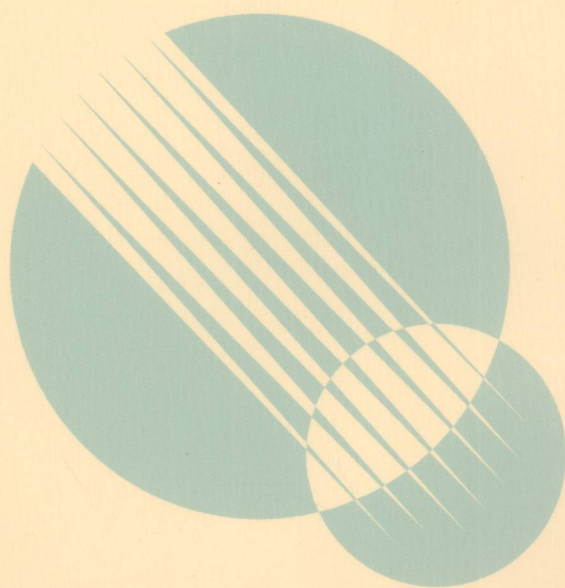




乳腺摄影质量控制手册

修 订 版

原 著 (社) 日本放射線技術学会
主 译 秦维昌

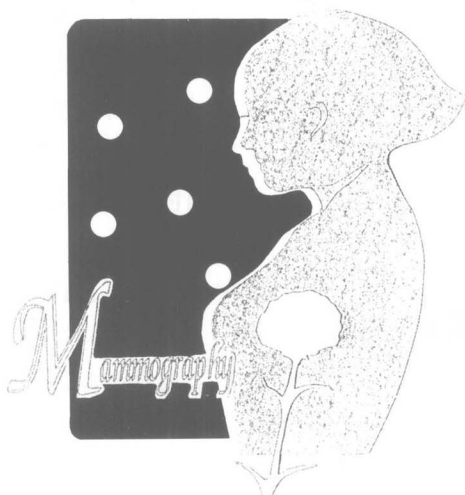


人民卫生出版社

乳腺摄影质量控制手册

修订版

原 著 (社)日本放射線技術学会
主 译 秦维昌
副主译 梅 红 刘传亚 阎 平 宋少娟
译 者 冯婉珏 朱丹凤 徐 晟



人民卫生出版社

乳房摄影精度管理マニュアル(改訂版)

(社)日本放射線技術学会放射線撮影分科会

乳腺摄影质量控制手册,修订版

秦维昌 主译

中文版版权归人民卫生出版社所有。本书受版权保护。除可在评论性文章或综述中简短引用外,未经版权所有者书面同意,不得以任何形式或方法,包括电子制作、机械制作、影印、录音及其他方式对本书的任何部分内容进行复制、转载或传送。

图书在版编目(CIP)数据

乳腺摄影质量控制手册 / 秦维昌主译. —北京: 人民卫生出版社, 2008. 4

ISBN 978-7-117-10041-0

I. 乳… II. 秦… III. 乳房疾病—X 射线检照技术—质量控制—手册 IV. R816.8-62

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2008) 第 037979 号

乳腺摄影质量控制手册

主 译: 秦维昌

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010-67616688)

地 址: 北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

邮 编: 100078

网 址: <http://www.pmph.com>

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-67605754 010-65264830

印 刷: 尚艺印装有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 7

字 数: 204 千字

版 次: 2008 年 4 月第 1 版 2008 年 7 月第 1 版第 2 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-10041-0/R · 10042

定 价: 25.00 元

版权所有, 侵权必究, 打击盗版举报电话: 010-87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

前言

2007年4月，中日乳腺普查合作计划起动。6月，中国四学会（中华放射学会、中华影像技术学会、中国医师协会放射学分会和中国女医师协会）与日本“乳腺检诊精度管理中央委员会”签订协议，就提升乳腺普查水平进行合作。

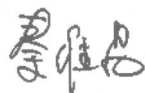
日本的乳腺普查已经开展20多年，在接受国际经验的基础上，结合日本情况，总结改进，积累了丰富的实践经验，拿出了日本的规范。本书就是他们多年经验的总结。中日两国同处东亚地区，人种相近，日本的经验对我们有很好的借鉴作用。通过借鉴、交流，我们可以少走弯路，尽快提升我国的乳腺摄影技术水平。

我国乳腺癌发病率呈上升趋势，普查处于起步阶段。中日间的这次合作对我们尽快提升乳腺普查水平是一个很好的契机。日本放射技术学会小寺吉衡会长亲自写信，授权我会将他们的《乳腺X线摄影质控手册》在中国翻译出版，作为我们开展工作的参考，对于日本乳腺检诊精度管理中央委员会和日本放射技术学会的协助，我们表示衷心感谢！

本书经过初译、专业加工和后期审订，编译组的成员为此付出了大量心血。根据授权协议，不能使用原书上的体位照片。本书使用的体位照片都是在国内重新拍照、替换的。由于时间紧迫，有些句子还有外语的痕迹，有的是否充分表达了原意也有待商榷，难免有不尽如人意的地方。希望广大读者及时提出宝贵意见，以便今后有机会进一步完善。

富士医疗器材（上海）有限公司在这一合作的联络上发挥了重要的桥梁作用，并对本书的出版提供了支持；山东省医学高等专科学校的李萌教授在项目进行中发挥了重要的作用，在此表示衷心感谢。

中华医学会影像技术分会

主任委员 

2008年3月

目 录

第一章 乳腺 X 线摄影的基础

1. 乳腺 X 线摄影的物理基础	1
1.1 X 线的产生	1
1.1.1 连续 X 线	1
1.1.2 标识 X 线	1
1.2 X 线摄影装置的构成	2
1.2.1 固有滤过: ICRP 建议	2
1.2.2 足跟效应	2
1.2.3 滤线栅	3
1.2.4 AEC 系统	3
1.3 靶和滤过板的组合	3
1.3.1 靶/滤过板和管电压的选择	3
1.3.2 为什么要用 Mo/Mo	4
1.3.3 为什么要用 Mo/Rh	4
1.4 数字乳腺 X 线摄影	5
2. 关于像质	6
2.1 影响乳腺 X 线摄影像质的因素	6
2.1.1 影像对比度	6
2.1.1.1 被检体对比度	6
2.1.1.2 胶片对比度	6
2.1.2 锐利度	7
2.1.3 颗粒性	7
2.2 影响数字乳腺 X 线摄影像质的因素	7
2.2.1 影像检出	7
2.2.2 分辨率	7
2.2.3 检出量子效率 (DQE)	7
2.2.4 影像处理	8
2.2.5 影像显示	8
2.2.5.1 硬拷贝	8
2.2.5.2 软拷贝	8
2.3 像质的条件	8
3. 放射线测量的基础	9
3.1 什么是剂量测量	9

3.2 剂量计的选择	9
3.2.1 能量特性	9
3.2.2 剂量率特性	10
3.2.3 剂量特性	10
3.2.4 方向特性	10
3.3 剂量测量的误差因素	10
3.3.1 温度气压修正 (大气条件的修正)	10
3.3.2 X线发生装置的变动误差	11
3.3.3 由散射线引起的误差	11
3.3.4 电离室的设置误差	11
3.3.4.1 电离室-焦点间的距离	11
3.3.4.2 关于管轴方向的设置	12
3.4 关于剂量单位	12
3.4.1 照射剂量	12
3.4.2 电离量	12
3.4.3 吸收剂量	12
3.4.4 平均腺体剂量	13

第二章 摄影技术

1. 接待受检者	14
1.1 检查前 (等待检查的时间)	14
1.2 开始检查	14
1.2.1 从见面到检查之前	14
1.2.2 在摄影室	15
1.3 检查结束	16
1.4 小结	16
2. 摄影方法	17
2.1 开始	17
2.2 摄影信息的显示	17
2.2.1 必需的显示	17
2.2.2 摄影体位和方位的显示	17
2.2.3 摄影者的显示	17
2.2.4 摄影条件的显示	17
2.3 视读环境	17
2.4 对乳腺的压迫	18
2.4.1 压迫的效果	18
2.4.2 适当的压迫	18
2.5 体位设计	18
2.6 标准摄影体位	19
2.6.1 内外斜位摄影 (MLO)	19
2.6.1.1 体位	19
2.6.1.2 定位的注意点	20
2.6.1.3 影像的合格标准	21

22	2.6.2 头尾位摄影 (CC)
23	2.6.2.1 体位
23	2.6.2.2 定位的注意点
24	2.6.2.3 合格影像的标准
26	2.7 追加体位
26	2.7.1 点压摄影
26	2.7.2 放大摄影
27	2.7.3 90°侧位摄影
28	2.7.3.1 内外方向摄影 (ML)
28	2.7.3.2 内外方向摄影 (LM)
29	2.7.4 外侧头尾位摄影 (XCC)
30	2.7.5 两侧乳腺间隙 (乳沟) 位摄影 (CV)
30	2.7.6 上下内斜位摄影 (SIO)
30	2.7.7 腋尾位摄影 (AT)
31	2.7.8 切线位摄影 (TAN)
31	2.7.9 转动位摄影 (RL RM)
31	2.7.10 尾头位摄影 (FB)
32	2.7.11 内外斜位摄影 (LMO)
32	2.7.12 植入物退避位摄影 (ID)
33	2.7.13 腋窝摄影 (Axilla)
33	2.8 摄影技术的问题
34	1. 前言
34	2. 成像设备
34	2.1 构成
35	2.2 性能
35	2.2.1 电源装置
35	2.2.2 X线装置
38	2.2.3 胶片暗盒和CR暗盒
38	2.2.4 屏/胶系统
40	2.2.5 自动洗片机
40	2.2.6 明室胶片交换机
40	2.2.7 CR读取装置
40	2.2.8 相机
40	2.2.9 观片灯
41	2.2.10 显示器
42	3. 质量管理
43	3.1 验收检测
43	3.2 质量管理
43	3.3 日常管理
44	3.3.1 X线装置的清洁
45	

3.3.2	暗室的清洁和整理	46
3.3.3	胶片暗盒及增感屏的清洁	46
3.3.4	CR 成像板和 CR 暗盒的清洁	47
3.3.5	显示器画面的清洁	47
3.3.6	观片灯的清洁	48
3.3.7	自动洗片机的管理	48
3.3.8	明室交换机的清洁 (胶片盒装着部等的开口处)	51
3.3.9	模体影像评价 (包括 AEC、成像系统、相机的动作确认)	52
3.4	定期质量管理	58
3.4.1	明室交换机的清洁 (设备内部)	58
3.4.2	观片灯的管理	60
3.4.3	暗室灰雾	60
3.4.4	增感屏与胶片的密着性	61
3.4.5	相机的管理	63
3.4.6	X 线装置乳腺压迫器的确认	63
3.4.7	X 线装置的评价	65
3.4.7.1	装置各部分的动作确认	65
3.4.7.2	X 线照射野、光照射野指示、压迫板的整合性	65
3.4.7.2.1	胶片及 CR 的 X 线照射野、光照射野指示、压迫板的整合性	65
3.4.7.2.2	DR 成像面的 X 线照射野、光照射野指示、压迫板的整合性	67
3.4.7.3	胸壁附近影像缺损的确认	68
3.4.7.4	管电压的精度和重复性	70
3.4.7.5	焦点的性能	71
3.4.7.6	线质 (HVL)	74
3.4.7.7	AEC 的性能	78
3.4.7.7.1	AEC 的性能 (屏/胶系统)	78
3.4.7.7.2	AEC 的性能 (CR 系统)	81
3.4.7.7.3	AEC 的性能 (DR 系统)	81
3.4.7.8	X 线的输出	82
3.4.8	系统的评价	84
3.4.8.1	平均腺体剂量	84
3.4.8.2	伪影的评价	88
3.4.8.2.1	伪影的评价 (屏/胶系统)	88
3.4.8.2.2	伪影的评价 (CR 系统)	91
3.4.8.2.3	伪影的评价 (DR 系统)	92
3.4.8.3	成像系的感度误差范围	93
3.4.8.3.1	成像系的感度误差范围 (屏/胶系统)	93
3.4.8.3.2	成像系的感度误差范围 (CR 系统)	94

附 录

附录-1	表 1 日常质量管理	96
附录-2	表 2a 自动洗片机的管理与 AEC 动作确认	97
	表 2b 数据/判定 (自动洗片机的管理数据)	98

附录-3 表 3a	日常管理：影像评价与 AEC 动作确认	99
表 3b	日常管理：影像评价与 AEC 动作确认	100
附录-4 表 4a	X 线装置评价：线质（第 1 半价层）	101
表 4b	HVL 的详细计算	102
附录-5 表 5	各种不良现象的形成原因和对策	103

第一章

乳腺 X 线摄影的基础

1. 乳腺 X 线摄影的物理基础

1.1 X 线的产生

X 线管发射出的 X 线,是含有各种能量 X 线的混合线束。乳腺 X 线摄影利用的是能量在 24~5keV 程度的电子与钼(Mo,molybdenum)等的阳极靶撞击产生的混合连续 X 线。

1.1.1 连续 X 线

连续 X 线的产生是由从阴极灯丝释放出的高速电子,与阳极的靶面相冲撞,在经过靶物质的原子核附近时,由于原子核引力的作用改变了运行方向而减速,因为减速而损失的动能就转化为 X 线释放出来(图 1-1)。另外,减速电子的速度变化各不一样,转化为 X 线的能量也就不一致。有的电子其动能全部失去而转化为 X 线(最短波长:对应于管电压峰值),也有的失去一部分动能,转化为与之相对应的各种能量的 X 线,这样的能量分布就形成了连续 X 线。

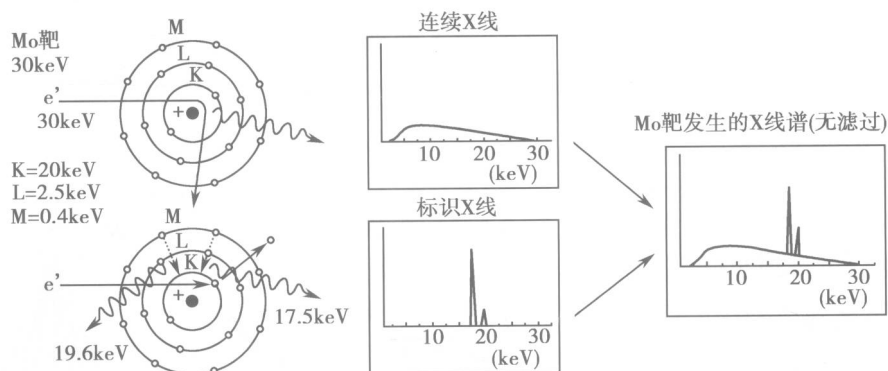


图 1-1 连续 X 线和标识 X 线的产生机制以及 X 线光谱

1.1.2 标识 X 线

标识 X 线的产生是由于高速电子与靶物质原子的 K 层电子相撞击,若将电子击脱,K 壳层就产生空位。空出的位置就由 L 壳层的电子来填补,并在跳跃过程中发出一个 X 线光子,其能量相当于两壳层能级的能量差。这样发射的就是标识 X 线的 K_{α} 线。但是,填补 K 壳层空位的不仅仅是 L 壳层电子, M 壳层的电子也可以进行填补。这种情况下两能级的能量差也相当于产生 X 线的能量,也就是 K_{β} 线。

各壳层都具有一定能级,在 Mo 靶的情况下产生 $K_{\beta 2}$ 、 $K_{\beta 1}$ 、 $K_{\alpha 1}$ 、 $K_{\alpha 2}$ 四条标识 X 线。但由于各标识 X 线之间的能量幅较小(本来标识 X 线的线光谱是不带幅度的),所以在测量分辨率时规定当 2 条光谱在重叠的状态下,即认为出现在 X 线光谱分布上的是 K_{α} 、 K_{β} 两条光谱(表 1-1)。

表 1-1 靶的物理特性和标识 X 线能量(keV)

靶	原子序数 (Z)	比重 (g/cm ³)	K-吸收峰 (keV)	K-标识 X 线(keV)				X 线光谱分布(keV)	
				$K_{\beta 2}$	$K_{\beta 1}$	$K_{\alpha 1}$	$K_{\alpha 2}$	K_{α}	K_{β}
Mo	42	10.22	20.00	19.96	19.61	17.48	17.37	17.444	19.608
Rh	45	12.74	23.22	23.17	22.72	20.21	20.07	20.169	22.724

- X 线能谱: X 线能谱显示的是 X 线能量(光子能量)对应于 X 线强度(光子数)的分布,也可叫做 X 线光谱。测量从 X 线管发射出飞入检测器的 X 线光子时,要求能够测出频度分布,即带有何种能量的光子,以及该光子的频度。最近,一种叫做 CdTe 的小型轻便半导体检测器被运用到实际中,该检测器不需要通过珀耳帖(Peltier)效应的电子冷却,液氮冷却,只要简单地安装在摄影台上就能测出高分解能的光谱。对于对比度和辐射,从 X 线光谱来理解会更容易一些。特别是,入射 X 线光谱中低能量的成分含的越多,辐射就越多,高能量的成分含的越多,对比度就越差。

1.2 X 线摄影装置的构成

乳腺 X 线摄影装置(以下称 X 线装置),由 X 线管组件[X 线管,Be(铍)窗,附加滤过板,遮线器]、高电压发生装置、X 线摄影平台[C 形臂,暗盒仓,滤线栅,自动曝光控制(automatic exposure control, AEC),压迫器]等构成。

1.2.1 固有滤过:ICRP 建议

作为 X 线发生源的 X 线管,如表 1-2 所示,与一般摄影用的 X 线管,在材质和构造上都有很大的不同。特别是在 ICRP 的建议(Publ3. 4)中,像乳腺 X 线摄影那样采用软 X 线进行摄影的特殊摄影,要求必须用专用设备,而且其总滤过量通常应设定在 0.5mmAl 或小于 0.03mmMo。

1.2.2 足跟效应

从 X 线管产生的 X 线强度分布如图 1-2 所示,阳极端与阴极端相比,强度分布呈现出强烈的不均匀性。这种不均匀性是由于阳极靶的角度和所利用的线束的关系,产生的 X 线被靶的构成物质所吸收,尤其是在乳腺 X 线摄影中,因为焦点到成像器距离(source to image distance, SID)小的缘故,这种效应就更加明显。

另外,在乳腺 X 线摄影中,为了能使胸壁附近得到最强的 X 线强度,通常将 X 线管阴极固定在稍微向下倾斜(倾斜度约 $5^{\circ} \sim 6^{\circ}$: 为确保有效照射野)的位置,因为靶也有角度,这样就产生了一种相乘效果,形成了胸壁侧 X 线管焦点的尺寸大于乳头侧(图 1-3)。

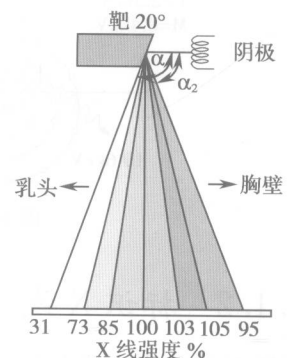


图 1-2 足跟效应(heel effect)的 X 线强度分布

1.2.3 滤线栅

透过乳腺后的散射线,根据压迫后的乳腺厚度和乳腺密度,可达到入射 X 线剂量的 20%~30%。由于散射线是覆盖全体产生的,因此降低影像对比度的原理与一般的 X 线摄影相同。如何有效地抑制散射线,可采取在适当压迫乳腺的基础上利用滤线栅和空气间隙的方法。

虽然滤线栅去除散射线的效果是依据薄铅箔的高度(T)和铅箔间的间隔(W)来决定的,但是滤线栅的性能是由栅比(T/W)和栅密度来表示的。标准铅箔间的间隔使用的是纤维垫片,实际应用的栅比是 4:1 或 5:1,栅密度为 27 条/厘米或 31 条/厘米。另外,在最近的交叉滤线栅(cross grid),其间隔由空气隙构成,称作 HTC(high transmission cellular)滤线栅也得到实际应用。

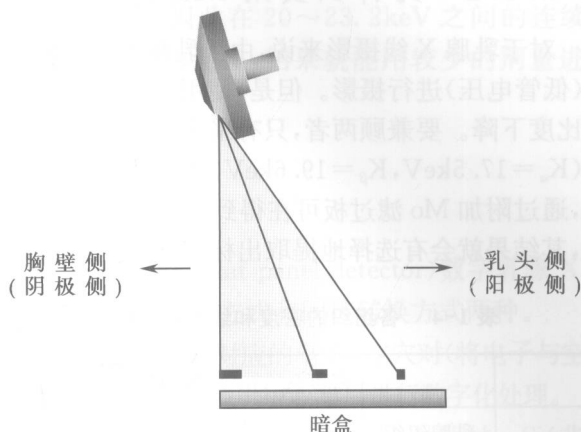


图 1-3 在暗盒托座各个位置上的焦点尺寸的变化

1.2.4 AEC 系统

为了得到稳定适当的照片密度,乳腺 X 线摄影装备了具有自动控制 X 线曝光量的 AEC 系统。AEC 探测器安装在暗盒仓下方,标准的 AEC 由探测器和控制系统构成,探测器由 1~3 个半导体检测单元排列构成。探测器会根据乳头的方向和设备的情况沿着胸壁进行左右移动,摄影时应按照乳腺形态,把它正确安置在乳腺下面。

1.3 靶和滤过板的组合

现在,适用于乳腺 X 线摄影的靶和滤过板的组合如表 1-2 所示,标准的靶是 Mo,但是将 Mo 和 Rh(铑)或 Mo 和 W(钨)作为靶的双重轨道(double track)X 线管也被实际应用。特别是,由于靶和滤过板的不同组合,会使 X 线光谱发生变化,同时,也会对像质(对比度)和辐射产生很大影响,因此必须按照乳腺密度和厚度进行适当的选择。

表 1-2 靶和滤过板的组合

	靶	滤 过 板	滤过板厚度(mm)
单轨道	Mo	Mo	0.03
		Rh	0.025
双重轨道	Mo	Mo	0.03
		Rh	0.025
	Rh	Rh	0.025
	W	Rh	0.025, 0.05

1.3.1 靶/滤过板和管电压的选择

对于一般的乳腺,选择 Mo/Mo 可以达到既不会超过限定辐射剂量,又可以得到最适当的对比度,这是一个最佳选择。但是,对于一个厚度大、密度高的乳腺(dense breast),由于滤过板吸收峰的作用,会在对比度和辐射剂量两个方面受到限制。对于这样的被检体,通常会通过提高管电压来进行调节,但是由于管电压的提高往往会致透过 X 线的高能量成分增加,从而引起对比度下降。作为其对策,可使用 Rh 滤过板。

表 1-3 摄影条件的设定范围
(模拟系统的参考示例)

	靶/滤过板	管电压(kVp)
<3cm	Mo/Mo	25~28
3~5cm	Mo/Mo	26~28
5~6cm	Mo/Rh	27~30
>6cm	Mo/Rh(Rh/Rh)	28~32

表 1-3 显示了屏/胶系统对应于不同厚度的乳腺所设定的摄影条件范围。

1.3.2 为什么要用 Mo/Mo

对于乳腺 X 线摄影来说,由于乳腺组织间的 X 线吸收差小(表 1-4),所以不得不使用低能量的 X 线(低管电压)进行摄影。但是,使用的 X 线能量过低,会造成辐射剂量的增加,反之过高的剂量又会使对比度下降。要兼顾两者,只有采取折中的办法。在能够折中的能量区域里,由于 Mo 靶产生的标识 X 线($K_{\alpha}=17.5\text{keV}$, $K_{\beta}=19.6\text{keV}$)的强度最大,所以使用 Mo 靶。而且,Mo 滤过板具有 20keV 的吸收峰,通过附加 Mo 滤过板可在得到低能量的同时,又可除去会造成对比度降低的高于吸收峰的高能量成分,其结果就会有选择地提取出标识 X 线。这就是要用 Mo/Mo 系统的理由(图 1-4)。

表 1-4 各组织的密度和线吸收系数

		密度(g/cm^3)	线吸收系数(cm^{-1})
乳腺组织	乳腺组织	1.035	0.80
	脂肪组织	0.93	0.45
	皮肤	1.09	0.80
平均乳腺	50%乳腺	0.98	0.62
	50%脂肪		
病灶	乳癌肿瘤	1.045	0.85
	钙化	2.20	12.5

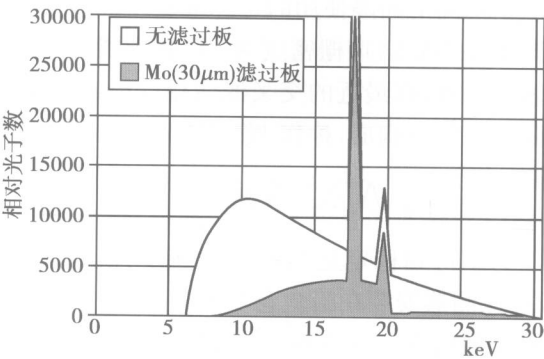


图 1-4 Mo 的 X 线光谱

1.3.3 为什么要用 Mo/Rh

与一般摄影系统一样,乳腺 X 线摄影也混杂着连续 X 线,入射 X 线透过乳腺时,低能量的 X 线被大量吸收,从而引起线质硬化(射线硬化)。特别是,随着乳腺密度和厚度的增加,在透过乳腺的 X 线光谱中,高能量的成分相对变多,从而使对比度越发降低(图 1-5)。

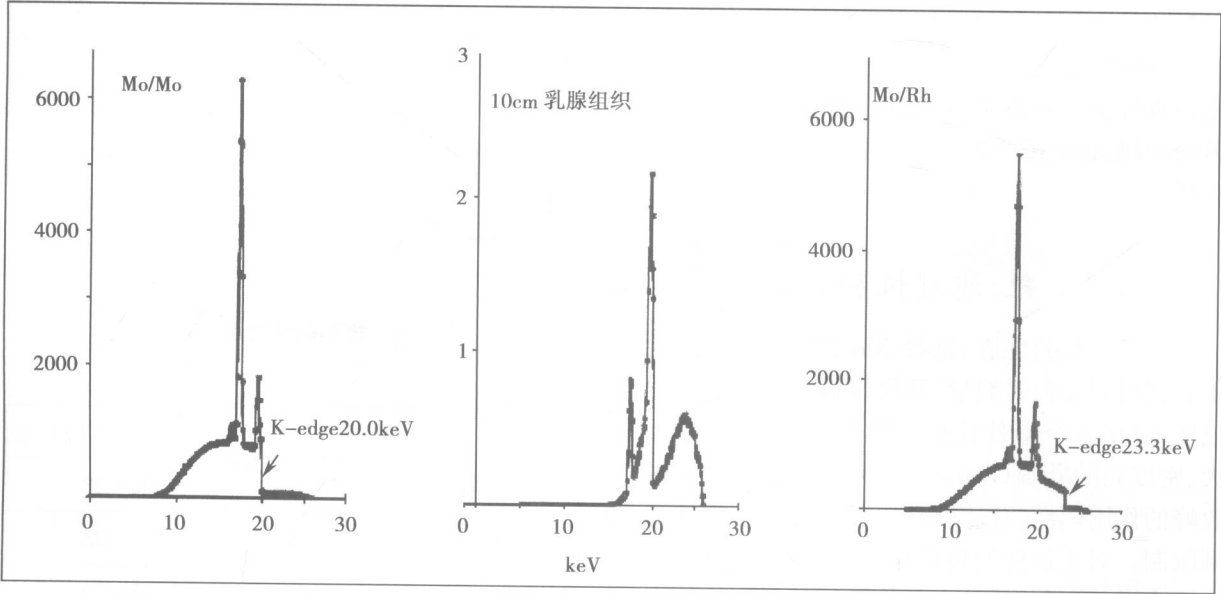


图 1-5 Mo/Mo 的入射-透过 X 线光谱和 Mo/Rh 的入射光谱

另外,在使用 Mo/Mo 时,为了得到高对比度,高于吸收峰以上的高能量成分被 Mo 滤过板所吸收

而消除,可是为了取得适中的密度,又必须增加照射剂量,最终就导致了辐射剂量的增加。

像这样,对于乳腺来说,必须在不降低对比度的情况下提高 X 线的穿透力,其解决方法就是使用 Rh 滤过板。由于 Rh 滤过板比 Mo 滤过板的吸收峰高 3.2keV,因此在 20~23.2keV 之间的连续 X 线的高能量成分就很难被吸收,从而使得高能量成分增加,穿透力增强,结果就能用较少的剂量进行摄影。

1.4 数字乳腺 X 线摄影

数字乳腺 X 线摄影有两种:CR(computed radiography)和 FPD(flat panel detector)数字乳腺 X 线摄影。对于 FPD 检测器,根据其转换 X 线方式的不同,分为直接转换方式和间接转换方式两种。

直接转换方式是入射的 X 线在 a-Se(非晶体硒)层转换为与其能量相对应的电子-空穴对(将电子与空穴放一起称为充电-载体),在此产生的电荷沿着系统允许的电场方向,被影像电极收集后进行数字化处理。

间接转换方式是 X 线在添加铊的碘化铯[CsI(Tl)]闪烁器层上转换为光,其光信号通过 a-Si(非晶硅)等的光电二极管转变为电子信号(图 1-6)。

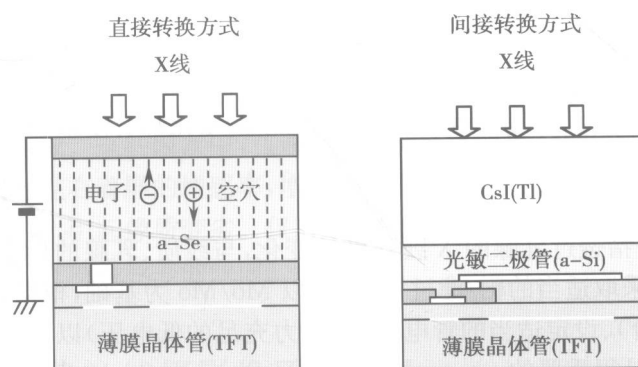


图 1-6 直接转换方式和间接转换方式的构造

● 参考文献

- (1) Bushberg, J.T., Seibert, J.A. et al: The Essential Physics of Medical Imaging, Williams & Wilkins, 1994
- (2) Eyang-Kobrunner, S.H., Schreer I et al: Diagnostic Breast Imaging Thieme, 1997
- (3) Wolbarst, A.B.: Physics of Radiology, Appleton & Lange, 1993
- (4) Barnes G.T., Frey G.D.: Screen Film Mammography, Medical Physics Pub. 1991
- (5) Haus A.G., Yaffe M.J.: Syllabus: A Categorical Course in Physics Technical Aspects of Breast Imaging, RSNA, 1992
- (6) 中村 仁信, 寺田 央: X 线电子写真 (KIP 方式) 基础と臨床, 蟹书房, 1990
- (7) 桂川 茂彦 編集: 医用画像情報学, 南山堂, 2002

2. 关于像质

乳腺是由脂肪组织、腺体组织、乳腺导管以及结缔组织等软组织构成。组织间的 X 线吸收差较小。为了使被检体获得良好的对比度,必须用低能量的 X 线、用高对比度的胶片。另外,为了显示出乳腺内密度低的肿瘤阴影和微量钙化,对像质锐利度的要求比一般摄影要高。而且,由于乳腺对于放射线的敏感性高,在摄影中必须尽量降低辐射剂量,所以,不但要求用高感度、高对比度的胶片,同时也要求拍出的照片必须具有高分辨率。

2.1 影响乳腺 X 线摄影像质的因素

影响乳腺 X 线摄影像质的因素包括影像对比度、锐利度和颗粒性。若使这些能够影响像质的因素达到最优化,就能够使乳腺 X 线摄影达到高质量。

2.1.1 影像对比度

所谓影像对比度指的是照片上乳腺组织间的光学密度差,密度差越大,越容易区别其结构。乳腺 X 线摄影中,为了能够显示出组织间极少的 X 线吸收值的差别,必须提高影像对比度。影像对比度包括被检体对比度和胶片对比度两个因素,两者之中任何一个的变化都会使影像对比度受到影响。

2.1.1.1 被检体对比度

所谓被检体对比度是指透过乳腺的 X 线强度的变化,与线质、乳腺的形态和散射线等有关系。为了提高被检体对比度,可采取适当的靶/滤过板组合(以 Mo/Mo 为基础,根据乳腺形态,也可选择 Mo/Rh、Rh/Rh、W/Rh 等组合)、设定适当的管电压(穿透力充足的低电压)以及压迫乳腺和使用滤线栅等方法,同时减少散射线也是很重要的。

2.1.1.2 胶片对比度

胶片对比度是指所使用胶片的原有对比度(γ 值)。它受胶片种类、显影处理条件、影像密度和胶片灰雾等因素的影响。乳腺 X 线摄影中尤其重要的是乳腺组织和肿瘤阴影部分的对比度。因此,乳腺 X 线摄影必须使用高对比度的胶片,而且要使乳腺组织和肿瘤阴影尽量位于胶片特性曲线的直线段(高 γ 段)。

(1) **胶片种类** 虽然对比度低的胶片能够从胸壁到乳头取得均匀的密度,但对于显示出乳腺构造和肿瘤阴影有困难。现在,即使乳腺边缘部分密度稍高一点,但为了提高组织内对比度、准确显示出病变,仍要使用高对比度的胶片。可是,影像对比度一旦变高,颗粒性必然明显,所以不能只顾着追求高对比度,也应考虑与颗粒性之间的平衡。

(2) **显影处理条件** 显影处理恰当与否影响到感度、对比度、本底灰雾等,都会对乳腺 X 线摄影的像质带来很大影响。为了维持适当的感度、对比度和底片灰雾,有必要对显影处理时间、显影温度、处理液和补充量等进行管理。一般情况下,为了能够经常取得稳定的高质量影像,最好使自动显像机专用化。另外,乳腺 X 线摄影用胶片的密度和对比度,受显影条件的影响较大,而且高对比度影像的宽容度狭窄,影像特性的稍微变动都会对影像质量产生影响。所以,必须在制造商推荐的条件下进行处理。现在,很多医院都使用了 45 秒钟的短时间处理,这样作的结果使得感度、对比度都会下降,因此必须实行 90 秒以上的处理。

(3) **照片灰雾** 最好将照片灰雾尽可能保持在较低的状态。不恰当的显影处理和安全灯,都会使照片灰雾度升高,从而增加胶片低密度部分的密度,引起对比度下降。

(4) **影像密度** 乳腺 X 线摄影的重点是如何显示出乳腺组织内的肿瘤阴影。但是,如表 1-4 所示,乳腺组织和癌肿瘤的线吸收系数很接近,为了显示出癌肿瘤,就不得不提高对比度。因此,有必要将乳腺组织设定在 γ 值的高密度(目前设定乳腺组织密度为 1.2~1.59)区域。密度变高,平均腺体剂量就会变大,现在使用标准的屏/胶系统和 90 秒显影处理的组合,1.2~1.7mGy 就可满足,该值完全在标准值 3mGy 范围之内。

2.1.2 锐利度

乳腺 X 线摄影中,因为需要显示出微米级的钙化和密度低的肿瘤,要求影像的锐利度比其他摄影的要高。影响锐利度的因素有几何学模糊、运动模糊和感光系统的模糊等。

几何学模糊主要源于焦点尺寸等装置方面的因素,运动模糊能够通过适当的压迫和短时间的曝光进行抑制。感光系统的模糊与使用的屏/胶系统有关,其中与胶片相比,增感屏的影响更大。造成感光系统模糊的原因与增感屏荧光体层的厚度、荧光颗粒的大小、吸收色素,以及屏中光扩散所引起的光晕和光渗、屏/片接触不紧密等有关。即使焦点尺寸、运动、屏/片系统都合适,如果存在屏/片接触不良,也不能得到高质量的影像。接触不良的原因有灰尘的混入、空气的积存等。

2.1.3 颗粒性

颗粒性是指 X 线照片内的密度变动。颗粒性由增感屏斑点和胶片颗粒性构成,而增感屏斑点又是由量子斑点和屏结构斑点构成。这些因素中,在通常的影像密度域里,可以认为量子斑点是颗粒性的主要原因。增感屏斑点极大地左右着屏的增感率,增感率变高,即使适当减少 X 线剂量,也能得到一定的影像密度,但是颗粒性会变差,引起像质变劣。仅对于和锐利度、对比度有一定关系的增感屏而言,一般地锐利度、对比度越高,颗粒性就有越差的倾向。

2.2 影响数字乳腺 X 线摄影像质的因素

虽然构成像质的因素基本相同,但是在数字系统的情况下,系统的构成比屏/片系统要复杂。检测、处理、显示是独立进行的,因此输入、输出时会与各种因素发生关联。

2.2.1 影像检出

数字乳腺 X 线摄影的检测器有辉尽性荧光体,也有使用碘化铯荧光体以及非结晶硒等者,对于确定的入射 X 剂量,各种检测器的发光量和电压是不同的。另外,在屏/胶系统中,能够取得适当密度的照射剂量已被所使用的系统大致决定了。但是在数字系统的情况下,即使改变剂量,也能自由设定显示灰度。因此,必须从最终取得的影像上选择适当的照射剂量。

2.2.2 分辨率

将检测器上检测出的信号数字化时,所进行的采样和量化处理对数字影像的像质有很大影响。取样影响空间分辨率,为了检出类似钙化样的细微病变,要求实行小的采样间隔;量化影响密度分辨率,灰阶数越多越能显示出密度差小的物体。

2.2.3 检出量子效率(DQE)

在数字乳腺 X 线摄影中,如上所述,由于检出、处理、显示都是独立的,所以不同于屏/片系统,得到适当影像的剂量是由系统决定的,像质会因剂量和影像处理而有所变化。为此,使用检出量子效率(detective quantum efficiency, DQE)作为评估系统的指标。DQE 相当于影像输入系统的检出效率,由于 DQE 表征的是输入系统原有的能力,所以难以受到摄影条件和输出条件的影响。因此,可以用其与模拟系统或数字系统之间进行比较。

2.2.4 影像处理

被数字化了的影像,能通过灰阶处理和频率处理使低密度阴影以及钙化等被增强显示。

2.2.5 影像显示

数字乳腺X线摄影的影像显示方法,有激光成像的胶片打印和CRT显示,前者称为硬拷贝,后者为软拷贝。

2.2.5.1 硬拷贝

胶片的动态范围,与收集到的影像的动态范围相比较狭小,打印时必须将密度和对比度调整到最佳状态。另外,硬拷贝与激光成像和使用胶片的特性有很大关系。干式打印机的性能,目前最高密度为3.6,14比特。

2.2.5.2 软拷贝

软拷贝时,因为影像被显示在显示器上,也就是说影像在照片上的密度被显示器的亮度所代替,所以显示器的性能对影像有很大影响。现在,有的系统使用可显示解像度达5M(2K×2.5K)、14比特的显示器,能等倍显示出100微米/像素的影像。通常,阅读影像用的工作站由于附加了各种功能,可以通过改变窗宽、窗位,对亮度、对比度进行调整;可以通过扩大显示、黑白翻转显示,对感兴趣部位增强、左右对称显示等;还能很容易地与过去的影像进行比较。

2.3 像质的条件

乳腺X线摄影要求有能够显示出细微病变的高质量的像质。像质差的乳腺X线影像对受检者不利,而且会造成不必要的活检。如何取得高质量的乳腺影像,最重要的是要将能影响像质的因素调整到最佳状态。比如X线摄影装置、适当的线质、压迫、最佳的屏/片组合、显像处理以及影像密度、观察条件等。通过调整使所有的因素达到最优化,乳腺X线摄影的像质就可以达到拥有适当的影像对比度、锐利度、颗粒性。另外,正确的体位也是一个重要的因素。只有具备了这些基础,乳腺X线摄影的像质才会达到令人满意、值得信赖的程度。

● 参考文献

- (1) Gini Wentz RT (寺田央, 新屋昌恵訳): 放射線技師のためのマンモグラフィ・医療科学社
- (2) 東田善治, 堀田勝平: 乳房X線写真の画質改善の検討・日本検診学会誌
- (3) 遠藤登喜子: X線マンモグラフィの進歩・乳癌の臨床11巻2号
- (4) 五十嵐昭人: S/F系の動向と現像処理における留意点・関西乳房画像研究会会誌Vol.2 No.1
- (5) 堀田勝平: マンモグラフィの実際INNERVISION; 9 (11), (1994)
- (6) 高雄慶人 他: 新しい放射線写真学 富士メディカルシステム (株)
- (7) The Fundamentals of Radiography放射線写真の基礎 (第12版) EASTMAN KODAK COMPANY
- (8) 青木雄二 他: 増感紙の粒状性 極光X-RAY29巻
- (9) 杜下 淳次, 藤田 広志, 加野 亜紀子, 他: リフレッシャーコース: デジタル画像の画質評価. 画像通信; 24 (2) : 8-22, (2001)
- (10) 堀田 勝平: デジタルマンモグラフィに求められる画質. INNERVISION; 18 (9) : 122-125, (2003)
- (11) 大島 由紀子: Topics: Full Field Digital Mammography 新世紀のアプリケーションへ. 日放技学誌; 59 (6) : 697-699, (2003)
- (12) 荒川 哲, 早乙女 滋: Topics: 高画質マンモグラフィ用FCRシステム. 日放技学誌; 59 (6) : 697-699, (2003)