

● 师宇东 张裕民 张忠丽 周兆桢 编著

医用诊断 电子仪器与技术 (下册)

● 电子工业出版社

79.18
513

医用诊断电子仪器与技术

下 册

师宇东 张裕民

编著

张忠丽 周兆桢

何少商 审校



电子工业出版社

内 容 提 要

本书下册系统地讲述了对人体组织成分进行分析和对人体组织结构形态进行影象诊断的电子仪器，内容包括超声波诊断仪、生化检验仪、核医学测量仪。CT和医用核磁共振成像机的一般概述、技术指标、工作原理、注意事项、使用方法和维修技术等。对于医用电子仪器的使用医护人员、保养维修人员及有关科研人员来讲，这是一本颇有实用价值的参考书。

DT62/51

医用诊断电子仪器与技术 (下册)

师宇东 张裕民
编著
张忠丽 周兆楨

责任编辑：洋 溢

电子工业出版社出版 (北京海淀区万寿路)
电子工业出版社发行 各地新华书店经销
中国科学院印刷厂印刷

*

开本：787×1092 毫米 1/16 印张：17.75 插页：1 字数：432 千字

1988年12月第一版 1988年12月第一次印刷

印数：8000册 定价：5.50元

ISBN7-5053-0406-2/TN·148

前 言

紧接上册，下册和广大读者见面了。

下册向广大读者奉献的是对人体组织成分进行电子分析检验的仪器和对人体组织结构形态进行影象诊断的仪器。

这册内容的编写、统稿工作由沈阳军区大连第一疗养院师宇东完成。大连工学院张裕民、北京协和医院张忠丽参加第六章的编写，总后药品仪器检验所杨彦琴、李文忠、李祖江参加第七章的编写，沈阳军区总医院王术先参加第八章的编写，沈阳军区总医院周兆楨参加第九章、第十章的编写，海军四零三医院张勇平对本书作了文字整理，并由总后药品仪器检验所主任技师何少商审校。

在编写本书的过程中，得到不少同行的热情支持和帮助，沈阳军区大连第一疗养院的领导和同志们提供了便利条件，在此一并感谢。

因编著者水平有限，书中不妥和错误之处可能不少，敬请各位读者批评指正。

编著者

一九八六年十二月

目 录

| | |
|--|--|
| <p>第六章 超声波诊断仪 1</p> <p>第一节 超声波的基本知识 1</p> <p> 一、超声波 1</p> <p> (一) 超声波的产生 1</p> <p> (二) 超声波的传播 1</p> <p> (三) 超声波的衰减 2</p> <p> (四) 超声波的反射、折射与透射 2</p> <p> 二、超声换能器 2</p> <p> (一) 压电效应 3</p> <p> (二) 压电换能器的特性 3</p> <p>第二节 A型超声波诊断仪 4</p> <p> 一、A型超声波诊断仪的基本原理 4</p> <p> (一) 基本原理 4</p> <p> (二) A型超声波诊断仪的工作过程 4</p> <p> 二、CTS-5型超声诊断仪的电路分析 7</p> <p> (一) CTS-5型超声诊断仪电路方框图 7</p> <p> (二) 各单元电路的工作原理 7</p> <p> 三、CTS-5型超声诊断仪的使用与维护 24</p> <p> (一) CTS-5型超声诊断仪的使用 24</p> <p> (二) CTS-5型超声诊断仪的维护与检修 26</p> <p>第三节 M型超声波诊断仪 32</p> <p> 一、M型超声波诊断仪的基本原理 32</p> <p> (一) 基本原理 32</p> <p> (二) M型超声诊断仪工作过程简</p> | <p> 述 33</p> <p> 二、CTS-16型超声诊断仪电路分析 34</p> <p> (一) CTS-16型超声诊断仪电路方框图 34</p> <p> (二) 各单元电路的工作原理 35</p> <p> 三、CTS-16型超声诊断仪的使用与维修 46</p> <p> (一) CTS-16型超声诊断仪的使用 46</p> <p> (二) CTS-16型超声诊断仪的故障和检查 52</p> <p> 四、CXD-1型超声心动图仪电路分析 53</p> <p>第四节 B型超声波诊断仪 70</p> <p> 一、B型超声波诊断仪的基本原理 70</p> <p> (一) 基本原理 70</p> <p> (二) B型超声诊断仪的扫描制式 70</p> <p> 二、CX-1型超声诊断仪的电路分析 74</p> <p> (一) CX-1型超声诊断仪电路方框图 74</p> <p> (二) CX-1型超声诊断仪单元电路分析 74</p> <p>第五节 ALOKA SSD-250型超声诊断仪 82</p> <p> 一、概述 82</p> <p> 二、工作原理简述 84</p> <p> 三、发射/接收单元电路原理 84</p> <p> (一) EP-0967发射/接收电路 87</p> <p> (二) 主放大器 88</p> |
|--|--|

| | | | |
|------------------------------|------------|--|-----|
| (三) Duplex 控制电路 | 89 | (六) 显示装置 | 121 |
| 四、数字扫描转换器工作原理 | 95 | 第三节 GBS-1 型光电比色计 | 122 |
| (一) 基本工作原理 | 96 | 一、工作原理 | 122 |
| (二) UIM-204 型数字扫描转换器框图 | 96 | 二、仪器结构 | 122 |
| 五、面板接口电路 | 99 | (一) 光源灯及透镜 | 122 |
| (一) STC 和 GAIN 电路 | 99 | (二) 滤光片装置 | 122 |
| (二) 视象信号接口电路 | 99 | (三) 流动比色皿和排液系统 | 123 |
| (三) 图象分配电路 | 99 | (四) 光电池 | 123 |
| 第七章 生化检验仪器 | 101 | 三、电路分析 | 124 |
| 第一节 显微镜的基本原理和应用 | 101 | (一) 稳压电路 | 124 |
| 一、显微镜的光学原理 | 101 | (二) 放大器电路 | 124 |
| (一) 透镜 | 101 | 四、仪器的安装与使用 | 125 |
| (二) 显微镜的光学原理 | 103 | 五、使用注意事项 | 125 |
| 二、显微镜的基本结构 | 104 | 六、仪器的维修和调整 | 126 |
| (一) 机械系统 | 104 | 第四节 分光光度计 | 127 |
| (二) 光学系统 | 106 | 一、721 型分光光度计 | 127 |
| 三、显微镜中的照明方法 | 111 | (一) 工作原理 | 127 |
| (一) 临界照明法 | 111 | (二) 仪器结构 | 128 |
| (二) 柯勒照明法 | 111 | (三) 光学系统 | 128 |
| 四、显微镜的检验与鉴定 | 112 | (四) 电路系统 | 129 |
| (一) 外观检查 | 112 | (五) 仪器的使用注意事项 | 131 |
| (二) 象质检验 | 113 | (六) 波长的校正 | 131 |
| 五、显微镜的使用与保养 | 114 | (七) 常见故障及其排除 | 131 |
| (一) 使用注意事项 | 114 | 二、751G 型分光光度计 | 132 |
| (二) 显微镜的保养 | 114 | (一) 工作原理 | 132 |
| 第二节 光电比色计和分光光度计的原理和结构 | 115 | (二) 光学系统 | 133 |
| 一、基本原理 | 115 | (三) 电路系统 | 133 |
| (一) 光的性质 | 115 | (四) 仪器保养注意事项 | 135 |
| (二) 光的吸收原理 | 115 | 三、WFZ800-D ₂ 型紫外-可见光分光光度计 | 136 |
| (三) 朗伯-比尔定律 | 116 | (一) 工作原理 | 136 |
| 二、仪器的基本结构 | 117 | (二) 仪器结构 | 136 |
| (一) 光源 | 117 | (三) 电路系统 | 137 |
| (二) 单色器 | 118 | (四) 仪器的校正 | 137 |
| (三) 比色皿 | 119 | (五) 常见故障及其排除方法 | 138 |
| (四) 光电检测器 | 119 | 第五节 火焰光度计 | 138 |
| (五) 放大器 | 121 | 一、6400 型火焰光度计 | 139 |
| | | (一) 气路控制系统 | 139 |
| | | (二) 喷雾燃烧室 | 140 |

| | | | |
|----------------------------|-----|---|-----|
| (三) 电子检测系统 | 140 | 第二节 闪烁甲状腺功能测定仪 | 171 |
| (四) 注意事项 | 141 | 一、概述 | 171 |
| (五) 常见故障的原因和修复方法 | 141 | 二、44-I 型闪烁甲状腺功能测定仪的主要技术指标 | 171 |
| 二、CORNING 400 型火焰光度计 | 141 | 三、44-I 型闪烁甲状腺功能测定仪的工作原理 | 172 |
| (一) 混合室和燃烧室 | 142 | (一) 探头及放大部分 (F ₁ 、F ₂) | 172 |
| (二) 光学系统 | 142 | (二) 单道分析部分 (F ₃) | 172 |
| (三) 电路系统 | 142 | (三) 计数部分 (F ₄) | 173 |
| (四) 混合室和燃烧室的保养 | 143 | (四) 模数转换部分 (F ₆) | 173 |
| (五) 滤光片的保养 | 143 | (五) 程序控制部分 (F ₅) | 173 |
| (六) 常见故障现象的检查 | 144 | (六) 定标单元 (F ₇ ~F ₁₂) | 174 |
| 第六节 生化分析仪器 | 145 | (七) 电源部分 | 174 |
| 一、GEMSTAR 血液生化分析仪 | 145 | 四、常见故障及检修 | 175 |
| (一) 仪器性能 | 145 | 第三节 FTS-203 型彩色同位素扫描机 | 175 |
| (二) 基本原理 | 146 | 一、主要技术指标 | 175 |
| (三) 基本结构 | 146 | 二、电路原理简介 | 177 |
| (四) 操作方法 | 147 | (一) 放大器电路 | 177 |
| (五) 电路分析 | 153 | (二) 功能电路 | 179 |
| (六) 故障检查及维修 | 158 | (三) 电源电路 | 184 |
| 二、RaBA-S 快速血液生化分析仪 | 159 | (四) 其它电路 | 184 |
| (一) 仪器简介 | 159 | 三、故障排除 | 187 |
| (二) 工作原理 | 160 | 第四节 FJ-2108 型细胞代谢快速闪烁计数器 | 188 |
| (三) 主要技术参数 | 160 | 一、主要技术指标 | 188 |
| (四) 项目代号及工作条件 | 162 | 二、主要功能 | 188 |
| (五) 各部件功能 | 163 | 三、工作原理简介 | 189 |
| (六) 仪器使用方法 | 164 | 四、使用方法 | 192 |
| (七) 使用注意事项 | 165 | (一) 液闪测量 | 192 |
| (八) 仪器的保养 | 166 | (二) 细菌振荡测量 | 193 |
| 第八章 核医学测量仪器 | 167 | (三) 细菌静止培养测量 | 193 |
| 第一节 放射性探测器 | 167 | 第五节 FJS-401 型晶体管双通道计数率仪 | 193 |
| 一、闪烁探测器 | 167 | 一、主要技术指标 | 193 |
| (一) 碘化钠晶体 | 167 | (一) 主机指标 | 193 |
| (二) 光电倍增管 | 168 | (二) 闪烁探头指标 | 194 |
| (三) 前置放大器 | 169 | (三) 工作条件 | 194 |
| (四) 准直器 | 169 | | |
| (五) 闪烁探测器的工作原理 | 170 | | |
| 二、半导体探测器 | 170 | | |

| | | | |
|----------------------|-----|----------------------|-----|
| 二、电路工作原理 | 194 | 四、图象质量的测量 | 211 |
| (一) 闪烁探头 | 194 | (一) 模型 | 212 |
| (二) 通道部分 | 195 | (二) 测量结果举例 | 212 |
| (三) 自校信号 | 197 | 五、CT 图象中的伪影 | 212 |
| 三、使用方法 | 197 | (一) 患者引起的伪影 | 212 |
| (一) 开机前的准备工作 | 197 | (二) 设备引起的伪影 | 213 |
| (二) 仪器自校 | 197 | 第四节 CT 机的结构 | 213 |
| (三) 配闪烁探头使用 | 197 | 一、扫描机架 | 214 |
| (四) 积分时间常数的选择 | 197 | (一) X 线管 | 214 |
| 四、注意事项 | 198 | (二) 探测器 | 214 |
| 第六节 YSG-III 型智能化肾脏功能 | | (三) 准直器 | 215 |
| 测定仪 | 198 | (四) 滤过板 | 216 |
| 一、主要技术指标 | 198 | (五) 模数转换器 (A/D) | 217 |
| 二、工作原理简介 | 199 | (六) 接口 | 217 |
| 第九章 电子计算机 X 线断层摄影 | | 二、CT 机中的电子计算机 | 217 |
| 装置 | 204 | 三、计算机的外部设备 | 218 |
| 第一节 概述 | 204 | 四、显示器和控制台 | 218 |
| 一、电子计算机断层扫描系统 (CT) | | 五、CT 定位床 | 218 |
| 发展简史 | 204 | 六、X 线发生器 | 218 |
| 二、CT 的应用 | 207 | (一) 连续 X 线发生器 | 219 |
| 第二节 CT 的检查方法 | 208 | (二) 脉冲 X 线发生器 | 223 |
| 一、患者准备 | 208 | 第五节 CT 扫描机的工作原理 | 224 |
| 二、检查部位位置的摆法 | 208 | 一、有关的术语 | 225 |
| (一) 头颅扫描的位置 | 208 | 二、数据的取得 | 226 |
| (二) 平片扫描的位置 | 208 | 三、数据的修正 | 227 |
| (三) 全身 CT 检查的位置 | 209 | (一) 补偿硬化效应 | 227 |
| 三、特殊检查技术 | 209 | (二) 修正零点漂移 | 227 |
| (一) 薄层扫描技术 | 209 | (三) 对数转换 | 228 |
| (二) 重叠扫描技术 | 209 | (四) 修正 I_e 变化引起的误差 | 228 |
| (三) 双能扫描技术 | 209 | | 228 |
| (四) 高密度扫描技术 | 210 | (五) 灵敏度的修正 (一致化修正) | 228 |
| (五) 直接放大扫描技术 | 210 | 四、衰减系数 (μ) 的求法 | 229 |
| (六) 动态扫描 | 210 | 五、图象重建的原理 | 231 |
| 第三节 CT 的图象质量 | 210 | 六、图象重建的方法 | 232 |
| 一、影响 CT 图象质量的因素 | 210 | (一) 矩阵求逆法 | 232 |
| 二、CT 机中的噪声 | 211 | (二) 迭代法 | 233 |
| 三、CT 图象中的分辨力 | 211 | (三) 反投影法 | 234 |
| (一) 空间分辨力 | 211 | (四) 滤波反投影法 | 235 |
| (二) 对比度分辨力 | 211 | | |

| | |
|-------------------------------|-----|
| (五) 褶积反投影法 | 235 |
| 七、窗口技术 | 235 |
| 第六节 CT 机简介 | 236 |
| 一、CT-HF 机简介 | 237 |
| (一) CT-HF 机的组成 | 237 |
| (二) CT-HF 机的主要性能 | 237 |
| (三) 中央控制台 | 238 |
| (四) 采样系统 | 240 |
| (五) 计算机系统 | 240 |
| (六) 褶积和重建 | 241 |
| (七) 图象显示 | 241 |
| (八) CT 软件概述 | 242 |
| 二、C-100 型电影 CT 扫描机 | 243 |
| 第七节 CT 机的安装与调试 | 246 |
| 一、安装前的准备 | 246 |
| (一) 工作环境 | 246 |
| (二) CT 机房间的设计 | 247 |
| 二、安装 | 248 |
| (一) 开箱检查 | 248 |
| (二) 部件的放置 | 248 |
| (三) 扫描机架、定位床和冷却器 的安装 | 248 |
| (四) 接线 | 249 |
| (五) 低压试验 | 249 |
| 三、调试 | 249 |
| 第八节 CT 机的维修 | 250 |
| 一、日常性定期维修 | 250 |
| (一) 日常检查 | 250 |
| (二) 定期维修 | 250 |
| 二、故障的检查修理 | 252 |
| (一) 故障检查的主要步骤 | 252 |
| (二) 机械系统故障 | 252 |
| (三) X 线发生器故障 | 253 |
| (四) 准直器故障 | 254 |
| (五) 探测器故障 | 255 |
| (六) 扫描故障 | 256 |
| (七) 图象处理系统故障 | 257 |
| (八) 定位床故障 | 258 |

第十章 医用核磁共振成像机简介

| | |
|--------------------------------|-----|
| | 259 |
| 第一节 绪论 | 259 |
| 一、医学影象诊断技术发展概况 | 259 |
| 二、核磁共振成像机 (MRI) 发展简 史 | 259 |
| 第二节 核磁共振成像的基本原理 | 260 |
| 一、原子核的特性 | 260 |
| 二、磁化 | 260 |
| 三、核磁共振 | 261 |
| 四、核磁共振成象的重要参数 | 262 |
| (一) 射频脉冲 (RF 脉冲) | 262 |
| (二) 弛豫过程 | 262 |
| (三) 弛豫时间 | 262 |
| 五、梯度磁场和核磁共振图象重建的 关系 | 264 |
| 六、脉冲序列成像技术 | 265 |
| (一) 自旋回波序列成像技术 | 265 |
| (二) 反转恢复脉冲序列成像技术 | 265 |
| (三) 部分饱和脉冲序列成像技术 | 266 |
| (四) 饱和恢复序列成像技术 | 266 |
| (五) 多回波脉冲序列成像技术 | 266 |
| (六) 混合式脉冲序列成像技术 | 267 |
| 第三节 核磁共振成像扫描机的结构 | 267 |
| 一、扫描机架 | 268 |
| (一) 永磁式核磁共振成像扫描机 架 | 268 |
| (二) 常导型核磁共振成像扫描机 磁体 | 268 |
| (三) 超导型核磁共振成像扫描机 磁体 | 268 |
| 二、梯度线圈 | 269 |
| 三、射频线圈 | 269 |
| 四、电源柜 | 270 |

| | | | |
|---------------------|-----|----------------------|-----|
| 五、床 | 270 | | 273 |
| 六、操作控制台 | 270 | 三、核磁共振诊断的临床应用 | 274 |
| 七、致冷系统 | 270 | 四、应用核磁共振技术, 进行生物化 | |
| 八、各种表面线圈 | 271 | 学分析 | 274 |
| 第四节 核磁共振的临床应用 | 271 | 第五节 核磁共振扫描机的安装要求 | |
| 一、扫描技术 | 271 | | 274 |
| 二、图象的显示 | 273 | 一、影响核磁共振图象质量的原因 | |
| (一) 核磁共振的显示 | 273 | | 274 |
| (二) 核磁共振图象的颜色 (灰度) | | 二、核磁共振扫描机的安装要求 | 275 |

第六章 超声波诊断仪

超声波在医学领域中的应用已经有相当长的时间，超声波既可以应用于治疗，也可以应用于诊断和其他方面。本章只讨论超声波在临床探察方面的应用，即讨论各种型式的超声诊断仪器。最常用的超声诊断仪有三种：A型超声波诊断仪、M型超声心动图仪和B型超声断层显象仪。在介绍这些仪器之前，首先对超声波的有关知识作一点介绍，这有利于对各种超声诊断设备的了解和分析。

第一节 超声波的基本知识

一、超声波

(一) 超声波的产生

物体的机械振动是产生波的源泉，波的频率取决于物体的振动频率。频率范围在20~20000赫兹内的波称为可听声波，频率范围在20~10⁴赫兹内的波称为次声波，频率范围在2×10⁴~10⁸赫兹的波称为超声波，频率范围在10⁸~10¹²赫兹的波称为特超声波。次声波、可听声波、超声波、特超声波统称声波。可见，整个声波频谱是比较宽的，其中只有可听声波才能为人耳所听到，而次声、超声、特超声虽然属于声波却不能为人耳所察觉。

在自然界存在着超声波，如某些昆虫和哺乳动物就发出超声波，又如风声、海浪声、喷气飞机的噪声中都含有超声波成分。在医学诊断上所使用的超声波是由压电晶体一类的材料制成超声探头产生的。眼科方面所使用的超声频率在10~20兆赫范围内，心脏和腹部部位所使用的超声频率在2~3兆赫范围内。

(二) 超声波的传播

超声波从声源处通过传声媒质向周围传播。传声媒质可以是固体也可以是气体和液体，人体组织也是超声波的传声媒质，正因为如此，医学上才可能向人体内发射超声波，并接收从体内传播回来的超声波（回波），用以探察体内脏器的生理状态。

超声波在媒质中的传播速度是不尽相同的，在人体软组织中的传播速度相差不多，平均的传播速度为1540米/秒，而在骨骼中的传播速度比在软组织中快三倍。超声波传播速度简称声速，是表征超声波传播特性的一个基本物理量，知道声速和传播时间便可算出超声波在人体内传播的深度，声速的表达式如下：

$$c = \lambda \cdot f$$

式中： c 是超声波声速； λ 是超声波波长； f 是超声波频率。

声速在决定声阻抗和回波测距精度上是一个重要因素。

(三) 超声波的衰减

超声波在人体内传播时要产生衰减，产生衰减的原因，是由于人体组织对超声波吸收、反射、绕射、折射和散射等物理现象造成的。通常用半值层这个参数来表明人体组织对超声波吸收的大小。半值层的定义是超声波传播过程中其强度衰减到一半时的距离（或组织厚度）。骨质的半值层很小（如颅骨为 0.23 厘米），故超声波很难通过骨质传播，血液和软组织的半值层较大，可以认为他们能传播超声波，但是任何一种媒质的传播超声波的距离都是有限的。超声波的衰减不仅与媒质的半值层有关，而且也与超声波的频率有关，一般说来，频率越高，被媒质吸收得越多，能量衰减也就越大。所以在探测深部组织或厚度大的脏器时不宜使用很高的频率，而对浅层组织的探测可选用较高的频率。

(四) 超声波的反射、折射与透射

超声波在人体组织内传播不仅有衰减，同时还存在着反射、折射与透射现象。超声波在人体内均质性组织传播时，只沿其传播方向前进，此时不存在反射、折射问题；如果超声波在非均质性组织内传播或从一种组织传播到另一种组织，由于组织声阻抗的不同，在声阻抗改变的分界面上便产生反射、折射与透射。原媒质中的超声波称为入射波，在分界面处入射波的能量一部分将产生反射，另一部分能量将通过界面继续传播，这就是透射，透射的超声波传播方向与入射波的传播方向不同，因而这部分透射过的超声波又称折射波。入射波与界面法线的夹角叫入射角，反射波与界面法线的夹角叫反射角，入射角与反射角是相等的，这被称作超声波的反射定律。若入射波与界面是垂直的，则反射波即按入射波方向反射，故可以在超声波诊断仪器中用一个探头，既发射超声波又接收反射波（回波）。折射波与界面法线的夹角称为折射角，反射角的正弦与折射角正弦之比等于入射波媒质波速与折射波媒质波速之比，这被称作超声波的折射定律。若入射波与界面垂直，透过界面的超声波的传播方向与入射波方向一致，即不产生折射。

反射波的能量除取决于两种媒质的声阻抗差别外，还取决于界面的大小，反射界面越大，反射波的能量也越强，当反射界面的尺寸远小于超声波波长时，可以认为不产生反射。

当被探查的人体组织结构很小，与入射超声波的波长相差不多时，会产生波的衍射现象。当被探查的组织结构小于入射波波长时，就会产生波的散射。

二、超声换能器

超声诊断仪是依靠超声换能器产生入射超声波（发射波）和接收反射超声波（回波），所以它是超声诊断设备的重要部件，又称作探头。超声换能器的机械振动是由高频电能激励产生的；反射超声的能量又通过超声换能器转换为电脉冲，探头能够将电能转换成声能，又能够将声能转换成电能，故有换能器的名称。

超声换能器是用压电材料制成的，下面将简单介绍一下压电效应。

(一) 压电效应

石英、酒石酸钾钠等晶体和钛酸钡、锆钛酸铅等陶瓷都是具有压电效应的材料。

1. 正压电效应

在晶体或陶瓷的一定方向上，加上机械力使其变形，晶体或陶瓷的两个受力面上，产生符号相反的电荷；变形方向相反，电荷的极性随之变换，电荷密度同外施机械力成正比，这种因机械力作用而激起表面电荷的效应，称为正压电效应。

2. 逆压电效应

在晶体或陶瓷表面沿着电轴方向施加电压，在电场作用下引起晶体或陶瓷几何应变，电压方向改变，应变方向亦随之改变，变形与电场成比例，这种因电场作用而诱引的形变效应，称为逆压电效应。

一般情况下，压电效应是线性的，然而，当电场过强或压力很大时，就会出现非线性关系。

晶体和陶瓷片因切割方位和几何尺寸的不同，产生机械振动的固有频率也不同，当外加的交变电压的频率与固有频率一致时，产生的机械振动最强；当外施的机械力的频率与固有频率一致时，所产生的电荷也最多。在超声波诊断仪中激励脉冲的频率必须与探头的固有频率相同。

(二) 压电换能器的特性

压电换能器的特性参量很多，只简单介绍以下三种。

1. 阻抗频率特性

压电换能器的阻抗因频率的不同而改变其值和性质（感性、容性、纯阻性），它有六个特征频率：

- (1) 谐振频率 f_r
- (2) 反谐振频率 f_a
- (3) 串联谐振频率 f_s
- (4) 并联谐振频率 f_p
- (5) 最小阻抗（或最大导纳）频率 f_m
- (6) 最大阻抗（或最小导纳）频率 f_n

超声换能器外加匹配电感工作时，且使匹配电感与换能器静态电容谐振在 f_s ，于是换能器的工作频率为 f_s ；若不加匹配电感，换能器的工作频率受激励源内阻影响，对换能器相当恒压源时，换能器工作 f_s ；对换能器相当恒流源时，换能器工作 f_p 。

2. 换能特性

换能器的换能特性包括两个方面：电能-机械能-超声能；超声能-机械能-电能。前者属于发射方面，后者属于接收方面。能量间转换必产生损失（产生了不需要的能耗），以转换效率来表征换能器这一性能。

$$\text{电机效率} = \frac{\text{输出的机械功率}}{\text{输入的电功率}}$$

$$\text{机声效率} = \frac{\text{辐射的超声功率}}{\text{输入的机械功率}}$$

$$\text{电声效率} = \frac{\text{辐射的超声功率}}{\text{输入的电功率}}$$

3. 暂态特性

超声诊断仪的换能器工作于脉冲状态，换能器对脉冲的响应也是一项重要指标。

换能器的暂态特性与其频率特性是有关系的，简言之，换能器的频谱越宽，它的暂态特性也越好，可允许的超声脉冲的宽度越窄。

第二节 A 型超声波诊断仪

一、A 型超声波诊断仪的基本原理

(一) 基本原理

A 型超声波诊断仪是幅度调制式的仪器。A 型超声诊断仪目前在我国的城乡还是广泛使用的超声诊断设备。

A 型超声波诊断仪的探头（又称压电换能器）在电脉冲的激励下，产生超声振动，向人体中发射超声波脉冲，超声波在人体内传播过程中，遇到声阻抗不同的界面，便产生反射波，探头接收到反射超声波，又将其转换成电脉冲，即所谓回波。激励电脉冲与回波脉冲都送到示波管的垂直偏转板 Y_1 、 Y_2 上，荧光屏的纵坐标显示出发射波与回波（不是一个，而是若干个）的幅度与形状。示波管的水平偏转板 X_1 、 X_2 加的是随时间线性变化的电压，即扫描电压，这样，荧光屏的横坐标就代表着超声波的传播时间，由于超声波在人体组织中每往返 1 厘米深度，需要 13.33 微秒的时间，所以以 13.33 微秒为一大格，则水平方向的一大格即表示了 1 厘米的深度（也有以 66.65 微米为一大格的，那时的一大格代表 5 厘米的深度）。

A 型显示是超声波诊断仪最基本的一种显示方式，用幅度调制脉冲反射。

根据回波所在的位置可以测读病灶在人体组织中的深度、病灶的大小、脏器的厚薄；根据回波的幅度和形状，可以推测病灶的物理性质（囊性、实质性、含气性）。A 型超声波诊断仪可应用于医学各科的检查，从人的脑部直至体内脏器，其中应用最多的是对脑、肝、脾、眼、肾、子宫、胎儿的检查。对眼科的一些疾病，尤其是对眼内异物，用 A 型诊断仪比用 X 射线透视检查更方便准确。在妇科方面，用于检查妇女妊娠以及子宫肿物也是方便与准确的。

由于 A 型显示的回波图（也叫回声图），只能反映局部组织的信息，在临床诊断上缺少解剖形态，诊断的准确性和医师的临床诊断经验关系很大，因而又发展了诊断意义更大的 M 型显示和 B 型显示的超声诊断仪，对于 A 型诊断仪在国外已经很少生产了。

目前国内所生产的 A 型超声波诊断仪有电子管的，也有全晶体管的；有单探头的，也有双探头的；有单独 A 型显示的，也有 A 型与 M 型组合的；A 型、M 型、B 型组合的。

(二) A 型超声波诊断仪的工作过程

A 型超声波诊断仪的简化方框图如图 6-2-1 所示。全机由探头、电子线路和示波

管组成，电子线路包括同步电路、发射电路、高频放大器、检波器、视频放大器、扫描电路等，全机是由同步电路协调工作的。

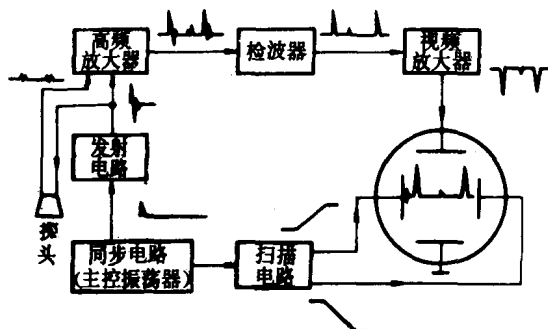


图 6-2-1 A 型超声波诊断仪简化图

同步电路所产生的同步脉冲去同时触发发射电路和扫描电路，使两者同步工作。

2. 发射电路

在同步电路发出的触发脉冲作用下，发射电路产生一高频衰减振荡，如图 6-2-2 所示：

高频振荡的频率一般在 1 兆赫至 5 兆赫之间，每当同步触发脉冲到来一次，发射电路便发射一次高频衰减振荡，即产生幅度调制波。发射电路一方面将幅度调制波送入高频放大器进行线性放大，并经检波器、视频放大器加到示波管的垂直偏转板上，在荧光屏上显现发射脉冲（荧光屏上的第一个波）；另一方面发射电路将幅度调制波送给了探头，在此高频衰减振荡电压激励下探头产生一次超声振荡，超声波进入人体的反射波，由探头接收并转换成电压，并将此高频电压也送至高频放大器，经检波、视频放大，在荧光屏上显现出一系列的回波（第二个波、第三个波，等等）。

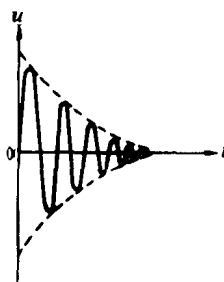


图 6-2-2 衰减振荡波形图

3. 接收电路

高频放大器、检波器、视频放大器统称为接收电路。高频放大器的作用主要是放大微弱的回波信号，它应当是具有一定带宽的高频放大电路，大都由三级参差调谐放大电路来构成。检波器把正负交变的脉冲调制信号进行检波，使之变成单向的视频脉冲信号，这部分电路比较简单，用一支半导体二极管便能实现。视频放大器的作用是把检波后的视频信号增强到足够的幅度加到示波管的垂直偏转板上。

在接收电路中，有增益和抑制两个调节旋钮，增益的作用是调整接收电路的电压放大倍数，大都调整检波器的输出；抑制的作用是用于剔除一些无用的杂乱波，大都通过改变视频放大器的静态工作点来完成的。被抑制掉的杂乱波在荧光屏上显示不出来，而增益的变化却能增减有用信号在荧光屏上的幅度。

4. 扫描电路

在同步脉冲作用下扫描电路产生与时间成线性关系的电压——锯齿波电压，加到示波管的水平偏转板上，使示波管中的电子束在荧光屏的水平方向匀速移动。锯齿波电压

的频率与超声波的频率相同，而且与视频信号同步。

用图 6-2-3 来说明扫描电路的作用。(a) 图为视频放大器的输出信号，加到示波管垂直偏转板 Y_1 、 Y_2 上，记为 $u_{y_1y_2}$ ，如果水平偏转板不加锯齿波电压，示波管中电子束只在垂直方向上下移动，画出一条垂直亮线，只能说明垂直偏转板有电压变化，看不出这些电压随时间变化的形状。若是水平偏转板有锯齿电压加入，电子束向水平方向匀速移动，在荧光屏上便描出了 $u_{y_1y_2}$ 的波形，如图 (b) 所示，纵观图 6-2-3 中 (a)、(b)、(c)，便可了解其对应关系。锯齿波电压在时间 t_{11} 时刻以后，不再线性上升而是保持一个恒定值，所以荧光屏上的光点也就停留在 A_{11} 位置上。当时间 t 为 T 时，水平偏转板上电压 $u_{x_1x_2}$ 突然降到零伏，光点也跳至 A_0 位置，这就是回扫。等待下一个同步触发脉冲的到来，由于扫描电路与发射电路同步，所以在荧光屏上能观察到稳定的超声波回声图。

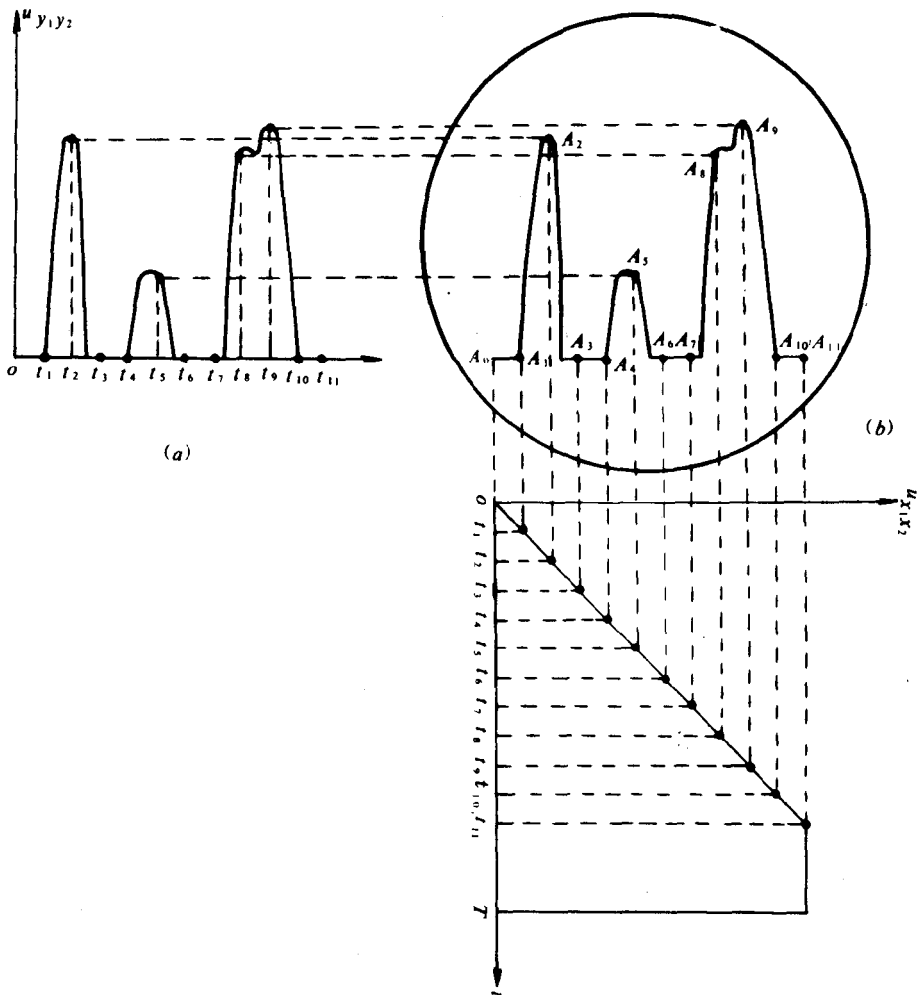


图 6-2-3 波形显示原理 (c)

图 6-2-1 是一个简化方框图，实际的超声波诊断仪为了使用上的方便和临床上的需要，还有一些附加电路，如时标（标距）电路，用以标记探查的深度；增辉电路，使

被显示的信号波形更亮一些；延时电路，使发射脉冲延迟一定时间；深度补偿电路，使得增益随深度的增加而增大。这些电路将在下面介绍实际超声诊断仪时，与读者见面。

二、CTS-5型超声诊断仪的电路分析

(一) CTS-5型超声诊断仪电路方框图

图 6-2-4 中示出了 CTS-5 型超声诊断仪电路方框图。这种仪器有两个探头 A 与 B，当 A 探头发射时（工作时）B 探头静止（不工作），反之，当 B 探头工作时 A 探头静止，两者交替工作，每个探头都是单发单收，在荧光屏上可显示双迹。与图 6-2-1 所示的单探头超声诊断仪相比，双探头仪器的构造要较之复杂得多。双探头的仪器也可以作单探头仪器用，在讲清楚双探头仪器的工作原理后，单探头的仪器也就没有必要再加以说明了。

图 6-2-4 是由同步电路，延迟电路，A、B 发射电路，A、B 前置放大器，高频放大电路，A、B 门电路，视频放大器，时间电路，标距电路，稳压电源和显示电路组成。

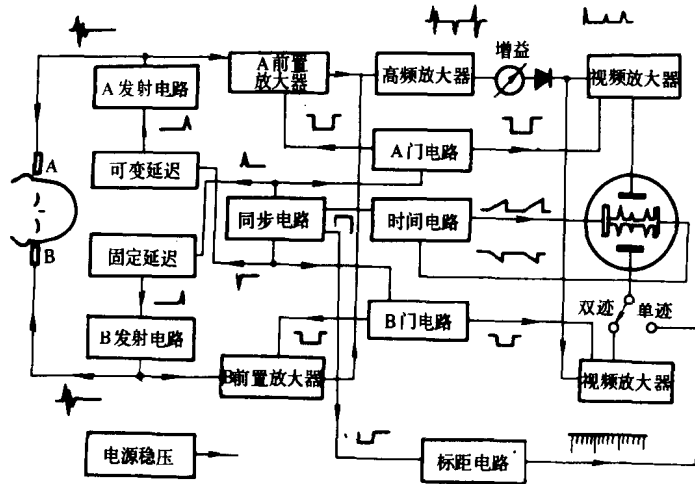


图 6-2-4 CTS-5 型超声波诊断仪方框图

(二) 各单元电路的工作原理

CTS-5 型超声诊断仪的电路原理图示于图 6-2-5。由图可见，这是一部全电子管机器。

1. 同步电路

同步电路由双三极管电子管 G_{19} 和半导体二极管 $BG_{101} \sim BG_{108}$ 所组成。 G_{19A} 与 G_{19B} 组成阴极耦合单稳态触发器，在 G_{19A} 的栅极没有触发信号到来时，电路处于稳态， G_{19B} 饱和， G_{19A} 截止，这是由于 G_{19B} 的栅极通过 R_{104} 接在电源正端，致使 G_{19B} 饱和导通，并用阴极电阻 R_{150} 上的压降截止了 G_{19A} (G_{19A} 的栅间电压负于截止栅偏压)。电容器 C_{102} 由电源经 R_{102} ， G_{19B} 栅-阴极， R_{105} 充上了电，电压的极性为左正右负。当正的触发信号加到 G_{19A} 的栅极时，并能够将 G_{19A} 由截止区推进放大区，该电路便要进行翻转，即 G_{19A} 板流增加，板极电位下降，经 C_{102} 耦合至 G_{19B} 栅极，致使 G_{19B} 栅极电位下降、板流减少、阴极电位降低，于是进一步引起 G_{19A} 板流的增加，这是一个正反馈过程，电路迅速翻转到 G_{19B} 截止， G_{19A} 异电的暂稳态。在暂稳态