

DOI:10.7652/xjtuxb201408022

自适应优化控制的人工髋关节磨损 三坐标测量及评估方法

彭希锋¹, 王玲¹, 杨文剑¹, 赵元^{1,2}, 李涤尘¹, 靳忠民^{1,3}, 樊铂⁴, 董双鹏⁴, 张述⁴

(1. 西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室, 710049, 西安; 2. 山东威高骨科材料有限公司, 264209, 山东威海; 3. 英国利兹大学医学生物研究所, LS2 9JT, 英国利兹; 4. 天津医疗器械质量监督检验中心, 300384, 天津)

摘要: 针对目前三坐标测量在人工髋关节磨损评估上重复测量误差较大和准确性不高的突出问题, 提出了一种自适应优化控制的人工髋关节三坐标测量及磨损评估方法。该方法包括白杯表面采样点云分布的磨损自适应设计, 测量点触测矢量的优化控制以及构建相同体积计算区域, 并使用超高分子量聚乙烯(UHMWPE)髋臼杯对该方法进行了验证。研究结果表明: 与非相同体积计算区域方法相比, 在低于原来一半的测量成本下, 体积评估重复性偏差减小了 49.3%; 与随机的触测矢量方法相比, 在同样的点密度下, 体积评估精度提高了 32.4%~46.7%; 该方法的磨损评估结果与称量法对照, 表现出了有效的相关性($R^2=0.922\ 8$); 与称量法相比, 该方法表现出磨损分布统计分析能力, 为人工关节磨损分析和研究提供了更多的信息。

关键词: 人工髋关节; 磨损评估; 三坐标测量

中图分类号: Q819 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2014)08-0128-08

Optimized Adaptive Control for Evaluation of Artificial Hip Joint Volumetric Wear by Coordinate Measuring

PENG Xifeng¹, WANG Ling¹, YANG Wenjian¹, ZHAO Yuanyi², LI Dichen¹,
JIN Zhongmin^{1,3}, FAN Bo⁴, DONG Shuangpeng⁴, ZHANG Shu⁴

(1. State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 2 Shandong Weigao Orthopedic Device Co., Ltd., Weihai, Shandong 264209, China; 3. Institute of Medical and Biological Engineering, University of Leeds, Leeds LS2 9JT, UK; 4. Tianjin Medical Devices Supervision and Testing Center, Tianjin 300384, China)

Abstract: Compared with the gravimetric method, geometric method in terms of coordinate measurement (CMM) is endowed with advantage of direct determining wear volume and distribution on the articulating surfaces of artificial hip prostheses. The current volumetric measurement usually requires more measuring points and computational cost to surpass the limitations of bad repeatability and low accuracy. A new method of CMM measurement is proposed for collecting density of data adapted to the surface profile of worn area, controlling and optimizing probe contact angle and reconstructing calculative socket on the same region with better measuring accuracy and relatively lower calculating cost. UHMWPE cups are chosen to validate this approach. The results show that the repeatability error of volume evaluation is reduced by 49.3% with half as much as measurement cost for previous method and the accuracy is improved by 32.4%-46.7%, a correlation ($R^2=0.922\ 8$) exists between the new method and

收稿日期: 2014-01-06。 作者简介: 彭希锋(1987—),男,硕士生;王玲(通信作者),女,副教授。 基金项目: 国家科技支撑计划资助项目(2012BAI18B00,2012BAI22B01);中央高校基本科研业务费专项资金资助项目。

网络出版时间: 2014-04-16

网络出版地址: <http://www.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20140416.1746.002.html>

gravimetric method, showing its effectiveness, and the developed method enables to reconstruct the worn surface with detailed distribution.

Keywords: artificial hip joint; wear evaluation; coordinate measurement

目前,在人工髋关节体外实验研究中,评估磨损的主要方法有称量法和体积分析法^[1-2]。称量法应用简单,是目前广泛使用的标准测量方法,但其局限性包括:聚合物假体易受材料吸水性、温度、湿度等因素干扰而影响称量的精度;骨水泥型关节及其安装组件质量超出天平精确称量的量程时便无法测量磨损^[3];随着人工关节新材料的应用和制造技术的改进,诸如陶瓷关节^[4]、高交联超高分子量聚乙烯关节^[5]等新型关节的磨损率越来越低,其磨损质量难以通过称量法进行准确地测量。体积分析法的优势在于可以直接对关节表面磨损前后的尺寸变化进行测量,从而可同时获得关节表面的磨损分布和磨损量,更有利于对磨损机理的分析,因此引起了广泛的关注和研究。

体积分析法主要包括非接触式测量方法(微米 X 射线扫描^[6-7]、激光扫描^[8]等)和接触式测量方法(三坐标测量^[9-13]、圆度仪测量^[14]等)。对于非接触测量的方式,由于超高分子量聚乙烯关节材料的透光性,难以准确测量,使其通用性受到了限制。在接触式的测量方法中,圆度仪的二维测量特性使其难以用于磨损体积的测量^[14],三坐标测量因其测量精度高、测量能力强而被更多地应用于人工关节的体积磨损测量上^[1]。目前,三坐标测量在人工关节磨损评估的应用上主要有两大问题:一是三坐标测量方法的准确性不高或不明确,而且高度依赖于测量点数和机器精度,导致测量成本非常高;二是多次测量的重复性误差较大。Bills 等在其开发的方法中以 0.5 mm×0.5 mm 的均布测量点网格分别扫描臼杯的未磨损区域和完整内表面,然后在 CAD 软件中将两次测量数据拟合成 NURBS 自由曲面进行布尔运算,从而获得磨损体积,该方法直接应用到关节取出物的分析上,并未进行重复测量误差研究和准确性验证^[9]。Morris 等以 0.1 mm×0.1 mm 的均布测量点网格分别测量臼杯的磨损区域和其对称位置的未磨损区域,然后在 Cloud 软件中将未磨损区域拟合成最小二乘球面,通过软件特定的叠加算法计算磨损体积,该方法将磨损评估结果与称量法进行了对比,其误差分布较广,主要分布在磨损量的 15%和 50%周围^[10]。Raimondi 等使用 CATIA 软件将臼杯的未磨损区域和磨损区域拟合成初始球和

磨损球进行叠加计算,其重复测量评估体积偏差为±21.4 mm³,但准确性未进行说明^[12]。Barbour 等将臼杯内表面离散成金字塔体积单元进行计算,其重复测量评估体积偏差为±4 mm³,但准确性也未进行说明^[15]。重复性测量误差较高是三坐标测量方法在低磨损率关节磨损分析应用上的致命缺陷,而可靠的准确性是三坐标测量方法能够推广应用的前提。

因此,本文提出了一种自适应优化控制的人工髋关节磨损三坐标测量及评估方法,通过臼杯表面采样点云分布的磨损自适应设计,测量点触测矢量的优化控制以及构建相同体积计算区域,实现了减小重复测量误差和提高体积计算的准确性。为了验证该方法的有效性,使用超高分子量聚乙烯髋臼作为测量样品,通过手动制造不同程度的磨损量,研究了方法的重复性测量误差、不同点密度下的体积评估精度以及磨损评估能力。

1 三坐标测量磨损评估方法

1.1 样品和设备

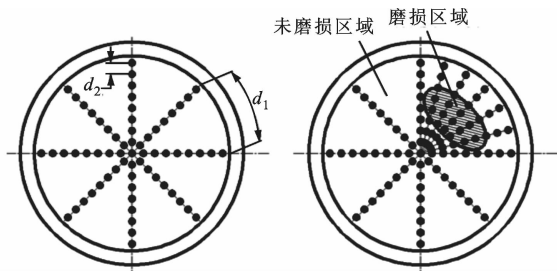
测量使用的样品是由威高骨科材料有限公司提供的超高分子量聚乙烯(UHMWPE)髋臼杯。样品包括内径 22 mm 和 28 mm 两种类别,每种类别各 3 个。

测量使用的三坐标测量机(型号为 Global Classic SR 757,制造商为青岛海克斯康)轴向位置精度为 $(1.9+3.3\text{ L}\times10^{-3})\mu\text{m}$,选用的触测针尖直径为 1 mm。

1.2 测量方法

三坐标测量评估磨损的准确性依赖于样品表面的测量点云数据质量。影响点云数据质量的因素主要有测量点间距^[11]、测量点的触测补偿^[16]等。细密的测量点有助于更加全面地覆盖关节表面的磨损特征,正确的测量点触测补偿则是为了获得准确的关节表面特征坐标信息,提高磨损计算的精度。为了提高测量点云数据的质量,以往大多采用高精度(0.7~0.9 μm)的机器和庞大的测量点数量(7 000~3 万)来进行人工关节的磨损测量^[10-11,13]。庞大的点云数据不仅增加了三坐标的测量成本,也会导致在磨损计算过程中占用大量的计算空间和时间,从而抑制了该方法的实用性。

采用点云分布的磨损自适应设计方法可以有效地减小测量点数量,其原理如图 1 所示。本文的采样点云布置为极点发散型分布(见图 1a),其特征在于,越靠近磨损区域,测量点在 d_2 方向上的间距越小,在 d_1 方向上的测量点间距维持不变。另外,为了更加全面地覆盖磨损区域的特征,臼杯磨损之后,在臼杯磨损位置减小 d_2 方向的测量点间距,从而有效地增加了磨损特征的测量点(见图 1b)。



(a)未磨损臼杯 (b)磨损臼杯
图 1 臼杯磨损自适应点云采样示意图

测量点云数据的质量不仅取决于测量点间距,还受测量点的触测补偿影响。之前的研究指出,触测补偿的随机性对体积计算精度有重要影响^[16]。为了使上述自适应设计测量点有准确的触测补偿,本文通过优化控制触测矢量来提高触测补偿精度,其原理如图 2 所示。若要精确测量 E 点,最优触测矢量是沿着球心 O 到 E 点的方向,但是由于臼杯表面加工精度,以及磨损后臼杯的变形等问题,不可能设置最优的触测矢量方向。因此,本文将触测矢量方向控制为测量坐标系基准点到测量点的连线 $O'E$ 方向(见图 2),当测针沿着 $O'E$ 方向触测 E 点时,提前在 D 点与测量表面接触,按照三坐标的半径补偿原理,实际测量结果为沿 $O'E$ 方向补偿测头半径之后的 F 点。本文测量坐标系基准点 O' 为臼杯内表面的最小二乘球心,其为理论球心 O 的优化逼近,所以测量结果点 F 与所需测量点 E 的误差较小。

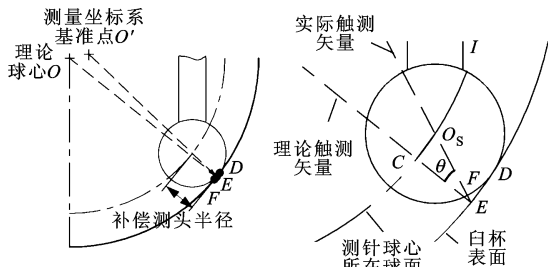


图 2 测量点的触测矢量设计

影响三坐标测量磨损评估方法重复性精度的一个重要因素是多次测量时改变了样品重新安放位

置,导致测量区域不一致从而引入计算误差^[16]。为了控制该计算误差,本文将臼杯的完整内腔作为计算区域,从而使重复测量后的磨损评估计算区域相同。为了达到以上目的,需要将臼杯内腔表面尽可能地测量完整。但是,根据三坐标的触测补偿原理,臼杯的上平面与内腔交界的棱边界是无法准确触测的。因此,本文通过臼杯上平面与内腔曲面的交线来构建出臼杯内腔的计算边界,这就要求有臼杯上平面的测量数据。所以,本文研究中的采样点云包括臼杯上平面和臼杯内腔表面的测量点数据(见图 3)。

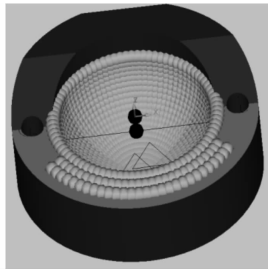


图 3 臼杯的最终测量采样点云分布示意图

将上述的采样点云分布和触测矢量设计通过 Matlab 生成测量路径文件(见表 1),导入三坐标测量机后即可进行测量,测量结束后,可从测量结果文件获得测量点的坐标信息。

表 1 测量路径文件信息

x	y	z	i	j	k
13.982 03	0	-0.709 09	-0.998 72	0	0.050 649
13.928 17	0	-1.416 36	-0.994 87	0	0.101 168
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$

注: (x,y,z) 为测量点的排布坐标信息; (i,j,k) 为测量点的触测矢量信息。

1.3 磨损体积计算

将测量点的坐标信息提取出来并分成臼杯上平面测量点和臼杯内腔测量点两部分,其组成形式为

$$\left. \begin{aligned} U &= [u_1, u_2, \cdots, u_l] \\ N &= [n_1, n_2, \cdots, n_m] \\ u_i &= (x'_i, y'_i, z'_i)^T \\ n_i &= (x_i, y_i, z_i)^T \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

式中: u_i 为臼杯上平面的测量点坐标; n_i 为臼杯内腔测量点坐标; U 为臼杯上平面测量点集合; N 为臼杯内腔测量点集合。

为了获得臼杯的完整内腔作为计算区域,需要使用臼杯的上平面作为截止边界面。因此,将臼杯上平面测量数据 U 按最小二乘法的准则拟合成空间平面,该平面的方程为

$$AX + BY + CZ + D = 0 \tag{2}$$

因为臼杯上平面与内腔交界的棱边界是无法准确触测的,而 N 中包含了该棱边界测量点数据,所以 N 不能直接用于臼杯体积的计算。在获得臼杯上平面方程后,利用臼杯内腔测量轨迹与该平面的交点替代边界测量点作为计算区域的边界点。其原理为:首先,将内腔测量点中边界测量点提取出来,形式为

$$\left. \begin{aligned} N &= [N_B, N_G] \\ N_B &= [b_1, b_2, \cdots, b_k] \\ N_G &= [g_1, g_2, \cdots, g_{m-k}] \\ b_i &= (x_{bi}, y_{bi}, z_{bi})^T \\ g_i &= (x_{gi}, y_{gi}, z_{gi})^T \end{aligned} \right\} \tag{3}$$

式中: b_i 为臼杯边界测量点的坐标; g_i 为臼杯内腔中非边界测量点坐标; N_B 为臼杯边界测量点集合; N_G 为臼杯内腔非边界测量点集合。然后,在臼杯未磨损时,将内腔测量点数据 N_G 以最小二乘法拟合成一空间标准球,该球的方程为

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 = r_0^2 \tag{4}$$

由此可得到臼杯未磨损时的最小二乘球心为

$$o(x_0, y_0, z_0)^T \tag{5}$$

利用 o 与边界测量点 b_i 下方的两个邻近臼杯表面测量点 g_i, g_{i+1} 可构建出一近似圆,其方程为

$$\left. \begin{aligned} (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 &= r_{bi}^2 \\ r_{bi} &= (l_{og_i} + l_{og_{i+1}})/2 \end{aligned} \right\} \tag{6}$$

式中: $l_{og_i}, l_{og_{i+1}}$ 分别为 o 点到 g_i 和 g_{i+1} 的距离。最后,联立式(6)和式(2)即可得到新的计算区域边界点和计算区域数据点集合为

$$\left. \begin{aligned} b'_i &= (x'_{bi}, y'_{bi}, z'_{bi})^T \\ N'_B &= [b'_1, b'_2, \cdots, b'_k] \\ N' &= [n'_1, n'_2, \cdots, n'_m] \end{aligned} \right\} \tag{7}$$

式中: b'_i 为新的计算区域边界点坐标; N' 为新的计算区域数据点集合。

获得臼杯内腔的计算数据 N' 后,任取 4 个在 d_1 和 d_2 方向上两两相邻的数据点,所选的 4 个数据点与未磨损时计算的最小二乘球心 o 构成一四面体单元(见图 4)。

四面体单元的体积 v_0 采用平均近似法计算^[16],将所有的四面体单元体积相加即可得到臼杯内腔的计算体积为

$$V = \sum v_0 \tag{8}$$

在臼杯磨损之前和磨损之后分别使用三坐标进行测量,然后同时以未磨损时的最小二乘球心 o 为

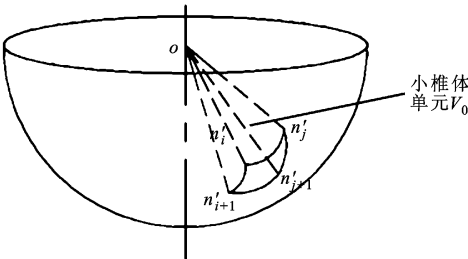


图 4 测量数据离散成四面体单元示意图

计算基准点,按式(1)~式(8)进行测量数据的处理和计算即可得到臼杯内腔的磨损体积为

$$\Delta V = V_w - V_U \tag{9}$$

式中: V_w 为臼杯磨损后的计算体积; V_U 为臼杯磨损之前的计算体积。

三坐标测量磨损评估方法的优势除了可以计算磨损体积,尤其是计算称量法难以测量的关节样品的磨损体积外,还可以重现臼杯表面磨损深度分布。在本文方法中,将磨损前后的测量数据与未磨损臼杯的最小二乘球心 o 进行匹配,在测量坐标系的三个轴向进行对齐,对 o 点到关节表面的径向距离进行布尔运算,可得到臼杯表面的磨损深度。最后,将带有磨损深度的点云数据在 Matlab 中通过图像函数来进行磨损形貌的三维重建。

1.4 评估方法的体积测量重复性验证

取一内径为 28 mm 的未磨损臼杯,重复测量 5 次,每次测量重新安装样品,测量网格尺寸为 0.8 mm×0.8 mm(共 3 300 个测量点)。测量数据通过 1.3 节方法进行计算处理,并分析每次计算结果相对于 5 次计算结果平均值的偏离程度。

1.5 不同点云密度的评估精度比较

取一直径为 22 mm 未磨损臼杯作为研究对象。测量参数如表 2 所示,按测量点网格尺寸的大小将臼杯内腔测量分为低密度(1.0 mm×1.0 mm)、中密度(0.8 mm×0.8 mm)和高密度(0.5 mm×0.5 mm) 3 种类型,每种类型重复测量 3 次,然后计算内腔体积。另外,每组测量的数据都采用最小二乘法拟合出一个半球,取所有拟合半球体积的平均值作为参照,将每组测量数据的体积计算结果与该参照做比较。

表 2 不同点密度下的测量参数

网格尺寸	臼杯内腔点数	臼杯上平面点数
1.0 mm×1.0 mm	1 242	46
0.8 mm×0.8 mm	1 978	56
0.5 mm×0.5 mm	4 536	84

注:测量点网格尺寸是指臼杯边缘测量点间的最大弧形间距。

2 磨损评估

使用电动球磨在 6 个臼杯样品内腔手动制造磨损,一共分成 3 个磨损阶段,每次磨掉约 10 mm^3 的材料。每次磨损后臼杯先按 ISO14242 的标准流程清洗并干燥,然后转移到温度为 $(25\pm3)\text{ }^\circ\text{C}$ 的三坐标测量室进行测量和计算。每个样品重复测量 3 次,每次测量重新安装样品。在所有的测量阶段中,根据臼杯的磨损调整测量点采样分布,未磨损区域最大测量点网格尺寸为 $0.8\text{ mm}\times0.8\text{ mm}$,磨损区域的最大测量点网格尺寸为 $0.5\text{ mm}\times0.5\text{ mm}$ 。

ISO14242 规定称量法是人工髋关节体外磨损测量的基本方法,所以为了验证三坐标测量磨损评估方法,将本文方法的磨损评估结果与称量法结果进行对照。称量法使用的天平(型号为 ES225SM, 制造商为瑞士 Precisa)分辨力为 0.01 mg ,其操作流程为:

- (1)将未磨损臼杯样品放至温度为 $(25\pm3)\text{ }^\circ\text{C}$ 、相对湿度为 $(45\pm5)\%$ 的称量室稳定,每隔 24 h 进行一次称量,每次称量重复 5 次,并取结果均值,当相邻 24 h 的称量结果差小于 0.1 mg 时,停止称量并记录结果。
- (2)臼杯在每阶段的磨损后,按 ISO14242 的标准流程进行清洗干燥,然后按步骤(1)进行同样的称量操作并记录结果。
- (3)将每阶段磨损的称量结果与未磨损时的称量结果相减,即可得到臼杯的磨损质量,然后除以超高分子量聚乙烯的密度 $(9.313\times10^{-4}\text{ g/mm}^3)$,得到臼杯的磨损体积。

3 结果与讨论

3.1 评估方法的体积测量重复性

图 5 是直径为 28 mm 臼杯每次测量后体积评估结果与 5 次结果平均值之间的差。由图可见,本文方法的 5 次测量的评估结果与其平均值之间相差较小,其最小偏差为 -0.204 mm^3 ,最大偏差为 0.496 mm^3 。

考虑到人工关节低磨损率的趋势,三坐标测量评估方法的低重复测量误差对其在人工关节磨损评估上的应用影响极为重要。影响三坐标测量评估方法重复测量误差的一个重要因素为多次测量时臼杯重新摆放方位差别导致的测量区域不一致,进而在磨损前后臼杯表面轮廓对比计算时引入误差。在以往的研究中,主要通过尽量保证臼杯的上平面的安

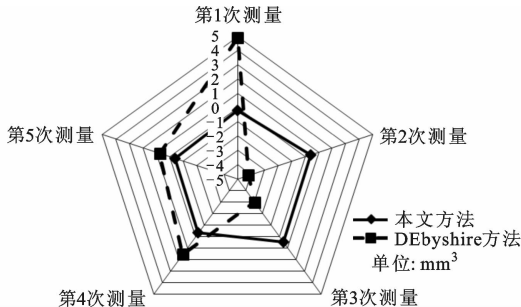


图 5 本文方法与 Derbyshire 方法的重复测量评估偏差

装水平程度^[16]和使用庞大的点云数据^[11]来减小三坐标测量法的测量重复性误差。以上措施效果不明显,并且测量成本过高。例如,已被广泛引用的 Derbyshire 方法^[16],主要通过限制臼杯安装水平程度来对臼杯进行重复性测量,然后直接对内腔进行体积计算。从图 5 可以看出,使用该方法的 5 次测量评估结果与其平均值之间的偏差较大($-4.204\sim4.906\text{ mm}^3$)。Lord 曾使用高分辨力($0.8\text{ }\mu\text{m}$)的三坐标测量机以 $6\,048\sim7\,128$ 个测量点测量金属关节,其重复测量评估的结果与其平均值之间的偏差为 $\pm0.720\text{ mm}^3$ ^[13]。本文使用普通精度($1.9\text{ }\mu\text{m}$)的测量机器,以较少的测量点数($3\,300$)获得了较好的重复测量结果偏差($\pm0.365\text{ mm}^3$),较 Lord 的测量方法减小了 49.3% 。这表明,本文通过 Matlab 自定义测量路径,同时测量臼杯上平面和内表面,然后对边界处进行插值替换,最后重新构建出臼杯完整内腔作为体积计算区域的方法能够以较低的测量成本保证较好的重复测量评估精度。

3.2 不同点密度的评估精度比较

直径为 22 mm 臼杯在不同点密度下测量后体积评估结果的对比见图 6。从结果可以看出,随着点密度的增加,其测量体积越接近最小二乘半球的体积,但是随着点密度的增加,测量时间也急剧增加,中密度($0.8\text{ mm}\times0.8\text{ mm}$)的体积测量结果与

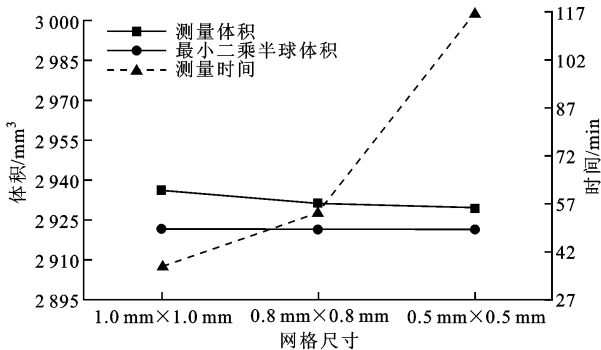


图 6 不同点密度下测量的臼杯体积评估结果

高密度(0.5 mm×0.5 mm)的体积测量结果相差仅 1.79 mm³,而两组数据的测量时间却相差了 1.27 倍。所以,综合考虑精度和效率两方面影响,中密度(0.8 mm×0.8 mm)的测量方式是较合适的选择。

文献[11]使用直径为 50 mm 的金属半球来研究不同点密度的测量精度,其三坐标测量点的排布同样为极点发散的方式,但未对触测矢量进行设计控制,在 0.981 mm×1.0 mm、0.785 mm×1.0 mm、0.392 mm×0.5 mm 3 种点密度下测量结果与金属最小二乘半球体积的差值分别为 21.01、17.98、4.57 mm³。图 6 中低、中、高 3 种点密度(1.0 mm×1.0 mm、0.8 mm×0.8 mm、0.5 mm×0.5 mm)的测量结果与最小二乘半球体积的差值分别为 14.20、9.59、7.80 mm³,在同样的点密度下,体积测量精度提高了 32.4%~46.7%。从上述结果可以看出,通过设计测量参数和优化控制触测矢量,有助于在较少测量点数下获得较高的体积测量精度。

3.3 磨损评估

图 7 为三坐标测量磨损评估方法与称量法在磨

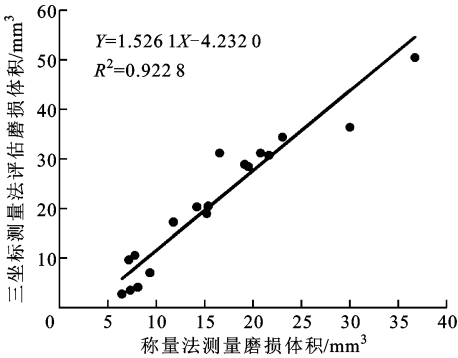


图 7 三坐标测量法与称量法磨损评估结果的对照

损评估结果上的对照。从图中可以看出,在 5~40 mm³磨损量范围内,三坐标测量方法与称量法在磨损评估结果上表现出了显著的相关性($R^2 = 0.9228$),这表明了本文方法应用于人工髋关节的磨损量测量的有效性。

图 8 为对白杯三坐标测量数据进行计算处理生成的白杯磨损分布图,从磨损分布可以清晰地了解白杯不同部位的磨损状况以及不同磨损阶段的磨损状况变化。另外,还可以单独提取出不同截面的磨损进行统计分析,如图 8 所示,对 YZ 平面上白杯表面在不同阶段的磨损深度单独进行统计,可了解其 在不同角度位置的磨损状况。

人工关节的磨损是运动、生理安装角度、测试环境、载荷等多因素综合作用的结果,单纯的磨损量对比难以对磨损的各个影响因素进行深入分析。三坐标测量磨损评估方法不仅能够测量关节的磨损量,还能进行磨损分布的统计分析,从而为人工关节磨损因素的分析 and 研究提供了强有力的工具。

3.4 三坐标测量磨损评估方法的影响因素

为了便于以后的研究中应用三坐标测量磨损评估方法,须对其影响因素进行分析、控制和优化。如图 2 所示,本文使用未磨损白杯的最小二乘球心 O' 作为白杯理论球心的优化逼近,并以此作为测量点的触测矢量基准点。根据机器的触测补偿原理,其触测误差为 l_{FE} ,由三角形余弦定理可得该误差的计算式为

$$l_{FE} = l_{O'SE} - r = r\cos\theta + (l_{CO_S}^2 - r^2\sin^2\theta)^{1/2} - r$$

(10)

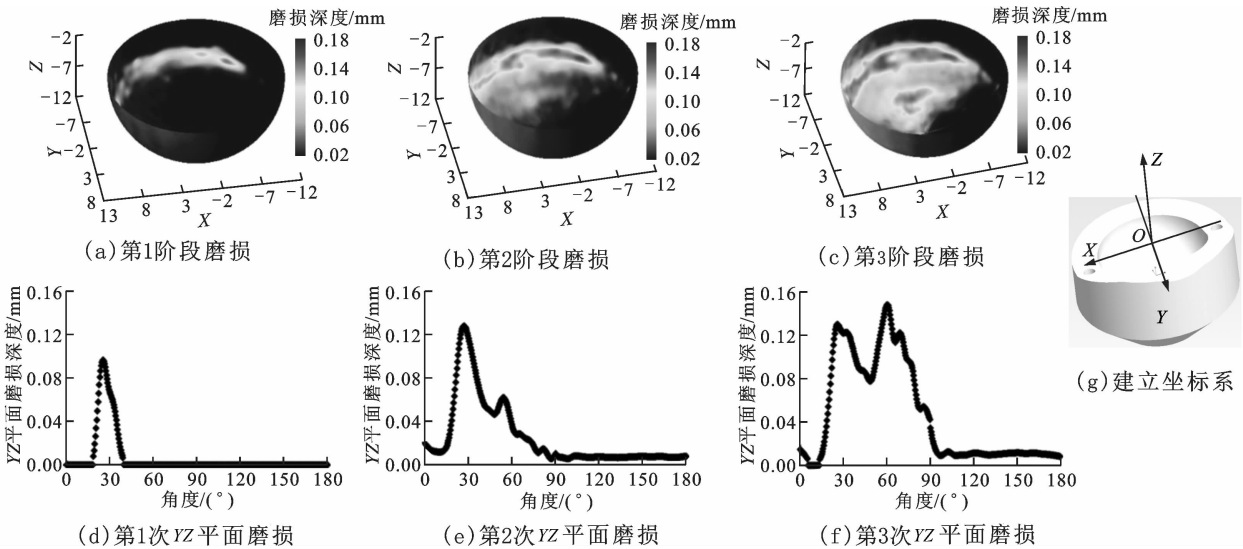


图 8 白杯在 3 次磨损阶段的磨损分布和 YZ 平面的磨损深度

式中: O_s 为测针球心; C 为理论触测矢量与测针球心所在球面的交点; r 为测针半径; θ 为理论触测矢量与实际触测矢量的夹角。

当最小二乘球心接近臼杯的理论球心时, θ 和 l_{CO_s} 趋于零,从而使误差 l_{FE} 趋于零。然而,由于实际加工中存在误差,髌臼杯的轮廓并不是完美的球形,导致其不存在实际的球心。对于本文方法,最小二乘球心接近理论球心的程度取决于臼杯的球度,也即 θ 和 l_{CO_s} 的大小取决于髌臼杯的球度。ISO7206-2规定聚乙烯髌臼杯在加工后其球度不超过 $100\text{ }\mu\text{m}$,本文根据ISO7206-2指导的球度测量方法,以最小二乘法为评定方法,使用三坐标测量机测量出的6个样品的球度为 $0.055\sim 0.061\text{ mm}$ 。这表明,未磨损的臼杯具有良好的加工球度,所以使用最小二乘法拟合的球心 o' 作为触测矢量基准点时,可使 θ 和 l_{CO_s} 较小,从而获得较小的测量点误差 l_{FE} 。

某一臼杯的内腔表面所有区域在第1次磨损阶段(约 10 mm^3)磨损深度值的概率统计见图9。从图中可以看出,测量结果中有少部分磨损深度为负值,这些负值的磨损深度主要由两方面原因造成:一是臼杯的超高分子量聚乙烯材料在不同的测量阶段,由于温度的变化导致臼杯内表面轮廓的膨胀和收缩^[1];二是在磨损时,由于磨损工具在超高分子量聚乙烯臼杯表面的载荷作用导致臼杯产生塑性变形和蠕变^[12]。因此,在人工关节的体外研究中应用三坐标测量磨损评估方法时,须对以上两个因素进行控制。可采取的措施有:①在测量前,将臼杯样品放至温度控制的测量室稳定一段时间,以消除部分由于温度变化和蠕变引起的臼杯样品轮廓变化;②臼杯在关节模拟机上测试时,设置对照关节样品,让对照样品仅受与测试样品相同的载荷但关节表面间没有相对运动,从而可通过对照样品体积的变化来消除部分由于臼杯塑性变形引起的体积测量误差。

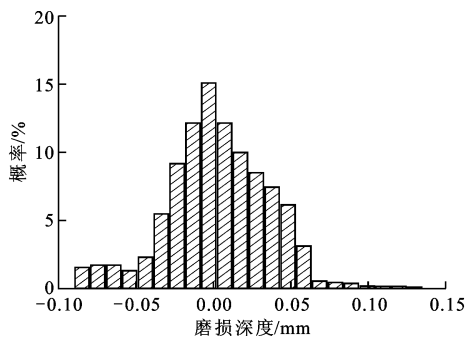


图9 臼杯第1阶段磨损深度的概率分布

另外,由于本文制造磨损的方法与体外研究中

臼杯在关节模拟机上的磨损差别较大,人为地引入了评估误差。如图8所示,本文在臼杯表面制造的磨损是不连续的坑洼状磨损特征,根据小椎体单元体积计算原理,不可避免地引入了计算误差。如图10所示,坑洼状不连续的磨损表面会引入多余的计算体积,这就是本文三坐标测量磨损评估方法的结果比称量方法大的原因(见图7)。然而,在实际的模拟机测试中,关节始终在正载荷的作用下进行相对运动,其表面的磨损特征是连续的^[17],因此本文所研究的三坐标测量磨损评估方法在人工关节体外磨损研究的应用上不会存在上述计算误差,其准确性可以获得进一步的提高。由于体外磨损研究中人工关节磨损实验周期较长(约1a),本文并没有使用模拟磨损的关节进行研究,这也是形成误差的部分原因。

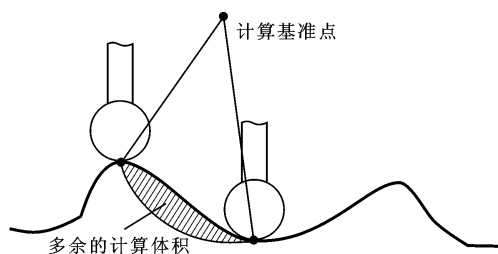


图10 坑洼状磨损特征引起的计算误差

4 结 论

(1)通过重构臼杯样品的相同体积计算区域,部分消除了多次测量时样品摆放不同导致测量区域不一致引起的体积评估误差。与非相同体积计算区域方法相比,在低于原来一半的测量成本(机器精度、测量点数)下,体积测量的重复性偏差减小了49.3%。

(2)通过测量前设计测量参数和优化控制采样点的触测矢量来保证测量数据的精确度,从而提高了计算的准确性。与随机触测矢量方法相比,同样的点密度下,体积评估精度提高了32.4%~46.7%。

(3)尽管受到了臼杯蠕变和人为非理想磨损表面的影响,在与传统称量法的对照中($R^2 = 0.9228$),本文所建立的三坐标测量体积磨损分析方法仍表现出很高的可靠性。

(4)三坐标测量体积磨损分析方法不仅能够通过直接对比磨损前后臼杯表面轮廓尺寸的变化,还可以利用测量数据生成臼杯的磨损分布图像,对不同部位的磨损状况进行统计分析,从而为人工关节的磨损和失效分析提供了更多的有用信息。

参考文献:

- [1] SAGBAS B, DURAKBASA M N. Measurement of wear in orthopedic prosthesis [J]. *Acta Physica Polonica: A*, 2012, 121(1): 131-134.
- [2] 崔长彩, 蒋向前. 人工关节磨损测量方法综述 [J]. *湖北汽车工业学院学报*, 2008, 22(4): 33-37.
CUI Changcai, JIANG Xiangqian. Measurements methods of artificial joints wear [J]. *Journal of Hubei Automotive Industries Institute*, 2008, 22(4): 33-37.
- [3] DEBYSHIRE B, HARDAKER C S, FISHER J, et al. Assessment of the change in volume of acetabular cups using a coordinate measuring machine [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers: Part H Journal of Engineering in Medicine*, 1994, 208: 151-158.
- [4] REINDERS J, SONNTAG R, HEISEL C, et al. Wear performance of ceramic-on-metal hip bearings [J]. *PLoS One*, 2013, 8(8): e73252.
- [5] ORAL E, MURATOGLU O K. Vitamin E diffused, highly crosslinked UHMWPE: a review [J]. *International Orthopaedics*, 2011, 35(2): 215-223.
- [6] JEDENMALM A, NOZ M E, OLIVECRONA H, et al. A new approach for assessment of wear in metal-backed acetabular cups using computed tomography: a phantom study with retrievals [J]. *Acta Orthop*, 2008, 79(2): 218-224.
- [7] JEDENMALM A, NILSSON F, NOZ M E, et al. Validation of a 3D CT method for measurement of linear wear of acetabular cups [J]. *Acta Orthop*, 2011, 82(1): 35-41.
- [8] TUKE M, TAYLOR A, ROQUES A, et al. 3D linear and volumetric wear measurement on artificial hip joints-validation of a new methodology [J]. *Precision Engineering*, 2010, 34(4): 777-783.
- [9] BILLS P, BLUNT L, JIANG X. Development of a technique for accurately determining clinical wear in explanted total hip replacements [J]. *Wear*, 2007, 263(7): 1133-1137.
- [10] MORRIS B, ZOU L F, ROYLE M, et al. Quantifying the wear of acetabular cups using coordinate metrology [J]. *Wear*, 2011, 271(7/8): 1086-1092.
- [11] BILLS P J, RACASAN R, UNDERWOOD R J, et al. Volumetric wear assessment of retrieved metal-on-metal hip prostheses and the impact of measurement uncertainty [J]. *Wear*, 2012, 274: 212-219.
- [12] RAIMONDI M T, SASSI R, PIETRABISSA R. A method for the evaluation of the change in volume of retrieved acetabular cups [J]. *Proc Inst Mech Eng: H Journal of Engineering in Medicine*, 2000, 214(6): 577-587.
- [13] LORD J K, LANGTON D J, NARGOL A V F, et al. Volumetric wear assessment of failed metal-on-metal hip resurfacing prostheses [J]. *Wear*, 2011, 272(1): 79-87.
- [14] HU X Q, HAN C M, WOOD R J K. A geometric method to measure the wear of hip joint [J]. *Wear*, 2011, 271(11/12): 2775-2781.
- [15] BARBOUR P S M, STONE M H, FISHER J. A hip joint simulator study using simplified loading and motion cycles generating physiological wear paths and rates [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers: Part H Journal of Engineering in Medicine*, 1999, 213(6): 455-467.
- [16] DEBYSHIRE B, HARDAKER C S, FISHER J. Assessment of the change in volume of acetabular cups using a coordinate measuring machine [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers: Part H Journal of Engineering in Medicine*, 1994, 208(3): 151-158.
- [17] KADDICK C, WIMMER M A. Hip simulator wear testing according to the newly introduced standard ISO 14242 [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers: Part H Journal of Engineering in Medicine*, 2001, 215(H5): 429-442.

[本刊相关文献链接]

- 朱琳, 贺健康, 刘亚雄, 等. 琼脂糖/胶原复合水凝胶的制备及性能研究. 2013, 47(10): 121-126. [doi: 10.7652/xjtuxb201310021]
- 宿月文, 陈渭, 朱爱斌, 等. 分形特征表面接触磨损模拟. 2013, 47(7): 52-56. [doi: 10.7652/xjtuxb201307010]
- 邹创, 陶涛, 梅雪松, 等. 机器人关节短筒谐波减速器接触计算与分析. 2013, 47(5): 82-87. [doi: 10.7652/xjtuxb201305015]
- 王烨, 贺健康, 刘亚雄, 等. 三维微流道支架直接压印成形方法. 2012, 46(10): 116-120. [doi: 10.7652/xjtuxb201210020]
- 朱林重, 连芩, 靳忠民, 等. PEGDA 水凝胶的光固化成形工艺及其性能评价. 2012, 46(10): 121-126. [doi: 10.7652/xjtuxb201210021]
- 豆增发, 高琳. 利用膜粒子群优化和信息熵的医学文本特征选择. 2012, 46(4): 45-51. [doi: 10.7652/xjtuxb201204008]
- 肖琪琳, 吕振林, 张珊珊, 等. 不同压力下 Ti_3SiC_2 陶瓷的干摩擦磨损性能研究. 2011, 45(2): 121-124. [doi: 10.7652/xjtuxb201102025]

(编辑 杜秀杰)