

[文章编号] 1000-1182(2006)03-0254-03

人体颞下颌关节关节盘及关节软骨渗透性的研究

徐小川¹, 陈孟诗², 易新竹³

(1.北京市创伤骨科研究所, 北京 100035; 2.四川大学建筑与环境学院 力学系, 四川 成都 610065;
3.四川大学华西口腔医院 修复科, 四川 成都 610041)

[摘要] 目的 测量人体颞下颌关节(TMJ)关节盘及关节软骨的渗透性, 为口腔生物力学和口腔组织工程提供基本参数, 并从生物力学角度探讨其抗力及分散载荷的机制。方法 4具新鲜人尸体TMJ标本按照关节盘、髁突及关节窝取材共制成不同直径(2 mm, 3 mm, 4 mm)试件128个, 使用与试件直径相同的压缩头, 以围限压缩方法测量TMJ渗透性。结果 关节各区中关节盘渗透性最大, 关节窝渗透性最小。小直径试件比大直径试件渗透性低, 随着试件直径的增加, 关节盘、髁突和关节窝的渗透性均增加。结论 在正常生理范围内, 关节软组织可以通过降低渗透性保护关节组织; 关节盘由于具有较大渗透性, 是TMJ的薄弱易损区域, 关节盘破坏是TMJ损伤的始动因素。

[关键词] 围限压缩; 渗透性; 颞下颌关节

[中图分类号] R782.6 [文献标识码] A

Permeability Research of Human Temporomandibular Joint Disc and Cartilage XU Xiao-chuan¹, CHEN Meng-shi², YI Xin-zhu³. (1. Beijing Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Beijing 100035, China; 2. Dept. of Mechanics, College of Architecture and Circumstance, Schuan University, Chengdu 610065, China; 3. Dept. of Prosthodontics, West China College of Stomatology, Sichuan University, Chengdu 610041, China)

[Abstract] Objective To measure the permeability of human temporomandibular joint(TMJ) disc and cartilage to provide basic parameter for oral biomechanics and tissue engineering, and analyze its mechanisms of pathology and load-release. Methods Confined compression method was used to measure the permeability(k value) of four cadavers TMJs, which were sampled into three parts: disc, condyle and glenoid fossa with different diameters(2 mm, 3 mm and 4 mm). All 128 samples were tested with correspond diameter indenter. Results Larger the sample diameter was, higher the k value became. The highest k value appeared in the disc while the lowest appeared in glenoid fossa. Conclusion In normal condition, TMJ can suffer huge load by decreasing its permeability. Disc is weakest for the higher permeability, its easy-damaged region is an initiated factor of TMJ disease.

[Key words] confined compression; permeability; temporomandibular joint

颞下颌关节(temporomandibular joint, TMJ)关节盘和关节软骨是一种粘弹性物质, 渗透性是它的一种性能参数, 表示液体流过多孔介质的固体基质时的摩擦阻力。渗透性越低, 承载时液体流动的阻力越大, 组织抗压能力愈强。人体膝关节等大关节的渗透性很小^[1-2], 但迄今尚有人体TMJ渗透性的研究。TMJ损伤常导致相应组织的破坏, 某些区域的破坏是无法自行修复的, 需要采用组织工程的方式修复。组织工程的发展促进了人工替代材料的研究, 而评价任何一种替代材料的性能均需与人体材料相比较。因此, 测量人TMJ渗透性就可以为该

类研究提供重要的参数。本研究测量人体TMJ关节盘及关节软骨的渗透性, 为口腔生物力学和口腔组织工程提供基本参数, 并从生物力学角度探讨其抗力及分散载荷的机制。

1 材料和方法

1.1 标本来源

4人意外身亡6 h内迅速取下双侧TMJ(取得患者家属同意后), 放入密封性良好的塑料袋中, 于-20环境下保存待用。

1.2 试件制备及保存

逐渐解冻样本, 以肉眼及SMI型体视显微镜(中国科学院成都光学仪器厂)观察关节表面及关节盘。要求样本光滑、无裂隙及无骨赘。以林格氏液冲去关节表面滑液。垂直于关节盘及关节软骨表面

[收稿日期] 2005-06-02; [修回日期] 2005-10-22

[基金项目] 国家自然科学基金资助项目 39270725

[作者简介] 徐小川(1970-), 男, 重庆人, 主治医师, 硕士

[通讯作者] 徐小川, Tel: 010-58516782

方向切取小圆柱形试件(直径分别为2 mm, 3 mm和4 mm), 共制成试件128个(其中直径2 mm试件53个, 3 mm试件44个, 5 mm试件31个)。用解剖显微镜(精确到0.002 mm)从6个不同方向测定组织厚度, 取均值。128个试件按照关节盘、髌突、关节窝进行分区(关节窝仅从后份取样), 包括关节盘试件41个、髌突试件58个和关节窝试件29个。制备后的试件于-4℃冰箱内保存, 1周内完成实验。

1.3 实验仪器和条件

本实验在围限压缩仪(四川大学建筑与环境学院力学系安装)上进行(图1)。实验中试件以林格氏液灌流。

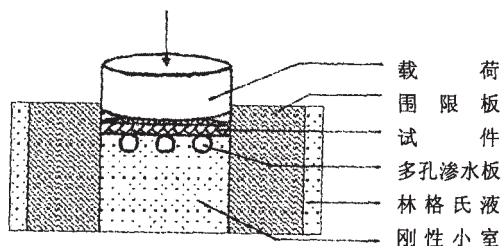


图 1 围限压缩示意图

Fig 1 The sketch map of confined compression

1.4 实验过程

将试件置于与其内径相同的刚性小室中以同直径压缩头突然加载, 记录蠕变曲线。加载时间150 s, 载荷6.426 N, 其中直径2 mm、3 mm、4 mm试件对应的加载应力分别为2.0 MPa、0.9 MPa和0.5 MPa。

1.5 关节各区渗透性测试

针对所做的围限压缩实验, 将实验记录的曲线进行整理: 纵坐标取为试件厚度减小的百分比(0—X%), 横坐标为时间(t), 据此坐标则任意点位移与时间的基本关系可表达为:

$$H \frac{\partial^2 \mu}{\partial Z^2} = (1 + \mu) \frac{\partial \mu}{\partial t}$$

式中 μ 是位移, Z 是自软组织底面计算的垂直坐标。根据该实验的边界条件导出试件表面位移 $\mu(0, t)$ 与时间的关系为^[9]:

$$\frac{\mu(0, t)}{h} = \frac{F_0}{H} \left\{ 1 - 2 \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\exp[-(n+1/2)^2 \pi^2 Hkt/h^2]}{(n+1/2)^2 \pi^2} \right\}$$

上式中 k 为渗透性, H 为平衡模量, F_0 为载荷。由以上公式得出渗透性的值。

1.6 统计分析

对所得数据采用方差分析进行统计分析。

2 结果

2.1 关节各区渗透性特点

关节各区域试件平均厚度值及渗透性参数 k 值见表1。从表1可见, 关节各区中关节盘渗透性最大, $D=4$ mm时, $k \in 51.70 \times 10^{-16} \pm 32.70 \times 10^{-16}$ m²/Ns;

关节窝渗透性最小, $D=2$ mm时, $k \in 0.37 \times 10^{-16} \pm 0.16 \times 10^{-16}$ m²/Ns。

表 1 关节各区域试件平均厚度值及渗透性参数 k 值
($\bar{x} \pm s$)

Tab 1 The permeability(k value) and the mean thickness of different regions of TMJ samples($\bar{x} \pm s$)

部位	直径D(mm)	样本数	试件厚度(mm)	$k \times 10^{-16}$ m ² /Ns
关节盘	2	21	1.61 \pm 0.68	4.26 \pm 2.27
	3	13		11.50 \pm 6.15
	4	7		51.70 \pm 32.70
髌突	2	22	0.87 \pm 0.34	3.40 \pm 1.44
	3	21		18.60 \pm 9.19
	4	15		39.50 \pm 19.60
关节窝	2	10	0.62 \pm 0.16	0.37 \pm 0.16
	3	10		3.48 \pm 2.54
	4	9		18.00 \pm 6.80

由表1可以看出: 试件直径 $D=2$ mm时, 关节盘与关节窝的渗透性有统计学差异 ($P<0.001$), 髌突和关节窝间渗透性也不同 ($P<0.001$), 关节窝渗透性最小; 试件直径 $D=3$ mm条件下, 关节窝与关节盘、髌突的渗透性均有统计学差异 ($P<0.001$), 关节窝的渗透性最小, 髌突最大; 试件直径 $D=4$ mm条件下, 关节盘与关节窝、髌突和关节窝渗透性间均有统计学差异 ($P<0.005$), 关节盘渗透性最大, 关节窝最小。

2.2 试件厚度

由表1可见, 关节盘试件最厚, 为 1.61 \pm 0.68 mm, 髌突和关节窝试件均比关节盘薄。

2.3 试件直径与渗透性的关系

由表1可见, 随着试件直径的增加, 关节盘、髌突和关节窝的渗透性均增加。

3 讨论

压缩实验中加载应力的选择不统一^[4,5], 既往在大关节压缩实验中常选用的应力为0.24 MPa、0.48 MPa、0.7 MPa和1 MPa等, 为使本实验结果与大关节测试有一定的可比性, 本实验的应力选择为0.5 MPa、0.9 MPa和2.0 MPa。

TMJ软组织中, 髌突和关节窝表面是纤维软骨, 关节盘是致密纤维结缔组织。上述组织被挤压时, 组织内液体的内压升高, 形成界面两侧压力梯度导致间隙液渗出, 液体的流动取决于固体基质的渗透性和弹性刚度^[9]。

本实验显示随试件直径减小, 关节组织渗透性有减小的趋势。这是因为试件直径越小, 对应的压缩头越小而应力越大(直径2 mm时应力是2.0 MPa),

则初始压入深度越大, 关节组织通过降低渗透性这种反馈机制阻止间隙液的过度流出, 从而防止关节应力集中和进一步变形, 保护自身免受创伤。

本实验测得人TMJ关节盘渗透性最大, 关节窝渗透性最小。临床TMJ患者初期多出现关节盘移位, 后期多出现盘穿孔, 而髁突及关节窝很少在初期出现破坏, 提示TMJ中关节盘因其较大的渗透性更易损伤, 是关节结构的薄弱环节, 因此建立骨关节病动物模型的首选方法是破坏关节盘的完整性^[7]。

有学者将大关节组织分层^[8], 测量不同层面的渗透性, 观察到渗透性随深度增加而下降, 靠近中间部分的值为 $7.6 \times 10^{-16} \text{ m}^2/\text{Ns}$, 在底部的值为 $4.3 \times 10^{-16} \text{ m}^2/\text{Ns}$ 。人TMJ电镜研究^[9]显示, 关节盘初期受压时, 表面波纹状结构变浅, 而深层留存较多的板间间隙, 提示关节盘深层变形不大; 骨关节病模型显示凋亡细胞主要集中于软骨表面的纤维层中, 软骨深层未见凋亡细胞^[7], 上述现象从另一角度提示, 关节表层是其薄弱易损区域。

本研究显示, 人体TMJ除关节盘具有较大的渗透性外, 髁突及关节窝均具有较小的渗透性; 在生物力学其他方面的研究也显示TMJ具有较高的弹性模量^[9]。因此, TMJ抗压缩能力很好, 其损伤可能源于各种超出生理范围的异常力导致的关节盘表层组织的破坏、影响全层组织, 继而波及关节软骨表层。该破坏一方面使负载区软骨细胞大量发生凋亡^[10], 超过软骨自行修复能力, 导致组织局部代谢失衡, 破坏细胞因子、蛋白酶和蛋白酶抑制物的精细调节, 造成软骨基质过度降解; 另一方面使关节结构从生物力学性能上表现为渗透性增加, 抗压缩能力下降, 导致骨关节病持续进行性发展^[6]。

[参考文献]

[1] Frankel VH, Nordin M. 骨骼系统生物基本生物力学[M]. 黄庆森, 单文文, 译. 天津: 天津科学技术出版社, 1986: 64-107.
(Frankel VH, Nordin M. The basic biomechanics of skeleton system

[M]. Translated by HUANG Qing-sen, SHAN Wen-wen. Tianjin: Tianjin Science Technical Press, 1986: 64-107.)
[2] 杨桂通. 医用生物力学[M]. 北京: 科学技术出版社, 1994: 114-121.
(YANG Gui-tong. Biomechanics for medical science[M]. Beijing: Science Publishing House, 1994: 114-121.)
[3] 李晋唐. 骨及软组织流变学概论[M]. 成都: 成都科技大学出版社, 1990: 103-108.
(LI Jin-tang. The conspectus of bone and soft tissue rheology[M]. Chengdu: Chengdu Technical University Press, 1990:103-108.)
[4] Chen AC, Sah RL. Effect of static compression on proteoglycan biosynthesis by chondrocytes transplanted to articular cartilage in vitro[J]. J Orthop Res, 1998, 16(5): 542-550.
[5] Riches PE, Dhillon N, Lotz J, et al. The internal mechanics of the intervertebral disc under cyclic loading[J]. J Biomech, 2003, 36(9): 1263-1271.
[6] 王影进, 王介麟. 骨科生物力学[M]. 北京: 人民军医出版社, 1989: 208-221.
(WANG Ying-jin, WANG Jie-lin. Bone biomechanics[M]. Beijing: People's Military Medical Press, 1989:208-221.)
[7] 马绪臣. 颞下颌关节病的基础与临床[M]. 2版. 北京: 人民卫生出版社, 2004: 28-134.
(MA Xu-chen. Temporomandibular joint diseases: Basic and clinic [M]. 2nd ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2004: 28-134.)
[8] 黄晨辉, 徐小川. 人体颞下颌关节盘抗力结构的超微研究[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2000, 1(4): 193-196.
(HUANG Chen-hui, XU Xiao-chuan. The ultrastructural research of human temporomandibular joint disc[J]. Chinese J Prosthodontics, 2000, 1(4): 193-196.)
[9] 徐小川, 王玉玮, 康宏, 等. 人颞下颌关节软骨弹性模量的测定[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2000, 1(1): 14-17.
(XU Xiao-chuan, WANG Yu-wei, KANG Hong et al. The measurement of elastic modulus of human temporomandibular cartilage[J]. Chinese J Prosthodontics, 2000, 1(1): 14-17.)
[10] Patwari P, Gaschen V, James IE, et al. Ultrastructural quantification of cell death after injurious compression of bovine calf articular cartilage[J]. Osteoarthritis Cartilage, 2004, 12(3): 245-252.

(本文编辑 汤亚玲)

本刊对文稿附图的要求

本刊要求所有文稿的附图采用照片形式。请作者投稿时注意, 照片必须有良好的清晰度和对比度, 不可折损。照片中的符号(包括箭头)必须另用纸标示。每幅照片的背面应注明序号、作者姓名及图的上下方向。病理照片务必注明染色方法和放大倍数, 大体标本照片应有尺度标记。若有人像, 应征得患者的书面同意。投稿一式两份中必须附照片两份, 切忌复印件。若为线条图, 应墨绘在白纸或硫酸纸上, 或用制图软件绘制, 并提供激光打印图样。文中所有附图应附有中英文图注, 如图中使用缩写, 请注释其中、英文全称。图号应按其在正文中出现的顺序连续编码。