

文章编号:1004-7220(2009)04-0311-06

· 综述 ·

人体脊柱三维运动测量及力学加载进展

姜永立^a, 邹远文^b, 黄学进^a, 李晋川^a

(四川大学 a. 建筑与环境学院; b. 材料学院 生物医学工程系, 四川 610065)

摘要: 精确地对人体脊柱三维运动的定量特性描述,可以帮助理解脊柱疾病的病理,掌握脊柱损伤的程度,从而进行合理的治疗和功能的替换,还可以正确评估脊柱损伤和外科手术对脊柱运动的影响。本文从人体脊柱运动测量指标、实验加载参数和方式3个方面阐述了人体脊柱离体运动测量实验研究的成果,分析了脊柱三维运动测量试验中的主要成果及不足,提出了研究方向,为未来脊柱运动测量研究提供一定的参考和帮助。

关键词: 人体脊柱; 三维运动; 测量参数; 加载方式

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Advance in measuring and loading methods of 3-dimension human spine movement

JIANG Yong-li^a, ZOU Yuan-wen^b, HUANG Xue-jin^a, LI Jin-chuan^b. (a. College of Architecture and Environment, Sichuan University, Laboratory of Bio-mechanics, Sichuan 610065, China; b. College of Materials Science and Engineering, Sichuan University, Sichuan 610065, China)

Abstract: Exact quantitative characteristic description of human spine 3-dimension motion can help to understand the pathology of spine disease and provide proper therapy and functional substitution synchronously with evaluating the effect of spine damage and surgical on spine motion correctly. The author summarized the former researching findings and expatiated on research of spine motion measuring in vitro in three aspect of spine motion measurement index, loading parameter and mode. It also gave out major outgrowth and deficiency of spine 3-dimension motion measurement and brought forward the research direction that provided reference and help on research of spine motion measurement in future.

Key words: human spine column; three dimensional motion; Measuring parameters; loading method

1 人体脊柱三维运动测量的意义、发展

对人体脊柱的空间三维运动状态进行精确的测量和分析是脊柱运动学研究的重要内容。与人体全身其他关节相比,脊柱的多节段性活动使其具有最复杂的生物力学特性。

随着科学技术的发展,一些新的测量、定位手段和方法不断的出现并运用到人体脊柱三维运动的研究中。这些方法不同程度的受到脊柱力学加载、测

量时一些诸如适用范围、精度等因素影响,有着各自的优势和局限性。

通过反复、长期、大量的实验研究,国内外专家学者使用不同方法获得了许多人体脊柱三维运动时的力学加载参数和空间运动范围参数。对这些参数进行分析总结,获得一些具有共性和规律的结论,可使研究人员更加明确人体脊柱三维运动的力学加载方式、运动范围,对脊柱力学加载及测量设备研制时的电机、传动机构和传感器选型,提供重要的参考。

收稿日期:2008-10-24; 修回日期:2009-01-08

作者简介:姜永立(19 -),男,硕士,研究方向:生物医学信息及仪器,E-mail:jiangyongli1020@yahoo.com.cn

通讯作者:李晋川,副教授,Tel:(028)85405140;E-mail:li04791@163.com

2 人体脊柱的生理形态和运动参数

脊柱是人体运动的主轴,由7块颈椎、12块胸椎、5块腰椎、1块骶骨和1块尾骨及椎间盘、韧带、关节连结而成并有生理弯曲,构成人体中轴,具有传递载荷,保护脊髓,提供三维生理活动等功能。脊柱的生理弯曲有利于脊柱在直立、行走和跳跃时缓冲地面的反作用力,以减轻反作用力对脊髓和大脑的振荡。

人体颈椎的任务是支撑头部,颈椎的运动直接影响着人体头部的运动;腰椎是脊柱中的重要环节,它承受着人体上身大部分重量和人体整个上半身运动的范围。所以,大量国内外研究者将重点放在人体脊柱的颈椎和腰椎的三维空间运动的测量研究上。

在分析脊柱运动时,一般可将椎骨视为不变形体(刚体),将椎骨的连接看成可变形体。脊柱一个节段的运动可用该节段上下椎骨的相对运动来代表。按照刚体运动学理论,椎骨的三维运动有6个自由度,即前屈/后伸,左/右侧弯和左/右旋转运动六个方向上的角度以及上/下、前/后和左/右的位移。

大多数的脊柱运动是用节段间的位移和角度变化来表示,即脊柱运动范围(ROM)。在离体分析时,研究者将脊柱运动范围分为中性区(NZ)和弹性区(EZ)两部分。中性区代表最大载荷为零载荷时的脊柱位置与中立位之间的脊柱运动范围,弹性区表示从零载荷至最大载荷的脊柱运动范围。

3 人体脊柱三维运动测量时的加载参数和加载方式

在体外测量脊柱运动时,虽然不能完全还原脊柱在体的运动条件和运动环境,但是为了测量近生理环境下的脊柱运动,应当尽可能的模拟脊柱在体内受力情况以及做前屈、后伸、左右侧弯运动时受力环境,这是脊柱加载需解决的问题。

颈椎在人体直立情况下受到头部的重力作用,头部重量大约占身体的7%左右,假设60 kg体重的成年男子,其头部重力约为41.16 N,而颈椎着力部位应该为寰枕关节的中点。

人体脊柱三维运动的测量可以分为静态测量和动态测量,不同的测量方式的加载方式也不尽相同。

人体脊柱在稳定状态时受到某恒定的外力牵拉并保持外力不变时,脊柱会随时间出现蠕变现象,最终达到平衡。所以在做静态测量过程中,对脊柱在同一方向阶段性施加生理载荷范围内的外力时,间隔时间应适当取长一些以排除骨的蠕变松弛等影响,刘艳超、刘亚等^[1]都采用每加载30 s采集一次试验结果以减小蠕变对实验的影响。

动态加载是一种连续加载测量方式,可以模拟近生理脊柱的三维运动。Goertzen^[3]等发现连续加载方式比单步加载方式所测得的运动角度要小。在腰椎运动测量试验中,Grassmann等^[4]认为腰椎承受最大载荷 $8.5 \text{ N} \cdot \text{m}$,其实验加载方式为最小载荷 $1 \text{ N} \cdot \text{m}$,以后每次递增 $1 \text{ N} \cdot \text{m}$,最大载荷为 $8 \text{ N} \cdot \text{m}$,间隔每次2 s,最终测定了脊柱节段的侧屈及旋转运动以判定腰椎的退变程度。而Yamamoto等^[3]通过研究发现,在保证腰骶椎可达到其最大生理活动范围同时又不至于造成脊柱损伤的最大载荷为 $10 \text{ N} \cdot \text{m}$,所以其实验选取的加载范围为0载荷到最大载荷 $10 \text{ N} \cdot \text{m}$,姚女兆等^[5]在其试验中也采用这种加载方式。对于小力矩加载,Sedat Cagli^[6]在颈椎实验中采取的是先预加载3次60 s $1.5 \text{ N} \cdot \text{m}$,测量时加载由0开始,每次增加 $0.25 \text{ N} \cdot \text{m}$ 保持45 s,至 $1.5 \text{ N} \cdot \text{m}$ 。司洪祥等^[7]则利用脊柱三维运动分析系统SPINE2000,测量颈椎各节段在零载荷和 $2.0 \text{ N} \cdot \text{m}$ 纯力矩载荷下关节突关节内压力。在每次测量前,均进行3次重复加载、卸载循环的预处理。赵筑川等^[8]选用 0.5 、 1.0 、 1.5 和 $2.0 \text{ N} \cdot \text{m}$ 4种载荷进行加载(载荷条件设为轴向压力150 N,载荷力距 $2 \text{ N} \cdot \text{m}$)。

在加载实验方面,卢海俊等^[9]设计了一种脊柱实验加载平台。支架上部是一个装有滑轮的行车,可在两个相互垂直的方向上随脊柱上端的运动而移动,以保证作用于加载盘上的力始终保持垂直方向。悬吊与加载盘等重的砝码以抵消加载盘的重量对脊柱产生的压力。尼龙线通过滑轮连于加载砝码,在加载盘上作用一对方向相反,大小相等,相互平行的力,在脊柱标本上形成纯力偶。

加载盘由3块厚有机玻璃圆盘组成。下面的圆盘有4个直径为8 mm的 20° 的圆弧槽。另外2个圆盘(上盘)垂直的固定在下盘上,并将一根直径10 mm的铁棒连于两个上盘的圆心处。调整脊柱安装

的方向和尼龙线缠绕的方向就能实现脊柱的六自由度的运动。这个平台设计简捷,虽然可以测量得到脊柱运动情况,但是精度不高,加载均为手动,不能得到严格精确的控制,静态加载时可以适用,但做动态加载实验时不能完全适用。

一些加载装置采用施加在标本上的力矩来描述加载。未见文献[5]中有 Zhang Yong Ming 此人研究颈椎时使用 MTS 机产生的最大偏移轴向压力 50 N 施加在上颈椎。其在下颈椎产生了极限的 10 N·m 的侧弯力矩。而最大的轴向旋转测试力矩也为 10 N·m。其测试实验均在前屈、后伸、左右侧弯时变化率为 5 N/s,轴向旋转时变化率为 2 N·m/s,并且在标本上轴向加载 200 N 的压力条件下进行的。研究证明,对于椎体空间的运动变化,在变化率为 1 mm/s 时变化范围为 4 mm;对于椎体角度的变化,在变化率为 2°/s 时,角度变化为 20°。可以预见 5 mm 和 20°是 2 个临近椎体的空间运动和角度变化的极限。而这一结论可以为选择位移传感器和角度传感器时提供参考指标。

Lysack 等^[10]的多节脊椎标本的生物力学测量连续纯力矩加载仪器使用施加的外力大小来描述对脊柱的加载。如图1所示,其顶部为一个线性加载

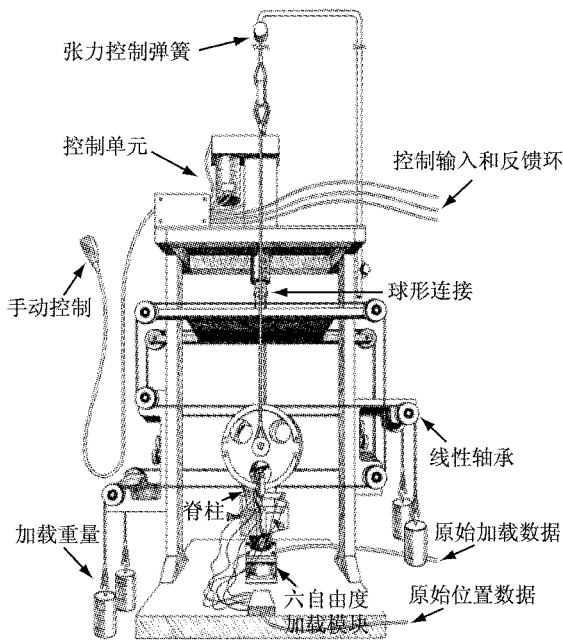


图1 生物力学测量连续纯力矩加载仪器

Fig.1 Continuous pure moment loading apparatus for biomechanical testing

模块,由一个微步进电机控制,标本固定在底部的两个不锈钢架之间,通过机械传动,可以实现连续的前后屈伸或左右侧弯的纯力矩加载,并采集到连续的记住运动数据。

2004年,在对前人经验的总结后,赵卫东等^[11]对脊柱运动加载方式进行了改进,其加载及运动测量设备,如图2所示。其工作的重点在于对传统的加载方式加以改进和增加。

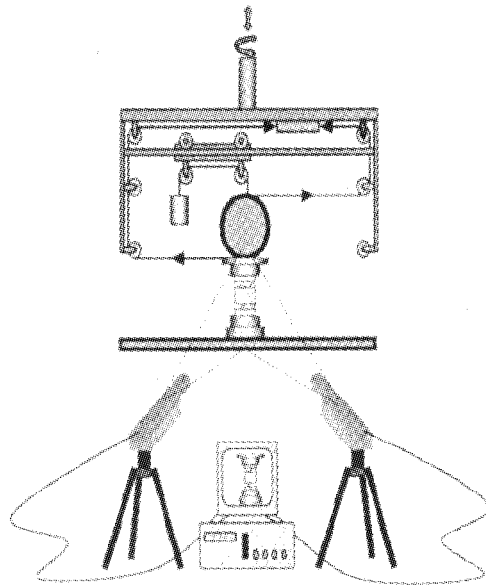


图2 加载及运动测量设备

Fig.2 Apparatus for loading and motion measurement

Panjabi 等^[12]的传统加载方式为:先对标本进行预加载,每次递加 1 N·m 直至 3 N·m,每次加载后都静止 30 s 以上,在第 3 次加载即加载 3 N·m 的力矩时对标本进行测量,使标本都能达到力学平衡。第 3 次加载后待标本达到力学平衡后的采集图像,再将 3 N·m 的力矩卸载,采集图像。而赵卫东等^[11]在此基础上对实验标本进行 10% 加载即 0.3 N·m 加载,采集图像。

以往的实验方法由标本的加载、零加载状态下获取,图像通过脊柱三维运动分析系统计算标本的运动情况,得到 6 个自由度的运动角度,计算出脊柱标本的中性区及运动范围。新的方法是由标本的加载状态及 10% 加载状态进行计算,得到脊柱的新的中性区及运动范围。通过计算比较,新的方法可以有效地避免运动惯性及标本的粘弹性对测量的影

响,用新方法进行加载获得数据的离散性要比传统方法小得多,因而可以用新的加载方法进行脊柱运动范围的测量。

陈劲松^[13]等做脊柱疲劳试验时,将标本固定于万能材料试验机上,对标本施加轴向压缩载荷,施加载荷为500 N平均压力,300 N的正弦交变压力,压力变化频率1 Hz,反复变化3000次。这种加载方式对脊柱施加一个连续变化的载荷,可以模拟人体反复出事一个活动的过程,研究人体单一运动时候的脊柱受力情况。

近些年来,脊柱三维运动的加载在两个方面进行深入研究:① 加载平台的设计更为科学,加载控制更精确,加载测量更多样的加载平台和控制模块被采用在脊柱测量中;② 加载方式的不断改进。这两方面的研究将推动脊柱运动测量的发展。

4 脊柱空间位置和角度的测量

在脊柱运动测量方面,各国实验者通过不断地、深入地研究,采集获得了一些脊柱运动范围的数据,对这些数据的总结将可以发现脊柱运动的一般性规律。

表1 腰椎中心区和运动范围

Tab.1 Ranges of neutral zones and ROM(Lumbar spine)

(°)

| | 腰椎中心区范围 | | | | | 腰椎运动范围 | | | | | |
|--------|---------|-------|-------|-------|-------|-----------|-------|-------|-------|-------|------|
| | L1-L2 | L2-L3 | L3-L4 | L4-L5 | L5-S1 | L1-L2 | L2-L3 | L3-L4 | L4-L5 | L5-S1 | |
| 前屈后伸 | 1.6 | 1.0 | 1.4 | 1.8 | 3.0 | 前屈 | 5.8 | 6.5 | 7.5 | 8.9 | 10.0 |
| 左右侧弯 | 1.4 | 2.0 | 1.4 | 1.6 | 1.8 | 后伸 | 4.3 | 4.3 | 3.7 | 5.8 | 7.8 |
| 左右轴向旋转 | 0.9 | 0.8 | 0.7 | 0.4 | 0.4 | 侧弯(单方向) | 4.9 | 7.0 | 5.7 | 5.7 | 5.5 |
| | | | | | | 轴向旋转(单方向) | 2.3 | 2.6 | 2.6 | 2.2 | 1.4 |

Campbell-Kyureghyan 等^[17]使用MRI等几种图像采集方式获得腰椎加载后图像并计算腰椎各节段运动,腰部T12/L1-L5/S1前屈角度 $6.6^{\circ} - 8.5^{\circ}$ 。

由于测量方法和标本的差异,研究人员获得的结果不尽相同。Zhang^[18]发现在近生理条件下,腰椎L4-L5的侧弯角度为 4.44° ,且变化的角度随轴向压力增加而逐渐减小;对于轴向旋转运动,尽管施加高压,L4-L5段的轴向旋转角度只有 3.48° ,这结果证明轴向旋转角度受压力影响较小。

总体上来说,腰椎从L1到S1的运动呈现出前屈后伸时逐步增大,侧弯和旋转呈先增后减的运动趋势,而颈椎旋转则是先略减少而后渐增。

脊柱的空间位置变化和位移测量的方式多种多

样,大致可分为直接测量和间接测量。直接测量是采用位移传感器和角度传感器对脊柱进行测量,这种测量精度高,但是传感器的放置会影响脊柱本身的运动,而且这类测量一般有一定的测量取向,脊柱的运动是三维的,不一定沿着测量的方向运送。在测量相邻椎体间的运动变化时,很小的运动变化范围要求位移传感器的量程较小,为mm级,在测量动态变化时还要求响应较快。

间接测量主要以光学测量为主,这种测量方法传感器不会直接接触脊柱,测量几乎不影响脊柱自身的运动,可以抽象成为理想状况下的运动测量。胡勇等^[19]在寰椎后路螺钉固定对比试验中采用图像采集和计算机处理方法属于间接测量,但使用相

机采集图片无法做到动态获取数据,且精度不高。于明安等^[20]采用MRI研究腰椎,虽然精度可以保证,但成本高,不适合于长期的脊柱运动研究。Robinson等^[21]运用二维录像动作分析装置测量了胸腰椎在屈伸、侧屈、旋转等方向上的运动范围,传感器使用常见的CCD或PSD。

三维光电测量法中CCD立体视觉方法应用较为广泛,2007年,Allyson Ianuzzi等^[22]进行试验时就是使用CCD传感器进行测量。但是处理电路较为复杂,成像后还需对图像进行分析计算,定位原理相对复杂,成本也比较高;而PSD定位技术脊柱运动平面测量不必用计算机图形技术,因而简便易行,且PSD传感器直接以电流信号的形式输出定位光点的位置量,由于位置量为模拟量输出,具有响应快,分辨率高,硬件电路简单,成本低,工作可靠等优点,虽然现在基于多面阵PSD相机的空间定位技术在脊柱三维运动定位的研究中还没有广泛应用,不过其应用前景较好。

多面阵PSD的重要选取指标有效光敏面的尺寸,最小分辨率,光谱响应范围,响应时间等,结合PSD所需测量的空间变化范围,即可确定与PSD感光元件相匹配的镜头,通过简单电路处理进入PC设备进行信号的运算,最终实现对脊柱上的点的定位和跟踪。PSD光敏传感器对红外光敏感,其光谱响应范围一般为 $0.32 \sim 1.1 \mu\text{m}$,分辨率为 $1 \mu\text{m}$ 、 $2 \mu\text{m}$ 和 $5 \mu\text{m}$ 等,响应时间 $0.5 \mu\text{s}$ 、 $0.8 \mu\text{s}$ 、 $1 \mu\text{s}$ 、 $2 \mu\text{s}$ 等,二维PSD的有效感光面也有较多尺寸。这里光敏传感器PSD的参数选取较为复杂,不仅是PSD传感器本身的参数选取,还要考虑到与其匹配的光学镜头参数的提出和选择,只有两者的恰当的匹配才能在后面的电路处理部分获得所需的信息。

PSD具有响应速度快、处理电路简单、成本较低等诸多特点,适用于小范围的空间定位,被广泛应用于定位系统中。将其应用于脊柱三维运动的测量具有一定优势。

5 结语

由于脊柱的在体运动非常复杂,在体外的近生理运动仍然呈复合运动而非特定的平面运动,实验用脊柱样本由于年龄、性别、病史和运动疲劳度等条件的不同,样本间有一定的个体差异,故不同的研究者获得的脊柱生理参数和运动数据不尽相同,另外

由于各研究人员的加载方式的选取不同,所以加载时力的大小,方法和加载过程均不一样。

虽然有上述条件的不同,但是人体脊柱运动还是依据一定的规律变化的,经过大量的实验,对比、总结出脊柱的生理运动规律和加载时的各种参数的选择,将会指导下一步的脊柱三维运动的测量设备的研究和研制。

另外,目前对于单个节段运动的研究还不是很深入,获得的精确单个节段运动数据并不多;由于传感器安装等问题,单节段和节间受力测试实验较少;精确的单一方向性的椎体运动形态研究也不多见。这些方面也将成为将来研究的重点,相信随着更多技术手段应用在本领域,脊柱运动测量的发展将越来越快。

参考文献:

- [1] 刘艳超,徐又佳,王以进.脊柱胸腰段内固定对相邻脊椎结构的影响及其生物力学研究[M].苏州大学学报(医学版),2005,25:505-506,529.
- [2] 刘亚,田云虎,王学文,等.腰间盘髓核及软骨终板切除的组织学及生物力学变化研究[J].山东医药,2007,47:22-24.
- [3] Goertzen D J, Chris Lane, Oxland T R. Neutral zone and range of motion in the spine are greater with stepwise loading than with a continuous loading protocol. An in vitro porcine investigation [J]. *Journal of Biomechanics*. 2004, 37: 257-261.
- [4] Grassmann S, Oxland, Thomas R, et al. Constraint testing conditions affect the axial rotation response of lumbar functional spine units [J]. *Spine*.1998,23(10):1155-1162.
- [5] 姚女兆,王文军,曹盛俊.腰骶椎前路同种异体骨垫的设计及其生物力学评价[J].临床生物力学,2007,25:462-465.
- [6] Sedat Cagli MD, Robert H.Chamberlain MS, et al. The Biomechanical Effects of Cervical Multilevel Oblique Corpectomy [J]. *Spine*, 2004,29(13):1420-1427.
- [7] 司洪祥,樊仕才,徐艳军.压敏片测量离体颈椎后路钢板固定术后关节突关节内压力的变化[J].中国组织工程研究与临床康复,2007,11:5125-5128.
- [8] 赵筑川,曹永飞,彭智,等.颈椎前路钛网钢板内固定及自体髂骨植骨在不同颈椎节段中的生物力学研究[J].中国修复重建外科杂志,2006,20:1076-1079.
- [9] 卢海俊,朱青安,黄继锋,等.一种脊柱运动的加载装置和测量方法[J].中国临床解剖学杂志,1993,11:147-148.
- [10] Lysack J T, Dickey J P, Dumas G A, et al. A continuous pure moment loading apparatus for biomechanical testing of multi-segment spine specimens [J]. *Journal of Biomechanics*, 1999, 33: 765-770.

- [11] 赵卫东,李鉴轶,樊继宏,等.脊柱三维运动实验加载方式的改进[J].中国临床解剖学杂志,2004,22:313-314,317.
- [12] Panjabi MM. Experimental determination of spinal motion segment behavior [J]. Orthop Clin North Am, 1977,8(1):169-180.
- [13] 陈劲松,刘艺明,刘志成,等.椎体成形治疗胸腰段压缩骨折的力学研究[J].医用生物力学,2008,23:311-316.
- [14] 郭云良,刘丰春,丁士海.颈椎间关节的方位及其对颈段脊柱运动的影响[J].人类学学报,1993,12:33-37.
- [15] Mimura M. Three-dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation [J]. Spine, 1989,14(11):1135-1139.
- [16] Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco Y, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. Spine, 1989;14(11):1256-1260.
- [17] Naira Campbell-Kyureghyan, Michael Jorgensen, Deborah Burr, et al. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation [J]. Clinical Biomechanics, 2005,20(2005):455-464.
- [18] Zhang Yong Ming, Voor M J, Wang Mei, et al. Intervertebral measurement of lumbar segmental motion with a new measuring device [J]. Medical Engineering & Physics, 1998,20:139-148.
- [19] 胡勇,谢辉,杨述,等.华寰椎后路两种螺钉固定的解剖学测量和生物力学测试的对比研究[J].医用生物力学,2007,22:88-93.
- [20] 于明安,张建秋.腰椎曲度变直时椎间盘病变的特点[J].医用生物力学,2008,23:75-78.
- [21] Robinson, O'Connor, Shirley, et al. Intrasubject reliability of spinal range of motion and velocity determined by video motion analysis [J]. Phys Ther, 1993,73:626-631.
- [22] Allyson Lanuzzi, Pickar J G, Khalsa P S. Determination of torque-limits for human and cat lumbar spine specimens during displacement-controlled physiological motions [J]. The spine journal, 2007,23:1-10.

(上接第303页)

低磨牙,应尽量使牙齿整体移动,以避免牙槽骨的损害。

由于正畸治疗会增加牙龈炎症的机会,即使患者十分注意口腔卫生,牙槽嵴高度降低的可能性仍然存在,若牙齿在受力过程中,引起牙槽骨应力的集中或牙槽骨产生过大的应力,则有可能加速牙槽骨的吸收。本研究显示单纯水平力作用时,最大 von Mises 应力、最大压应力在牙颈部平面,提示上颌第一磨牙倾斜移动时,牙颈部的牙槽骨即牙槽嵴顶最易吸收。当水平向整体移动时,根分叉平面的 von Mises 应力、压应力稍偏大,但总体上各个截面牙槽骨应力相差不大,且远远小于倾斜移动时的应力,提示对牙槽骨各个截面的损害都较小。当单纯垂直力作用下牙槽骨的 von Mises 应力、压应力除了牙颈部较大外,根分叉处(特别是压低时)也较大,因而,对这2个部位应更加关注。当整体升高或整体压低时,von Mises 应力、压应力在根分叉处最大,总体上各个截面牙槽骨的应力分布均匀,不易对牙槽骨造成损害。因而,上颌第一磨牙在移动过程中,若倾斜移动,牙颈部的牙槽骨易受到破坏,整体移动时,根分叉的牙槽骨更易受到影响,这两个部位在正畸治疗过程中应多加关注。

参考文献:

- [1] 傅民魁,林久祥.口腔正畸学[M].北京:北京大学医学出版

- 社,2005:106-109.
- [2] 钱英莉,樊瑜波,蒋文涛.正畸力作用下牙齿移动的生物力学[J].医用生物力学,2003,18(3):189-192.
- [3] 彭立国,樊瑜波,刘展,等.无托槽矫治器作用下上颌尖牙的生物力学研究[J].医用生物力学,2007,22(2):127-132.
- [4] 陈文静,许文翠,李青奕,等.牙槽骨丧失对水平向力应力分布的影响[J].口腔医学,2005,25(4):198-200.
- [5] Jeon P, Patrick K, Turley P. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2001,119(5):498-504.
- [6] 卢燕勤,高雪梅,韩景芸,等.直丝弓矫治器滑动法关闭间隙的三维非线性有限元建模及数值分析[J].医用生物力学,2008,23(4):301-305.
- [7] 窦宁,郭晓宁,何炳蔚.隐形矫正器作用下颌组织的生物力学实验分析[J].医用生物力学,2008,23(6):454-458.
- [8] McGuinness NJ, Wilson AN, Jones ML, et al. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings [J]. Eur J Orthod, 1991 Jun,13(3):231-242.
- [9] 单辉祖.材料力学[M].北京:高等教育出版社,1999:16-255.
- [10] Sang JS, Hyoung SB. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003,123:441-50.
- [11] 莫水学,李志华,叶平,等.上颌第一磨牙牙槽骨应力分布的有限元分析[J].实用临床医学,2003,4(2):19-21.
- [12] 张菊菊,段银钟,霍娜,等.3种不同施力方式远移上颌第一磨牙牙周膜应力的三维有限元分析[J].口腔医学研究,2006,22(2):66-168.