

高等院校选用教材系列·生物类

上海市普通高校“九五”重点教材

# 计算机在生物医学中的应用

(第二版)

庄天戈 编著  
上海市教育委员会 组编



科学出版社

## 内 容 简 介

本书为上海市教育委员会组编的上海市普通高校“九五”重点教材。是1991年3月出版的同名教材的新版。原书曾获第三届全国工科电子类优秀教材一等奖。

新版删去了原书中的较为陈旧的内容，保留并改写了生物医学数据压缩、生物医学信号的计算机处理和X射线计算机断层成像术等特色章节，增加了核磁共振成像、计算机网络及其在医院信息系统中的应用以及医学影像存档及通信系统等三章，后者反映了新版的主要特色，其中突出介绍了ACR-NEMA与DICOM 3.0标准。全书以医学影像存档及通信系统为主线，其他各章既为其作准备，又可自成体系，相对独立。

本书可供高等院校生物医学工程专业高年级学生或研究生作教材，也可供其他相关领域的科研部门和医院中的工程技术人员参考。

### 图书在版编目(CIP)数据

计算机在生物医学中的应用(第二版)/庄天戈编著. -北京:科学出版社,2000.1

ISBN 7-03-008041-6

I . 计… II . 庄… III . 计算机应用-生物工程: 医学工程 IV . R318

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (1999) 第 67147 号

科学出版社出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码: 100717

新蕾印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

\*

2000年1月第 一 版 开本: 787×1092 1/16

2000年1月第一次印刷 印张: 19 3/4

印数: 1—3 000 字数: 453 000

**定价: 33.00 元**

(如有印装质量问题, 我社负责调换(环伟))

## 前　　言

本书是作者 1991 年 3 月出版的《计算机在生物医学中的应用》一书的新版。原书是电子工业部“七五”规划教材。多年来，承蒙广大读者厚爱，或来信求购，或托人索要，大多鼓励有加，使本书有幸荣获 1996 年第三届全国工科电子类优秀教材一等奖。

鉴于计算技术迅猛发展，随着时间的推移，原书部分内容已显陈旧，自应剔除；新的要求“兵临城下”，急需补充；个别地方不够准确，亦需纠正。因此早已萌发改写本书的想法。1996 年上海市教委遴选“九五”重点教材，遂将本书新版大纲见呈，幸获入选。电子部也将本书新版列为新一轮部级重点教材规划，所有这些使本书新版计划顺利实现。

计算机应用已深入到各行各业，深入到生物医学的方方面面，要全面叙述，势不可能，也无必要，必须有所侧重。但在有限篇幅的前提下，“有所不为”才能“有所为”。基于此，新版中大幅度删掉了原书的一些章节。如删掉了“生物医学数据采集”，这一内容已有专门教材论述；删掉了“生物医学数据显示”的大部分内容，小部分分散到后续章节；删掉应用相对不广的“医疗专家系统”；保留了“医学数据压缩”、“生物医学信号的计算机处理”、“X 射线计算机断层成像术”等三章，并对它们略加补充与修改。新版突出了 20 世纪 90 年代计算技术发展的重要标志：计算机网络特别是它的医学应用，集中体现在介绍方兴未艾的医学影像存档及通信系统（PACS）。内容方面主要增加了第六章：计算机网络及其在医院信息系统中的应用，第七章：医学影像存档及通信系统以及第五章：核磁共振成像。作者的想法是：以与 PACS 有关的内容作为本书一切叙述的主线。故前面二、四、五、六各章可以说是第七章的准备与铺垫，自然它们也可自成体系。第五章“核磁共振成像”显然是现代医院中的主要成像设备，是医院中图像的主要来源，是 PACS 的重要组成成员，故不吝篇幅予以介绍。第七章中较多地介绍了读者经常听到但又不知其详的 PACS 的国际标准：DICOM 3.0 标准及其前身 ACR-NEMA1.0 和 2.0。近年来作者在教学科研中较多地涉及到这方面内容，故本章也体现了我们对 PACS 有关问题的若干体会与理解。需要说明的是在“生物医学数据压缩”和“生物医学信号的计算机处理”两章中，本书基本保存了原有的内容。虽然在原书问世以后的几年中，人工神经网络与小波变换的迅速普及，对此本应有所反映，但考虑到这方面内容近来已有大量著作出版。本着有所为有所不为、道他人所未道的宗旨，本书不作反映。第六章中的计算机网络的介绍也以能理解 PACS 中有关内容为限。

本书中有关 ACR-NEMA 与 DICOM 3.0 的内容主要取自研究生陈旭同学的学位论文；PACS 方面的实践主要由研究生胡海波、王宇、张浩、陈昇、张冬、舒韵宏等同学完成，这样使本书的有关叙述立足于一定的实践基础之上。对他（她）们的贡献表示衷心的感谢。

作者还要感谢王一抗高级工程师在使用原书过程中提出的宝贵的修改意见；也感谢全国高校生物医学工程教学指导委员会的同仁们在讨论编写大纲时提出的许多有益建

议。

桑国珍副教授协助整理了全部书稿，在此致谢。本书的初稿及图表打印均由俞海婴小姐完成。没有她的帮助要及时完成这些书稿是很难想像的，在此谨致谢意。

最后，作者诚挚感谢上海市教委对本书出版的资助。感谢科学出版社接纳本书的出版。

由于作者才疏学浅，书中不妥与错误之处在所难免，尚望读者不吝指正。

庄天戈

于上海交通大学  
生命科学技术学院

1999.7

# 目 录

## 前 言

第一章 概论 ..... ( 1 )

    1.1 生物医学与计算机 ..... ( 1 )

    1.2 生物医学信号的分类与特点 ..... ( 4 )

        1.2.1 直接信号及其特点 ..... ( 5 )

        1.2.2 间接信号及其特点 ..... ( 6 )

    习题 ..... ( 7 )

    参考文献 ..... ( 7 )

第二章 生物医学数据压缩 ..... ( 8 )

    2.1 生物医学数据压缩的必要性 ..... ( 8 )

    2.2 数据压缩的基本原理 ..... ( 9 )

        2.2.1 信息量、熵及多余度 ..... ( 9 )

        2.2.2 压缩比 ..... ( 13 )

        2.2.3 数据压缩系统的误差准则 ..... ( 14 )

    2.3 常用生物医学数据压缩算法 ..... ( 15 )

        2.3.1 数据压缩方法分类 ..... ( 15 )

        2.3.2 非多余采样编码法 ..... ( 17 )

        2.3.3 变换编码法 ..... ( 39 )

        2.3.4 预测编码法——DPCM 数据压缩算法及其在 ECG 数据压缩中的应用  
..... ( 56 )

        2.3.5 内插编码及其在 ECG 数据压缩中的应用 ..... ( 64 )

        2.3.6 熵编码——哈夫曼码用于生物医学数据压缩 ..... ( 67 )

    2.4 放射图像数据压缩 ..... ( 71 )

        2.4.1 基于游程长度编码的压缩方法 ..... ( 72 )

        2.4.2 剪裁压缩法 ..... ( 75 )

    习题 ..... ( 75 )

    参考文献 ..... ( 76 )

第三章 生物医学信号的计算机处理 ..... ( 79 )

    3.1 生物医学信号处理中的数字滤波 ..... ( 79 )

        3.1.1 整系数线性相位数字滤波器及其在生物医学数据处理中的应用 ..... ( 80 )

        3.1.2 应用于生物医学仪器的其他数字陷波滤波器 ..... ( 92 )

        3.1.3 基于最小二乘法多项式拟合的低通数字滤波器 ..... ( 96 )

    3.2 生物医学信号处理中的相干平均技术 ..... ( 99 )

|                                     |                |
|-------------------------------------|----------------|
| 3.2.1 相干平均原理 .....                  | ( 99 )         |
| 3.2.2 相干平均应用举例 .....                | ( 101 )        |
| 3.2.3 空间叠加平均 .....                  | ( 102 )        |
| 3.3 生物医学信号的相关处理.....                | ( 103 )        |
| 3.3.1 波形的相似性与相关系数.....              | ( 103 )        |
| 3.3.2 时移波的相似性与相关函数 .....            | ( 105 )        |
| 3.3.3 相关技术的应用 .....                 | ( 106 )        |
| 3.4 自适应滤波器.....                     | ( 109 )        |
| 3.4.1 自适应滤波器的基本原理.....              | ( 109 )        |
| 3.4.2 LMS 自适应算法 .....               | ( 112 )        |
| 3.4.3 自适应噪声抵消器及其在生物医学信息提取中的应用 ..... | ( 115 )        |
| 3.4.4 自适应信源增强器 ALE .....            | ( 120 )        |
| 习题 .....                            | ( 122 )        |
| 参考文献 .....                          | ( 122 )        |
| <b>第四章 X 射线计算机断层成像术 .....</b>       | <b>( 124 )</b> |
| 4.1 概述.....                         | ( 124 )        |
| 4.1.1 CT 在医学成像中的地位 .....            | ( 124 )        |
| 4.1.2 CT 数 .....                    | ( 128 )        |
| 4.2 反投影重建算法.....                    | ( 129 )        |
| 4.2.1 反投影重建算法的物理概念 .....            | ( 129 )        |
| 4.2.2 反投影重建算法的数学描述 .....            | ( 133 )        |
| 4.2.3 正弦图 .....                     | ( 134 )        |
| 4.2.4 反投影重建算法的实现 .....              | ( 136 )        |
| 4.3 滤波反投影重建算法.....                  | ( 136 )        |
| 4.3.1 投影定理 .....                    | ( 137 )        |
| 4.3.2 卷积反投影重建 .....                 | ( 139 )        |
| 4.3.3 平行射束卷积反投影重建算法的计算机实现 .....     | ( 141 )        |
| 4.4 扇束投影重建算法及其实现.....               | ( 159 )        |
| 习题 .....                            | ( 164 )        |
| 参考文献 .....                          | ( 164 )        |
| <b>第五章 核磁共振成像 .....</b>             | <b>( 166 )</b> |
| 5.1 概述.....                         | ( 166 )        |
| 5.2 核磁共振的物理基础.....                  | ( 167 )        |
| 5.2.1 核磁矩与自旋角动量 .....               | ( 167 )        |
| 5.2.2 外磁场中的原子核——量子力学观点 .....        | ( 171 )        |
| 5.2.3 外磁场中的原子核——经典力学观点 .....        | ( 173 )        |
| 5.3 核磁共振的宏观理论.....                  | ( 178 )        |
| 5.3.1 宏观磁化 .....                    | ( 178 )        |
| 5.3.2 NMR 信号的检测 .....               | ( 179 )        |

|                                       |         |
|---------------------------------------|---------|
| 5.3.3 挛豫机理及弛豫时间的测量 .....              | ( 183 ) |
| 5.3.4 Bloch 方程 .....                  | ( 193 ) |
| 5.4 核磁共振成像方法 .....                    | ( 194 ) |
| 5.4.1 层面选择 .....                      | ( 195 ) |
| 5.4.2 投影重建算法 .....                    | ( 196 ) |
| 5.4.3 二维傅里叶变换重建 .....                 | ( 199 ) |
| 5.4.4 其他重建算法 .....                    | ( 205 ) |
| 习题 .....                              | ( 206 ) |
| 参考文献 .....                            | ( 206 ) |
| <b>第六章 计算机网络及其在医院信息系统中的应用 .....</b>   | ( 207 ) |
| 6.1 计算机网络简介 .....                     | ( 207 ) |
| 6.1.1 计算机网络的定义 .....                  | ( 207 ) |
| 6.1.2 计算机网络的分类 .....                  | ( 207 ) |
| 6.1.3 计算机网络的结构与组成 .....               | ( 208 ) |
| 6.1.4 计算机网络的拓扑 .....                  | ( 209 ) |
| 6.1.5 计算机网络的体系结构 .....                | ( 210 ) |
| 6.1.6 开放系统互连环境 .....                  | ( 212 ) |
| 6.1.7 其他网络体系举例——TCP/IP .....          | ( 214 ) |
| 6.1.8 局域网技术 .....                     | ( 216 ) |
| 6.2 医院信息管理系统 .....                    | ( 232 ) |
| 6.2.1 医院信息系统的概念 .....                 | ( 232 ) |
| 6.2.2 医院信息管理系统的功能 .....               | ( 232 ) |
| 6.2.3 HIS 的计算机网络系统 .....              | ( 234 ) |
| 习题 .....                              | ( 237 ) |
| 参考文献 .....                            | ( 237 ) |
| <b>第七章 医学影像存档及通信系统 .....</b>          | ( 239 ) |
| 7.1 概述 .....                          | ( 239 ) |
| 7.2 有关术语 .....                        | ( 241 ) |
| 7.2.1 空间分辨力 .....                     | ( 241 ) |
| 7.2.2 密度分辨力 .....                     | ( 242 ) |
| 7.2.3 调制转移函数 MTF .....                | ( 243 ) |
| 7.3 PACS 的基本模块及设计概念 .....             | ( 246 ) |
| 7.3.1 PACS 的基本模块 .....                | ( 246 ) |
| 7.3.2 PACS 系统设计原则 .....               | ( 251 ) |
| 7.4 图像采集——X 射线胶片图像的数字化 .....          | ( 252 ) |
| 7.5 ACR-NEMA 300 标准 .....             | ( 255 ) |
| 7.5.1 概述 .....                        | ( 255 ) |
| 7.5.2 ACR-NEMA 模型与 ISO-OSI 模型比较 ..... | ( 256 ) |
| 7.5.3 报文格式 .....                      | ( 260 ) |

|                  |         |
|------------------|---------|
| 7.5.4 报文内容       | ( 264 ) |
| 7.6 DICOM 3.0 标准 | ( 274 ) |
| 7.6.1 概述         | ( 274 ) |
| 7.6.2 设计思想和模型    | ( 278 ) |
| 7.6.3 信息对象定义     | ( 281 ) |
| 7.6.4 服务类        | ( 284 ) |
| 7.6.5 编码         | ( 289 ) |
| 7.6.6 上层服务       | ( 295 ) |
| 7.6.7 DICOM 应用举例 | ( 296 ) |
| 7.7 图像显示及显示工作站   | ( 298 ) |
| 7.7.1 概述         | ( 298 ) |
| 7.7.2 监视器的选择     | ( 300 ) |
| 7.7.3 图像变形与图像处理  | ( 301 ) |
| 7.7.4 图像显示工作站的类型 | ( 302 ) |
| 7.8 结语           | ( 303 ) |
| 附录 PACS 系统举例     | ( 303 ) |
| 习题               | ( 303 ) |
| 参考文献             | ( 306 ) |

# 第一章 概 论

## 1.1 生物医学与计算机<sup>[1~3,5]</sup>

21世纪是生命科学的世纪,也是生物医学工程的世纪。生物医学工程是运用现代自然科学技术的原理和方法,从工程的角度,在多层次上研究生物体特别是人体的结构、功能和其他生命现象,研究用于疾病的预防、诊断、治疗,人体功能辅助及卫生保健需要的人工材料、制品、装置和系统的工程原理与定量分析的学科。随着计算技术的发展,与上述研究有关的数据传输也属于生物医学工程的研究范围。

工程技术应用于医学,可追溯到1600年。当时在Padua有一位医学教授Sanctorius设计了测量病人体温、脉搏次数的仪器。在随后的几个世纪中,人们一直试图用工程的观点去解释人体的机能。18世纪,人们发现关节与杠杆相似,肌肉与弹簧相仿,而肺如同风箱,心脏则好比一只泵。19世纪初,人们又发现眼睛很像望远镜。但毋庸讳言,当时工程技术在医学上的应用极为有限。

综观历史,工程技术对医学领域的影响大体上可分为四个阶段:第一阶段——萌芽;第二阶段——渗入;第三阶段——冲击;第四阶段——融合。

上面所述17世纪至19世纪这一段时间可归之于第一阶段。在这段时间内,中医靠的是望闻问切的行医经验;西医用的是听诊器加体温表、血压表等初级仪器。对人体机能的了解,着重在定性描述而乏定量研究。这些都应归因于检测手段的匮乏以及有关理论研究的脱节。

第二阶段,大致可认为从19世纪末开始,确切地说以1895年的两大事件为标志:第一件大事,1895年11月8日伦琴发现X射线,同年12月22日伦琴为其夫人摄取了第一张手的X光片,从而开创了对人体内部脏器进行影像诊断的新纪元。伦琴也因此而获得第一个诺贝尔物理奖。第二件大事,在上个世纪之交,电技术的发展,促进了心电图、脑电图的研究。也是在1895年荷兰医生W. Einthoven首次从体表获得了代表心脏完整除极、复极过程的心电波形,并命名为心电图。1903年Einthoven用弦线电流计记录了心电图;由于他在心电图及心电理论上的杰出贡献,Einthoven获得了1924年诺贝尔物理奖。这些成就都可以说是工程技术对医学作出的巨大贡献,是工程技术向医学研究领域又一次迈进。第二次世界大战期间,为战争需要而发展起来的超声波定位潜艇技术启发了Dassik等人于1947年发明了脑的A型超声显示;接着1950年Ballantine等在MIT的声学实验室进一步完成了颅内病变的超声检测;1953年Holmes和Howry等研制成了二维超声实时成像仪。差不多也在这个时候,Holter利用磁记录研制成了非卧床病人佩带的Holter系统。于是工程技术多方位地向医学领域渗入。但总的说来,在20世纪50年代以前,工程对医学并未产生全面而强烈的影响。

第三阶段。进入20世纪60年代,微电子技术、计算机技术飞速发展,计算机功能极

大增强,体积成倍地缩小,而成本却成十倍、成百倍地降低,加上物理学的其他进展(如激光技术、红外技术等),使工程技术对医学领域形成全面冲击。其结果,促使医院设备不断更新,生物医学工程学科也应运而生。

今以心电信息研究中的一个例子来描述这一阶段中工程技术向医学领域步步深入的轨迹。作为 ECG 技术进展的一个方面,1961 年 Holter 公布了利用磁记录技术制成的为非卧床病人作心电图长期(10~24 小时)记录的 Holter 系统。该系统把病人在院外活动期间的心电信号一刻不漏地记录下来,然后回收,借此可以检测用传统手段难以捕捉的瞬时心律不齐,特别是检测室性期前收缩(PVC),从而有效地预防冠心病人的猝死。这一系统还可研究各类身体活动对心脏的可能影响,研究药物对抑制心律失常的效果等。起初,对这类长期记录磁带的分析由模拟系统实现。操作人员以 60~120 倍于实时记录的速度回放磁带,并在示波器上作扫描显示。一旦发现心律不齐,即停止回放,并在心电图机上按实际记录速度打印出这一部分心电图,以便仔细检查异常的性质。然后重新启动快速回放装置,继续进行扫描观察。这样,如频频遇到心律不齐的记录,要屡停屡放,颇费时间,增加分析费用。如只遇少量心律不齐,则几乎常放不停,动作单调,操作员易致疲劳,从而可能漏检某些异常节律。一般,其检查准确率在 66% 左右。进入 70 年代,计算机成本大幅度降低,如此单调的重复检查理所当然地为计算机自动识别系统所代替。分析表明,在一定的计算机上,检查的准确率与回放速度有关,回放速度愈高,准确率愈低。80 年代,微型计算机功能增强,有可能使 Holter 系统的记录装置本身随附微机处理系统。这样,可先对 ECG 信号的 R-R 间期进行测量,对 QRS 复合波进行识别,并对不正常的 QRS 复合波进行计数、分类,最后才予存储。这种 Holter 系统能摒弃无关紧要的数据,选择性地记录异常节律的各种类型和被检对象的正常 ECG 波形。换句话说,磁带记录的已是经过预处理的波形。预处理(识别)是在实时情况下完成而不是在高速回放时进行的,故检测异常节律的准确率可达 97.5%。与此同时,磁带耗费及回放的工作量也大幅度削减,连续监护可达 72 小时以上。

如上所述,由于记录与回放时速度相差悬殊,磁带存储方式,容易引起失真。已趋于淘汰,开始时为大容量固态存储器 RAM 所替代,随后更为动态存储器 DRAM 取代。这类存储器无机械磨损,也无失真(数字信号代替模拟信号),优点明显。最近随着硬盘技术的提高,还有采用小硬盘和光盘的尝试。这样,对数据压缩的要求也降低了。90 年代初期出现了用电话线传输数据的 Holter 系统,它将心电信号传输至中心站,中心站的监视器显示所接收到的信号和病人的背景材料如年龄、住址、病史等供值班人员诊断并立即采取相应措施。

计算技术对医学领域冲击的最有力的标志要数计算机断层成像术及其成像装置(CT)的推出。CT 的理论研究,远的有奥地利数学家 Radon,近的有美国物理学家 A. M. Cormack。但 CT 装置的付诸实现却由英国 EMI 公司工程师 Hounsfield 完成,并于 1971 年 9 月正式安装在英国 Atkinson Morley 医院。这一成果在放射学界引起了轰动,被誉为继伦琴发现 X 射线后工程技术对放射学诊断的又一划时代的贡献,是计算机用于医学的典范。1979 年的诺贝尔生理与医学奖破例地授予两位没有专门医学经历的科学家与工程师:A. M. Cormack 和 G. N. Hounsfield。从此计算机大踏步地跨入放射学领域。各种 CT 纷纷推出:螺旋 X-CT,超高速 X-CT;单光子发射 CT(SPECT);正电子发射 CT

(PET);核磁共振 CT(MRI)等相继问世。其势之猛,可谓空前。在医学研究的其他领域,这种冲击也方兴未艾。

第四阶段。进入 80 年代后期,微电子技术、计算机技术全面融入医学领域。其标志是:

(1)医疗器械全面数字化计算机化,数字处理方法得到充分利用与发挥。医疗仪器的功能在深度和广度上得到空前的延拓。

(2)医学技术向植入式、远程式两个方向辐射。从体内获取或注入信号和自远地获取或交换信号都是有难度的。前者受制于元件的体积,后者受制于距离与干扰。大规模集成电路的发展使埋藏式心脏起搏器的重量从 30 年前的 180 克降至现在的 16 克,减小了十余倍。并使植入式电子耳蜗成为现实,计算机俨然成为人体的“一部分”。这一趋势也体现在视觉领域:华盛顿大学研制成功了一种视网膜显示器。通过调节从二极管发出的光子流,令它掠过视网膜,形成扫描信号,以振动的彩色图像形式被大脑所接收。利用这种装置使患有白内障又无法通过手术治愈的病人,能看见东西。微米纳米技术的出现,使医用机器人微型化。它可进入血管进行检查并将图像/数据送回监视器,使医生对血管内的情况一览无遗。无线通讯、网络通讯与卫星通讯的发展,使呼吸、体温、心率等监护得以远程实现。家庭护理、战地急救或远程放射诊断甚至远程手术也将成为事实。远程通信技术也被用于植入式起搏器中,以便从体外监测体内起搏器的工作状态和调节或设置起搏器的工作参数。

(3)计算机辅助治疗领域的兴起。随着医疗诊断设备的成熟和三维医学成像及显示手段的完善,使带有立体定位的计算机辅助治疗或计算机辅助医学干预技术迅速崛起。典型的有  $\gamma$  刀,X 刀,图像引导外科手术,近视眼的激光治疗等。借助于 CT、MRI、DSA 等多种成像模式产生的图像,通过特定的算法,在工作站或高性能 PC 机上将它们配准或融合,得出病灶的三维形态以及它们与周围组织的相对位置。据此拟定治疗计划,包括手术路径的选择或剂量的计算、射束的安排、放射时间的确定等,使敏感组织不受损伤而病灶恰被摧毁。这些,也均由计算机完成。

(4)多功能医疗手段的出现。例如,治疗与诊断相结合的装置。随着计算技术对治疗领域的进驻,为了更快更准确地确定病灶,常将治疗设备与诊断设备融为一体。典型的有 GE 公司生产的所谓 MRT(磁共振治疗系统)。这一系统先对病人进行诊断,同时引导激光或超声手术器械直接作用于病灶区而不影响健康组织,如此可提高定位精度并缩短医疗周期。首台 MRT 已安装在波斯顿妇女医院。类似思想也已应用于超声热疗仪器中。另一个例子是起搏与除颤相结合。典型的有埋植式自动复律除颤器 AICD(automatic implantable cardioverter-defibrillator),将除颤、复律和起搏集合在一起。它能自动分析心电图,判断出心律失常的类别,再以不同的对策进行处理。若复律或除颤后出现心跳暂停,则后援型起搏器马上启动进行起搏。另外,EEG 地形图 PET,fMRI 等功能图像的融合将大大推进脑功能的可视化。

(5)临床信息系统(CIS)、医院信息管理系统(HIS)和医学影像存档及通信系统(PACS)问世。

随着医院内现代化医疗仪器与装置的增加,医学数据量激增,医学数据的存档与建库已日显重要。其重要性还出于如下四方面考虑;

(1) 对某些慢性病的机理的研究,对所取方案的评估,常需经历几年乃至更长时间。为此,必须保存一些原始数据,以供日后研究之需。

(2) 某些研究项目常有必要扩大到全国乃至更大范围进行试验,有必要记录所有的试验数据以供分析。

(3) 选择性地对某些医学信息存档建库作为标准数据供对比之用。

(4) 所有数据可通过网络,进行共享。

在医学数据的存档方面,最先实现的还是心电图数据。作为信息标准的数据库有AHA(美国心脏研究协会)评估心律失常检测仪的数据库。它是作为评估室性心律失常(VAD)检测仪的标准。建库时,先由各心电图研究中心提供数据,再由心电图专家组逐拍检查每一QRS复合波,并确定其是否属于室性。大部分数据选自室性心律失常,它们被分成八大类。每类由20盘磁带组成。每盘磁带包含室性心律失常的某一种型式,用它作为标准。目前常用的MIT/BIH心律失常数据库是检验心律失常自动诊断算法的数据库,由美国麻省理工学院的健康科学技术学院所属生物医学技术中心临床器械部和哈佛大学于1982年联合开发的。该数据库采用磁记录方式,共录有48个心律失常病例。每个病例记录30分钟二导联ECG波形,由两名心电专家逐拍注释。该数据库记录的病例大部分为室性心律失常。

为提高经济效益,各医院的心电图常通过电话网传送至商业性的心电图服务中心。该中心配有计算机分析系统,对传来的心电图进行分析,作出诊断。为了提高传输质量需进行数字化,并通过计算机网络或ISDN传送。为了提高传输速率还要进行数据压缩。

上面的论述是从临床角度考虑,如从整个医院信息管理角度出发,就可扩展到医院信息管理系统(HIS)。它将医院内的所有信息包括病人挂号、收费、住院、检查、检验、手术、医嘱、病历,以及医院行政管理、后勤管理等信息集中存储,再通过医院网络传输至各病房、科室,使信息高度共享。这样,可大大提高信息利用率;减少病人挂号、付费、检查等候时间,减低病人住院费用;可使医院管理人员随时调用数据,了解医疗动态,及时作出决策,提高医院运行效率。

在放射成像领域,由于成像设备的发展,放射科的检查项目日益增加,包括X-CT检查,伽马照相,B型超声扫描,数字减影,核磁共振成像,SPECT检查,甚至PET检查、数字放射摄影(DR)等。其中50%以上的检查数据是以数字形式记录的。一个中等规模的医院一年中要产生几百万幅图像。如何保存、检索并共享这些图像,从而更有效地利用它们已不容忽视。往日模拟胶片的存档系统显然已经过时。一类新的系统——医学影像存档及通信系统(PACS)已经诞生,并已达到实用化。在第七章中将作专题论述。

## 1.2 生物医学信号的分类与特点<sup>[4]</sup>

按信号产生的源的类型分,生物医学信号可分为直接信号与间接信号。直接信号又称主动信号,它的源由生命体自身产生。如ECG是心脏活动过程中心脏的肌肉和神经电活动的综合;EEG则是来自大脑神经细胞的电活动。间接信号有又称被动信号,信号源不是由生命体自身产生而是外加的。如在超声诊断仪器中为检查脏器的形态而发射的超声脉冲;在核医学仪器中,为了检查机体的功能而施加的放射性核素等。

### 1.2.1 直接信号及其特点

如上所述,直接信号的源深埋于生命体内部,要研究这类信号,必然要涉及整个生命体系统。

生命体系统是一个极端复杂的有源系统。它的行为受生物化学、物理等规律控制,其中许多机理都还在探索之中。生命体系统的复杂性常常导致测量与处理方法上的许多困难。它不能象某些物理系统那样可对其子系统予以独立考虑。由于各子系统间的复杂的分层连接,且有许多尚未弄清楚的反馈路径,在观察和研究生命体系统时,应让系统处在自然状态之下。这样,系统内某一源产生的信号将受周围子系统的活动的影响,信号也被邻近子系统所污染。例如,在测量脑电信号时会受到肌电信号的影响。

显然,测量信号的地点离开信号源愈远,测得的信号中混杂其他子系统的有害信号(干扰)就愈多。而直接信号的信号源,很像天文学中研究的天体对象,是不可触及的。如产生心电的源在心脏,然而我们很少将电极置于心脏附近来采集心电信号,以便提高信噪比。再如,为了测量胎儿心电,我们更不会穿过母腹、深入胎儿心脏以采集胎儿的ECG,而只能在母体腹部放置电极进行测量。这种检测信号的方式称为无创检测。无创检测一方面可减少病人疼痛,另一方面也是为了不破坏系统状态从而忠实地采集原信号的需要。但带来信号污染。

生物医学工程工作者的任务就是以无创检测的方法采集这类信号并加以处理,由此推演出所需的信息,供医生准确地诊断疾病。由于生命体系统的复杂性、信号源的不可触及性以及信号检测的无创性的要求,给信号的处理带来了许多挑战性的问题。这些问题的满意解决很大程度上均仰赖于计算机的应用与计算技术的发展。

由于生命体自身的机理以及信号源的不可触及性,生命体系统产生的信号,具有如下许多特点:

#### 一、信号的变异性

生物过程是非平稳过程。生命现象随时都处于微小的变动之中,而不是固定不变的。即使是从群体中同一对象取得的信号,在不同时刻也是不同的。

变异性的产生是由于生物过程有一种借内在的调节机制以适应环境变化的能力。这种机制目前还不清楚。例如,心电节律随运动而变,甚至随影响某种疾病如糖尿病等因素而变;脑电信号的节律随精神状态而变;但其机理人们知之甚少。又如对调节胎儿心率及母体子宫内压的机理也几乎一无所知。

生物信号的变异性,使得人们难以从观察结果中总结信号的特征和规律。但事物总是一分为二,在某些情况下,有意义的信息恰恰蕴含在变异性之中。例如糖尿病的信息蕴含在ECG的变异性之中。

生物医学信号的变异性迫使人们依赖于统计方法来处理信号,且常常依赖于自适应滤波技术,及非线性动力学方法。自适应滤波技术的特点是在具有很少甚至没有信号统计知识的情况下,通过对输入观察值的递归处理,逐步逼近最优滤波结果。这样,既有利于实时处理又有利于适应信号的非平稳性。自适应处理必须借助于计算机。非线性动力

学方法的实现更是计算机应用的主要领域之一。

## 二、信号弱、干扰强、频率低

由于直接信号的信号源不可触及,必须在体表测量,一般说来,信号幅度均很小。例如自发脑电信号为 $2\sim100\mu\text{V}$ ;脑干诱发电位则只有 $0.5\mu\text{V}$ ,心电信号幅度为几百微伏至几毫伏;肌电信号为 $100\mu\text{V}$ 至几mV。如所周知,非研究对象的信号均属噪声或干扰,因此在研究脑电节律信号EEG时,伴随的肌电“信号”就是干扰。干扰还来自电极运动、电源干扰以及其他大功率收音机、电视机或雷达设备产生的电磁干扰等,其幅度常大于研究对象的信号幅度。又如在研究胎儿的心电时,母体的心电及肌电就是干扰,后者明显地大于胎儿的心电信号(约 $10\sim50\mu\text{V}$ ,仅及母体R波幅值的 $1/5\sim1/10$ )。

直接信号的频率均较低。例如脑电信号的频带在 $0.5\text{Hz}$ 至 $100\text{Hz}$ 范围;心电信号的频带在 $0.05\text{Hz}$ 至 $100\text{Hz}$ 之间(能量集中在 $0.05\sim44\text{Hz}$ );肌电信号的频带为 $10\text{Hz}\sim2000\text{Hz}$ 。

若信号 $s(t)$ 与噪声 $n(t)$ 是加性结合,即 $x(t)=s(t)+n(t)$ ,又若两者的频带不相交迭,则可用频域滤波提取信号。但由以上列举的生物电信号的频带可见,至少 $50\text{Hz}$ 的工频干扰均在信号频带之内。这种信号与噪声频带相交情况就需采用匹配滤波和自适应滤波等特殊方法。进而若信号 $s(t)$ 与噪声 $n(t)$ 是乘性结合,即 $x(t)=s(t)n(t)$ ,则须用同态滤波。这种方法的应用,已非常规的模拟技术所能应付,必须借助于计算技术。

### 1.2.2 间接信号及其特点

直接信号中蕴含着大量的生理信息,但由于上面所述的一些特点,在应用上有许多局限性。工程技术的发展,使人们有可能对生命体系统施加特定的输入,再接收(测量)其输出信号,从而计算出系统的静态或动态参数。这些参数或反映生命体内部的形态,或反映系统的功能。间接信号的设计和利用,是生物医学与工程技术有机结合的一个重要方面。按信号的施加方式,间接信号又分遥测型与遥感型两种。

#### 一、遥测型

其特点是发射源在体外。典型例子为:A型超声及B型超声成像装置,X射线摄影装置,X-CT成像装置等。它们都在生命体系统外部对系统施加信号,并在外部接收信号。对反射式超声成像仪如A型、B型超声成像,发射与接收合用一个传感器。对于X射线成像及X-CT情况,发射源与检测器是分开的。信号幅度与信号频率依生物体特性与工程要求决定,如B型超声发射频率高达 $3.5\sim10\text{MHz}$ 。

#### 二、遥感型

其特点是发射源在体内。如单光子发射CT,将 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , $^{125}\text{I}$ , $^{131}\text{I}$ 等放射性同位素引入,从而发射单一伽马射线。正电子发射CT则引入 $^{11}\text{C}$ 等于体内,发射两个相反方向的 $511\text{keV}$ 的伽马射线。检测器均在体外。

自然,ECG、EEG等直接信号也属遥感型信号。但显然,直接信号不可能属遥测型。

无论是直接信号还是间接信号,生物医学信号按其自变量多少加以分类还可分为一维信号与多维信号。直接信号中,取自一个电极的ECG、EEG等信号只随时间而变;间接信号中,传统CT装置采得的投影值只是一个空间坐标变量的函数;这些信号均属一维信号。如在某一时刻,在头皮的不同点测得的EEG分布,在体表的各点测得的ECG体表电位均属二维信号。 $\gamma$ 照相机接收到的图像信号也属二维信号。目前,随着计算技术的发展,人们采集和处理的信号已扩展到三维(如螺旋CT、磁共振成像、3D SPECT、3D PET等)<sup>[6]</sup>乃至四维(包括时间)。

综上所述,生物医学信号涉及的频率可从直流到兆赫甚至更高;涉及的电压幅度自微伏级一直到几十千伏(如X射线摄影或X-CT情况)。信号的性质可为确定性信号或随机信号,几乎包括了所有的工程信号类型。故对生物医学信息的检测与处理方法大部分可借鉴工程中所应用的各种方法。

## 习 题

- 1-1 说明计算机在生物医学中的主要应用,并举出新的应用实例。
- 1-2 生物医学领域中遇到的信号有哪些?生命体自身产生的信号有哪些?有什么特点?
- 1-3 什么是无创检测?试从信号检测的角度说明生物医学领域中无创检测的重要性。
- 1-4 什么是间接信号?试从检测系统参数的角度阐明间接信号的重要性。

## 参 考 文 献

- [1] 国家自然科学基金委员会. 自然科学学科发展战略研究报告《生物医学工程学》. 北京:科学出版社, 1995
- [2] Thomas, L J et al. Automated Cardiac Dysrhythmia Analysis. Proc. of IEEE. 67(9):1322~1337, 1979
- [3] 谢松城. 长期动态心电图的记录和分析. 医疗器械. 6(2):21~27, 1982
- [4] Arnon Cohen. Biomedical signal Processing. Vol. 1, vol. 2, Boca Raton, Fla.: CRC Press, 1986
- [5] Potvin, A. R. et al., Report of IEEE Task Force - an IEEE Opinion on Research Needs for Biomedical Engineering System. IEEE Trans. BME 33(1): 48~58, 1986
- [6] Proceedings of the 1999 International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine. Egmond aan Zee The Netherlands, June 23~26, 1999

## 第二章 生物医学数据压缩

### 2.1 生物医学数据压缩的必要性

随着现代化医疗设备的增加,医学数据量激增。特别是医学成像系统产生的数据,它是二维数据,量更大。为了减少存储容量和有利于数据传输,需对原始数据进行压缩而不损失诊断信息。为了详细地说明其意义,以常见的心电图数据为例加以说明。

目前心电图计算机辅助解释系统正按两种方式发展着,一种是院内系统,另一种是院外系统。所谓院内系统是指各医院自备计算机辅助解释系统;所谓院外系统是指各医院的心电图经由电话线或网络传送至商业性的心电图服务中心,再由该中心的计算机辅助诊断系统作出诊断。这类中心服务的对象是地区级甚至扩大至全国范围。对院内处理说,需要很大的 ECG 数据库。美国每年有几千万张心电图产生。对于许多病人来说,每次检查所得的 ECG 均需保留存档,以供日后的比较。为了管理方便并节省存储空间宜将它们用紧凑的数字形式表示。这里所谓“紧凑”包含着以最少的二进制符号数表示所需的原始信息量的含义。为达到这一目的,首先将 ECG 的模拟信号数字化,然后将数字化后的数据进行压缩。对院外处理来说,各医院传送 ECG 信号时,以前借助于调频原理用模拟形式通过载波由电话线传输,所用设备较简单,传输成本不高,但利用载波线传送有其不可克服的缺点:

(1) 频带限制。若同时传输三个信号,各信道相隔 40dB,则每一信道的带宽极限为 100Hz<sup>[7]</sup>。

(2) 抗脉冲噪声的能力弱,接收到的信号质量低。

以上缺点虽然并不严重影响对心电图的目测诊断,却降低了计算机解释程序的可靠性。特别是由于传输线的有限频带引起的高频滤波效应,使 ECG 中有诊断意义的切迹、尖顶部分的信息丢失。此外,三个信道的相位难以匹配,在恢复心电向量环时可能导致诊断误差。自然,通信线路中夹有噪声时,引起的误差更大。

调频传输的另一缺点是与常用的计算机通信的各项协议不相容。

解决以上矛盾的最好办法是在采集 ECG 的时候就地将它数字化,而将数字信号(不是模拟信号)传送到分析中心。因为数字信号不易受噪声干扰,可靠性随之提高。不过这时带来的另一个矛盾是:传输数字信号所需的信道的带宽增加了。降低带宽的办法是先将离散的 ECG 数据压缩。例如,为了满足美国心脏协会建议的标准,要求采样率为 500 样本/秒、幅值分辨力为 10bit<sup>[21]</sup>,若要传输三道心电图,则传输速率为:  $500 \times 10 \times 3 = 1500\text{bit/s}$ (波特)。显然要在交换式电话网上以上述传输速率经济地传输是不可能的。可采取下列两项可能措施:

(1) 将数字化后的 ECG 信号存储在磁盘等记录设备上,然后再以适当的传输速率脱机传输。

(2)将数字化后的信号中的多余数据剔除,以减少传输的数据量,再予传输。

日常的心电图试验只需一段约 15s 长的数据段,可用第一种方案用脱机法成批传输,在需要连续地传输数据(如监护)的情况下,只能取第二种方案。故目前的院外处理系统均用数字化→数据压缩→传输的模式。

对 ECG 数据进行压缩的任务在于尽可能减少数据比特数而不牺牲原信息,其可能性在于:一般 ECG 数据中均存在着冗余信息,可将它剔除而不会影响诊断价值。冗余信息大致有两类:

(1)幅值量化中的比特冗余:一般 ECG 可看作周期波形。偏离平均值很大的摆动,只在一周期的很短一段时间内出现。当将这一信号数字化时,各采样值均须允许容纳这么大的变化,即须准备足够的比特数以供描述信号的最大偏移。而事实上只有极少的采样值确实需要这么大的容量,也就是说,在数据的比特中有冗余存在。实际情况常常是在大部分 ECG 中描写每一采样值的二进制的最高位没有用到。这些就属冗余,可以去掉而无损原有信息。

(2)采样值间的相关性产生的冗余:在 QRS 复合波以外的大部分区段,波形平稳少变。若仍按 QRS 区段的采样率采样,则平稳部分各采样值几乎相等,可用更少的数据来描述而无损原始信息(例如可用这段的幅值和线段的持续长度来描述,数据就减至 2 个)。通常,为了保险起见,采样频率都取 3~5 倍的 Nyquist 频率。这样,对某些频率成份已远远超过采样定理的要求。对于此类频率成份可以剔去一些采样值而仍满足采样定理,恢复原波形。测试表明,ECG 的能量谱大部分位于 30Hz 以下,而采样频率是 200~500 Hz。对 30Hz 以下的频率成份,采样频率是其本身频率的 10 倍左右。根据采样定理,采样频率取 60Hz 原则上已可重建波形,故相邻的五个采样值只相当于 1 个的作用,有 4 个采样数据是多余的。这就是采样数据间存在着相关性。

由此看来,对 ECG 数据压缩有其必要性也有可能性。从客观上讲计算机的发展为生物医学数据的压缩提供了物质基础,并开辟了广阔的前景。

数据压缩技术首先应用于遥测。基于生物医学信号例如 ECG 波形的固有特点,不少作者研制了若干适合这些特点的压缩算法。但此类算法无疑都是植根于一般的压缩算法,或将之修剪,或予以揉合。为此,我们先介绍一般的数据压缩原理及算法,然后介绍生物医学数据常用的压缩算法。

## 2.2 数据压缩的基本原理

### 2.2.1 信息量、熵及多余度<sup>[1~3]</sup>

通俗地讲,信息是待知而未知的知识。与信息相联系的概念是消息及信号。消息中蕴含着信息,而信号是消息的载体。同一消息可用“语言”表达,例如广播;也可用“文字”表达,例如登报。“语言”、“文字”均属信号。报纸或广播中的消息包含着信息。当我们收到一条消息时,若早知道该消息描述的事件一定发生,则这一消息并不带来什么信息。若事先不确定它会发生,则该消息就带来信息。如此说来信息有量的特征。这一量的特征常用事件发生前的“不确定性”或用事件发生后的“意外”程度来描述。某一事件出现的概