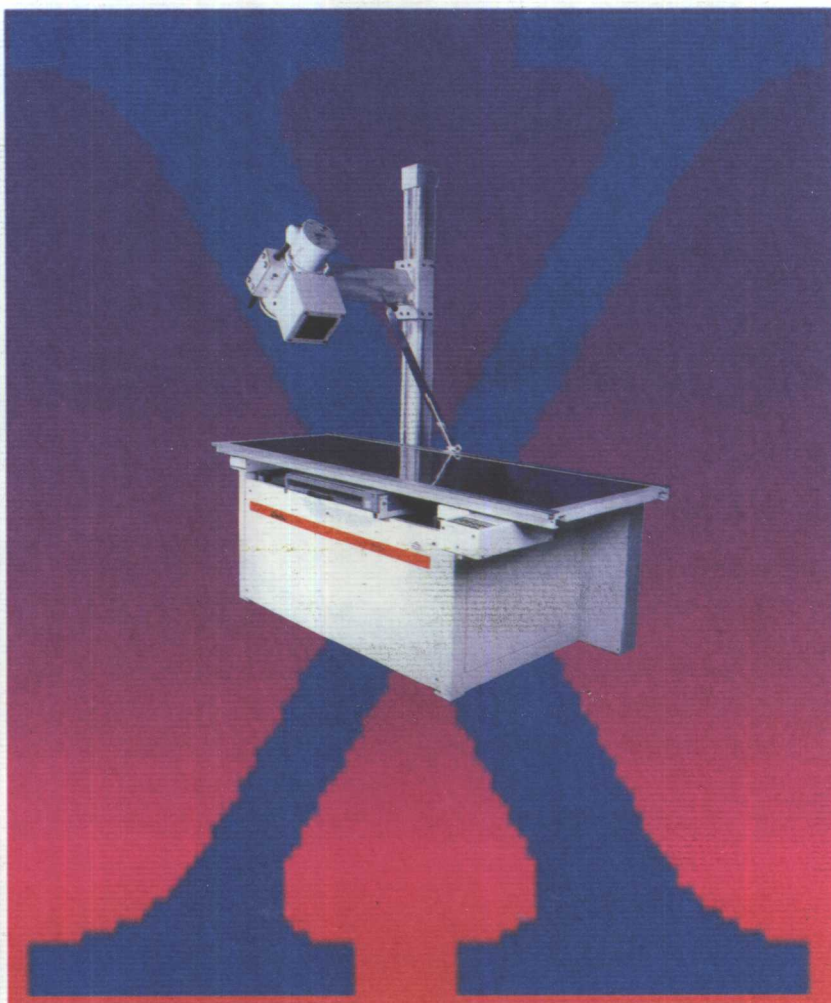


YIYONG X SHEXIAN JI
YUANLI YU WEIXIU

医用 X 射线机 原理与维修



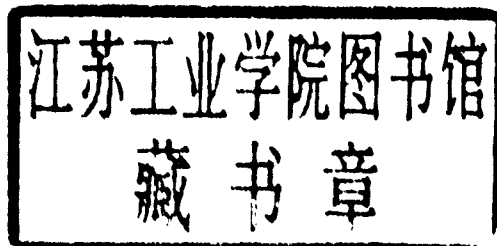
黎式棠 主编

广西科学技术出版社

医用 X 射线机原理与维修

YIYONG X SHEXIANJI YUANLI YU WEIXIU

黎式棠 主编



广西科学技术出版社

医用 X 射线机原理与维修

黎式棠 主编

*

广西科学技术出版社出版

(南宁市东葛路 66 号 邮政编码 530022)

广西新华书店发行

广西民族印刷厂印刷

(南宁市明秀西路 53 号 邮政编码 530001)

*

开本 787×1092 1/16 印张 30.25 字数 728 500

1999 年 5 月第 1 版 1999 年 5 月第 1 次印刷

印数:1—3 000 册

ISBN 7-80619-607-2

R·73

定价:78.00 元

本书如有倒装缺页,请与承印厂调换

前 言

医用X射线机在临床上的应用,目前已相当普及,并成为影像诊断和治疗的主要医疗器械设备。鉴于此种设备结构复杂,涉及到的知识面广,使某些从事这一专业的维修技术人员感到不便,急需获得一本理论性和实用性较强的本专业书籍。

本书正是为适应广大读者的要求而编写的。首先它是一本工具书,因为书中收集了近年来国内外各典型机组的技术资料,并对电路原理和故障加以分析,供维修时借鉴。同时它又是一本教科书,因为书中对医用X射线机的结构特点、设计原则和工作原理均有系统详细的论述,可供本专业的院校师生阅读参考。可以说,这是一本集实用性和知识性于一体的专业书籍。

本书以目前普及应用的国内外中型X射线机为主体,共分四篇:第一篇介绍医用X射线机各主要元器件的基本结构原理,一般技术数据,注意事项和常见故障分析;第二篇系统地阐述各种电路原理、技术要求,国内外近期产品的典型电路举例和常见故障分析;第三篇以国内具有代表性的产品型号为例,对医用X射线电视系统的结构特点、技术性能、电路原理、故障分析等进行较系统较详细的论述;第四篇主要叙述医用X射线机安装与维护的有关知识和要求。

本书的编写得到中国医疗器械工业公司的大力支持,谨表谢意。

协助本书编写的有以下人员:马蕾、皮越澜、刘玉温、刘志忠、佟培琦、李振祥、李学生、卢超燕、陈松国、陈桂兰、陈琪、吴辉、单延红、郑玉婵、张雪艳、孙莉莉、蔚东、潘健、黎明、黎莉等,在此一并感谢!

由于编者学识水平有限,书中难免有不妥之处,恳请读者批评指正。

黎式棠

1997年9月于北京

目 录

概论.....	(1)
第一篇 X 射线机的主要元件、故障分析	(16)
第一章 高压电路元件.....	(16)
第一节 X 射线管.....	(16)
一、诊断用 X 射线管	(16)
二、治疗用 X 射线管	(30)
三、检查与试验	(33)
四、故障分析	(34)
五、X 射线管的使用与维护	(36)
第二节 X 射线管管套.....	(37)
一、各种管套的结构特点	(37)
二、故障分析	(38)
第三节 束射筒和限束器.....	(39)
一、全片摄影	(40)
二、二分格摄影	(42)
三、四分格摄影	(42)
第四节 高压变压器.....	(43)
第五节 高压整流器.....	(56)
第六节 灯丝变压器.....	(58)
一、X 射线管灯丝变压器的特点	(58)
二、几种灯丝变压器的技术参数	(59)
三、故障分析	(60)
第七节 高压电缆及其插头插座.....	(60)
一、高压电缆的构造	(60)
二、高压电缆的插头与插座	(62)
三、故障分析	(63)
第八节 高压切换闸.....	(64)
一、结构特点	(64)
二、故障分析	(64)
第九节 绝缘材料.....	(65)
一、变压器油	(65)
二、绝缘纸	(66)
三、黄腊绸的性能特点	(67)

四、塑料的性能特点	(67)
第二章 低压电路元件	(69)
第一节 自耦变压器	(69)
一、自耦变压器的构造	(69)
二、自耦变压器的计算	(69)
三、几种自耦变压器的技术参数	(72)
四、故障分析	(73)
第二节 磁饱和谐振稳压器	(73)
一、磁稳压器的工作原理	(74)
二、几种磁稳压器的技术参数	(77)
三、故障分析	(77)
第三节 磁放大器	(78)
一、磁放大器的工作原理	(78)
二、磁放大器的技术参数	(80)
第四节 接触器与继电器	(80)
一、接触器	(80)
二、继电器	(81)
第五节 电动机	(86)
一、三相交流异步电动机	(86)
二、单相交流异步电动机	(90)
三、单相串激电动机	(92)
四、永磁直流电动机	(92)
五、伺服电动机	(95)
第六节 电阻器 电位器	(97)
一、电阻器、电位器的分类和结构特点	(98)
二、表示方法	(99)
三、几种电阻器和电位器的技术参数	(99)
第七节 电容器	(103)
一、电容器的分类和结构特点	(103)
二、表示方法	(104)
三、几种电容器的技术参数	(104)
第八节 开关	(106)
一、钮子开关	(106)
二、按钮开关	(107)
三、按键开关	(108)
四、刷形开关	(109)
第九节 熔断器	(109)
一、熔断器的主要技术参数	(109)
二、常用熔断器的技术数据	(110)

第十节 指示仪表	(111)
一、毫安表	(111)
二、毫安秒表	(112)
三、电源电压表	(112)
四、千伏表	(112)
第三章 其他元件	(114)
第一节 医用透视荧光屏	(114)
一、技术参数	(114)
二、使用注意事项	(114)
第二节 铅玻璃	(115)
第三节 增感屏	(117)
一、高速增感屏	(117)
二、中速增感屏	(117)
三、低速增感屏	(117)
第四节 X 射线胶片和胶片暗匣	(118)
一、X 射线胶片	(118)
二、胶片暗匣	(118)
第五节 滤线栅	(119)
第二篇 X 射线机的电路结构原理、故障分析	(122)
第一章 高压整流电路	(122)
第一节 半波自整流电路	(122)
一、整流原理和特点	(122)
二、故障分析	(125)
第二节 单相全波桥式整流电路	(125)
一、整流原理和特点	(125)
二、故障分析	(126)
第三节 三相全波桥式整流电路	(127)
一、三相六波桥式整流电路原理和特点	(128)
二、三相双重六波桥式整流电路	(130)
三、三相十二波桥式整流电路原理和特点	(130)
第四节 倍压整流电路	(132)
一、整流原理和特点	(132)
二、故障分析	(135)
第二章 管电流测量电路	(137)
第一节 半波自整流的管电流测量电路	(137)
第二节 单相全波整流的管电流测量电路	(137)
一、原理和特点	(137)
二、电容电流对测量电路的影响	(141)
三、电容电流的补偿方法	(142)

四、毫安秒表测量电路	(144)
第三节 三相全波桥式整流的管电流测量电路原理和特点	(145)
第四节 对称恒倍压电路的管电流测量电路原理和特点	(146)
第五节 故障分析	(146)
一、毫安表指数偏低	(146)
二、毫安表指数偏高	(147)
三、毫安表指针颤动	(147)
四、毫安表无指示	(147)
第三章 电源电路	(149)
第一节 诊断 X 射线机电源电路	(149)
一、原理和特点	(149)
二、几种电源电路原理	(150)
三、故障分析	(158)
第二节 治疗 X 射线机电源电压自动调节电路	(159)
一、原理和特点	(159)
二、故障分析	(161)
第四章 高压初级电路	(162)
第一节 诊断 X 射线机高压初级电路	(162)
一、原理和特点	(162)
二、几种高压初级电路	(164)
三、故障分析	(180)
第二节 治疗 X 射线机高压初级电路	(181)
一、原理和特点	(181)
二、故障分析	(182)
第五章 管电压降落的补偿和预示电路	(183)
第一节 诊断 X 射线机管电压降落的补偿和预示电路	(183)
一、原理和特点	(183)
二、几种千伏预示电路原理	(187)
三、故障分析	(191)
第二节 治疗 X 射线机管电压降落的补偿和预示电路	(192)
一、原理和特点	(192)
二、千伏预示电路的校准	(193)
第六章 管电流控制电路	(195)
第一节 X 射线管的特性	(195)
一、阳极特性曲线(I_a-U_a)	(195)
二、灯丝发射特性曲线(I_a-U_f)	(196)
三、灯丝加热特性曲线(I_f-U_f)	(196)
第二节 诊断 X 射线机管电流控制电路	(196)
一、特点和要求	(196)

二、几种管电流控制电路原理	(197)
三、故障分析	(212)
第三节 治疗 X 射线机管电流控制电路	(212)
一、原理和特点	(212)
二、管电流稳定电路的调整	(214)
三、故障分析	(215)
第七章 曝光时间控制电路	(216)
第一节 限时器的分类与特点	(216)
一、机械限时器	(216)
二、电子限时器	(216)
第二节 电容器的充放电	(217)
第三节 几种限时电路原理及故障分析	(218)
一、F30—ⅡF 型 200mA 诊断 X 射线机限时电路	(218)
二、F78—Ⅱ型 300mA 诊断 X 射线机限时电路	(220)
三、KD—400 型 400mA 诊断 X 射线机限时电路	(221)
四、F99—ⅠAT 型 500mA 诊断 X 射线机限时电路	(224)
五、F99—ⅢBT 型 500mA 诊断 X 射线机限时电路	(228)
第八章 X 射线管过载保护电路	(238)
第一节 诊断 X 射线机过载保护电路的意义与要求	(238)
第二节 几种诊断 X 射线机过载保护电路原理及故障分析	(239)
一、F78—ⅠA 型 300mA 诊断 X 射线机过载保护电路	(239)
二、XG—200A 型 200mA 诊断 X 射线机过载保护电路	(242)
三、KD—400 型 400mA 诊断 X 射线机过载保护电路	(244)
四、F99—ⅠAT 型 500mA 诊断 X 射线机过载保护电路	(246)
五、F99—ⅢBT 型 500mA 诊断 X 射线机过载保护电路	(250)
第三节 治疗 X 射线机的安全使用保护电路	(256)
第九章 旋转阳极启动和延时保护电路	(258)
第一节 旋转阳极启动电路	(258)
一、原理和特点	(258)
二、几种旋转阳极启动电路原理	(259)
三、故障分析	(260)
第二节 旋转阳极启动保护电路	(261)
一、原理和特点	(261)
二、几种旋转阳极启动保护电路原理和故障分析	(261)
第十章 技术选择电路	(285)
第一节 透视控制电路	(285)
一、几种透视控制电路原理	(285)
二、故障分析	(288)
第二节 胃肠点片摄影控制电路	(289)

一、几种胃肠点片摄影控制电路	(289)
二、故障分析	(294)
第三节 普通摄影控制电路	(297)
一、几种普通摄影控制电路	(297)
二、故障分析	(303)
第四节 滤线器摄影控制电路	(304)
一、几种滤线器摄影控制电路	(304)
二、故障分析	(311)
第五节 体层摄影控制电路	(312)
一、原理和特点	(312)
二、几种体层摄影控制电路	(312)
三、体层摄影装置的校准与调整	(323)
四、故障分析	(326)
第六节 诊断床及其控制电路	(326)
一、几种诊断床控制电路原理	(327)
二、故障分析	(363)
第七节 摄影床	(364)
第八节 立式摄影台控制电路	(364)
第九节 X 射线管组件支柱	(366)
第十节 悬吊装置控制电路	(366)
第十一章 SX32—I 型 30kW 中频诊断 X 射线机	(371)
一、性能特点	(371)
二、主要技术参数	(372)
三、电路工作原理	(372)
四、故障分析	(402)
第三篇 医用 X 射线电视系统	(405)
第一节 工作原理	(405)
第二节 组成和主要技术指标	(406)
一、组成	(406)
二、主要技术指标	(406)
第三节 结构原理和电路分析	(407)
一、X 射线影像增强器	(407)
二、光学系统	(411)
三、电视摄像机	(411)
四、图像信号的处理和补偿	(424)
五、低压电源供电电路	(438)
第四节 电视监视器	(439)
一、黑白显像管	(439)
二、电路工作原理	(441)

第五节 故障分析.....	(456)
一、摄像机部分	(456)
二、监视器部分	(462)
三、影像增强器部分	(463)
四、自动亮度控制器	(463)
第四篇 医用 X 射线机的安装与维护	(465)
第一章 安装.....	(465)
第一节 X 射线机的位置.....	(465)
一、房屋的选择与要求	(465)
二、X 射线机的布局	(466)
第二节 对供电电源的要求.....	(466)
一、电源容量	(466)
二、电源电阻	(467)
三、电压波动范围	(467)
四、频率变化范围	(467)
第三节 对接地的要求.....	(468)
一、接地装置	(468)
二、保护接地	(469)
第二章 维护.....	(470)
第一节 X 射线机的维护通则.....	(470)
第二节 诊断 X 射线机的维护	(471)
第三节 治疗 X 射线机的维护	(471)

概 论

自 1895 年德国物理学家伦琴发现 X 射线以来,已有 100 年的历史。由于 X 射线具有很强的穿透性能,可以激发某些物质发出荧光,能够使胶片感光 and 具有电离作用等特点。因此很快便应用在医学上,并研制成各种医用诊断 X 射线机组。

100 年来,随着科学技术的进步,医用 X 射线诊断设备得到了迅速的发展,这些发展是围绕以下几个方面进行的。

(一) **提高影像质量** 影像质量是指影像的对比度、黑度、分辨力、锐度等的综合性能。影像质量愈好、边缘和细节就愈清晰。提高影像质量的主要办法,是尽量减少影像的各种模糊度,即几何模糊度、活动模糊度和转换模糊度。

减小几何模糊度的主要办法是采用小焦点,增加焦点至胶片距离和缩短病人与胶片的距离。

早期的 X 射线管为圆焦点,由于其有效焦点尺寸太大,影像质量不佳。本世纪 20 年代以后改为线焦点结构,使有效焦点尺寸得以减小,因而提高了影像质量。后来,由于诊断的需要,要求有效焦点尺寸进一步减小。显然,固定阳极 X 射线管是不能胜任的,因为阳极靶面单位面积的热容量限制了靶面功率的提高。为了解决缩小焦点和增大功率的矛盾,1929 年制成了旋转阳极 X 射线管,使有效焦点尺寸逐步减小。到 40 年代达到 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$,称为小焦点。后来随着阳极靶材料的改进和转速的不断提高,到 50 年代制成了微焦点,可达 $0.3\text{mm} \times 0.3\text{mm}$ 。60 年代又研制成超微焦点 X 射线管,有效焦点尺寸缩小到 $0.1\text{mm} \times 0.1\text{mm}$ 和 $0.05\text{mm} \times 0.05\text{mm}$,使影像质量大大提高,同时也使放大摄影技术取得满意的结果。

减小活动模糊度的主要办法是缩短曝光时间。这就需提高 X 射线管的输出功率,为此采用接近直流或矩形脉冲的高压发生电路,以及动作迅速的高压控制元件和自动曝光装置、递减负载系统等。

早期使用的固定阳极 X 射线管,由于功率只有数 kW,为了达到一定的 X 射线输出量,曝光时间不能太短。旋转阳极 X 射线管出现后,工作时阳极靶面高速旋转,实际焦点面积大大增加,因而使阳极靶面能够承受的功率也相应提高。到 60 年代制成大直径复合阳极靶盘高速旋转阳极 X 射线管,转速高达 9000r/min ,功率提高到 100kW 。到 70 年代由于金属陶瓷 X 射线管出现,功率进一步提高到 150kW ,转速也高达 18000r/min 。X 射线管功率的增大可使曝光时间大大缩短,达到 3ms 甚至 1ms 的水平。

近代在自动曝光装置中,采用了递减负载技术。它是在曝光时让负载功率(在 kV 一定时则是指 mA 值)随时间依负载曲线而下降,即在曝光开始的瞬间在预选 kV 值条件下使用最大允许 mA 值。此时焦点温度迅速达到最大允许值,然后由递减负载自动控制装置逐渐

降低 mA 值,让焦点温度在整个曝光过程中近似恒定,当达到预定的 mAs 值时曝光自动停止。

显然,与通常的固定负载相比,它充分地利用了 X 射线管的负载特性,缩短了曝光时间,从而使活动模糊度大为减小,提高了影像清晰度。由于使用递减负载时是采用保持 kV 值不变、逐渐减少 mA 值的方法,这就必须在 mA 值减少时对 kV 值进行适当的补偿,以确保 kV 值在曝光期间不升高。

由于 X 射线管的负载特性曲线与电容器的放电曲线十分相似,因此在曝光过程中可以利用电容器放电的模拟电压来控制 mA 值的大小。为了补偿在曝光过程中由于 mA 下降使 kV 上升,一般采用控制高压调整管栅极电位来改变管压降的办法。即从高压分压器中检出曝光时的实际采样电压,并加到比较器的输入端与指定的参考电压进行比较后,输出的信号加到高压调整管的栅极。当 kV 与预定值有偏差时,栅压就发生变化,高压调整管的内阻和电压降也发生变化。若参数选择合适,则在整个曝光过程中使 kV 值保持不变。

减小转换模糊度,就是要尽量缩小 X 射线图像传递和能量转换各个环节的失真,使 X 射线图像能够真实再现为可见光像。

X 射线照射人体后,产生了大量的散射线。这些散射线混在 X 射线图像当中,使荧光屏或胶片上形成的图像模糊。为了消除散射线的干扰,20 年代发明了滤线栅,有效地消除散射线的影晌,提高了胶片影像的质量。一直到现在滤线栅仍然是不可缺少的部件,现代的滤线栅在构造和工艺上都有很大的改进。

胶片对 X 射线的直接感光作用很弱,不能有效地应用在医学诊断上。1912 年出现了增感屏,使胶片的感光作用大为提高,X 射线摄影才比较完善地应用在诊断上。但由于增感屏的荧光层内光的侧向散射又造成了影像边缘的模糊。

高速增感屏由于荧光粉颗粒较大且厚,侧向散射严重;而低速增感屏虽然荧光粉颗粒小,侧向散射小,但感光速度慢。因此从改善影像模糊度的角度出发,以选用中速增感屏较为理想。近来广泛使用的稀土增感屏,虽然静态分辨力不如钨酸钙屏,但其动态分辨力较高。

同理,为了减小透视荧光屏的转换模糊度,荧光粉不宜涂得太厚,否则由于荧光屏内的侧向散射,加大了影像模糊度。

50 年代,X 射线影像增强管研制成功,使图像亮度大为提高。但硫化锌镉输入屏的 X 射线量子吸收率较低,使透过输入屏的量子增多。这些量子在增强管中产生干扰杂波,使输出屏上的信噪比降低,影像质量变坏。

70 年代初期,改用碘化铯输入屏,使 X 射线量子吸收率增大 1 倍多,提高了输出屏上的信噪比。同时碘化铯输入屏的晶体排列方向与 X 射线方向一致,防止光的侧向散射,因而提高了图像质量,影像的对比度和分辨力都有显著改善。

最近又研制成功钛输入屏、纤维光束输出屏的新产品。以 0.28mm 厚的钛金属代替玻璃做输入屏材料,提高了 X 射线穿透率,减少散射。采用纤维光束输出屏,减少了横向散射,克服光晕效应,提高了分辨力。目前使用的超金属屏影像增强器,它与一般金属屏增强器相比,发光物质碘化铯的结晶颗粒更加紧密均匀,且厚度增加 1 倍,因此可提高 X 射线在输入屏上的吸收率,减低辐射剂量。同时减少了结构干扰和量子干扰,使图像更加清晰,且对低对比度被摄体的识别能力显著提高。

随着 X 射线影像增强器的出现,使医用 X 射线电视得到广泛应用。但早期使用的摄像

管其惰性大,不宜用于运动的物体图像传送,同时分辨力也低。后来研制成氧化铅光导摄像管才较好地解决了这一问题,使影像模糊度显著减小。目前又使用称为 CCD 的固体摄像器件,它的余辉短、清晰度高、体积小。

为了进一步提高 X 射线电视影像的分辨力,近来已采用 1250 行或更高的扫描制式,使垂直分辨力提高到 1000 线以上。

多年来 X 射线图像处理技术采用的是模拟方式,即增感屏+X 射线胶片方式。这一方式在摄影灵敏度和像质方面已基本达到了极限;另一方面大量的 X 射线胶片在保管和检索上极为不便。而且图像信息无法以电信号形式获取,因此也就难以通过电子计算机进行医疗诊断方面的图像信息处理和交流。

随着电子计算机技术和信息处理技术的发展,80 年代初研制成数字 X 射线机。即把图像信号数字化,由电子计算机处理以增加对比度或减影,之后再转化为模拟光信号显示或储存,使分辨力得到较大的提高,同时有利于图像的重放和复制。在不久的将来,以 X 射线胶片为基础的图像接收系统将被以信息处理为基础的数字成像系统所代替。

(二) 降低医生和患者的照射量 早期的诊断 X 射线设备,医生是靠铅玻璃、铅围裙、铅屏和铅手套等防护用具防护 X 射线的,而对于受检者的防护问题一般不考虑。随着国际上重视射线防护,并制定了有关的规定以后,诊断用 X 射线设备也相应地从结构上和性能上加以改进,以减少对医生和患者的照射量。

为了达到这个目的,采用以下几种措施:

1. 选用增感效果更佳的增感屏 长期以来,为了提高胶片的感光效应,一直沿用钨酸钙作为荧光物质的增感屏。到 70 年代初才研制成感光效果更佳的稀土增感屏,它的增感因数为钨酸钙增感屏的数倍,因此 X 射线照射剂量可以大大减少。

2. 使用 X 射线影像增强器透视和摄影 用 X 射线影像增强器透视和摄影,亮度增益高达数千倍,透视时管电流甚小,仅为普通荧光屏透视的 1/10,使患者皮肤受的照射剂量大为降低。近代影像增强器还用作荧光摄影,即把影像增强器输出屏上的影像,通过光分配器将 90% 的光束投射到摄影机镜头进行拍摄。显然,此种间接摄影方式与一般摄影方式相比投照条件小得多,因而患者接受的照射量也显著降低,大约能降低几十倍。

如用 X 射线影像增强器配用 X 射线电视系统,则可进行远距离操作或隔室遥控。这样就能使医生受的照射剂量减少到最低程度甚至为零。

3. 使用自动限束器,合理地控制 X 射线照射野 近代的诊断 X 射线机,诊断床下均装有电动限束器,并可通过手操纵开关控制照射野的大小。但当荧光屏前后移动使焦点至荧光屏距离变化时,荧光屏上的照射野尺寸也将发生变化,有时甚至超出荧光屏的面积产生多余的照射。为了得到需要的照射野,必然重新调整铅页片窗口面积的大小,这给操作带来不便。

现代在大中型机组中多使用自动限束器。此种限束器的特点是:荧光屏或片盒(点片摄影)的照射野将不随焦点至荧光屏距离的变化而改变,即铅页片窗口面积的大小随着焦点至荧光屏距离的改变而自动调整,以保证荧光屏或片盒照射野面积不变。当使用影像增强器时,它能自动调至影像增强器输入屏的大小。如果使用的是多变野影像增强器,它还可自动调至输入屏上不同变野的尺寸。

透视时如只需要观察所选片盒尺寸的视野,以确定需要摄影部位能否被预选的底片所容纳,则可将电桥中相应的透视触点断开,使其两臂电阻不接入电桥。此时光栏尺寸会自动

调至所选片盒的大小,以供透视观察。透视时也可根据需要使视野的高度固定,而宽度则可调至预选的分片尺寸。当进行点片摄影时,片盒一进入曝光位,即把透视两臂电阻断开。光栏自动调至所需要的片盒尺寸,而与原来的透视野无关。

为使摄影的瞬间能从监视器上观察图像,还采用了自动光圈结构。它能根据透视和摄影的不同状态自动调整光分配器的光量大小,透视时开大,摄影时开小。

4. 使用同步脉冲摄影技术 为了取得心脏、血管、肺、消化道等运动器官的动态 X 射线影像,在使用 X 射线电影摄影时广泛采用快速脉冲 X 射线摄影技术。即将影像增强器的输出屏上被增强了的微光图像,通过光分配器直接拍摄在 15~200 帧/s 快速运行的电影胶卷上。由于脉冲电影摄影时 X 射线曝光与快门开启同步,使每次辐射脉冲 X 射线时胶片曝光。然后在下一次辐射脉冲到来前的间歇时间内又将胶片拉入,准备下一次曝光。由于曝光是断续进行的,使患者和医生所接受的辐射剂量减少。X 射线脉冲是通过栅控 X 射线管或高压调整管的次级开关来实现的。

5. 使用磁带录像和数字图像处理技术 磁带录像就是把 X 射线电视屏上所显示的器官动态影像的视频信号记录在磁带上。重放影像时,这些变化的视频信号加在监视器显像管的阴极进行调制,便在荧光屏上形成图像。由于所录制的影像可以在任何时候重放,不需要再对患者照射,因而医生和患者所受剂量大为减少。

采用 X 射线电视技术后,虽然可以在较亮的室内观察影像,但是对密度变化不大的病灶仍然难以分辨。为此,使用数字图像处理技术,将原来 X 射线电视系统获得的视频信号,经过采样和 A/D 转换后输入到计算机里,再经过计算机的图像增强处理和 D/A 转换使图像更清晰。如需要记忆显示时,可随时把图像存储,观察时再显示。这种存储器存储容量大,能存储 $512 \times 512 \times 8$ 矩阵图像 4 帧,并可随时更新存储画面,还可进行任何形式的灰度变换。这样,可避免对患者的重复照射,减少 X 射线对患者和医生所造成的辐射伤害。

6. 采用多波技术 近代大型机组多使用三相六波或十二波高压整流电路。与单相二波高压整流电路相比,它的脉动量小,剂量较为稳定。同时低管电压分量产生的软 X 射线显著减少,而软 X 射线对人体十分有害。

为了进一步提高 X 射线管的输出剂量率,70 年代研制成频率高达 6.5kHz 的中频 X 射线发生装置。它是将单相或三相电源电压进行整流,经过电容器滤波后成为直流电压,然后通过逆变器,将直流电压变成中频电压,再加于高压变压器产生交流高压,最后经过整流器整流和电容器滤波,便形成一脉动量极小的直流高压。因此,可以认为不产生软 X 射线,对人体伤害减至最小程度。

(三) 发展特殊摄影技术和专用诊断 X 射线设备 早期的诊断 X 射线设备只能鉴别人体中密度值有显著差别的组织,对于低对比度器官和快速运动器官则不能有效地显示,以致无法诊断,也不能对器官功能进行动态分析。

随着医学诊断范围的扩大,多年来发展了多种特殊摄影技术,并相应地制造成各种专用诊断 X 射线设备,使长期以来一机多用的诊断 X 射线机向专机专用方向发展。这些特殊摄影及其相应设备大致有如下几个方面:

1. 体层摄影 普通摄影时把透过人体某一部位的 X 射线影像全部投影在胶片上,因此人体不同深度的组织影像互相重叠,使得需要观察的病灶模糊不清。而体层摄影则能使所摄取的某一层组织的影像清晰,而使其余各层以不同程度模糊。这个原理是在 1921 年提出的,

直到 1935 年才制成第一台直线体层装置。但此种体层结构的分层效果并不十分理想,甚至欲摄组织病灶难以分辨,影像的放大率也不恒定。

为了提高体层摄影效果,后来广泛采用非直线运动的多轨迹体层装置。按照 X 射线源组件运动轨迹区分,该装置具有直线、圆、椭圆、区域圆、余摆线、螺旋线等运动形式。可根据不同部位体层的需要选用不同的运动轨迹,提高了体层的分层精度和影像清晰度,使 X 射线体层的临床应用范围进一步扩大。

实际工作中,一次体层摄影往往不能满足临床诊断的要求,常常需要摄取人体不同深度的 3~5 个断面。这不仅给工作人员增加麻烦,而且使患者承受较大的 X 射线照射量。为此,研制成多层体层装置。利用一层暗盒安装多达 7 层的胶片和增感屏,每层间隔 0.5cm 或 1cm。而增感屏的速度自上而下一层比一层快,这样尽管 X 射线穿过暗盒时被衰减,但盒中所有胶片密度相同。

多层体层摄影在胸部 X 射线摄影中具有特殊的意义,因为在同一呼吸期内,所有胶片都曝光了,提高了体层效果,降低了 X 射线辐射剂量。

为了拍摄头颅某些特定部位如下颌骨的全景体层影像,还研制成全颌体层摄影装置。曝光时弧形暗盒绕患者头部旋转,而 X 射线管则以相反方向按颌骨轨迹不断改变轴心旋转。暗盒在围绕患者移动时,也绕它自身的轴旋转。由于投射的是窄缝 X 射线束,患者辐射剂量很低。

长期以来所使用的体层装置均是利用机械结构控制模糊度,称作“机械模糊体层”。此种体层装置,由于是把一个三维的信息记录在一张二维的胶片上,前后影像互相重叠,使大量的信息丢失,同时 X 射线胶片自身的不均匀性所产生的噪声,不能显示 X 射线透过人体后衰减的微小差别,还由于人体内产生大量的二次射线,使信息的记录受到严重干扰。所有这些都将限制体层影像清晰度、对比度和真实性的进一步提高。

为了克服这些缺点,70 年代初研制成 X 射线计算机体层装置(X-CT),其基本原理是: X 射线束和探测器围绕与患者长轴相垂直的方向同步转动,探测器接收 X 射线透过人体断面后由于各部组织密度不同而产生不同的衰减信息并模拟成电信号。经放大后将模拟信号转换成数字信号,送入计算机进行处理,对比增强后将数字信号再转换成模拟信号。最后将 X 射线影像显示在电视屏上或用摄影机、录像机把影像记录下来。

X 射线计算机体层装置自发明以来,由第一代发展到目前的第四代,扫描时间已缩短到 1s,应用范围从头部扩展到全身。由于它是将模拟信号数字化,并经计算机处理与对比度增强,消除了由于重叠而产生的影像模糊;而且使用的是窄束 X 射线,减少散射线的影响。

不仅如此,X-CT 图像还因为测量到的衰减值是物体密度的函数,因而能够成功地区分 X 射线衰减的微小差别,提高了影像的对比度和空间分辨率,这对于分辨软组织之间的变化是十分有用的。同时由于扫描时间的缩短,提高了诊断效率,也减少辐射剂量。

目前 X 射线计算机体层装置将趋向进一步缩短扫描时间、小型化、操作简单等方向发展。由于扫描时间已能够缩短至 ms 级,对于动态组织(如心脏)就可以得到实时扫描图像。此种高速心脏 X-CT 称为动态空间图像重建装置,简称 DSR。

X 射线计算机体层与常规 X 射线体层相比具有很多优点,但它毕竟是利用对人体有伤害的 X 射线作为产生图像信息的能源,而且只能做横断面体层,虽然对软组织的对比度有所提高,但还不够理想。

70年代末期研制成核磁共振体层装置(NMR-CT),其基本原理是通过人体组织内部水中的氢核(质子),在外界激发磁场的作用下所释放能量的大小和能量释放时间的长短来判别所测组织是否正常,从而达到诊断的目的。

与X射线计算机体层相比,核磁共振体层成像技术除在图像重建方面有所相似外,其获得信息的物理原理则完全不同。由于它不使用X射线辐射,对人体没有任何损害,属无损伤检查。并可根据需要直接显示与人体长轴成任意角度的断面图像,同时对软组织有很好的对比度。不但如此,除了可用图像显示人体组织结构外,还能够检查生化结构的变化,也就是说用肉眼不能辨别的组织变化,也可从它的生化改变检查到病症。在仪器结构上NMR-CT无需像X-CT那样须有较大的机械转动部件和一系列高精度的探测器,而是通过电子方法调节梯度磁场实现扫描。

NMR-CT的缺点是成像时间较长,如头部成像15个体层面需6.5min,全身成像15个体层面则需13min,且空间分辨率比X-CT低。在临床应用方面,目前还很难区分肿瘤和水肿(局部炎症)。为安全起见,不宜对体内植有心脏起搏器和金属移植物的患者用NMR-CT进行检查,有些受外伤的病人也在此例。

2. 造影摄影 早期利用X射线透视或摄影只能诊断对比较明显的影像,而对于对比度较差的软组织如消化系统、循环系统、泌尿系统等则难以分辨。为了有效地显示这些组织器官,必须借助能够大量吸收X射线的造影剂。由此发展成专门的造影摄影,并根据不同系统的要求,制造出各种造影摄影设备。

消化系统的造影摄影是一种在钡剂透视情况下,发现有诊断价值或需记录的病灶时进行摄影的技术。为了适应这一诊断要求,早期制造成具有荧光透视和点片摄影功能的近台操作诊断床。此种诊断床的点片装置能够沿上下、左右、前后方向移动。床身可作大角度的回转,床面亦能上下升降,基本上可满足不同造影位置的要求。点片装置中的分片机构,除能拍摄单片外,还可连续拍摄数张照片,以记录消化系统造影的动态影像。

医用X射线影像增强器和电视出现后,将其安装在点片装置上,则可在明室情况下进行消化道造影透视和点片摄影。

在此基础上发展起来的无暗盒式透视、摄影遥控诊断X射线装置,由于它是把X射线主机和诊断床动作的操作均集中于远离的控制器上,因此可进行隔室遥控消化道造影电视透视和点片摄影。此种诊断床将X射线管置于床上,而X射线影像增强器电视系统和全自动点片装置则装在床下。每个储片盒装有多达50张的胶片,曝光前胶片能自动插入增感屏之间并送到曝光区,曝光后回到收片盒。此种装置由于避免了医生经常的更换暗盒,因此为造影透视和摄影带来极大方便。

为了充分利用在重力条件下器官或液体、气体造影剂在身体空腔中的位置进行诊断,必须独立的调整身体位置与射线方向。为此,研制成万能遥控诊断床,它通过电机驱动点片装置与X射线管系统围绕患者做纵轴旋转,患者可以自身旋转 $\pm 360^\circ$,不受患者位置的影响,可以自由选择投影方向。

循环系统是血液循环和淋巴循环各种器官的总称。循环系统的X射线检查,主要是指血管造影摄影和淋巴造影摄影,而使用最为广泛的是血管造影摄影。

血管造影摄影按其部位不同大致分为心血管造影、腹部及胸部血管造影、脑血管造影、四肢末梢血管造影等。根据人体各部位血管的动脉速率和血管直径大小使用不同类型的设