

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2107990

磁悬浮式体外凝血功能动态检测传感器^{*}

李子博¹ 陈启梦¹ 刘子琦¹ 赵梓朝² 王哲¹ 吴琼¹

(1. 长春理工大学 长春 130022; 2. 吉林省计量科学研究院 长春 130103)

摘要: 针对传统体外凝血动态检测传感器弹性支撑易疲劳而引起传感器精度降低的关键问题,设计一种基于磁悬浮方式的体外凝血检测新型传感器。根据体外凝血检测传感器工作原理及结构特点,建立传感器内部磁悬浮空间状态数学模型,通过不同相位角的排布对传感器内部结构进行电磁结构仿真,采用有限元数值分析法对相位角与磁感应强度的关系进行分析,优化分析结果并搭建实验测试装置。利用本装置对传感器进行参数标定,验证传感器磁悬浮排布结构设计结果,并通过与标准粘度溶液配套测试与进口仪器进行数据比对。结果表明,本文设计的磁悬浮式体外凝血功能动态检测传感器相位角在 20° 时产生的内部磁感应强度为 $1.46\text{e}\cdot 10^{-3}\text{ Wb/m}$,与仿真数据基本吻合,此时传感器的振幅为 $2.03\ \mu\text{m}$,振动频率为 150 Hz ,测试数据重复性与相关性分别为 0.003 、 0.994 ,经过计算传感器精度为 $0.002\text{ MPa}\cdot\text{s}$ 。本文设计的凝血功能动态检测传感器精度可以满足体外凝血检测的要求,为改善产品性能方面提供核心技术保障,在提升临床凝血快速检测技术中发挥重要的作用。

关键词: 凝血检测;传感器;磁悬浮结构;有限元分析;传感器特性测试

中图分类号: TH165+.4 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4099

Magnetic levitation in-vitro coagulation function dynamic detection sensor

Li Zibo¹ Chen Qimeng¹ Liu Ziqi¹ Zhao Zizhao² Wang Zhe¹ Wu Qiong¹

(1. Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, China;

2. Jilin Institute of Metrology, Changchun 130103, China)

Abstract: Aiming at the key problem that the elastic support of the traditional in vitro coagulation dynamic sensor is easy to fatigue, which leads to the decrease of sensor accuracy, a new in-vitro coagulation dynamic sensor based on magnetic levitation was designed. Based on blood coagulation in vitro detection sensor working principle and structural characteristics, the mathematical model of the magnetic space status inside the sensor through the arrangement of different phase angle sensor internal structure for electromagnetic structure simulation, finite element numerical analysis on the relationship between the phase angle and the magnetic induction intensity were analyzed, and the optimization analysis results and set up the experimental test equipment. The device was used to calibrate the parameters of the sensor, verify the design results of the magnetic levitation arrangement structure of the sensor, and compare the data with the imported instrument through matching test with the standard viscosity solution. The results show that when the phase angle of the magnetic levitation sensor designed in this paper is 20° , the internal magnetic induction intensity is $1.46\text{e}\cdot 10^{-3}\text{ Wb/m}$, which is basically consistent with the simulation data. At this time, the amplitude of the sensor is $2.03\ \mu\text{m}$, and the vibration frequency is 150 Hz . The repeatability and correlation of the test data were 0.003 and 0.994 , respectively. After calculation, the sensor accuracy was $0.002\text{ MPa}\cdot\text{s}$. The precision of the dynamic detection sensor of coagulation function designed in this paper can meet the requirements of in vitro coagulation detection, provide core technical guarantee for improving product performance, and play an important role in improving clinical coagulation rapid detection technology.

Keywords: coagulation test; sensor; magnetic structure; finite element analysis; sensor characteristic testing

0 引言

凝血功能与人体健康密切相关,凝血时间的长短是评

价凝血功能是否正常的重要指标^[1]。血友病、中风等多种疾病的病因正是人体凝血功能发生异常。在临床上,如抗凝血药物治疗、外科手术,也经常需要提前了解患者的凝血

收稿日期:2021-09-30

^{*} 基金项目:吉林省科技发展计划项目(20200404180YY)、吉林省科技发展计划项目(20200602050ZP)、吉林省科技计划发展项目(20210201084GX)资助

功能情况。近年来,随着医学和生物学的快速发展,急需一种应用广泛,成本较低的方法来实现凝血功能检测^[2-3]。因此,快速、微量、便捷的床旁快速检测(point of care testing, POCT)凝血检测方法成为各界的研究热点。

血液凝固过程十分复杂,检测指标各式各样。血液凝固主要分为两个途径:外源性途径和内源性途径,又可大体上分为三个过程:凝血活酶原被激活成凝血活酶;凝血活酶被激活产生凝血酶;在凝血酶的作用下,纤维蛋白原转化为纤维蛋白。同时,血液中含有十余种凝血因子,在这些血液因子共同作用下,血液在凝固过程中会发生粘度和密度的变化。通过监测血液粘度和密度的变化所引起的传感器输出频率的变化,来临床观察患者的凝血功能状况。目前,临床用于体外凝血检测的方法主要以光学法、压电法以及血液粘弹性描记法(Thromboelastography, TEG)等检测方法为主^[4],都需要在医院检验处使用大型或中型设备完成。其中,以光学法为基础的大型凝血功能检测仪器的检测精度要高于其他方法,但由于光学法易受外界环境因素的干扰,需对环境有较高的要求,且检测等待时间较长,要求也比较专业,所以压电法成为体外凝血检测与血液疾病诊断的主流^[5]。压电法主要以压电石英晶体制做的传感器为主,但是这种检测方法不能直接反映血小板功能及凝血障碍,并且仪器大、不便携。所以,这两种检测方法常用于常规科室的凝血功能检测当中,效果和技术已经相对成熟。特殊科室的POCT凝血功能快速检测目前主要以美国的Sonoclot系列为主,属于干生化凝血检测项目。优点是小型、快速,缺点是价格昂贵、单次测试成本高。国内此类凝血检测技术相对落后,目前没有国产化产品,因此开发具有干生化凝血检测功能的检测设备显得十分紧急^[6]。

随着电子技术的飞速进步,国内外学者已经对能够满足POCT凝血检测方法进行了大量研究,尝试使用传感技术进行凝血功能检测,各个领域的传感器也被应用于POCT凝血检测中。本文针对造价较高,使用方式较为复杂的传统传感器所带来的问题,提出一种使用磁悬浮结构的凝血检测传感器。早在20世纪60年代,磁悬浮技术就有所发展、突破。1979年,H. Haberman首次介绍了电磁轴承,讲解了电磁轴承的原理^[7];来自日本的C. K. Sortore等人通过对比主动磁悬浮和其他结构的功率消耗,研究并使磁悬浮结构的功率损耗率大大降低^[8];1996年,来自日本的S. Futaka等人针对混合磁悬浮结构进行了大量研究,对磁路模型进行仿真模拟,设计并计算了磁通量的动态方程,使用有限元仿真对磁悬浮结构的漏磁大小以及边缘效应的影响进行了研究^[9];2000年,来自俄罗斯的Y. Zhilichev等人利用有限元分析,对径向磁悬浮轴承的漏磁和边缘效应进行了优化,并与建立的模型的计算结果进行对比^[10];2013年,来自韩国的学者C. S. Kim等人采用遗传算法对涡轮风机柔性转子采用的典型8磁极磁悬浮结构进行优化设计^[11]。国内关于磁悬浮技术也展开了积极的研

究。其中,清华大学是国内最早研究的学校之一。2016年,国防科技大学的赖彩芳等人针对一种用于航空遥感稳定平台的轴向磁悬浮结构,利用Solidworks建立模型,利用ANSYS进行有限元分析,以磁轴承的体积最小为设计目标,对磁轴承结构参数进行优化,使国内的磁悬浮技术得到突破^[12]。但国内在磁悬浮的应用技术上还有很多不足,本文将应用磁悬浮结构在凝血功能的检测上,以实现高水平的POCT凝血功能快速检测。

本文介绍了一种利用磁悬浮方式驱使传感器探针振动,结合干式生化凝血检测的特殊要求,制作了一种能够快速便捷检测患者凝血功能的传感器。磁悬浮结构能够在检测过程中防止传感器探针出现机械摩擦、偏置等问题,使检测结果更加精确。在检测过程中,传感器通过探针探测血液凝固前后的粘度变化和密度变化,建立POCT快速检测凝血功能的标准曲线,直观的评价患者的凝血功能情况。

1 传感器工作原理及结构设计

1.1 设计指标

根据高精度、高便捷性体外凝血检测项目的设计要求,本文所设计的凝血检测传感器技术指标如表1所示。

表1 传感器的技术指标

技术指标	参数要求
工作频率/Hz	100~200
磁感应强度/(Wb/m)	$1.5e \cdot 10^{-3}$
振幅/ μm	(2 ± 0.1)
测试偏差/%	<1
传感器精度/MPa·s	<0.01

1.2 传感器工作原理

凝血检测是通过感知血液中12个因子的变化规律,将凝血过程转变为可识别的物理或者化学信号检测过程。当正弦交变信号经放大电路作用于驱动磁体时,会在其周围产生磁场来驱动血液中的机械探针进行振动,受凝血剪切力的影响,机械探针的振动会发生规律性的变化,通过传感器输出频率的变化来表征血液凝固前后粘度和密度变化的动态过程,进而间接评价凝血情况,与此同时血小板功能及凝血障碍也可以反映出来^[13-15]。传感器工作原理如图1所示。

1.3 传感器结构设计

传感器结构设计是本文研究内容中最为重要的一环,对整个装置实现凝血功能检测的精准性和快速性尤为重要。为保证装置工作的稳定性,设计了磁悬浮结构以带动托盘以及机械探针进行振动。为了保证传感器的清洁性和避免血液样本之间的相互污染,该传感器设有一次性探针,传感器的整体结构设计如图2所示。

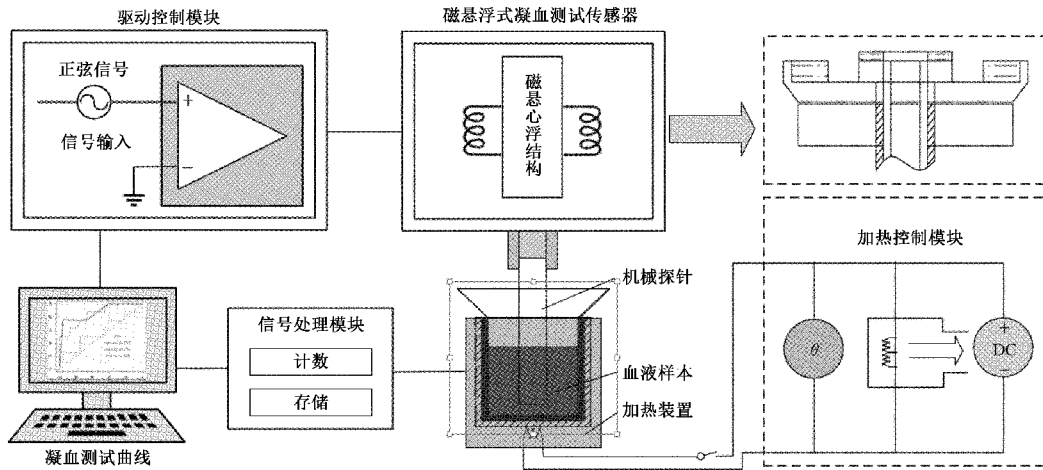


图 1 传感器工作原理

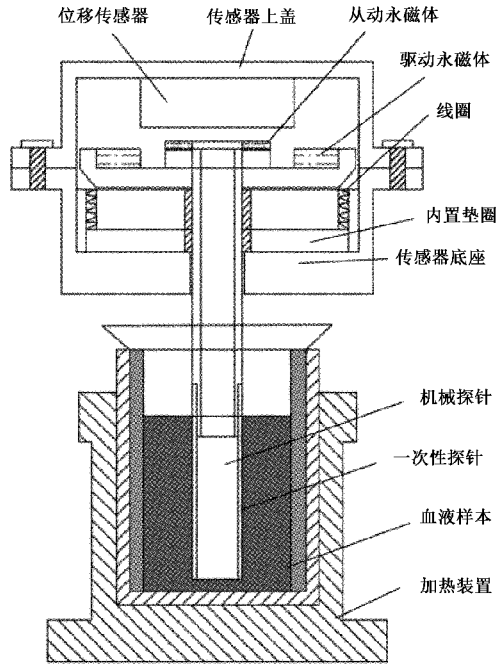


图 2 传感器整体结构

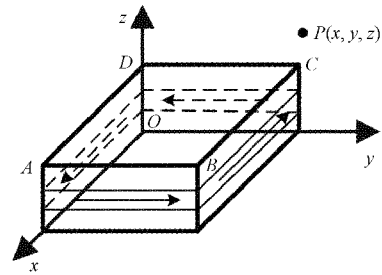


图 3 永磁体磁场分布模型

式(1)中, dB_x, dB_y, dB_z 为该闭合电流环所产生的磁场在 3 个坐标轴方向上的分量, 它们又与永磁体 4 个边所激发的磁场叠加而成。先计算其中一边产生的磁场强度, 则可得:

$$\begin{cases} dB_{x_1} = \frac{\mu_0 J dz_0}{4\pi} \int_0^b \frac{(z - z_0 dy_0)}{[(x - a)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2]^{3/2}} \\ dB_{y_1} = 0 \\ dB_{z_1} = \frac{\mu_0 J dz_0}{4\pi} \int_0^b \frac{(a - x) dy_0}{[(x - a)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2]^{3/2}} \end{cases} \quad (2)$$

同理计算其余三条边所产生的磁场强度:

$$\begin{cases} dB_x = \frac{\mu_0 J}{4\pi} \int_0^b [\varphi(x - a, y - y_0, z - z_0) - \varphi(x, y - y_0, z - z_0)] dy_0 \\ dB_y = \frac{\mu_0 J}{4\pi} \int_0^a [\varphi(x - x_0, y - b, z - z_0) - \varphi(x - x_0, y, z - z_0)] dx_0 \\ dB_z = \frac{\mu_0 J}{4\pi} \int_0^a [\varphi(x - x_0, z - z_0) - \varphi(x - x_0, y - b, z - z_0)] dx_0 + \frac{\mu_0 J}{4\pi} \int_0^b [\varphi(x, y - y_0, z - z_0) - \varphi(x - a, y - y_0, z - z_0)] dy_0 \end{cases} \quad (3)$$

整理并记:

2 理论分析与仿真

2.1 理论分析

为了计算空间某一处点 $P(x, y, z)$ 的磁场强度以便于进行 Maxwell 仿真, 对永磁体结构进行简化, 结合安培环流定律, 对周围磁场分布进行理论分析。如图 3 所示, 为永磁体磁场分布模型。

根据安培环流定律, 空间内任一点的磁场为如图所示闭合环路所激发而形成的磁场。则点 $P(x, y, z)$ 处的磁场强度为:

$$\begin{cases} B = B_{xi} + B_{yj} + B_{zk} = \int_0^h (dB_{xi} + dB_{yj} + dB_{zk}) \\ dB = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{Idl \times r}{r^2} \end{cases} \quad (1)$$

$$\begin{cases} \rho(\gamma_1, \gamma_2, \gamma_3) = \ln \frac{\sqrt{\gamma_1^2 + \gamma_2^2 + (\gamma_3 - z_0)^2} - \gamma_2}{\sqrt{\gamma_1^2 + \gamma_2^2 + (\gamma_3 - z_0)^2} + \gamma_2} \\ \theta(\phi_1, \phi_2, \phi_3) = \arctan\left(\frac{\phi_1}{\phi_2} \frac{\phi_3 - z_0}{\sqrt{\phi_1^2 + \phi_2^2 + (\phi_3 - z_0)^2}}\right) \end{cases} \quad (4)$$

其中, ρ 与 θ 均为函数表达式, 则可求得空间某一点 $P(x, y, z)$ 的磁场强度为:

$$\begin{cases} B_x = -\frac{\mu_0 J}{8\pi} \left[\frac{\rho(a-x, y, z) + \rho(a-x, b-y, z)}{\rho(x, y, z) - \rho(x, b-y, z)} \right] \\ B_y = -\frac{\mu_0 J}{8\pi} \left[\frac{\rho(b-y, x, z) + \rho(b-y, a-x, z)}{\rho(y, x, z) - \rho(y, a-x, z)} \right] \\ B_z = -\frac{\mu_0 J}{4\pi} \left[\frac{\theta(y, a-x, z) + \rho(b-y, a-x, z)}{\rho(y, x, z) - \rho(y, a-x, z)} \right] \end{cases} \quad (5)$$

式(5)即为长宽高分别为 a, b, c 的永磁体所产生的在空间某一点处 $P(x, y, z)$ 的磁场强度表达式。在本文中, 永磁体是核心部件之一, 只有明确了磁场分布规律, 磁场强度大小, 才能正确合理地进行仿真与实验。

2.2 基于 Maxwell 的电磁场仿真

在改变驱动磁体和从动磁体之间的相位差的情况下进行 Maxwell 仿真, 得到相应的磁感线分布, 结果如图 4 所示。

如图 4 所示, 分别为相位角 $0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 15^\circ, 20^\circ, 25^\circ$ 时的空间磁感线分布。可以明显看出, 在相邻的磁铁之间存在一定的漏磁, 且随着相位角的增加, 磁体之间的磁感线变的稀疏且不规律。为了确定最适合的相位角, 还需要对传感器电磁场进行进一步实验和测量。

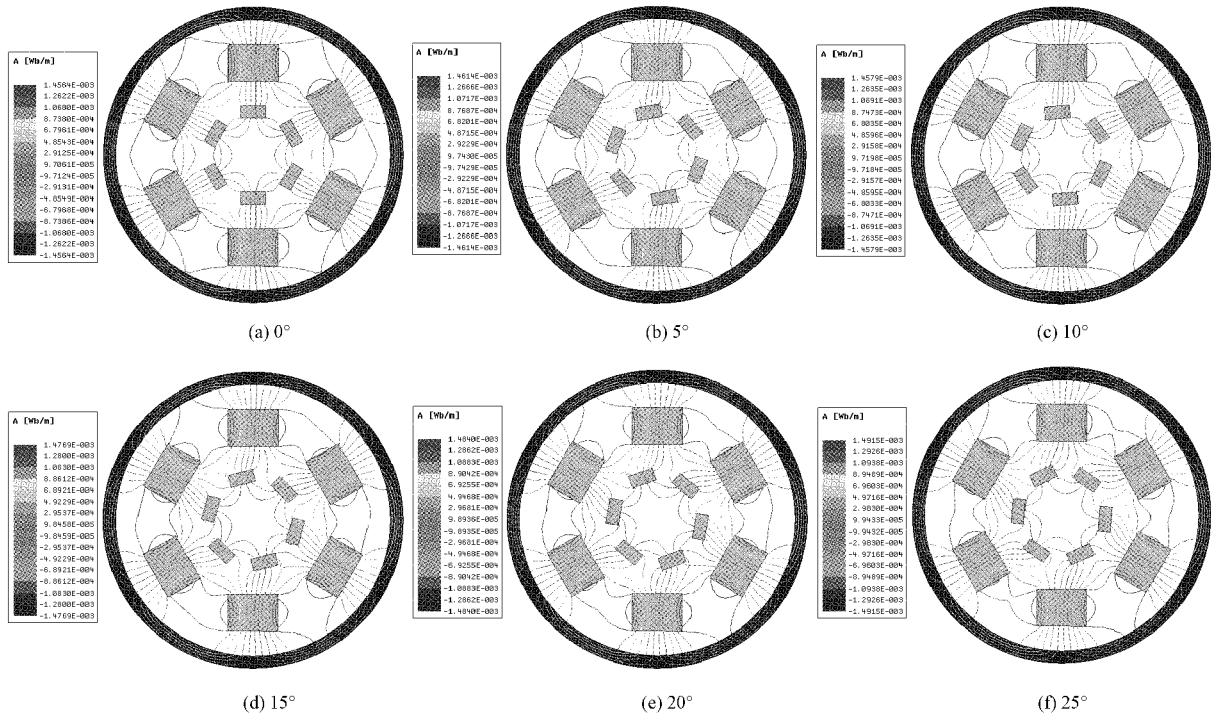


图 4 不同相位角的磁感线分布

3 传感器实验与分析

3.1 电磁场实验与分析

为了确定传感器内部的永磁体分布的相位角, 使用超对数天线对传感器相位角分别为 $0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 15^\circ, 20^\circ, 25^\circ$ 时的电磁场磁感应强度进行检测, 实验过程如图 5 所示。使用 HL562E 超对数天线进行检测, 其主要参数如表 2 所示^[16]。

该实验测试装置由任意波形信号发生器产生正弦交变信号, 再经放大电路产生放大信号, 会在永磁体周围产生磁场, 处于其磁场区域内的永磁体将会驱动从动磁体做往复运动, 进而带动探针做往复运动, 由超对数天线对其

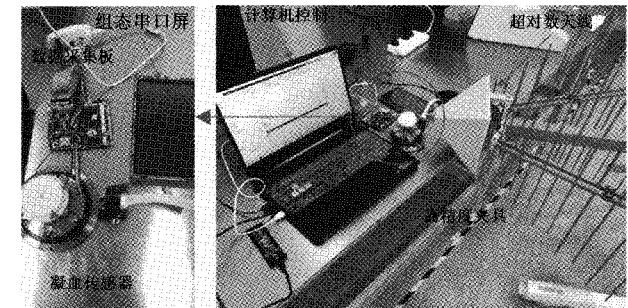


图 5 电磁场实验装置

磁感应强度进行实时测量。测量结果如图 6 所示。

表 2 超对数天线主要参数

产品名称	规格型号	准确度等级	量程	产地
超对数天线	HL562E	±0.1 dB	90 Hz~30 kHz	德国

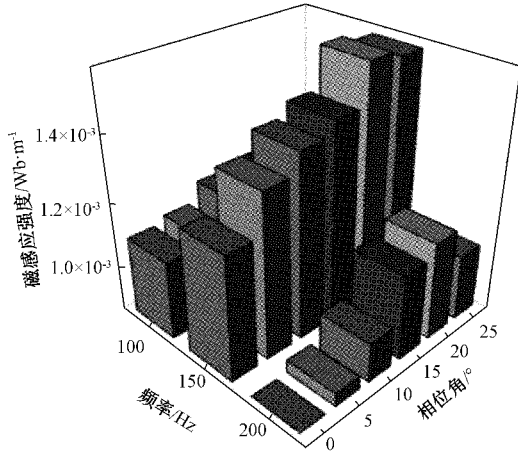


图 6 磁感应强度与相位角(0°~25°)的关系

在实验过程中,选择 3 个与工作环境相近的输入信号频率记录数据,分别为 100 Hz、150 Hz 和 200 Hz,根据立方图可以很直观的看出当相位角为 20°且输入频率为 150 Hz 时,永磁体的磁感应强度为 1.46e·10⁻³ Wb/m,与仿真结果模拟的 1.496e·10⁻³ Wb/m 最为接近,同时探针的振动频率和振幅较为稳定,确定了传感器内的永磁体排布模式,满足设计条件。

3.2 振动实验与分析

凝血检测传感器在工作时,传感器探针会在血液样本中持续的振动,因此振动严重影响传感器的疲劳寿命和精度,探针振幅的大小至关重要。本文利用光谱共焦位移传感器进行实验,测量传感器的振幅,光谱共焦位移传感器的原理如图 7 所示。本次实验使用 STIL 非接触光谱共焦位移传感器进行测量,其主要参数如表 3 所示^[17]。

表 3 光谱共焦位移传感器主要参数

产品型号	定位精度	量程	分辨率	测量物距
STIL-DUO	0.1 μm	0~130 μm	35 nm	3 mm

根据相应技术指标和设计方案,搭建磁悬浮式凝血功能检测传感器的振幅实验装置。利用光谱共焦位移传感器进行测试。当有信号输入时,探针起振,其状态会被电磁感应器件接收,经由直流电源供电的信号采集模块上传到液晶显示屏,如图 8 所示,为传感器探针振幅测量实验装置。采用多普勒干涉仪对本传感器的振幅进行测试,测试结果曲线如图 9 所示。

由振幅特性曲线可知,传感器振幅随着输入信号的频率变化而变化,在输入频率为 160 Hz 左右时,传感器振幅达到 2.03 μm,为最大值,符合传感器技术指标中的工作频

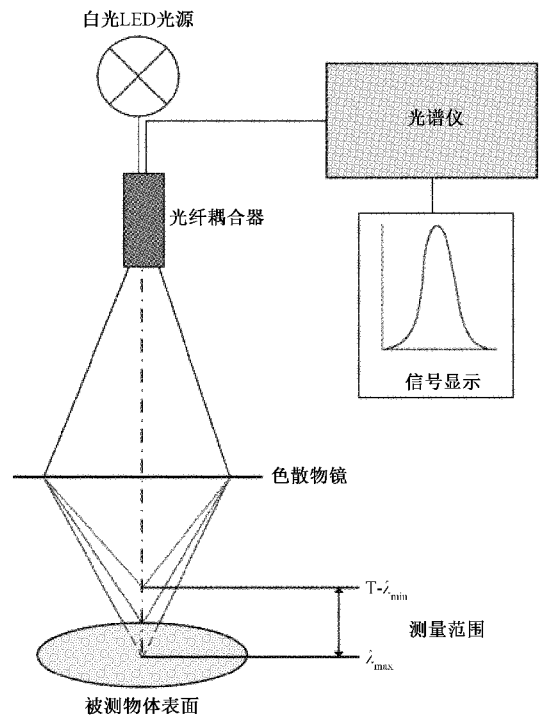


图 7 光谱共焦位移传感器原理

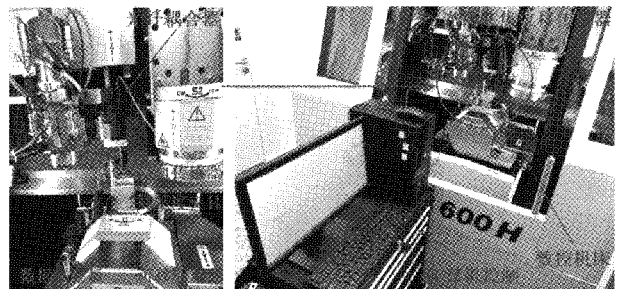


图 8 振幅测量实验装置

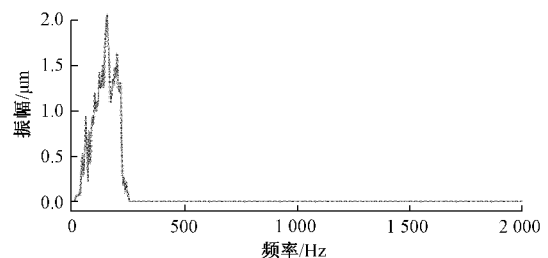


图 9 振幅特性曲线

率范围和振动幅值范围,且由于实验室条件一般为 200 Hz 以上,表明该凝血测试传感器具有一定的抗干扰能力,对外界环境条件不敏感,满足设计要求。

3.3 传感器重复性测试

采用 GDS-2102E 数据采集系统对传感器进行了每组溶液 30 次电压变化量数据测试,取每组测试结果的均值,如表 4 所示为 GDS-2102E 数据采集系统的相关参数,该数

据采集系统的分辨率较高,能够满足重复性测试需求^[18]。这里选取 100~1 500 MPa·s 范围内六组标准粘度液体为样本溶液,分别为 144.69、395.60、700.4、1 101.3、1 234.5 和 1 430.2 MPa·s 进行测试。如图 10 所示为传感器电压改变量测试结果。

表 4 GDS-2102E 数据采集系统主要参数

产品型号	定位		量程	分辨率	采样率
	精度/ ×10 ⁻⁶				
GDS-2102E	±50	1~100 ns/div	1 mV~10 V	1 GSa/s	

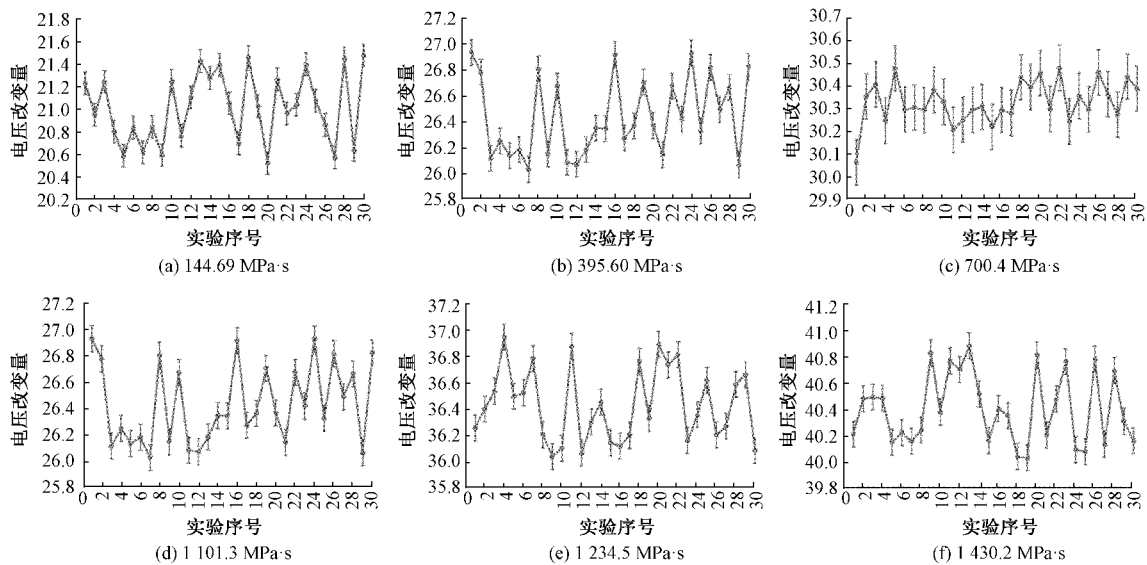


图 10 传感器数据重复性测试结果

使用德国进口仪器 COATRON 进行每组溶液 30 次电压变化量数据测试,与上述传感器重复性测试结果相比对,在保证样本粘度,实验条件不变的情况下,

进行传感器数据相关性测试,测试结果如表 5 所示。通过与进口仪器相比对,计算传感器的相关性和精度。

表 5 传感器数据相关性计算结果

实验序号	电压改变量平均值(ΔU/mV)											
	144.69 MPa·s		395.60 MPa·s		700.4 MPa·s		1 101.3 MPa·s		1 234.5 MPa·s		1 430.2 MPa·s	
	本文	进口	本文	进口	本文	进口	本文	进口	本文	进口	本文	进口
1	21.22	21.85	26.94	27.06	30.05	30.72	26.94	26.71	36.25	36.41	40.23	40.38
2	20.95	20.72	26.78	27.09	30.35	30.60	26.78	26.65	36.40	36.22	40.51	40.69
3	21.24	21.63	26.11	26.35	30.40	30.93	26.10	26.32	36.53	36.74	40.55	40.76
4	20.78	20.93	26.24	26.03	30.25	29.89	26.23	26.24	36.96	37.03	40.51	40.74
5	20.57	20.77	26.12	26.52	30.47	30.48	26.12	26.43	36.50	36.65	40.17	40.22
6	20.82	20.99	26.17	26.50	30.29	30.34	26.16	26.48	36.52	36.77	40.23	40.43
7	20.60	21.03	26.03	26.01	30.30	30.67	26.02	26.09	36.79	37.09	40.17	40.55
8	20.80	20.75	26.80	26.59	30.28	30.21	26.80	26.87	36.20	36.58	40.24	40.50
9	20.58	20.98	26.14	26.39	30.37	30.62	26.13	26.91	36.02	36.06	40.85	40.81
10	21.26	21.71	26.67	27.01	30.34	30.43	26.68	26.80	36.08	36.24	40.35	40.36
11	20.72	20.05	26.07	27.19	30.21	30.84	26.08	26.22	36.89	37.05	40.80	40.77
12	21.12	20.88	26.05	26.44	30.24	30.20	26.06	26.54	36.06	35.93	40.75	40.74
13	21.44	21.21	26.16	26.84	30.27	30.11	26.15	26.23	36.27	36.22	40.91	40.80
14	21.30	21.03	26.34	26.52	30.29	30.51	26.33	26.61	36.43	36.84	40.54	40.42
15	21.37	21.77	26.33	26.36	30.21	30.26	26.32	26.77	36.16	36.21	40.14	40.33
16	21.05	22.01	26.92	27.07	30.26	30.70	26.88	26.95	36.12	36.15	40.41	40.25
17	20.71	21.70	26.26	26.87	30.24	30.34	26.26	26.08	36.21	35.99	40.35	40.31

续表 5

实验序号	电压改变量平均值($\Delta U/mV$)											
	144.69 MPa·s		395.60 MPa·s		700.4 MPa·s		1 101.3 MPa·s		1 234.5 MPa·s		1 430.2 MPa·s	
	本文	进口	本文	进口	本文	进口	本文	进口	本文	进口	本文	进口
18	21.47	21.43	26.37	27.05	30.44	30.46	26.34	26.51	36.75	36.81	40.08	40.19
19	21.03	21.96	26.72	26.89	30.38	30.45	26.70	27.02	36.30	36.62	40.00	40.03
20	20.50	20.12	26.12	26.67	30.46	30.32	26.34	26.88	36.91	36.60	40.85	40.81
21	21.25	21.11	26.11	26.23	30.28	30.59	26.11	26.64	36.72	36.08	40.25	40.23
22	20.93	20.06	26.67	26.94	30.46	30.48	26.66	27.05	36.82	36.74	40.50	40.66
23	21.01	21.85	26.46	27.08	30.23	30.30	26.40	26.20	36.16	36.22	40.74	40.70
24	21.44	21.63	26.90	26.82	30.34	30.57	26.94	26.91	36.32	36.75	40.08	40.02
25	21.04	21.23	26.06	26.73	30.29	30.51	26.30	26.49	36.64	36.60	40.04	40.31
26	20.84	21.09	26.85	26.53	30.45	30.38	26.82	26.99	36.22	36.33	40.80	40.97
27	20.58	21.01	26.49	26.98	30.35	30.25	26.50	26.83	36.24	36.91	40.12	40.00
28	21.46	21.76	26.65	27.23	30.26	30.43	26.65	26.77	36.60	36.62	40.76	40.74
29	20.62	21.06	26.04	26.51	30.43	30.64	26.05	26.43	36.68	36.87	40.32	40.39
30	21.49	21.70	26.86	26.90	30.38	30.85	26.84	26.20	36.09	36.01	40.20	40.33
计算粘度值	144.21	144.77	395.85	395.57	700.49	700.65	1 101.95	1 101.57	1 235.50	1 234.12	1 431.13	1 430.41
偏差	0.090%	0.052%	0.063%	0.007%	0.013%	0.036%	0.059%	0.025%	0.082%	0.031%	0.065%	0.015%

根据数据重复性测试结果分别计算 6 组测试的数据重复性,得本文所设计的传感器测试数据重复性最大达到 0.003,相关性达到 0.994,精度达到 0.002 MPa·s,满足设计要求。不过可以看出,本次的重复性和相关性测试仍然存在一定的偏差。分析偏差来源,包含两个方面:1)数据采集系统存在一定的误差;2)传感器本身存在加工误差。实验中相比于其他凝血测试方法例如光学法,表现出了一定的抗干扰性和稳定性,且由于磁悬浮的驱动方式,机械磨损微乎其微,具有很长的使用寿命,达到了传感器设计的最终目的。

4 结 论

本文提出一种基于磁悬浮方式的体外凝血检测新型传感器的电磁结构设计方法。根据体外凝血检测传感器工作原理及结构特点,通过对传感器内部进行数学建模,并对不同相位角的永磁体排进行电磁结构仿真,采用有限元数值分析法对相位角与磁感应强度的关系进行分析,优化分析结果并搭建实验测试装置。利用本装置对传感器进行参数标定,验证传感器磁悬浮排布结构设计结果,并通过与标准粘度溶液配套测试与进口仪器进行数据比对。实验表明,本文设计的磁悬浮式体外凝血功能动态检测传感器相位角在 20° 时产生的内部磁感应强度为 1.46×10^{-3} Wb/m,与仿真数据基本吻合,此时传感器的振幅为 $2.03 \mu\text{m}$,振动频率为 150 Hz,测试数据重复性与相关性分别为 0.003、0.994,经过计算传感器精度为 0.002 MPa·s。本文设计的凝血功能动态检测传感器精度可以满足体外凝血检测的要求,为改善产品性能方面提供核心技术保障,在提升临

床凝血快速检测技术中发挥重要的作用。

参考文献

- [1] CARDENAS J, REIN S C, CHURCH F. Overview of blood coagulation and the pathophysiology of blood coagulation disorders [M]. Amsterdam: Elsevier Press, 2016.
- [2] HARRIS L, LAKSHMANAN R S, FFRFMV V, et al. Point of care(POC) blood coagulation monitoring technologies[M]. Medical Biosensors for Point of Care (POC) Applications, 2017.
- [3] 李清祥, 黄建华. 临床常见凝血指标异常结果分析[J]. 实验与检验医学, 2010, 28(2): 173-174.
- [4] 高晓云, 白薇, 王新华. 三种凝血功能检测方法在临床输血中应用比较[J]. 临床输血与检验, 2017, 19(4): 336-340.
- [5] BOLDT J. Point-of-care (POC) Monitoring of Coagulation in the Critically[M]. Berlin: Springer Berlin Heidelberg, 1999: 570-576.
- [6] 高克铨, 李志刚, 徐长明, 等. 混合整体样本趋势扩散的虚拟样本构件及其血液光谱分析应用[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(8): 167-175.
- [7] LIN Y C, YEN S C, CHENG S. Effectiveness of holographic optical element module sensor in measuring blood prothrombin time[J]. Measurement Science and Technology, 2014, 25(7): 075701.
- [8] OBERFRANK S, DRECHSEL H, SINN S, et al. Utilization of quartz crystal micro balance sensors with

- dissipation for a clauses fibrinogen assay in comparison with common coagulation reference methods [J]. *Sensors*, 2016, 16(3): 282.
- [9] KOUTELIERIS G. Coagulation sensors based on magneto strictive sensors made by ferromagnetic amorphous alloys for biomedical applications[J]. *Key Engineering Materials*, 2014, 605(4): 653-656.
- [10] 孙英, 武泽航, 张耀松, 等. 永磁体对磁致伸缩位移传感器波导丝扭转应变的影响分析[J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(4): 10-23.
- [11] YANG C L, HUANG S J, CHOU C W, et al. Design and evaluation of a portable optical-based biosensor for testing in whole blood prothrombin time[J]. *Talanta*, 2013, 116(22): 704-711.
- [12] 赖彩芳. 航空遥感稳定平台磁轴承优化设计及性能研究[D]. 长沙:国防科学技术大学, 2016.
- [13] 王哲, 于源华, 于占江, 等. 电磁振动式凝血过程动态测试传感器[J]. *仪器仪表学报*, 2018, 39(1): 127-135.
- [14] 陈启梦, 张国玉, 王哲, 等. 标定型星模拟器设计与关键参数测试[J]. *长春理工大学学报:自然科学版*, 2017, 40(4): 41-44.
- [15] 谢君, 李德才, 张志力, 等. 基于磁性液体粘度的水平磁性液体微压差传感器动态响应特性研究[J]. *传感技术学报*, 2020, 11(11): 1544-1552.
- [16] 张聚伟, 王宇. 一种有向传感器网络强栅栏覆盖算法[J]. *电子测量与仪器学报*, 2017, 31(1): 83-91.
- [17] 闫勇刚, 刘志浩, 朱小平, 等. 光谱共焦传感器校准方法对比分析[J]. *计量学报*, 2019, 40(6A): 23-29.
- [18] 陈启梦, 张国玉, 王哲, 等. 姿态敏感器地面标定精密调整机构设计[J]. *仪器仪表学报*, 2017, 38(8): 1926-1933.

作者简介

李子博, 硕士研究生, 主要从事精密机械设计及仪器总体仿真方面的研究。

E-mail: 1043620681@qq.com

陈启梦(通信作者), 讲师、硕士生导师, 主要从事传感器测试与标定技术方面的研究。

E-mail: qmchen1989@163.com