

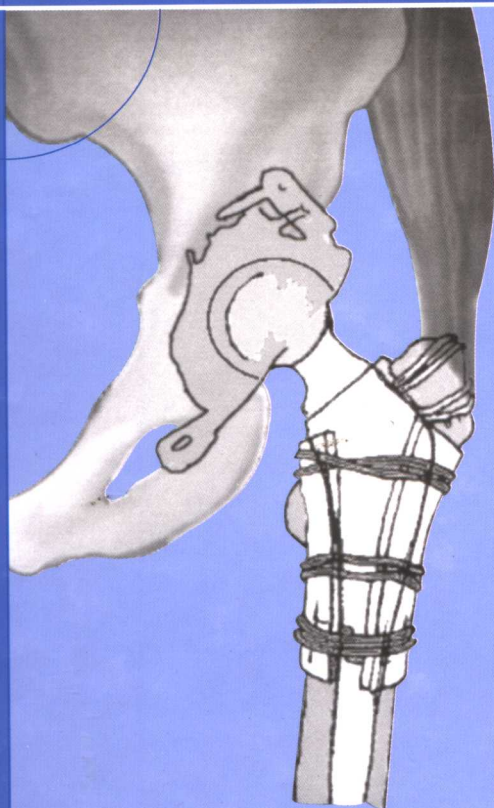
现代医学实用技术系列

XIANDAI YIXUE

SHIYONG JISHU

XILIE

人工全髋关节 翻修技术



● 主 编 毛宾尧

● 副主编 周乙雄 顾湘杰
严世贵 余楠生

RENGONG
QUANKUANGUANJIE
FANXIUJISHU

上海科学技术出版社

人工全髋关节翻修技术

主 编

毛奕尧

副主编

周乙雄 顾湘杰

严世贵 余楠生

上海科学技术出版社

图书在版编目(CIP)数据

人工全髋关节翻修技术/毛宾尧主编. —上海:上海科学技术出版社,2007.5

(现代医学实用技术系列)

ISBN 978-7-5323-8629-1

I. 人... II. 毛... III. 人工关节:髋关节—移植术(医学) IV. R687.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2006)第 104865 号

上海世纪出版股份有限公司 出版、发行
上海科学技术出版社

(上海钦州南路 71 号 邮政编码 200235)

新华书店上海发行所经销

苏州望电印刷有限公司印刷

开本 787×1092 1/16 印张 23.5 插页 4

字数 566 000

2007 年 5 月第 1 版 2007 年 5 月第 1 次印刷

定价 72.00 元

本书如有缺页、错装或坏损等严重质量问题,
请向工厂联系调换

内 容 提 要

本书主要针对从事人工全髋关节置换的临床医生而编写,内容丰富,几乎涵盖了在临床所有可能碰到的问题。本书共分十五章,包括人工全髋关节置换翻修外科的发展历史、人工全髋关节置换失效的机制、翻修前对疼痛性人工全髋关节的评价、翻修前计划、翻修术中的意外与困难、人工全髋关节翻修手术显露途径和翻修假体取出技术、翻修人工髋关节——股骨骨缺损为主的髋关节重建、翻修人工全髋关节——髋臼侧骨缺损为主的重建、翻修术并发症及其处理和预防、下肢不等长的处理和预防、人工全髋关节置换术后近期和远期松动的翻修、髋关节肿瘤人工全髋关节置换后的翻修、翻修过滥的问题、骨内骨水泥的物理机械清除、评价和展望等。

本书主要可供骨科临床医生以及从事髋关节置换翻修的研究人员使用。

作者名单

(以姓氏笔画为序)

- 毛宾尧 宁波大学附属宁波市第一医院、宁波市骨科研究所、宁波市人工关节治疗研究中心
司全明 宁波大学附属宁波市第一医院、宁波市骨科研究所、宁波市人工关节治疗研究中心
匡光志 广州医学院第一附属医院
严世贵 浙江大学附属第二医院、骨科研究所
吴立东 浙江大学附属第二医院、骨科研究所
何荣新 浙江大学附属第二医院、骨科研究所
余楠生 广州医学院第一附属医院
应忠追 宁波大学附属宁波市第一医院、宁波市骨科研究所、宁波市人工关节治疗研究中心
沈是铭 宁波大学附属宁波市第一医院、宁波市骨科研究所、宁波市人工关节治疗研究中心
陈晓敏 宁波大学附属宁波市第一医院
周乙雄 北京积水潭医院、北京市骨科研究所
胡裕桐 宁波大学附属宁波市第一医院、宁波市骨科研究所、宁波市人工关节治疗研究中心
贾学文 宁波大学附属宁波市第一医院、宁波市骨科研究所、宁波市人工关节治疗研究中心
顾湘杰 复旦大学附属华山医院
戴雪松 浙江大学附属第二医院、骨科研究所

序

人工全髋关节置换治疗股骨头缺血坏死在我国已有 30 余年的历史。近年来,国家经济快速增长、国外产品的大量拥入以及我国人民卫生保健网络和医疗保险事业蓬勃发展,人工全髋关节置换在国内迅速普及。但发展中难免有挫折和教训,有些甚至是沉重的。随着对人工髋关节置换术的不断实践和深入研究,其认识的深度和广度日见扩大。有些病种、病例的疗效得到了肯定,有些分歧还需假以时日深入探讨,如中青年股骨颈骨折和股骨头缺血坏死早中期、年轻的类风湿关节炎、强直性脊柱炎髋关节尚未僵直者等的手术适应证问题。此外,假体的选择、固定方式,全髋关节置换后疼痛问题,国产假体的金属配比、设计和加工工艺,翻修的适时性,翻修的工具适用性,翻修步骤,以及严重骨吸收翻修等方面,都尚未取得共识,从而影响了我国关节成形工作的健康发展,使骨科医师过早过快地面临人工关节特别是人工髋关节的翻修课题。

换言之,对基本的人工髋关节置换尚未普遍良好掌握之际,广泛施行的人工关节置换的良莠疗效,使我们不得不应对翻修和困难翻修的挑战。

在翻修术之前和实施过程中,临床医师迫切需要切合国情的系统指导资料,以便在起步时就能走上正确轨道,使人工全髋关节的翻修工作健康发展,这也是作者们在翻修实践和学术交流中的共同心愿,也正是成书的初衷所在。

在本书中,许多资料是作者们在临床翻修实践中归纳总结的,也有些是借鉴国外的最新文献和中外学术交流。

作者以较多篇幅介绍了世界人工髋关节的缘起、发展和现状,并着力推介了我国人工关节置换的发展,特别把学界普遍认同的著名学者卢世璧院士、戴尅戎院士和吕厚山教授等推荐给我国人民,他们对我国人工关节的发展作出了重要贡献,借此表达我国骨科同道对他们在这一领域中的不倦追求与杰出贡献的敬意。

由于造成翻修的原因主要是近期效果不良和远期松动。作者们着重分析手术适应证、禁忌证和翻修的具体步骤与方法,尤其是最常见的主诉——疼痛髋的评价分析占有较大的篇幅。对翻修术前周密计划的重要性,从所占的详尽的篇幅就可以获得明确印象。对翻修外科生物力学、假体材料学和定制型翻修假体等,对多数临床医师来说都是新课题。在人工髋关节翻修过程中会遇到许多困难,特别涉及到术中骨折、发现感染和骨水泥清除困难等也作了详尽归纳。而对骨溶解,无论是髋臼骨缺损,还是股骨骨缺损的重建方法,均非易事,故各设专章进行详尽阐释。有些虽为同一议题,各位作者的操作技巧与思路却各有所长,我们不忍割舍,看似重复,实际上有助于读者重点突出和广泛汲取,掌握多家基本技术精义,以便提高手术技能。

在全书中不仅涉及许多基础研究成果和大量临床观察,还设专章分析了预防过滥翻修问题,临床医师应求力戒。

对于人工全髋关节置换及其翻修的未来,我们充满信心,期望不久的将来,对许多当前悬而未决或争议不休的问题得到圆满解决或澄清。系列假体和安装工具的国产化,仍然是

一项重要的任务;此外,有组织的统计、随访分析,无疑将为我国人工髋关节外科及其假体的研究和设计改进提供最重要的资讯。

作者虽竭尽全力,仍难免疏漏和错误,敬请同仁和读者不吝赐教,以期改进。

毛宾尧

宁波大学附属宁波市第一医院

宁波市骨科研究所

宁波市人工关节治疗研究中心

2006年8月

目 录

第一章 人工全髋关节翻修外科的发展史	1
一、人工全髋关节翻修外科的起源与发展	1
二、我国人工全髋关节翻修外科的发展史	8
第二章 人工全髋关节置换失败的机制	20
一、人工全髋关节置换后假体松动	20
二、人工全髋关节置换术后磨损微粒及其影响	29
三、人工全髋关节置换术后脱位	34
四、人工全髋关节置换术后骨溶解	37
五、人工全髋置换术后骨折	40
六、大转子截骨引起的翻修问题	43
七、人工全髋置换术后感染	45
八、源于首次全髋置换的其他翻修问题	50
第三章 翻修前对疼痛性人工全髋关节的评价	58
一、疼痛性人工全髋关节的评价	58
二、疼痛性人工全髋关节的影像学评价	62
三、反射性交感神经营养不良及其治疗	69
四、实验室检查	70
五、疼痛性人工全髋关节的治疗	70
第四章 翻修前计划	86
一、髋臼骨缺损与重建	86
二、股骨缺损与重建	95
三、大转子骨缺损和重建	99
四、翻修术的出血和血收集回输	101
五、控制低血压麻醉	103
六、全髋关节翻修术前模板的使用	104
七、人工全髋关节翻修术工具	106
八、翻修术的植骨与供骨	107
九、人工全髋关节翻修假体的准备	110
十、翻修外科的生物力学	111
十一、假体材料学和定制型翻修髋假体	119
十二、定制式翻修人工髋假体设计制造	128
第五章 翻修术中的意外与困难	139
一、骨折	139
二、感染	140

三、股骨内骨水泥清除困难	141
第六章 人工全髋关节翻修手术显露途径和翻修假体取出技术	144
一、后方入路	144
二、侧方入路	147
三、前外侧入路	149
四、CMR 三叉形入路	151
五、大粗隆截骨术	153
六、Cameron 前截骨假体取出法	153
七、翻修假体取出技术	155
第七章 翻修人工髋关节——股骨骨缺损为主的髋关节重建	166
一、髓腔骨缺损的重建——腔内骨移植(髓内打压植骨)	166
二、股骨上端骨缺损的重建——结构性骨移植	168
三、股骨节段型骨缺损的重建	169
四、同种异体骨移植在大块节段型骨缺损中的应用	171
五、翻修股骨侧假体的骨水泥固定	171
六、翻修股骨侧假体的生物性固定	172
七、感染的人工全髋关节的翻修	173
八、结论	176
第八章 翻修人工髋关节——髋臼侧骨缺损为主的重建	177
一、髋臼骨缺损的分类	177
二、手术前的准备	185
三、髋臼节段型骨缺损的处理	186
四、髋臼腔隙型骨缺损的处理	188
五、特种髋臼假体应用	189
六、髋臼中心骨缺损的处理	193
七、后部髋臼骨缺损的处理	194
八、cage 在髋臼骨缺损中的应用	196
九、关于植骨的几个问题	203
第九章 翻修术并发症及其预防和处理	205
一、神经和血管损伤	205
二、感染	212
三、假体脱位	216
四、假体穿凿和骨折	221
五、深静脉血栓形成	225
六、急性肺栓塞	235
七、心脏并发症及处理	245
八、假体柄断裂	251
九、翻修术的外科并发症	252
十、生殖泌尿系并发症	256

十一、异位骨化问题	258
十二、术后伤口问题	267
十三、患髋运动功能丧失	268
十四、全髋置换翻修后骨折	269
第十章 术中下肢不等长的预防和处理	271
第十一章 人工全髋关节置换术后近期和远期松动的翻修	280
一、人工全髋关节置换后近期松动原因	280
二、人工髋关节的磨损	302
三、磨损是人工髋关节远期松动的主要原因	305
第十二章 髋关节肿瘤人工全髋关节置换后的翻修	319
一、复发髋部骨肿瘤的检查	319
二、翻修髋部骨肿瘤切除人工全髋关节的适应证	330
三、复发骨肿瘤的切除重建	333
四、软组织修复	335
第十三章 翻修过滥问题	345
第十四章 骨内骨水泥的物理机械清除	351
一、超声清除骨内骨水泥	351
二、自动机械辅助的骨水泥清除	352
第十五章 评价和展望	355
一、人工全髋翻修的最大效益评估	355
二、翻修后的功能康复	359
三、人工髋关节假体研究展望	360

第一章 人工全髋关节翻修外科的发展史

一、人工全髋关节翻修外科的起源与发展

人工全髋关节翻修外科的发展历史,应追溯到 20 世纪 40 年代人们为改善髋关节功能所作出的辛勤努力,正是由于这些先人的卓越才智和奉献精神,才成就了今天人工全髋关节外科及其翻修外科的辉煌。

20 世纪 30 年代,采取股骨近端截骨成形术对顽固性髋部感染、局限性股骨头坏死、骨关节炎等,作为一种改变应力,或成为假关节,以缓解病状,重新恢复功能的目的。McMurray (1938) 和 Girdlestone (1943) 的股骨上端截骨成形术和股骨头颈切除的假关节成形术。但由于这些手术有诸多局限性和不稳定性,疗效有限,后来大多为新的技术所替代。

采用插入性关节成形术(interpositional arthroplasty)可以重新获得髋关节稳定,并有助于获得某些运动功能。其原理是嵌入一个机械性间隔物于股骨头臼之间以预防关节融合。第 1 个施行插入式关节成形术的是美国的 Carnochan (1930),他在强直髋关节部截骨形成假关节之间插入木质衬片,但由于不稳定和无菌不良,手术不久即告失败。自后多种材料如生物学材料和多种异物均被采用过,当作髋部截骨部之间的隔离物,包括用皮肤、筋膜、肌肉、铬制猪膀胱和金箔。所有这些材料当时都带有不可预知性,有的化脓、僵直,有的疼痛、脱位或运动受限。插入式关节成形术激发起多年的外科探索,不久被 Marius (1932) 的铸型关节的关节成形术所替代。由于术后在髋部反应性滑膜样假膜出现,有的设计利用假膜的灵感,采用钟状玻璃杯假体植入;有的设计刺激髋部关节软骨再生髋臼,认为可从凝血块生成纤维层与新关节的对应侧相一致的“关节面”。认为在平日运动时,运动载荷有一定限制,该纤维膜要经受组织转化(metaplasia)过程,转化成为纤维软骨(fibrocartilage)。这种铸型杯在软骨关节面可以预期恢复,但术后临床的效果并不理想。

玻璃杯在髋关节内受关节应力时尚属脆性材料,易在使用中破裂。玻璃铸型杯假体在许多材料中曾流行多年,这其中包括赛璐珞诱导剂(viscaloid)、硼硅酸玻璃(pyrex)、酚醛塑料(bakelite)和铬钴合金钒(vitallium)等,此后被广泛应用在人工关节上。钒为一种耐磨材料,不像玻璃脆性高,而硼硅酸玻璃和酚醛塑料,它具有良好惰性,也不像赛璐珞诱导剂稳定性不足。

钟形杯假体按预期提供了髋关节的骨性髋臼与股骨头间的稳定关系,钟形杯缘常为四周的纤维组织所固定,导致杯下层再生软骨罩网束缚(entrapment)、撞击(impingement)和腐蚀,由这“角落”开始引发该患髋假体的疼痛、松动,最终失败。去除钟形假体边缘和其半球状(hemispherical)穹顶杯的设计和影响是由 Otto E Aufranc 和 Smith 的学生实现的(1954)。他们采用谨慎的外科技术,重视软组织的影响和康复工作的重要意义。后由 Aufranc 等提出了髋杯假体成形术的工艺化而达到了新的高度,报道 1 000 例成形术中达到 82% 的成功结果,再一次证明了骨组织切除后透明软骨的再生事实和手术技巧的演进等,进而由其他研究者逐一完善。Judet (1950) 的人工股骨头应用 40 多年不衰。

然而,从所有具有良好预期而结果失败的臼杯成形术中,可以看出临床医师需要训练有素的外科技巧并且熟知生物学力原理和评价。在此后的十余年中,髋臼杯关节成形术是公认的髋关节外科成就中的里程碑。

Smith-Petersen(1948)钟形臼杯,当初设计允许股骨与髋臼杯之间的界面上有一定的活动度,设定假臼杯固定在骨盆上。在髋臼窝成形术(hip socket arthroplasty)方面,Gaenslen、McBride 和 Urist 均致力于发展不同特点的髋臼假体和股骨侧假体,例如在假体的活动、高度抛光金属臼杯和股骨头关节面方面都取得显著的进展。

Aufranc(1952)铸型关节假体,主要是在臼假体和股骨头假体表面间的运动,提示股骨头假体的重要作用与意义,虽然股骨头假体发展是独立的系统。这一结构蕴含着许多学者数十年如一日的倾心努力结晶。

股骨头置换关节成形术(femoral head replacement arthroplasty)最早期的努力始于 Gluck 实验性象牙雕刻关节的替代研究。后来 Delbet 采用增强的橡胶股骨头置换治疗股骨颈骨折(transcervical hip fracture)。Hey Groves 在 1926 年采用象牙“钉”(nail)置换股骨头关节表面,将其设计成短柄头颈假体形态。

钒(vitallium)质股骨头置换由 Bohlman 研制和应用于股骨颈骨折不愈合的患者中。此后,Bohlmar 与 Moore T 合作为复发性股骨近段骨巨细胞瘤患者研制和植入钒质长 30.48 cm(12 英寸)股骨近段假体,这种假体置换功能好了 2.5 年,直到患者死于与之无关的病因上,并从尸体中取回股骨标本进行观察。这是在人工全髋关节外科发展中又一具有历史性意义的里程碑,并成为今后长柄股骨头假体发展的典范。因此,基于 Groves 和 Bohlmar 早期试用型式的影响,出现了两种股骨头假体的原型:短柄股骨头假体和长柄股骨头(颈)假体。

短柄股骨头假体(the short-stem prothesis):Judet 丙烯酸短柄股骨头成形术是由 Judet 兄弟在 1946 年研制,用来治疗髋关节骨关节炎、股骨颈囊内骨折不连接、非结核性髋关节强直和髋关节脱位。在 Groves 钉(1926)应用之后进一步设计了用聚甲基丙烯酸酯树脂(polymethyl methacrylate)为材料的 Judet 假体广泛应用,头假体为 2/3 球面,连一短柄,在股骨头切除后,与股骨颈轴作横向固定。虽然,起初的结果好得甚具戏剧性,但不久就出现了松动、磨损和对丙烯酸微粒产生炎症反应。以后 Judet 和其他类似设计改成钒作为材料。因为,人们把早期的失败归因于丙烯酸、假体短柄横颈设计和假体与骨界面之间的广泛的剪应力的影响。

长柄假体(long-stem prothesis):股骨头假体的第 2 类模型是用圆形头插装在一个长柄假体上,此长柄是轴向插入股骨髓腔。虽然很多临床医师相继设计了这种假体,但这一领域中有两个领袖——Thompson(1952)和 Moore(1957)。Thompson 假体头颈倾斜突,适于股骨颈需部分切除者,也适于股骨颈低位骨折不连接、缺血坏死和股骨颈吸收溶解,以及采用 Judet 假体置换失败者;而 Moore 假体头则留有近水平线的假体颈,有较长的假体颈,它的髓腔扩大器近侧段用来扩大髓腔上段,不至使假体插入后会下沉,它的背侧隆起类似风向标,以防止假体旋转,而它的柄部开窗用以自锁。这些成果为开创一个生物固定的新局面打下了基础,借助这类设计的改进,还扩大采用骨水泥应用到骨质疏松症和严重骨关节炎患者,这种设计的内在和形态选择的优点一直沿用至今。

长柄股骨头假体的成功与采用了长髓腔内柄假体有关,这种长柄传送载荷应力沿股骨干生理轴传导,就弱化了剪应力和应力遮挡。因为,剪应力是使 Judet 髋短柄假体和其他类

型假体植入失败的主要原因,引起假体-骨之间过度的压应力,而这种压应力本来并不令人疑虑;弱化的应力遮挡,使股骨上、中、下段始终有良好的应力接受腔而易致早期吸收、假体松动。

任凭股骨假体置换的临床成功在股骨颈骨折、骨不连、缺血性坏死,并扩大到其他一些有关疾患上相继取得成功,明显地优于先前一些髋假体疗效。20 世纪 60 年代,临床医师采用非骨水泥的股骨假体和骨水泥固定的髋臼关节成形术,比股骨侧假体植入治疗关节炎更受欢迎。

全髋成形术(total hip arthroplasty):随着观察时间的延长,人们发现置换股骨头侧假体失败与髋臼假体有关,并对髋臼成形术的问题进行一系列研究,这也对髋臼窝成形失败病例具有重要意义,引发对带髋臼杯的股骨头假体的联合置换(THA)的实验研究的兴趣。Wiles (1938)曾提出了全髋关节成形术(total hip arthroplasty),采用金属-金属的不锈钢的臼杯设计,与抛光良好的不锈钢质股骨头借助假体股骨颈轴向用一枚螺栓固定,类似 Judet 假体固定方式;其髋臼采用法兰杯方式,用与头相匹配臼假体磨扩髋臼后,用螺钉通过法兰杯边固定于髋臼缘骨质上。后来,Wiles 改进了在 20 世纪 50 年代早期的原始型髋假体,在 Judet 假体失败的病例中应用,但是由于植入物设计内在的裂隙和植入物不久松动而遭失败。类似的努力例如 Gaenslen 臼窝用 Austin Moore 股骨头假体而得到相似的失败结果。

McKee-Farrar 全髋始于 1951 年,与 Thompson 假体联合应用 McKee 和他的英国同伴 Watson Farrar 的抛光金属臼。最初的材料应用不锈钢组装,结果假体植入后一年余就发现松动。另一个模型采用铸型铬钴假体应用 3 年,直到柄部折断。随后改进了包括高密度丙烯酸骨水泥工具固定,真正圆形的头颈分离假体,重新设计髋臼杯和多枚后方金属螺钉固定,以增加头臼接触表面面积,并大胆采用丙烯酸骨水泥固定取得成功。此后,重新唤起了诸多学者对骨水泥研究的热情。

丙烯酸骨水泥固定(acrylic cement fixation):丙烯酸骨水泥起先是牙科医生使用的固定和义齿材料,在 Kiaer 用丙烯酸骨水泥固定一只塑料假体于骨内成功后,并于 1950 年介绍给骨科医生的。1953 年,Haboush 采用丙烯酸骨水泥固定全髋关节假体,其后又应用于 McKee-Farrar 假体置换,以改善耐久性和植入物的固定疗效而获得满意结果。实际上,真正广泛受到重视的是 Charnley 应用丙烯酸骨水泥固定人工髋关节的良好疗效报道之后,骨水泥的应用才获得普遍的认可。

Charnley 低摩擦关节成形(Charnley low-friction arthroplasty):是这一时期人工全髋关节重要概念的突破。由于 1971 年 Charnley 低摩擦关节成形的出现,开创了现代全髋关节置换的新纪元——他开创了金属头-聚乙烯臼全髋关节置换。1959 年,当他研究了动物关节润滑(lubrication)分析后,发现一种软骨的替代是需要将人工关节功能接近于极低摩擦情况,犹如在动物润滑关节所发现的那样。他的最初努力是聚四氟乙烯(teflon)在 PTFE(polytetrafluoroethylene)关节成形中的应用,此关节有菲薄光滑的聚四氟乙烯表面,改进了股骨侧和髋臼侧假体关节。聚四氟乙烯在 PTFE 关节成形中的应用最终以失败告终,但他对小直径股骨头在术中可即刻按在原聚四氟乙烯上的新设计获得成功。低摩擦关节成形是依据低摩擦领圈(torque)的工程原理,从小股骨头不同的半径和大直径髋臼匹配所获的结果。发现由于小头产生与低领圈于髋臼窝外缘易于相抵而产生剪力最终危及假体固定。

虽聚四氟乙烯为一极优材料,具有低摩擦系数,但仍会有不少摩擦微粒脱落,这种微粒

刺激诱发炎症反应,并造成 Charnley 的关节成形的第一组病例失败。Charnley 改而采用具有低磨损特性的载荷材料来预防磨损微粒大量产生,又改用超高分子量聚甲基丙烯酸甲酯来制作可作为人体载荷超过聚四氟乙烯的 500 ~ 1 000 倍的材料作髋臼,使人工全髋关节得到广泛承认和发展而名垂史册。

Charnley 最初经转子入路的骨水泥固定股骨柄和臼假体植入,Charnley 认为这是全髋置换手术的主要内容。最初的植入物假体模式单一类型和规格,在稳定性和下肢内收运动臂依据转子部作用和维护的处理原则,认识到转子部应力转化维系着这类手术成功的重要环节。

由于 Charnley 教授长期研究和卓有成效的发展,积极推动着世界人工全髋设计、置换和疗效的提高,他被骨科界尊崇为“全髋关节成形术之父”。

Muller 全髋低摩擦关节成形在临床上也不断取得成功,同时显示出较其他学者一贯采用的不同设计概念。Maurice Muller(1970)是采取了不同于 Charnley 的初期方案,他发展出结合几种创意的新系列,股骨侧假体头直径 32 mm 以替代 Charnley LFA 22 mm 头,而允许髋关节有更大范围的运动度,增加了稳定性,减少聚乙烯臼的磨损。Muller 假体柄恰到好处地弯曲(香蕉柄),易于插入股骨髓腔而无需转子部的特别固定与处理。所有其后诸多学者的植入物设计都基于他的一种或另外两种原型进行了改进。在 Exete、Robin Ling 和 Lee AJC 一起工作时,介绍过楔形柄设计(wedge-shaped stem)(1980)。美国因臼杯成形术成名的 Aufranc 和他的助手 Turner(1971)介绍了一种颇有影响的全髋关节系列假体即 Aufranc-Turner 系列。

Aufranc-Turner 全髋关节对髋假体柄折断报告与初期 Charnley 柄和 Muller 柄、Aufranc-Turner 柄设计中,发现其他早期的有某些创意改进设计假体应用中有裂缝发生,他们将假体设计成宽的近段剖面,增大外翻位、趋平直的颈领(horizontal collar)等,所有这些,主要是为了减少假体柄弯曲运动和剪力,增加在颈领下的压力。这种假体颈部有椭圆形交错部分(elliptical cross section),以增加在与臼窝冲击中的颈部偏移(excursion),以增加整个髋关节的运动范围。其股骨头假体的直径也是 32 mm,以提供稳定性和增加运动弧。Aufranc 呼吁手术医生关注 Muller 假体设计的诸多优点,将其臼假体与其他设计者一样采用超高分子聚乙烯,但它有偏心口(eccentric introitus),但与臼假体上部的材质一样会出现早期磨损,并提供了一个不甚理想的金属和金属锐缘、尖角格局。像 Muller 这种类型,应力达到骨水泥的两界面。因此,它获得成功广泛应用至今。Aufranc-Turner 设计吸收了其他学者假体的优点,如新英格兰 Baptist 髋,就具有 Aufranc-Turner 型特点并略长,还推崇具有应力分散的椭圆形颈(elliptical neck)的 AP 直径概念和梯形颈(trapezoidal)或 TR-28 设计。

TR-28 全髋:TR-28 全髋设计假体头直径 28 mm,它的头柄为直角相交,梯形颈(trapezoidal neck),在 AP 尺寸上狭小,有椭圆颈且注意增加运动弧和减少假体的冲击应力。例如 Amstutz HC(1973)第 2 代的其他假体柄,即 TR-28 假体柄也有锐缘,初为浇铸合金钢质,改用铬钴合金作为假体材料。

全髋假体的 CAD 设计于 1974 年,在 THA 领域为人工全髋关节个体化设计的起始,采用 CAD 即电子计算机辅助设计臼头柄的技术。例如改进 Aufranc-Turner 型假体有外翻倾向和近水平颈领,但也有宽的内侧板,圆形,无锐缘,仅有很小的应力在骨水泥表面,借以预防骨水泥折断,使假体更适合各种患者,从而提高近远期疗效。CAD 设计常与电子计算机辅

助制造(CAM)相结合,使其加工出来的产品更符合患者个体特点。

超合金 (superalloys) 应用: 由于假体柄折断问题,表明采用超强度和抗疲劳金属的必要性,故称为“超合金”。这是经温度和压力的特别处理,以减少合金中的砂粒等疵点。Protosol首先在 Protek (MP35N) 报告铬-钴-镍合金制作的假体。起初的假体柄易于折断,如 Muller型假体。超合金概念扩大到 Howmedica 和 Zimmer 生产的髋假体,自后 Zimaloy 生产出锻造钒柄假体,而与铬-钴合金不同。随后,制造出锻钛 (Ti-6Al-4V) 合金柄,提供了极好强度和抗疲劳性能的柄与低磨损聚乙烯臼内衬相匹配全髋。嗣后,很快就被认定与超合金材质假体柄的设计相结合,并符合工程学原理和符合生理学的颈干角、有正常几何学颈圈近端的髋假体。这类超合金假体不仅从材料学上,还在生理学、几何学上更符合人体的要求,从而为制造出更适合人体、耐久的人工全髋关节奠定基础。

HD-2 全髋关节: Willam H. Harris (1987) 设计 HD-2 之前,接受了许多与 CAD 相结合的设计原则,采用锻钛结构,有弯曲假体柄,使假体更符合解剖学,但并不像以前假体的那么粗大。

髋臼假体的设计: 利用机械原理,将髋臼假体与头假体之间作成为非同心设计。Afranc-Turner 与 Harris 在新英格兰 Baptist 医院创用一厚层塑料在髋关节上方的负载部位, Bench 试验 (bench testing) 展现了偏心头臼结合造成了骨水泥块的扭转运动,这种运动会最终导致臼假体松动。偏心头臼概念受到了怀疑。

基于 Crowninshield 和其他学者的研究, Harris (1982) 是第 1 个采用金属底用骨水泥固定于臼窝,引起热烈争论,并被 Charnley、Ling 和其他学者所放弃。新的概念即在骨水泥表面减低峰应力,要求假体能提供应力重新分布条件。Harris (1984, 1988) 也开辟了可置换臼窝的领域,成为聚乙烯磨损问题研究的先锋。起初,采用了骨水泥固定,将金属底臼窝用骨水泥固定,成为各种植入物的通用标准技术,以后也发展成为 19 世纪 80 年代中期的新一代金属臼非骨水泥固定臼窝的标准方法。

其他改进的臼假体有前倾 40° 的 Geog (Buccoz) 全髋,在美国这种全髋称为 Buck 32 和 ATS (Afranc-Turner-Scheller) 系统,而成为人们普遍喜欢的样式而沿习,但近年应用趋少。

Iowa 全髋: Iowa 全髋 (ITH) 为 Crowninshield 和他们的助手 (1980) 所设计,假体柄则由 HIP Zimaloy 生产,其近侧稍狭如楔状与颈部接合,较宽的侧面,增加前后隆突对抗应力;取铬-钴超合金,近侧假体柄有楔状弧形弯度,有生理性头内衬如 HD-2 型假体。用作将压应力传递到骨水泥上并借助近侧载荷传导;而假体柄较长,以减少峰张应力进入骨水泥内。此系统包括钛质臼窝,并有良好多孔表面以增强骨水泥与之固定的强度 (TiBac)。以后改变了包括骨水泥空间至豆莢样柄-骨水泥的后方表面,保证骨水泥表面的稳定 (TiBac II)。这个系统是一个良好的设计并在临床上取得良好效果。因它吸取其他多种设计缩小了颈柄狭窄楔状接合部,和 (或) 外侧骨水泥突起包括 Spectron、ATS、Precision 和 Charnley 型柄。其余尚有众多设计,以实现类同的目的:通用 (omnifit 柄采用“生理颈干弯曲度”,一组有倒置垂直插入髓腔内前方、后方近段假体柄的表面,以改变箍固应力 (hoop stress),与骨水泥块一并进入压应力组合中,从而减少有害应力对假体、骨水泥界面的损害。

表面置换关节成形 (surface replacement arthroplasty): 在 20 世纪 70 年代后期和 80 年代早期有一股表面置换关节成形 (SRA) 的热潮,有称作“双杯” (double cup)。基于 Wagner 的研究,试图去保护股骨头光滑的钴-铬合金面,以一薄聚乙烯保护臼窝关节面。各种改进型

的美国表面置换关节曾广泛应用,包括 Aufranc、THARIE 和 TARA,所有这些型式双杯都各有某些缺陷:需要薄层聚乙烯臼壳承载,从而产生大量磨损微粒,随之而来的是早期松动,常导致大块髋臼骨溶解(osteolysis)。同时,假体覆盖下的股骨头缺血坏死、脱位、疼痛等因素,双杯置换历经不足十年就被弃置。

无骨水泥固定全髋关节成形:早期失败的骨水泥固定全髋关节成形,首先是在股骨侧,引起很多人认为骨水泥固定假体是“软弱链”(weak link)。促使一些视为骨水泥过敏的学者去寻找对聚乙烯固定假体过敏因素,并试图消除这种过敏因子。事实上,经多年探讨诸多学者普遍确信并非骨水泥过敏所致,认为只有改善假体的质量或改进骨水泥的使用技术才有出路。这两种学派,认为在一定阶段内,会沿不同轨道的分歧与发展并存下去。

有趣的是,各种无骨水泥固定全髋关节的手术却在欧洲各国流行许多年,所有争论涉及骨的几何学稳定和(或)某些表面置换的生物学植入物稳定性等方面。后来,相继采用 Autophor 髋和 Judet 假体柄多重不规则表面处理的临床应用获得好评。随着载荷的增加,扩大假体柄表面积和满足骨质长入假体金属表面的压配式柄和各种聚甲基乙烯基甲酯臼假体应用取得广泛支持,这主要为英国 Freeman 和意大利的 Bombelli 研制推广。

在美国研究的主要领域是假体的多孔金属表面。其多孔表面固定主要由适于骨生长的三维钛丝网状交错表面处理的生物固定假体,从而减少了界面松动失败。近年,在欧洲和北美洲许多国家已经发展髋关节假体固定采用的羟基磷灰石(hydroxylapatite, HA)表面喷涂,促使活骨生长在金属表面以摒除纤维膜生成的干扰,取得显著效果。这种表面处理假体方式,有助于骨小梁长入,骨-假体界面稳定,有长期稳定疗效而广泛应用。

AML 全髋关节:多孔表面处理植入物进入生物学固定,首先是获得广泛使用的解剖髓腔自锁型 AML(anatomic medullary locking)假体系统,这是由 Charles Engh 和 Dennis Bobyn (1982)研制推广的。Austin Moore 柄的改进型带颈领和圆形颈柄接合部,满布微小钴-铬球珠于金属假体柄的多孔表面部分。这种设计最初是关节单件臼假体配直径 32 mm 头的全髋关节(1982),后采用 Luncford 臼与金属背壳假体配套,半球臼加金属壳、微孔表面处理的金属臼背侧,有 3 枚短尖锥螺钉向臼后方骨内固定。聚乙烯臼内衬则用骨水泥固定于金属背壳内。

AML 假体设计也适于骨骺发育生长障碍髋关节,后来对典型的病例进行了测量,用可置换股骨头和采用多孔表面处理,仅局限于柄的上 1/3 段,这样既避免了骨生长牢固固定的应力遮挡,也为翻修时的拔出假体柄较为容易。这种设计一直沿用至今,尚无任何新的改变。

PCA 全髋关节:PCA(porous coated anatomic)为微孔表面解剖型全髋,是 1987 年由 David Hungerford 和他的助手研制。有解剖型弯曲髋关节假体,系钴铬股骨柄,设计线一对线(line-to-line),取“填塞适配”(fit and fill)原则,适配式股骨髓腔内骨植入。其多孔孔径平均大于 AML,但两者的孔径均证明适于骨长入。美国关节假体植入物进行联合测量,术中结合下肢长度和外展肌力,先采用股骨髓腔锉,并作为试置股骨侧假体柄按股骨头试件,最终为患者提供一套最适于患者髋关节匹配假体,二侧股骨长度相等。这也给将来再手术采用其他假体制式提供便捷。假体柄的模式吸取了其他“解剖型”的设计优点,包括 Zimmer 解剖型和 Intermedics APR 型等的特点。

PCA 臼假体是早期喜欢采用的一种,但以后它得到高分子聚乙烯臼后应用就趋于减少,

半球铬-钴假臼背壳是布满微孔表面、在白杯上缘有双切线领口,以稳定臼假体和防止旋转。

HGP (Harris-Galante) 全髋: Harris-Galante 假体为微孔全髋系列,为 Zimmer 公司(1988)设计研制,并通过 Jorge Galante 和 William H. Harris 的合作开发。HGP 是钛合金锻造及微孔表面处理,与市售的纯钛填塞垫不同,它经过称为“扩散结合”(diffusion bonding)的处理过程,结果微孔表面平均达到 50%,与仅约占 35% PCA 珍珠面和 AML 微孔表面的假体比较明显为优。应用发现部分患者失败,后证明为假体下沉(subsidence)和松动。由于接受部垫压骨(pads)的分裂(disassociation)、腐蚀(fretting)和表面面积不足(inadequate),故难以满足稳定骨长入。类似的问题困扰着长柄 BIAS 柄,此种假体是由 Rpymond Gustiblo(1987)所设计。起初,采用无骨水泥翻修,对这种有缺陷的设计进行纠正。随着设计与材质的改进,HGP 臼假体证明相当合理,半球钛合金底壳充满用钛丝融结的微孔表面,并有多供螺丝钉固定钉孔,臼背壳承托高分子半球聚乙烯臼。动物实验和人体内应用研究结果,都表明假体表面骨长入钛丝孔内极其稳定。

嗣后,微孔表面处理技术和生物固定人工髋关节技术得到长足发展。

骨水泥技术改进:对整个骨水泥植入设计进行评价,使骨水泥技术得到改进,是整个人工髋关节翻修外科发展的重要环节。Harris 和他的合作者报告了骨水泥技术的改进要点,从而提高了骨水泥固定的成功率。Charnley 的指填法(finger-packing method)是第 1 代技术。第 2 代骨水泥技术是应用骨栓子塞进扩大的股骨髓腔扩大段以远,使髓腔远段形成一个远端闭塞的圆筒空腔,用刷子和脉冲式水枪冲洗股骨髓腔内壁松质骨屑,以利骨水泥深入骨小梁空隙,用长管骨水泥枪插入髓腔远段,边注低黏滞性骨水泥边退,以减少骨水泥与骨之间的空隙,使骨水泥尽可能多地占据骨空隙。在骨水泥硬化之前务必加压,直至硬化。这一技术由 Robin Ling(1987)提倡,并为 Jo Miller 补充完善。第 3 代即现代骨水泥技术的标志,是由于应用真空离心机或真空泵搅拌骨水泥以增强骨水泥的疲劳寿命(fatigue life),借以增强植入物表面与骨水泥表面之间结合强度。因假体骨内部分采取 PMMA 处理,具有巨大的表面结构可与之接触,使假体表面与骨之间被骨水泥广泛的牢固锚固。

对典型失败病例的后期设计改进:当假体与骨水泥之间未有良好结合,业已证明是假体松动的主要根源。如何加强骨水泥与假体之间的结合,新设计的植入物与骨结构和骨水泥表面之间增加锚固强度。例如假体表面制成的珍珠面以增加表面积,使骨水泥与植入物表面间增加生物固定强度。Bench(1986)研究证明在骨水泥表层较薄的区域可有裂隙,是假体柄部骨水泥折断倾向增加的证据,而设法应予预防。故假体柄插入的最佳位置及其在髓腔内位置的均衡性,是减少折断、骨折和松动等并发症的关键。

精确全髋(precision total hip):借助仿生研究(anthropomorphic studies)首先有 Noble 等进行精确全髋的研制,并提供假体柄长度和其周径符合解剖形态并合比例的全髋人工关节。这种柄可能会戳穿股骨皮质骨和近侧大结节,改进技术环节并改善骨水泥技术,防范股骨戳穿并发症。植入物采用精密铰链技术加工,插入时对准股骨中轴、调准假体近段和假体柄远端聚乙烯中置器(centralizers)应用,使骨水泥能在术中将同质的中置器一并达到化学融合牢固的程度。

裸面全髋关节(precoat total hip): Harris 设计的假体柄称未经表面处理的即裸面股骨假体柄,使聚甲基丙烯酸甲酯骨水泥应用于近侧 1/3 假体柄部,允许骨水泥与植入物界面之间形成比较牢固的结合。