

人工膝关节模拟试验机及其生物摩擦学性能评价研究进展

李 锋, 李元超, 王成焘

(上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240)

摘 要: 人工膝关节生物摩擦学模拟试验是在设计和制造阶段评价人工膝关节假体的主要方法. 本文介绍了球面接触型、假体力运动和运动直接控制型及膝关节肌力重建型 3 类人工膝关节模拟试验机及其对应生物摩擦学研究现状, 讨论了 3 类人工膝关节生物摩擦学试验的要求和特点, 详细说明了现有人工膝关节生物摩擦学试验和测试标准, 指出今后还需增加动物活体试验方式, 扩大模拟人体运动测量范围, 并应加强多因素同时作用下人工膝关节磨损机理研究, 制定统一的人工膝关节生物摩擦学试验标准.

关键词: 人工膝关节; 生物摩擦学; 摩擦磨损性能

中图分类号: TH117.1; R318.6

文献标识码: A

文章编号: 1004-0595(2009)05-0481-08

人的关节摩擦性能优良, 摩擦系数极小且几乎无磨损. 由于患骨关节炎及外伤等原因, 造成人体关节无法正常使用. 目前我国骨关节炎患者达到 3 600~4 000 万, 其中 100~150 万患者需要进行人工关节置换^[1]. 常用的人工关节材料主要有高分子聚乙烯、钴铬钼合金、陶瓷等. 用这些材料制成的人工关节假体用于替代病变关节, 实现了重建关节功能、解除关节疼痛、矫正关节畸形、保持关节稳定性和修复肢体长度等多方面作用, 提高了各种晚期骨关节炎病人的生活质量. 现代人工膝关节置换术的历史始于 20 世纪 40 年代, Harold bou 受到 Smith Peterson 设计金属股骨头启发, 用金属铸成远端股骨^[2]. John N. Insall 在 1973 年引入骨水泥固定的全髁膝 (Total Condylar Knee), 使人工膝关节进入一个新阶段^[3-4]. 目前人工全膝关节假体由 3 部分组成^[5]: 一是股骨假体, 由光滑的合金制成, 可与经过特殊截骨后的股骨下端结合, 构成股骨关节面; 第二部分为胫骨平台假体, 包括两部分, 上层为超高分子量聚乙烯 (UHMW PE, ultrahigh molecular weight polyethylene) 关节面, 下端为带柄的金属盘, 金属盘的柄插入胫骨髓腔内与胫骨紧密结合; 第三部分是髌骨假体, 也由超高分子量聚乙烯构成, 取代髌骨关

节面与髌骨紧密结合在一起.

人膝关节按照三维空间 3 个轴, 共有 6 种运动方式, 其中 3 种是旋转 (内外旋, 屈曲伸直, 内外翻), 3 种是移位 (前后移位, 内外侧移位, 纵向分离和挤压). 这些运动方式不是单独出现, 而是合并出现的, 即膝关节运动模式为兼有屈曲、滚动、滑动、侧移和轴位旋转的复杂多自由度的运动模式^[6-7].

进行关节置换后, 人工膝关节就要实现天然人膝关节的多种运动模式, 运动中存在多组摩擦接触面, 如股骨髁与人工半月板界面、人工半月板与人工胫骨界面、股骨髁与上股骨界面以及人工胫骨与下胫骨等. 在人工关节的日常使用过程中, 界面上的摩擦作用导致了界面不同程度的磨损, 人工膝关节假体中 UHMW PE 的磨损会产生许多磨损颗粒, 使得植入人工膝关节的患者发生骨质溶解现象, 造成人工关节破坏、松脱等严重问题, 并最终导致关节置换术置换晚期失败^[8]. 人工关节的生物摩擦学行为直接影响置换关节手术后的疗效, 在临床应用前就需要对人工关节的摩擦磨损状况进行研究.

1 人工膝关节假体磨损试验方法及标准

人工膝关节的摩擦学性能评价分为摩擦学常规

收稿日期: 2008-08-18; 修回日期: 2009-04-02; 联系人: 王成焘, e-mail: trib@sjtu.edu.cn

基金项目: 国家自然科学基金重点资助项目 (50535050).

作者简介: 王成焘 (1940-), 男, 教授, 博士生导师, 目前主要从事生物摩擦学及生物力学研究.

试验和关节模拟试验两部分.人工膝关节的常规试验主要在各种类型销盘式摩擦磨损试验机上以滑动接触方式进行,这是材料摩擦磨损性能评价最简单有效的方式.对于人工膝关节来说,由于其具有复杂多自由度的运动模式,因此常规试验方式不足以检验其摩擦磨损性能,需要使用模仿天然膝关节各种运动方式的摩擦磨损试验进行检验.

目前中国国家标准有膝关节假体标准 YY 0502 - 2005^[9]对膝关节假体进行规范,没有人工膝关节模拟试验相关标准.国际标准化组织已有人工膝关节模拟器试验标准,其中包括 3 个部分:

(1) ISO 14243 - 1: 2002^[10],外科植入物 - 全膝关节假体的磨损 - 第 1 部分:膝关节磨损试验机的负荷和载荷参数及相关的试验环境条件;

(2) ISO 14243 - 2: 2000^[11],外科植入物 - 全膝关节假体的磨损 - 第 2 部分:测量方法;

(3) ISO 14243 - 3: 2004^[12],外科植入物 - 全膝关节假体的磨损 - 第 3 部分:膝关节磨损试验机的负荷和位移参数及相关的试验环境条件.

ISO 14243 - 1: 2002 和 ISO 14243 - 3: 2004 都规定了类似的试验速度和持续时间以及试验样品形状及试验的环境要求.对于具体的运动控制方式,ISO 14243 - 1: 2002 和 ISO 14243 - 3: 2004 有一定区别,ISO 14243 - 1: 2002 是基于膝关节的运动受力的试验机标准,规定屈伸/伸展角运动、轴向载荷、前后位移力和胫骨内外旋转的控制扭矩曲线,该标准中屈伸/伸展角变化曲线如图 1 所示. ISO 14243 - 3:

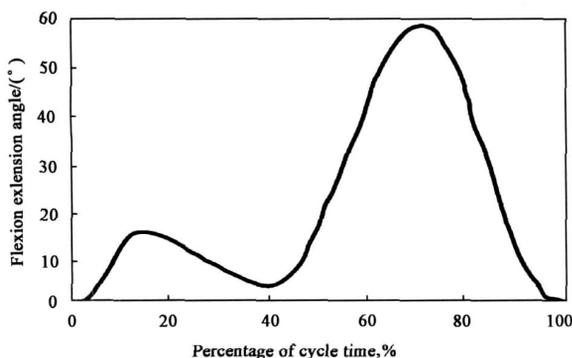


Fig 1 Variation of flexion angle with cycle time

图 1 运动周期内屈伸角随时间变化的示意图^[10]

2004 是基于膝关节位移的试验机标准,规定模拟器轴向载荷、屈伸/伸展角运动、前后位移和胫骨旋转角控制曲线,力或位移误差控制在其最大值的 $\pm 5\%$,时间循环误差控制在 $\pm 3\%$. ISO 14243 -

2: 2002 规定了评估人工膝关节磨损的方法,基本参数如下:摩擦学试验频率为 1.0 ± 0.1 Hz,润滑液体为 $25\% \pm 2\%$ 的小牛血清去离子水平衡溶液,环境温度维持 37 ± 2 的范围,至少总共 5×10^6 次循环.

2 磨损试验机

2.1 磨损试验机应用概况

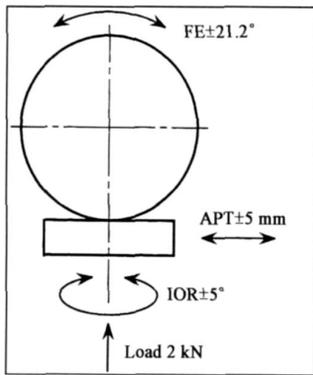
针对天然膝关节的运动特点,结合不断发展完善的磨损试验标准,为实现对人工膝关节摩擦磨损性能的评价,各国研究人员开发了多种人工膝关节模拟试验机.研究人员通过人工膝关节模拟试验机进行长期的大循环量的测试,检测人工膝关节的摩擦磨损性能并进行整个关节的寿命预测,以验证人工膝关节的几何外形和自身结构是否能够适应手术置换后病人的需要. Ungethum^[13] 等认为关节模拟试验机必须满足以下几个条件:伸屈、内外及轴向运动;运动范围可无级调节;施加载荷具有双峰值的循环形式;载荷的最大和最小值需连续可调;周期连续可调;可测试目前商用关节假体而不需要对其进行预处理;温度可控的润滑介质;磨损微粒过滤以备分析;可测量摩擦力矩、变形、加载、阻尼及假体滑动表面温度.目前试验机主要分为 3 类:球面接触型、假体力运动和运动直接控制型、膝关节肌肉力重建型^[14]. 球面接触型是通过人工膝关节材料的球头与人工胫骨材料平台配对或圆盘面与平台接触实现;假体力运动和运动直接控制型通过直接控制假体的力和运动方式实现;膝关节肌肉力重建型采用各种驱动装置,通过模拟膝关节股四头肌等肌肉力作用,重建膝关节和股骨关节实现膝关节受力和运动模拟.

在不同的试验机上研究人员采用不同方法进行试验.球面接触型膝关节模拟试验机主要用来对原始假体材料进行摩擦学性能研究;膝关节肌肉力重建型和假体力运动和运动直接控制型则不但对不同类型假体设计进行摩擦学性能研究,还对与人工膝关节摩擦学性能紧密相连的运动方式和应力分布进行研究.假体力运动和运动直接控制型人工膝关节模拟试验机可以用上述国际标准化组织的三个标准加以规范,很多研究人员和一些公司也已经开始按照这三个标准进行试验,如 Bamett 等^[15] 就是根据 ISO 14243 - 1 进行试验.球面接触型和膝关节肌肉力重建型膝关节模拟试验机并无相应的 ISO 标准可以遵循,目前研究人员只是针对各自的研究目的进行设计.

2.2 球面接触型

球面接触型试验机制造和维护相对简单,主要侧重对材料的测试. Wang等^[16]采用一种圆盘与面接触的试验机对假体材料进行研究. 该试验机是通过把已有的往复式磨损试验机改造加入垂直轴向的旋转实现,圆盘以 1Hz 频率做 $\pm 30^\circ$ 绕水平轴往复旋转, UHMW PE 面以 1 Hz 频率 0 ~ 90 范围内绕垂直轴做内外旋转运动,恒定加载 1 150 N (15 MPa),每个周期移动 37.5 mm. Saikko等^[17]对已有的髌关节试验机进行改造得到球面接触型人工膝关节模拟试验机,原理和实物如图 2 所示. 屈曲、伸直运动 $\pm 21.2^\circ$;内、外旋转运动 $\pm 5^\circ$;前后位移 ± 5 mm,静态垂直加载 2 000 N,步态周期为 1.08 Hz Onate等^[18]

使用球面接触的膝关节模拟试验机,球试样做滚滑动组合运动,载荷 500 N (50 MPa),频率 2 Hz,用来对经过表面硬质镀层和氮离子注入后的钴铬铝合金球头与 UHMW PE 试验. 熊党生和林建明^[19]设计了一种多向运动和生理冲击加载膝关节模拟试验装置,包括转动的杯体,在杯体内设置关节软骨,与关节软骨组成摩擦副的球头沿水平轴正反 30° 角转动,其中球头直径为 20 ~ 60 mm,杯体内盛滑液并沿垂直轴以正反 $5^\circ \sim 15^\circ$ 转动,关节软骨四周连接 4 块弹性阻尼,关节软骨除参与摩擦力作用下水平面内的蠕动外,同时参与杯体沿垂直轴正反转,可变加载装置用在垂直轴轴向上加载生理冲击载荷,球头和关节软骨在生理冲击载荷作用下做摩擦运动.



(a) Close-up of simulator



(b) Principle of the simulator

Fig. 2 Artificial knee joint simulation test bench used by Saikko

图 2 Saikko 使用的膝关节模拟试验机^[17]

2.3 假体力 and 运动直接控制型

假体力 and 运动直接控制型试验机用于临床假体的测试,其数量最多且应用也最为广泛. 最初该型试验机大多只能模仿一两种膝关节运动,后期制造的此类试验机逐渐以 ISO 标准为参照,同时许多厂商也已推出针对 ISO 标准的此类试验机产品. Walker 和 Hsieh^[20]建立可同时对 9 副假体测试的试验机用于假体的测试,假体实现 45° 屈曲和伸展,沿股骨轴向施加 2 倍体重载荷. Paul 等^[21]使用可调节的气动四杆联动机构实现了股骨假体矢状面内的移动. Dowson 和 Gillis 等^[22]开发的模拟试验机在轴向加载的同时可以控制前后位移和屈曲伸直运动. Pappas 和 Buechel^[23]开发的模拟试验机除了能够控制上述 Dowson 试验机中的参数外,又增加了 12° 的内外旋运动. DiAngelo 和 Harrington^[24]开发了可以控制轴向压缩力和屈曲伸直角度的试验机,还用凸轮实现前后位移曲线. Grood 和 Suntay^[25]建立的试

验机具有 6 个自由度,包含了 3 种位移和 3 种旋转运动,有模拟软组织的装置,绕通过股骨的水平轴做屈曲伸展运动,内外翻运动水平轴垂直于屈曲伸展运动轴,前后位移沿内外翻运动水平轴进行. DesJardins 等^[26]使用的膝关节模拟试验机 (见图 3) 代表了目前试验机的最新形式,该试验机包括有 4 个工作台,可同时进行试验,每个工作台有 6 个自由度,能以 50Hz 频率取样,步态频率为 0.8 Hz,可以测试膝关节假体的载荷,并有弹簧等机构模拟软组织对关节的影响,试验机能同时测量关节各运动的具体参数.

2.4 膝关节肌肉力重建型

人工膝关节的摩擦磨损情况与其运动方式和应力变化密切相关,膝关节肌肉力重建型用汽缸或电机等驱动装置,模拟下肢中股四头肌和肌肉力,模拟膝关节受到的力和运动,可以同时模拟髌股关节和胫股关节,所以最接近真实状态,目前主要用来研究

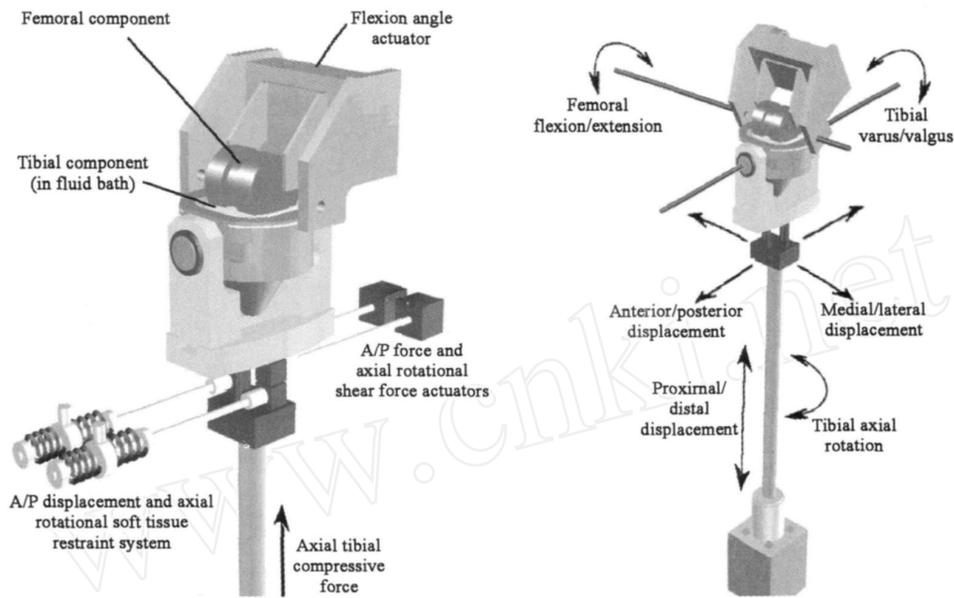


Fig 3 Artificial knee joint simulation test bench used by DesJardins

图 3 DesJardins使用的人工膝关节模拟试验台图^[26]

膝关节假体的三维受力和运动. Hersh等^[27]使用液压伺服技术实现了屈曲伸直、内外旋和前后移的运动. Rovick等^[28]建立了动态加载机构实现三维运动的控制. Elias等^[27]使用该型试验机研究固定承重式假体和活动承重式假体对人工膝关节运动的影响. Guess和Maletsky^[29]使用堪萨斯膝模拟器(KKS)最为典型,模拟器的运动都由伺服阀控制的液压缸实现,各轴上的位置和力都能测量和控制(见图4).股四头肌的作用由液压缸模拟实现,同时控制膝关节受力和运动以及髌部的屈曲角度,同时腓股关节运动也得以实现.他们还在电脑上建立仿真模型对整个过程进行预测,试验中实测结果和仿

真模型结果进行对比,得到仿真模型的限制条件,应用仿真模型控制试验机实现预置的人工膝关节三维的受力和运动方式.

3 磨损试验研究

3.1 UHMW PE材料的影响

为提高UHMW PE的性能,研究人员在不同类型试验机上对辐射处理和老化后的UHMW PE进行了大量试验. Wang等^[16]采用圆盘与平面接触试验机对假体材料进行研究,圆盘材料为钴铬钼合金,平面材料是UHMW PE,试验用的UHMW PE块分成4组,分别采用不同剂量的射线辐照.润滑剂为50%的牛血清溶液,共进行500万次循环测试.结果表明,当对UHMW PE块伽玛辐射剂量从5.0Mrad提高到7.5Mrad时磨损率降低30%,当对UHMW PE块辐射剂量从5.0Mrad提高到10Mrad时磨损率降低40%.增大UHMW PE块的内外旋转运动范围,磨损率明显上升. Saikko等^[17]使用球盘接触型人工膝关节模拟试验机,以牛血清为润滑剂,对UHMW PE使用未辐射样品、伽玛辐射过的样品和人工方法老化的样品进行测试.结果发现,辐射过和人工方法老化的样品磨损率较高;每百万循环磨损率在10.7到47.1mg范围,摩擦系数在0.043到0.063范围;试样表面被磨光,认为磨损主要由黏着引起;试样中一块伽玛辐射过并放置10a的胫骨平台假体在试验中出现严重分层现象,并由此认为氧化现象对胫骨

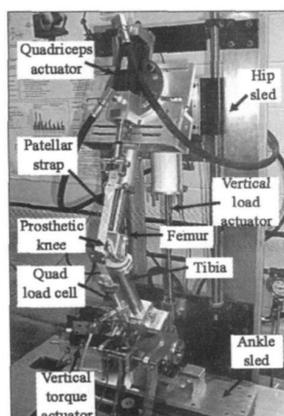


Fig 4 Kansas Knee Simulator

图 4 堪萨斯膝模拟器^[29]

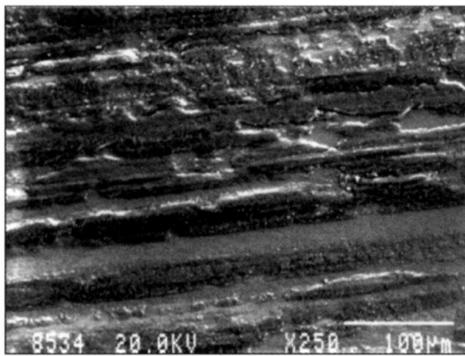
假体 UHMW PE性能影响较大。

假体力 and 运动直接控制型试验机也被用于 UHMW PE改性后的检测. Wang等^[16]用 MTS公司生产的含有 6个工作站的试验机对膝关节人工假体进行研究. 使用的是 Howmedica生产的人工膝关节假体,股骨假体为钴铬钼合金, UHMW PE关节面辐射处理, 屈曲、伸直运动 $\pm 23^\circ$; 内、外旋转运动 $\pm 14^\circ$; 前后位移 $\pm 12\text{ mm}$, 进行 500万次循环测试. 结果表明, 用 UHMW PE经辐射交联可有效提高耐磨性能, 原因是在应力作用下, UHMW PE分子链取向性作用下, 沿取向方向的纤维结构被增强, 垂直于取向方向的强度则下降, 易于发生横向断裂, 但辐射交联可以有效提高其强度减少分子取向的影响. Muratoglu等^[30]用 AMTI(Watertown, MA)公司的膝关节模拟试验机对未交联和交联过的 UHMW PE胫骨假体进行对比研究, 结果也表明 UHMW PE胫骨假体经过

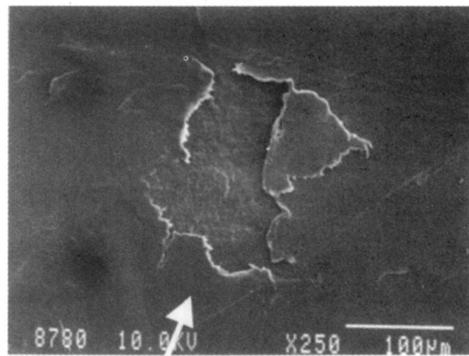
交联后与未交联相比能大大减少磨损。

3.2 球头材料的影响

Onate等^[18]使用球面接触试验机对经过表面硬质镀层和氮离子注入后的钴铬钼合金球头与 UHMW PE进行配对试验. 该试验机采用滚动和滑动组合运动方式模拟膝关节运动. 镀层材料为 TN和类金刚石, 对球头和 UHMW PE试样都进行氮离子注入, 其中对球头的处理方法符合 FDA和 ISO10993的生物相容性要求. 试验球头为镀层和渗氮之后的钴铬钼球头, 未经处理的钴铬钼球头和氧化铝人工股骨球头. 试验压力为 50MPa, 润滑剂是蒸馏水, 保持温度为 37 ± 2 . 进行 5×10^6 次循环, 相当于 3a的人工关节使用时间. 结果表明, 钴铬钼球头有刮痕, UHMW PE表面出现材料剥落 (见图 5), 当对球头的镀层和离子注入, 以及对 UHMW PE的氮离子注入时都极大减少了 UHMW PE的磨损. 张建华



(a) Co - Cr - Mo



(b) UHMWPE

Fig.5 SEM images of Co - Cr - Mo ball and UHMWPE surface

图5 磨损后球头和 UHMWPE 表面 SEM 照片^[18]

和苏世虎等^[31]采用连杆机构模拟关节弯曲 拉伸运动方式建立了仿生人工关节评价装置, 对氧化锆 - 超高分子量聚乙烯 (ZrO₂ - HMWPE)人工关节配副在小牛血清作为润滑介质条件下进行磨损性能测试, 结果表明 UHMW PE的磨损量与运动周期近似呈线性关系。

3.3 不同类型关节的运动和摩擦学性能

DesJardins等^[26]采用假体力 and 运动直接控制型试验机, 以去离子水为润滑, 测试 8种人工膝关节假体的运动性能. 以 50 Hz 频率取样, 步态频率 0.8 Hz, 每种膝关节假体测试 10个步态周期并加以平均, 得到股骨屈曲伸展角、胫骨轴向载荷、前后位移剪力和轴向扭转力矩. 结果表明, 不同类型人工膝关节在测试中力和运动参数有一定不同, 胫骨假体

运动范围是前 0.8 mm 前移位到 6.4 mm后移位, 内转角 14.13 到外转角 6.03 $^\circ$; 软组织模拟装置受力向前为 106 ~ 222 N, 向后为 19 ~ 127 N, 内旋扭矩 1.6 ~ 1.8 Nm, 扭矩 3.5 ~ 5.9 Nm.

Johnson等^[32]使用 AMTI(Watertown, MA)公司的假体力 and 运动直接控制型膝关节模拟试验机对 4种人工关节进行检测, 包括 3种固定承重式假体和 1种活动承重式假体. 3种固定承重式假体分别为 Insall/Burstein膝关节假体, NexGen保留交叉韧带的膝关节假体 2种, 其中 1种使用伽玛射线照射交联的 UHMW PE, 活动承重式假体为 NexGen的活动承重式膝关节假体. 该试验机具有 6个工作位, 可对 4个自由度进行控制, 包括轴向加载和 3种运动. 轴向压力 50 ~ 3 200 N, 频率 1.1 Hz, 润滑液是纯小牛

血清,保持温度 37 ± 3 , 共进行 5×10^6 个步态循环,运动控制采用 ISO/WD (1999) 14243 - 3 草案中的要求. 结果表明, Insall/Burstein 和 NexGen 公司固定承重式假体每百万循环磨损量 15.0 ± 0.8 和 14.4 ± 1.2 mg, 活动承重式假体每百万循环磨损量为 13.3 ± 1.1 mg, 并无显著差别, NexGen 假体中交联 UHMWPE 磨损量显著下降.

4 结束语

3 种类型试验机有各自特点, 试验方式也有差别: 球面接触型虽然结构简单但使用范围狭窄, 适于

初期对假体材料进行摩擦磨损性能试验; 假体力和运动直接控制型重建胫股关节, 能够进行长期磨损试验; 膝关节肌肉力重建型最接近真实关节, 完全重建膝关节股股关节和胫股关节, 但结构复杂难于进行长期磨损试验, 主要用于进行人工膝关节摩擦过程中关节运动和关节力的测量. Wang 等^[16]的试验中, 通过对比发现当胫骨假体做 ± 15 内外旋转运动时, 球面接触型试验磨损率为假体力和运动直接控制型试验的 1/2. 可见试验类型对结果的影响较大, 这就需要针对不同试验类型特点选择最合适的. 各种类型的不同可归纳为表 1.

表 1 人工膝关节模拟试验机比较

Table 1 Comparison of artificial knee joint simulation test bench

Type of test bench	Pair	Freedom	Joint	A in	Characteristic
Spherical contact	Prosthesis ball head and plates of prosthesis material	4	Tibial - femoral joint	Friction properties of prosthesis material	Simple structure, easily implemented, usage of wear tests
Forces and motions directly applied	Knee prosthesis	6	Tibial - femoral joint	Friction properties of knee prosthesis, kinematic test	Forces and motions are directly applied, usage of wear tests
Knee muscle force reconstruction	Knee prosthesis	6	Patella - femoral joint, tibial - femoral joint	Mechanical and kinematic tests	Complex structure, muscle forces in joints are reconstructed

许多学者使用上述 3 种类型膝关节模拟试验机, 对人工膝关节从材料磨损性能、磨损环境、试验机的设计以及关节的运动规律和磨损状态进行了研究, 我们认为今后需着重进行以下几方面的研究:

(1) 人工膝关节磨损性能受到较多因素的影响, 如关节材料的特性、关节的外形设计、磨损磨粒的特点以及关节内部的生物化学反应等多方面. 大多数学者在研究这些因素时以单因素研究为主, 对于多因素影响研究较少. 而且研究主要集中于对试验结果的描述, 很少对磨损机理进行深入探讨. 所以以后需要针对影响人工膝关节磨损的多方面因素, 对磨损机理进行研究.

(2) 人工膝关节的耐磨性与其日常使用中的运动学和力学性能息息相关, 今后需要把运动学和力学方面研究与磨损状态的研究结合起来, 进行磨损状况的预测.

(3) 膝关节肌肉力重建型对膝关节的重建最接近真实关节, 对人工膝关节摩擦学性能的研究有重要意义, 目前只用于力学和运动学测试, 今后需改造以适应磨损试验的需要.

(4) 人工膝关节能目前多采用体外试验, 缺乏真

实生理环境, 影响膝关节假体评测的真实性. 在膝关节模拟试验机改进和进一步试验中, 有必要考虑加入动物活体组织进行研究, 通过在试验中对动物组织的观察来考察人工膝关节对活体组织的影响.

(5) 目前人工膝关节的模拟试验研究主要集中于人正常行走步态中的磨损和运动规律研究, 对于人体其他日常基本动作缺乏研究. 人工膝关节的磨损是患者在完成各种类型基本动作中发生的, 各种动作引起的磨损具有巨大差异, 所以需要进一步扩大膝关节模拟试验的范围, 对其他各种日常动作的磨损进行研究.

(6) 运动直接控制型的试验过程和测量手段有 ISO 标准可以遵循, 球面接触型和膝关节肌肉力重建型则没用相关标准. 为使试验结果更加可靠和具有可比性, 今后的膝关节模拟试验中, 运动直接控制型试验机需要更加严格的按照 ISO 标准进行设计和试验, 球面接触型和膝关节肌肉力重建型试验机也需要有相关设计和试验标准.

参考文献:

[1] 葛世荣, 王成焘. 人体生物摩擦学的研究现状与展望 [J]. 摩

- 擦学学报, 2005, 25(2): 186 - 191.
- Ge S R, Wang C T. State of the Art and Prospect of Biotribology in Human Body[J]. Tribology, 2005, 25(2): 186 - 191.
- [2] 郭文正. 全膝人工关节:历史和生物力学 [J]. 国外医学生物医学工程分册, 1992, 15(6): 349 - 353.
- Guo W Z. Total knee replacement: history and biomechanics [J]. International Journal of Biomedical Engineering, 1992, 15(6): 349 - 353.
- [3] 吴志明, 王东, 罗华云. 现代人工膝关节之父 - John N. Insall[J]. 实用骨科杂志, 2007, 13(6): 376.
- Wu ZM, Wang D, Luo H Y. Father of modern artificial knee - John N. Insall[J]. Journal of Practical Orthopaedics, 2007, 13(6): 376.
- [4] 董纪元, 张健, 王岩. 根据患者类型选择不同类型人工膝关节假体植入后临床应用效果的回顾性分析 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2007, 11(8): 1563 - 1566.
- Dong J Y, Zhang J, Wang Y. Retrospective analysis of the function and clinical applications of different knee prostheses [J]. Chinese Journal of Clinical Rehabilitation, 2007, 11(8): 1563 - 1566.
- [5] 徐卫东, 毕霞, 裴福兴. 人工关节手术与康复 [M]. 北京:人民军医出版社, 2007.
- [6] 王慰年. 人工膝关节:理论基础与临床应用 [M]. 上海:复旦大学出版社, 2004: 352 - 353.
- [7] 吴海山, 吴宇黎. 人工膝关节外科学: 从初次置换到翻修手术 [M]. 北京:人民军医出版社, 2005: 26 - 35.
- [8] Kuster M S, Wood G A, Stachowiak K S, *et al* Joint load considerations in total knee replacement [J]. Journal of Bone and Joint Surgery, 1997, 79: 109 - 113.
- [9] YY 0502 - 2005. 中华人民共和国医药行业标准: 膝关节假体. 中国标准出版社, 2006.
- [10] ISO14243 - 1: 2002. Implants for surgery - Wear of total knee - joint prostheses - Part1: Loading and displacement parameters for wear - testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test International Organization for Standardization, 2002.
- [11] ISO14243 - 2: 2000. Implants for surgery - Wear of total knee - hip joint prostheses - Part2: Methods of measurement International Organization for Standardization, 2000.
- [12] ISO14243 - 3: 2004. Implants for surgery - Wear of total knee - joint prostheses - Part 3: Loading and displacement parameters for wear - testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test International Organization for Standardization, 2004.
- [13] Ungethüm M, Stallforth H. Systematisierung kunstlicher kniegelenke unter berücksichtigung von am natürlichen kniegelenk abgeleiteten konstruktiven merkmalen [J]. Archiv Für Orthopädische und Unfall - Chirurgie, 1977, 89: 227 - 237.
- [14] Walker P S, Blunn G W, Broome D R, *et al*. A knee simulating machine for performance evaluation of total knee replacements [J]. Journal of Biomechanics, 1997, 30(1): 83 - 89.
- [15] Bamett P I, McEwen H M, Auger D D, *et al* Investigation of wear of knee prostheses in a new displacement force controlled simulator [J]. Proc Instn Mech Engrs, Part H: J Engineering in Medicine, 2002(216): 51 - 61.
- [16] Wang A, Essner A, Stark C, Dumbleton J H. A biaxial line - contact wear machine for the evaluation of implant bearing materials for total knee joint replacement [J]. Wear, 1999: 701 - 707.
- [17] Saikko V, Ahlroos T, Cabnius O. A three - axis knee wear simulator with ball - on - flat contact [J]. Wear, 2001, 249(3 - 4): 310 - 315.
- [18] Onate J I, Comin M, Braceras A, Garcia, *et al*. Wear reduction effect on ultra - high - molecular - weight polyethylene by application of hard coatings and ion implantation on cobalt chromium alloy, as measured in a knee wear simulation machine [J]. Surface and Coatings Technology, 2001, 142 - 144: 1056 - 1062.
- [19] 熊党生, 林建明. 多向运动和生理冲击加载人工膝关节模拟试验装置 [P]. 中国, 200420078051. 8, 2005.
- [20] Walker, P S, Hsieh, H H. Conformity in condylar replacement knee prostheses [J]. Journal of Bone and Joint Surgery, 1977, 59B(2): 222 - 228.
- [21] Paul I, Chemack R, Manzi, S F, *et al* Total knee prosthesis deterioration [C]. Department of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, Industrial Liaison Program, 1980.
- [22] Dowson D, Gillis B J, Atkinson J R. Penetration of metallic femoral components into polymeric tibial components observed in a knee joint simulator [J]. American Chemical Society Symposium Series, 1985: 215 - 228.
- [23] Pappas M J, Buechel F F. On the use of a constant radius &oral component in meniscal bearing knee replacement [J]. Journal of Orthopaedic Rheumatology, 1994, 7: 27 - 29.
- [24] DiAngelo D J, Harrington I J. Design of a dynamic multi - purpose joint simulator [J]. Advances in Bioengineering (ASME), 1992, 22: 107 - 111.
- [25] Grood, E S, Suntay W J. A joint coordinate system for the clinical description of three - dimensional motions: application to the knee [J]. Journal of Biomechanical Engineering, 1983, 105(2): 136 - 144.
- [26] Desjardins J D, Walker P S, Haider H, *et al*. The use of a force - controlled dynamic knee simulator to quantify the mechanical performance of total knee replacement designs during functional activity [J]. Journal of Biomechanics, 2000, 33(10): 1231 - 1242.
- [27] Hersh J F, Hillberry B M, Kettelkamp D B. Laboratory knee simulation testing, preliminary results on three prostheses [J]. Transactions on Orthopaedic Research Society, 1981, 6: 211.
- [28] Rovick J S, Reuben J D, Schrage R J, *et al* Relation between knee motion and ligament length patterns [J]. Clinical Biomechanics 1991, 6, 213 - 220.
- [29] Guess T M, Maletsky L P. Computational modelling of a total

- knee prosthetic bated in a dynamic knee simulator[J], Medical Engineering & Physics 2005, 27(5): 357 - 367.
- [30] Muratoglu O K, Bragdon C R, Jasty M, *et al* Knee - simulator testing of conventional and cross - linked polyethylene tibial inserts[J]. Journal of Arthroplasty, 2004, 19(7): 887 - 897.
- [31] 张建华, 苏世虎, 陶德华. 基于仿生人工关节的评价装置及磨损试验研究 [J]. 摩擦学学报, 2006, 26(1): 32 - 35.
- Zhang J H, Su S H, Tao D H. Tester for bio - artificial - joints and experimental study[J]. Tribology, 2006, 26(1): 32 - 35.
- [32] Johnson T S, Laurent M P, Yao J Q, *et al* Comparison of wear of mobile and fixed bearing knees tested in a knee simulator[J]. Wear, 2003, 255(7 - 12): 1 107 - 1 112.

Recent Development on Artificial Knee Joint Simulation Test Bench and the Corresponding Biotribological Tests

LI Feng, WANG Cheng - tao

(School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: Artificial knee joint simulation wear test is an important requirement to evaluate artificial knee components in the design and production stages. This paper reviews recent advances in the artificial knee joint simulation test bench and the corresponding bio - tribological tests. Artificial knee joint simulation test bench includes three types, i.e. spherical contact type, type that forces and motions were directly applied and knee muscle force reconstruction type. The requirements and characteristics of the three kinds of experiments were discussed. The standards of artificial knee joint bio - tribological experiment were introduced. It is suggested to develop experiment in vivo, expand the measure range of body motion, and focus on synergistic effects of multi - factor on the wear mechanism of artificial knee joint and establish unified experimental standard for artificial knee joint.

Key words: artificial knee joint, biotribology, friction and wear behavior

Author: WANG Cheng - tao, male, born in 1940, Professor, e - mail: trib@sjtu.edu.cn