

文章编号:1004-7220(2013)01-0085-06

## 基于医用水刀的肝脏切割及力学性能

侍才洪<sup>1</sup>, 张坤亮<sup>2</sup>, 柴虎<sup>2</sup>, 李昊<sup>1</sup>, 张建明<sup>3</sup>, 李瑞欣<sup>1</sup>, 杨康健<sup>3</sup>, 张西正<sup>1</sup>

(1. 军事医学科学院 卫生装备研究所, 天津 300161; 2. 南方医科大学 生物工程学院, 广州 510515;

3. 天津理工大学 机械工程学院, 天津 300384)

**摘要:** **目的** 研究医用水刀切割软组织的力学性能,验证医用水刀具有软组织选择性切割的良好特性。**方法** 测定猪肝脏实质和不同尺寸动静脉血管的拉伸力学性能,对猪以及 Wistar 大鼠肝脏实质进行切割,血管分离,进行大鼠肝脏病理切片,HE 染色,最后对实验现象进行研究分析。**结果** 右叶猪肝脏医用水刀切割实验,压力设定为 3 MPa 时保留最细血管的直径为 0.8 mm。大鼠肝脏手术刀与医用水刀对比切割的病理切片表明医用水刀对组织的损伤较小。**结论** 医用水刀对不同特性的软组织具有选择性切割的良好特性,能有效避免现有手术刀的“一刀切”现象。

**关键词:** 医用水刀; 软组织; 力学性能; 肝脏; 血管

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Liver tissue separation by medical water-jet scalpel and its mechanical property

SHI Cai-hong<sup>1</sup>, ZHANG Kun-liang<sup>2</sup>, CHAI Hu<sup>2</sup>, LI Hao<sup>1</sup>, ZHANG Jian-ming<sup>3</sup>,  
LI Rui-xin<sup>1</sup>, YANG Kang-jian<sup>3</sup>, ZHANG Xi-zheng<sup>1</sup> (1. *Institute of Medical Equipment, Academy of Military Medical Sciences, Tianjin 300161, China*; 2. *School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China*; 3. *School of Mechanical Engineering, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China*)

**Abstract:** **Objective** To study mechanical properties of the medical water-jet scalpel when cutting parenchyma such as liver and verify its tissue-selective cutting characteristic. **Methods** The tension mechanical properties of porcine liver parenchyma and its vessels with different sizes were determined. Porcine and Wistar rat liver tissues were cut with arteriovenous vessels well reserved, and pathological section of the rats were analyzed by HE staining to explain the experimental phenomena. **Results** When the working pressure was set at 3 MPa, the incising and separating on the right lobe of porcine liver by medical water-jet scalpel in this experiment were done with minimal vessels of 0.8 mm in diameter left. Pathological sections from ordinary scalpel and medical water-jet scalpel showed that the medical water-jet scalpel caused smaller tissue damage. **Conclusions** The medical water-jet scalpel could cut heterogeneity soft tissue with highly-selective characteristics, which may effectively avoid the existing “one size fits all” phenomenon caused by ordinary scalpel.

**Key words:** Medical water-jet scalpel; Soft tissue; Mechanical properties; Liver; Blood vessels

血管损坏、破裂、止血和修复是手术上一大难题。考虑到肝脏是一个结构和组成都很复杂的脏器

组织,内有大量的动静脉血管以及胆管,像是一团充满血液的“海绵”,如何减少出血量是贯穿肝脏手

收稿日期:2012-04-01; 修回日期:2012-06-21

基金项目:天津科技支撑计划重点项目(11ZCKFSY01900)。

通信作者:张西正,研究员,博士研究生导师,Tel:(022)84656717;E-mail:z56787@sohu.com。

术、影响手术成功的最重要因素之一<sup>[1]</sup>。德国慕尼黑大学附属医院外科<sup>[2]</sup>从1991年1月~2000年11月进行了870例肝切除术,分析总结了钳夹法钝性断肝、超声刀断肝及高压螺旋式水刀切肝的结果;其中采用钝性分离断肝279例、超声刀切肝175例、水刀切肝137例、通过比较3种方法的失血量、输血量、肝门阻断时间、切肝时间和术后并发症,表明水刀在术中失血量、输血量和断肝时间等方面均表现出明显的优势。

医用水刀是继电刀、超声刀之后问世的一种新型手术分离器械,利用高压水射流对不同强度和韧性的组织结构进行选择性的切割和分离(见图1)<sup>[3]</sup>,使得特定组织得到最大程度的保护,减少手术的出血量,减轻对神经等重要组织的损伤。与传统的手术刀及手术方法相比,医用水刀具有创伤小、冷切割、视野清晰以及高度的组织选择性等优点,同时也存在使用技术要求高、废液及时回收、手感差等问题。

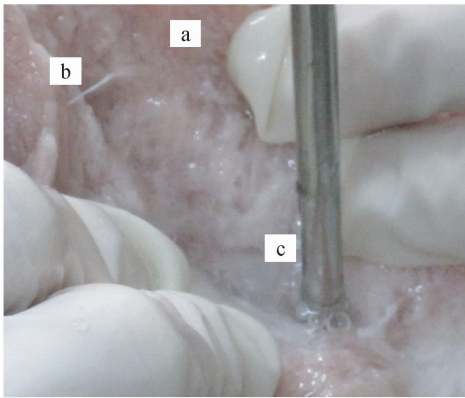


图1 猪臀部肌肉切割实验(a-肌肉,b-神经,c-水刀刀头)  
Fig.1 Dissection of porcine sciatic muscles

本文首先利用力学试验机测定猪肝脏实质与不同尺寸动静脉血管的拉伸力学性能,然后利用SD-11自研医用水刀(专利号:200820142593.5)进行肝脏实质切割和血管分离实验,分析医用水刀对软组织的选择性切割性能,并对影响医用水刀切割性能的水射流压力、水刀横移速度、靶距、喷嘴直径、冲击角度等因素进行探讨。

## 1 实验设计

肝脏组织成分及力学性能复杂,医用水刀切割肝脏不同组织成分时表现出的切割效果及损伤程度

也不一样,故首先必须了解被切割组织的力学特性。整个实验分为3部分:肝脏材料力学性能测定、离体猪肝脏切割实验、活体Wistar大鼠肝脏不同切割方法对比实验。

## 2 材料与方方法

实验对象为肝脏,由于猪肝脏形状结构、分布、血管管径和厚度、韧性与人类比较接近,选择猪肝脏作为实验对象<sup>[4]</sup>。

### 2.1 猪肝脏实质与血管力学拉伸性能测定实验

**2.1.1 样本准备** 使用医用手术刀从新鲜完整猪肝脏中剖离长度在15 mm以上的动静脉血管,游标卡尺测定直径,厚度仪测量血管壁厚度,最后根据直径将剖离的血管分为3组(D/J 1.5、0.9、0.5 mm),D表示动脉血管,J表示静脉血管。将只含有微小血管的肝叶边缘实质切成长40 mm、宽5 mm、高10 mm的长方体块状样本,制得的肝脏实质和血管力学拉伸样本(见图2(a)、(b))浸入磷酸盐缓冲液(PBS)中待测。

**2.1.2 实验方法** 使用INSTRON 5865力学试验机(美国)对上述样本进行力学拉伸实验(见图2(c)、(d)),肝脏实质和肝脏血管样本分别采用15 mm标距、0.1 N预载荷、2 mm/min加载速度和

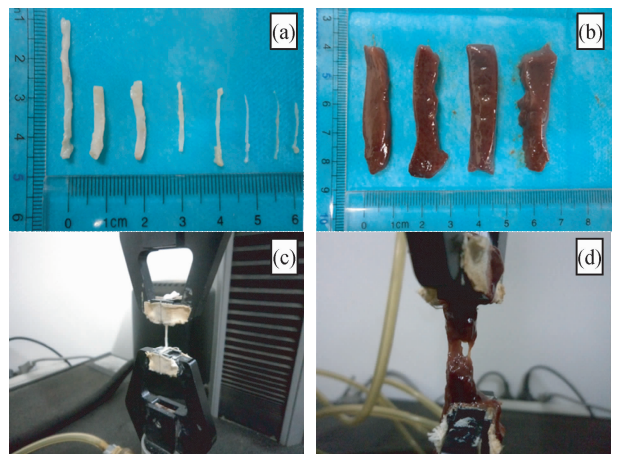


图2 猪肝脏实质与血管拉伸试验 (a)不同尺寸的动、静脉血管样品,(b)猪肝脏组织实质样品,(c)猪肝脏血管拉伸试验,(d)猪肝脏实质拉伸试验

### Fig.2 Tension test of porcine liver parenchyma and blood vessels

(a) Arteriovenous vessel samples with different sizes, (b) Porcine liver parenchyma samples, (c) Tension test of porcine liver blood vessels, (d) Tension test of porcine liver parenchyma

5 mm标距、0.2 N 预载荷、5 mm/min 加载速度的实验参数,均以样本断裂为实验结束标志,输出强度(MPa)、断裂应变(%)等力学参数,并由应力-应变曲线线性拟合计算其弹性模量。

### 2.2 医用水刀肝脏血管分离实验

2.2.1 样本准备 新鲜完整的猪肝脏 1 块, Wistar 大鼠 2 只。

2.2.2 实验方法 医用水刀 1 套,水刀刀头喷嘴直径选择 0.16 mm,3 袋 2 L/袋的生理盐水,设定医用水刀的水射流压力为 3 MPa,切割靶距为 15 mm 左右,采用快速反复横移的方法切割,根据不同的切割部位适当调整切割角度,主要以 45° 为主。通过医用水刀切割猪肝脏右叶实质和分离血管,实验结束后对最细血管加水,以是否漏水作为“完好保留”的判断标准,并测量其直径。

分别通过手术刀和医用水刀对 Wistar 大鼠肝脏进行切割,切面病理切片、HE 染色,观察比较两种不同切割方式对大鼠肝脏微观组织结构的影响。

表 1 猪肝脏实质拉伸试验结果统计

Tab.1 Statistical chart of porcine liver parenchyma tension test

	强度/ kPa	断裂应变/ %	拟合方程, $\sigma - \varepsilon$	拟合系数 $R^2$	弹性模量/ MPa
I	50	73.823	$y = 0.0025x - 0.0349$	0.9900	0.25
II	59	86.715	$y = 0.0030x - 0.0427$	0.9932	0.30
III	45	88.417	$y = 0.0017x - 0.0136$	0.9847	0.17
平均	51	82.985		0.9893	0.24

每一个试样拉伸测量的结果差别较为明显,去除一些数据差别太大的拉伸样本,采用力学参数的均值作为参考值(见表 1)。

### 3.2 猪肝脏血管力学拉伸性能

不同直径血管的壁厚和力学性能差别很大,直径相同但位置或功能不同的血管(如动、静脉),其直径和壁厚也不完全相同,力学性能也会出现较明显的差异,本实验中剥离的直径为 1.5、0.9 和 0.5 mm 的动、静脉血管力学拉伸实验的应力-应变曲线及力学性能分析比较如表 2、图 4 所示。

肝实质和血管的材料特性分析表明,不同组织的材料特性具有明显的差异,不同部位和性质的血

## 3 结果

### 3.1 猪肝脏实质力学拉伸性能

肝脏的组成比较复杂,其中包括肝实质、血管、神经、胆管等,肝实质样本制备过程中仍可能掺杂少量的血管,故在拉伸的过程中,曲线呈明显的波动状(见图 3)。

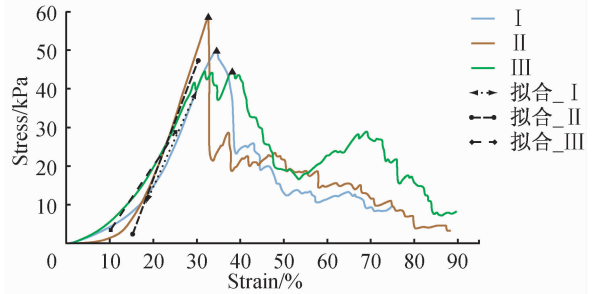


图 3 猪肝脏实质拉伸试验的应力-应变曲线及弹性模量的线性拟合

Fig.3 Stress-strain curve of porcine liver parenchyma tension test and linear fit of elastic modulus

管材料特性也不尽相同<sup>[5]</sup>,相同材料特性但直径和壁厚不同的血管抵御相同冲击力的能力也不一样。血管的弹性模量远大于肝实质,这就使高压水射流进行选择切割成为可能。

### 3.3 猪肝脏实质切割与血管分离结果

对离体猪肝脏右叶部分进行肝实质切除和血管分离工作,整个过程耗时 18 min,使用生理盐水 3.2 L,保留最细的血管直径为 0.8 mm,获得较完整的 5 支动静脉主血管及其分支(见图 5)。实验过程中,冲击的水射流会立刻清洗掉毛细血管破裂的血液,通过水刀刀头上的负压吸引通道迅速将废液及手术残渣清除干净,始终保持着清晰的手术视野。

表2 猪肝脏不同尺寸动静脉血管拉伸试验结果统计

Tab.2 Statistical results of porcine liver arteriovenous vessels tension test

	血管直径/ mm	壁厚/ mm	强度/ MPa	断裂应变/ %	直线拟合方程, $\sigma - \varepsilon$	拟合系数 $R^2$	弹性模量/ MPa
D 1.5 mm	1.531	0.265	3.132	154.784	$y = 0.0737x + 0.0859$	0.9996	7.37
J 1.5 mm	1.498	0.220	3.595	117.356	$y = 0.0597x - 2.1465$	0.9996	5.97
D 0.9 mm	0.915	0.170	2.786	191.799	$y = 0.0408x - 1.1713$	0.9984	4.08
J 0.9 mm	0.923	0.115	2.628	105.340	$y = 0.0500x - 0.3582$	0.9981	5.00
D 0.5 mm	0.512	0.041	1.890	163.355	$y = 0.0178x - 0.0313$	0.9908	1.78
J 0.5 mm	0.492	0.035	1.581	120.264	$y = 0.0327x - 0.8970$	0.9919	3.27

注: D表示动脉, J表示静脉

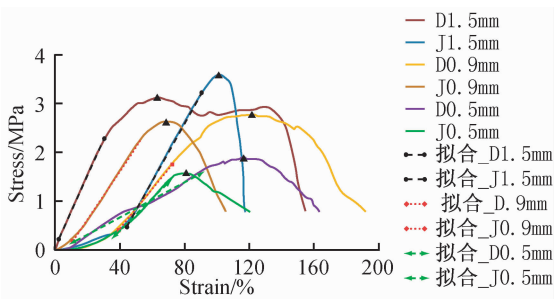


图4 猪肝脏血管拉伸试验的应力-应变曲线及弹性模量的线性拟合

Fig.4 Stress-strain curve of porcine liver vessel tension test and linear fit of elastic modulus

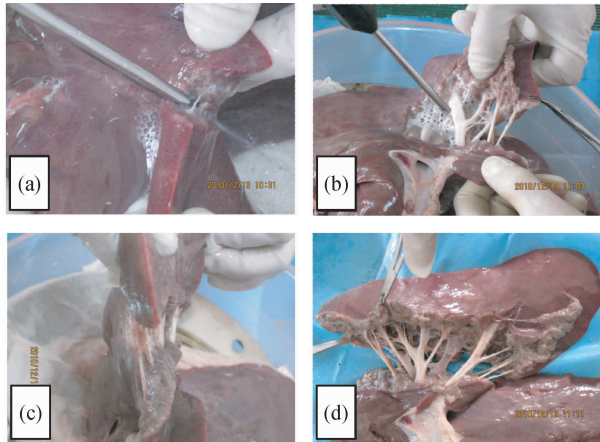


图5 右叶猪肝脏切割与血管分离实验 (a)保留细血管,(b)分离大血管,(c)切割一定深度半分离状态,(d)右叶血管完全分离

Fig.5 Experiment of soft tissue cutting and vascular dissection on the right lobe of porcine liver (a) Reserving minute vessels, (b) Separating large vessels, (c) Liver semi-detached state, (d) Completed separation of vessels in the right lobe

以及所保留血管的直径(见表3)。控制压力以及切割距离,可以保留好很细的血管,故医用水刀在脑科手术方面也得到了应用。当压力大于6 MPa时,水射流对血管、胆管具有破坏作用,甚至可以穿透血管。

表3 水射流切割肝脏后保留血管情况

Tab.3 Vessels reserved after porcine liver dissection

压力/ MPa	切割距离/ mm	切割深度/ mm	血管保留情况
<3	15	0~1	$\Phi < 0.6$ mm的血管
3	15	1~1.5	$\Phi > 0.6$ mm的血管
4	15	1.1~1.7	$\Phi > 0.8$ mm的血管
5	15	1.5~2.1	$\Phi > 1$ mm的血管
6	15	1.8~2.5	$\Phi > 1$ mm的血管 (对血管具有一定的损伤)
7	15	2~3	$\Phi > 1.2$ mm的血管 (对血管损伤增强)

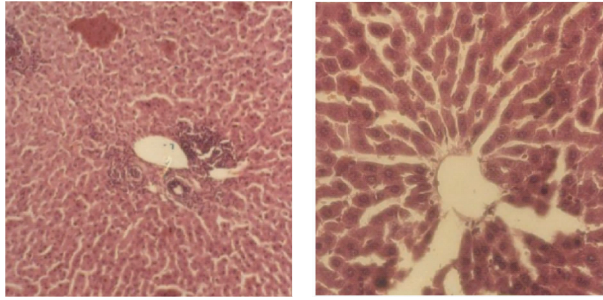
### 3.4 活体大鼠肝脏切割对比

手术刀切割活体大鼠肝组织病理切片表明,放大100倍观察有明显出血点,肝门静脉结构不完整,肝细胞变形,肝索排列紊乱;肝胆小管变形,结构形态不齐;肝细胞水肿、肝小叶有液体渗出,间隙增大(见图6(a))。

医用水刀切割活体大鼠肝组织病理切片表明,放大200倍观察没有明显出血点,肝门静脉结构完好,肝细胞结构形态完整,肝细胞核清晰可见,肝组织结构损伤轻微,肝索排列整齐,肝组织间隙偶见红细胞。术后1d仅见肝间质区有少量渗出液,散落红细胞,门静脉中有大量红细胞,表明门静脉系统结构完好(见图6(b))。

压力大小、切割距离不同,直接影响着切割深度





(a) 手术刀切割

(b) 医用水刀切割

图6 不同切割方式下大鼠肝脏对比

Fig.6 Comparison of rat liver by different dissection methods

(a) By bistoury, (b) By medical water-jet scalpel

## 4 讨论

水射流的喷射压力反映了水射流的速度,它是影响水射流切割能力的最重要参数。水射流按水流的状态可以分为初始段、基本段和消散段,水刀刀头出口到被切割材料的距离称为靶距;实验表明,靶距越近则切割力越强,水射流的初始段处水流最集中而且压力最大,适合于组织切割,而基本段和消散段压力逐渐减小且水流扩散,适合于伤口清创。

水射流压力一定,喷嘴直径越大则水射流所携带的能量越多,材料也更容易被破坏,切割深度也会增加,创面切割的缝隙也会增大,切割面也更加不平整。水射流垂直冲击材料时,得到的切割深度最大,随着冲击角度的增大,切割深度逐渐减小,这是由于过大的冲击角加剧了水射流的反射作用,从而降低了水射流的冲击力。

肝脏的切割可以用两种方法来原因:一是以较慢的横移速度一次切割完成,二是以较快的横移速度重复切割数次完成。实验情况表明,水射流对某一定点的冲击次数对切割深度的影响与水射流对某一定点的冲击时间对切割深度的影响相似。对某一定点长时间的冲击,容易造成切割深度不易控制,而且在切割点处对周围组织形成圆周形辐射破坏,内部聚集的水垫容易造成肝叶实质内部产生应力腐蚀,使得切割刀口非常不规则。另外,长时间定点冲击产生的能量累积也会使得较小的血管和神经受到不必要的破坏。

在猪肝脏切割实验中,水射流压力为3 MPa,保持压力不变,增加靶距,则可以保留更细的血管(见表3)。为了保持刀头的操控性、良好的视野以及足

够的切割力,一般选择靶距为10~20 mm,本实验中选择靶距为15 mm,此处水射流压力仍能保持在2.4 MPa左右,冲击角度选择45°,采用横移反复切割的方法。当水射流喷射压力设定为1 MPa时,猪肝脏只能产生塑性变形而几乎不被破坏;当压力达到2 MPa时,在肝脏表面的被膜上留下明显的切割“白线”,但是没有裂纹,随着压力逐渐增大可以明显看见跳跃式的裂纹;当压力达到3 MPa时,猪肝脏的肝叶实质将产生跃进式的破坏。虽然猪肝脏的弹性模量均值在0.24 MPa左右(见表1),远低于水射流的压力值,但是肝脏的塑性变形、其中夹杂的血管及神经、冲击水射流形成的水垫等因素会很大程度上消耗掉水射流的动能,故只有水射流压力值远大于肝脏自身弹性模量时才会有明显的切割效果。血管弹性模量差异较大(见表2),水射流压力值为3 MPa时,高于其中1条直径为0.5 mm的血管,低于其他5条血管的弹性模量,理论上分析是可以保留直径为0.5 mm的血管,甚至是更细的血管,而且实验中发现的现象的确如此。局部分离时,完全可以保留到直径为0.3 mm的血管,但必须立刻进行电凝等截断处理,否则,已分割两侧肝脏对其牵拉力、手术人员对其外力以及水射流的冲击力等共同作用会破坏血管。因此,在实验过程中,局部会保留更细的血管,但实验结束右叶肝脏完全分离时,保存较完整的叉形动静脉主血管5个分支中最细的血管直径为0.8 mm。

综上分析,水射流压力、水刀横移速度、靶距、喷嘴直径、冲击角度等都是医用水刀切割性能的重要因素。在使用医用水刀进行手术时,首先根据手术对象选择喷嘴的直径,设定好水射流的压力值;手术过程中,医务人员可以根据手术部位和对水刀的熟练程度,适当调整水刀的横移速度、靶距、冲击角度等。建议组织切割、血管或神经等分离时,采用横移反复切割的方法,靶距10~20 mm、冲击角度30°~60°为宜。

## 6 结语

医用水刀不但具有切割人体大部分软组织的能力,还具有不同质地软组织分离的良好特性,特别适合针对血管、胆管、管道以及神经等分布比较密集的软组织手术,冲击的生理盐水还有利于清除细菌及

残留物,保持手术视野的清晰,缩短手术时间。通过猪臀部肌肉切割、猪肝脏血管和胆管分离实验、以及活体大鼠肝脏切割的病理切片分析,有效验证了医用水刀具有选择性切割的良好特性,能避免普通手术刀、高频电刀、激光刀以及超声刀等“一刀切”的现象。最初医用水刀技术主要用于肝胆外科,如今医用水刀已成为一种在实质性器官手术中重要的手术工具,逐步发展到了颌面外科、泌尿外科、脑科、骨科、耳鼻喉科、眼科、创伤外科等外科领域<sup>[6-10]</sup>。医用水刀在某些手术方面给临床提供了一条更好的解决途径,是一种具有潜力且实用的手术工具。

### 参考文献:

- [1] Rau HG, Duessel AP, Wurzbacher S. The use of water-jet dissection in open and laparoscopic liver resection [J]. *HPB (Oxford)*, 2008, 10(4): 275-280.
- [2] 耿小平译. 肝脏外科与分离技术(德文)[J]. *肝胆外科杂志*, 2001, 9(6): 413.
- [3] Hreha P, Hloch S, Magurova D, *et al.* Water-jet technology used in medicine [J]. *Tehnicki vjesnik-Technical Gazette*, 2010, 17(2): 237-240.
- [4] Gloria F, Erica L, Dan M, *et al.* A novel device for endoscopic submucosal dissection that combines water-jet submucosal hydrodissection and elevation with electrocautery: Initial experience in a porcine model [J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2010, 71(3): 615-618.
- [5] 马瑞艳, 刘赵森, 张谭, 等. T型分叉血管中血液流动对动脉血栓形成的影响[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(2): 98-106. Ma RY, Liu ZM, Zhang T, *et al.* Influence on thrombus formation by blood flow in T-bifurcation of artery [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(2): 98-106.
- [6] Keiner D, Gaab M, Backhaus V, *et al.* Water jet dissection in neurosurgery: An update after 208 procedures with special reference to surgical technique and complications [J]. *Neurosurgery*, 2010, 67(2): 342-354.
- [7] Oertel J, Gash MR, Warzok R, *et al.* Water-jet dissection in the brain: Review of the experimental and clinical data with special reference to meningioma surgery [J]. *Neurosurg Rev*, 2003, 26(3): 168-174.
- [8] Yadav YR, Shenoy R, Mukerji G. Water jet dissection technique for endoscopic third ventriculostomy minimises the risk of bleeding and neurological complications in obstructive hydrocephalus with a thick and opaque third ventricle floor [J]. *Minim Invasive Neurosurg*, 2010, 53(4): 155-158.
- [9] Seto T, Yamamoto H, Takayama K, *et al.* Characteristics of an actuator-driven pulsed water jet generator to dissecting soft tissue [J]. *Rev Sci Instrum*, 2011, 82(5): 55-105.
- [10] Kikawada T, Nonoda T, Matsimoto M, *et al.* Treatment of intractable diseased tissue in the maxillary sinus after endoscopic sinus surgery with high-pressure water jet and preservation of the periosteum [J]. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 2000, 126(1): 55-61.
- [12] Tanaka E, Rodrigo DP, Tanaka M, *et al.* Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2001, 30(5): 421-430.
- [13] Kitai N, Eriksson L, Kreiborg S, *et al.* Three-dimensional reconstruction of TMJ MR images: a technical note and case report [J]. *Cranio*, 2004, 22(1): 77-81.
- [14] Motoyoshi M, Sadowsky PL, Bernreuter W, *et al.* Three-dimensional reconstruction system for imaging of the temporomandibular joint using magnetic resonance imaging [J]. *J Oral Sci*, 1999, 41(1): 5-8.
- [15] Chu SA, Skultety KJ, Suvinen TI, *et al.* Computerized three-dimensional magnetic resonance imaging reconstructions of temporomandibular joints for both a model and patients with temporomandibular pain dysfunction [J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 1995, 80(5): 604-611.
- [16] DeVocht J, Goel VK, Zeidler DL, *et al.* A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique [J]. *J Oral Maxillofac Surg*, 1996, 54(12): 1431-1437.
- [17] Helms CA, Kaplan P. Diagnostic imaging of the temporomandibular joint: Recommendations for use of the various techniques [J]. *AJR Am J Roentgenol*, 1990, 154(2): 319-322.
- [18] Hayakawa Y, Kober C, Otonari-Yamamoto M, *et al.* An approach for three-dimensional visualization using high-resolution MRI of the temporomandibular joint [J]. *Dentomaxillofac Radiol*, 2007, 36(6): 341-347.
- [19] 王美青, 张日文, 姚秀芳, 等. 颞下颌关节盘解剖形态观察 [J]. *实用口腔学杂志*, 2000, 16(6): 436-439.
- [20] Osborn JW. The disc of the human temporomandibular joint: Design, function and failure [J]. *J Oral Rehabil*, 1985, 12(4): 279-293.

(上接第84页)