

文章编号:1004-7220(2014)06-0560-07

测试新鲜猪股骨干钻削进给力

李长树^{1,5}, 白宇哲¹, 孔祥雪¹, 陈 兰¹, 李鉴轶^{1,2}, 杜志江³, 谢 叻⁴, 唐 雷^{1,2}

(1. 南方医科大学 人体解剖教研室, 广州 510515; 2. 南方医科大学附属北滘医院, 钟世镇院士工作室, 佛山 528311;

3. 哈尔滨工业大学 机器人研究所, 哈尔滨 150080; 4. 上海交通大学 国家数字化制造技术中心, 上海 200030;

5. 深圳市平乐骨伤医院 骨关节病科, 深圳 518010)

摘要: **目的** 采集新鲜猪股骨干不同骨质层和骨段的钻削进给力数据, 为骨科虚拟现实手术系统钻削力反馈信号的输出提供依据。 **方法** 改装万能材料试验机和手持可调速电钻($\phi 5.0$ mm 钻头), 构建生物骨骼钻削性能参数采集系统, 分别以转速 $n = 500, 800, 1\ 200$ r/min 和进给速度 $v = 30, 50, 70$ mm/min 采集 6 具新鲜成熟猪股骨干 162 个标记点的钻削进给力 f , 分析其与相应组织和部位的关系。 **结果** 新鲜猪股骨干同一标记点双侧骨皮质处进给力最大($f_{\max} = 103.63 \sim 142.59$ N), 髓腔处最小(接近于 0), 股骨干中段进给力($\bar{f}_{4,5,6} = 124.69$ N) 较两端($\bar{f}_{1,2,3,7,8,9} = 121.84$ N) 大; 当 $v = 30$ mm/min、 $n = 1\ 200$ r/min 时, 钻削进给力最小($\bar{f}_{\min} = 106.04$ N); 当 $v = 70$ mm/min、 $n = 500$ r/min 时, 钻削进给力最大($\bar{f}_{\max} = 139.84$ N)。 **结论** 改装的生物骨骼切削性能参数采集系统能有效采集生物骨骼的钻削进给力数据; 骨骼钻削进给力与骨质的组织结构、电钻转速及进给速度有密切关系, 其中骨质结构越密、电钻转速越小、进给速度越大, 骨骼钻削进给力越大, 反之越小。实验所获得新鲜猪股骨干钻削进给力数据及其变化趋势, 可为虚拟骨科手术系统力反馈输出信号设置提供依据。

关键词: 猪股骨干; 虚拟手术; 钻削; 力反馈; 进给力

中图分类号: R 318.01

文献标志码: A

Testing of drilling feed force on fresh porcine femur

LI Chang-shu^{1,5}, BAI Yu-zhe¹, KONG Xiang-xue¹, CHEN Lan¹, LI Jian-yi^{1,2}, DU Zhi-jiang³, XIE Le⁴, TANG Lei^{1,2} (1. Department of Anatomy, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China; 2. The Studio of Zhong Shizhen, Beijiao Hospital, Southern Medical University, Foshan 528311, China; 3. Robotics Institute, Harbin Institute of Technology, Harbin 150080, China; 4. National Digital Manufacturing Technology Center, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200030, China; 5. Department of Joint Bone, Shenzhen Pingle Orthopedics Hospital, Shenzhen 518010, China)

Abstract: Objective To record the drilling feed force on different layers of fresh porcine femur, so as to provide reference for collecting and outputting the feedback signals of drilling feed force for orthopedic virtual surgery system. **Methods** The biological bone drilling feed force testing system was established by modifying the universal material testing machine and adjustable speed electric drill (drill bit $\phi 5.0$ mm). The feed forces on 6 fresh porcine femoral shafts with a total of 162 drilling markers were collected at 3 different rotate speeds ($n = 500, 800, 1\ 200$ r/min) and 3 feed speeds ($v = 30, 50, 70$ mm/min), and their variation with corresponding tissues and locations were also analyzed. **Results** At the same drill marker of the fresh porcine femur, the drilling feed force on bilateral cortical bone was the largest ($f_{\max} = 103.63 \sim 142.59$ N), while that on marrow cavity was the smallest, which was almost close to zero, and the drilling feed force on the middle part ($\bar{f}_{4,5,6} = 124.69$ N) was larger than that at two ends ($\bar{f}_{1,2,3,7,8,9} = 121.84$ N); the drilling feed force was smallest ($\bar{f} = 106.04$ N) at $v = 30$ mm/min, $n =$

收稿日期:2013-12-20; 修回日期:2014-01-22

基金项目:国家自然科学基金资助项目(61190120,61190122,61190123)。

通信作者:唐雷, 高级工程师, 硕士研究生导师, E-mail:cdheg@126.com。

1 200 r/min, while the largest drilling feed force ($\bar{f}_{\max} = 139.84 \text{ N}$) appeared at $v = 70 \text{ mm/min}$, $n = 500 \text{ r/min}$.

Conclusions The modified drilling feed force testing system could efficiently collect the biological bone drilling data. The drilling feed force had a close relationship with bone structure, feed speed and rotate speed of electric drill as well. A larger bone density, smaller rotate speed of electric drill and higher feeding speed would lead to a larger drilling feed force, and vice versa. The accurate drilling feed force data and its variation tendency on porcine femoral obtained in this experiment could provide a reliable basis for force-feedback signal output in the virtual orthopedic surgery system.

Key words: Porcine femur; Virtual surgery; Drilling; Force feedback; Feed force

虚拟现实手术系统是一种有效的临床外科手术和培训教学工具,它的出现使得年轻医生能够在最短的时间、以最低的成本和最小的风险,熟练准确地掌握各种复杂外科手术的临床操作^[1-2]。然而因缺乏真实的力反馈信息,虚拟现实手术系统的发展进入了瓶颈期,同时也成为阻碍机器人、远程和太空手术发展的关键性问题^[3];解决这一问题最直接、有效的方法是对临床手术操作中所涉及的力反馈参数进行测试和采集。但由于实验条件的限制及伦理的约束,不能也不可能直接从临床患者身上获取这些参数^[4];而新鲜猪骨骼与人体骨骼相似且取材丰富,故本实验采用自行改装的生物骨骼钻削性能参数采集系统,对新鲜猪股骨干进行钻削进给力的数据采集和特性分析,为今后离体人体骨骼钻削参数的采集提供依据。

1 材料与方 法

1.1 实验标本的制备

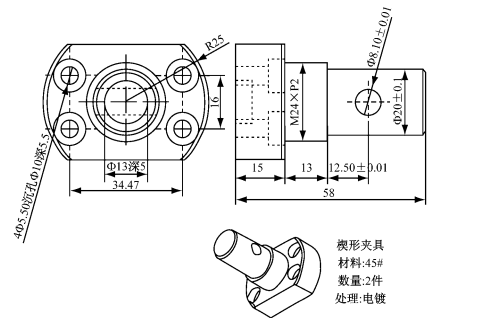
选取 6 具肉眼观察无物理性损伤发育成熟的新鲜猪股骨,股骨干纵向长度大于 150 mm,径向直径大于 30 mm,左右不限,清除股骨上附着的软组织,并经 CT 平扫(层距为 1 mm)证实无病理改变;随机将股骨标注为 1~6 号标本,并按顺序每 2 具一组共分为 3 组。为取得各股骨干尽可能多点的钻削特性并进行分析比较,用彩笔于股骨大粗隆下约 1 cm 至股骨远端髁部之间,沿轴向均分为 9 份,并作径向环线且分别标记为 1~9 号;于股骨正前正中线及偏正中线左右约 45°两侧分别作轴向线并标记为 A、B、C 线,3 条轴向线与 9 个径向环共有的 27 个交点即为实验钻削入点(间距 > 3 mm),6 具标本共计 162 处钻削点。

1.2 生物骨骼切削性能参数采集系统

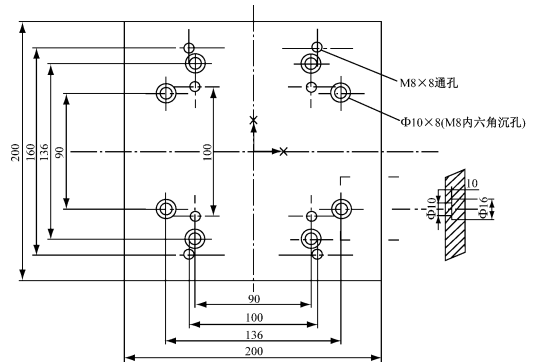
该系统由材料试验机、电钻、数据采集和分析存

储系统及与之相配的工装夹具构成。

1.2.1 试验机 东莞市源科检测仪器有限公司生产的万能材料试验机(YK-8002),并对其底座及中梁的夹具进行改装。设计并制造底座接口板及中梁夹具接口板及与之相应的夹具(见图 1),底座夹具采用十字平口钳,中梁夹具采用改制的平口台钳。



(a) 中梁夹具接口



(b) 底座接口板

图 1 万能材料试验机夹具改装结构设计图(单位:mm)

Fig. 1 Structure modification design graph of the universal material testing machine fixture (a) The beam clamp interface, (b) The base interface board

1.2.2 电钻 手持可调速 Black&Decker 电钻(型号 LD108),为避免测试实验过程中电钻受人为手持和按压开关因素的影响,以及原带电池的容量改变影响电钻的转速,对电钻进行加装外置开关和外置

大容量蓄电池等的改装,万能材料试验机夹具及电钻改装前后结构见图2。

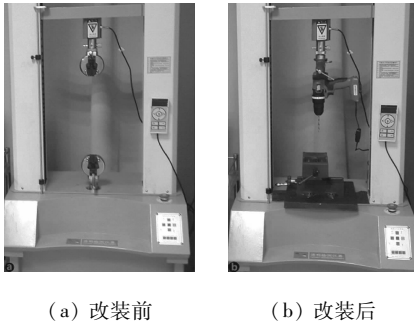


图2 万能材料试验机夹具及电钻改装前后结构图

Fig. 2 Modification structure graph of the universal material testing machine and drill (a) Before modification, (b) After modification

1.2.3 钻头 临床骨科手术常用的 $\phi 5.0$ mm 高速钢(GB/T 6135 2-2008)钻头,因高速钢(HSS)材料的洛氏硬度 $HRC > 60$ ^[5] 远高于生物骨骼的硬度,故本实验不考虑同一或不同钻头因刃口磨损或刃口角度变化而出现的切削参数的偏差。

1.2.4 数据采集和分析存储系统 采用材料试验机厂商提供的配套计算机和软件,计算机CPU为Intel(R) Pentium(R) Dual E2180,主频2 GHz,内存4 GB,硬盘80 GB。测试软件为东莞市源科检测仪器有限公司开发的TESTERPro专用测试软件。

1.2.5 传感器 美国芝加哥传力电子集团公司生产的BSA型压力传感器,精度误差 $\pm 0.5\%$ 。

1.3 钻削进给力的采集

将制备好的新鲜猪股骨标本固定于试验机底座十字平口钳内(见图3),电钻固定于中梁的夹具上。联通试验机与计算机,开机后进入测试界面,选取压缩模式,设置采样速度为50次/s,按实验要求设置不同的转速和进给速度。测试前将所有参数归零,



图3 测试采集新鲜猪股骨干钻削进给力工作图

Fig. 3 Photo of collecting drilling feed force on fresh porcine femur

并用数字转速表(DT-2234C)对电钻转速进行标定,分别以3种进给速度 $v = 30, 50, 70$ mm/min,且按照A、B、C轴向线分别采用3种转速 $n = 500, 800, 1200$ r/min,采集3组6具标本162个(每具标本采集27个)标定位置的钻削进给力。同时存储相关参数,并用试验机自带软件生成Excel文件以供统计分析。

1.4 统计学方法

所测试数据结果采用SPSS 13.0软件进行统计分析,使用统计方法为多因素方差分析, $P < 0.05$ 表示具有统计学差异。

2 实验结果

经用试验机自带分析软件统计生成6具新鲜猪股骨干的最大钻削进给力记录结果(见表1)。不同电钻进给速度、转速下最大钻削进给力大小之间比较结果见表2。由表1可知,不同骨段钻削进给力不同,其中股骨干中段的进给力($\bar{f}_{4,5,6} = 124.69$ N)大于股骨干两端的进给力($\bar{f}_{1,2,3,7,8,9} = 121.84$ N);当 $v = 30$ mm/min、 $n = 1200$ r/min时,钻削进给力最小($\bar{f}_{\min} = 106.04$ N);当 $v = 70$ mm/min、 $n = 500$ r/min时,钻削进给力最大($\bar{f}_{\max} = 139.84$ N)。依据表2方差分析结果可知,钻削进给速度与电钻转速两因素及其交互作用对钻削进给力大小具有显著影响($P < 0.05$),即不同进给速度及电钻转速将导致钻削进给力大小不同且两者存在交互影响,钻削进给力 f 随电钻转速 n 的增大而减小,随进给速度 v 的增大而增大。

3 讨论与分析

外科医生在临床手术中除视觉外,还通过术中对组织的触摸来决定手术的方式和进程,故在虚拟手术系统中拥有真实有效的触觉反馈是十分必要的^[6]。采集临床手术操作中所涉及的力学参数是力反馈输出的依据,目前国内外已有学者对生物或尸体组织的切割力、缝合力、钻削力等进行测试,如Chial等^[7]对小鼠皮肤、肝脏及肌腱的切割力,Brouwer等^[8]对在体与离体猪腹部组织的切割力,Abouzgia等^[9]使用临床常用Stryker-100钻对牛骨的钻削力,Yu等^[10]对新鲜尸体下颌骨的锯切力都进行过测量。在骨外科领域,长骨骨折复位内固定

表1 新鲜股骨干钻削参数记录

Tab.1 Drilling feed force of the fresh femoral shaft

分 组	各孔位进给力 f/N								
	第1组(1,2号标本)			第2组(3,4号标本)			第3组(5,6号标本)		
	$v/(mm \cdot min^{-1})$								
	30			50			70		
	$n/(r \cdot min^{-1})$								
	500	800	1 200	500	800	1 200	500	800	1 200
轴线号	A	B	C	A	B	C	A	B	C
1	109.27	105.02	109.74	125.74	119.77	117.08	138.16	131.90	128.96
	109.74	105.72	103.77	126.34	120.61	117.44	138.59	132.88	129.65
2	109.96	106.00	103.63	127.70	121.73	117.77	138.45	133.17	129.45
	110.28	107.02	104.43	128.20	121.93	118.47	139.15	134.16	130.37
3	111.04	107.96	105.68	128.87	122.62	118.84	138.65	133.87	130.23
	111.74	108.86	106.08	129.57	123.21	119.47	139.49	135.37	131.27
4	111.23	109.92	106.66	129.66	123.69	119.04	140.12	135.82	130.92
	112.28	110.61	107.37	130.96	124.42	120.10	140.48	137.45	132.56
5	113.19	112.86	109.60	133.58	126.63	121.00	142.08	137.78	133.07
	113.80	113.62	110.46	134.16	126.93	121.71	142.59	138.49	133.68
6	113.00	110.90	108.66	131.62	124.67	120.80	141.00	137.39	132.09
	113.30	111.51	109.37	132.65	125.21	120.95	141.49	137.58	132.66
7	112.21	108.94	105.67	128.77	124.28	120.02	139.72	136.41	131.11
	112.52	109.94	106.19	130.07	124.82	120.37	140.13	136.88	132.37
8	110.94	106.98	104.77	128.68	122.71	118.75	139.23	133.86	130.43
	111.84	108.04	105.40	129.08	123.42	119.67	139.98	135.26	131.48
9	110.25	106.00	103.82	126.72	121.54	118.06	138.65	133.76	129.54
	110.76	106.40	104.42	128.02	122.71	118.95	139.21	134.18	130.36
样本量	18	18	18	18	18	18	18	18	18
均值	111.52	108.68	106.43	129.46	123.38	119.36	139.84	135.34	131.12
方差	1.80	6.47	5.11	5.65	3.69	1.75	1.63	3.85	1.89

表2 进给速度与电钻转速两因素影响进给力的方差分析结果

Tab.2 Analysis of variance results for drilling feed force affected by feed speed and rotate speed

变异来源	平方和	自由度	均方	F	P
进给速度 v	19 371.334	2	9 685.667	2 738.750	$<10^{-3}$
电钻转速 n	1 778.064	2	889.032	251.386	$<10^{-3}$
$v * n$	108.001	4	27.000	7.635	$<10^{-3}$
误差	541.089	153	3.537	-	-
总变异	21 798.487	161	-	-	-

术是最常见、最基础的手术,骨骼钻孔是植入内固定不可缺少的过程。为了起到固定骨骼的目的,骨外科医生需要使用电钻来钻削孔道,同时要避免因钻削造成额外的创伤。研究表明,皮质骨温度过高将导致骨坏死,骨发热的大小与钻头的直径、转速和进给力密切相关^[11-12]。由于在钻削骨骼过程中,钻头的进给力和扭矩并不总是与其削去骨组织所需的剪切力一致,故要实现孔道定位的准确及和固定物的配合严密,且不对周围组织造成损伤的理想的骨钻

孔效果,对骨骼钻削进给力的大小进行测试研究是非常必要的。

在传统的生物力学研究中,为方便描述和计算,往往假设骨骼某一部分的材料特性是各向同性的。但事实上,由于形状、位置、结构和功能不同,骨骼各部分的材料特性都不尽相同。就材料力学和机械加工而言,材料的密度越大硬度就越高,故其切削力也将越大。本实验测试的猪股骨干为典型管状骨,由双侧骨皮质和中间的髓腔两部分组成。骨皮质又称骨密质,由哈佛骨板、骨间板、内外环骨板紧密构成,因其密度大故而硬度高,钻削时的进给力也将增大;而髓腔主要由海绵状组织骨髓组成,是一种乳状柔软的富于血管的造血组织,其硬度接近于0,故钻削时的进给力也将趋于0。

3.1 不同骨质层的钻削进给力曲线分析

图4所示为3号标本在A4钻削点以50 mm/min进给速度、500 r/min转速时的进给力变化曲线。钻削进给力特性曲线主要由两部分构成:一是反映进给力变化趋势的大幅度曲线,二是由钻头电机旋转而产生的沿走向曲线各中点上下小幅摆动的连续的正弦波。为简化描述,本文暂不探讨电机产生的正弦波,仅对反映进给力变化趋势的大幅度曲线进行分析讨论。由图4可知,进给力由小至大到峰值a((132.99 ± 6.96) N)后急剧下降至接近于零(AB段),于近零值线维持一段距离(CD段)后再增至峰值b((119.07 ± 7.15) N),而后逐渐再变小至零(EF段)。图中AB、EF两段分别为钻头通过股骨干双侧骨皮质时的进给力,CD段为钻头通过股骨干髓腔时的进给力。以AB段为例,由钻头的结构、切削原理和曲线的特性可知,AB的宽度为钻头前端刃口接触材料表面起到钻头最大径处通过孔道时的位移,而峰值a后的曲线则表示钻头前端刃口钻穿骨密质后的进给力变化。因此,通过图4可计算出双侧骨皮质的厚度和髓腔的径宽。另外,峰值a、b为钻头经过同一横断面上双侧骨皮质产生的最大钻削进给力,峰值a > 峰值b,且AB段A点到峰值a的水平距离大于峰值b到EF段F点的距离,说明沿股骨干正前中线方向的骨骼硬度大于对侧硬度外,以及沿正前中线方向的骨皮质厚度大于对侧厚度,说明同一横断面各处的骨皮质硬度和厚度不同。

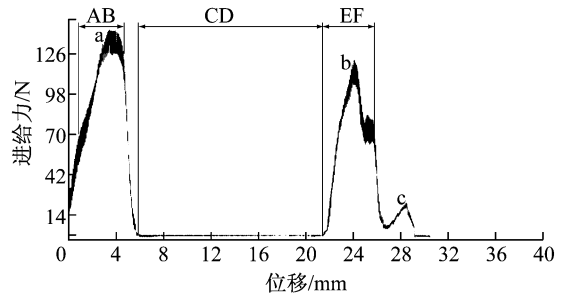


图4 新鲜猪股骨干3号标本A4标注处进给力曲线
($v = 50 \text{ mm/min}$, $n = 500 \text{ r/min}$)

Fig. 4 The drilling feed force curves of the A4 marker on the 3rd fresh porcine femur specimen

3.2 不同骨段的钻削进给力曲线分析

图5所示为3和4号标本以50 mm/min进给速度获取的不同骨段钻削进给力平均值,横轴为对应于自股骨大粗隆下约1 cm至股骨远端踝部的9个等分点,F1、F2、F3为钻头转速分别为500、800、1200 r/min时获得的两具标本的平均进给力特性曲线。由图5可知,股骨干因骨段的不同钻削进给力亦不同,以股骨近端最低,股骨远端次之,而股骨干中段最高。图6所示为不同骨段最大进给力均值比较,股骨近端、中段和远端对应的孔位序号依次为1、2、3及4、5、6和7、8、9。统计结果表明,股骨中段进给力大于股骨近、远端的进给力,且具有显著差异。

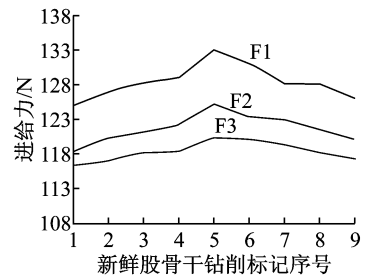


图5 新鲜猪股骨干3、4号标本不同骨段最大进给力均值变化曲线
Fig. 5 Curves of the maximum drilling feed force on the 3rd and 4th fresh porcine femur specimen

3.3 钻头直径、电钻转速和进给速度与进给力的关系分析

本研究采用常用的 $\phi 5.0 \text{ mm}$ 高速钢钻头进行6具标本每具27个孔位共计162个数据的采集。表2方差分析结果表明,电钻转速 n 及进给速度 v 对钻削进给力 f 的大小影响显著,且两者存在交互

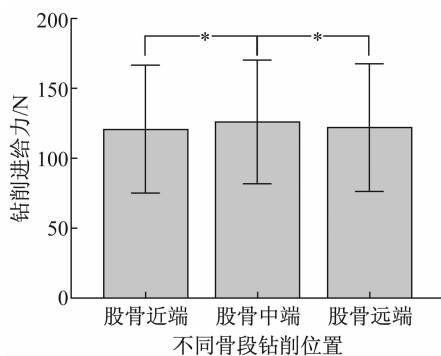


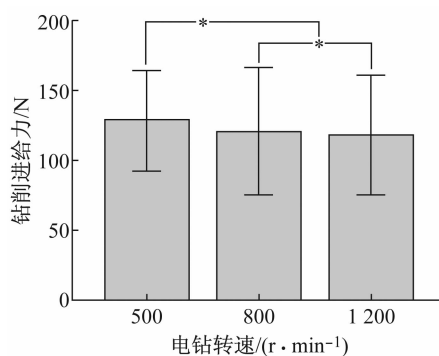
图6 不同骨段钻削位置最大进给力均值比较 (* $P < 0.05$)

Fig. 6 Mean comparison of the maximum drilling feed force at different bone sections of the femur

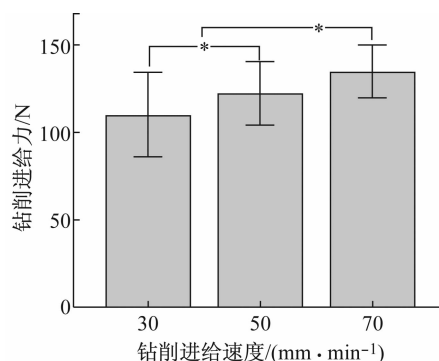
作用。由图7(a)不同转速下最大进给力均值比较结果可知,在相同进给速度下,钻削进给力随电钻转速的增大而减小,这是因为电钻转速越快则钻头刃口对材料的切削速度越快,材料的迅速脱离减小了钻头前进通道方向的阻力,故钻削进给力呈减小趋势,反之转速越低则进给力越大;由图7(b)不同进给速度下最大进给力均值比较结果可知,在电钻转速不变时,进给速度增大则进给力呈上升趋势,这是因为钻头的刃口速度不能对骨骼进行充分地剪切而造成阻力的增大,同时排屑不畅亦会造成阻力的增加。此时,在临床上就会出现骨皮质发热而造成骨质坏死,同时还会造成孔道变形和顶穿孔道出口等现象。依据机械加工常识^[5,13],在电钻转速和进给速度不变的情况下,钻头直径越大则推进力越大,这是因为钻头刃口切削的线速度与转速成正比,与半径成反比。因此在临床上,为保证孔道的质量,需控制钻头直径与转速和进给速度间的配比关系。

3.4 存在的问题

本研究通过改装的万能材料试验机对6具新鲜猪股骨干共计162个孔位进行钻削进给力的数据采集,并观察新鲜猪股骨干不同骨质层和不同骨段钻削进给力的变化趋势,阐述了骨骼钻削进给力大小与骨骼组织结构、电钻进给速度及电钻转速之间的关系。然而,本研究仍存在许多不足。例如,仅测试股骨干钻削进给力的变化,而未采集其扭矩的变化参数;未对标本的骨质密度与骨质表面硬度进行相关测量,故未能获得骨质密度与钻削进给力间的关系,而骨质密度和骨质表面硬度是影响骨骼钻削进



(a) 不同电钻转速



(b) 不同进给速度

图7 不同情况下最大进给力均值比较 (* $P < 0.05$)

Fig. 7 Mean comparison of the maximum drilling feed force

(a) At different drilling rotate speed, (b) At different drilling feed speed

给力的最大因素^[14];未能在钻削时采集孔位处的摩擦温升参数,以比较分析在不同转速和进给力下不同骨质结构的温升。以上不足将在下一步实验条件允许后,在对其他动物及新鲜尸体的骨骼做钻削进给力测试和采集时逐一完善。

4 结语

本实验通过改造的生物骨骼切削性能参数采集系统,获得新鲜猪股骨干的钻削进给力参数,并分析不同骨质层和不同骨段在不同转速、进给速度时与进给力的关系,说明股骨干同一横断面各处和沿股骨干轴线上各点的骨皮质硬度和厚度的差异。同时阐述钻头直径、钻速和进给速度与进给力的配比关系,为临床孔道的成型质量、避免骨骼发热造成骨坏死和顶穿骨皮质的情况发生提供依据,并为骨科虚拟现实手术系统的钻削力反馈信号的采集和输出提供数据支撑。

参考文献:

- [1] Roberts KE, Bell RL, Duffy AJ. Evolution of surgical skills training [J]. World J Gastroenterol, 2006, 12(20): 3219-3224.
- [2] 李长树, 唐雷. 虚拟现实技术在骨外科领域的应用与展望 [J]. 中国数字医学, 2013, 8(1): 1-3.
- [3] 谢叻, 张艳, 张天宇, 等. 虚拟手术中的力学变性和力觉感知 [J]. 医用生物力学, 2006, 21(3): 241-245.
Xie L, Zhang Y, Zhang TY, *et al.* Tissue deformation and haptic feedback in virtual operation [J]. J Med Biomech, 2006, 21(3): 241-245.
- [4] 侍才洪, 张坤亮, 柴虎, 等. 基于医用水刀的肝脏切割及力学性能 [J]. 医用生物力学, 2013, 28(1): 85-90.
Shi CH, Zhang KL, Cai H, *et al.* Liver tissue separation by medical water-jet scalpel and its mechanical property study [J]. J Med Biomech, 2013, 28(1): 85-90.
- [5] 机械工程师手册第二版编辑委员会. 机械工程师手册 [M]. 2版. 北京: 机械工业出版社, 2000.
- [6] 罗伟, 李珊珊. 仿真手术刀在虚拟外科手术系统中的应用与研究 [J]. 生物医学工程学进展, 2010, 31(3): 149-154.
- [7] Chial V, Greenish S, Okamura AM. On the display of haptic recordings for cutting biological tissues [C]// Proceedings of the 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. Orlando, USA: IEEE, 2002.
- [8] Brouwer I, Ustin J, Bentley L, *et al.* Measuring in vivo animal soft tissue properties for haptic modeling in surgical simulation [J]. Stud Health Technol Inform, 2001, 81: 69-74.
- [9] Abouzgia MB, Symington JM. Effect of drill speed on bone temperature [J]. Int J Maxillofac Surg, 1996, 25(5): 394-399.
- [10] Yu H, Cheng J, Cheng AH, *et al.* Preliminary study of virtual orthognathic surgical simulation and training [J]. J Craniofac Surg, 2011, 22(2): 648-651.
- [11] Alam K, Mitrofanov AV, Silberschmidt VV. Experimental investigations of forces and torque in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone [J]. Med Eng Phys, 2011, 33(2): 234-239.
- [12] Wei YY, Zheng XH, Yu DD, *et al.* Experimental study on drilling force during mandible drilling process [J]. Mate Sci Forum, 2012, 723: 460-465.
- [13] 马贤智. 实用机械加工手册 [M]. 沈阳: 辽宁科学技术出版社, 2002.
- [14] Krause WR. Mechanical effects of orthogonal bone cutting [M]. USA: Clemson University, 1976.

· 致读者 ·

关于文稿中法定计量单位的书写要求

本刊法定计量单位实行国务院1984年12月颁布的《中华人民共和国法定计量单位》,并以单位符号表示,具体使用参照中华医学会杂志社编写的《法定计量单位在医学上的应用》。注意单位名称与单位符号不可混用。如 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{天}^{-1}$ 应改为 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{d}^{-1}$; 组合单位符号中表示相除的斜线多于1条时,应采用负数幂的形式表示,如 $\text{ng}/\text{kg}/\text{min}$ 应采用 $\text{ng} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ 的形式; 组合单位中斜线和负数幂亦不可混用,如前例不宜采用 $\text{ng}/\text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ 的形式。在首次出现不常用的法定计量单位时加注与旧制单位的换算系数,下文再出现时只列法定计量单位。人体及动物体内的压力单位使用 mmHg 或 cmH_2O , 但文中首次出现使用括号加注 ($1 \text{ mmHg} = 0.133 \text{ kPa}$)。正文中时间的计量单位表达,凡表示时间的具体数据时,数据后的计量单位应采用 d 、 h 、 min 、 s , 而不用天、小时、分钟、秒。量的符号一律用斜体字,如吸光度(旧称光密度)的符号 A , “ A ”为斜体。