

文章编号: 1671-7104(2017)01-0051-05

血管力学特性测试装置

【作者】 郭占社^{1,2}, 宋珂^{1,2}, 梁向党³, 李博宇^{1,2}

1 北京航空航天大学仪器科学与光电工程学院, 北京市, 100191

2 北京航空航天大学虚拟现实与系统国家重点实验室, 北京市, 100191

3 解放军总医院骨科, 北京市, 100853

【摘要】 血管力学特性参数是血管重要指标之一, 对临床医学研究等具有重要意义。该文研制了一套全新的血管力学特性测试系统, 不仅实现了常规的一维拉伸断裂实验, 而且能对血管进行疲劳往复拉伸测试。该测试系统包括测试机械平台、基于FPGA的硬件测试电路及数据处理软件等。机械平台通过滚珠丝杠把电机的旋转运动转换为直线运动, 为血管拉伸提供轴向拉力。滚珠丝杠与力学传感器相连接, 用于实现对力学数据的读取。拉力作用下血管位移数据的读取通过光栅尺实现。对血管测试的结果表明误差在0.292%, 该系统完全可以实现对血管力学特性的测试。**【关键词】** 血管力学特性测试系统; 断裂试验; 疲劳特性实验; 往复拉伸测试**【中图分类号】** R318.0**【文献标志码】** A

doi:10.3969/j.issn.1671-7104.2017.01.014

Testing Equipment on Vascular Mechanical Properties

【Writers】 GUO Zhanshe^{1,2}, SONG Ke^{1,2}, LIANG Xiangdang³, LI Boyu^{1,2}

1 School of Instrumentation Science and Opto-electronics Engineering, Beihang University, Beijing, 100191

2 State Key Laboratory of Virtual Reality Technology and Systems, Beihang University, Beijing, 100191

3 Department of Osteology, General Hospital of PLA, Beijing, 100853

【Abstract】 The vascular mechanical parameters are important indicators for human vascular and they play important roles in clinical research. This paper developed a new vascular mechanical properties testing system. This system not only realizes the tensile rupture test in one dimensional, but also the reciprocating tensile test for vascular, which provides more comprehensive experimental data and theoretical basis for the study of human vascular. The system consists of three parts: the mechanical platform, hardware circuit and upper computer system. The mechanical platform transforms the rotation movement of motor into linear movement via the structure of ball screw. And the ball screw and tension sensor are connected, which is used for mechanical data reading. The displacement data is collected by displacement sensor. Experiments show that the accuracy is better than 0.292%, and could meet the demand of the testing of vascular biomechanical characteristics.**【Key words】** vascular biomechanics characteristics testing system, tensile breaking test, fatigue properties, reciprocating tensile test

0 引言

血管是血液循环的基础, 是人体循环系统的重要组成部分之一, 对于人类健康具有非常重要的影响, 血管特性的改变与很多人类疾病都有密切的关系, 对血管特性的研究^[1-4]已经成为现代生物医学的一项重大课题。但随着血管生物力学的发展, 对血管力学特性测试装置的要求越来越高, 目前国内外学者主要从材料力学的角度出发, 开发出了万能强力仪^[5-6], 但这种设备在血管力学特性测试中有着明显的缺点, 比如量程太大, 完全超出血管最大测量范围; 万能强力仪上的夹具并不能很好适应人体血管这种脆弱和不规则的材料; 并且这种仪器体积庞大价格昂贵。

本文着眼于人体血管的力学特性^[7-9]测试, 目的是研制微小力微小位移测试系统, 专门用于人体血管

生物力学测试等研究, 通过实现一维拉伸测试以及往复疲劳测试等, 进行人体血管的生物力学参数测试, 为人体血管的研究提供实验数据和理论基础。

1 测试系统整体设计

系统由三部分组成, 包括测试机械平台, 基于FPGA的硬件测试电路及数据处理软件。三部分相互配合, 实现以下功能: 为待测血管试样提供轴向拉伸力; 对待测血管拉力的实时检测; 对待测血管位移的实时检测; 对检测数据的处理与显示; 实现往复疲劳测试实验等。对应的研究内容为: 机械测试平台的设计与研发; 微小力测试的研究; 微小位移测试的研究; 数据采集系统的研究; 电机控制的研究等。

本测试系统的主要结构框图如图1所示。

机械平台通过滚珠丝杠结构, 将电机的旋转运动转换为直线运动, 为血管拉伸提供轴向拉力。滚珠丝杠与光栅尺和力学传感器相连, 用于实现力学信号的

收稿日期: 2016-05-25

基金项目: 国际合作项目资助 (2014DFA31230)

通信作者: 宋珂, E-mail: sk_1417@163.com

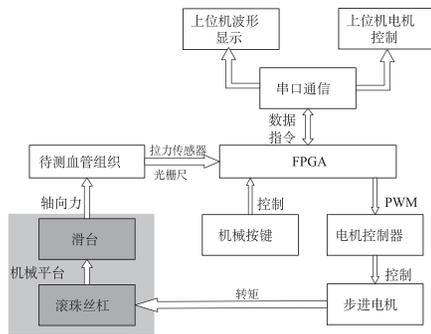


图1 测试系统结构框图
Fig.1 Structure diagram of testing system

读取，拉力作用下血管位移数据的读取通过光栅尺实现。机械平台并设计有特殊的卡具用于固定待测血管试样。

硬件电路基于FPGA设计程序，并通过外围电路实现电机驱动及运动方式控制；拉力及位置数据的检测、采集和传输；通过串口RS232协议与上位机进行通信等功能。

上位机软件通过MFC编制，实现了通过控制电机正反转实现对平台运动方式的控制，另外具有数据采集及处理的功能。

2 机械平台设计

本文以模块化设计的思想设计了测试机械平台，它主要包括三部分：拉力形成系统、三维工作平台、血管固定夹具。

2.1 拉力形成系统

系统完成涉及到电机的选型，测试机械平台的拉力形成系统包括驱动源与机械执行机构，在驱动源的选择上，由于人体血管所能承受的极限拉力一般在30 N以下，所以选择扭矩较小但是成本更低的步进电机就可以满足系统对驱动源的要求。系统框图如图2所示。



图2 拉力形成系统方案
Fig.2 Scheme of tension forming system

其中产生轴向拉力的机械执行机构，采用通过步进电机直接驱动丝杠，带动滑台运动。它具有传动链短、刚度大、传动精度高等特点，广泛应用于数控机床等领域。

丝杠选型 在丝杠选择上，采用图3的方式，直接将电机与丝杠相连的方式，这样的机械结构与输出转换关系相对比较简单，易于制造，并且相对速度较快，对于测试系统提高疲劳往复拉伸实验的频率有重

要作用。

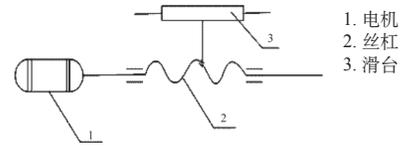


图3 丝杠滑台机械组合结构简图
Fig.3 Structure diagram of screw and slide platform

通过以上设计，制作了拉力形成系统。根据以上的分析与推导可以看出，本文所设计的测试机械平台上的拉力形成系统是可靠的，其实物图如图4所示。

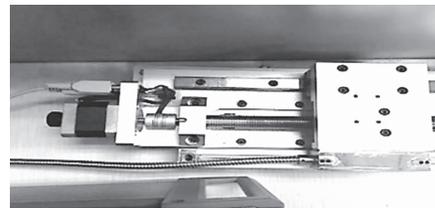


图4 拉力形成系统机械结构实物图
Fig.4 Picture of tension forming system

传感器选型 拉力传感器最终选用量程为50 N且易于安装的S型压力传感器，该传感器精度、灵敏度高，分辨率高，稳定性好，由于这种传感器采用差分输出，可以有效降低共模干扰对结果的影响，有利于后续信号调理电路的处理和模数转化；位移传感器为高精度光栅尺位移传感器，型号KA300传感器行程120 mm，最高精度为5 μm。

2.2 三维工作平台设计

在血管生物力学测试的实际实验过程中，经常需要根据待测血管试样大小形状的不同而调整血管固定夹具的位置。为使待测血管试样保持水平，必须至少有一端为活动可调节，这样才能提高一维轴向拉伸实验的精度，为此设计了xyz三维方向可调节的工作平台，其实物图如图5所示。

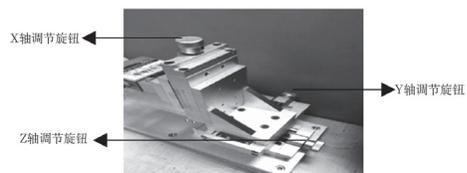
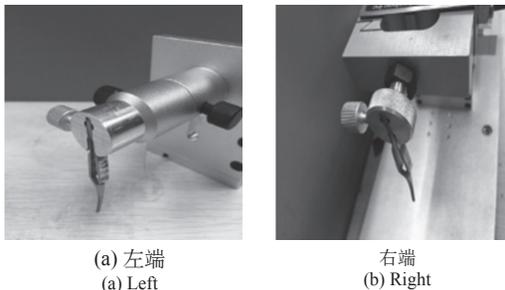


图5 三维工作平台实物图
Fig.5 Picture of 3D mechanical platform

为了固定待测血管试样，本文在医用血管夹的基础上专门设计了应用于血管生物力学测试的固定夹具。血管固定夹具有左右两端，实物图如图6所示。

左端血管固定夹具可以360°旋转，通过两级旋扭进行锁定，可根据具体实验情况的不同进行调节。通过机械固定结构与滑台相连，牵引待测血管试样的左端进行一维拉伸运动；右端血管固定夹具通过螺丝



(a) 左端
(a) Left
(b) 右端
(b) Right

图6 血管固定夹具
Fig.6 The fixture of vessel

螺母固定在S型拉压力传感器上，在实验中负责固定待测血管试样的右端。

2.3 机械平台整体结构设计

综上所述介绍了本文所设计的测试机械平台的主要组成部分：拉力形成系统、三维工作平台以及血管固定夹具。血管生物力学特性测试机械平台的实物图如图7所示。

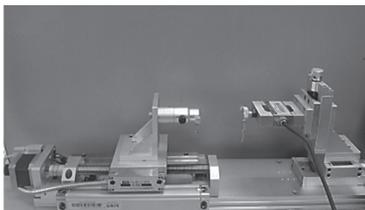


图7 机械平台实物图
Picture of the mechanical platform

通过后面设计的硬件电路与上位机软件便可以控制该测试机械平台，实现对待测血管试样进行的一维拉伸实验与往复疲劳实验，将实验数据进行处理以后得出血管生物力学特性参数，为人体血管的研究提供理论基础和实验数据。

3 测试系统硬件设计

3.1 电路功能介绍

本文所设计的测试系统硬件电路包括传感器信号处理电路、AD数据采集模块、位移检测模块、串口通讯模块、电机控制模块、FPGA及其相关配置模块等。硬件电路配合上位机实现数据采集、串口通讯、电机控制等功能。整体框图如图8所示。

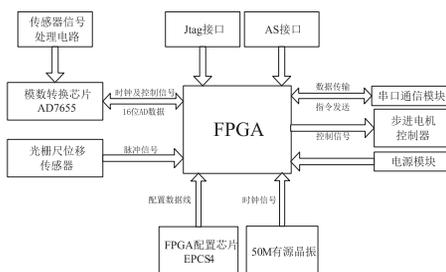


图8 基于FPGA的测试系统硬件设计框架图
Fig.8 SCH of hardware circuit based on FPGA

3.2 硬件电路实现

(1) 传感器信号处理电路 包括拉力传感器信号采集、放大及数模转换，处理电路前端为仪表放大器AD620芯片对信号进行放大，后端采用运算放大器OPA2277，设计了KRC有源二阶低通滤波器进行滤波，截止频率 f_0 为20 Hz，有效地去除了高频干扰，特别是广泛存在的50 Hz工频干扰。原理图如图9所示。

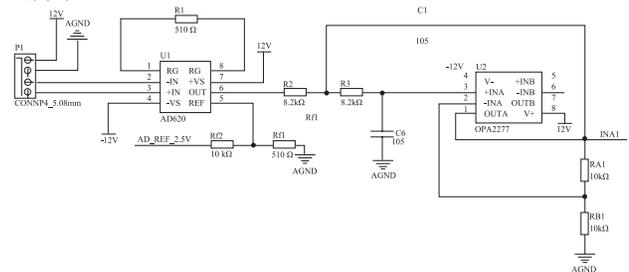


图9 传感器调理电路原理图
Fig.9 SCH of sensor conditioning circuit

(2) AD数据采集模块 是采用了4通道的，16位高精度的AD7655数模转换芯片，将经过信号调理电路处理以后的S型拉压力传感器输出信号转换为数字信号与处理器进行通信。

(3) 位移检测模块 位移检测模块的主要作用是光栅尺位移传感器供电并将其输出的两路脉冲信号直接输入到FPGA中，通过脉冲计数解得光栅尺读数头的位移量。

(4) 串口通信模块 实现硬件电路与上位机的通信，实现上位机对传感器信号的采集及处理的功能，并实现上位机对FPGA的指令控制以完成对电机运动实现智能操作。通讯模块采用了RS232传输协议，最大波特率为115 200。由于FPGA系统的高电平为3.3 V，采用了MAX3232芯片进行电平转换。

(5) 电机控制模块 电机控制模块的主要作用是上位机通过串口通讯发送到下位机的步进电机控制指令进行处理，实现对步进电机的驱动，来控制测试机械平台动作。电机控制模块的电路原理图如图10所示。

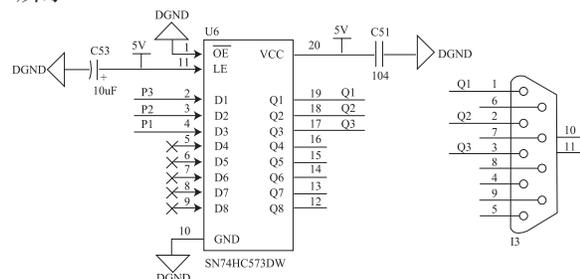


图10 电机控制模块原理图
Fig.10 SCH of motor control

(6) FPGA模块 FPGA模块的主要功能是实现A/D转换部分的逻辑控制、光栅尺数据的直接采集处理、电机控制、串口通讯等。功能实现需要经过综合、布局以后的Verilog程序烧写到FPGA芯片。调试过程中采用J-Tag这种被动配置的方式，每次断电程序自动擦除，方便程序调试；调试完成后需要通过AS配置这种主动配置的方式将程序保存在FPGA配置芯片EPCS4中，实现断电保存。配置方式原理图如图11所示。

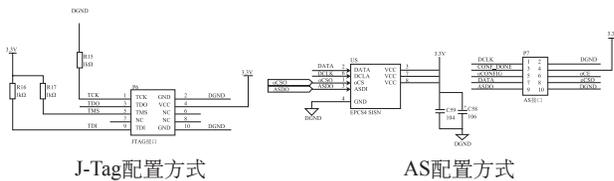


图11 配置方式硬件电路原理图
Fig.11 SCH of different configuring process

(7) 将以上各个模块的电路设计原理图进行编译、布局、布线以后得到了测试系统硬件电路图。电路实物图如图12所示。

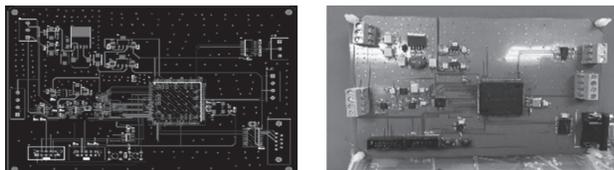


图12 测试系统硬件电路图
Fig.12 PCB and picture of hardware circuit

通过硬件电路与上位机的配合，实现以下功能：实时接收拉力、位移实验数据，进行波形显示与数据存储；对步进电机驱动器进行控制，实现速度、位移、往复次数可控的功能。

4 测试系统实验研究

4.1 测试系统标定试验

为测试系统的重复性与迟滞性，采用垂直测量的方法，使用500 g标准砝码对系统进行标定试验。表1中负载单位为牛顿(N)。标定数据如表1所示。

表1 测试系统标定实验数据
Tab.1 Experimental data of system calibrating

负载	正向1(V)	反向1(V)	正向2(V)	反向2(V)	平均值(V)
0	0.109	0.112	0.108	0.113	0.110
5	0.582	0.583	0.581	0.581	0.582
10	1.057	1.059	1.056	1.060	1.058
15	1.528	1.529	1.525	1.528	1.527
20	1.992	1.993	1.989	1.992	1.991
25	2.458	2.459	2.452	2.454	2.456
30	2.921	2.924	2.917	2.918	2.920
35	3.382	3.387	3.377	3.381	3.382
40	3.847	3.853	3.844	3.844	3.847
45	4.308	4.312	4.304	4.306	4.308
50	4.774	4.774	4.771	4.769	4.772

由标定实验数据拟合出的测试系统拉力标定拟合直线为：

$$y = 10.739x - 1.313 \quad (1)$$

$$r^2 = 1 \quad (2)$$

测试系统拉力标定拟合直线图如图13所示。

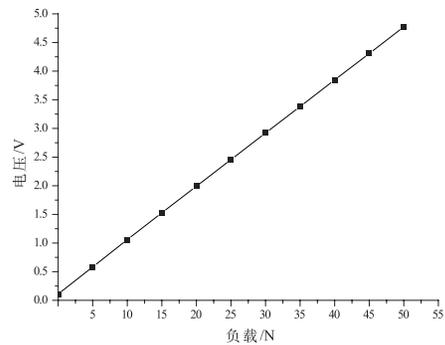


图13 测试系统拉力标定拟合直线
Fig.13 Fitting lines of tension calibrate

由图13可以看出，本文所设计的测试系统的拉力拟合曲线线性度很好。然后计算系统的线性度误差、迟滞误差、重复性误差，综合以上误差，完成系统的综合误差计算，计算公式为：

$$\epsilon_a = \sqrt{\epsilon_L^2 + \epsilon_H^2 + \epsilon_R^2} \quad (3)$$

其中， ϵ_L 为线性度误差， ϵ_H 为迟滞误差， ϵ_R 为重复性误差，最后解得测试系统的综合误差为0.292%，达到了测试系统的设计要求，能满足血管生物力学特性测试实验的要求。

4.2 血管力学特性测试实验

通过以上实验验证了设计系统满足血管力学特性测试的要求，在实际血管力学特性测试实验中，取新鲜的待测血管试样进行一维拉伸断裂实验并实时记录其拉力位移曲线等实验数据，计算各项力学参数值。

本次实验的待测血管试样为SD大鼠的腹主动脉血管，在301解放军总医院实验室内完成了待测血管试样的取材，如图14所示。经过测量，SD大鼠的腹主动脉血管的初始长度为4.3 cm。实验环境为室温22℃。

将大鼠血管通过平台上的夹具固定，完成一维拉



图14 SD大鼠血管取样
Fig.14 Vessel sample of SD rats

伸断裂试验,通过上位机软件观察血管力学曲线,记录力学参数值。实验图如图15所示。

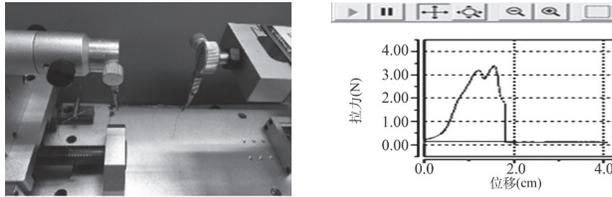


图15 一维拉伸断裂实验波形
Fig.15 Waveform of 1D tension rupture

通过上位机的数据绘图可以看出,在血管拉伸过程中,血管试样的一维拉伸断裂曲线并不是光滑的,而是呈波浪形地上升,并且出现了两个波峰。

这是因为血管组织是分层的,血管组织的内层结构与外层结构在轴向上的弹性并不相同,血管的内外层结构在一维轴向拉伸时并不会同时断裂,第一个波峰对应血管外层结构的断裂,第二个波峰对应血管内层组织的断裂。

4.3 实验总结

本文首先从血管的生物力学特性分析入手,根据血管生物力学测量的实验需求,给出了测试系统的设计要求,在此基础上,设计出了包括测试系统机械平台设计、测试系统硬件设计、测试系统软件设计三个方面的血管生物力学特性测试系统,并针对血管生物力学特性测试对系统进行了一系列优化设计,能进行血管试样一维拉伸断裂实验以及疲

劳往复拉伸实验等,并将实时采集的拉力位移数据显示并存储,为血管生物力学方向的研究提供了实验支持和理论基础。本测试系统精度较高,达到了0.292%的误差精度,成本较低,由于采用了模块化设计的思想,可扩展性较强,可以用于其他微小力与微小位移检测的实验场合。

参考文献

- [1] 钱秀清,张昆亚,张智河,等.基于膨隆实验的血管非线性力学特性确定方法[J].医用生物力学,2012,27(5):505-509.
- [2] 欧阳晨曦,周飞,王维慈,等.人股动脉血管的径向拉伸性能[J].中国组织工程研究与临床康复,2008,12(1):89-93.
- [3] 张一飞,余明华,唐杰,等.猪→人异种心脏移植中相关血管的生物力学特性[J].中国临床康复,2006,10(41):213-215.
- [4] 吕超霞,李文春,张兴华,等.门静脉高压症猪肺血管的生物力学特性[J].中国临床解剖学杂志,2008,26(1):95-98.
- [5] 刘维永,金振晓,顾春虎,等.去细胞猪主动脉瓣的构建及性能鉴定[J].中华医学杂志,2005,85(5):324-327.
- [6] 胡坚.浅谈对电子万能强力机强力,夹持片,测试速度对强力指标的影响[J].中国科技纵横,2014(16):60-60.
- [7] 周飞,徐卫林,欧阳晨曦,等.小口径微孔聚氨酯人造血管生物力学性能研究[J].医用生物力学,2008,23(4):270-274.
- [8] 吴卫.人体血管支架有限元分析与结构拓扑优化[J].大连:大连理工大学,2007.
- [9] 姜宗来.心血管生物力学研究的新进展[J].医用生物力学,2010,25(5):313-315.
- [10] New York: ASME, 1986, 2: 105-106.
- [15] 沈乃勋,吕恬生,朱香亭,等.用解析法求取膝关节运动时的瞬心轨迹[J].中国生物医学工程学报,1986,5(1):61-66.
- [16] Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, et al. A three-dimensional mathematical model of the knee-joint[J]. J Biomech, 1980, 13(8): 677-685.
- [17] Moeinzadeh M H, Engin A E, Akkas N. Two-dimensional dynamic modelling of human knee joint[J]. J Biomech, 1983, 16(4): 253-264.
- [18] Abdel-Rahman E, Hefzy M S. A two-dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint[J]. J Biomech Eng, 1993, 115(4A): 357-365.
- [19] 王西十,白瑞蒲, Tumer S T, 等.一个解剖基人体下肢的生物动力模型——第一部分:模型描述[J].力学与实践,2000,22(1):40-44.
- [20] Tumer S T, Engin A E. Three-body segment dynamic model of the human knee[J]. J Biomech Eng, 1993, 115(4A): 350-356.
- [21] Machado M, Flores P, Claro J C P, et al. Development of a planar multibody model of the human knee joint[J]. Nonlin Dynam, 2010, 60(3): 459-478.
- [22] Moeinzadeh M H, Engin A E. Dynamic modeling of the human knee joint[C]// Computational methods in bioengineering, Chicago, Illinois. ASME, 1988(9): 145-156.
- [23] Abdel-Rahman E M, Hefzy M S. Three-dimensional dynamic behaviour of the human knee joint under impact loading[J]. Med Eng Phys, 1998, 20(4): 276-290.
- [24] Caruntu D I, Hefzy M S. 3-D anatomically based dynamic modeling of the human knee to include tibio-femoral and patello-femoral joints[J]. J Biomech Eng, 2004, 126(126): 44-53.

上接第37页