) 8 mm-pressed depth, right view; (d) 10 mm-pressed depth, right view; (e) 7 mm-pressed depth, top view; (f) 10 mm-pressed depth, top view

半径为10 mm的按摩头在不同压入深度的肌肉组织等效应力分布如图4所示。随着按摩强度的增加,组织承受的应力也相应增加,载荷逐渐传递到颈椎上面。当压入深度小于5 mm时,外力作用到脊椎骨上的影响非常小,基本可以忽略,此时按摩力主要作用在皮肤和肌肉上面,局部最大应力为3.2 MPa。当压入深度为6 mm,局部最大应力增加到3.7 MPa,已经超过了静脉的损伤限度,可能会造成小血管的损伤。当按摩按摩深度为10 mm时,产生的最大等效应力为6.21 MPa,已经会对肌肉和血管产生较大的损伤。对这一尺寸的按摩头来说,按摩压入深度小于5 mm比较合适。直到8 mm,颈

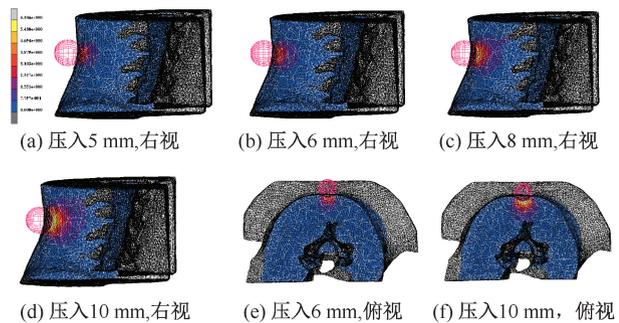


图4 半径10 mm按摩头作用下的等效应力

**Fig.4** Equivalent stress distributions under application of a 10 mm-radius massage head (a) 6 mm-pressed depth, right view; (b) 7 mm-pressed depth, right view; (c) 8 mm-pressed depth, right view; (d) 10 mm-pressed depth, right view; (e) 7 mm-pressed depth, top view; (f) 10 mm-pressed depth, top view

椎骨才开始有 1 MPa 左右的应力,而 15 mm 半径按摩头产生相近应力的压入深度在 6 mm 左右。

与半径 15 mm 的按摩头压入 10 mm 相比,10 mm 半径的按摩头在局部产生更大的应力(6.21 MPa),已经会对肌肉和血管产生较大的损伤,但影响深度相对较小,对颈椎的影响比较有限。从上述分析来看,如果以放松局部肌肉为主,半径 10 mm 的压入深度以不超过 5 mm 为宜;如果以按摩颈椎为主,采用大半径的按摩头比较适宜。由于人体的肌肉厚度存在一定差异,不同的人群存在一定的差异,但该分析结果具有一定的参考价值。与前述半径为 15 mm 的按摩头结果对比可以发现:按摩头的半径越大,不仅作用的范围会扩大,在深度方向的影响也会扩大,而其局部应力反而较小,更容易得到柔和、大范围的按摩效果。

### 3 讨论与结论

在实际中按摩头的运动位移是一个较好的控制参数,但由于按摩时人体可能具有不同姿势,按摩力也是一个重要的参数。两种半径的按摩头在逐渐压入过程中,需要的按摩力(压入力)与压入深度的曲线如图 5 所示。当压入 10 mm 时,所需要的压入力为 1.5 kN 左右,大约为两个成年人所承受的重力总和,而一般情况不会有这么大的按摩力。当压入力为 400 N 左右时,按摩头的压入深度在 4 mm 左右,此按摩力下半径 15 mm 按摩头作用下人体应力不超过静脉损伤值;但半径 10 mm 按摩头作用下的等效应力约为 3.0 MPa,接近静脉的损伤值。本研究中压入深度为外力垂直于颈部时肌肉完全放松时的压入深度,当肌肉沿着其他方向产生相同程度的变形时,所需要的力会远远小于图 5 中曲线对应的值。从本文的分析来看,半径 10 mm 的按摩头力度不宜超过 400 N。

本文只对按摩头在人体矢状面与颈部交线处作用时的组织响应进行分析。由于该位置处的肌肉厚度较小,相比其他位置获得组织应力要大,是一种极限情况。同时,本文模拟的是一种简单的按压按摩,诸如揉捏、提拉等按摩手法并未进行深入分析。但根据受力情况分析,这几种按摩对颈椎的影响要小于本文分析的按压状况。由于不同个体的颈椎形状、皮肤和肌肉厚度不同,故在同样的作

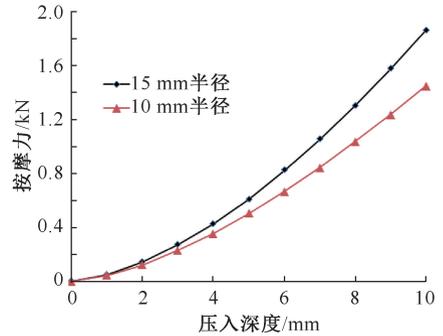


图 5 按摩力-按摩头压入深度曲线

Fig.5 Curve of massage force and depressed depth of message head

用力度下,其组织所承受的应力大小是不一样的,甚至可能有较大的变化。本文分析的对象是年轻、正常体质量的个体。

颈椎具有复杂的结构,在按摩过程中,人体肌肉组织在各部位承受的应力、应变和按摩的力度不是一种线性关系;通过对该过程进行生物力学分析,可以揭示在按摩过程中组织的受力情况,为按摩方式和按摩强度提供指导。当半径为 15 mm 按摩头的压入深度大于 7 mm 时,才开始在脊椎骨部位产生较明显的应力和应变;小于 7 mm 这个深度,对脊椎骨的作用有限,以按摩肌肉为主。当采用 10 mm 半径的按摩头时,5 mm 压入深度已经在肌肉处产生损伤,但压入到 10 mm 时还未对颈椎产生明显的影响。因此,应该根据按摩的要求,合理设计按摩头的大小和按摩的强度。

### 参考文献:

- [1] 王立公,常双超.广州市中青年不同人群颈椎病发病率的调查研究[J].中国疗养医学,2010,19(5):473-474.
- [2] 崔京浩,张吉林,卢达溶.力学分析对诊治骨骼与脊柱损伤具有重要作用[J].工程力学,2004(s1):20-47.
- [3] 李家川.形形色色的按摩器[J].上海生物医学工程,2003,24(2):61-65.
- [4] 刘元山.按摩器“老少咸宜”是误导[J].科学养生,2010(2):33.
- [5] 毕宝良.电子按摩器的利与弊[J].家庭医学,2010(2):26.
- [6] 于娜,张畅.面向个性化需求的背部按摩装置设计[J].机械设计,2017,34(1):122-125.
- [7] 许世雄,廖福龙.中医研究中的生物力学问题[J].医用生物力学,2013,28(3):259-261.

- nese medicine research [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(3): 259-261.
- [ 8 ] ZENG HS, ZHAO Y, AGARWAL S, *et al.* Biomechanical device towards quantitative massage [C]//Proceeding of the ASME international Mechanical Engineering Congress and Exposition. Boston: ASME, 2008: 151-157.
- [ 9 ] JEONG I, JUN S, PARK S, *et al.* A research for evaluation on stress change via thermotherapy and massage [C]//Proceedings of 30<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vancouver: IEEE, 2008: 4820-4823.
- [10] 郑淑贤, 赵万华, 卢秉恒. 残肢与接受腔的三维有限元动态分析[J]. *西安交通大学学报*, 2006, 40(7): 807-810.
- [11] 高卫民, 王宏雁. 行人小腿碰撞有限元建模方法的研究[J]. *汽车工程*, 2010, 32(5): 413-417.
- [12] 王沫楠, 张猛. 基于有限元法人体腿部生物力学仿真研究[J]. *系统仿真学报*, 2008, 20(20): 5638-5641.
- [13] 吕长生, 范毅方. 计算机辅助活体足建模生物力学方法研究[J]. *光学技术*, 2008, 34(s1): 236-240.
- [14] 林娟颖, 刘晓颖, 邢立杰, 等. 基于有限元法的跟骨生物力学分析[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(1): 37-41.  
LIN JY, LIU XY, XING LJ, *et al.* Biomechanical analysis of calcaneus based on finite element method [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(1): 37-41.
- [15] 张建国, 王芳, 薛强. 后碰撞中人体颈部动力学响应的有限元分析[J]. *工程力学*, 2010, 27(4): 208-211.
- [16] 秦大平, 张晓刚, 聂文忠, 等. 不同运动状态下模拟人体腰椎结构特征变化的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(4): 355-362.
- QIN DP, ZHANG XG, NIE WZ, *et al.* Finite element analysis on simulation of change characteristics in human lumbar vertebrae under different motion status [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(4): 355-362.
- [17] 赵改平, 陈楠心, 宋燕美, 等. 前路椎体次全切除减压融合术治疗下颈椎的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(3): 227-233.  
ZHAO GP, CHEN NX, SONG YM, *et al.* Finite element analysis on lower cervical spine by anterior cervical corpectomy and fusion surgery [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(3): 227-233.
- [18] 杨腾飞, 王金武, 胡志刚, 等. 颈部肌肉作用下颈椎牵引的生物力学特性[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(2): 161-166.  
YANG TF, WANG JW, HU ZG, *et al.* Biomechanical properties of cervical traction under neck muscle force [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(2): 161-166.
- [19] DREISCHARF M, ZANDER T, SHIRAZI A, *et al.* Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together [J]. *J Biomech*, 2014, 47(8): 1757-1766.
- [20] LEE MC, HAUT RC. Insensitivity of tensile failure properties of human bridging veins to strain rate: Implications in biomechanics of subdural hematoma [J]. *J Biomech*, 1989, 22(6/7): 537-542.