第一图书网, tushu007.com

<<并联仿生髋关节试验系统运动及 >

图书基本信息

书名：<<并联仿生髋关节试验系统运动及动力学分析>>

13位ISBN编号：9787030362575

10位ISBN编号：7030362578

出版时间：2013-1

出版时间：程刚、顾伟、 刘金龙 科学出版社 (2013-01出版)

作者：程刚，顾伟，刘金龙 著

页数：169

版权说明：本站所提供下载的PDF图书仅提供预览和简介，请支持正版图书。

更多资源请访问：http://www.tushu007.com

内容概要

《并联仿生髋关节试验系统运动及动力学分析》以3SPS+1PS型并联仿生髋关节试验机为研究对象，系统介绍了试验机的运动学分析、运动空间分析及优化、奇异位形分析、误差建模及运动学标定、动力学分析、刚度分析及优化、运动稳定性分析等关键问题，并设计研制出一台3SPS+1PS型并联仿生髋关节试验样机。

《并联仿生髋关节试验系统运动及动力学分析》可作为机械工程、运动生物学等专业的研究生教材，也可供从事并联机构、仿生机械研究与应用的科研和工程技术人员参考。

书籍目录

前言变量注释表第1章 绪论1.1 研究背景1.2 并联髋关节试验机研究现状1.3 人体步态研究现状1.4 并联机构研究现状1.4.1 并联机构运动学研究1.4.2 并联机构工作空间研究1.4.3 并联机构奇异位形研究1.4.4 并联机构运动学标定研究1.4.5 并联机构动力学研究1.4.6 并联机构刚度特性研究1.4.7 并联机构运动稳定性研究1.5 本书主要内容第2章 中国人正常步态运动特性分析2.1 引言2.2 人体步态分析方法2.2.1 试验样本2.2.2 试验设备2.2.3 试验方法2.2.4 数据采集2.2.5 数据分析2.3 试验结果2.3.1 中国男性/女性在时间/空间参数上的对比2.3.2 行走、跑步、下蹲及下跪运动学试验结果2.4 结果讨论2.5 小结第3章 并联髋关节试验机运动学分析3.1 引言3.2 试验机拓扑结构与参考坐标系3.3 运动自由度分析3.4 刚体姿态描述方法3.4.1 Euler角描述法3.4.2 方向余弦矩阵法3.4.3 四元数姿态描述法3.4.4 Rodrigues参数法3.5 运动学逆位姿分析3.6 运动学速度逆/正解分析3.7 加速度逆/正解分析3.8 运动学数值仿真3.9 小结第4章 并联髋关节试验机运动空间分析及优化4.1 引言4.2 运动空间约束条件及求解算法4.2.1 运动空间的约束条件分析4.2.2 运动空间的求解及优化算法4.3 运动空间与结构参数的关系4.4 运动空间优化指标及优化分析4.4.1 混合自由度并联机构的量纲一速度Jacobi矩阵求解4.4.2 运动空间优化分析4.4.3 基于Jacobi矩阵条件数均值的结构优化4.5 小结第5章 并联髋关节试验机奇异位形研究5.1 引言5.2 Grassmann线几何与Grassmann-Cayley代数简介5.3 机构静力学分析5.4 奇异位形分析5.4.1 基于Grassmann线几何的奇异位形分析5.4.2 基于Grassmann-Cayley代数的奇异位形分析5.5 奇异轨迹数值仿真5.5.1 线簇秩为1时奇异轨迹5.5.2 线簇秩为2时奇异轨迹5.5.3 线簇秩为3时奇异轨迹5.5.4 线簇秩为4时奇异轨迹5.5.5 线簇秩为5时奇异轨迹5.5.6 [abcg][defg]=[abdg][cefg]≠0时的奇异轨迹5.6 小结第6章 并联髋关节试验机误差建模及运动学标定6.1 并联髋关节试验机误差分析6.1.1 误差模型6.1.2 机构误差数值分析6.2 运动学标定6.2.1 集合参数6.2.2 运动学数值正解算法6.2.3 标定方法6.3 运动学标定数值仿真6.4 小结第7章 并联髋关节试验机动力学研究7.1 引言7.2 动力学分析坐标系建立7.3 逆运动学模型7.3.1 机构位姿矩阵化7.3.2 速度加速度矩阵化7.4 逆动力学分析7.5 动力学数值模拟7.6 小结第8章 并联髋关节试验机刚度分析及优化8.1 引言8.2 并联髋关节试验机刚度模型描述8.2.1 运动/静力学模型描述8.2.2 机构Jacobi矩阵求解8.3 并联髋关节试验机刚度及弹性变形8.3.1 机构各部件刚度求解8.3.2 整机刚度模型8.4 刚度数值分析8.4.1 机构弹性变形8.4.2 刚度优化8.5 有限元分析8.6 小结第9章 并联髋关节试验机运动稳定性研究9.1 引言9.2 并联髋关节试验机质点系Lagrange方程9.3 动力学方程消元处理9.4 动态分岔方程和一阶近似系统9.5 并联髋关节试验机运动稳定性分析9.5.1 Л я п у н о в 第一近似系统稳定性判据9.5.2 主动支链输入参数对并联髋关节试验机运动稳定性的影响9.6 小结第10章 并联髋关节试验机试验研究10.1 引言10.2 并联髋关节试验机的试制10.2.1 机械结构总体设计方案10.2.2 运动过程分析10.2.3 机械结构详细设计10.3 并联髋关节试验机控制系统结构10.3.1 控制系统结构10.3.2 数据传递模块设计10.4 并联髋关节试验机试验10.4.1 试验系统测试设备10.4.2 液压加载系统10.4.3 试验机系统安装与调试10.4.4 试验过程10.5 试验系统改进意见10.6 小结参考文献附录

章节摘录

第1章绪论1.1研究背景人工关节是人体重要的替代器官，它是模拟人体关节而制成的植入性假体，能够替换已损坏或病变的人体关节，从而恢复其运动功能。
目前，关节置换手术越来越普遍，全球每年进行的人工关节置换手术大概有100万例以上，其中髋关节和膝关节置换手术占了较大的比例，仅美国每年就有约873000人需进行髋关节或膝关节的置换手术，而且这个数字每年还以20%～30%的速度增长。
中国是人口大国，民政部门调查报告显示，中国肢体不适患者约有1500万，其中残疾约780万；全国有约300万骨损患者、3600万～4000万关节炎患者，需置换人工关节的患者有100万～150万。
据专家预计，中国对人工关节的需求量年增长为25%以上，年需求量将达到20万～30万套［1］。
目前，中国市场上可使用的人工关节数量大约为3万套，无法满足市场的需求，更多患者采用的是进口产品。
虽然进口产品性能比较好，但其价格昂贵，往往是国产同类产品的2～3倍。
另一方面，进口产品往往按照西方人种的生理特点进行设计，应用于中国种族可能会出现生物特性不匹配的问题，不仅造成置换手术的难度加大，还在很大程度上影响了患者的治疗效果。
因此，研究具有自主知识产权的人工关节试验技术，并将之应用于人工关节特性参数的评估上，不但可以提高人民的生活质量，而且还能产生巨大的经济效益。
材料表面耐磨性能不是材料的内在性质，而是依赖于影响其摩擦性能的各种因素，如工作条件、配合面类型、周围环境等。
理论上，对于每一种新型的人工髋关节生物材料都应在摩擦磨损试验机上检测其摩擦学特性，而所选用的试验设备很大程度上影响了生物材料摩擦学试验的准确性［2～4］。
故所选用试验机应能模拟髋关节运动副的实际工作条件，如运动状态、接触方式、载荷及运动环境等［5］，以设计与人体髋关节摩擦条件相似的试验环境［6，7］。
研究者们还发现，对同一种材料性质的生物材料，在不同的摩擦磨损试验机上进行摩擦学试验，测得的结果相差却很大，这是由不同试验机所提供的摩擦运动机制不同造成的。
针对不同的生物材料摩擦学特性测试要求，选择能准确反映出工作参数和材料摩擦磨损特性的试验设备及方法［8，9］，是研究人工关节摩擦学试验机的重点。
因此，为能真实反映人工关节材料在植入后的摩擦磨损情况，在进行摩擦学试验时，应尽量采用具备模拟人体实际生物特性能力的试验设备来进行材料摩擦磨损性能的评估。
1.2并联髋关节试验机研究现状在20世纪60年代，美国润滑工程师学会列出了在用的200多种摩擦磨损试验机或设备［10］。
最近，多轴摩擦磨损试验机的应用，更好地模拟了人体的内部运动，这对于研究生物材料磨损具有特殊的意义［11，12］。
一般而言，实验室用的摩擦磨损试验机主要分为两类：（1）一类是用于研究材料固有摩擦学特性的快速测试试验机，此类试验机的试验周期短，试件制作方便。
试验机的运动形式简单，试验设备成本较低。
1965年以来，采用销盘、球盘、球环磨损试验方式的关节模拟试验仪器，如图1-1所示。
它们专用于测试材料的某种固有特性信息，使用的是较简化的人体关节假体磨损机制模型，其测试过程简单快速，但不能准确反映所测试材料的几何特性，对移植关节材料的磨损率测试不够准确［13～15］，试验结果相差较大。
（2）另一类是人工关节摩擦磨损试验机，此类试验机能够模拟人工关节在人体生理环境中的特性，如人体关节的实际运动、载荷及生理润滑情况等。
Saikko设计了做3轴往复摆动的髋关节磨损模拟试验机［16］，如图1-2所示。
此类髋关节磨损模拟试验机由串联机构组成，试验中将假体髋关节副按照实际髋关节解剖学位置安装，其摩擦环境也与人体内环境较为接近。
此类试验机可提供较为复杂的、动态的测试条件，但只能模拟人体髋关节的部分运动形式，不能提供全面的复合摩擦形式［16～22］。

目前，在不同的应用需求下，髋关节模拟试验机各种参数不尽相同，这些参数包括髋关节模拟试验机的自由度数、载荷、球杯的相对安装位置、工作台数量及润滑液的温度控制等。
表1-1总结了2001年以来出现的髋关节模拟试验机。
表1-1中，FE表示弯曲/外伸角，AA表示外展/内收角，IER表示内旋/外旋角，BI-AX表示双向摆动角。
其中的几种典型髋关节模拟试验机的结构系统如图1-3所示。
图1-3（a）是Helsinki大学研制的HUT-4型髋关节试验机，以简化的关节运动曲线代替人体髋关节实际的运动曲线来模拟正常行走时关节运动状态，存在较大的误差。
图1-3（b）是Harris研制的AMTI髋关节试验机，可较好地模拟人体髋关节在步行和爬楼梯等运动过程的轨迹，但与实际情况存在一定差距，且结构较为复杂。
图1-3（c）是美国ShoreWestern公司研制的髋关节试验机，可模拟人体髋关节的一维运动并施加循环载荷，并在每一运动循环内设置不同的载荷曲线，加载力可达5000N。
图1-3（d）是Leeds大学研制的PROSIM髋关节试验机，以弯曲/外伸和内旋/外旋运动来合成试验时的髋关节运动，但却忽略了内收/外展运动，虽然这样降低了机械结构的复杂程度和系统控制的难度，但与人体髋关节的实际运动曲线仍存在较大差异。
尽管表1-1中所列出的髋关节模拟试验机，在髋关节运动模拟或者载荷施加方面，能够近似模拟人体实际髋关节正常步态时的部分运动和受载特性，但由于这些试验机的运动执行机构均为串联模块，所能提供的运动轨迹样式较少，不能提供不同的、全面复合的摩擦运动［5］，也无法施加相应动载荷。
相对于串联机构，并联机构具有高刚度、大承载、高精度、高速度、能模拟复杂运动等众多优点［23］。
目前，并联机构已得到了深入研究，并已成功应用于飞行模拟器装置、大型射电望远镜、微操作装置等方面。
受到并联模拟装置的启发，人们将并联机构运用到髋关节摩擦磨损试验机的研制上。
并联机构的上述优点，使得并联髋关节试验机能够模拟多种运动轨迹及动载荷的加载，因此可较好地反映髋关节在多种运动方式中不同的生物运动学特性，能够提供更为可靠的髋关节关节材料评价平台。
1.3人体步态研究现状实际人体髋关节的运动过程较复杂，臼窝与股骨头之间有3个转动自由度：弯曲/外伸运动（FE）、外展/内收运动（AA）、外旋/内旋运动（IER），各自的运动范围如图1-4（a）所示。
从图中可看出，髋关节实际运动规律是不规则曲线，要模拟此运动规律非常困难。
2002年世界标准组织制定了人工髋关节假体摩擦磨损试验标准ISO14242—1：2002（E）［24］，该标准推荐的髋关节试验机运动角度如图1-4（b）所示，从图中可发现两者之间差异，这将导致试验机运动特性与人体真实运动特性之间存在差异。
因此，应对现有试验机进行改进，使其能尽可能真实地模拟人体髋关节的实际运动。
这就需要能模拟复杂运动轨迹的机构作为运动部件。
人体在行走、奔跑、跳跃等运动过程中，实际髋关节受到的载荷是动态变化的，而且其方向与人体股骨垂直方向存在一个角度，如图1-5（a）所示。
现有髋关节模试验机的加载方向与实际人体髋关节的受力方向不同，存在一定的角度差，如图1-5（b）所示；而且大多数试验机的加载机构采用悬臂式机构，受到机构刚度以及控制复杂程度的限制，通常加载力多为定值，这势必会导致试验机模拟的人工髋关节运动副间的接触应力情况与实际情况不符，而这样的差异会给试验结果带来一定的影响［25］。
ISO14242—1：2002（E）标准推荐的髋关节假体试验加载载荷变化曲线如图1-5（c）所示。
为了能够尽可能模拟人体髋关节真实的运动动力特性，应根据实际人体的接触力学特性，使髋关节模拟试验机具有变载荷加载功能，并正确调整加载方向。
这就需要运动部件具有较大结构刚度来承载动态加载力。

编辑推荐

程刚等专著的《并联仿生髋关节试验系统运动及动力学分析》以3SPS+1PS型并联仿生髋关节试验机为研究对象，系统介绍了试验机的运动学分析、运动空间分析及优化、奇异位形分析、误差建模及运动学标定、动力学分析、刚度分析及优化、运动稳定性分析等关键问题，并设计研制出一台3SPS+1PS型并联仿生髋关节试验样机。

版权说明

本站所提供下载的PDF图书仅提供预览和简介，请支持正版图书。

更多资源请访问:http://www.tushu007.com