

现代临床
骨创伤诊治

MODERN DIAGNOSIS AND TREATMENT
OF CLINICAL BONE TRAUMA

主 编 王 文 王 健 杨永军等

天津科学技术出版社

现代临床骨创伤诊治

主 编 王 文 王 健 杨永军 等

现代临床骨创伤诊治

王文等主编

图书在版编目(CIP)数据

现代临床骨创伤诊治/王文等主编. —天津:天津科学技术出版社, 2010. 11

ISBN 978-7-5308-5962-9

I. ①现… II. ①王… III. ①骨损伤-诊疗 IV. ①R683

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2010)第 213658 号

策划编辑:郑东红

责任编辑:张跃

责任印制:王莹

天津科学技术出版社出版

出版人:蔡颢

天津市西康路 35 号 邮编:300051

电话:(022)23332399(编辑室) 23332393(发行部)

网址:www.tjkjcs.com.cn

新华书店经销

济南红日印刷有限公司印刷

开本 787×1 092 1/16 印张 28.25 字数 890 000

2010 年 11 月第 1 版第 1 次印刷

定价:88.00 元

编 委 会

主 编

王 文 王 健 杨永军

王明飞 匡凌浩 徐 冬

副主编

张耀印 史永安 赵海军

赵 映 杨书丰 冯大鹏

编 委 (按姓氏笔画排序)

王 文(济南军区总医院)

王 健(武警上海总队医院)

王明飞(上海市中医药大学附属普陀医院)

冯大鹏(沈阳军区大连疗养院)

史永安(山东省文登整骨医院)

匡凌浩(山东枣庄矿业集团枣庄医院)

张耀印(山东省汶上县人民医院)

杨书丰(解放军第 81 医院)

杨永军(山东省文登整骨医院)

赵 映(上海市中医药大学附属普陀医院)

赵海军(山东省青岛市胶州中心医院)

徐 冬(山东枣庄矿业集团枣庄医院)

樊海峰(上海市中医药大学附属普陀医院)



王 文

男,1977年3月出生于山东省汶上县,2008年取得第二军医大学
骨外科学博士学位。

从事骨创伤专业10年余,在骨创伤、显微外科、修复与重建等专业取得突出成绩。山东省修复与重建骨关节专业委员,主编及参编著作2部,发表核心期刊论文5篇,获得山东省科学技术进步三等奖一项。



王 健

男,1976年4月出生于安徽省安庆。2008年在第二军医大学
长征医院骨科获得博士学位。

毕业后一直工作于武警上海市总队医院,所在科室为该院重点学科。能独立完成脊柱、创伤、关节几乎所有骨科大小手术,尤其擅长脊柱外科手术。曾在国内核心期刊发表论文10篇,参与编写专著2部。



杨永军

男,1966年5月出生,毕业于北京中医药大学,副主任医师,山东
中医药大学副教授。

全国老中医药专家学术经验继承人,中国康复医学会脊柱脊髓损伤专业委员会青年委员。发表核心期刊专业论文20余篇;获得山东省科学技术进步二等奖3项、三等奖1项。

前 言

随着社会的发展,骨科创伤患者不断增加,及时准确的诊断与治疗对患者有着十分重要的意义。创伤骨科学也成为近几年来发展迅速的医学学科,新理论、新技术和新方法不断涌现。为提高临床骨科医师的诊疗水平,我们组织一批具有丰富临床经验的临床骨科医师,参考了大量当今国际创伤骨科文献,组织编写了这本《现代临床骨创伤诊治》。

该书分为上下两篇,上篇主要为创伤骨科的基础知识,包括了骨关节创伤的病理生理、创伤骨科的病史采集及临床检查、骨折分类与创伤评分等内容。下篇则主要论述创伤骨科常见病、多发病的诊断与治疗。全书资料丰富、内容新颖,可供各级创伤骨科医务人员、医学院校师生等参考应用。限于作者水平及编写人员之间写作风格存在差异,该书不当之处在所难免,敬请读者批评指正,以便今后改进。

《现代临床骨创伤诊治》编委会

2010年9月

目 录

上篇 总论

第一章 骨关节创伤的病理生理	(1)
第一节 骨和关节软骨的生物力学	(1)
第二节 骨关节创伤后的全身反应	(8)
第三节 软骨组织创伤的病理及修复	(14)
第四节 骨折损伤的病理与修复	(17)
第五节 骨关节周围组织损伤的病理及修复	(24)
第六节 脊髓损伤的病理与修复	(35)
第七节 肌腱与韧带创伤的病理及修复	(41)
第二章 创伤骨科的病史采集及临床检查	(42)
第一节 病史的采集与记录	(42)
第二节 基本检查	(44)
第三节 各部位检查	(51)
第四节 实验室检查	(61)
第三章 骨折分类与创伤评分	(68)
第一节 骨折分类	(68)
第二节 创伤评分	(74)
第四章 创伤骨科影像学检查	(76)
第一节 X线检查	(76)
第二节 造影检查	(80)
第三节 计算机体层扫描(CT)	(89)
第四节 磁共振成像(MRI)	(99)
第五节 B超检查	(106)
第六节 关节镜检查	(112)
第七节 放射性核素检查	(114)
第五章 创伤骨科基本技术	(117)

第一节	止血与包扎	(117)
第二节	牵引术	(123)
第三节	外固定技术	(132)
第四节	内固定技术	(154)
第六章	创伤骨科并发症	(164)
第一节	创伤性休克	(164)
第二节	弥散性血管内凝血	(168)
第四节	骨筋膜室综合征	(172)
第五节	挤压综合征	(173)
第六节	脂肪栓塞综合征	(176)
第七节	急性肾功能衰竭	(180)
第七章	麻醉技术	(183)
第一节	麻醉和手术的要求	(183)
第二节	术前病情估计	(185)
第三节	几种特殊手术的麻醉	(185)
第八章	骨关节创伤的康复治疗	(188)
第一节	康复医学与临床医学	(188)
第二节	骨关节创伤的康复	(189)

下篇 各论

第九章	上肢骨折	(198)
第一节	概述	(198)
第二节	锁骨骨折	(209)
第三节	肩胛骨骨折	(211)
第四节	肩袖损伤	(212)
第五节	肱骨外科颈骨折	(213)
第六节	肱骨大结节骨折	(216)
第七节	肱骨干骨折	(217)
第八节	肱骨髁上骨折	(223)
第九节	肱骨髁部骨折	(227)
第十节	尺骨鹰嘴骨折	(232)
第十一节	孟氏骨折(尺骨上 1/3 骨折合并桡骨头脱位)	(234)

第十二节	尺桡骨骨折	(236)
第十三节	盖氏骨折(桡骨干下 1/3 骨折合并下尺桡关节脱位)	(240)
第十四节	桡骨下端骨折	(240)
第十五节	腕骨骨折	(243)
第十六节	掌指骨骨折	(245)
第十章	下肢骨折	(249)
第一节	股骨颈骨折	(249)
第二节	股骨转子间骨折	(255)
第三节	股骨髁上骨折	(260)
第四节	股骨髁间骨折	(265)
第五节	股骨干骨折	(269)
第六节	髌骨骨折	(273)
第七节	胫骨平台骨折	(276)
第八节	胫腓骨干骨折	(282)
第九节	胫骨远端骨折	(286)
第十节	踝关节骨折	(289)
第十一节	跟骨骨折	(296)
第十二节	距骨骨折	(308)
第十三节	跖骨、趾骨骨折	(309)
第十一章	脊柱脊髓创伤	(315)
第一节	脊髓的解剖和生理	(315)
第二节	颈椎的解剖及生物力学	(319)
第三节	颈椎损伤	(325)
第四节	胸腰椎损伤	(333)
第十二章	骨盆与髌臼骨折	(353)
第十三章	脱位	(362)
第一节	脱位概论	(362)
第二节	寰枕关节脱位	(364)
第三节	颞颌关节脱位	(365)
第四节	胸锁关节脱位	(366)
第五节	上肢关节脱位	(368)
第六节	下肢关节脱位	(376)

第十四章 骨骺损伤	(391)
第一节 骨骺损伤的分类	(391)
第二节 骨骺损伤诊断特点	(392)
第三节 骨骺部位损伤的治疗原则	(393)
第四节 骨骺损伤的预后	(394)
第五节 主要部位的骨骺损伤	(395)
第十五章 周围神经损伤	(405)
第一节 概论	(405)
第二节 臂丛神经损伤	(407)
第三节 桡神经损伤	(416)
第四节 正中神经损伤	(418)
第五节 尺神经损伤	(421)
第六节 坐骨神经损伤	(423)
第七节 腓总神经损伤	(427)
第八节 胫神经损伤	(429)
第十六章 周围血管损伤	(432)
第一节 上肢血管损伤	(433)
第二节 下肢血管损伤	(435)
第三节 损伤性动-静脉瘘	(437)
第四节 损伤性动脉瘤	(438)
参考文献	(439)

上篇 总论

第一章 骨关节创伤的病理生理

第一节 骨和关节软骨的生物力学

生物力学是关于生物体内力或外力活动的科学,是力学、生物学及医学相互渗透的边缘科学,是诊断学、外科学,尤其是骨科学的理论基础的一部分。

外界施加于人体的力,相对于人体而言为外力,在外力的作用下,体内各部相互作用产生的力为人体内的力。内力与外力的概念是相对的,如股四头肌的伸膝作用就整体而言为人体的内力,但对于胫骨而言又为外力。

骨质较硬,和许多工程材料一样,具有应力—应变关系。因此,骨的应力分析方式与通常工程结构材料的分析相似。干骨易碎,发生劳损应变为 0.4%,但湿骨易碎性相对降低,发生劳损应变为 1.2%。

完整骨的骨断裂特性,很大程度上取决于组成骨组织的材料特性。完整长骨由两种结构的骨组织构成(骨皮质和骨松质),骨皮质构成长骨的骨干,在骨的两端形成较薄的壳,骨松质(即小梁骨)在干骺部和骺部与皮质骨壳内面相连续,形成立体的网状骨板和骨柱。骨小梁把骨内容积分隔为互相交通的不同容积的孔,形成不同类形的孔状结构,骨组织分为骨松质和骨皮质,是以骨孔为基础。骨孔与非钙化组织占据的容积成比例。骨皮质的骨孔为 5%~30%,骨松质为 30%~90%。

骨松质的化学成分与骨皮质相似,这两种类型的骨组织主要的区别在于骨孔的程度。可通过测定骨组织来反映骨孔的程度,即骨密度等于骨组织的质量除以组织容积(包括没有钙化的组织间隙)。

一、骨皮质

实验测定表明,骨皮质的材料特性取决于骨组织负荷或变形率。一块骨组织标本,当很快承受力时,会比缓慢受力的骨组织产生的弹性模量和极限强度大。而且,很快受力的骨组织,比缓慢受力的骨组织吸收的能量大得多。为了表示变形迅速的程度,人们多采用应变率以表示骨组织的受力过程。活性正常的骨,承受应变率一般认为低于 0.01/s。但是,在创伤性骨折的应变率可超过 10.0/s。骨材料的应力—应变特征取决于所应用的应变率,这种材料称为粘弹性材料,骨的弹性模量和极限强度大约与上升 0.06 功率的应变率成比例。

骨组织的应力—应变特征,很大程度上取决于与负荷方向有关的骨微小结构的排列。不少学者证实,骨皮质在纵向(骨单位的排列方向)比横向强度较大,硬度也较强。此外,骨标本和骨单位方向相垂直负荷易于发生骨损伤,易于发生碎裂,较小非弹性变形会产生屈服。因

而,长骨在其长轴比横轴更能对抗应力。具有弹性和强度特性的骨材料,取决于所承受的负荷方向,称之为各向异性材料。

二、拉力、压力和剪力

不少实验表明,骨皮质的特性,在某些方面与工程材料相似,张力和压力的应力—应变曲线由接近直线的最初弹性区组成。在发生损伤之前,这个区紧接着为屈服和无弹性区,即“塑性”变形。无弹性的应力—应变曲线,对于纵行排列的标本来说,反映出遍及骨结构的弥漫性与不可逆性的微损伤。在无弹性区负荷的骨组织,去除负荷后,不能恢复到原来的形状。纵向弹力模量的平均值比横向弹力模量大,约为 50%。纵向和横向排列的标本,极限强度在压力方面比拉力要大。横向负荷的标本,在压力和拉力方面都比纵向排列的标本明显减弱。此外,横向排列的标本,易于发生损伤,更易于碎裂,在屈服之后,几乎没有无弹性变形。

为了证实骨皮质剪力特性,Reilly 和 Burstein(1975)对纵行排列的方形和柱形标本进行了扭转试验,从这些扭转试验中,估算了骨组织的极限剪力程度,表明扭矩—移位曲线是非直线性的。圆形横断面标本的极限剪力强度,可用 Nadai(1950)提出的非直线性数学方法进行计算。Reilly 和 Burstein(1975)测定的成人股骨极限强度的结果总结,该结果证实了骨组织材料的极限强度取决于负荷类型和承受负荷的方向。

骨标本承受不同类型的负荷,将会产生不同的骨折类型。正常情况下,承受拉力的标本是与承受负荷方向相垂直造成的骨折类型。骨折平面所承受的应力为拉应力,纵向排列的骨标本承受拉力负荷,结果在拉应力最高的平面发生骨折。承受压力的骨标本,一般情况下在与承受负荷方向形成斜角的平面发生骨折。因为,承受压力的标本,斜面会产生明显的剪应力。因此承受压力的骨标本,会在剪应力高的平面产生损伤。

骨标本承受旋转负荷,证实能产生较复杂的骨折类型。骨折通常先从标本表面的小裂隙开始,然后沿标本轴平行走行,即在剪应力较高的平面发生骨折。最初骨折发生后,裂隙顺螺旋方向走行,通过拉应力较高的平面,最终骨折面呈斜螺旋形,形成具有特征的骨组织旋转骨折。

骨标本承受弯曲力时,在标本一侧会产生较高的拉应力,在另一侧产生较高的压应力,骨折类型和纵向排列的标本拉力与压力试验结果是一致的。横行骨折出现在承受拉力侧,而斜行骨折发生在承受压力侧。标本承受压力侧,会出现两种类型的斜行骨折。发生骨折后,形成一松动的楔形骨块。这种类型的骨折,有时称为“蝶形骨折”。压力联合弯曲负荷时,往往使斜形骨折程度加重。

三、骨松质

骨松质与骨皮质之间主要的差别是骨松质有较多的孔。骨孔的程度用前述的表观密度(apparent density)来反映。骨松质的应力—应变特征与骨皮质有很大的差异,但与很多孔状工程材料相似。骨松质的应力—应变实验表明,弹性作用开始后,紧接着发生屈服,这提示开始发生骨小梁断裂。屈服之后有一持续时间较长的高峰区,造成越来越多的骨小梁断裂。应变大约为 0.05 时,大部分髓腔即被断裂的小梁骨充填。

骨组织的强度和弹性模量,受表观密度的影响较大。实验资料表明,骨皮质表观密度约为 1.8g/cm^3 ,而大多数骨松质标本的表观密度差异较大。整个骨组织的强度,大约与表观密度的平方成正比。骨组织弹性模量大约和表观密度的立方成正比。尽管这些来自压力试验的结果相差较大,拉力试验表明,骨松质的拉力强度和压力强度大约相等。此外,骨松质的弹性模

量在拉力负荷与压力负荷方面大致相同。

拉力负荷下的骨松质应力—应变特性,与压力负荷下的应力—应变特性有显著的差异。屈服之后,骨小梁进行性断裂,造成拉力负荷很快降低,低于应变水平。以骨松质完全断裂点为界,骨松质标本可分成两端,此标本既不会承受额外的负荷,也不会吸收额外的能量。尽管骨松质的拉力强度和模量与压力强度和模量是相似的,但是骨松质在拉力负荷下的能量吸收能力明显降低。

实验结果表明,骨皮质和骨松质标本负荷应变水平在 0.0136 和 0.50 时,有能量吸收现象,骨皮质应变为 0.036 时,承受拉力和压力发生断裂,随着变形增加,不再吸收能量。骨松质承受拉力时发生完全性断裂,随着变形增加也不再吸收能量。骨松质承受压力时虽然会发生损伤,但是,随着骨变形增加,仍有大量能量不间断地被吸收。骨松质承受压力时的能量吸收逐渐增大,应变在 50% 时的能量吸收。

四、关节软骨的生物力学

关节是骨骼系统中骨与骨之间的功能性连接。关节软骨的主要功能是:①承受力学负荷,使关节负荷扩散到一个较大的区域,以减少接触应力;②润滑作用,使对侧关节面作相对运动时的磨擦力和磨损减小到最低限度。实验表明,正常关节软骨的压应力和拉应力与关节面相平行。到目前为止,软骨的压力和拉力特性较明确,但是,所承受的应力大小尚不能确切计算,软骨承受负荷的方法尚未完全明了。

(一) 软骨的负荷变形

任何部位关节软骨的硬度对其力学功能是相当重要的,可通过压痕试验测定。当关节软骨承受负荷时,会发生瞬间变形,紧接着有一依赖时间的蠕变期,即使负荷维持恒定,但压痕时间也会不断增加。在蠕变期,压痕最初增加很快,30min 后逐渐减慢,增加率很慢,1h 后达到平衡。当负荷去除后,原有的软骨厚度恢复。正常情况下,单一软骨面上的局部压痕程度不同。例如,股骨头软骨最硬区位于股骨头向头分布形成的带状区中,并向前面和后面延伸形成环状,带状区的直径与髌臼相对应的髌臼软骨轮廓相似。最软的软骨位于股骨头小窝周围。

软骨被认为具有弹性特征,在承受负荷后 2min 内就会发生变形,将负荷很快去除后,大约 90% 以上的瞬间变形可瞬间恢复。在正常步态周期中,承受负荷时间在 0.5s~1.0s,承受负荷的高峰低于 0.5s。

瞬间变形的第一阶段,会引起软骨轮廓的变化,但是,不会改变其容积,这是由于软骨基质和胶原纤维瞬间运动的结果,而不是基质内水流动的结果。在第二阶段,即使在承受压力保持恒定的情况下,软骨变形也会随时间延长而加重,这种现象称之为“爬行”,与基质内水的流动有关。如果对软骨缓慢地施加负荷,并维持恒定,在长期站立时,由于液体被挤出,组织变形将随时间持续而加重。消除负荷后,如果有充分的时间使组织获得足够的液体,那么组织就可以恢复原来状态。

正常软骨的渗透性是很低的,浸透性越低,在承受负荷时液体的流动阻力就越大。液体通过如关节软骨这样的多孔介质有两种主要的力学方式。一方面是应用压力梯度,也就是使软骨标本上面的压力大于下面,这样可使液体通过多孔的固体基质;另一方面,如果将饱含液体的软骨标本放在坚硬的多孔装置下挤压,也会发生液体流动。在这种情况下,液体的流动是由于挤压变形降低了蛋白多糖大分子的溶解度,并导致局部压力增加所致。这种压力梯度是引起液体从软骨组织内渗出的动力。在正常关节的关节软骨上这两种机制同时起作用。关节软

骨具有一个机械反馈调节机制来阻止所有组织间液流出,这个生物力学调节系统与正常组织的营养需要、关节的润滑、承载能力和软骨组织的磨损程度有密切关系。

(二) 软骨的张力特性

软骨承受张力负荷与关节软骨面相平行时,其硬度和强度与胶原纤维平行于张力方向排列的范围有密切关系。胶原纤维是抗张力的主要成分,张力继发于压力的作用,与关节面相平行。软骨表面胶原纤维主要的排列方向与压力垂直于关节产生的最大表面张应力相一致。

张力强度随关节面下的深度增加而减小。在软骨表面区,胶原纤维主要的排列方向与主要的张力方向和劈裂类型相平行。用一锐利锥刺关节面时,由于关节面纤维排列类型是有秩序的,会产生一拉长的裂口,而不是圆孔。关节软骨的劈裂类型表明,表浅区胶原纤维的排列方向和最大的张应变方向,都是由磨擦和压力产生的。但是,磨擦产生的张应变相当小,这是因为在软骨性关节面之间的相互磨擦作用较低之故。平行于关节面的张力,主要继发于压力。

邻近微纤维形成区的正常软骨区,胶原纤维表面的张力强度较低。远离损伤区的软骨仍保留其张力特性。

在正常软骨,张力强度主要取决于胶原纤维含量的多少和纤维排列的次序,而与张力强度和糖蛋白的含量之间无关系。

(三) 关节内应力分布

通常作用在关节软骨的应力是每平方米 $1.4 \times 10^6 \sim 3.5 \times 10^6 \text{ N}$ 。在通常的行走步态中(每分钟频率为 60 次),髋关节的负荷量从零增加至体重的 5 倍。经软骨传递的力至少占骨松质的 1/10。软骨、骨松质和关节周围软组织都能使力的强度衰减。关节软骨尽管很薄,但对衰减力的强度不可忽视。软骨具有吸收振动的作用,使骨免受应力损伤。如果没有软骨,就会引起骨损伤的应力点,增加骨的接触应力,例如在髋关节,应力可增加 3 倍。而且,造成骨与骨的接触,接触应力接近骨极限强度的两倍。这种应力能引起骨松质孤立骨小梁的疲劳性损伤。

实验表明,当髋关节承受 2000 次负荷周期,软骨会遭到严重的振动和溃疡形成,使软骨和软骨下骨均发生不可恢复性变形,最初软骨变软变薄,最终逐渐完全消失,造成骨较广泛损伤。

基质内的液体压,形成于胶原纤维内的张应力,在软骨表浅区,纤维排列方向与其表面相平行,使表浅区的张应力强度和刚度增加。这种应力的产生有四种可能的方式,即研磨、滑动、压力和液体压。

关节软骨的应力分布,在中间区和深部区不同于表浅区。当软骨面承受负荷时,基质内的液体向侧面移动,与胶原纤维网状结构的抗力相遇,产生平行于关节软骨面的张应力。应力大小和方向,取决于承受负荷的部位和程度。因为承受负荷的部位随关节运动的范围变化很大,因而应力的大小和方向也有所不同,在不同方向均可发生张应力。软骨最深层区的胶原纤维具有垂直排列的倾向,因而这部分胶原纤维还有另外一种将基质固定于软骨下骨的功能。

关节负重面由两层薄的软骨构成,其间有一层极薄的滑液相隔。软骨坐落在比较厚的骨松质垫子上。要减少软骨承受的压力,就需要把负荷分布在尽可能大的接触面上。软骨下的骨松质虽较硬,但能发生足够的变形和最大限度的负重接触面,使关节充分地适应负荷。

关节软骨主要是个负重面,且把承受的压力传给下面的骨床。干骺部的软骨下骨松质有两种作用:①负重较大时由于骨骼变形,关节获得最大的接触面,负重面积也较大;②骨松质的排列呈放射状,把大部分的应力向下传递给骨干。

小梁骨的变形也吸收一些小的震荡和减少能量。自然也能发生小梁骨的微骨折。骨折的

能量被骨组织吸收。只要显微骨折发生的频率比愈合率低,骨松质的可变形性就不会有明显的改变。因为软骨下骨对关节适应负重有重要作用;软骨下骨若失去顺应性,关节应力就增加,导致关节软骨的应力局部高度集中。

(四)关节软骨的粘弹性

软骨中有两种成分对承受负荷起重要作用,即蛋白多糖和胶原。前者能保留软骨基质中的水分,能调节水的流动;后者组成基质内的张力,维持蛋白多糖的含量。软骨承受负荷时,在基质内产生液体压,蛋白多糖影响软骨组织对压力负荷的反应。组织对压力的反应取决于基质内液体的流动,蛋白多糖维持和调节水的流动,因而决定了软骨的压力特性。

软骨基质中的胶原和蛋白多糖的嗜水性很强,软骨中水分较多,负重时水分和小分子溶质受压,从基质“小孔”流出,软骨变形,这些“小孔”越压越小,所以软骨受压时水的流失在初期比后期快得多。软骨如同吸满了水的海绵,其变形与失去的水量有关,因恒定的负荷挤压产生非线性形变。起初水分容易流出,形变也快。

此系统的第二个特性是,变形与承受外力的速度有密切关系。挤压越快,水分越难流出;挤压越慢,水分越容易完全流出。这种与施加外力速度有关的形变和普通工程的固体形变不同。例如木头和金属在一定应力的作用下,有弹性地发生一定量的线性形变。软骨的形变在于水分的丧失,不呈线性。这种有赖于应变率的形变叫作粘弹性。

软骨的嗜水性基质有助于保留水分,产生内压力。在压力平衡下的负荷叫做流体静压力,能负荷高压屈服应力。

(五)关节软骨的磨损力学

磨损是通过机械作用去除固体表面的物质,像磨擦一样,磨损也分两个部分:承载面之间相互作用引起界面磨损和接触体变形引起的疲劳性磨损。如果两承载面接触,可因粘连或研磨而产生界面磨损。虽然化学、酶和代谢因素能降低关节软骨的屈服强度,但要磨损到骨骼外露却需要机械力。

从力学观点,可把软骨纤裂分为:开始、延伸和物质丧失。由表面切线纤维层开始的裂隙和破损,根据定义是张应力先把结构拉断。由于关节润滑得很好,作用在关节面上的剪力对于软骨磨损只不过起到次要作用。实际上通过关节的主要负荷是压力。如果整个关节软骨面受到平均一致的压力,就不存在张应力,但并非如此,任何时候只有一部分关节面负重。由于关节面是连续的,若一处受压另一处不受压,连接两者之间的组织就受到张力牵拉,这样负荷区的边缘就产生张应力。

关节软骨对抗断裂的力量较强。关节软骨的纤维是胶原,无论负重与否,一般表面纤维与表面呈切线,能对抗拉力。尽管如此,反复的正常负荷也能造成伤害,例如常见的老年人关节边缘纤裂就是这样。

一旦出现软骨面超微结构损害和质量损耗,软骨的表面层即变软,渗透压增加。在这种情况下,液体流动的阻力减小,使液膜中的液体通过软骨而漏泄。这种液体的流失增加了不光滑软骨面紧密接触的可能性,从而进一步加剧了研磨过程。

即使承载面润滑作用良好,由于周而复始的反复变形可发生疲劳性磨损。疲劳性磨损的发生是因为材料反复受压而产生微小的损伤累积而成。虽然施加应力的量级远小于材料的极限强度,但如果经常施加应力最终可发生磨损。

软骨承受持续性较重的负荷时,可引起大量的水分从组织中丢失,产生较大的压力性变

形。这种长时间承受负荷,可使关节软骨发生蜕变和软骨细胞坏死。

承受周期性张力和压力时,胶原网状结构可发生断裂。一般认为,承受负荷较轻,但周期性负荷时间长时,就可引起疲劳断裂。承受周期性负荷时比承受单次负荷更易发生损伤的材料,称为易疲劳性材料。软骨组织就是易疲劳性材料。

未负荷时,胶原中的中央带纤维排列紊乱,受压时就沿张力线改排成最适宜对抗裂隙延伸的式样。如因酶变性或细胞代谢削弱了这一结构,反复正常的应力也能造成断裂。不然,裂隙延伸需要大的应力。这种大的局部张应力集中,可能发生在软骨内的压应力不均等的地方。若软骨因先天性或发展异常有结构或几何学上的改变,或在软骨修复期,即可发生这种现象。

软骨所承受不均等的压应力不单因自身结构的不规则,也来自下面和软骨紧连的软骨下骨中不均等的应力。正常软骨的结构,就是在最深层也能防止很大的应力梯度。在比较容易变形的关节软骨和坚强的骨松质之间,夹着一层具有中等弹性模量的钙化软骨,它能协助平稳地传递应力。胶原纤维的最深带穿过这些板层,起着稳定和支撑作用。软骨和钙化床之间的连接并非平直而呈波纹状,这就扩大了表面面积,增加了传递应力的能力,但不扩大从剪力而发生的张应力。尽管如此,某些关节在自然负重时,关节面临接区的深层也能发生显著的剪力差。

疲劳磨损是由于软骨组织的反复变形,它是显微损害的积累,磨损应力虽不大,但反复磨损可扩大应力的量值。反复对胶原蛋白多糖基质施加应力可引起以下成分的破坏:①胶原纤维;②蛋白多糖大分子网;③纤维和原纤维基质之间的界面。软骨疲劳的一个最普遍的假设是由于胶原纤维支架受拉断裂。但也观察到,由于年龄和疾病造成软骨蛋白多糖的分布发生巨大变化,这些变化可被认为是软骨组织累积性损伤的原因。

(六)关节软骨的润滑作用

从工程学观点看,只有两种基本的润滑类型:界面润滑和滑液润滑。界面润滑是依靠化学吸附于接触体表面的单层润滑分子来进行。在做相对运动时,承载面受到相互滑动润滑剂分子的保护,防止因表面不光滑而发生粘连和研磨。界面润滑与润滑剂的物理性质(粘滞度)或接触体的物理性质(刚度)基本无关。

一个关节面在另一个关节面上滑动,在接触面上产生摩擦力。摩擦力 F 与负荷或重量 w 的比率称之为摩擦系数 u ,即 $u=F/w$ 。摩擦系数无单位,用以对比各种负荷的摩擦阻力,而不受接触面积大小的影响。

当两个相对应的关节面无润滑作用时,相互间的滑动形成的摩擦会造成关节面的高低不平,在其粗糙面上产生许多小的突起物。两端最高的突起物能形成相互接触,在滑动时可造成折断。关节面间的干摩擦系数,取决于接触面的范围和接触点的剪力强度。当负荷增加时,接触面积增加,摩擦也相应增加。塑料间的干摩擦系数为 $0.1\sim 0.3$,金属间为 $0.3\sim 0.8$ 。

润滑剂把接触面隔开,减少彼此作用的剪力。滑液润滑的关节软骨间的摩擦系数是 0.002 ,比钢轴承的活动容易 100 倍,比塑料对金属全髋关节置换的活动容易约 30 倍。一个充分润滑系统的特性是,在负荷情况下,润滑剂总得保留在负荷面间不被挤出,否则效能减低。

滑液嵌在滑动面之间时,既可发生液膜润滑,又可产生界面润滑,或两个润滑机制均发挥作用。

在液膜润滑时,一层较厚的润滑剂膜(与界面润滑剂分子厚度相比)使两个承载面之间产生较大的间隙,使两个承载面完全被液膜分隔开来,运动的阻力产生于液体的粘滞性。这层液

膜的压力可支持承载面上的负荷。当承载之间无相互滑动时,这种压力可由外部提供的压力所产生,称之为流体静力润滑。如果接触面在切线上移动,而且液体形成会聚角,那么液体的粘滞度可将液体承载面间产生一种上举压力,这种机制称流体动力润滑。纯液膜润滑的摩擦系数较低,为 $0.001\sim 0.01$,这对维持液膜是必须具备的或是必不可少的条件。如果承载面之间做相互垂直的运动,液体就会从两个承载面之间的间隙中被挤出,这种润滑机制在于自身压迫的流体静力现象,又叫作压渗润滑。这种挤压液膜的润滑过程虽然不能长时期地支持负荷,因液膜最终将变得极薄,而使两个不光滑的关节面相互接触,然而,这个机制却足以在短期内承受很高的负荷。

在压渗润滑中,液体不是由后向前推入接触面之间,而是从接触面本身挤压出来。关节负重时接触面的润滑剂受压,软骨变形,软骨基质内的液体被压渗到临近接触面的周围。

两个有顺应性的面相对滑动时,水平地允许一些变形,减少摩擦阻力。可以认为这是对润滑作用的一个额外辅助,称为弹性流体动力现象。弹性流体动力效应帮助降低关节内的摩擦系数,负荷面的弹性帮助负荷面的边缘打褶,使液体保留在即将负荷的接触带。

在关节运动的正常周期,大部分负荷和运动期的两种润滑机制都有作用,由占优势的界面润滑转变为占优势的压渗润滑,再转回占优势的界面润滑。

界面润滑时,每一负重面被滑液中的一薄层大分子包裹,大分子为糖蛋白,因化学作用吸附在关节面上,形成一界面层,很适宜在另一对应相滑动,这对降低软骨间的摩擦是很重要的。当负荷过量时,这种功能停止。典型的界面摩擦系数为 $0.05\sim 0.15$ 之间。许多动物的负重关节润滑作用均涉及液膜和界面润滑。

能提供粘滞性的滑液成分是玻尿酸盐,为多糖类物质,有时称为玻尿酸。粘滞性增加了液体本身对剪力的阻力,因而粘滞性较低的液体,摩擦系数也较低。滑液组织的自身摩擦主要由玻尿酸盐润滑,玻尿酸盐附着在滑膜组织上产生界面润滑。滑液具有胶质变凝性的特性,使滑液形成大的玻尿酸盐分子。液体流动时,这些笨大的分子产生剪力,助长各分子相缠累和捕捉。移动这些分子,消耗一定的剪力,这就是流体的粘性。

玻尿酸盐分子牢固地附着于滑膜面,使滑膜面分离,形成界面润滑。玻尿酸盐的主要作用是界面润滑。滑膜组织的润滑与润液的粘滞度无关,因为,粘稠的溶液没有玻尿酸盐,对滑膜面的润滑是不适宜的。

受压软骨形成的压渗液,主要为水和小的离子,穿过大约 $60\text{\AA}$ 的小孔,从软骨的组织中被挤压渗出到关节间隙。小孔仅允许小的分子通过,软骨基质中的大分子不能通过。软骨像一块自压性海绵,当承受压力时,液体流出,当压力解除时,液体又流回软骨。压渗多半发生在紧靠近接触区的周围,此处所承受的压力较低。这种机制称为自压流体静力润滑。关节相对活动压迫软骨,关节面间形成压力液膜,此液膜由原来的滑液和挤出来的软骨组织液组成。

承受负荷时,软骨间隙液内形成的流体静力压能对抗润滑剂内的压力,使润滑剂贴附在变形区的表面。这样防止了润滑剂经软骨的小孔进入软骨,保留和提高了玻尿酸盐分子,认为能增强润滑作用。

当软骨丧失其弹性时,压渗作用降低,摩擦阻力和磨损增加。正常动物的关节,摩擦系数随负荷量的增加而降低。这种现象可用压渗和增强润滑的机制解释。(王 文)