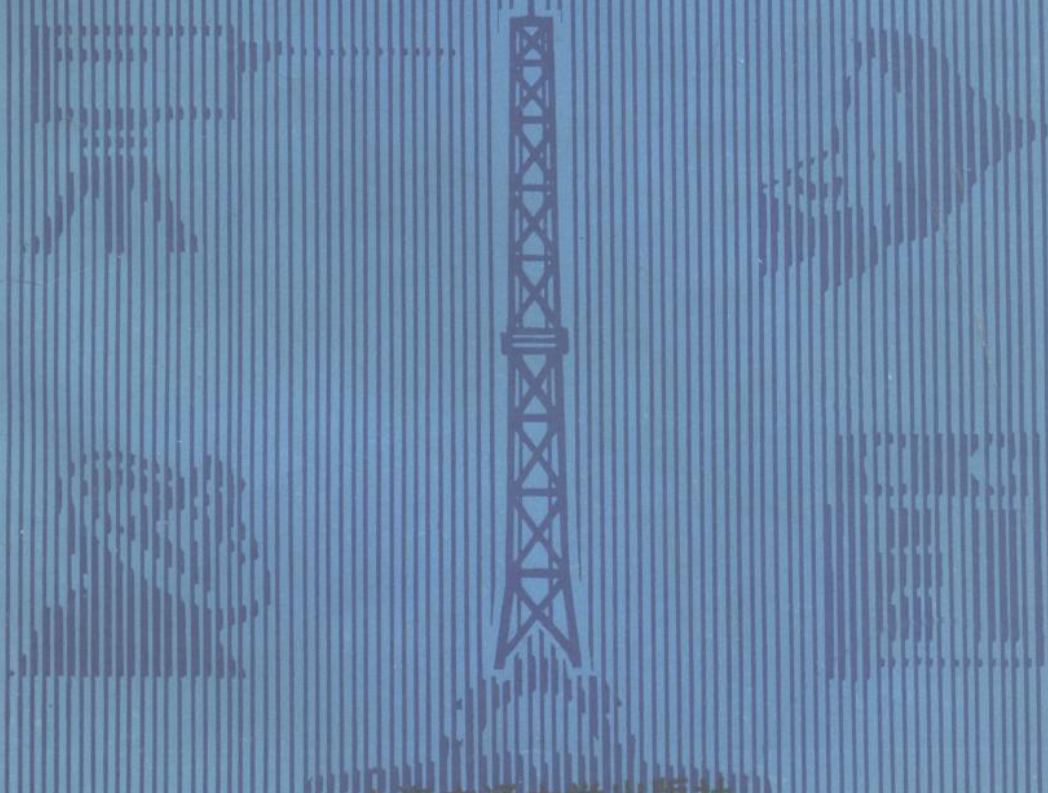


高等学校教材

医学仪器原理与设计

俞仁康 寿文德

16



上海交通大学出版社

医学仪器原理与设计

俞仁康 寿文德



上海交通大学出版社

内 容 简 介

本书为机械电子工业部1986~1990年编审出版规划中的高等学校工科电子类专业教材。

本书对国内外通用的一些重要医学仪器(如心血管、呼吸、监护、遥测及诊断成像系统等测量仪器)作了系统介绍,医用传感器、生物医学电极及生物电放大器等内容论述得亦较透彻。本书着重于基本原理、基本概念的阐述,并选择了部分典型电路进行详细分析、讨论。

本书可作大学生物医学工程与仪器专业的教材,也可供从事医学仪器研究、设计和生产的工程技术人员及医务工作者参考。



医学仪器原理与设计

出版:上海交通大学出版社
(淮海中路1984弄19号)

发行:新华书店上海发行所

印刷:立信常熟印刷联营厂

开本:787×1092(毫米)1/16

印张:16.75

字数:414,000

版次:1990年1月第1版

印次:1990年1月第1次

印数:1—1,300

科目:211—314

ISBN 7-313-00607-1/TH·77

定价:3.35元

前 言

本教材系按机电工业部制定的工科电子类专业教材1986~1990年编审出版规划,由无线电技术与信息系统教材编审委员会仪表与测量编审小组征稿、评选、推荐出版,责任编委为黄奕昌副教授。

本教材由上海交通大学俞仁康担任主编,上海交通大学黄奕昌担任主审。

本教材对国内外通用的一些重要医学仪器作了系统介绍,并着重于基本原理、基本理论和基本概念的阐述;还选择了部分典型电路进行详细分析、讨论,以便使学生能举一反三,深入理解,为医学仪器的研究,设计打下扎实的理论基础。本书的内容共十三章。第一章叙述医学仪器研究中所特有的人-仪器系统概念;第二章介绍生物电基本知识及各种生物电波形的形成、特点、测量记录方法;第三、第四章系统地介绍医学测量中常用的传感器和生物电极,讨论它们转换和传递生理信息的基本原理;第五章介绍基本的信号放大、运算、处理电路及医学仪器的专用电路;第六章以心电测量仪器为主线,着重叙述生物电测量仪器的工作原理、性能指标、仪器基本构成、典型电路的设计、抗干扰问题。第七章讨论心脏起搏器和除颤器的工作原理、电路设计和参数选择;第八章为病人监护和遥测系统;第九、第十章介绍心血管系统的血压、心音、血流量和心输出量的测量方法及各种方法比较;第十一章叙述呼吸的参数、测量方法和仪器;第十二章介绍几种现代医学诊断成像系统;最后一章讨论医学仪器电气安全问题。

本课程的参考学时数为80学时,讲授内容可根据各学校的实际情况取舍。

本教材适用于大学生物医学工程与仪器专业高年级学生专业课教材,也可作为从事医学仪器研究、设计的工程技术人员和医务工作者的参考书。

本教材由寿文德编写第三章,俞仁康编写全书其余各章和统编全稿。主审黄奕昌副教授审阅了全稿,提出了宝贵意见;成都电讯工程学院张思箕教授、陈光福副教授,热情为本教材作出评介;上海交通大学徐俊荣教授为本教材编写提供不少资料和提出了宝贵建议,刘国亭副教授也提供了部分资料和给予不少支持,徐勇江工程师与子和助理工程师为本书编写做了许多具体工作。我们还得到本校生物医学工程与仪器教研室有关老师和同志们的支持和帮助。作者在此谨对他们表示诚挚的感谢。

由于作者水平有限,书中难免有不足和错误之处,殷切希望广大读者批评指正。

编者

目 录

第一章 生物医学仪器概论	1
第一节 人-仪器系统	1
第二节 医学测量的特殊性.....	5
第三节 医学仪器的测量范围.....	7
第四节 医学仪器的分类.....	8
第五节 医学仪器的基本特性.....	9
第六节 医学仪器的设计原则.....	19
第二章 生物电	23
第一节 生物电现象.....	23
第二节 容积导体电场.....	26
第三节 电偶和容积导体中的电位.....	27
第四节 心电图 (ECG).....	28
第五节 脑电图 (EEG)	34
第六节 肌电图 (EMG).....	36
第七节 视网膜电图 (ERG)和眼电图 (EOG).....	38
第八节 耳蜗的生物电.....	41
第三章 医用传感器	43
第一节 概述.....	43
第二节 变电阻传感器.....	44
第三节 变电容式传感器.....	53
第四节 变电感式传感器.....	55
第五节 电动式传感器.....	57
第六节 压电传感器.....	59
第七节 热敏传感器.....	65
第八节 光敏传感器.....	70
第九节 生物传感器.....	75
第四章 生物医学电极	81
第一节 概述.....	81
第二节 电极的基本知识.....	81
第三节 体表电极.....	88
第四节 体内电极.....	91
第五节 微电极.....	93
第六节 医学检验用电极.....	97
第五章 生物电信号的放大和处理	101

第一节 生物电放大器的基本要求	101
第二节 生物电放大器的常用电路	102
第三节 生物电信号处理的常用电路	111
第六章 生物电测量仪器	123
第一节 心电图机	123
第二节 心电向量图机	140
第三节 胎儿心电图机	143
第四节 心率计	144
第五节 脑电图机	146
第六节 肌电图机	150
第七节 视网膜电图机	151
第八节 眼电图机	152
第七章 心脏治疗仪器	154
第一节 心脏起搏器	154
第二节 心脏除颤器	165
第八章 病人监护和遥测系统	170
第一节 监护系统概述	170
第二节 监护仪器分类	170
第三节 医用遥测系统的基本概念	176
第四节 遥测系统的基本制式	177
第五节 心电遥测系统	181
第六节 颅内压遥测装置	183
第九章 血压和心音的测量	186
第一节 血压测量的基本概念	186
第二节 直接式血压测量	187
第三节 间接式血压测量	192
第四节 心音的测量	197
第十章 血流量和心输出量的测量	200
第一节 概述	200
第二节 电磁血流量计	200
第三节 核磁共振血流测量仪	205
第四节 压力梯度式血流量仪	208
第五节 热传导式血流量计	209
第六节 稀释法血流测量	210
第十一章 呼吸的测量	213
第一节 呼吸功能的主要生理参数	213
第二节 肺容量的测定	214
第三节 通气量的测定	217
第四节 肺顺应性的测定	219

第五节	呼吸频率的测定	220
第十二章	现代医学诊断成像系统	223
第一节	概述	223
第二节	X 射线计算机断层成像 (X-CT)	223
第三节	磁共振成像 (MRI)	234
第四节	正电子发射断层成像 (PET)	237
第五节	超声计算机断层成像 (UCT)	240
第十三章	医学仪器的电气安全	241
第一节	电流的生理效应	241
第二节	电击产生的原因	243
第三节	防止电击的措施	247
	思考题与习题	251
	参考文献	258

第一章 生物医学仪器概论

第一节 人-仪器系统

一、人-仪器系统的基本概念

工程上对系统进行研究时,传统的分析方法是在已知输入量作用下求取系统的输出量,最终建立一组输入-输出方程来描述系统内部的函数关系(这些函数关系有的相当简单,有的也可能是极其复杂的)。通常把这样的未知系统称为黑箱。

生物体是复杂的黑箱,尤其是有生命的人体。在这些有生命的有机体内可以找到电、声、光、磁、热、水力、空气、化学、机械以及其他许多种系统,而这些系统之间又互相作用和制约。人体内还包含一台高效能的“计算机”,若干交换系统和各种控制系统。

在研究人体机能时会发现,生命体内没有一个输入和输出的关系像工程系统那样是确定的。也就是说,重复地将同一组输入信号作用于生命系统,系统的输出并不是唯一的值,而是一簇广范围的响应集,有时甚至是完全随机和互不相关的。

在用生物医学仪器进行生命体测量时会遇到很多问题。首先是生命体变量之间存在着高度的相关性,当测量两个变量之间的关系时,往往无法确定哪个是自变量,有时甚至连输入和输出都难以分辨。因此就不能采用保持一个参数不变来求取另两个参数之间关系的研究方法。有时所用测量装置本身也会改变生命体正常的生理状态。其次是,有很多重要的生理参数对测量装置是不容易接近的。这就使某些重要关系不能很好确定,只能用精度较差的方法间接进行测定。此外,对生命体进行测量必须确保人身的安全,而且应不使人有过度的痛苦和其他不舒适感觉。有时还要考虑医院的环境因素和社会因素以及道德和法律的因素。很显然,上述特点都有别于通常对工程系统的测量,因此不能把用于非生命系统的测量直接用于人体。

由于仪器系统和被测人体之间存在复杂的互作用,所以应该把人体作为仪器系统的一个组成部分。在设计和应用医学仪器时,为了从人体取得可靠数据,必须同时考虑人体的内部特性。把人和仪器合在一起考虑,这样的系统就称为人-仪器系统。

二、人-仪器系统的功能

任何仪器系统的基本功能大体上有:

1. 采集信息 测量人的生理参数和人所处周围环境的自然现象,帮助人们探索自身和所处环境的知识。

2. 诊断和治疗 根据采集的信息,进行一定处理后,评价是否满足系统功能的要求,并对系统的故障进行治疗。一些仪器可以直接将电、声、光、热等某种形式的能量作用于人体以改变人体内部某些系统的参数;有些仪器甚至可以与人体组成闭环系统,依靠人的某种输出参数来控制仪器输给人体的能量性质和大小。

3. 监护 取得被测系统状态的连续或周期性的信息, 监视某些过程或操作。

4. 控制 根据系统一个或多个内部参数的变化来控制系统的操作。

生物医学领域的仪器一般均包括上述功能。医学仪器能帮助医生诊断疾病, 也广泛用来治疗人体各种机能失调等疾病; 在常规的体检中, 可用其评定身体健康状况; 特殊的仪器系统还可用于病人的手术监护或危重病人的监护。

生物医学仪器通常可分为临床用的和研究用的两大类。临床仪器主要用于疾病的诊断、监护和治疗, 此类仪器应设计得便于医务人员使用、操作, 结构牢固可靠, 以便医生获得足够可靠的信息, 从而作出正确的临床判断; 研究用仪器主要用于对生物医学基础理论的研究, 要求仪器有比较高的精度、分辨率, 仪器的设计更复杂, 更专业化。有一些仪器的作用介于两者之间, 在临床医学和基础理论研究领域均能使用。

医学仪器对人体测量大致可分为活体内测量(in vivo)和试管测量(in vitro)两大类。前者是人体处于机能状态下的临床检查或体内测量, 后者是处理血液与尿之类的标本化验检查。活体内测量的例子是用电极插入血管中直接测量血液中的pH值。应该指出的是, 一些非创伤性诊断技术。虽然测量是在人体外进行的, 但是与人体内保持着能量或其他形式的联系。例如体外血压计的测量, 传感器虽未直接侵入体内, 但人体脉搏信号被传感器感知, 彼此间保持着能量联系和转换, 此种测量仍属于活体内测量。

虽然这里所说的人-仪器系统主要是用于活体测量, 但在试管测量时要得到活体测量相应的试样以及在进行与活体有关的测量时, 也会遇到活体测量类似的问题。

三、人-仪器系统的构成

图1-1为人-仪器系统结构方框图。这个系统的基本部件和任何仪器系统实质上是相同的。仅有的区别在于被测对象, 医学仪器系统的被测对象是有生命的人体。

人-仪器系统的部件如下:

1. 被测对象 人-仪器系统的被测对象主要是人体的生理系统, 它提供了系统要测量的各种物理量。医学上最主要的被测量有生物电位、压力、位移、速度、加速度、阻抗、流量、温度和化学浓度等。

2. 刺激和诱发 在许多医学测量中, 要求对某种形式的外部刺激作出反应。用以产生并提供刺激给被测对象的设备是人-仪器系统的一个重要组成部分。刺激可以是视觉(如闪

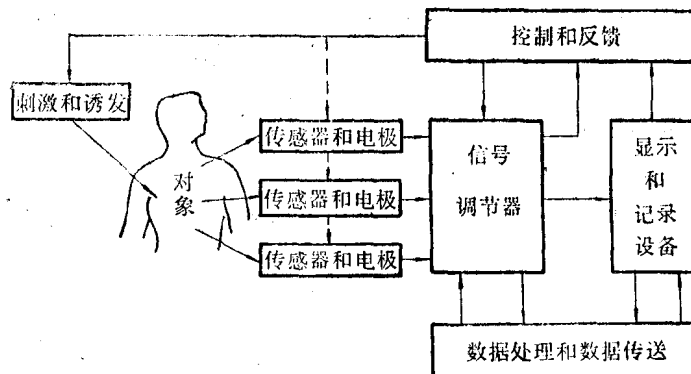


图1-1 人-仪器系统方框图

光)、听觉(如声音)、触觉(如敲打跟腱),也可以是对神经系统某些部位的电刺激。

人体组织对外部刺激的响应程度取决于刺激信号的幅度、频率以及人体组织本身状况和刺激信号之间的相位关系。当人体组织感受刺激并作出可测量的响应时称为诱发。

3. 传感器和电极 传感器是转换一种能量形式为另一种能量形式的器件。在人-仪器系统中,医用传感器把来自生物体的能量或信息转换成电的形式,把电信号加到电子设备上。医用传感器转换的最主要量包括温度、压力、流量、位移、速度和力等非电量。

生物医学电极是直接感知人体生物电位的元件。如测量心电图用的心电电极。

无论是传感器还是电极,在与人体接触时,应尽可能地增大取出的能量,但不应造成对人体的任何损害。

4. 信号调节器 仪器系统中,把传感器输出的电信号进行放大、整理或作其他变换的单元称为信号调节器(或称为信号处理器)。信号调节器也可以用来组合或联结两个以上传感器的输出信号。可见,信号调节器较大地改变了输入信号的形状,但其输入和输出的都是电信号。信号调节器目的是处理传感器送来的信号以满足系统的功能需要,并且使调节器的输出信号适应显示或记录设备的要求。有时常把传感器输出的模拟信号变换成数字形式,然后用计算机进行数据处理。信号调节器还可以补偿传感器的非线性失真。

5. 显示和记录器 显示器接受信号调节器来的电信号并以操作人员所能感知到的形式显示出结果。显示形式可以是数字的或图形的,永久的或暂时的,离散的或连续的。这取决于被测对象的性质和操作者对结果的要求。实际应用中,多数显示形式是依靠使用者的视觉感知的,但也有一些测量方法所得的信息(如多普勒超声信号),采用听觉感知形式有更好的效果。

为了对测量结果进行事后分析处理或者从一处传送到另一处,就需要将测量结果记录下来以便长时间保存信息。

用于生物医学仪器的记录器主要有两种类型:一种是磁带记录装置,它在生理测量和病人监护中的应用日益增多。磁带记录装置有很多优点,首先是频率响应宽,记录的信息可以反复重放,便于分析处理和保存;其次是信号失真度低,适宜于作准确测量,可以在一些较恶劣的环境下使用;此外,一条磁带可同时记录多个生理量,适宜于长时间连续记录和大量资料存贮,且记录的信号可以抹除,磁带可多次使用,成本较低。另一种记录装置是直接描记式装置,主要用来记录各种生理参数随时间变化的模拟量。直接描记式记录装置在医学仪器中使用较多的有以下几种:

(1) 接触式墨水笔 该笔通过虹吸原理把墨水从墨水壶引到记录纸上。它可以用很多描笔同时工作,在医学仪器中主要用来记录心电图和脑电波形。其优点是工艺简单,成本低;缺点是其频响较低,一般不超过80Hz,笔尖容易被墨水堵塞或由于墨水漏渗而污损图形。

(2) 喷射式墨水笔 该笔利用墨水压泵,将特制的墨水压入喷笔中,经喷嘴射到记录纸上。喷笔装在笔电机上,由极轻的玻璃毛细管制成。这种记录笔工作线性好,频率响应较好,可达700Hz以上,并可以多通道描记,信号可相互交叠;其缺点是工艺复杂,喷嘴容易堵塞,维修困难。它主要用于比较精密的医学仪器上。

(3) 热笔 医学仪器中常用的另一种记录笔为热笔。其主要特点是不用墨水,笔尖用电热丝制成,通过电流使它发热。由于笔是热的,当热笔在涂有一层蜡膜的特制记录纸上描记时,接触处的蜡膜熔化,形成图形。这种描笔的优点是描述不失真,没有墨水飞溅现象,维

修也较方便；缺点是要使用专用的热敏记录纸，频响不超过100Hz。

(4) 感光式记录笔 这种记录器利用磁场中偏转振子反射紫外光点在紫外感光纸上感光来描记图形。其频响很高，可达5000Hz，可用来记录肌电图和神经电活动，并可以多道交叉记录。它的缺点是需要专用紫外感光记录纸，这种纸价格贵，保存期短。

(5) 火花放电式记录笔 这种记录器取消了传统的笔马达方式，利用记录纸通过一组位置固定的笔尖阵列，当有信号时，相应的带电笔尖与记录纸放电产生火花，将纸表层击穿而留下波形痕迹。记录纸的结构特殊，中间夹有一层铝箔，工作时，记录纸作为一对电极中的一个电极。因为笔尖阵列不能直接接受模拟信号记录，所以还需要一个编码接口，信号强弱不同反映在笔尖阵列中放电笔尖位置不同。此种记录器克服了由于机械位移引起的频响低的缺点，但是记录器结构复杂，专用放电记录纸制造困难，记录图形长期保存时容易模糊。

6. 数据处理和传输设备 从人体采得的信号一般都具有两个特点：一是信号很微弱，各种干扰很大，信噪比低，有用信号淹没在强干扰背景中；另一个特点是，由于人体的复杂性使所测得的数据遵循统计规律，因而需要采用各种统计分析方法，对信号进行叠加、相关处理、频谱分析、直方图等数据处理，方能从强干扰背景中提取微弱的生理信息。

数据处理设备可直接对信号调节器的输出信号进行处理，也可以随时对保存在记录器上的信息作分析处理，这个任务常由数字计算机或微处理机来完成。

信号传输设备将生物医学信息由一处传送至另一处。根据不同的要求，传输距离可能是医院内两个房间之间，也可以通过远距离通信手段从一个城市传至另一城市，甚至另一个国家。

7. 控制和反馈 在人-仪器系统中，常加入控制和反馈环节。它把部分输出信号反馈到输入端，以使系统按某一方式工作，如控制刺激量大小、控制传感器或仪器系统中其他任何部分。控制和反馈可以是自动的或手控的。

此外，人-仪器系统还具有静态和动态校准信号，对整个仪器系统的性能进行自动或手动的、随机的或周期性的校准。

四、人-仪器系统的工作方式

1. 直接和间接方式 当被测对象容易接近时，传感器能与之直接连接，即为直接测量。当被测对象难以接近时，则可用另一个与要求的被测量具有已知关系的被测量，或用某种形式的能量和物质与所要求的被测量相结合，以形成一个新的易于接近的被测量。例如，心脏每分钟排出的血容量，可根据呼吸和血气或用染料和温度稀释法来测定；肺的容积可以通过测定胸腔的电阻抗变化来获得；内脏的形态可以从X射线阴影来了解。

2. 取样或连续方式 有些被测量如体温和离子浓度，由于变化很慢，可用取样方式进行间断测量；而另一些被测量如心电图和呼吸气体流量，则往往需要连续监视才能达到预期目的。

3. 无源式和有源式 无源传感器是以被测对象本身的能量来产生输出信号。例如，阻挡层光电池是无源传感器，因为它的输出信号只取决于对它的照明度，不需要任何附加的外电源。

有源传感器则是接受外界信号源能量，通过被测对象改变这种外部能量而形成输出信号。例如光敏电阻器必须加上外部电源才能测出随照度而改变的电阻。

4. 模拟和数字方式 带有被测量信息的信号,一种是模拟形式,即连续的,可取任何数值。另一种是数字形式,即离散的,只能取有限个值。虽然近来数字型传感器有所发展,但目前广泛使用的传感器还是模拟工作方式。日益增长的数字信号处理的应用,要求同时采用模-数和数-模变换器,以便把模拟传感器和模拟显示器与数字计算机连接起来。发展数字型传感器是今后传感器研究的一个方向。

数字工作方式的优点是具有较高的精度、重复性、可靠性和抗干扰性能,而且通常不需定期校准。数字式显示器由于有上述优点,目前正在取代许多模拟式仪表。但是,在某些场合,操作者要确定一个生理变量是否在某一范围内,或要观察某一快速变化的参数(如心率)时,常常更希望采用模拟方式的显示。因为在这种情况下,变化过快的数字显示使观察者十分疲劳。

5. 实时和延时方式 传感器能在信号出现时实时地接收信号,但测量系统的输出却不可能立即显示结果。因为有些形式的信号处理,如平均和变换需要在产生结果之前输入大量信号。如果并不要求输出即时反馈和控制,通常这样的暂短延时是容许的。

第二节 医学测量的特殊性

医学仪器测量的主要目的是获得与临床诊断和治疗有关的人体生理参数,并从工程生物学和基础医学方面来研究人体的结构和生理机能。医学测量与普通物理参数测量相比,两者既有共同之处,又有区别。它们的不同之处主要在于测量对象不同。普通物理测量的被测对象是物(如设备、机器、化学物品、工程系统、环境等),而医学测量的对象是人体复杂的生理系统。人体的特殊性使医学仪器测量遇到了一些特殊问题,这些特殊性主要可归纳如下:

一、被测值难以获得

对生命系统测量时,遇到的最大困难是难以获得被测值。例如要测量脑内神经化学动态活动,就不可能放置一个合适的传感器至欲测部位,有时甚至对动物测量也无法做到。有些被测部位即使容许放置传感器,但由于传感器实际尺寸太大而无法安置。例如一个体积较大的流量传感器放置在血管里测量血流,会部分地阻塞血管,引起被测量特性改变而影响结果。

为了解决被测量不可接近的困难,必须采用间接测量。其方法是直接测量在某些条件下与被测量相关的另一个量。例如心输出量明显的是个不可接近的重要变量,它可用阻抗法或染料稀释法间接测出阻抗或染料浓度的变化,从而推算出心输出量大小。

采用间接测量方法须注意,在测量过程中应保持两个变量之间关系不变,并且应在两者关系失效时及时对测量结果加以修正。

二、数据的易变性

从人体测得的量是易变的,即使所有可控制的因素都固定,但大多数被测参数还是随时间变化的,每次测量会有不同结果。在完全相同的条件下,各次测量结果与正常值总会有偏差。这种内在变化性已经在分子、器官直至整个身体的测量中被证实。人体个体的差别相当大,除了外部形态不同外,他们的内部组织也存在着许多差异。因此,生理量不能认为是严格的定值,而应该用统计的或概率分布的方式来处理。

三、生理系统间的相互作用

人体各生理系统之间存在复杂的相互作用和大量反馈环路。如对某系统中一部分进行刺激,结果该系统的其他部分乃至其他系统也会有反应。甚至当打开反馈回路时,会出现旁系环路,而原始反馈环路的某些性质依然存在,使因果关系很难分清。如果能了解一些生理系统之间互相关系,则有利于做好医学仪器和生理学系统之间的结合工作。

四、传感器对测量状态的影响

由于传感器的存在,使任何形式的测量几乎都受到不同程度的影响,很多情况下传感器的存在显著地改变了测量读数,例如把流量传感器放在血流中局部地堵塞了血管并改变了系统压力。传感器对活体测量的影响尤为明显,如在测量单细胞内的电化学电位时,需要微电极刺入细胞,这就很容易杀死细胞或使它损伤。此外,在一个系统中的传感器也会影响另外系统的测量,例如在估计血液循环时,冷却局部皮肤引起的反馈会改变血液循环模式。因此在设计医学仪器时,必须尽力做到使测量装置的影响减到最小。

五、能量的限制

生物医学测量,一种是依靠被测活体本身发出的能量,例如生物电位测量;另一种是利用传感器工作时产生的能量作用于被测活体,例如阻抗容积图测量,需要电流作用于被测组织和血液。X射线和超声成像技术以及电磁式和多普勒血流计都是利用外加能量与人体组织相互作用。当电流流过人体组织时会产生热量,而对组织加热是一种必须加以限制的现象,因为即使是一些可逆的生理变化也会影响测量值。多数情况下,这部分热量很小,不产生显著的影响。但在处理活体细胞时,必须注意避免因长时间的能量集中引起细胞破坏。

此外,因为生理参数在人体内可用的能量有限,所以在设计时应尽量避免医学仪器成为被测信号源的负载。

六、伪迹和干扰

在医学和生物学上,被测信号以外的任何信号成分称为伪迹。医学仪器测量中引起伪迹的一个重要原因,是被测对象的移动而导致测量仪器移动。很多传感器对移动敏感,因此对象的移动往往产生输出信号变化。有时,这些变化很难同有用信号区分开,并足以模糊有用信号。对活体施行麻醉可减轻移动,但麻醉却又会引起活体本身参数的改变。

此外,测量仪器本机噪声、人体感应的交流干扰等均须采取有效抑制措施。因为人体电信号十分微弱,信号频率又很低,所以对医学仪器漂移特性的要求也是很严格的。

七、安全性

在医学测量过程中,必须保证不危及人体生命和损害正常功能。特别是含有电源时,不容许轻易地试验尚不可靠的测量方法。对医学仪器的设计要特别重视安全可靠,在即使仪器系统失效时也应保证人体的安全。同时,还应使医学仪器测量不使被测者太疼痛、外伤或不舒服。随着医学工程技术日益发展,创伤性测量仪器已逐渐被非创伤性仪器代替。

除了电气安全以外,设计医学仪器时还要考虑辐射、化学腐蚀、毒物、有害气体、交叉

感染等因素。

第三节 医学仪器的测量范围

这里所叙述的医学仪器，主要是指测量各种医学和生理学参数的仪器。为了正确地设计仪器和正确地选择、使用仪器，在设计、使用仪器前应了解待测参数指标范围。表1-1列出了常用生理参数的测量范围。需要说明的是这些指标的范围在不同资料上的报导不尽一致。有时测量目的不同，或被测试者处于不同状态，则对同一生理指标所要求的范围也不相同，因此表中数据仅作参考。

由表1-1可见，医学仪器所要测量的生理参数与工业上的非医学参数相比较，生理参数的幅值和频率范围是相当低的。例如，大多数电压都是微伏级，信号频率都是声频或者低于声频。

表1-1 常用生理参数的测量范围

参 量		幅 度 范 围	频 率 范 围 (Hz)
心 电	皮 肤 电 极	10 μ V $\sim$ 5mV (典型值1mV)	0.05 $\sim$ 80
	心 脏 电 极	(典型值50mV)	0.05 $\sim$ 80
	胎 儿 心 电	(典型值10 μ V)	2 $\sim$ 100
脑 电	头 皮 电 极	10 $\sim$ 200 μ V (典型值50 μ V)	0.5 $\sim$ 100
	颅 内 电 极	10 μ V $\sim$ 100mV (典型值50 μ V)	0.5 $\sim$ 100
肌 肉 电 位		20 μ V $\sim$ 1mV	10 $\sim$ 5000(或10 $\sim$ 2500)
细 胞 内 电 位		-100 $\sim$ +200 μ V (典型值100 μ V)	DC $\sim$ 2000(或1 $\sim$ 2000)
细 胞 外 电 位		(典型值50 μ V)	DC $\sim$ 1000(或1 $\sim$ 1000)
视 网 膜 电 位		0 $\sim$ 1mV(典型值100 μ V)	DC $\sim$ 25(或0.05 $\sim$ 20)
眼 电 位		0.05 $\sim$ 5mV(典型值100 μ V)	DC $\sim$ 20
胃 电 位		(典型值20mV)	0.05 $\sim$ 20
平 滑 肌 电 位		0.5 $\sim$ 100mV	DC $\sim$ 1
血 压	动脉(直接式)	30 $\sim$ 300mmHg	DC $\sim$ 100(或DC $\sim$ 20)
	静脉(直接式)	-10 $\sim$ +20mmHg	DC $\sim$ 20
	收缩压(间接式)	50 $\sim$ 300mmHg	
	舒张压(间接式)	20 $\sim$ 100mmHg	
脉 搏 波		可 变	0.1 $\sim$ 20(或0.1 $\sim$ 50)
心 音		可 变	2 $\sim$ 300(或2 $\sim$ 2000)
容 积		可 变	DC $\sim$ 30
心 搏 动		可 变	0.05 $\sim$ 30(或DC $\sim$ 40)
心 输 出 量		3 $\sim$ 10L/min	0.05 $\sim$ 60(或DC $\sim$ 60)
心 率		45 $\sim$ 180次/min	0.75 $\sim$ 3
主 动 脉 血 流 速 度		18 $\sim$ 22cm/s	

续 表

参 量		幅 度 范 围	频 率 范 围 (Hz)
血 流 量		0.05~200mL/s	DC~30
毛 细 血 管 血 流 速 度		0.3~0.7mm/s	
呼 吸 流 量		250~300mL/s (峰值300mL/s)	
呼 吸 频 率		0.2~0.4次/s	0.2~0.4
潮 气 容 积		400~600mL/次	
声 音		可 变	20~20000
柯 氏 音		可 变	30~300
皮 肤 电 阻		1~500k Ω	
人 体 电 阻		100~2000 Ω	
体 温	口 腔	36.7~37.7 $^{\circ}\text{C}$ (正常值)	
	腋 窝	36~37.4 $^{\circ}\text{C}$ (正常值)	
	体温测量范围	35~42 $^{\circ}\text{C}$	
	直 肠	36.9~37.9 $^{\circ}\text{C}$ (正常值)	

第四节 医学仪器的分类

通常可以按下列四种方法对医学仪器进行分类:

1. 根据转换参数分类。例如压力、流量、温度、位移、振动等。这种分类方法多用于医用传感器分类, 它的优点是可以对任一参数的各种测量方法进行比较, 明确表明了传感器的用途, 便于使用者选择合适的测量方法。

2. 按转换原理分类。例如压电式、电感式、电容式、电阻式、光电式、热电式、电动式、超声的或电化学的等。这种分类法可以加强对仪器各种原理的理解, 了解各种原理的不同用途, 便于工程技术人员掌握原理和设计。

3. 根据各种生理系统分类。例如心血管系统、肺循环系统、神经系统或内分泌系统等。这种分类方法对只熟悉本专业领域的专科医生来说是方便的, 但是各种仪器的转换原理会有很多重叠。

4. 按临床医生的专业分类。例如儿科医学仪器、产科医学仪器、心脏病学或放射科医学仪器。这种分类, 对于关心专门化仪器的医务人员是很有价值的。有些测量仪器, 如血压测量仪, 对很多不同医学专科的医生都是重要的。

最后, 还可以从工程和医学的关联性来分类:

1. 人体现象观察、测量用仪器。如心电图机、脑电图机、X光机、同位素仪器等。

2. 人体信息处理机。它是把从人体取得的信息, 根据现代工程技术和理论进行各种处理的显示诊断装置。如CT机、计算机处理的心向量图, 超声成像诊断仪等。

3. 人体仿真。它建立各种具有人体机能的模型。如心血管系统模型、神经传导系统模型等。

4. 人体治疗和修复仪器。前者如电刺激治疗疾病的心脏除颤器和各种理疗仪器。后者是替代人体脏器或器官的装置,如人工心脏起搏器、人造心脏、人造血管、人工鼻等。

第五节 医学仪器的基本特性

任何医学仪器的性能都有定量的标准,这些标准用以评价和比较仪器性能的好坏。根据仪器对输入信号频率的响应,分为静态特性和动态特性两大类。静态特性是描述仪器对输入信号为直流或很低频率时的性能,它表示仪器在输入量稳定时,系统输出量和输入量间的关系。动态特性则需要用微分和(或)积分方程来描述。下面分别对这两类特性加以论述。

一、静态特性

仪器的静态特性一般由下列性能指标来描述。

1. 误差 仪器系统的误差可用下列几种方法表示。

(1) 绝对误差 即同一输入量的仪器测量值(实测输出量)与真值(理想输出量)之差值,可表示为

$$\Delta A = A_m - A. \quad (1-1)$$

式中 A_m 为测量值, A 为真值(理论给出或计量学规定)。

(2) 相对误差 即绝对误差量与实际满量程输出量之比的百分数,通常以最大值表示:

$$E = \frac{\Delta A_{\max}}{H} \times 100\%. \quad (1-2)$$

式中 $\Delta A_{\max}$ 表示绝对误差的最大值, H 为实际满量程输出量。

(3) 精确度 精确度包含两个方面,即准确度和精密度。这两个概念在实际使用中容易混淆,应注意区分。

准确度是指实际测量值与理想值之间的接近程度,一般都以相对值表示,数值越小则准确度越高,准确度用来衡量仪器的系统误差较方便。

精密度则表示在相同条件下,同一方法多次测量所得数值的接近程度。这些数值越接近,则精密度越高,所以精密度表示仪器用同一方法多次测量的重复性。仪器的随机误差的大小是精密度的标志,精密度越高,则随机误差越小。但精密度高不一定准确度高,反之准确度高不一定精密度也高。这可以用下面的例子说明:在同一条件下两个人打靶,其中一人10次中靶密集于离靶心15 cm处的一个直径为5 cm的圆内;另一个人10次中靶都在以靶心为圆心直径为10 cm的圆内。那么前者精密度比后者好;后者的准确度比前者好。

绝对误差用来更正测量结果比较方便,相对误差能确切地反映测量的准确程度,精确度则是用来综合评价仪器的误差范围。

2. 分辨率 最小输入信号的最小可分辨的输出信号值与满量程输出量之比,即为仪器的分辨率。可用下式表示:

$$D = A_{\min}/H. \quad (1-3)$$

式中 $A_{\min}$ 为最小可分辨的输出信号幅度, H 为满量程输出量。

3. 重复性 理想状态的仪器在相同条件下应具有一致的重复试验性能, 也就是说多次循环试验所得到的变化规律是一致的, 各个对应点上的量值是重合的, 但实际试验中不同次的试验所得到的输出量总会有一定的差异, 这种差异就形成了重复性误差。它可以用下式表示:

$$R = \frac{|(A_1 - A_2)_{\max}|}{H} \times 100\% \quad (1-4)$$

式中 A_1 、 A_2 分别为两次循环试验中对应点上的输出量。重复性属于随机误差范畴, 因此实际重复检测的次数不同所得到的 R 值也会有差异。为此, 改用标准差计算比较合理。

$$R = \frac{|(2 \sim 3)\sigma|}{H} \times 100\% \quad (1-5)$$

式中 $\sigma = W_n/d_n$; W_n 为极差, $W_n = (A_1 - A_2)_{\max}$; d_n 为极差系数, 与检测次数 n 有关, 其对应值如下:

n	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
d_n	1.41	1.91	2.24	2.48	2.67	2.88	2.98	3.08	3.18	

4. 灵敏度 即单位输入量所对应的输出量。可用下式表示:

$$S = \frac{H}{G} \quad (1-6)$$

式中 G 表示满幅度输出时的输入量。

对于非线性仪器需用增量形式来表示灵敏度, 即

$$S_n = \frac{\Delta H}{\Delta G} \quad (1-7)$$

在仪器的整个工作范围内静态灵敏度一般不是常数, 只有当仪器处在规定工作范围的最好部分时, 灵敏度才可能是常数。

5. 漂移 仪器系统的漂移包括下列几个方面。

(1) 零点漂移 仪器在无输入信号(或输入信号不变)时, 输出值随着时间而偏移零值(或原指值), 这种现象称为零点漂移。零点漂移有单方向的和不定向的。单方向零漂在传感器中是常见的, 有一定规律性; 不定向零漂则没有显著的规律, 在一些直接耦合放大器中较多出现, 对弱信号的测量有较大影响。

零点漂移可用下式表示:

$$S_z = \frac{|A_{\max} - A_{\min}|}{H} \times 100\% \quad (1-8)$$

式中 $A_{\max}$ 、 $A_{\min}$ 分别为仪器无输入信号时, 输出量的最大值和最小值。

在电子仪器中, 零点漂移值常被折合到输入端进行计算, 即