人造骨杨氏弹性模量的测量与材料物理稳定性的研究

刘 盈[1], 曹正东[1], 陆申龙[2]
(1. 同济大学 物理系, 上海 200092; 2. 复旦大学 物理系, 上海 200433)

摘 要: 人造骨是骨科治疗中的新材料, 将该材料引入到弯曲法测杨氏模量中, 可作为医用物理设计性实验。对人造骨材料杨氏弹性模量测量结果发现其值与生物骨参数较为一致, 生物相容性好。笔者还研究了它与湿度、温度及生理盐水浸泡的关系, 数据表明该材料的物理稳定性极好。

关键词: 人造骨; 杨氏弹性模量; 霍尔位置传感器; 医用物理实验
中图分类号: O4-33 文献标识码: A 文章编号: 1006-7167(2008)05-0039-04

Measurement of Young's Elastic Modulus of Artificial Bone and Study on Physical Stability of the Material

LIU Ying[1], *CAO Zheng-dong*[1], *LU Shen-long*[2]
(1. Department of Physics, Tongji University, Shanghai 200092, China;
2. Department of Physics, Fudan University, Shanghai 200433, China)

Abstract: Artificial bone is a kind of new material in orthopedic therapy. Inducting this material in the measurement of Young's elastic modulus with bending method can be used as medical physics design experiment. The measurement results of the Young's elastic modulus of artificial bone are coincided with that of biological bone, and indicate that it has fine biocompatibility. The relationship between Young's modulus and temperature, humidity or immersion in physiologic saline, were also researched. The results prove that the physical stability of the material is excellent.

Key words: artificial bone; Young's elastic modulus; Hall position sensor; medical physics experiment
CLC number: O4-33 **Document code**: A **Article ID**: 1006-7167(2008)05-0039-04

1 引 言

杨氏模量是描述固体材料抵抗形变能力的物理量, 是科研、生产中选择适当材料的重要依据。而测定杨氏弹性模量是理工科物理实验的经典实验, 该实验方法和实验内容极具代表性。为适应近年来医用物理实验改革与发展, 现将原实验进行改进, 在原有实验仪器设备上添加新材料、新方法, 达到与医学应用紧密结合的目的[1]。本实验就是利用霍尔位置传感器进行人造骨(PEEK)材料的杨氏弹性模量测定, 并改变实验环境来验证其良好的生物相容性。对于医学类本科学生来说, 该实验可以训练基本物理量的测量思想, 认识弹性模量、应力、应变等基本概念, 掌握简单生理环境的模拟, 并掌握逐差法、最小二乘法等数据处理方法[2]。该实验可以优化实验室资源配置, 提高实验课程的教学质量。现已在复旦大学物理实验中心开设本实验, 广泛受到师生好评。

2 人造骨简介

聚醚醚酮(PEEK)是一种全芳香半结晶性高聚物, 具有多种优良的综合性能: 对氧高度稳定, 具有坚韧、高强度、高刚性和耐蠕变的特点, 有突出的抗疲劳性和生物相容性。高性能碳纤维增强 PEEK 复合材料聚合物可以作为金属材料的替代物而应用于骨科治疗, 如作为假体植入人体, 替代原有的下颌骨, 腰椎等。

收稿日期: 2007-07-24
作者简介: 刘 盈(1984-), 女, 北京人, 在读本科生。Tel: 13761099070; E-mail: dekyo@sohu.com
通信作者: 曹正东(1948-), 男, 江苏兴化人, 副教授, 主要研究方向物理实验教学。Tel: 65989017.
陆申龙(1940-), 男, 浙江宁波人, 教授, 主要研究方向计量学, 科教仪器研究和物理实验教学。Tel: 65643085

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

美国用 PEEK开发长期植入人体的骨关节、韧带、肘关节、手指等很多部位, 应用效果很好[3]。金属及合金弹性模量较高, 如不锈钢 200 GPa, 钛合金 110 GPa, 而骨骼组织的弹性模量只有 10~30 GPa左右, 因而不能相匹配。松质骨的弹性模量范围在 (3.2~7.8) GPa之间, 皮质骨弹性模量为 (17~20) GPa。纯 PEEK弹性模量为 (3.86±0.72) GPa, 经碳纤维增强可至 (21.1±2.3) GPa, 与骨组织十分接近, 明显优于金属[4]。已有相关实验证明, 在一定温度下较长时间内的生理环境下, 其杨氏模量并未有较大改变[5]。另外, 由于其耐高温 (可在 280 °C下长期使用), 且摩擦系数小等特性, PEEK材料现已广泛应用于化学加工、齿轮、阀门内衬、轴承等工业方面。

3 实验部分

3.1 实验装置

人造骨材料杨氏弹性模量的实验装置为 FD-HY-1霍尔传感器法杨氏弹性模量测定仪。实验装置简图如图 1所示[6]。

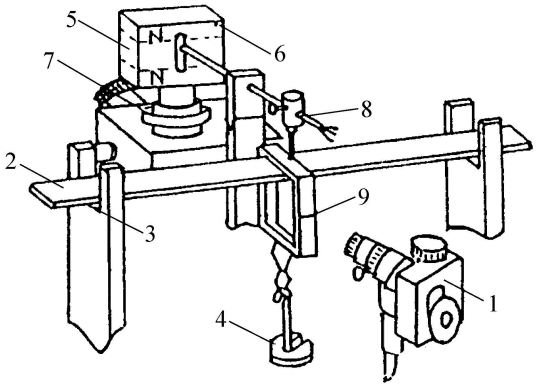

图 1 实验装置简图

1—移测显微镜 2—横梁 3—刀口 4—砝码 5—有机玻璃盒 (内装磁铁) 6—磁铁 (两块) 7—三维调节架 8—铜杠杆 (杠杆顶端贴有 95A 型集成霍尔传感器) 9—铜刀口上刻度线

当集成霍尔传感器在均匀梯度磁场中移动 $\Delta z'$ 时, 有输出霍尔电势变化 ΔU_H[7]

$$\Delta U_H = K' I \frac{\Delta B}{\Delta z} \Delta z' \qquad (1)$$

式中, $\frac{\Delta B}{\Delta z}$为磁感应强度梯度, I 为通过霍尔元件的电流, K'为霍尔元件的灵敏度。式 (1)说明: 由于梁弯曲的位移量 Δz 与 $\Delta z'$成正比, 所以将 ΔU_H 和 Δz 对应关系进行定标, 便可用电测法测量梁的位移量 Δz[6]。

用横梁弯曲法测杨氏模量 E 时, 有公式

$$E = \frac{d^3 m g}{4 a^3 b \Delta z} \qquad (2)$$

其中: d 为两刀口间距离, a 为梁的厚度, b 为梁的宽度, m 为加挂砝码的质量, Δz 为梁的中心在 mg 作用下而下降的距离, g 为重力加速度[8]。

3.2 实验内容和方法

(1) 对霍尔位置传感器进行定标。连接杨氏模量测定仪与数字电压表, 调节杠杆水平, 并使霍尔元件处于磁场中央。调节调零电位器使在初始负载情况下仪器指示处于零显示。调节读数显微镜, 使标线、叉丝、刻度都清晰可见, 记下初始读数值。

逐渐增加砝码, 精确测量传感器信号输出值 ΔU 和读数显微镜测量的位置变化 Δz, 即对霍尔传感器进行定标, 求出灵敏度 $K = \frac{\Delta U}{\Delta z}$。

(2) 测量人造骨及其他常见材料在通常环境下的杨氏弹性模量。将各待测材料分别放置在测定仪上, 逐渐增加砝码, 记录每次电压表的数值 U_i。根据已测定的灵敏度, 可得出相应的位移值 Δz, 代入公式 (2), 得到该材料杨氏弹性模量值。测量时要注意, 由于各材料厚度有差异, 需对仪器进行调整, 从而必须对不同材料重新定标。

(3) 测量人造骨在常温下湿度变化时杨氏模量的改变。将人造骨和毛发湿度计放置在一较大有盖容器内。容器内放有一盛有热水的蒸发皿为该小环境加湿。观察湿度计数值改变, 到达一定湿度后, 取出蒸发皿, 待内部稳定后, 将人造骨用薄膜包好, 进行杨氏模量的测量。

(4) 测量人造骨在温度变化时杨氏模量的改变。将人造骨上安装数字温度计探头, 用薄膜包好, 在防止浸水的条件下, 对其进行水浴加热。达到一定温度后, 迅速将其取出放在测定仪上测量杨氏模量。

(5) 测量人造骨在生理盐水环境中浸泡不同时间下杨氏模量的改变。将人造骨浸泡在质量分数为 0.9%的生理盐水中。在浸泡不同时间后, 分别取出测定其杨氏模量。

4 实验结果

4.1 公式 (2)中有关参量测量结果

刀口距离 $d = (22.83 \pm 0.01)$ cm。

试样厚度用千分尺测量, 宽度用游标卡尺测量, 厚度 $\bar{a}$和宽度 $\bar{b}$均为测量 10次的平均值。

表 1 各种材料的厚度和宽度

材料	厚度 $\bar{a}$/mm	宽度 $\bar{b}$/mm
人造骨	5.63±0.29	23.36±0.27
铸铁片	0.91±0.01	23.32±0.33
有机玻璃板 (厚)	4.15±0.33	23.44±0.54
有机玻璃板 (薄)	2.89±0.07	23.68±0.49

4.2 霍尔传感器的定标结果

以霍尔位移传感器测量人造骨时的数据进行定

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

标, 线性回归可求得灵敏度为 $K = \frac{\Delta U}{\Delta z} = 662.65\ \mathrm{V/m}$, 相关系数为 $r = 0.9997$, 线性良好。

表 2　人造骨的测量数据

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
砝码质量 /g	50.0	100.0	150.0	200.0	250.0	300.0	350.0	400.0	450.0
z /mm	3.220	3.309	3.409	3.500	3.601	3.707	3.788	3.882	3.971
U /mV	60	125	187	248	313	376	438	500	564

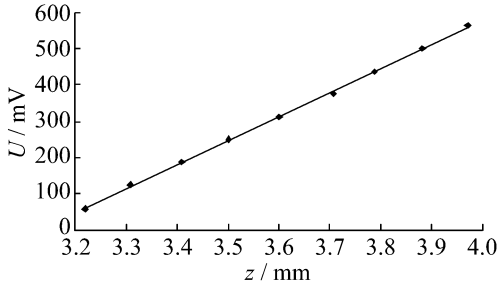

图 2　霍尔位置传感器静态特性曲线

4.3　人造骨及其他常见材料在通常环境下的杨氏弹性模量

表 3　各种材料在通常环境下的杨氏弹性模量 (气温 26.0°C)

材料	实验值 E /GPa	标准值 E_0 /GPa	百分差 /%
人造骨	3.65	3.70	1.3
铸铁片	185.7	181.5	2.3
有机玻璃板 (厚)	11.7	—	—
有机玻璃板 (薄)	12.3	—	—

实验结果误差均在允许范围内。

4.4　人造骨在常温下湿度变化时杨氏模量的改变

由于用弯曲法测量杨氏弹性模量试验装置测量误差一般为 3%, 由图 3和表 4可见, 与标准值的百分差大部分在 3% 以内, 可以认为人造骨材料的杨氏模量与湿度无关。

表 4　人造骨在不同湿度下的杨氏模量 (气温 25.0°C)

	湿度 /%						
	49	55	60	70	80	90	100
杨氏模量 E /GPa	3.59	3.54	3.71	3.54	3.54	3.67	3.77
与干燥试样相比百分差 /%	1.6	2.7	1.6	3.0	3.0	0.5	3.2

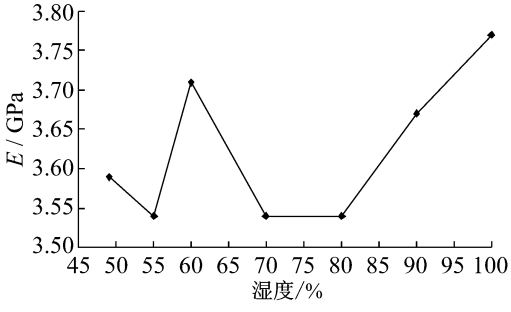

图 3　不同湿度条件下杨氏模量变化曲线

4.5　人造骨在温度变化时杨氏模量的改变

在图 4、图 5和表 5、表 6对以上两种材料进行对比后发现, 人造骨的杨氏模量与温度无关, 而有机玻璃则随温度升高弹性模量明显减小。

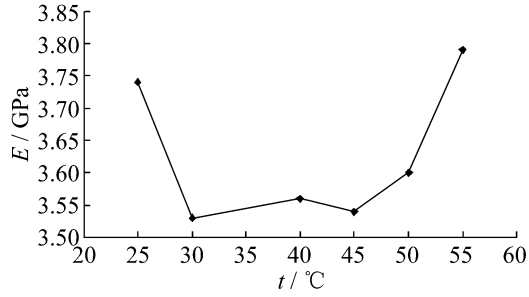

图 4　人造骨杨氏模量随温度变化曲线

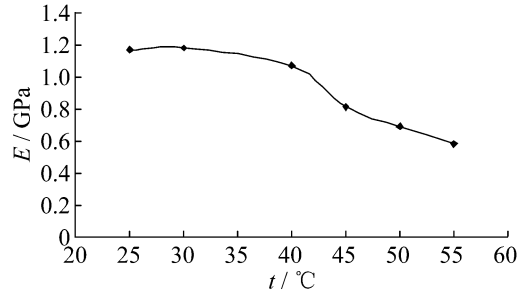

图 5　有机玻璃杨氏模量随温度变化曲线

表 5　人造骨在不同温度下的杨氏模量

	t /°C					
	55.0	50.0	45.0	40.0	30.0	25.0
杨氏模量 E /GPa	3.79	3.60	3.54	3.56	3.53	3.74
与 20.0°C 测量值相比百分差 /%	3.8	1.4	3.0	2.4	3.3	3.2

表 6　有机玻璃在不同温度下的杨氏模量

	t /°C					
	55.0	50.0	45.0	40.0	30.0	25.0
杨氏模量 E /GPa	0.58	0.69	0.81	1.07	1.18	1.17
与 20.0°C 测量值相比百分差 /%	49.6	40.2	29.8	8.1	1.5	0.8

4.6　测量人造骨在生理盐水环境中浸泡不同时间下杨氏模量的改变

从以上图 6和表 7可以看出, 人造骨的杨氏模量在 7天浸泡时间内基本没有变化, 可以认为, 人造骨的

(下转第 80页)

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

业实习是无法提供的), 并提供各种可能错误和正确操作模拟效果, 并及时将各种模拟结果展示给学生, 逐步侧重学生创新实验和开放式大学生实训, 解决目前社会企业无法为学生提供实际实习岗位, 从而为学生更好适应社会需求打下坚实基础。信息系统开发工厂经过两年来实验教学实践, 发现关键点主要在于模拟现实信息系统开发的效果, 模拟效果没有实际约束, 为了提高信息系统开发工厂实验效果, 今后在信息系统项目模拟上需要结合企业实际项目方面做进一步研究。

参考文献 (References):

[1] 张建林. 大学本科教学过程完整性与研究性学习 [J]. 高等教育研究, 2005, 26(2): 73-77.

[2] 瞿彭志. 经济管理类院校专业实验室建设的思考 [J]. 实验室研究与探索, 2004 (4): 76-79.

[3] 钟守机, 张晓青. 经济管理类专业实验教学平台的构建探讨 [J]. 实验室研究与探索, 2004(4): 67-68.

[4] 曾小彬. 试论经济管理类专业计算机模拟实践教学及其发展 [J]. 实验室研究与探索. 2003(6): 1-3.

[5] 杜 栋, 徐绪堪, 蒋亚东. 基于角色和流程的"信息管理与信息系统"专业核心实践教学环节设计 [J]. 实验室技术与管理, 2007. 24(1): 106-109.

[6] 尤赤矶, 刘林青. 基于 ERP的经济管理类综合实验教学平台的构建 [J]. 实验室研究与探索, 2005(2): 59-61.

[7] 王守茂, 刘 栋. 经济管理实验教学与实验室改革的相合性分析 [J]. 天津工业大学学报, 2001, 20(6): 16-18.

[8] 赵公民. 经济管理类专业的实验教学研究 [J]. 华北工学院学报 (社科版), 2004(2): 66-67.

(上接第 41页)

表 7 人造骨生理盐水环境中浸泡不同时间下的杨氏模量 (气温 28.0°C)

	浸泡时间				
	15 min	1 h	1 d	3 d	7 d
杨氏模量 E /GPa	3.62	3.64	3.65	3.60	3.68
与干燥试样相比百分差 δ/%	0.8	0.3	0	1.4	0.8

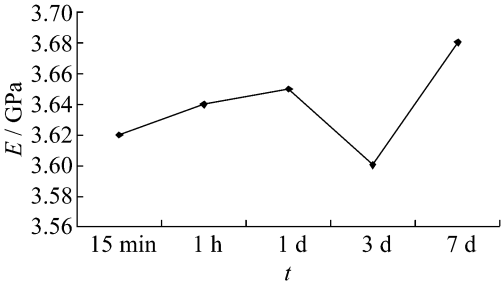

图 6 生理盐水环境中浸泡不同时间下人造骨的杨氏模量变化曲线

杨氏模量与生理盐水浸泡无关, 但有数据表明有机玻璃浸泡在水中, 其杨氏模量却有较大变化 (数据略)。

4.7 小 结

人造骨材料杨氏弹性模量测量结果在松质骨弹性模量数据范围内, 与生物相容性好; 并且具有良好的稳定性, 在不同温度、湿度及生理盐水浸泡下其杨氏弹性模量均无明显变化。

5 结 语

笔者对人造骨材料杨氏弹性模量进行了测量, 研究了人造骨的该项参数与湿度、温度及生理盐水浸泡的关系, 并与一些常见的材料进行对比, 证明该材料物理性质稳定, 生物相容性好且无毒, 适合做人体骨骼替代材料。该实验有以下特色: 首先, 其实验装置在原有读数显微镜的基础上增加了霍尔位移传感器, 可以让学生在进行经典实验的同时, 对传感器测量物理量有所认识和体会。这作为基础实验拓展是合适而新颖的, 适合在高校内推广。第二, 人造骨是近年来医学应用中热门的新材料, 现已应用于骨科治疗, 作为骨骼的替代品植入人体。将其及时的引入到基础教学中具有时代感, 该实验在复旦大学物理教学实验中心开设, 广泛受到医学类师生的好评。第三, 本实验采用新材料对原杨氏模量实验进行改进, 从中我们可以受到启发: 如对于工科物理实验, 可以采用机械、汽车上应用的热门材料制作实验的配套试样, 更好的激发工科学生对物理实验的兴趣。

参考文献 (References):

[1] 陆申龙, 马世红, 冀 敏. 医药类物理实验课教学改革的探讨与实践 [J]. 物理实验, 2005(12): 20-22.

[2] 曹正东, 陈铭南, 王慧智, 等. 同济大学医药类物理实验改革探索 [C] //2005年全国高校非物理类专业物理教育学术研讨会论文集, 2005.

[3] 王建营, 朱治国, 孙家跃, 等. 聚醚醚酮人造骨关节材料研究 [J]. 化学世界, 2004(1): 53-54.

[4] 石志才. 碳纤维聚醚醚酮复合材料及颈椎椎间融合器的研究 [D]. 第二军医大学博士论文, 北京: 国家图书馆, 1998.

[5] 石志才, 李家顺, 贾连顺. 三种碳纤维增强复合材料的体外力学性能 [J]. 第二军医大学学报, 1999, 20(10): 792-794.

[6] 游海洋, 赵在忠, 陆申龙. 霍尔位置传感器测量固体材料的杨氏模量 [J]. 物理实验, 2005(8): 47-48.

[7] 饶益花. 霍尔传感器及其在物理实验中的应用 [J]. 大学物理实验, 2004(3): 1-3.

[8] 金正宇, 张笛儿, 陆申龙. 一个经典力学实验测量方法的改进——霍尔传感器测杨氏模量 [J]. 实验室研究与探索, 2000, 19(2): 36-38.

© 1994-2010 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net