

微机四通道生理测压仪的研制

白求恩医科大学第三临床学院 刘建华 张德恒 孟宪民
中国科学院力学研究所 张金城 严忠礼 戴菊英

【摘要】本文介绍一种微机控制的四通道生理测压仪的原理、性能及其在门脉系统血液动力学研究方面的临床应用结果。它具有测量迅速、准确、操作简单和四通道实时记录等优点。

Development of a microcomputer 4-channel device for measurement of physiological pressure

Liu Jianhua Zhang Deheng Meng Xianmin

Third Teaching Hospital, Norman Bethune Univesitp of Medical Sciences

Zhang Jincheng Yian Zhongli Dai Juying

Institute of Mechanics: Chinese Academy of Sciences

ABSTRACT A microcomputer 4-channel device for measuring physiological pressure is presented, and its principle, properties and results in clinical application in portal dynamics described. It has such advantage as rapid measurement, accuracy, simplicity of use, and 4-channel real time record.

一、引言

应用压力传感器进行生理压力测量在国外已普遍采用,近年来,这种方法在国内也逐渐得到应用。将微电子计算机应用于生物医学工程中,进行科研及临床应用是近年来世界上新技术发展的总趋势。这种类型的单通道测压仪在国内已有报导。但是,在复杂的门脉系统血液动力学研究中,例如研究门静脉系统的压力分区现象,应用单通道测压仪,由于只能进行分次测量,而不能同时进行多点测定,所以其结果很难说明是不同分区确实存有压力差,还是门静脉系统中的压力发生了随时间的变化。所以,我们在中科院力学研究所的协助下,研制了一种由微机控制的四通道生理测压仪(以下简称测压仪),以满足科研和临床的需要。此项工作目前已完成样机研制工作,而且实验结果已证实了它的可靠性。该机已在门静脉系统血液

动力学、胰胆管和欧狄氏括约肌压力的研究中得到实际应用。现作一介绍。

二、原理与性能

该机是由4只涨丝式医用压力传感器、4个前置放大器、一台有源低通滤波器、A/D转换器、Super-pc微电子计算机和Sharp CE-515p 4色笔式打印机组成(图1)。涨丝

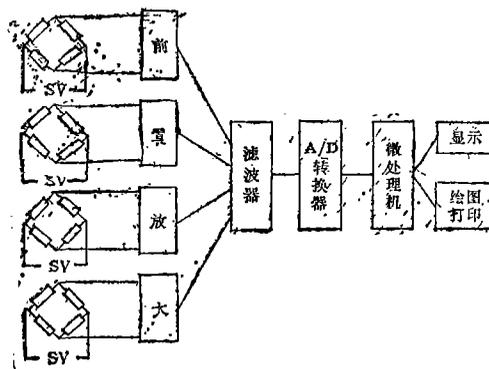


图1 智能型生理测压仪组成示意图

图中的SV应为5V。

式压力传感器具有精度高、性能稳定等优点，适用于气体和液体的压力测量。但传感器输出的信号弱，仅十几毫伏，需经低漂移、低失调的前置放大器和有源低通滤波器放大后，使输出信号增强，以便记录。前置放大器和滤波器的电路图示于图2。滤波器送出的模拟信号经A/D转换后输给微机

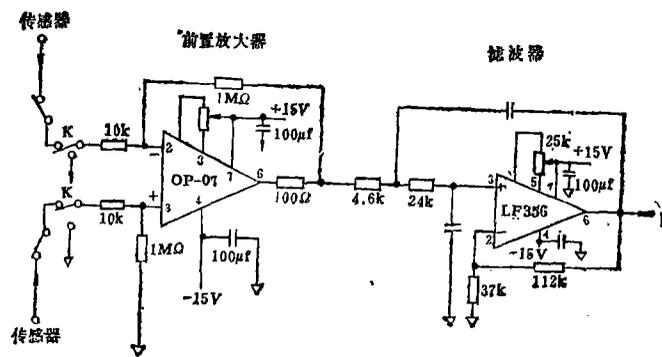


图2

进行各种处理，如此构成了由微机控制的四通道测压仪。该机具有实时测量、显示、绘图、打印、功能判定和数学计算等功能，大大提高了生理测压仪的自动化程度。为了防止测量时粘滞液体阻塞导管以及满足某些括约肌压力测量的需要，配上一台电子微量泵。整套仪器安装在一台仪器推车上，便于移动。

该机的程序框图如图3所示。操作者可根据需要，同时进行1~4条通道的压力测量。其结果以数字的形式显示于屏幕，并可用四色打印机记录压力变化曲线及均值。该机直接用厘米水柱

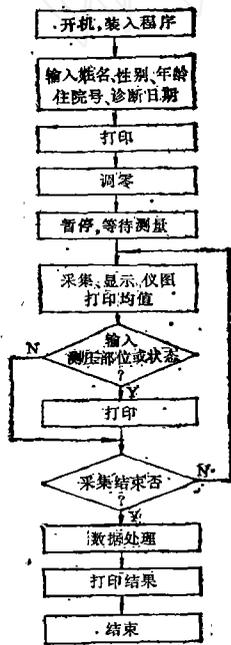


图3 程序框图

进行标定，乘上相应的换算系数后，就可将计量单位直接转换为毫米汞柱或千帕。传感器的压力量程为0~300厘米水柱，其线性、重复性及迟滞率都足以满足实际需要。

三、实验和应用

我们用一个模拟装置来检验该测压仪的可靠性。在图4所示的模拟装置中，一根垂直放

置的玻璃管旁有一标尺。在玻璃管的下端穿入二个12号针头，二条等长、同口径的塑料管分别与压力传感器连接和悬置于玻璃管旁。后一根管子相当于通过管内液面自然升高来测量压力的传统测压方法。检验时，用注射器向玻璃管内注水和抽水，改变水柱高度并以此作为实际压力。与实际压力作比较，就可对两种测量方法的优劣作出比较。我们在0~50厘米水柱区间，反复进行102次测量，其结果见表1。由表1可见，该测压仪的测量结果与实际压力之间无明显差异，而传统测压结果比实际压力平均高1.0厘米水柱，且差异显著($P < 0.001$)。在实验中我们还观察到：逐步增加实际压力，使垂

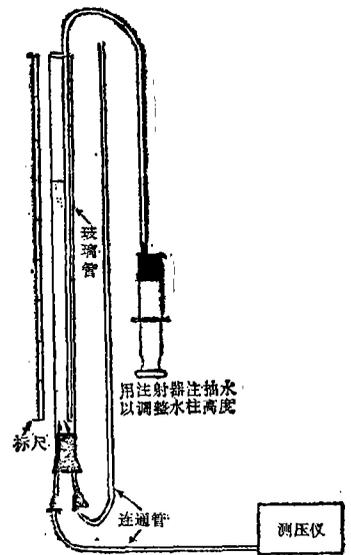


图4 模拟测量，已检测仪器的可靠性

表1 测量结果 单位: cmH₂O

状态	次数	实际压力		仪器测压		传统测压	
		均值SD	均值SD	差值 P值	均值SD	差值 P值	
全程	102	24.51 ±15.08	24.513 ±15.10	0.003 >0.5	25.51 ±14.59	1.0 <0.001	
上升	55	25.91 ±16.08	25.93 ±16.08	0.02 >0.05	25.41 ±15.44	-0.5 <0.05	
下降	47	22.87 ±13.82	22.86 ±13.84	-0.01 >0.05	25.62 ±13.70	2.75 <0.001	

注: 其中的差值是指与实际压力的比较。

直测管内液面不断上升时, 传统测压结果平均低于实际压力 0.5 厘米水柱。而在逐渐降低实际压力, 使测管内液面不断下降时, 传统测量结果却平均高于实际压力 2.75 厘米水柱。而用此仪器测压时, 则无此现象 (与实际压力相比, 上升和下降时分别相差 0.02 ± 0.05 厘米水柱和 -0.01 ± 0.12 厘米水柱。仪器测量的部分结果见图 5。从测量的速度来看, 当实际压力给定后, 测压仪能立刻显示并记录其压力值, 而传统测量方法则较迟缓, 一般要在仪器完成测量后的 15~20 秒测管内的液面才能稳定。

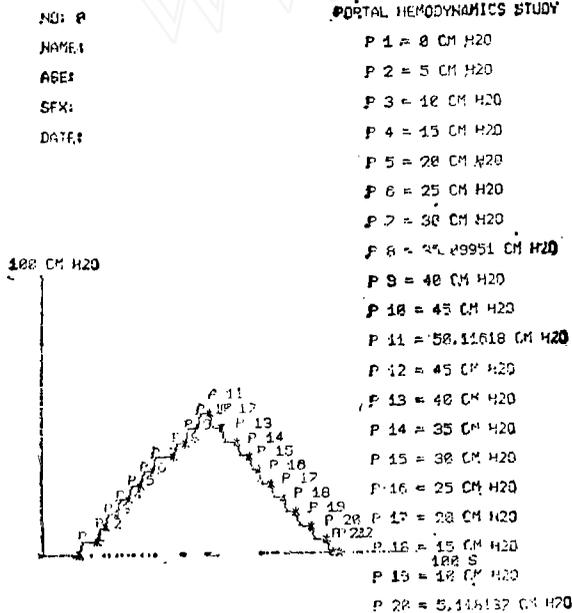


图5 实际压力以5cmH₂O的梯度变化于0~100cmH₂O时, 所记录的压力结果

我们又以相同的方法, 应用四个传感器进行同时测量, 以判定在同一压力状态下, 各通路间的测量结果是否一致(图6)。实验中使实际压力变化于0~50厘米水柱之间, 反复测量91次, 结果表明各通路间无明显差异($F=0.047, F \gg 0.05$)。图中显示了随着实际压力变化, 各通路测量结果的一致性。

我们应用此仪器测量门脉高压症病人的门脉系统压力分区现象。我们同时用2个压力传感器进行测量, 其中一个是经肠系膜静脉插管插入门脉主干测压, 另一个接上12号针头, 分次在门脉系的不同区域做穿刺测

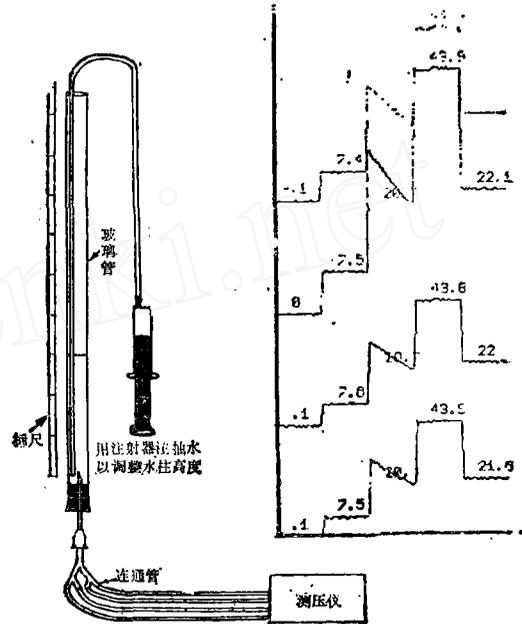


图6 模拟测量, 已检测仪器的可靠性

压。图7中的CH₁(第1通道)记录了测量胃网膜右、左静脉和胃冠状静脉的压力结果。如果只用一个传感器测量的话, 则会误认为胃冠状静脉压力较胃网膜右和左静脉压力高约1厘米水柱。而由于我们同时监测门脉主干的压力(CH₂), 故可清楚地看出, 此时门脉主干的压力也增高近1厘米水柱。这表明: 是整个门脉系统的压力发生了变化, 而不是不同区域间存在固有压差。这方面的研究仍在进行中, 尚不足以说明门脉系统压力分区

现象是否真正存在,但研究结果已显示出应用微机多通道测压仪的优点。另外,在门脉高压症病人的门奇断流手术中,我们还用该机同时测量了自由门脉压(FPP)、脏侧闭塞压(Sopp)和平均动脉压,并通过一个流体力学公式计算肝外门体分流百分比。从目前的实验中,我们已可看出,随着脾切除和门奇断流术的完成,肝外门体分流的比值逐渐减少。上述两个实验研究都是单通道测压仪所无法完成的。

该仪器的应用范围较广,适用于任何胸腔脏器和某些括约肌压力测量,只要能将测量导管送至预测部位,则可将其压力耦合出来。在测量括约肌压力时,需采用持续灌注法,将测量导管的顶端封住,另开一个侧孔。测量时,置侧孔恰于括约肌处,让括约肌封住其侧孔,这时导管内的液体受阻不能流出。由于泵不断向导管内注水,导管内的压力不断增高。当压力等于括约肌压力时,液体则克服阻力,从侧孔排出,此时导管内的压力相对恒定不再增高,即为括约肌的压力。我们用此法在胰胆管逆行造影时,测量了胰胆管和欧狄氏括约肌的压力。

目前国内生产的生理测压仪绝大多数只配一个压力传感器,由仪表显示压力值而不

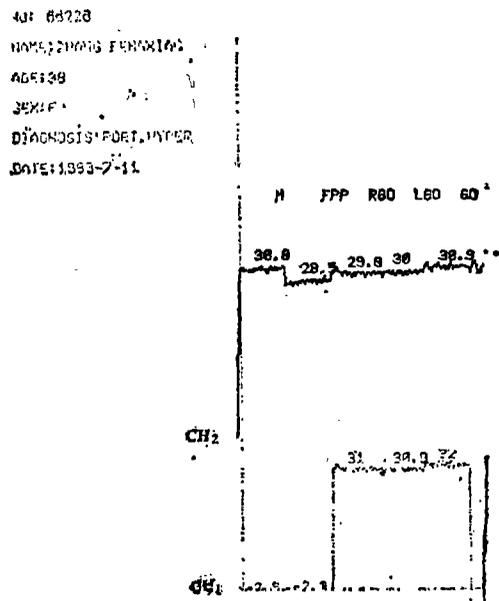


图7

能直接记录。若配上一台 X-Y 记录仪也只能记录压力曲线,且不能打印出均值。我们将四通道生理测压仪配上微机,大大提高了其自动化程度,与 X-Y 记录仪相比,微机的成本也不很高。我们的实验表明,该仪器具有测压准确、迅速、易操作、重复性好、适应性强等优点。另外,其 Super-pc 微机与 IBM 微机完全兼容,软件支持较多,可完成压力测量以外的许多工作。

(1989年6月6日收稿)

招 ● 聘 ● 启 ● 事

—— 招聘技术服务工程师 ——

美国医疗设备公司招聘技术维修工程师,要求具有两年以上安装、维修保养进口医疗仪器尤其是实验室医疗诊断设备的经验,工作努力,能经常出差,英语熟练,在京居住者优先录用。

来函请寄 北京9065信箱 王光海收
邮编政码 100010