

● 主编 刘玉军 丁国良 燕树义 岳明美

# 人工髋关节置换术 及其并发症的防治



*Rengong Kuanguanjie Zhihuanshu*  
*Jiqi Bingfazheng De Fangzhi*

第二军医大学出版社

# 人工髋关节置换术 及其并发症的防治

主编： 刘玉军    丁国良  
      燕树义    岳明美

第二军医大学出版社

**图书在版编目(CIP)数据**

人工髋关节置换术及其并发症的防治 / 刘玉军, 丁国良, 燕树义, 等主编.

—上海: 第二军医大学出版社, 2007. 12

ISBN 978-7-81060-760-5

I. 人... II. ①刘... ②丁... ③燕... III. ①人工关节: 髋关节-移植术(医学) ②人工关节: 髋关节-移植术(医学)-并发症-防治 ③人工关节: 髋关节-移植术(医学)-并发症-护理 IV. R687.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 151244 号

出 版 人 石进英

责任编辑 曹 静 孙 岩

**人工髋关节置换术及其并发症的防治**

主 编 刘玉军 丁国良 燕树义 岳明美

第二军医大学出版社出版发行

上海市翔殷路 800 号 邮政编码: 200433

发行科电话/传真: 021-65493093

全国各地新华书店经销

江苏句容排印厂印刷

开本: 787×1092 1/16 印张: 19.25 字数: 465 千字

2007 年 12 月第 1 版 2007 年 12 月第 1 次印刷

ISBN 978-7-81060-760-5/R · 604

定价: 50.00 元

## 编写人员名单

主编：刘玉军 丁国良 燕树义 岳明美

编者：李学民 李 伟 刘凤丽 张丽华 杨振国 洪 生 郭树芳  
陈桂英 陈胜娥 张 琪 刘 宁 周义娥 李春艳 吉旭彬

王俊荣 苏佳灿



## 第一章 人工髋关节置换术的发展史 // 1~9

- 第一节 人工全髋关节置换术的回顾和进展 // 1
- 第二节 全髋关节表面置换术的历史与现状 // 4
- 第三节 无柄人工全髋关节置换术 // 6

## 第二章 髋关节的应用解剖学 // 10~26

- 第一节 髋关节的动力系统 // 10
- 第二节 髋关节的稳定构架 // 16
- 第三节 髋关节的血液供应 // 20
- 第四节 髋部的神经支配 // 25

## 第三章 髋关节的生物力学 // 27~35

## 第四章 人工髋关节置换的围术期处理 // 36~44

## 第五章 人工髋关节的切口选择 // 45~51

## 第六章 人工股骨头置换术 // 52~56

## 第七章 人工全髋关节置换术 // 57~120

- 第一节 人工全髋关节的选择 // 57
- 第二节 人工全髋关节置换术适应证和禁忌证 // 71
- 第三节 人工全髋关节置换手术工具及其改进 // 81
- 第四节 人工全髋关节植入术中固定角度判定 // 85
- 第五节 人工全髋关节置换术 // 88
- 第六节 使用模板选择假体规格 // 106
- 第七节 术中常见的意外和困难处理 // 108

## 第八章 骨水泥及其临床应用 // 121~134

- 第一节 骨水泥的理化性能 // 121
- 第二节 添加剂对骨水泥机械特性的影响 // 126
- 第三节 骨水泥临床应用 // 127
- 第四节 假体表面PMMA预涂层 // 131



# 目 录

第九章 术后血肿 // 135~138

第十章 跛 行 // 139~142

第十一章 神经并发症 // 143~154

第十二章 关节周围骨化 // 155~162

第十三章 血管损伤 // 163~177

第十四章 疼 痛 // 178~186

第十五章 转子问题 // 187~195

第十六章 下肢不等长 // 196~202

第十七章 假体周围劈裂、股骨干近端骨折和穿孔 // 203~212

第十八章 感 染 // 213~226

第十九章 全髋关节置换术后脱位 // 227~241

第二十章 下肢静脉炎、浅静脉栓塞和下肢深静脉血栓形成 // 242~259

第二十一章 急性肺栓塞 // 260~270

第二十二章 全髋关节置换术后股骨近端应力遮挡 // 271~281

第二十三章 内毒素与人工关节无菌性松动 // 282~286

第二十四章 骨溶解与假体松动 // 287~292

第二十五章 无柄人工髋置换术 // 293~297

第二十六章 人工髋关节置换术患者的护理 // 298~300

# 第一章 人工髋关节置换术的发展史

## 第一节 人工全髋关节置换术的回顾和进展

全髋关节置换术的发展主要依赖于假体材料、假体设计、假体固定方式、外科技术和手术器械及检测手段等几个方面的改进和提高。

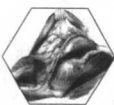
### 历史回顾

Charnley 首次发表其论文至今已有 32 年, 由于他对现代全髋关节置换的巨大贡献, 而被尊称为全髋关节置换的奠基人。全髋置换术的早期, 感染被认为是最重要的并发症, 发生率为 1%~15%, 目前初次全髋置换术后的感染率已控制在 1% 左右, 而术后 10 年骨水泥固定的髋臼和股骨假体松动需行翻修手术的比例已大于 10%, 甚至达 1/3。松动的诊断包括临床松动和 X 线片上的松动。临床松动的诊断主要根据疼痛等症状。关于 X 线片上的松动诊断标准, 一般认为: ①假体周围透亮区大于 2 mm, ②假体移位大于 4 mm, 只要符合其中一条便可诊断为松动。许多患者有临床症状或经翻修手术证实为假体松动, X 线片上却无松动征象, 而许多 X 线片上已诊断为松动的患者却无临床症状, 故松动诊断应以临床症状为主要依据。Kavanagh 研究了骨水泥固定的假体松动率 (包括髋臼和股骨假体) 与术后时间的关系, 术后 1、5、10、15 年临床和 X 线片上的松动率分别为 0.9%、3.0%、4.1%、13%、8.9%、19%、12.7% 和 32.0%。松动分为早 (5

年之内)、中期 (5~10 年) 和远期 (10 年以上) 松动。全髋置换术后早期松动发生率低, 而 Charnley 的低摩擦关节和低黏滞性骨水泥技术及 Harris 对骨水泥技术的改进又解决了中期假体松动问题, 但远期假体松动仍是全髋置换术后的主要并发症。引起松动的原因一般认为磨损碎屑和应力遮挡所造成的骨吸收、骨丢失和落骨, 最终导致假体松动失败。20 世纪 70 年代末和 80 年代初, 生物性固定的全髋关节置换术成为一种时髦, 许多人认为骨组织和纤维组织长入假体牢固固定, 可防止假体松动。但近来研究表明, 随着时间的延长, 生物性固定的假体松动发生率逐渐增加, 最后与骨水泥固定的假体松动率几乎一致。

### 应力遮挡和骨吸收

正常状况下, 股骨独立承重, 当插入股骨假体后, 同样大小的重力则由股骨和假体分担, 于是就产生了应力遮挡, 根据 Wolff 法则, 相对于正常状况而言, 股骨所受应力减少, 必然导致骨质通过孔隙增多, 或通过皮质变薄而与之相适应。许多作者根据对骨 X 线片的研究, 认为术后几年之内, 股骨假体周围骨吸收现象将减少或停止。McCarthy 用双能量 X 线骨密度仪测定全髋置换术后股骨假体周围的骨密度和骨矿物含量, 发现术后 3 年假体近远端周围骨丢失分别为 40% 和



28%，而术后 7~14 年分别为 47% 和 49%。这说明假体周围骨吸收是由近至远地进行，且至少持续至术后 7~14 年，因为以往的 X 线测定法在骨丢失小于 30% 时，很难准确测定其改变，而双能量 X 线骨密度却能检测出 3%~5% 的骨丢失。

股骨假体柄周围骨的应力遮挡程度与界面的结合特性和假体柄的刚度密切相关。而骨吸收程度，不仅取决于假体的绝对刚度，更重要的是取决于假体与股骨的刚度之差。假体的刚度又与材料的弹性模量和假体柄的厚度有关。Morscher 等认为等弹性假体可以减少或消灭应力过度集中和应力遮挡所致骨吸收和假体松动。他们随访了 5.5 年共 627 个非骨水泥固定的等弹性假体，无 1 例发生无菌性松动。Engh 等通过减少假体的厚度代替降低弹性模量来达到降低假体刚度的目的，假体柄刚度的降低，虽然减少了应力遮挡，能够防止严重的骨吸收现象，但柔韧的假体柄在柄的近端与骨之间产生较高的界面应力，这就导致界面结合不牢和相对活动可能引起假体松动。于是这两者之间发生矛盾。Huiskes 将应力适应性骨重塑理论和有限元模型结合起来，作出两条曲线，一条为界面应力曲线，一条为应力遮挡曲线，然后找出一个最适的刚度，这样既能减少应力遮挡，又具有较小的界面应力。

### 磨损碎屑与溶骨

假体磨损与人的活动度有明显关系。其中男性、年龄和体质量是危险因素。磨损的另一个诱因是界面微动，这里界面包括假体与骨水泥、骨水泥与骨、假体与骨和涂层与底物之间的界面。磨损碎屑的类型包括高分子聚乙烯、骨水泥和金属。Betts 等通过测定金属含量与假体周围组织反应的情况，认为聚乙烯和骨水泥碎屑是引起溶骨的主要原因，而金属碎屑仅起次要作用。碎

屑产生的主要部位是关节表面，另外界面也可产生少量碎屑。Charnley 等采用放射法测定 Charnley 型髋臼假体内面的磨损率为  $0.1\sim 0.19\text{ mm/年}$ 。这相当于每年每个关节内产生  $2\times 10^7\sim 4\times 10^{10}$  个直径小于  $10\text{ }\mu\text{m}$  的 UHMWPE 碎屑。大量碎屑的累积导致术后假体周围的溶骨主要发生在 10 年以后。Lombardi 的实验表明，与钴铬合金和不锈钢股骨头相比，钛合金股骨头更易磨损，因此他提倡使用氮离子渗透钛合金股骨头，以便增强其耐磨性。氮离子渗透厚度一般为  $0.02\sim 0.2\text{ }\mu\text{m}$ 。

在磨损碎屑导致溶骨过程中起关键作用的是巨噬细胞。磨损碎屑致假体松动的界面纤维膜中存在大量的巨噬细胞，其中小的碎屑被巨噬细胞吞噬，而数百微米的大碎屑将被巨噬细胞包裹或吞噬。巨噬细胞吞噬碎屑后自身变大并被激活释放大量的炎性和溶骨因子，其中较重要的有白介素 1、肿瘤坏死因子  $\alpha$ 、转化生长因子  $\beta$ 、氧自由基、胶原酶等。最终导致异物肉芽肿反应、假性纤维薄膜形成和溶骨。

### 表面多孔假体

20 世纪 70 年代后出现了大量有关多孔材料和骨组织长入髋关节假体的文章，主要内容包括：

#### 表面多孔假体的制作工艺

其工艺包括烧结、扩散焊接和等离子喷涂。烧结是一个高温过程，在高温条件下，分子与分子和分子与底物间在接触点不密合，于是在假体表面产生多孔结构，但它降低假体的抗疲劳强度为 20%~40%。扩散焊接与烧结相比温度较低，在形成表面多孔结构时需与加压相结合，它产生的切迹样缺陷 (notch-sensitivity) 也降低假体的抗疲劳强度。等离子喷涂是在电场作用下用热等离子火焰



融合金属颗粒,同时通过气体的传导与基质紧密结合,在假体表面产生网织状孔隙,它同样产生切迹样缺陷,也降低假体的抗疲劳强度。目前国内外较多采用等离子喷涂。

### 骨组织长入的最佳孔径及固定强度

假体固定强度与骨组织长入的量和质有关。Klatwitter 等的实验证实骨长入假体的最小孔径是  $100\text{ }\mu\text{m}$ , Boby 等的实验也表明,孔径为  $50\sim 400\text{ }\mu\text{m}$  的钴铬钼表面多孔假体的固定强度小于孔径为  $400\sim 800\text{ }\mu\text{m}$  的假体的固定强度,但当孔径大于  $400\text{ }\mu\text{m}$  时,假体本身的抗疲劳强度明显降低。因此,骨组织长入表面多孔假体的最佳孔径为  $100\sim 400\text{ }\mu\text{m}$ 。在最佳孔径范围内,虽然表面多孔假体的早期固定强度小于骨水泥固定的假体。但至 2 周时,表面多孔假体与骨界面间的结合强度已相当于松质骨的强度 ( $1.4\sim 1.6\text{ MP}$ )。卢世壁用犬做实验显示无骨水泥固定珍珠面人工股骨头假体与骨间结合强度于术后 1 个月大于骨水泥固定组。

### 影响骨组织长入的因素

在关节置换术后的早期,表面多孔假体与骨间的相对活动大于骨水泥固定的假体,而假体与骨间的相对活动决定长入表面多孔假体的组织类型。Pillar 等报道假体与骨间的相对活动小于  $28\text{ }\mu\text{m}$  时为骨组织长入。而大于  $150\text{ }\mu\text{m}$  时则为纤维性固定。Bruke 也提出只有在界面相对活动小于  $40\text{ }\mu\text{m}$  时,骨组织方能长入孔隙中。在界面稳定情况下,假体周围植骨、假体表面羟基磷灰石处理及对假体的直接电刺激均能诱导骨组织长入表面多孔假体。相反,任何延缓骨折愈合的因素均能抑制骨组织长入。

### 股骨假体的设计

主要考虑假体的早期稳定性和假体至骨的最佳应力传导两个因素。为了达到这两个

目的,钛合金和钴铬钼合金一直被采用,其中钛合金的弹性模量更接近于股骨的弹性模量,但钛合金的耐磨性稍差。

目前所采用的股骨假体主要有弯柄和直柄两大类,弯柄因它的解剖吻合性和较好的抗剪切强度而被更多的人所使用,而直柄较多用于股骨解剖结构有变异的患者。围领 (collar) 的应用也是争论的问题之一。围领能够增加应力传导,减少早期的界面活动,但也使假体与骨间难以达到最大程度的嵌合。假体柄的表面多孔比例也没有一个确定的合适的值,但研究表明,表面多孔范围的增加将产生更多的应力遮挡,导致骨吸收增加,故戴克戎等主张表面多孔的长度为近侧  $1/3\sim 1/2$ 。一些欧美国家已开始试用定制假体,虽然这项工作还存在一些问题,但将是今后的发展方向。在设计髋臼杯时,也常利用刺突、支托和钉加强固定,减少早期界面活动,但螺钉等的应用也相应地增加了磨损概率。

### 生物活性材料涂层假体

Hench 于 1963 年首先利用生物活性材料作为假体,20 世纪 60 年代后期,多孔陶瓷开始被研究,70 年代末开始进行大量的动物实验。陶瓷的主要优势在于生物相容性好,能诱导骨组织的长入,但由于其硬度和抗疲劳强度不够,不适宜单独用作假体,目前研究最多的是用其作表面涂层材料来诱导骨组织的长入。

表面薄层技术:普遍采用的是等离子喷涂,目前主要用作表面深层的生物活性材料有羟基磷灰石 (HA) 及 HA 的转化形式三磷酸钙 (TCP) 和两者的混合物等 3 种。究竟哪种更好尚无定论。表面涂层太厚影响假体本身的强度,而太薄又难以发挥 HA 等生物活性材料诱导骨组织长入的优点,故最佳涂层厚度约为  $50\text{ }\mu\text{m}$ 。Smith 测定 HA 涂层假体的疲劳强度和骨折强度,结果表明金属底物



的疲劳耐受极限仅轻度降低。梁世伟通过电镜观察证实 HA 生物活性微晶玻璃材料具有使骨组织沿着材料的表面生长和向材料内生长的性能。Soballe 的实验得出相同的结论,同时证明假体与骨间的拔出强度增加,并且可用涂层加表面多孔假体替代表面多孔假体加假体周围植骨,弥补了假体与骨间微间隙难以完全用植骨充填的缺陷。

HA 涂层诱导骨组织长入的机制还不十

分清楚,其可能机制为假体表面的 HA 不断地溶解,大量的  $\text{Ca}^{2+}$ 、 $\text{P}^{3+}$  进入界面间的液体媒介,而界面中的  $\text{Ca}^{2+}$ 、 $\text{P}^{3+}$  又不断地沉积和再沉积到 HA 表面,且沉积不断向外扩展。同时离子交换改变了界面的电势能,不断地刺激干细胞增生,分化为成骨细胞,于是骨组织长入 HA 内。

总之,人工全髋关节在迅速发展的同时,还有许多问题亟待解决。

## 第二节 全髋关节表面置换技术的历史与现状

作为全髋关节置换 (THR) 的一种替代技术,全髋关节表面置换 (THSR) 通过保留股骨头、颈骨块而恢复髋关节正常的生物力学特性及关节稳定性,并由于未破坏股骨髓腔结构而具有易翻修的潜力。在长达半个多世纪的技术发展时期,通过不断积累经验,其假体系统在材料、设计及固定方法等技术参数方面获得长足改进,但仍存在尚待解决的问题。新一代金属—金属全髋表面假体系统的问世是髋关节置换术的一个重要里程碑,在不到 10 年的临床随访中的早期疗效非常满意,但中长期疗效尚不确定,尚待与其他方法作进一步长期的随机化对照性研究。

Smith-Petersen 在 1948 年最初构想出杯形关节置换技术。在此基础上,20 世纪 50 年代,Charnley 开始应用非骨水泥型 Teflon 材料制成的双杯假体施行全髋关节表面置换 (total hip surface replacement, THSR),但由于假体迅速发生磨损并引起机体强烈的组织反应,导致假体松动及手术失败。60 年代中期,Muller 等最先应用第一代压配式金属—金属 (钴—钨—钴) THSR 系统,早期结果虽满意,最终却因假体松动而废弃。至 70 年代中期,骨水泥型金属—聚乙烯双杯假体术后早期疗效非常满意,因此其应用在全球盛行。

大部分表面置换假体系统用于治疗活动量较大或年轻的发育性髋关节异常 (DDH) 或股骨头坏死患者时,受到严峻挑战。Howie 等报道表面置换假体早期疗效令人鼓舞,但长期结果常令人失望。故自 20 世纪 80 年代开始大部分地区逐渐废弃该项技术。Amstutz 等相继报道,THSR 术失败原因很多,假体磨损碎屑导致骨溶解是失败的主要原因,而并非在于较大的摩擦力矩、股骨颈骨折或股骨头坏死。Home 等对 THSR (Wagner 假体) 术后骨标本行组织学分析,发现聚乙烯磨屑与巨噬细胞的吞噬反应甚至出现在固定牢靠的假体的骨与水泥交界处。Amstutz 等对 Ficat III 期或 IV 期较早阶段股骨头坏死患者行半髋表面置换 (HSR),进一步证实聚乙烯磨屑在固定失败中的作用,但在缺乏聚乙烯假体的条件下,术后未发生假体松动或骨溶解现象的时间超过 15 年以上。因此,骨性关节炎或股骨头坏死的年轻患者的治疗问题及延长重建假体的寿命问题,促使全球广泛对低磨损率的金属—金属髋关节表面置换 (MMSA) 重新予以关注。

### THARIES 系统的应用

THARIES 系统于 1973 年在美国洛杉





矶、加利福尼亚大学医学中心 (UCIA) 发展并应用。该系统由骨水泥型钴—钼—钼股骨假体和聚乙烯髋臼假体组成。虽旨在保留大量的骨组织,但在一些情况下,植入聚乙烯髋臼假体及丙烯酸骨水泥时必须磨掉比计划更多的髌骨组织。其特性之一是对专用器械的设计与改进,特有的股骨颈中心定位装置在避免皮质骨的破坏中发挥着重要作用。1975~1984 年间, UCLA 应用 THARIES 系统临床治疗 322 例 (平均年龄 51 岁), 随访时间 117 个月, 结果显示无菌性松动的例数占总失败例数的 97%, 其中髋臼杯松动占 50%, 股骨杯松动占 37%, 两者均松动占 10%, 另外安装了更大型号假体的男性比女性获得更长的假体寿命率。

虽然 THARIES 系统大部分发生固定失败, 但较传统的全髋关节置换 (THR) 在翻修时具有一定优势。人们也期望接受此手术的患者能从更简单的翻修术和更新、更先进的假体植入系统中受益。

## 非骨水泥型 THSR 假体的应用

由于丙烯酸骨水泥黏性较低, 1983 年非骨水泥型假体应用到 THSR 术中。髋臼假体采用圆柱状设计, 假体与骨组织紧紧压配以确保骨组织长入。临床结果显示, 该系统更易发生股骨侧骨溶解和 (或) 骨折, 与骨水泥型 THARIES 系统的结果恰好相反。所有这些结果与目前认为磨损碎屑会沿阻力最弱的途径进行渗透的假说相一致。原因是应用压配式髋臼假体后, 磨屑无法渗透进入骨盆组织, 结果股骨头成为最易被磨屑侵入的部位, 并由于骨质溶解而导致骨结构完整性的破坏, 最终引起股骨杯松动或股骨颈骨折。然而, 骨水泥型髋臼杯的骨水泥与骨交界处是磨屑最易侵入的部位, 是磨屑的储存库, 最终由于骨与水泥界面发生骨溶解而导致髋臼假体松动, 丙烯酸骨水泥却为股骨假体的

骨界面提供了较好的保护。

所有早期的 THSR 假体系统的髋臼侧均采用聚乙烯制成, 且股骨侧假体球径较大, 故对于年轻且运动量较大的患者, 这些假体系统的长久耐用性受到了限制。

## HSR 假体的应用

由于股骨头坏死的年轻患者应用 THARIES 假体和 THR 术后早期结果不太满意, 1980 年开始应用精确压配式 HSR 假体。Ⅲ期股骨头坏死患者的髋臼结构相对正常, 因此为推迟采用 THR 术式, 先选用 HSR 术便尤为引人注目。传统的半髋置换术虽可保留正常的髋臼结构, 却截除股骨头和部分股骨颈并破坏股骨干髓腔, 使得再次翻修变得异常困难。Krackow 等报道对 19 例远期股骨头坏死患者 (平均年龄 41 岁) 行 HSR 术, 术后 3 年优良率为 84%。Amstutz 等曾报道该假体 5 年、10 年、15 年寿命率分别可达 85%、67% 和 42%。Hazelwood 等研究证实 HSR 术对股骨近端可提供更接近正常的应力传导并能避免应力遮挡所致近端股骨头颈的骨质丢失。Nelson 等研究报道选用钛合金制成的 HSR 假体系统治疗股骨头坏死患者, 假体 5 年寿命率为 82%, 认为髋臼软骨磨损是所有 HSR 术失败后再次翻修的原因。Beaule 等对该系统的长期疗效进一步作出分析, 术后疼痛缓解和活动范围质量优良率为 100%, 且假体出乎意料地持久耐用, 无松动发生。其中 2 例假体寿命超过 22 年仍未翻修。

减少摩擦及碎屑的生成可使假体耐用性更持久。但惊奇的是, 即使采用钛合金制成的 HSR 假体, 仍能保持正常髋臼结构超过 15 年以上。因此, 股骨头表面假体与正常髋臼软骨的精确压配被认为是假体持久耐用并无须翻修的重要因素。

无疑, 精确压配式 HSR 假体可为股骨





头坏死Ⅲ期或Ⅳ期较早阶段的患者提供一种无须截骨,并为选用更新、更先进术式赢取充分时间的方法。遗憾的是,如果股骨头坏死进一步发展或髋臼侧同时发生炎症破坏,那么就必须进行 THSR 术。于是选用磨损率低、组织反应小的复合材料制成的假体系统,就势在必行。

### THSR 术的新纪元

自 20 世纪 80 年代第 2 代 MMSA 假体问世以来,3 种系统(德国 Wagner 等的 2 种,英国 McMinn 等的 1 种)得到广泛应用和发展。早期临床结果显示,由于这些系统在材料设计及固定方法上存在缺陷,假体固定失败率仍较高。McMinn 等应用 MMSA 术后报道,假体 7 年寿命率为 78.2%,且因固定方法不当导致髋臼侧发生无菌性松动的例数(18.2%)比股骨侧发生的例数(6.7%)要高。

基于这些结果,UCLA 于 1996 开始设计及应用第 3 代 MMSA 假体系统(Coserve Plus),旨在进一步降低磨损率及达到最佳固定。该髋臼假体无内衬,外部采用 HA 喷涂处理,压配式固定设计;股骨假体有一短柄,通过插入股骨颈中轴孔以确保股骨头假体的对线及有效固定;早期结果显示所有髋臼杯周围均未发生骨溶解现象。Amstutz 等应用 MMSA(Conserve Plus)系统治疗 36 例Ⅳ期股骨头坏死患者,平均随访 22 个月,手术失败率在文章发表时是 1%,但对远期随访资料未进行报道。Vale 等对新一代 MMSA 假体进行效价比分析并作系统性回顾,但没

有对疗效作出讨论。Amstutz 等评估 400 例患者应用 MMSA(Conserve Plus)系统后的早期疗效,患者平均年龄 48.2 岁,平均随访 3.5 年,按照 UCLA、SF-12 和 Harris 评分标准,手术前后结果改善显著;Kaplan-Meier 生存曲线显示假体 4 年寿命率为 94.4%。但该实验在设计时未采用对照组,且随访时间相对较短,虽然短期疗效令人鼓舞,可长期疗效不得而知。Howle 等最新公布一项应用 MMSA(McMinn 假体)系统的随机化实验研究结果,平均随访时间 8.5 年,THSR 组 73%需行翻修术,同期 THR 组 15%需再次翻修。作者强调了采用随机化原则的临床研究在评估 MMSA 系统疗效中的重要性。

英国新技术临床疗效评估机构对 MMSA(Conserve Plus)系统的科学资料作出系统评估报告认为:虽然该系统短期疗效显著,但在更为严格的实验中该结果能否重复,且远期疗效如何不得而知。报告建议对于新一代 MMSA 系统需采用随机化、对照实验等更为严谨的研究方法,并与金属-金属的 THR 系统进行比较,同时需作长期疗效观察,从而为临床治疗髋关节疾病提供可选择的合理方案。自 2005 年 1 月以来,相继发表了几篇关于新一代 MMSA 系统的述评及研究性论文,但均未解决诸如假体生存率、术后股骨头坏死及股骨颈骨折、磨损碎屑继发金属离子生成或腐蚀作用、并发的超敏反应以及恰当的病例选择等问题。至今,学者们仍在对这些新一代 MMSA 系统的疗效孜孜不倦地进行着更为严格的、长期的基础和临床研究。

## 第三节 无柄人工全髋关节置换术

自 20 世纪 70 年代以来,人工髋关节置换手术已广泛地应用于骨科临床。但是,尚有许多生理学和力学方面的问题有待解决。

其中,最主要的问题是置换术后人工髋关节在体内的松动。这一现象直接或间接地由于生理和力学的原因所产生,从而大大限制了





人工髋关节的远期效果。为此,上海复升医疗器械有限公司研制了一种新型无柄解剖形人工髋关节(英文名称为 A-FixTM: non-stemmed anatomical total hip prosthesis),专利号 ZL98200233.5,它是依据国人髋部骨质的特征与髋关节受力状态加以分析后设计与研制出来的,具有能和股骨上端皮质骨大面积多点支承和后期骨组织长入固定的特点。图 1-1 为其外貌形式。为了验证和揭示这种新型人工髋关节的生物力学特性,本研究模

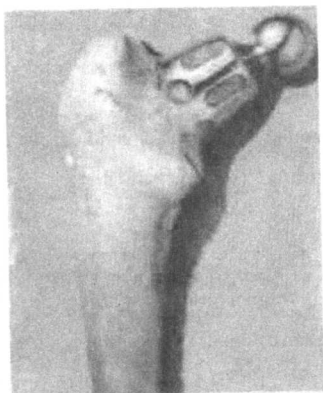


图1-1 无柄解剖形人工髋关节的外貌型式

拟无柄解剖形人工髋关节临床置换术下的早期(骨组织尚未生长)和后期(骨水泥固定模拟骨组织长入罩型人工髋内)两种情况下进行生物力学研究,分析在髋关节负荷作用下股骨颈部位与股骨干的应力强度和股骨头的松动(垂直位移与扭转角)的刚度特性。并以同等条件下的正常新鲜股骨作为对照,比较分析它们的力学特性,得到了很有意义与参考价值的科学资料。

它具有能和股骨皮质骨大面积多点支承和骨组织自然长入固定的特点。

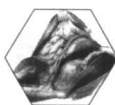
带柄人工髋关节从 1938 年有人开始试做至今已有 60 多年历史,是一个很成熟的技术。但据统计由于创伤较大仍有 1%~2% 死亡率及假体松动下沉,假体断裂及骨折诸多并发症,在此基础上,经骨科专家、工程师及材料专家的努力优化设计出无柄解

剖型人工髋关节,不切除股骨颈,保留了股骨颈的大部分,即保留了股骨颈的正常的颈干角及前倾角,符合髋关节的生物力学。

(刘玉军 燕树义)

## 参考文献

- [1] Herverts P. Hip arthroplasty revision (editorial) [J]. Acta Orthop Scand, 1992, 83: 109.
- [2] Stromberg C N. Cemented revision hip arthroplasty. A multicenter 5-9 year study of 204 first for loosening [J]. Acta Orthop Scand, 1992, 63: 109.
- [3] Beckenbaugh R D. A review of three hundred and thirty-three case with long follow-up [J]. J Bone Joint Surg(Am), 1978, 60: 306.
- [4] Brand R A. How definition of "loosening". Affects the incidence of loose total hip reconstruction [J]. Clin Orthop relat Res, 1986, 210: 185.
- [5] Kavanagh B F. Charnley total hip arthroplasty with cement. Fifteen-year results [J]. J Bone Joint Surg (Am), 1989, 71: 1496.
- [6] Harris W H. Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation [J]. J Bone Joint Surg (Am), 1982, 64: 1063.
- [7] McCarthy C K. Quantifying bone loss from the proximal femur after total hip arthroplasty [J]. J Bone Joint Surg(Br), 1991, 73: 774.
- [8] Engh C A, Bodyn J D. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty [J].



- Clin Orthop relat Res, 1988, 231: 7.
- [9] Huiskes R. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials [J]. Clin Orthop Relat Res, 1992, 274: 124.
- [10] Charnley J, Halley D K. Rate of wear in total hip replacement [J]. Clin Orthop Relat Res, 1975, 112: 170.
- [11] McCoy T H. A fifteen-year follow up study of one hundred Charnley low-friction arthroplasties [J]. Clin Orthop Norh Am, 1988, 19: 467.
- [12] Wroblewski B M. Direction and rate of socket wear in Charnley low friction arthroplasty [J]. J Bone Joint Surg(Br), 1985, 67: 757.
- [13] Lombardi A V. Aseptic loosening in total hip arthroplasty secondary to osteolysis induced by wear debris from titanium alloy modular femoral heads [J]. J Bone Joint Surg(Br), 1989, 71: 1337.
- [14] Klatwitter J J, Hulbert S F. Application of porous ceramics for the attachment of load bearing internal orthopaedic application [J]. J Biomed Mater Res, 1971, 2: 161.
- [15] Bobyn J D. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone [J]. Clin Orthop Relat Res, 1980, 149: 291.
- [16] 卢世壁. 无骨水泥固定珍珠面人工股骨头置换术的实验研究 [J]. 中华骨科杂志, 1989, 27: 180.
- [17] Pilliar R M, Lee J M. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants [J]. Clin Orthop Relat Res, 1986, 208: 108.
- [18] Bruke D. Micromotion of cemented and uncemented femoral components [J]. J Bone Joint Surg (Br), 1991, 73: 38.
- [19] 戴克戎. 多孔表面人工关节的实验研究 [J]. 中华骨科杂志, 1990, 5: 357.
- [20] 梁世伟. 羟基磷灰石生物活性微晶玻璃人工骨移植的扫描电镜观察 [J]. 中华骨科杂志, 1991, 11: 372.
- [21] Soballek D. Bone graft incorporation around titanium-alloy and hydroxyapatite-coated implants in dogs [J]. Clin Orthop Relat Res, 1992, 274: 282.
- [22] Howie D W, Campbell D, McGee M, et al. Wagner resurfacing hip arthroplasty. The results of one hundred consecutive arthroplasties after eight to ten years [J]. J Bone Joint Surg Am, 1990, 72: 708.
- [23] Amstutz H C, Grigoris P, Safran M R, et al. Precision-fit surface hemiarthroplasty for femoral head osteonecrosis: Long-term results [J]. J Bone Joint Surg Br, 1994, 76: 423.
- [24] Mai M T, Schmalzried T P, Dorey F J, et al. The contribution of frictional torque to loosening at the cement bone interface in tharies hip replacements [J]. J Bone Joint Surg Am, 1996, 78:505.
- [25] Howie D W, Cornish B L, Vernon-Roberts B. The viability of the femoral head after resurfacing hip arthroplasty in humans [J]. Clin Orthop Relat Res, 1993, 291: 171.



- [26] de Meulemeester F R, Rozing P M. Uncemented surface replacement for osteonecrosis of the femoral head [J]. *Acta Orthop Scand*, 1989, 60: 425.
- [27] Krackow K A, Mont M A, Maar D C. Limited femoral endoprosthesis for avascular necrosis of the femoral head [J]. *Orthop Rev*, 1993, 22: 457.
- [28] Nelson C L, Walz B H, Gruenwald J M. Resurfacing of only the femoral head for osteonecrosis. Long-term follow-up study [J]. *J Arthroplasty*, 1997, 12: 736.
- [29] Beaulé P E, Schmalzried T P, Campbell P, et al. Duration of symptoms and outcome of hemiresurfacing for hip osteonecrosis [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2001, 385: 104.
- [30] Nasser S, Campbell P A, Kilgus D, et al. Cementless total joint arthroplasty prostheses with titanium-alloy articular surfaces. A human retrieval analysis [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1990, 261: 171.
- [31] McKellop H, Park S H, Chiesa R, et al. In vivo wear of three types of metal on metal hip prostheses during two decades of use [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1996, 329(Suppl):S128.
- [32] McMinn D, Treacy R, Lin K, et al. Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1996, 329(Suppl): S89.
- [33] Amstutz H C. Arthroplasty options for advanced osteonecrosis [J]. *Orthopedics*, 2000, 23: 927.
- [34] Vale L, Wyness L, McCormack K, et al. A systematic review of the effectiveness and cost-effectiveness of metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty for treatment of hip disease [J]. *Health Technol Assess*, 2002, 6: 1.
- [35] Amstutz H C, Beaulé P E, Dorey F J, et al. Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six-year follow-up study [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2004, 86-A: 28.
- [36] Howie D W, McGee M A, Costi K, et al. Metal-on-metal resurfacing versus total hip replacement—the value of a randomized clinical trial [J]. *Orthop Clin North Am*, 2005, 36: 195.
- [37] Wyness L, Vale L, McCormack K, et al. The effectiveness of metal on metal hip resurfacing: a systematic review of the available evidence published before 2002 [J]. *BMC Health Serv Res*, 2004, 4:39.
- [38] 王明才, 赵 谦, 吴维才, 等. 无柄解剖型人工髋关节置换术临床试验 24 例报告 [J]. *生物骨科材料与临床研究*, 2004, 1: 17.
- [39] 曹吉烈, 王心玲, 杨 宁, 等. 无柄人工髋关节置换手术体会 [J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2005, 20: 411.
- [40] 费琴明, 洪水棕, 陈统一, 等. 无柄解剖形人工髋关节生物力学实验研究 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2005, 22: 104.

## 第二章 髋关节的应用解剖学

髋关节位于全身的中部，为全身最深的关节，是一典型的杵臼关节，由髋臼和包于其内的股骨头组成。髋关节的形态特点是臼深、头呈半球形，关节囊坚韧厚实，周围又有强大的肌肉覆盖。其主要功能为负重，担负因杠杆作用而产生的强大压力，将躯干的质量传达至下肢，又能进行一定范围的运动，具有相当的灵活性，可作前屈、后伸、内收、

外展、内旋、外旋等运动。负重与运动相比，前者更为重要。

髋关节具有全身最强大的动力系统，主要包括髋肌和大腿肌，髋肌和大腿肌又包括许多肌群，这些肌群相互协同作用完成髋关节的前屈、后伸、内收、外展、内旋、外旋等运动。

### 第一节 髋关节的动力系统

#### 髋 肌

髋肌又称为盆带肌，部分起自躯干骨，部分起自骨盆，分别包绕并超过髋关节止于股骨。据其位置关系可分为两群，位于髋关节前的称前群，位于髋关节后的称为后群。

#### 前 群

(1) 腰大肌：位于脊柱的两旁，呈长形或纺锤状，上段在腰方肌的内侧，中段在髂肌的内侧。起自第12胸椎体、第1~4腰椎体和椎间盘的外面及所有的腰椎横突。在其走行过程中，与髂肌的内侧部分融合，形成的肌腱穿过腹股沟韧带深面的肌腔隙，止于股骨小转子（图2-1-1，图2-1-2，图2-1-3）。腰大肌、髂耻隆起与髋关节囊之间，常可出现一个较大的与髋关节腔相通的滑液囊，称

为髂耻囊，其出现率约为15%。腰大肌收缩时，髋关节前屈并外旋。下肢固定时，可使骨盆和躯干前屈。受腰丛的前支(L1-4)支配。

(2) 髂肌：位于髂窝内，居腰大肌的外侧，扁平呈扇形。大部分起自髂窝，一部分起自髂筋膜、髂前下棘和骶骨翼，走行过程中有部分肌纤维与腰大肌相融合，向下止于股骨小转子及髋关节囊（图2-1-1，图2-1-2，图2-1-3）。附着部的肌腱与股骨小转子之间有时可出现髂腱下囊。髂肌收缩时，髋关节屈曲并外旋。腰大肌和髂肌一起常被称为髂腰肌。受腰丛前支(L1-4)支配。

(3) 腰小肌：在人体内不恒定存在，其出现率约为50%，在低等动物中较为发达。腰小肌细小呈梭形，肌腹较小。起自第12胸椎体和第1腰椎体的侧面，于腰大肌浅面下行，以薄腱膜移行于髂筋膜和耻骨梳韧带。腰小肌可紧张髂筋膜，并与腰大肌有协同作

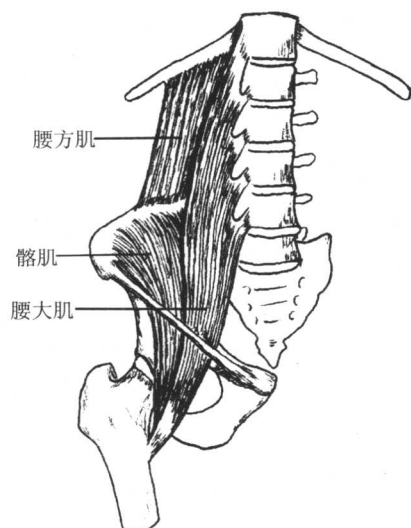


图2-1-1 髋肌前群

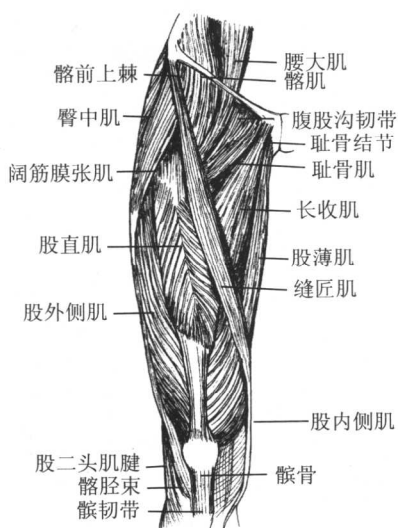


图2-1-2 髋肌前群和大腿肌

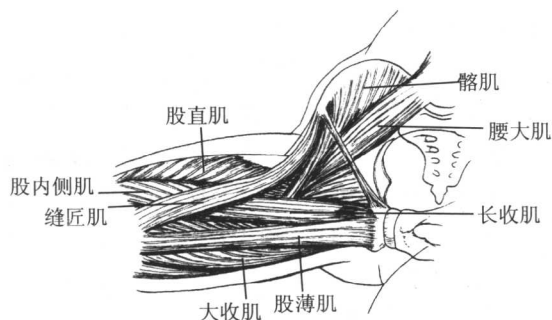


图2-1-3 髋肌前群和大腿肌内侧群

用,使腰段脊柱向同侧屈曲。受腰丛前支(L1-2)支配。

(4) 阔筋膜张肌:位于大腿前外侧,在缝匠肌和臀中肌之间,起自髂前上棘。肌腹呈梭形,被包裹附着于两层阔筋膜内,向下移行至股骨上中1/3处形成粗厚的条束,称为髂胫束。髂胫束与股外侧肌间隔相连续止于股骨粗线,髂胫束的下端止于胫骨外侧髁(图2-1-2,图2-1-4)。阔筋膜张肌收缩时阔筋膜紧张,并在臀大肌的共同作用下,发生屈髋伸膝动作,对维持人体的直立姿势十分重要。如发生挛缩,则可引起髋关节和膝关节的畸形。受臀上神经(L4-5, S1)支配。

## 后 群

主要位于臀部,故又称为臀肌。由浅入深可分为3层。浅层为臀大肌;中层由上向下为臀中肌、梨状肌、闭孔内肌和股方肌,深层为臀小肌和闭孔外肌。

(1) 臀大肌:为一不规则的四方形扁厚肌,与臀部皮下脂肪共同形成臀部隆起的外形,并覆盖臀中肌的后下部及其他臀部小肌肉。以短腱起自髂骨背面、骶部和尾骨的背

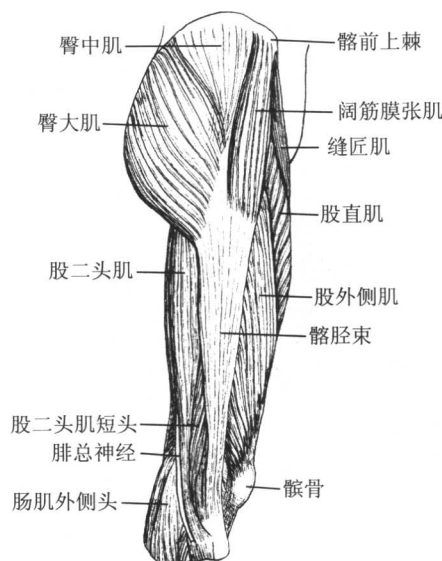


图2-1-4 髋肌及大腿肌外侧面