

901479

中国医学百科全书

生物医学工程学



上海科学技术出版社

71:5

中国医学百科全书

中国医学百科全书编辑委员会

上海科学技术出版社

中国医学百科全书

生物医学工程学

罗致诚 主编

上海科学技术出版社出版

(上海瑞金二路450号)

新华书店上海发行所发行 祝桥新华印刷厂印刷

开本 787×1092 1/16 印张 12.25 字数 468,000

1989年11月第1版 1989年11月第1次印刷

印数: 1—2,300

ISBN 7-5323-0791-3/R·216

定价: 6.50元

《中国医学百科全书》编辑委员会

主任委员 钱信忠

副主任委员 黄家驷 季钟朴 郭子恒 吴阶平 涂通今 石美鑫 赵锡武

秘书长 陈海峰

副秘书长 施莫邦 冯光 朱克文 戴自英

委员 (以姓氏笔划为序)

丁季峰	土登次仁	马飞海	王懿(女)	王玉川	王世真	王用楫
王永贵	王光清	王叔咸	王季午	王冠良	王雪苔	王淑贞(女)
王鹏程	王德鉴	王翰章	毛文书(女)	毛守白	邓家栋	石茂年
石美鑫	卢惠霖	卢静轩	叶恭绍(女)	由崑	史玉泉	白清云
邝贺龄	冯光(女)	兰锡纯	司徒亮	毕涉	吕炳奎	曲绵城
朱潮	朱壬葆	朱克文	朱育惠	朱洪荫	朱既明	朱霖青
任应秋	刘世杰	刘育京	刘毓谷	米伯让	孙忠亮	孙瑞宗
苏德隆	杜念祖	杨医亚	杨国亮	杨树勤	杨铭鼎	杨藻宸
李昆	李永春	李宝实	李经纬	李振志	李肇特	李聪甫
吴之理	吴执中	吴阶平	吴英恺	吴征鉴	吴绍青	吴咸中
吴贻谷	吴桓兴	吴蔚然	余灏	宋今丹	迟复元	张祥
张世显	张立藩	张孝寿	张昌颖	张泽生	张学庸	张涤生
张源昌	陆如山	陈信	陈中伟	陈明进	陈国楨	陈海峰
陈灏珠	林巧稚(女)	林克椿	林雅谷	郁知非	尚天裕	罗元恺
罗致诚	季钟朴	依沙克江	周金黄	周敏君(女)	郑麟蕃	孟继懋
赵炳南	赵锡武	荣独山	胡传揆	胡熙明	钟学礼	钟惠澜
侯宗濂	俞克忠	施莫邦	姜春华	洪子云	夏镇夷	顾学箕
顾绥岳	钱惠	钱信忠	徐丰彦	凌惠扬	郭迪	郭乃春
郭子恒	郭秉宽	郭泉清	郭振球	郭景元	唐由之	涂通今
诸福棠	陶桓乐	黄量(女)	黄文东	黄耀桑	黄家驷	黄祯祥
黄绳武	曹钟梁	盖宝璜	梁植权	董郡	董承琅	蒋豫图
韩光	程之范	傅丰永	童尔昌	曾宪九	谢荣	谢少文
裘法祖	蔡荣	蔡翹	蔡宏道	戴自英		

序

《中国医学百科全书》的出版是我国医学发展史上的一件大事，也是对全人类医学事业的重大贡献。六十年代初，毛泽东同志曾讲过：可在《医学卫生普及全书》的基础上编写一部中国医学百科全书。我们深感这是一项重大而艰巨的任务，因此积极进行筹备工作，收集研究各种有关医学百科全书的资料。但由于十年动乱，工作被迫中断。粉碎“四人帮”后，在党和政府的重视和支持下，医学百科全书的编写出版工作又重新开始。一九七八年四月，在北京正式召开筹备会议，拟订了编写出版方案和组织领导原则。同年十一月，在武汉举行了第一次编委会，落实了三十多个主编单位，全国医学界的著名专家、教授和中青骨干都参加了编写工作。

祖国医学发展史中，历代王朝就有学者编纂各类“集成”和“全书”的科学传统，但系统、全面地编写符合我国国情和医学科学发展史实的大型的医学百科全书还是第一次。这是时代的需要，人民的需要，是提高全民族科学文化水平，加速实现社会主义现代化建设的需要。从长远来看，这是发展我国医药卫生事业和医学科学的一项基本建设，也是建设社会主义精神文明建设的重要组成部分。因此，编写出版《中国医学百科全书》是我国医学界的一项重大历史使命。

我国既有源远流长的祖国医学，又有丰富多彩的现代医学。解放以来，在党的卫生方针指导下，还积累了群众性卫生工作

和保健强身的宝贵经验，涌现了许多中西医结合防治疾病的科研成果。在我们广大的医药卫生队伍中，有一大批具有真才实学，又善于写作的专家，他们都愿意为我国科学文化事业竭尽全力，把自己的经验总结出来，编写出具有我国特点的医学百科全书。

《中国医学百科全书》是一部专科性的医学参考工具书，主要读者对象是医药院校毕业及具有同等水平的医药卫生人员，但实际需要查阅这部全书的读者将远远超过这一范围。全书内容包括祖国医学、基础医学、临床医学、预防医学和特种医学等各个学科和专业，用条目形式撰写，以疾病防治为主体，全面而精确地概述中西医药科学的重要内容和最新成就。在编写上要求具有高度的思想性和科学性，文字叙述力求言简意明，浅出深入，主要介绍基本概念、重要事实、科学论据、技术要点和肯定结论，使读者便于检索，易于理解，少化时间，开卷得益。一般说来，条目内容比词典详尽，比教材深入，比专著精炼。

为适应各方面的需要，《中国医学百科全书》的编写出版工作准备分两步走：先按学科或专业撰写分卷单行本，然后在此基础上加以综合，按字顺编排出版合订本。这两种版本将长期并存。随着学科发展的日新月异，我们并将定期出版补新活页。由于涉及面广，工作量大，经验不足，缺点错误在所难免，希望读者批评指正。

钱信忠

1982年11月

中国医学百科全书

生物医学工程学

主 编：罗致诚（中国医学科学院生物医学工程研究所）

副 主 编：蒋大宗（西安交通大学）

杨子彬（中国医学科学院基础医学研究所）

编 委：（以姓氏笔画为序）

王保华（上海科技大学）

吕维雪（浙江大学）

杨成民（中国医学科学院）

杨国忠（中国医学科学院医学情报研究所）

吴望一（北京大学）

陈明进（上海医疗器械研究所）

郑振声（广州中山医科大学）

周礼杲（清华大学）

徐智章（上海医科大学）

黄秉宪（中国科学院自动化研究所）

黄诒焯（西安医科大学）

学术秘书：关晓光（中国医学科学院生物医学工程研究所）

编写说明

- 一、《生物医学工程学》是中国医学百科全书分卷之一,按条目形式编写,以高等医药院校毕业或具有同等水平的医药卫生人员及生物医学工程科学技术人员为主要读者对象,并可供其他专业的工程技术人员参考。
- 二、本分卷共选收条目 144 条,按生物医学测量与仪器、临床监护技术、医用超声技术、生物医学信息处理及成像、生物控制、生物力学、人工器官和生物医学材料等部分顺序编排。
- 三、属于生物医学工程学范畴的康复工程和核医学仪器等内容,已分别编入《康复医学》和《核医学》分卷,故本分卷中不予重复。
- 四、本分卷除正文前面有与正文排列一致的目录外,卷末附有汉英和英汉生物医学工程学词汇,此外还有中文索引。
- 五、由于生物医学工程学是一门新兴的交叉学科,尚不成熟,加之本分卷的撰写人较多,编委会水平有限,难免有错误和遗漏之处,恳请读者批评指正。

生物医学工程学分卷编辑委员会

一九八八年六月

中国医学百科全书

生物医学工程学

目 录

生物医学工程学	1	超声的物理基础	53
生物医学测量	1	超声的生物效应	54
生物医学测量仪器的指标	3	超声换能器	55
生物电测量	5	超声脉冲回波(声)技术	56
生物电测量电极	5	超声多普勒技术	58
生物电放大器	7	超声全息	59
心电测量	8	超声在医学中的应用	60
心电向量图测量	11	生物磁学	61
体表电位图	11	磁在医学中的应用	62
脑电测量	12	微波的生物效应	63
肌电测量	13	微波在医学上的应用	63
神经电测量	15	医用激光技术	65
皮肤电测量	16	激光的生物效应	66
生物电阻抗测量	16	激光在医学中的应用	67
生物非电量测量	18	电刺激	67
血压测量	19	人工心脏起搏	69
血流测量	21	心脏起搏系统的电测量	72
心输出量测量	22	电除颤	73
心音测量	23	电的生理效应	74
脉搏测量	24	电击	74
体温测量	26	医学仪器的电气安全	75
运动功能测量	27	电气安全检验	76
微循环的生理测量	28	安全电器设备	77
生物传感器	29	生物医学信号	77
生理信号的记录与显示	32	信号的模数转换	78
医用生化分析技术	34	数字滤波器	79
血液 pH 测量	35	信号的频域分析	80
血气测量	35	信号的相干平均	82
血清蛋白电泳	37	信号的谱分析	83
光度法技术	38	匹配滤波与维纳滤波	83
临床监护技术	39	信号的自适应处理	84
心电监护	40	信号的相关技术	85
可行走病人的心电监护	42	医学成像	86
围产期监护	43	计算机断层成像技术	87
危重新生儿监护	44	医学图象处理	90
手术监护	46	计算机辅助诊断	91
生物医学遥测	46	模式识别在医学中的应用	93
医学微型计算机系统	48	医学信息系统	94
医用电视	50	医学情报检索系统	95
电子显微镜	51	生物控制论	95
医用超声技术	52	生物控制系统	96

生物反馈·····	97	人工血液·····	140
反馈系统分析·····	99	主动脉内气囊反搏·····	141
生物系统的数学模型与模拟·····	100	体外反搏·····	142
生物系统的辨识·····	102	医用材料·····	143
控制理论与技术在医学中的应用·····	102	医用聚酯·····	143
生物运动控制系统·····	103	医用聚氯乙烯塑料·····	144
神经信息的传递与加工·····	104	医用聚乙烯醇·····	145
感觉的信息处理·····	105	医用丙烯酸酯类·····	146
脑内的信息处理·····	106	医用聚丙烯与聚丙烯腈·····	147
房室系统的建模与辨识·····	107	医用尼龙·····	147
生物力学·····	108	医用聚氨酯·····	148
血液流变学·····	109	医用硅橡胶·····	149
循环系统动力学·····	111	医用胶原·····	150
呼吸系统动力学·····	113	医用水凝胶·····	150
软组织力学·····	115	医用醋酸纤维素及其衍生物·····	151
骨力学·····	117	医用固定化酶·····	152
人工器官·····	118	医用粘合剂·····	153
人工心脏·····	119	医用吸附剂·····	153
人工心脏瓣膜·····	121	医用陶瓷材料·····	155
人工血管·····	123	医用金属材料·····	155
人工肺·····	124	医用碳素材料·····	156
人工心肺机·····	126	医用可吸收性材料·····	157
人工肝·····	128	医用材料安全性的生物学评价·····	158
人工胰·····	129	医用材料的物化检测·····	159
人工肾·····	130	医用材料的整体毒性试验·····	159
人工膀胱·····	131	医用材料的血浆蛋白吸附与血小板粘附试验·····	160
人工角膜·····	132	医用材料的动物体内代谢动力学试验·····	160
人工晶体·····	133	医用材料的消毒与灭菌·····	161
人工喉·····	134	生物医学工程教育·····	162
人工耳蜗·····	135	汉英生物医学工程学词汇·····	164
人工硬脑膜·····	137	英汉生物医学工程学词汇·····	170
人工关节·····	137	索引·····	176
人工皮肤·····	138		

生物医学工程学

生物医学工程学 (Biomedical Engineering, BME) 是运用现代自然科学和技术工程的原理与方法, 从工程学角度研究人体的结构、功能及其它生命现象, 研究和开发为防病治病及人体功能辅助等医学应用服务的人工装置和系统的学科。生物医学工程学是工程学与医学和生物学相结合的产物, 其学科领域十分广泛, 并在不断发展扩大。

生物医学工程学在用人工方法为医学应用服务上, 同生物技术(Biotechnology)有共同之处。但生物医学工程学属技术工程范畴, 其研究结果或为揭示生命现象的工程学原理, 或为用于医学和生物学方面的人工装置与系统; 而生物技术涉及的是酶工程、基因工程、细胞工程和发酵工程, 基本上属生物学范畴, 其研究结果或是改变生物的性状, 或是合成生物物质, 或是产生新的生物物种。

生物医学工程学在从工程学角度研究人体结构、功能及其它生命现象方面同仿生学(Bionics)有共同之处。但生物医学工程学的研究目的主要是解决医学应用中的问题; 而仿生学的研究目的主要是解决技术工程中的问题。

生物医学工程作为一门独立的学科是从二十世纪五十年代起, 逐步发展和确定起来的。随着大量的技术知识广泛用于生物医学, 导致了生物医学工作者与工程师或物理学家之间的密切合作, 以及生物医学与电子学等学科间的相互渗透, 于是产生了一门边缘学科——“医学电子学”(Medical Electronics, ME)。进入六十年代后, 随着新的技术和学科的发展, 以电子技术为先导, 自动化技术、计算机技术、超声、电磁波及射线、材料科学等多种技术科学, 相继涌入医学和生物学领域, 数学、力学和控制论等基础学科亦更进一步与生物医学相结合, 从而使“医学电子学”不再能覆盖这一学科领域, 渐而发展为“生物医学工程学”。

生物医学工程学的学科领域在不断扩展之中, 迄今, 其基本内容可分为基础研究和应用研究两个方面。①基础研究方面: 包括生物力学、生物控制、生物效应、生物能量传递、生物质量传递、生物材料科学和生物系统的模型与模拟等; ②应用研究方面: 包括生物医学测量与监测技术、生物医学信息处理技术、医学成像技术、生物医学仪器、人工器官、残疾人功能辅助技术, 以及声、光、电、磁、热、射线和低温等技术在医学中的应用。

生物医学工程学在其自身的发展过程中, 根据研究任务的特点, 渐渐形成一些学科分支, 如医学工程 (Medical Engineering)、临床工程 (Clinical Engineering) 和康复工程 (Rehabilitation Engineering)。①医学工程: 其任务是根据生物医学工程的基础研究成果, 用工程学的原理和方法, 不断为医学应用提供新的技术和手段, 研制和开发医学和生物学中需要的装置和系统, 例如生物医学测量及治疗的装置, 医用传感器和换能器, 临床监护系统, 医学成像技术和装置, 补偿、辅助或代替病损器官功能的人工器官及其材料……等等。医学工程的研究内容

主要集中在生物医学工程学的应用研究方面。医学工程研究人员和工程师多在应用性科研机构以及产业部门从事应用性研究和开发工作; ②临床工程: 其任务是在临床医学中运用现代科学知识和工程技术, 应用医学工程的成果为医疗提供服务。临床工程师主要在临床医疗机构及卫生管理部门工作, 其主要任务是负责各种生物医学装置和仪器设备的选购、调试、检验、管理、维修和咨询工作, 培训使用人员, 确保设备使用安全可靠, 并结合临床科研和医疗的需要, 承担部分生物医学装置和仪器设备的研制工作。临床工程部是现代医疗机构必不可少的技术管理部门, 临床工程师与医生和护士共同构成现代医院的三大技术支柱; ③康复工程: 其任务是通过工程技术的应用, 使患者或残疾人失去的机体功能得到补偿, 从而尽可能地恢复其独立的生活与工作能力。康复工程师多从事各种反馈训练装置和假肢、人工听觉、人工视觉等人体机能辅助装置的开发研究及其安装、维护工作。

生物医学工程学科最早出现在美国。1958年, 成立了早期的生物医学工程国际学术团体——“国际医学电子学联合会”(IFME)。以后, 为了适应学科的发展, 该组织先后于1963年和1965年两易其名, 相继改为“国际医学电子学和生物工程联合会”(IFMEBE)和“国际医学和生物学工程联合会”(IFMBE)。此外, 已建立了生物力学、人工器官、医用超声波等许多有关的专业性国际学术组织。

中国生物医学工程学科是在1978年开始确立的。1978年召开了第一次中国生物医学工程规划会议, 草拟了第一部“中国生物医学工程科研发展规划”。1979年, 成立了中国国家科委生物医学工程学科组, 黄家驷教授任组长。1980年正式成立了“中国生物医学工程学会”, 钱信忠任名誉理事长, 黄家驷任第一届理事长。1986年, 中国生物医学工程学会正式加入“国际医学和生物学工程联合会”

(杨国志 罗致诚)

生物医学测量

生物医学测量是采用某种方法和仪器, 对有关人体或实验动物的各种生命现象、状态、性质和变量, 进行检测和量化的过程。生物医学测量技术是了解生命奥秘、机体结构、生理功能和疾病情况的重要手段, 是生物医学工程领域中发展最早、范围最广的重要分支, 其进步依赖于生物医学发展的需要和现代科学技术成就的应用, 并有力地促进了生物医学的发展, 在临床医学、运动医学、生理学及生物医学基础研究等广泛领域中, 起着十分重要的作用。

生物医学测量技术 生物医学测量技术的分类方法有多种, 按其测量过程是否直接在生物活体上进行, 可分为离体测量和在体测量; 按被测量的物理性质, 可分为生物电测量和生物非电量测量。

(1) 离体(in vitro)测量: 对离体的血、尿、活体组织或病理标本之类生物样品所进行的测试, 称为离体测量。其

特点是,在测量过程中保持生物标本的活性,即保持生物标本具有在体时的活性特征。离体测量广泛用于病理检查和生化分析中,测量条件稳定,准确性高;但是,它一般不适用于对生物医学信息的连续动态观测。

(2) 在体(in vivo)测量:在人体和实验动物活体的原位,对机体的结构或功能状态所作的观察或检测,称为在体测量。在体测量中,被测对象应保持其生理状态,测量系统应避免与机体相耦合时对被测对象的干扰和对机体的创伤。在体测量广泛用于生理检查和病人监护中。按测量系统的探测部分是否侵入机体内部,在体测量分为有创测量和无创测量两种方式。①无创测量:又称为非侵入式测量或间接测量,其测量系统的探测部分不侵入机体,不造成机体的创伤。无创测量方式易被受试者接受,便于在临床中推广使用,是生物医学测量技术的重要发展方向。当前大量无创测量方法已被广泛采用,X线计算机辅助断层成像、超声B型扫描和超声多普勒血流测量等技术,取得了重大进展。然而,无创测量技术至今仍不完善,一些方法的准确性和稳定性较低,对原理和测量结果的解释尚待深入探讨;②有创测量:又称为侵入式测量和直接测量,其测量系统的探测部分需侵入机体,会对机体造成一定程度的创伤。这种方法主要用于手术过程中的测量和术后危重病人的监测,也常用于动物实验。诸如心内或大血管内血压和血流波形等生物信息,难以经体表有效传递,对其采用心导管术等有创方法测量,是目前最可行和最合理的方案。有创测量的原理明确,方法可靠,数据精确,往往是评价无创测量方法的可行性和精确度的标准,与无创测量方法互为补充。随着人工器官的发展,将测量系统的探测部分埋植于机体内部的植入式测量技术,会日益受到重视,并将不断进步。

(3) 生物电测量:对生物活体各部分生物电位及电学性质的测量,称为生物电测量。生物电位活动是生物存活的重要特征,在体测量各种生物电位,诸如测量心电图、肌电、皮肤电、神经电、细胞电、眼电等,是电生理学及有关学科所感兴趣的重要内容。生物机体各部分均具有电学性质,它们会随着生理调节时组织或器官状态的变化而变化,其中生物电阻抗的在体测量,可反映或推测出某些生物非电量的变化,已逐渐形成生物医学测量研究的一个分支。

(4) 生物非电量测量:对电量以外与生命有关的各种现象、状态、性质和变量的测量,称为生物非电量测量,诸如测量血液动力学参数、呼吸动力学参数和生物化学量等。由于生命的复杂性,生物医学测量的被测对象并非是一个简单的物理量或化学量,即使一种常见的生命现象中,也常是多个物理量,或多个化学量,甚至多个物理量与多个化学量的集合。生物非电量测量所取得或表达的仅是某种形式的一种或几种量,是从某一侧面反映被测的生命现象。

生物医学测量特点 生物医学测量以人体的生命现象为基本对象,在测量方法、测量结果及对测量结果的认识上,与工业测量等非生物医学测量相比,具有显著的特

点。

(1) 存在测量客观化的局限性:生物医学测量对象复杂,常常包含有多个物理量或化学量,而测量者仅能选用一定的方法对被测对象的某种效应或某些量予以检测和量化。同时,测量中由于受测量条件的影响,往往耦合进其它生物现象等因素的干扰。所以,除生物电位测量和心导管测量术外,一般在体测定结果,都受选用的方法和仪器的影响,其测量数据仅仅是在被选用方法和仪器的条件下,对被测生命现象的某种效应或部分特征的量化。进行生物医学测量时,一方面要选择适当的方法和仪器,以获得被测对象的主要特征量,另一方面要在分析测量结果时,注意其在被测对象中所占的比重和涵义,而不能简单地将它理解为对被测生命现象的客观测量。

(2) 需要从大量干扰和无用信息中提取有用信息:在多数情况下,生物信息的信号强度较微弱,在生物医学测量过程中,往往与生物体自身的无用信息,及从外界环境所引入的干扰相混杂。皮肤肌肉颤动、呼吸、身体抖动等因素,均可引起电极接触不稳和传感器松动错位,从而形成干扰;人体活动时体位和姿态的改变,也会导致人体生理参数及其测量值的变化,造成伪差。在生物医学测量中,特别是在病人监护中,应有对抗干扰、排除伪差、识别有用信号和分析数据的能力。

(3) 测量结果会受被测者生理和心理状态的影响:在体测量中,被测者的配合程度是影响测量条件的重要因素。测量中,被测者的不理解和不配合,对被测者实行麻醉,或造成难以耐受的刺激,都会引起生理状态的改变和测量伪差。测量方法的改进,可以使这种伪差在一定程度上减小,但不可能完全避免。

(4) 被测对象具有闭环特性:人体具有多环路、多层次、多重控制的闭环系统特性,多种原因可导致同一生理参数的变化;同一原因又可导致多种生理参数的同时变化。因此,测量单一生物量常常不能有效地评价生理和病理状态,而需采取多参数综合测试,或使人体闭环系统暂时开环,观察阶跃响应及模拟仿真以研究动态等措施。

(5) 新方法的建立及评价的困难:生物医学测量新方法的建立,需要进行工程技术、医学基础和临床实验的交叉研究;新方法的评价,往往因生物个体差异较大,群体组成难以控制,而费时费事,且不易得到公认。为此,应在医工结合的条件下,边建立新方法,边测试和分析数据,边研制测量仪器和推广应用。

生物医学测量仪器 生物医学测量仪器是进行生物医学测量的专用装置,用以扩展测试者感知与交换生物医学信息的能力,提供储存、复制、显示被测量的手段,并将测量结果以便于理解的图形、图像和数据形式供测试者观察和处理。

生物医学测量仪器往往与其他领域的仪器原理相同或相近,有些生物医学测量仪器可由其他性质相近的仪器改进或增添专用附件而成,但其结构和功能却有显著特点。随着现代技术的应用重点逐渐向生命科学领域的转移和生物医学工程学的不断发展,某些最新测量原理和

技术开始最早以新的生物医学测量仪器形式出现,进而被其他科学领域所借鉴和引用。

生物医学测量仪器的种类繁多,其基本组成多包括信息获得、信号加工和显示记录三个部分。①信息获得部分:用以检集或感知被测对象的某种物理量或化学量,并使之变为便于测量和加工的电信号或其他信号。生物电检测电极用于检集生物电量信息,传感器用于检集生物非电量信息;②信号加工部分:用以对取得的电信号作必要的加工处理,以适于对测量结果的分析识别;③显示记录部分:用以将已加工处理的信号,以波形、图像或数据等适当形式储存和显示。仪器的信号加工和显示记录部分的技术水平,随着工程技术的进步和微计算机的应用,发展较快,其意义在于有效地分析和利用信息获得部分所检集的有用信息,但不能增加信息量。生物医学测量仪器进步的关键,在于发现和应用新的信息获得原理和技术。

评价生物医学测量仪器的依据,不仅是仪器精确度等指标及智能化程度,更重要的是由仪器获得的测量结果的意义能否为医学界承认和接受,能否对生物医学的发展起促进作用。

由于生物医学测量的特点,仪器自身具备的功能和特性的发挥,往往受到使用条件的限制。使用不当,不能保证良好的测试条件,则会造成假象和事故。对仪器了解不够,则会使仪器功能难以充分发挥。因此,生物医学测量仪器的使用者,应当具有正确使用仪器和进行医学测量的知识和经验。

(罗致诚 关晓光)

生物医学测量仪器的指标

仪器的指标是衡量仪器性能的基本标准,是使用者选择仪器的主要依据。由于仪器所测量的人体参数本质上属于物理量或化学量,故生物医学测量仪器的指标与普通测量仪器的指标含义相同。但是,生物医学测量的对象是人,而不是物,因此,仪器指标的数据范围及各种指标在评价仪器性能上的意义,又往往有显著特点。较重要和常见的生物医学测量仪器指标有精密性、准确度、灵敏度、非线性度、滞环误差、稳定性、频率特性、分辨力及输入输出阻抗等。

精密性 简称精度,用相同条件下重复测量结果间的最大偏差与仪器满量程之比表示,即 $E_p = \frac{|(A_i - A_j)_{\max}|}{H}$

$\times 100\%$,其中 A_i, A_j 分别为任意两次测量的结果, H 为仪器最大测量范围(满量程)。精密性可以反映仪器随机误差的大小和测量的重复性的好坏,其数值越小,精密性越高。为保证测量的重复性,往往对仪器的精密性要求较高。

准确度 它用实测值同真值(即理想值)间最大偏差与仪器满量程之比表示,即:

$$E_a = \frac{\Delta A_{\max}}{H} \times 100\%$$

其中 ΔA_{\max} 为实测值与真值间的最大偏差。准确度反映仪器系统误差的大小和测量结果与实际被测量接近的程度,其数值愈小,准确度愈高。在生物医学测量中,由于被测生物量的正常值范围一般较大,故对仪器的准确度要求较低。

非线性度 用实测值同相应输入量成正比例关系的理想值间最大偏差与满量程之比表示,即 $E_L = \frac{|\Delta A_{L\max}|}{H}$ $\times 100\%$,其中 $\Delta A_{L\max}$ 为全量程内的实测值与相应理想值间最大偏差,如图1所示。

非线性度反映仪器的输出量与输入量的实际关系偏离线性比例的程度,其数值愈小,线性愈好。在实际测量中,为数据计算的方便,总希望仪器的

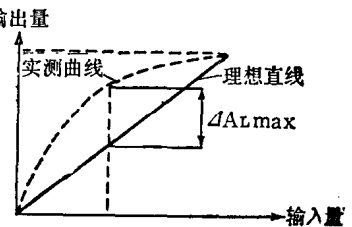


图1 仪器非线性度示意图
输出量与输入量间成线性比例关系,即选用非线性度小的仪器。

为计算仪器的非线性度和对实测值进行校准,须先确定仪器输出量与输入量间的理想直线关系。一般是在对应输出满量程范围内,适当实测若干点,按一定规则由这些实测点计算或画出输出量与输入量间的理想直线。

仪器的非线性度常与测量范围有关。满足一定非线性度要求的测量范围称为仪器的线性范围。使用仪器时,应注意输入信号幅度及其直流成分大小,保证被测量处于仪器线性范围内。在使用方法正确和满足仪器线性范围要求下,若测量结果的非线性误差超过规定值,则说明仪器发生故障或存在隐患。

滞环误差 表示仪器在输入量由小到大和由大到小变化的两种过程中,输出特性不一致的程度。对应两种过程的输入-输出特性曲线,分别称为“加载曲线”和“卸载曲线”,二者往往不重合,而形成滞环,如图2所示。

滞环误差可表示为 $E_h = \frac{|\Delta A_{h\max}|}{H} \times 100\%$,其中 $\Delta A_{h\max}$ 为

加载曲线和卸载曲线上对应同一输入量的输出量偏差最大值。滞环误差在机械式传感器和记录器系统较为显著。在实际测量中,应选用滞环误差小的仪器,并且在整个测量过程中保持输入量的大小单方向变化,以避免滞环误差的影响。

灵敏度 是指仪器在稳态下输出量变化与输入量变化

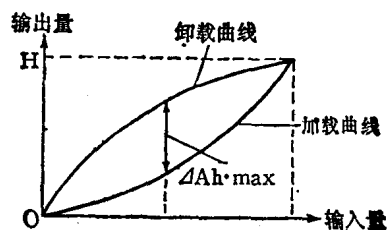


图2 仪器滞环误差示意图

之比,即 $S = \Delta A_o / \Delta A_i$ 。对于线性仪器,灵敏度 S 为常数,并可用满量程的输出量与相应的输入量之比计算。灵敏度是将仪器的输出量校准为输入量的依据,也是仪器测量微小信号能力的反应。生物医学测量的信号多较微弱,一般要求仪器的灵敏度较高。在实际测量中,应根据被测信号的幅度范围选择合适的灵敏度,以满足处理、显示和记录系统对输入量幅度的要求。仪器灵敏度的选择,还应与仪器的抗干扰能力综合考虑。仪器灵敏度愈高,愈有利于小信号的测量;但对干扰信号也愈敏感,仪器稳定性也愈差。

漂移 是指仪器的输出量随时间或外部环境变化而变化的程度,主要包括零点漂移、温度漂移和灵敏度温漂等指标。

(1) **零点漂移**: 用无输入信号时和恒定环境条件下,仪器输出量在一定时间内的最大变化与满量程之比表示,即 $D_s = \frac{|\Delta A_{zmax}|}{H} \times 100\%$,其中 ΔA_{zmax} 为指定时间内,在输入量为零情况下的输出量最大变化值。零点漂移反映仪器在无信号输入和环境温度等条件恒定时产生的随时间变化的测量误差,该误差会迭加在总的测量误差内。在仪器具有放大能力的情况下,零点漂移往往通过除以灵敏度而折算到输入端,以便在计算和评价仪器零点漂移指标时,排除系统灵敏度的因素。单方向变化的零点漂移有一定规律,往往可在测量中校正;无定向的零点漂移难于校正,在测量弱信号时,应尽量避免。

(2) **温度漂移**: 用无输入信号条件下仪器输出量随环境温度的变化与满量程之比表示,即: $D_T = \frac{\Delta A_T}{H \Delta T} \times 100\%$,其中 ΔA_T 为环境温度变化 ΔT 时引起的仪器输出量的变化。温度漂移反映环境温度变化对仪器零点的影响。

(3) **灵敏度温漂**: 用一定环境温度变化范围内仪器灵敏度的最大相对变化量表示,即:

$$D_s = \frac{|\Delta S_{max}|}{S_0} \times 100\%$$

式中 ΔS_{max} 为一定温度变化范围内仪器灵敏度的最大变化。灵敏度温漂反映环境温度变化对测量的影响,在一些传感器中是很重要的指标,并往往采用适当的温度补偿电路来减小温度漂移。实际测量中,应保持环境温度在灵敏度温漂的允许范围内。

频率特性 是指仪器输出量的幅度和相位与输入正弦信号频率的关系。反映在输入信号幅度恒定条件下输出幅度与输入正弦信号频率关系的曲线,称为幅频特性曲线;反映输出量和输入正弦信号间的相角与输入信号频率关系的曲线,称为相频特性曲线,如图3所示。使仪器输出幅度随频率的变化不超过规定值(如3dB)的输入信号频率范围,称为响应频率,又称通频带,对应于幅频特性曲线的平坦段,如写作 $\Delta f = 0 \sim 1000\text{Hz}$ 。

任何一复杂的生理信号波形,都可用数学方法或用频谱仪分解成一系列不同频率的正弦波成分(参见“信号的

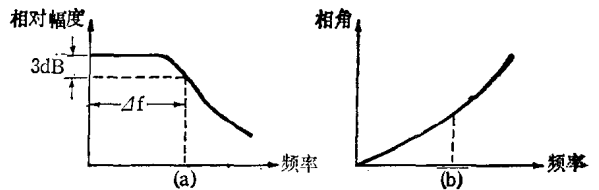


图3 频率特性

(a)幅频特性曲线 (b)相频特性曲线

频谱分析”条),其中对应于有效测量成分的频率区间常称为信号频率范围。实际测量时,应首先判定被测量信号的频率范围,依此选择仪器,使之处在仪器响应频率之内,以保证各种频率成分的输出增益相同,不产生输出幅度失真。同时,应保证在相应信号频率范围内的仪器相频特性曲线呈良好线性关系,否则会因相频特性的限制产生输出相位失真。两种失真的结果,均能造成输出波形与输入波形的差异。各种生理量的频率范围,已有一些公认数据可供设计或选择仪器频率特性时参考。

分辨力 是指仪器分辨出最小输入信息变化的能力。按被测信息性质和仪器的用途不同,仪器分辨力可分为幅度分辨力、频率分辨力、空间分辨力和时间分辨力等指标。幅度分辨力一般用仪器最小可读出其区别的输信号幅值与满量程输出量之比表示,即 $R = A_{min}/H$,其中 A_{min} 为最小可分辨的输出信号值。 R 数值越小,分辨力越高。频率、时间和空间分辨力往往分别用可分辨的最小的频率差、时间和距离等量表示。对于图像的测量,空间分辨力是一个重要的指标;对于一般模拟信号的测量,往往需考虑仪器的幅度分辨力和时间分辨力;对于能谱测量,常要求一定的频率分辨力。在以特征鉴别为目的的生物医学测量中,分辨力是很重要的指标。

输入和输出阻抗 从一个测量系统或线路环节的输入端测得的系统自身的阻抗,称为输入阻抗,即 $Z_i = V_i/I_i$,其中 V_i 和 I_i 分别为从系统输入端测得的输入电压和输入电流。输出阻抗反映一系统对前级系统的功率要求,输入阻抗愈高,从前级系统吸收的电流愈小,愈容易与前级系统联接。从一个测量系统或线路环节的输出端测得

系统自身的阻抗,称为输出阻抗,即 $Z_o = \left(\frac{V_o - V_H}{V_H} \right) \cdot Z_H$,

其中 V_o 和 V_H 分别为系统输出端开路和接入负载阻抗 Z_H 时的输出电压。输出阻抗反映系统输出端向后级系统提供电流的能力,输出阻抗愈低,向后级系统提供电流的能力愈强,愈容易与后级系统联接。

仪器的输入和输出阻抗直接影响测量系统的组合,进而影响测量的精密度和元件的选择。对于一般由电子线路构成的环节,通常要求其输入阻抗高些,而输出阻抗低些,以便于环节之间的联接;对于信号源的输出阻抗(即内阻)或负载阻抗变化的场合,往往要求后级最低输入阻抗高于前级最高输出阻抗的几十倍以上,以免造成测量不准。在测量仪器同电极或传感器联接及测量仪器同终

端记录显示仪器联接时,尤应注意各部分间的阻抗配合。

(关晓光 罗致诚)

生物电测量

生物电测量主要是指对生物机体各种生物电位活动规律进行的检测和量化。生物电位活动是生物体存活的重要特征,起源于生物体内可兴奋细胞或组织的电生理过程。生物电测量的内容很广泛,其中研究心脏活动所引起电位变化的技术称为心电图描记术;研究大脑活动所引起电位变化的技术称为脑电图描记术;研究肌肉及皮肤电位变化的技术称为肌电图描记术和皮肤电图描记术等等。通过对这些生物电的测量,可以了解到有关人体或实验动物的生理状况,得到有关疾病发生、发展、治愈或死亡的信息,为健康检查、疾病诊断和治疗以及医学研究提供重要依据。

在生物医学测量中,生物电具有相对易于量化与分析的优点,便于对其进行无创或有创检测,进行物理或数学模拟,以及建立动物模型,因而生物电测量在医学中应用十分广泛。然而,由于生物电的复杂性与特殊性,某些生物电位活动的测量方法和技术还不完善,有待于新的突破与进展。

生物电测量特点 有以下四个方面。

(1) 生物电位是由生物体内有关脏器或组织离子分布状态不同所呈现的离子电位,难以对外提供足够的电流,故应被视为是一个内阻很高的信号源。所以,为了有效地检测生物电位,仪器必须具有很高的输入阻抗。

(2) 生物电位具有信号幅度与频率极低的特点,如测得的自发生物电,往往为幅度仅在 $10\mu V$ 左右的超低频信号。因此,在生物电位测量中的有用信号常常与仪器自身的噪音相近。为了获得稳定信号,保证有足够高的信噪比,必须严格控制测量仪器中电子元、器件自身的热噪音、散粒噪音,特别是严格控制噪音功率与频率成反比的低频噪音水平。为此,在研制测量仪器时,必须对元件与器件进行优选或特制,对整个系统按低噪音要求设计与加工,从而增加了技术难度与成本。

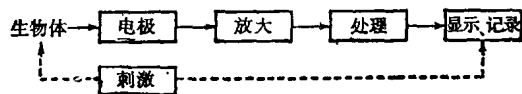
(3) 生物电测量仪器的灵敏度很高,容易受到电场、磁场、高频电磁场等干扰,特别是 50Hz 的工频干扰常是测量生物电时难以对抗的不利因素。为此,仪器的使用者应具有排除干扰的知识与技能。在测量时,应适当拉开测试地点与工频供电网络及实验室内交流稳压器的距离,使仪器外壳正确接地,使电极与人体接触良好。此外,受试者的体动或肌肉收缩所引起的伪差也常使生物电测量所得结果中附加一些随机的干扰,需要使用者或智能化仪器具有识别和排除的能力。

(4) 生物电信号往往混于噪声和干扰之中,例如,眼震电位、视网膜电位、平滑肌电位等包括直流成分在内的频率成分极低的生物电位变化,其信号与电极极化电压变化、仪器的基线漂移等无法区分;诱发脑电或胎儿心电等,常被自发脑电或母体心电等所淹没;在病人可行走的状态下连续监测心电、脑电,或者在剧烈运动状态下动态

监测肌电,都存在大量无用信号与干扰。因此,在生物电测量中,常常需要采取特殊的信号检测、分析与处理技术,提取有用信号,压缩数据。此外,在希氏束心电图、心电图体表电位图等生物电测量中,都需要通过计算机来分析与计算。

生物电测量的特点反映了生物电测量技术的难点和今后值得注意的方向。

生物电测量系统 一般的生物电测量系统由电极、放大、信号处理和显示与记录等部分组成,如图所示。电极



生物电测量系统

的作用是将生物电位自生物体内引出,并传递给检测仪器,它对信号的有效传输和稳定性,对系统的抗干扰能力关系极大(参见“生物电测量电极”条)。放大部分的作用是将微弱的信号放大到一定水平,以供处理和记录,它应有适当的增益,合适的通频带,足够的抗干扰和低噪音性能(参见“生物电放大”条)。信号处理部分的作用是抑制干扰和噪声,有效提取信号,并能进行数据计算和分析,以提供更多的生物信息(参见“生物医学信号”条)。记录与显示部分的作用是记录与显示生物电信号的波形及数据处理结果,以供分析和保存(参见“生理信号的记录与显示”条)。

(罗致诚 董荫雷)

生物电测量电极

电极是与生物体接触并使生物体同测量生物电或电刺激生物体的仪器耦合的部件。用作从生物体内导出生物电位的电极为生物电测量电极。生物电测量电极广泛用于心电、脑电、肌电、皮肤电、神经和细胞电位等生物电测量中,对测量系统的灵敏度、稳定性、信噪比和抗干扰能力有重要影响。

电极进入生物体组织或与生物体表面接触时,在金属电极与生物组织间会出现半电池电动势和极化现象,电极电位和电极阻抗往往高而不稳,造成测量的困难。为此,降低并稳定电极电位和电极阻抗,是在电极的研究、制作和应用中十分重要的问题。此外,电极应对生物体无害,使用方便和成本低廉。

生物电测量电极的种类繁多,用途不一,性能各异。按物理形态分类,可分为宏电极和微电极两种。

电极电位 当电极与生物组织接触时,在一对电极间出现的由电池电动势和极化电位组合而成的电位差,总称为电极电位。

生物体组织由含有多种金属元素的电解质组成。当金属电极与组织接触时,在其界面产生一电位差,即半电池电动势。由于实际应用中的一副电极对很难完全对称,这将导致其半电池电动势不相等,则在两个成对电极间形成电位差。同时,测量生物电时在电极中有微弱电流

通过,电极会出现极化现象,因而一对电极间还会形成与信号源电压极性相反的电动势,即极化电位。由电极半电池电动势和电极极化电位组合的电极电位,往往比所要测量的生物电位大得多,并且是与很多因素有关的变化量,电极材料、加工工艺、生物组织的性质、电极与组织接触面的处理及其松紧度、接触面积、温度和电极的对称性等,都对电极电位有显著影响。电极电位将与生物电信号相迭加,由电极传递到测量系统,因此需采取措施使电极电位减小和稳定,如使用极化电位小而稳定的银-氯化银电极,在测量线路上将慢变化的电极电位与生物电信号分离,保持电极性能的对称性,对电极接触的组织表面进行清理等等。

电极阻抗 由于电极与生物组织接触后,电极自身的阻抗与电极对之间生物组织阻抗的作用很难区分,故一般把加于生物组织上的电极对间各种阻抗的总和称为电极阻抗。

在电极极化时,电极与组织界面处形成双电层,产生电容性极化阻抗。电极的极化阻抗是电极阻抗的重要成分,与电极材料、电极与组织交界状态、电极面积、电流密度和频率等多种因素有关,其数值往往大而不稳。在电极的制作和使用中,应尽力降低电极的极化阻抗,并使之随频率的变化较小;同时,测量电路中应选用高输入阻抗放大器,以减少电极阻抗对测量的影响。降低电极极化阻抗的有效措施是采用弱极化电极,并应对电极与组织的接触面进行清理。

弱极化电极 当电流流过电极与电解质的界面时不产生极化电位的电极,称为弱极化电极(又称乏极化电极)。实际应用的弱极化电极,多为银-氯化银电极,其极化电位和极化阻抗小而稳定。

镀银、银合金或镀银电极 对短接起来放在盐液中浸泡,便可在电极表面自然形成氯化银薄层。这样制成的极化电极仅有短期稳定性,其薄层所含氯化银量极微,镀好的电极不应受机械损伤,暂时不用时需短接后浸泡于NaCl溶液中。电镀法形成的氯化银薄层较易脱落和消耗,故工业生产中,仅用电镀法制作一次性使用电极。

可长期反复使用的银-氯化银电极多以烧结法生产,其特点是耐磨损,成本较低,便于保存和反复使用。这种电极常制成体表电极。

银-氯化银电极材料 会在含有蛋白质的溶液中发生化学反应,这不仅使之失去原有的某些优点,且其产物还对生物组织有毒性,因此不宜用于体内测量,尤其不能作为长期植入式电极。中国研制成功的低温热解各向同性碳(LTIA)电极材料的极化阻抗比银-氯化银材料低得多,且具有良好的生物相容性,是一种较理想的植入式电极材料。

宏电极 形体尺寸与生物细胞相比,较大的电极统称为宏电极。宏电极又分为体表电极、皮下电极、植入电极和可移动电极等。

体表电极 使用时,电极置于生物体皮肤表面,主要用于心电、脑电、皮肤电位和肌电的测量。用于四肢和头部

的体表电极,多为金属、合金及金属与其盐类的复合材料制成的板、盘或条状物,使用时用松紧带、特殊夹具或头盔等固定在皮肤表面。短期用于胸部的体表电极,有时以金属或合金制成碗状结构,并附有与碗状结构气路相通的橡皮球,利用橡皮球产生的负压吸附在皮肤表面。长期监护中使用的体表电极,多采用双面粘膏将薄板电极固定在皮肤上。

体表电极与皮肤的界面存在复杂的现象,对生物电测量影响很大。半个世纪来,对电极与皮肤交界现象进行了大量研究,采取了各种有效对策,然而不少问题至今仍未解决。体表电极的电极阻抗,除含有电极极化阻抗外,还包括皮肤阻抗成分。后者一般数值较大,且随多种因素而变化,常常成为生物电检测中干扰的重要来源。干燥皮肤阻抗可达兆欧,而经打磨或以针尖轻刺后可降至数百欧。皮肤阻抗随着局部汗液的作用而显著下降,随通过电流的频率而改变,其数值难以重复。为克服皮肤阻抗对测量的影响,降低干扰,减少伪差,并使受试者少受刺激,人们采用了多种电极结构及其与皮肤的耦合方法。

(1) **浮置电极**: 是一种电阻传导性湿电极,特点是金属电极板与皮肤不直接接触,而是留有一定间隔,靠填充其间的电极膏构成电流通路。电极膏中含有适当比例的氯化钠,它应有良好的导电性,并对皮肤的刺激小,性能稳定,适于长时间使用。浮置电极又可分为多次性电极和一次性电极两种。①多次性电极: 一般是将金属电极板或银-氯化银电极片隐置于塑料罩内,片前装有带筛孔的隔板,使用前,在隔板及外罩的凹处填充电极膏。这种电极可多次使用,节省费用。使用中应注意防止有害气体的吸附或杂质污染所造成的性能下降;②一次性电极: 一般是制造时预先在电极板上涂以电极膏,并用薄膜密封;在使用前揭掉该薄膜,用双面胶带粘于皮肤上。这种电极只供使用一次。由于电极板长期为电极膏覆盖,性能稳定,且不易受污染。浮置电极在使用中会因电极膏变干而引入干扰,用于长时间监测时,还会因电极膏对皮肤的刺激造成病人不适。

(2) **半干银-氯化银电极**: 此电极不涂电极膏而与皮肤直接接触,仅在海绵状银-氯化银电极片内预先吸入少量能滋润皮肤且不易挥发的电解液,靠电解液和皮肤汗液的作用自湿皮肤,其电极阻抗远较湿电极(浮置电极)高。为减少电极阻抗引入的干扰,一般在电极板后装有增益接近1的缓冲放大器,进行阻抗变换。这种电极有利于克服电极膏带来的问题,减小对皮肤的刺激。

(3) **绝缘型干电极**: 是与皮肤间隔以绝缘膜,利用电容耦合方式传递生物电信号。这种电极避免在长期使用中电极膏变干和刺激皮肤,并可避免极化现象,能减小电极阻抗的波动。其绝缘膜应机械强度高,气孔少,介电系数大,漏泄电阻大,性能稳定。这种电极往往与缓冲放大器集成一体。它的主要缺点是耦合电路恢复时间过长,运动伪差使基线漂移大,此外,因电容耦合在电极之前,使检测电路设计增加了困难,电极材料和制备工艺亦不

够成熟。

(4) 胶原电极: 是用电泳法将动物胶原附着于金属电极表面, 形成薄膜, 经此与皮肤接触。胶原是动物真皮层中固有的成分, 与皮肤和水分均有良好的亲和性。这种电极的机理和应用尚处于研究阶段。

皮下电极 使用时, 电极需穿透皮肤而与细胞外液接触。这种电极能形成良好的电极与电解液接界, 性能稳定, 但对组织有损伤。皮下电极主要用于测量深部组织的电活动, 如肌电和皮下神经细胞的活动电位等。这种电极多为多股合金丝或不锈钢丝组成的针状物, 电极表面由绝缘漆覆盖而仅有测量端裸露。

植入电极 使用时长期埋藏于生物体内, 它可植入动物或人的大脑或其他部位, 记录皮下神经电位, 或植入体内兼作检测和电刺激电极。植入电极应具有良好的生物相容性。

可移动电极 使用时, 电极与组织或器官的表面接触并可移动位置, 主要用于外科手术或某些剖开皮层的生理实验中。一种结构是以玻璃滴管作骨架, 测量端有一个用棉织物做成的“灯蕊”状软电极, 玻璃滴管中盛有导电的盐溶液。

微电极 形体尺寸小于或近于生物细胞的电极统称微电极。微电极主要用于单细胞或神经元等活动电位的测量中, 它能根据需要插入细胞而不明显损伤或改变细胞的功能, 并且足够坚硬, 其尖端多为圆锥形, 直径为 $0.05 \mu\text{m}$ 至几十 μm 。这种电极可用于动物实验和长期埋藏。不同用途的微电极的材料和结构大不相同, 加之在运输和使用中较易损坏, 故常由使用者自行制作。按材料性质区分, 有金属微电极和玻璃微电极两类。

金属微电极 是一尖端裸露而其余部分以漆或玻璃绝缘的高强度金属细针, 由不锈钢、铂铱合金或钨丝在酸性溶液中电解腐蚀而成。金属微电极有工业产品可供使用者选择。金属微电极的低频特性较差, 但噪声低。

玻璃微电极 是在微型玻璃管中填充电解液, 中间安放电极丝作为引线而制成。电解液多选用 3M 氯化钾溶液, 玻璃管由使用者结合需要用硬质玻璃毛细管控制而成。用于测量细胞内静息电位和动作电位时, 玻璃管尖端直径需 $<0.5 \mu\text{m}$; 其尖端长度可为 $1\sim 5 \mu\text{m}$ 。玻璃管微电极还可做成由记录管、药物管和对照管组成的多管结构, 用以观察药物作用下的细胞活力。

微电极需同高输入阻抗放大器联接使用, 以免信号降低, 其制作和使用均应十分精细, 以获得满意的测量结果。

(关晓光 罗致诚)

生物电放大器

生物电放大器是生物电测量仪器的重要组成部分, 其作用是将微弱的生物电信号高保真放大, 以便进一步处理、记录或显示。由于绝大多数生物电信号是微弱的缓变信号, 具有较高的信号源阻抗, 存在着较强的背景噪声和干扰, 因此生物电放大器必须具有高输入阻抗、高增

益、高共模抑制比、高安全性、低噪声、低漂移以及合适的频带宽度和动态范围等性能。

输入阻抗 是指自放大器输入端看进去的阻抗, 是生物电信号源的负载。生物电放大器不应从生物电信号源吸取电流, 而应对被测信号源呈现最轻的负载; 负载过重时会导致信号失真。为此, 放大器的输入阻抗应比信号源的内阻大数十倍以上(例如 $2\text{M}\Omega$ 以上)。在许多应用中, 放大器输入阻抗最好能达到 $10\text{M}\Omega$; 而用微电极记录细胞水平的电位变化时, 由于微电极阻抗高达几十 $\text{M}\Omega$ 甚至上百 $\text{M}\Omega$, 因此微电极放大器的输入阻抗应高于数千 $\text{M}\Omega$ 。此外, 在这种放大器中, 由于电极屏蔽、布线和放大器输入电容引起的附加电容, 通常会从信号源看到的有效电容性负载增大, 它与微电极电阻串联, 形成较大的时间常数, 从而导致快速上升的动作电位发生畸变。为此, 微电极放大器通常利用正反馈的方法产生一个等效的负输入电容, 以中和微电极的电容负载。采用场效应晶体管等高输入阻抗器件, 以及应用串联负反馈、反馈电流跟踪法和自举法等措施后, 都能有效地提高生物电放大器的输入阻抗。在某些情况下, 为降低噪声电平, 减少其它干扰的引入, 希望有较低的电极阻抗和放大器的输入阻抗。

增益 是衡量放大器放大微弱信号的能力的指标。电压增益是指放大器输出信号电压幅度 V_o 和输入信号电压幅度 V_i 之比, 即 $A_V = V_o/V_i$ 。在工程上常用分贝(dB)作为增益的单位, 于是 $A_V = 20 \lg \frac{V_o}{V_i} (\text{dB})$

各种生物电信号的幅度通常为几 mV 以下, 脑电图及体表希氏束电信号通常只有几 μV 到几十 μV 。为了将它们放大到适合于记录或显示装置的电平, 大多数生物电放大器都必须具有很高的电压增益, 通常在 60dB ($1,000$ 倍)至 120dB (100 万倍)之间。

共模抑制比(Common mode rejection ratio, CMRR)

生物电放大器一般采用对地对称的双电极差动放大器, 如图 1 所示。被测生物电信号采用差动输入方式, 称为差模信号, 相应的放大器增益称为差模增益; 而干扰信号对差动放大器输入端来说则是一种大小相等, 极性相同的共模信号, 放大器对共模信号的增益称为共模增益(Common mode gain, CMG)。双电极差动放大器的共模增益很低, 因而具有抑制共模干扰的作用。通常采用共模抑制比表征放大器抗干扰能力的大小, 它的定义为差动增益(differential gain, DG)与共模增益之比, 即 $\text{CMRR} = \text{DG}/\text{CMG}$

也可用 dB 作单位, 这时 $\text{CMRR} = 20 \lg \frac{\text{DG}}{\text{CMG}} (\text{dB})$ 。由

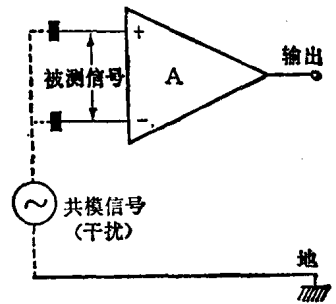


图 1 双电极差动放大器