

# 无创性食管静脉测压方法及实现

孔德润<sup>1</sup>, 吴艾久<sup>2</sup>, 付忠谦<sup>3</sup>, 何兵兵<sup>4</sup>, 王童<sup>3</sup>

(1. 安徽医科大学第一附属医院,消化内科;

2. 合肥中纳医学仪器有限公司;

3. 中国科学技术大学, 电子科学与技术系;

4. 合肥优尔电子科技有限公司)

**摘要:** 本文介绍一种无创性食管静脉压测量方法及其模拟试验方案, 在描述具体测量方法的过程中, 讨论了基于光纤压力传感器的测压探头以及测量仪器的基本原理和设计方法。结合现代医学临床需求特点, 提出一种新型测压仪创新设计思路和应用方案。

**关键词:** 测压探头; 光纤压力传感器; 食管静脉压; HVPG

**中图分类号:** R5

## Non-invasive esophageal venous manometry and its implementation

Kong derun<sup>1</sup>, Wu Aijiu<sup>2</sup>, Fu Zhongqian<sup>3</sup>, He Bingbing<sup>4</sup>, Wang tong<sup>3</sup>

(1. First Affiliated Hospital of Anhui Medical University, Gastroenterology Department;

2. Hefei Chart Medical Instrument Co.Ltd;

3. University of Science and Technology of China, Department of Electronics Science and Technology;

4. Hefei Youotech Co.Ltd)

**Abstract:** In this paper, a non-invasive method for measuring esophageal venous pressure and its simulation test scheme are introduced. In the process of describing the specific measurement method, the basic principle and design method of pressure probe and measuring instrument based on optical fiber pressure sensor are discussed. Based on the characteristics of clinical needs of modern medicine, an innovative design idea and possible application scheme of a new type of measuring instrument are proposed.

**Key words:** Pressure Probe for Esophageal; Optical Fiber Pressure Sensor; Venous Pressure; HVPG

## 0 引言

一直以来, 临床上期待一种能够直观测量食管静脉压的适用技术, 实现对肝硬化及其门脉高压并发症的客观诊察。定期测量食管静脉压, 无论对于食管和胃底静脉曲张破裂出血风险预测, 或者药物控制出血疗效的评价, 以及肝硬化门脉高压症高危患者的鉴别, 都是一种有效的量化监测方法<sup>[1]</sup>。并且, 对于建立临床症状标准和构建基于大数据分析的病种库也提供了一种便捷的数据采集手段。

目前, 国内外形成的普遍认知是: 食管静脉压与血管张力和奇静脉血流量呈正相关, 能够直接反映曲张静脉的血流状况, 是预测曲张静脉出血的独立因素和金标准<sup>[2]</sup>。大量统计资

**作者简介:** 孔德润(1964-), 男, 主任医师, 博士, 擅长慢性肝病、肝硬化及消化系统其他疑难疾病的诊治, 同时熟练掌握胃肠镜诊治技术

**通信联系人:** 吴艾久(1954-), 男, 教授, 在嵌入式开发和电路集成方面具有多项成果. E-mail: wuaijiu@gmail.com

料研究表明,当食管静脉压力大于 15.2mmHg 时,其破裂出血概率为 78%<sup>[3]</sup>。

根据人体血流动力学原理,食管静脉压与肝门脉压具有很强的线性相关性,由于缺乏可操作技术,临床上一般很难进行食管静脉压或者肝门脉压的直接测量,而是根据 HVP (肝静脉压力梯度) 测量参数评估肝门静脉压,再依此推测食管静脉压<sup>[4]</sup>。由于肝门脉压与 HVP 参数的关联具有较大局限性,所以最终很难准确地标定出食管静脉压的实际状态值。实际上 HVP 是一种高风险的有创诊断技术,需要通过造影 (B 超或 X 光透等辅助) 引导施行颈静脉或股静脉穿刺术,对医技水平和装备环境都有较高要求<sup>[5]</sup>,普通医院目前尚不具备推广应用条件,所以通过 HVP 参数推测食管静脉压实属无奈之举。

## 1 一种无创性食管静脉测压方法

光纤静脉测压是一种无创性食管静脉压检测技术。其实施方法是,运用碰触式压强传导探头和光纤压力传感器等新型感知元件,通过基于 MCU 完成数据处理的测压终端和压力应变光栅解析算法支持,并且在内镜引导下实现食管静脉压的测量。

进行静脉测压操作时,先通过内镜观察确定检测部位,再将连接了光纤与终端的探头置入内镜活检孔并从前端推出,使探头贴近待测静脉血管,操纵内镜使探头楔形探测面与血管表面平行碰触,并适当施力持续按压 (2—5 秒),当终端显示的压力曲线出现平台状波峰且波动趋于稳定时,该波峰值即为测量静脉压,测量单位为 mmHg 或 cmH<sub>2</sub>O。模拟试验结果显示,采用这种方法测压,测量数据精确,重复性好,操作周期短,报告结果直观。探头与血管碰触测压方法如图 1:

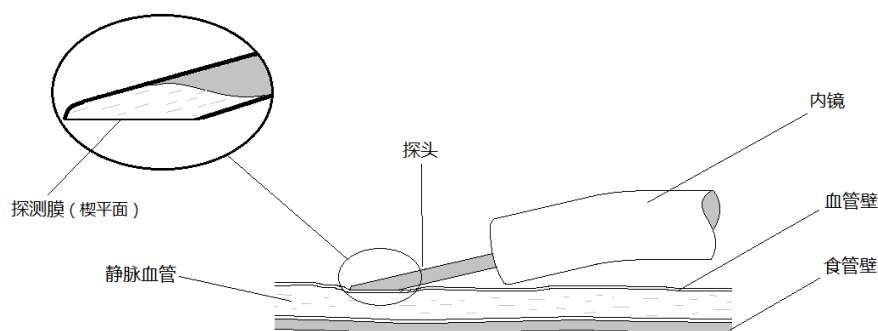


图 1 探头与血管碰触测压方法示意图

Fig. 1 Sketch of Pressure Measurement by Probe-to-Vessel Contact

## 2 碰触式探头原理与结构

碰触式探头是依据流体压强间接传导原理设计的压强感知元件。探头的基本结构是一个直径不足 2mm, 其前端呈楔形的圆柱状刚性密封腔体, 楔平面采用柔性薄膜覆盖, 腔体内安装光纤压力传感器并充满作为传导介质的流体, 与传感器连接的光纤导线自腔体内引出并通过导管接入测压终端的信号端口, 正常状态下, 探头内压强值设置为 0 (指理想的地理高度与大气环境下的相对压强, 实际上, 地球表面定义区域的大气绝对压强为 101.3 kPa, 或者 760 mmHg)。

探头楔平面为探测面, 当探测面柔性薄膜与被测血管外壁紧密贴合时 (需要施加适当外力), 探测面将随同血管外壁充盈形态 (向外凸起的曲面) 发生应力形变, 即探测面向内凹陷的形变, 一旦贴合界面的形变趋于静止, 血管内血流压强与探头内流体压强即相等, 实现

流体压强的间接传导。

这个过程可以通过量化分析进一步说明。

70 根据帕斯卡定律  $p=\rho gh$  和流体密度公式  $\rho=m/v$  可推出下式:

$$p=\rho gh=mvgh$$

其中,  $p$  为探头内质点压强;  $g$  为重力加速度;  $h$  为探头内质点深度 (质点距离流体自然平面的高度);  $\rho$  为流体介质的密度;  $m$  为流体介质的质量;  $v$  为流体介质体积 (探头腔体空间)。

75 由于探头腔体微小, 在此不考虑重力加速度  $g$  和质点深度  $h$  对测量过程的影响, 即认定  $gh$  为物理常量。

当贴合在血管外壁的探测面受到血管内压引发曲面应力形变时, 将导致探测面出现凹陷形变趋势, 即驱使探头腔体空间缩小, 这种微小的变化与探头内流体压强的变化规律可以通过对上式微分导出:

$$80 \quad \partial p \partial v = p' = mvgh' = -mgh1v^2$$

显然, 探测面形变只受血管内压的影响, 理论上不受其它外力 (如贴合时施加的外力) 作用。探测面形变导致腔体空间的任何微小变化都会对流体介质质点压强产生数学关联差异。根据流体介质各向同性原理, 探头内传感器感知的质点压强与探测面内任一质点的压强相等。

### 85 3 光纤压力传感器及其传导

光纤压力传感器是一种应用相干光干涉原理实现压力测量的微型压敏器件。在同一根光纤导线上, 前端安装压力传感器, 后端通过接口与终端连接。由终端加载的伺服系统提供的激励相干光以及传感器采集的压力信号都是通过光纤导线往返。本设计中采用低能量激光器作为伺服系统的相干光光源。

90 光纤压力传感器原理结构及传导如图2.:

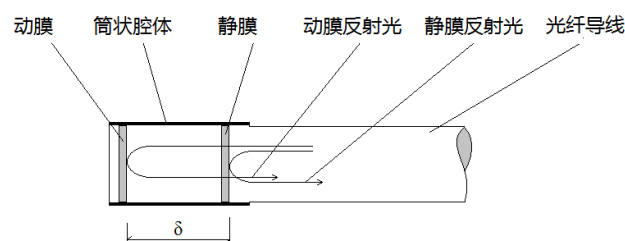


图2 光纤压力传感器原理结构及传导

Fig. 2 Structure and Conduction of Optical Fiber Pressure Sensor

95 图中, 动膜是一个应力感知薄膜, 能够随着外部压强的变化在筒状腔体内发生轴向窜动。 $\delta$  为动静膜之间距 (光程差), 从后端伺服系统射入的激光分别在动膜和静膜的反射面上折回, 形成两束相干反射光并返回后端, 动静膜之间的距离即为两束反射光的光程差  $\delta$ 。

当两束光的位相差  $\Delta\varphi$  恒定时, 其叠加后的光强  $I$  为:

$$I = I_1 + I_2 + 2I_1 I_2 \cos\varphi_2 - \varphi_1$$

100 其中,  $\varphi_2 - \varphi_1$  为位相差  $\Delta\varphi$ ,  $\Delta\varphi$  与光程差  $\delta$  的关系如下式:

$$\delta = \lambda 2\pi \Delta\varphi$$

当  $\delta$  为整数倍  $n\lambda$  ( $n=0,1,2,3,\dots$ ,  $\lambda$  系光波长) 时, 两束反射光在后端叠加形成清晰的明

暗相间的环状条纹；当动膜受力发生平行移动时， $\delta$  将不再为整数倍  $n\lambda$ ，于是发生相干光干涉效应，后端叠加则出现明暗不均的干涉条纹<sup>[5]</sup>，干涉条纹的变化规律与  $\delta$  相关，也就是与动膜受力状态相关。这时在后端的伺服系统解析由干涉条纹形成的光栅信号，便能还原动膜受力位移的情况，或者说就能够测出位移时的压强变量。

4 伺服系统设计

测压终端是基于嵌入式计算环境和测量伺服系统集成的光电一体化装置，采用触摸屏操作，通过展示动态时域波形图和测量数值列表报告结果，并且带有支持后台数据服务和医院信息化系统的通用接口。

伺服系统是提供激光激励光源、采集探头应变光栅信号并完成信号解析和后期处理的电路组件与支撑软件的统称。支撑软件采用 Linux/Ubuntu 开源技术，系统核心业务模块为解析应变光栅信号的算法设计程序。另外，系统运用广域网通信技术（如 LET/NB-IoT 等无线接入），实现了通过云数据平台向医院信息系统数据库同步导入和实时输出的信息服务功能。

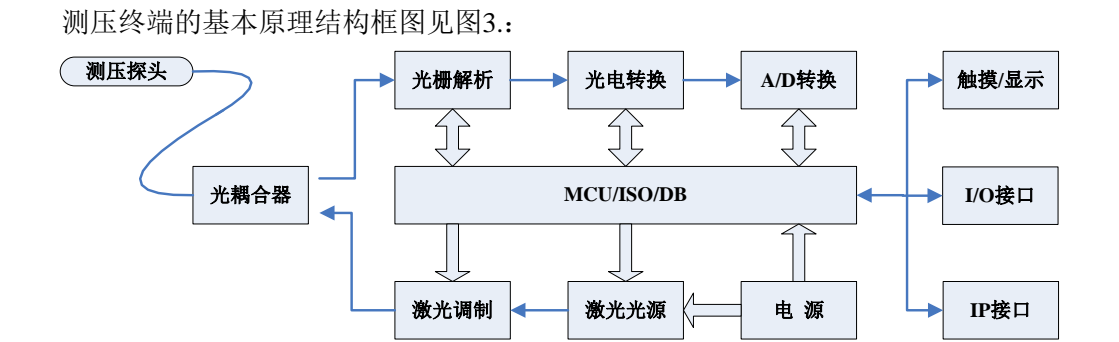


图3 测压终端基本原理结构框图

Fig. 3 Basic Principle and Structure Diagram of Pressure Measuring Terminal

终端试验装置的基本性能设计参数见表1所示：

表1 设计参数

Tab. 1 Design Parameters

探头直径	dIMension (mm O.D.)	≤2.0 mm OD
测压范围	Pressure range	-50 mmHg to +400 mmHg
测压精度	Precision	±1 mmHg
测压分辨率	Resolution	0.5 mmHg
数据漂移（典型）	Moisture drift(typical)	<3 mmHg/28 days
过零热胀系数	Thermal coefficient of Zero	0.3 mmHg per °C
测量耐压	Proof pressure	4000 mmHg
工作温度	Operating temperature	10℃ to 50℃
湿度范围	Operating humidity range	0-100%
EM/RF/MW 抗干扰性	susceptibility	Complete immunity

5 模拟试验和结果分析

首先选用一根外径约5mm，壁厚小于1mm 的乳胶软管模拟静脉血管，再预备适当的流体测量器皿和辅助材料搭建一个简单实验环境，开展静脉血压测量试验。实验环境设置参见

图4.:

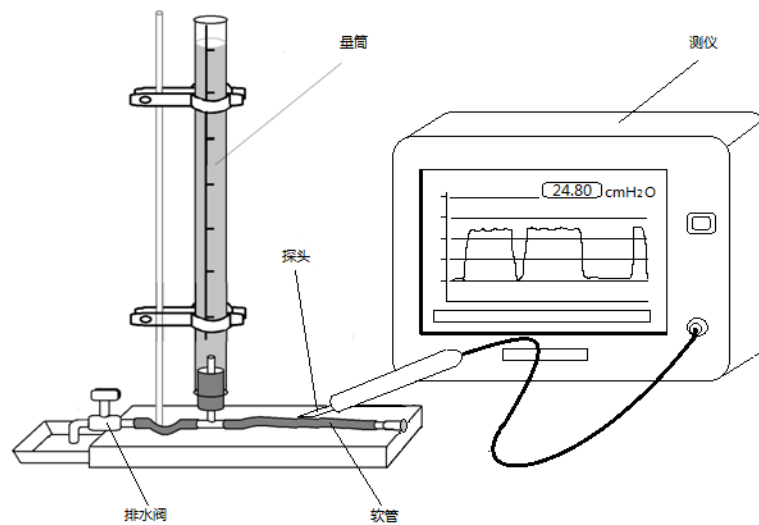


图4 实验环境设置

Fig. 4 Set up of experimental environment

将模拟血管的软管通过三通的一个端口与量筒的底端导管连通，三通的另一个端口则连接上一个排水闸阀。量筒上有标注水位的刻度，通过在量筒上端注水或者其下端三通闸阀排水，能够设定量筒中的水位，即能够控制软管内部的压强（这里不考虑其内部垂直高差造成的压强值偏差）。注意，开始在量筒上端注水时，要排出软管中的空气直至其充盈饱满，再将软管放在有凹槽的测试台备用。

测量试验开始前，需先将自探头引出的光纤导线通过 SC 插头连接到测压终端的信号接口，然后再开启电源进行试验操作，具体流程如下：

第一步，将终端输出电平调零校准，进入数值测量状态。

第二步，将探头楔形探测面贴合在软管轴向曲面上，逐步施加按压力，观察终端显示屏输出的压力曲线和测量数值，当数值趋于稳定，即曲线波动趋缓且出现平台状波峰时，该数值就是瞬时压强值。操作过程中只要探头的探测面与软管轴向曲面能够平顺的贴合，一般不会出现数值随按压力度大小发生变化的情况。

第三步，根据试验项目表的操作规则，分别通过在量筒上端注水或在三通闸阀端排水来设置水位，即控制软管内部压强，进行多次重复测量。

测量过程中的应力与压强分析如图5.:

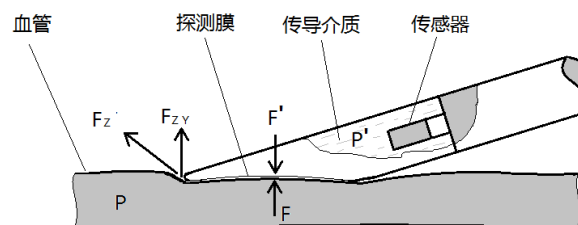


图5 测量过程中的应力与压强分析

Fig. 5 Analysis of Stress and Pressure during Measurement

其中， $F$  为软管的内压力， $F'$  为探头传导介质的反向力， $F_Z$  为环绕在探头外径周边的软管表面张力， $F_{ZY}$  为表面张力的  $Y$  向分量，即  $F_{ZY} = \sin\theta F_Z$ ；

测量过程可以被认为是一个内应力传递的过程。当探头与软管曲面平行碰触并按压后，探头的探测膜与软管的外曲面会发生外形应变，以适应碰触后的贴合界面逐渐达到稳定的自然状态，实现静力平衡。也可以根据牛顿第三定律，静止状态下物体作用力与反作用力相等

来诠释测量原理, 即  $F' = -(F + \sum FZY)$ , 由于  $FZY$  相对于  $F$  较小, 于是有  $F' \approx -F$ 。同时, 探头探测膜和软管受压曲面关联面积  $S$  相等, 根据  $P = F/S$ , 不难推出: 探头内流体介质压强  $P'$  与软管内流体压强  $P$  近乎相等, 即  $P' \approx P$ 。

通过多次测量试验, 将测量采集的数据整理记录后如表2所示:

表 2 采集数据

Tab. 2 Collect Data

编号	量筒水位 设定(cm)	逐次测量数据 (cmH <sub>2</sub> O)					平均测值 (cmH <sub>2</sub> O)	测值换算 (mmHg)	测值换算 (kPa)
		1	2	3	4	5			
1	0	—	—	—	—	—	—	—	—
2	5	3.78	3.82	4.19	4.15	4.55	4.09	3.01	0.40
3	10	9.95	9.25	9.03	8.78	9.28	9.26	6.81	0.91
4	15	14.30	14.42	14.95	15.86	14.22	14.75	10.80	1.45
5	20	20.24	21.32	21.76	20.54	20.52	20.86	15.33	2.04
6	25	23.82	24.65	24.45	25.95	25.54	24.82	18.24	2.43
7	30	31.33	30.50	31.74	32.18	32.40	31.63	23.25	3.10
8	35	35.05	35.72	35.50	36.50	36.65	35.89	26.38	3.52
9	40	41.22	42.05	40.62	41.10	40.60	41.12	30.22	4.03

按照上表实验数据作回归分析可知, 在可控范围内, 测量值与量筒水位设定数据之间具有良好的线性关系, 如图6所示:

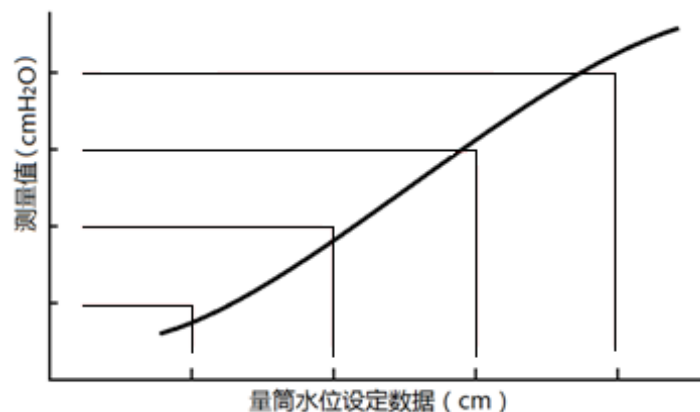


图6 线性关系

Fig. 6 Linear Relationship

## 6 结论

通过试验以及对试验结果分析, 得出如下结论:

1) 在人体食管静脉压和肝门静脉压波动范围内, 即压强范围在10-40cmH<sub>2</sub>O 区间 (正常成年人肝门静脉压通常在13-22cmH<sub>2</sub>O 之间), 这种测量方法得到的测值与实际压强参数具有良好的线性关联性, 未来为了提高测量精度, 可以在后期数据处理阶段采用概率分布机制校正补偿。

2) 由于探头介质具有流体密度 (如常温下硅油密度为1.963), 其质点压强会受到重力及深度影响, 当探测面法线与软管轴线处于不同倾角时 (如呈水平或垂直状态的情况下), 其测量结果将发生绝对偏差, 绝对偏差数值大约在0.85-1.85cmH<sub>2</sub>O 之间, 这个偏差数值是可控的。

3) 探头内的光纤压力传感器具有一定的热敏效应, 通常要求实验环境的温度变化范围



175  $\leq 10^{\circ}\text{C}$ ，否则可能出现测值相对漂移，目前在实验过程中主要通过静态调零，即后台数据回归和初始复位方法解决。

4) 依据试验过程验证的探头及测压终端设计原理，能够运用到一种无创性食管静脉测压仪的开发，这种创新的检测仪器及其测压方法，相比基于穿刺测压的 HVPG 等类同性临床应用技术具有更多独特的优势。

180

#### [参考文献] (References)

- 185 [1] 孔德润, 许建明, 付忠谦等. 基于计算机视觉的无创性食管曲张静脉测压仪. 生物医学工程学杂志, 2007, 24(3): 519-521.
- [2] 蔡炜, 诸葛宇征, 肝静脉压力梯度与经颈静脉肝内门体分流术, 实用肝脏病杂志, 2013 年 6 月第 16 卷第 3 期
- [3] 杨长青, 肝硬化门脉高压精准检测的研究进展, 《中西医结合肝病研究进展继教班讲义》, 2016 年上海市医师协会培训课程报告
- [4] 中国门静脉高压诊断与监测研究组织 (CHESS) 等联合编撰, 中国肝静脉压力梯度临床应用专家共识 (2018 版), 《中华消化外科杂志》等专业期刊 2018 年 11 月期联合发布
- 190 [5] F.W. Sears, M.W. Zemansky, H.D. Young, 大学物理学 第四册, 人民教育出版社 1979 年 3 月出版