

# 脉动流模拟实验台

郝敬尧 钱民全

中国科学院力学研究所

## 一 引言

在生物力学中,研究动脉的脉动流有着十分重要的意义。但由于实际的血液具有非牛顿性和粘弹性,实际的血管又是非线性的粘弹性体,而且血管本身不是等截面管道,又具有许多分支,这许多因素交叉在一起,给理论研究带来一定的困难。为此我们建立了脉动流模拟实验台。它可在一些简化条件下进行实验研究,并和理论上的计算结果进行比较,使我们对一些复杂的问题有更深入的认识。

该系统可对各种不同的弹性管道,用不同的粘性流体,采用不同的波形、频率的脉动源进行脉动流实验,也可直接采用动物血管和动物血液用录制好的动物脉动信号驱动工作。

## 二 实验台系统

图1表示了整个系统的方框图。整个系统由液体传送,流动控制和测量三部分组成。

液体传送部分是在一个密闭的容器中,下半部分放入试验用粘性流体,上面通入经过气动定值器稳压的压缩空气,流体在压力的作用下稳定地流入试验管道,通过改变气源压力可以调节流体的流动。

伺服阀在电信号的作用下,依一定的规律变化,改变管道中压力流量

的大小。被试验的弹性管道放在两个压力传感器中间，它的内部流动着试验用的粘性流体，它的外部充满一定静压的粘性流体，以模拟肌肉对血管的作用。模拟动脉的出口接有模拟毛细管组件，它的内部有200根内径为0.3毫米的细不锈钢管。组件的后面接有模拟静脉压力调节器，通过调整液位的高低可以改变静压的大小。最后粘性流体流入储液罐中，待工作一定时间后由油泵将粘性流体送回开始的密闭容器中，以供下次试验用。整个试验管道内径4毫米。弹性管道采用乳胶管，内径3.3毫米，壁厚分别为0.4毫米，0.6毫米，0.8毫米，长度640毫米或更长。粘性流体采用甘油和水的混合物，通过改变配比，可得到各种不同的粘度。

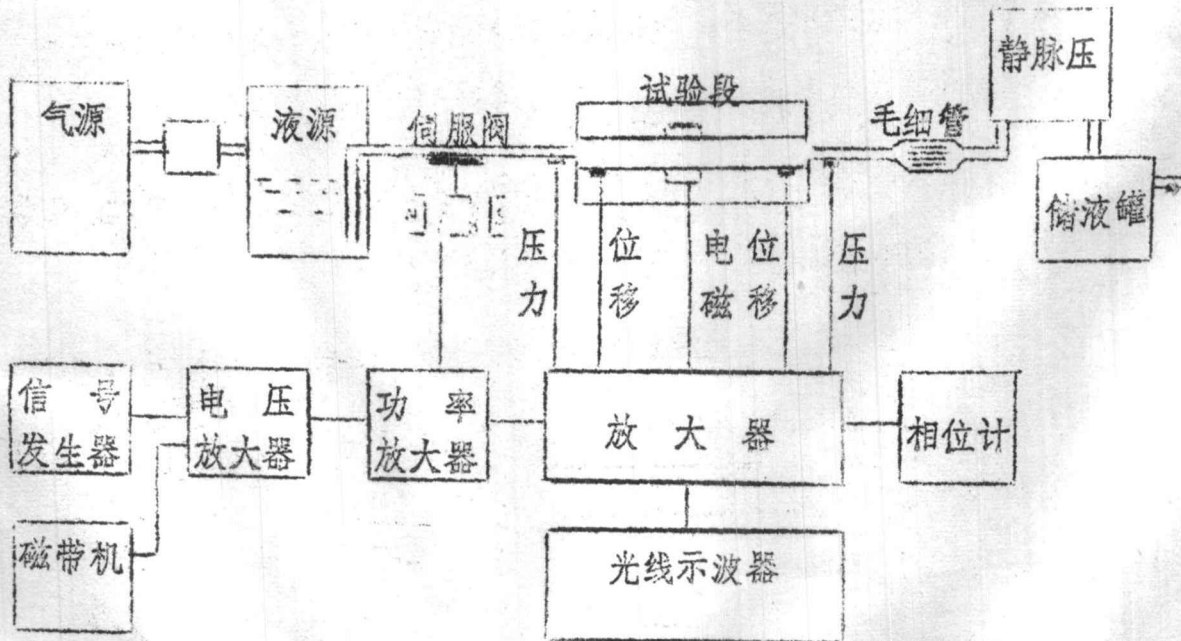


图1 系统方框图

控制部分由电信号发生器产生各种所需要的波形，经电压放大器放大后送入功率放大器进行功率放大，再送入磁场中的线圈。由于线圈中产生的磁场与永磁场相互作用，使线圈在磁场中运动，推动伺服阀的运动。这样就将电信号的各种不同的波形转变成相应的脉动流。为了模拟人体或动物的脉动流，也可将人体或动物某部分的脉动信号预先录制在磁带上，然后重放出来，送入放大器，这样便在输出端得到相应的脉动流。

功率放大器功率 10 瓦。伺服阀 [REDACTED]，最大静压力 340 毫米汞柱，最大动压力为 130 毫米汞柱。

测量系统分别测取管道内部压力、流量和管壁外部运动。测量管道内部压力采用两个直径为 3 毫米的小型硅杯式固态压力传感器，为了防止气泡的干扰将传感器的感受平面安装在几乎和管道内壁相切的地方。传感器将压力信号转变为电信号，经放大器放大后送入光线示波器记录出它的波形，同时将两个信号送入超低频相位频率计，测出两点的相位差。

测量管壁的运动现采用悬臂梁式位移传感器，它自身的刚度低，灵敏度高，可以基本上正确反映出管壁的径向运动。

流量的测量采用电磁血液流量计，[REDACTED]。用它测出瞬时流量和平均流速，若与压力信号相配合可以研究血管的阻抗特性。

### 三 实验结果

当输入该系统一个正弦波时，在压力传感器上和电磁流量计上可以得到正弦波的波形。通过改变气源压力的大小，可以调整液体高低压的大小，通过改变信号发生器电压的幅度可以改变正弦波幅度的大小。改变信号发

生器的频率可以改变正弦波的频率。对于某种弹性管道和某种粘性流体，在某种压力流量工况下可以作出它的相—频，幅—频特性曲线，以便研究单参数变化对血液流动的影响。

为了模拟人体的真实情况，流体粘度取5.5厘泊左右，正弦波最高点压力120毫米汞柱，最低点压力70毫米汞柱，平均流速30厘米/秒，雷诺数为560，Womersley参数 $\alpha = R\sqrt{\frac{\omega\rho}{\mu}}$ （R为血管半径，

$\omega$ 为角速度， $\rho$ 为血液密度， $\mu$ 为血液粘度），当工作频率在0.2赫兹至16赫兹之间变化时，相应的 $\alpha$ 数为1.0~9.0，正好在生理上感兴趣的范围之内。

若将人体的脉动信号记录在磁带上，然后回放给该系统，也可在压力传感器得到相类似的波形，当然由于管道的变化及终端反射等因素的影响，波形必将产生变化。

由于本工作刚刚在摸索，系统还有许多不完善之处，特别是伺服阀的频响特性不够平坦，有待进一步改进和提高。请同志们批评指正。

中国科学院力学研究所谈镐生教授对此工作进行了细心的指导，清华大学席葆树同志提出了许多宝贵的建议，北京医学院史维章等同志积极参加了设计和加工，付出了辛勤的劳动，我们谨在此表示衷心地感谢。