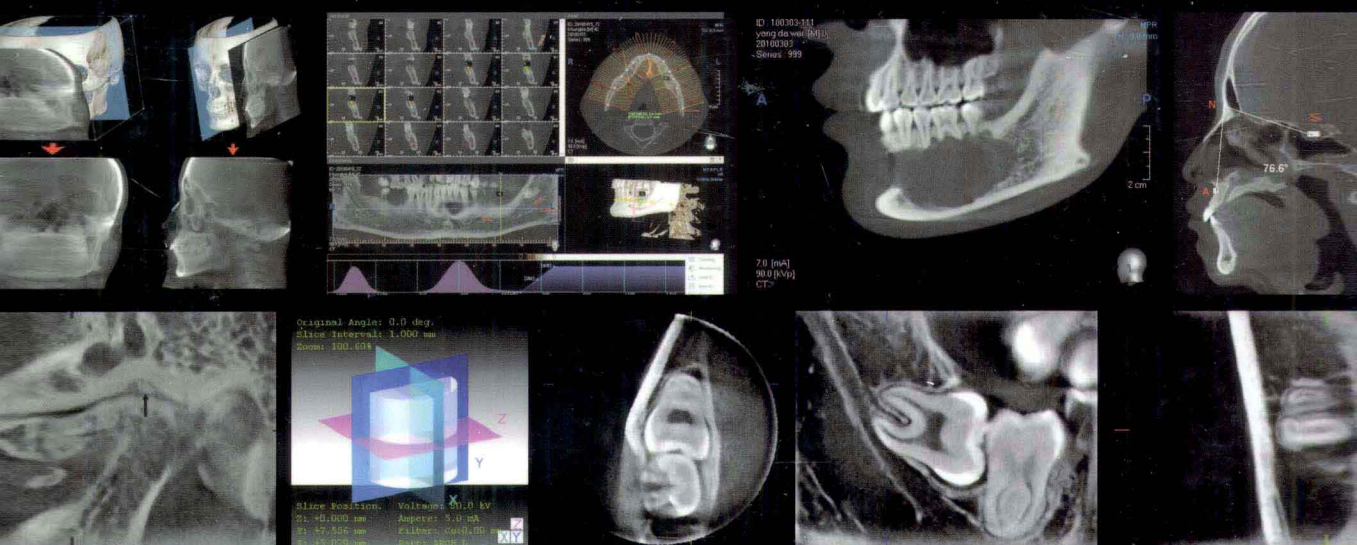


口腔颌面锥形束CT 的临床应用

主 编 马绪臣

Clinical Application of Oral & Maxillofacial
Cone Beam Computed Tomography



口腔颌面锥形束CT 的临床应用

Clinical Application of Oral & Maxillofacial
Cone Beam Computed Tomography

主 编 马绪臣

副 主 编 张祖燕

作者名单 (以姓氏笔画为序)

马国武 马绪臣 孙志鹏 李 刚

肖 玲 张祖燕 柳登高 梁 欣

Reinhilde Jacobs

人 民 卫 生 出 版 社

图书在版编目 (CIP) 数据

口腔颌面锥形束 CT 的临床应用/马绪臣主编. —北京:
人民卫生出版社, 2011. 1

ISBN 978 - 7 - 117 - 13598 - 6

I. ①口… II. ①马… III. ①口腔颌面部疾病 - 计算机 X 线扫描体层摄影 - 诊断学 IV. ①R816. 98

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2010)第 212547 号

门户网: www.pmph.com	出版物查询、网上书店
卫人网: www.ipmph.com	护士、医师、药师、中医师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

口腔颌面锥形束 CT 的临床应用

主 编: 马绪臣

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010 - 59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010 - 67605754 010 - 65264830

010 - 59787586 010 - 59787592

印 刷: 北京铭成印刷有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 787 × 1092 1/16 印张: 11

字 数: 266 千字

版 次: 2011 年 1 月第 1 版 2011 年 1 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978 - 7 - 117 - 13598 - 6/R · 13599

定 价: 65.00 元

打击盗版举报电话: 010 - 59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

简 介



马绪臣教授

马绪臣,1945年11月出生,1970年北京医学院口腔医学系本科毕业,1981年获医学硕士学位,1984年获医学博士学位。1991年晋升为教授、主任医师;1993年被聘为第5批博士研究生导师。现为北京大学口腔医学院颞下颌关节病学及口颌面痛诊治中心主任。兼任中华口腔医学会常务理事,中华口腔医学会口腔颌面放射学专业委员会名誉主任委员,中华口腔医学会颞下颌关节病学及牙学专业委员会主任委员,Chinese Journal of Dental Research 名誉主编,中华口腔医学杂志副主编,《DentoMaxillofacial Radiology》、《Journal of Oral Rehabilitation》、《Oral Radiology》、《中华医学杂志》(英文版)、《北京大学学报》(医学版)等杂志编委,国际牙医师学院院士,曾任第16届国际口腔颌面放射学会主席。

国内外发表论文188篇,其中30篇发表于国外杂志,包括国际著名杂志《Osteoarthritis and Cartilage》、《Arthritis and Rheumatism》及《The Journal of Neuroscience》。主编专著《口腔颌面医学影像图谱》(2004),《Atlas of Oral & Maxillofacial Imaging》(英文版,2009);《颞下颌关节病的基础与临床》(1~2版),合作主编《口腔颌面医学影像诊断学》(1997);主编国家级规划教材《口腔颌面医学影像诊断学》(3~5版);主编国家级规划教材长学制用《口腔颌面医学影像学》(2006);参编专著20余部。先后获卫生部科技成果乙等奖一次,三等奖二次,国家教委科技成果三等奖一次,北京市科技成果二等奖一次,光华科技成果三等奖一次,教育部及卫生部优秀教材二、三等奖各一次。1993年被国务院学位委员会授予“作出突出贡献的中国博士学位获得者”称号,1993年开始享受国务院颁发的政府特殊津贴,1996年获“卫生部有突出贡献中青年专家”称号,2001年所指导博士研究生获全国优秀博士论文。

前 言

口腔颌面锥形束 CT (Cone beam computed tomography) 最早为 1998 年由意大利工程师 P. Mozzo 报道的意大利 Quantitative Radiology 公司生产的 NewTom 9000 和日本口腔颌面放射学家 Y. Arai 报道的“Ortho-CT”。与传统医用 CT 给医学影像学带来的划时代进步一样,口腔颌面锥形束 CT 给口腔颌面放射学带来了革命性的进步。它的出现彻底改变了传统口腔颌面放射学设备仅能提供二维图像的历史,可以三维显示病变结构,大大提高了诊断能力。

锥形束 CT 以其相对低辐射剂量、高空间分辨率、可以提供良好的硬组织结构三维图像、检查费用和设备购置费用相对较低以及设备占用面积和空间较小等众多优点而日益广泛地用于口腔医学临床。目前,在牙体牙髓疾病、牙周疾病、种植牙术前检查、颞下颌关节结构的检查以及正畸用二维及三维测量等方面已可以完全取代传统医用 CT;但在对口腔颌面部肿瘤和瘤样病变、颌面部较大的创伤、颌面部炎症以及软组织疾病或颌骨病变累及软组织时,口腔颌面锥形束 CT 仍无法取代传统的医用 CT。

北京大学口腔医学院于 1999 年购置并安装了意大利产锥形束 CT NewTom 9000。这是我国引进的第一台锥形束 CT 机,也是国际上最早应用锥形束 CT 机的单位之一。2005 年北京大学口腔医学院接受日本森田公司惠赠,安装了 Morita 3DX 锥形束 CT 机,并广泛用于牙体牙髓疾病和颞下颌关节的检查。人们对于锥形束 CT 临床应用的价值有一个认识过程。开始几年,认识不够。近几年来,愈来愈多的锥形束 CT 机型不断涌现,也愈来愈多地进入我国市场,这对于锥形束 CT 在我国口腔临床医学应用的普及和提高我国口腔颌面放射学诊断水平所起到的巨大作用是毋庸置疑的。然而,面对这一新的形势,口腔颌面放射学者和广大口腔医学临床工作者均应有一个正确的认识,要掌握好口腔颌面锥形束 CT 检查的适应证。2008 年,美国口腔颌面放射学会发表了关于锥形束 CT 临床应用与诊断的执行意见陈述。2009 年,欧洲牙颌面放射学会经过认真的讨论,达成共识,形成了有关锥形束 CT 使用的 20 项基本原则,为正确、合理地使用锥形束 CT 提供了一个指南。在对患者进行锥形束 CT 检查时,必须考虑以患者最小的代价,为患者获取最大的诊断信息资料。这就要求我国尽早拥有适合于我国临床实际情况的锥形束 CT 使用指南。

本书即是在我国口腔医学领域正在迅速普及口腔颌面锥形束 CT 之际,应广大口腔医务工作者的要求,主要根据北京大学口腔医学院 10 年来积累的大量锥形束 CT 临床资料而编撰的。它基本上反映了目前口腔颌面锥形束 CT 的临床应用情况,包括口腔颌面锥形束 CT 概述、牙及牙周疾病、颌骨囊肿及肿瘤、颞下颌关节疾病、锥形束 CT 在正畸治疗中的应用、锥形束 CT 在牙种植学中的应用及多层螺旋 CT 与锥形束 CT 等,共 7 章。同时,本书将

“美国口腔颌面放射学会关于锥形束 CT 临床应用与诊断的执行意见陈述”和“欧洲口腔颌面放射学会关于锥形束 CT 使用的基本原则”作为附录,供读者参考。

希望本书的问世能对我国广大口腔医务工作者有所帮助。尽管本书作者们认真撰写,但终因水平及时间所限,其中错误及不当之处在所难免,衷心期望能得到广大读者的批评指正。

本书编撰过程得到了人民卫生出版社的大力支持,著名口腔颌面放射学家、欧洲口腔颌面放射学会主席、比利时鲁汶大学 Reinhilde Jacobs 教授为本书“锥形束 CT 在牙种植学中的应用”一章提供了部分资料并参加了部分编写工作,在此一并致谢。

主 编 马绪臣

副主编 张祖燕

2010-05-03

目 录

第1章 口腔颌面锥形束 CT 概述	1
一、口腔颌面锥形束 CT 机的组成和基本工作原理	1
二、图像重建技术	3
三、辐射剂量	4
四、空间分辨率	6
五、患者体位对图像质量的影响	7
六、伪影产生的常见因素	7
七、口腔颌面锥形束 CT 机发展趋势	11
八、市场常见口腔颌面锥形束 CT 机的主要技术参数	12
第2章 牙及牙周疾病	16
一、多生牙定位	16
二、上颌阻生尖牙定位	23
三、阻生上颌中切牙定位	32
四、下颌阻生智牙定位	34
五、牙髓及根尖疾病	38
六、牙周炎牙槽骨吸收	41
七、牙根外吸收	42
八、牙根折裂	45
第3章 颌骨囊肿及肿瘤	52
一、颌骨囊肿	52
二、颌骨良性肿瘤及瘤样病变	54
三、颌骨恶性肿瘤	66
四、其他检查方法	68
第4章 颞下颌关节疾病	69
一、颞下颌关节紊乱病	69
二、颞下颌关节强直	86
三、颞下颌关节其他疾病	90

第 5 章 锥形束 CT 在正畸治疗中的应用	94
一、头影测量	94
二、颌骨骨质结构观察	100
三、骨量评价	103
四、多生牙、阻生牙	104
五、颞下颌关节	106
六、气道的观察	107
七、网络化工作模式	108
八、正畸影像学检查中的放射剂量	109
第 6 章 锥形束 CT 在牙种植学中的应用	110
一、概述	110
二、牙种植术前需要考虑的因素	110
三、锥体束 CT 在牙种植治疗中的作用	121
四、术前图像分析评估的形式	125
五、种植术前计算机辅助设计和种植导板的制作	127
第 7 章 多层螺旋 CT 与锥形束 CT	136
一、多层螺旋 CT 原理概述	136
二、多层螺旋 CT 与口腔颌面锥形束 CT 的比较	147
附录 I 美国口腔颌面放射学会关于锥形束 CT 临床应用与诊断的 执行意见陈述	163
附录 II 欧洲口腔颌面放射学会关于锥形束 CT 使用的基本原则	166

第 1 章

口腔颌面锥形束 CT 概述

口腔颌面锥形束 CT (cone beam computed tomography), 又称数字容积体层摄影 (digital volumetric tomography), 首先由意大利工程师 P. Mozzo 研制成功并于 1998 年报道了由意大利 Quantitative Radiology 公司生产的第一台商用机型 NewTom 9000。几乎与此同时, 日本口腔颌面放射学家 Y. Arai 教授也进行了相关研究, 并于 1998 年报道了其命名为“Ortho-CT”口腔颌面锥形束 CT 机。

由于口腔颌面锥形束 CT 机能从三维的角度, 即矢状位、冠状位和轴位来显示病变组织和正常组织结构, 避免了二维平片固有的缺陷, 如正常组织器官的影像重叠, 投照角度变化所致的影像扭曲、变形等, 所以一经推出便在临床中得到广泛应用。

为了对口腔颌面锥形束 CT 机有一个系统和全面的了解, 本章将从以下几个方面对其进行简要概述。①口腔颌面锥形束 CT 机的组成和基本工作原理; ②口腔颌面锥形束 CT 图像重建技术; ③口腔颌面锥形束 CT 辐射剂量; ④空间分辨率对图像质量的影响; ⑤患者体位对图像质量的影响; ⑥口腔颌面锥形束 CT 伪影产生的常见因素; ⑦口腔颌面锥形束 CT 机的未来发展趋势; ⑧市场常见口腔颌面锥形束 CT 机的主要技术参数。

一、口腔颌面锥形束 CT 机的组成和基本工作原理

口腔颌面锥形束 CT 机主要由硬件和软件两部分组成。硬件部分主要包括: ①X-线源和影像探测器组成的影像拍摄系统; ②作为操作软件系统和图像显示、储存载体的计算机系统; ③固位支架; ④用于患者拍摄用的移动床或可移动座椅。软件部分主要用来操控影像拍摄系统, 完成图像的采集、传输、处理以及图像在三维角度, 即矢状、冠状和轴位的重建和三维立体图像的获取。

口腔颌面锥形束 CT 的图像采集是由其图像拍摄、摄取系统围绕所扫描兴趣区旋转 360°完成的。在这一过程中, X 线呈锥形发出, 通过人体组织投照到对侧的面积影像探测器 (area detection) (图 1-1), 探测器将接收到的图像信号经模拟/数字, 数字/模拟转换器转换后, 以数字图像显示在电脑屏幕上。旋转一周后获取扫描区容积数据原始图像, 在此基础上可进行轴位、矢状位和冠状位的重建。口腔颌面锥形束 CT 机所采用的扫描方式也各不相同, 有的采用脉冲式扫描, 即 X 线球管实际曝光时间远小于围绕患者旋转一周所需的扫描时间, 而有的则采用连续照射, 即 X 线球管实际曝光时间与围绕患者旋转一周所需的扫描时间基本相同。各口腔颌面锥形束 CT 机旋转 360°后所摄取的原始图像数也依据生产厂家的不同而各不相同, 有的超过 600 帧, 即不到 1°角就拍摄一幅图像; 而有的则不到 180 帧, 即

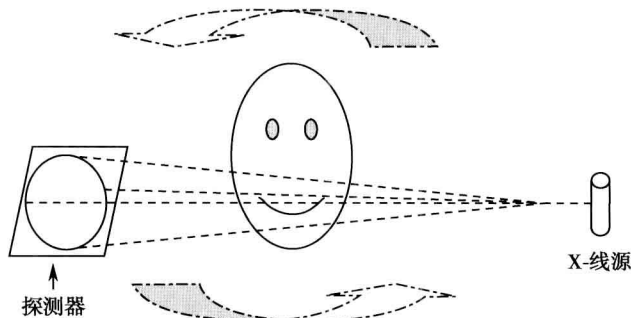


图 1-1 锥形束 CT 工作原理模式图
X-线源与探测器组成的影像拍摄系统围绕人体兴趣区
旋转一周。射线呈锥形投照在探测器上

超过 2° 角才有一幅图像摄取。各口腔颌面锥形束 CT 机所采用的影像探测器也不相同。对此,本节将对不同影像探测器的工作原理进行简要概述。

应用于口腔颌面锥形束 CT 机的 X 线影像探测器可简单概括为两种类型,即平板型和非平板型。平板型(flat panel)口腔颌面锥形束 CT 机的探测器主要是基于互补性金属氧化物半导体(complementary metal oxide semiconductor, CMOS)或非晶硅薄膜晶体管(amorphous silicon thin film transistor)技术;而非平板型口腔颌面锥形束 CT 机的探测器主要由 CCD(charge-coupled device)和影像增强器(image intensifier)构成。二者的主要区别在于由 X 线信号转换为电信号的不同。

非平板型影像探测器的基本结构如图 1-2 所示,其工作原理是投射到影像增强器输入屏的 X 线光子被转换为可见光,并由光电阴极转换为电子,电子在影像增强器内被加速、聚焦后激发输出屏上的荧光物质,最后形成缩小但是亮度增强的可见光。输出的可见光被其后方的光导纤维、透镜等光学系统采集、传导至 CCD 芯片,转换为电信号,再经过模/数转换器(analogue/digital converter)转换、处理后获得数字化图像在显示器上显示。非平板型影像探测器的优点表现在:X 射线转换效率高、患者所受辐射剂量少;缺点是噪音较大,容易发生几何失真。采用 CCD 与影像增强器组合的方式主要是由于 CCD 芯片的面积($2 \sim 4\text{mm}^2$)远小于所要拍摄区域的面积,这样借用影像增强器接收范围来提高 CCD 芯片对物体影像记录的范围。

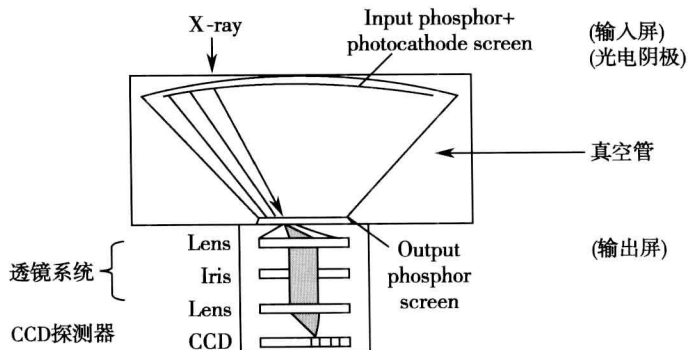


图 1-2 影像增强器 + CCD 探测器示意图
(引自:Baba et al. 见文献 4,中文为本章作者标注)

与非平板型影像探测器不同的是,平板型影像探测器的大小可以做到和所要记录物体面积的大小相当。在外形上,呈平板状,是一种半导体探测器。平板型探测器依据其将X线光子转换为电荷方式的不同又分为直接转换型平板探测器和间接转换型平板探测器两类。根据其半导体材料不同又可分为CMOS平板探测器和非晶硅平板探测器。现以非晶硅平板探测器为例说明其工作原理(图1-3)。

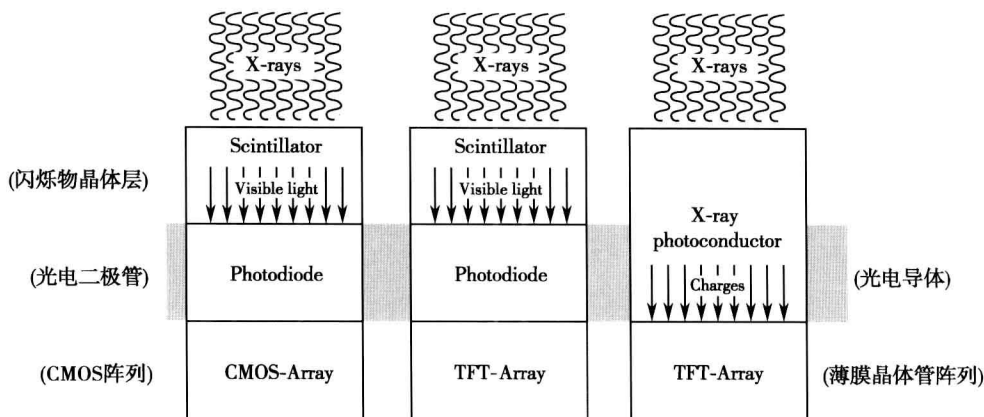


图1-3 平板探测器工作原理示意图

(据 Kotter et al. 图修改,见文献1,中文为本章作者标注)

直接转换型平板探测器通常是将对X射线敏感的非晶硒(amorphous selenium)晶体直接放置在矩阵排列的非晶硅薄膜晶体管上,每个薄膜晶体管就是一个像素。当X线光子入射到非晶硒晶体层时直接产生电荷,电荷量与入射X线强度成正比,并通过薄膜晶体管阵列,将电荷输出,再经过模拟信号到数字信号转换(A/D)、处理后获得数字化图像显示在显示器上。非直接转换型平板则是通过放置在矩阵形排列的光电二极管(photodiode)上针样结构的闪烁物晶体(通常为碘化铯)把X线转换为可见光,再由光电二极管矩阵转换成电信号,并在光电二极管自身的电容上形成存储电荷,电荷量与入射X线强度成正比,所产生的电荷将通过薄膜晶体管输出。

CMOS平板探测器的工作原理与非直接转换型非晶硅平板相似(图1-3)。平板探测器的优点是:空间分辨率高,几何失真小;成像对比度较高,影像清晰;外形小巧,整机占用空间小。缺点是:容易产生伪影和坏点(dead pixel)。

二、图像重建技术

前面已经提到,口腔颌面锥形束CT的图像是利用二维的探测器获取的。那么获取的二维图像又是如何被转变成三维图像的呢?这就涉及CT图像的重建技术问题。

现在,大多数口腔颌面锥形束CT机采用的基本上是与传统医用CT机相同的数据处理方式-滤波反投影技术(filtered backprojection)。这一技术能对构成三维图像的数据进行精确计算,缺点是对投照的精确度和患者的稳定性要求高,需要的数据量大。现在以图1-4和图1-5为例简单说明这一技术。为了重建图1-4A图像中点a的影像,将通过点a的射线1

内的所有像素(pixel)值以点 a 为中心背逆着射线的投照方向更改为与点 a 相同的同一个数值。这样,经过点 a 的每一条射线内都只含有一个像素值。最终,点 a 的影像是由所有经过反投影技术处理后的拥有不同角度的射线共同组成的。点 a 的影像虽然被重建了出来,但是边缘还很模糊(图 1-4B),近似于一个向外扩散的圆。为了使点 a 的影像与实际更接近,在对每一条经过点 a 的射线进行反投影技术处理前先应用滤波技术(filters)进行滤波处理。这样就在图 1-5B 中得到一个清晰的点 a 的影像。

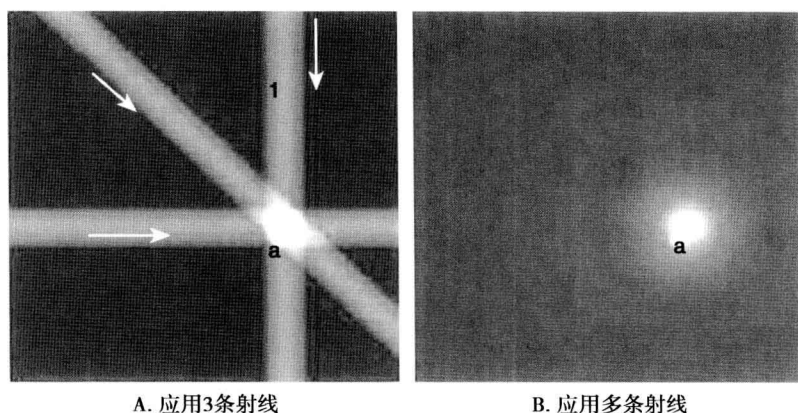


图 1-4 反投影技术

经过反投影技术重建的点 a 影像边缘很模糊,近似于一个向外扩散的圆
(据 Smith 图修改,见文献 2)

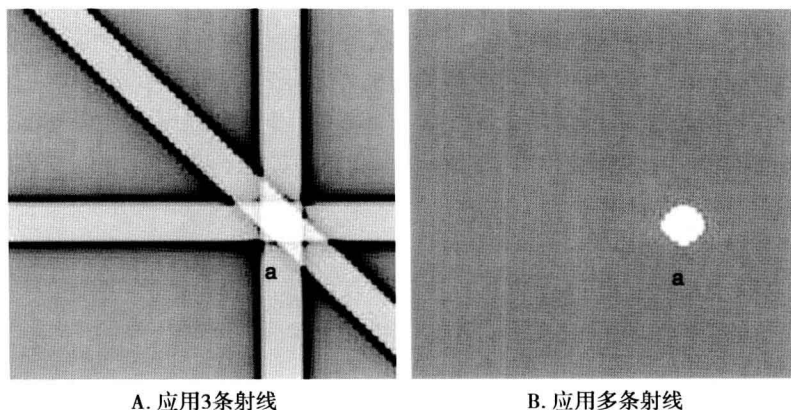


图 1-5 滤波反投影技术

经过滤波反投影技术重建的点 a 影像边缘清晰
(据 Smith 图修改,见文献 2)

以上仅简介了滤波反投影技术的基本工作原理,在实际工作中,其应用则要复杂得多。

三、辐射剂量

任何一个 X 线影像设备在临床中的应用,都要对其辐射剂量进行检测,以确保对工作

人员和患者不会造成放射性损伤。目前,国际上通用的辐射剂量测量方法主要有以下三种:

1. 曝光剂量(exposure dose) 是指 X 线对空气电离能力的量,与放射线到达所投照物体表面的放射线剂量相当。它表示辐射场的强度,从电荷量的角度来反映射线的强度。国际单位是 Coulomb/kg (C/kg,库仑/千克),在实际工作中应用的单位是 $\mu\text{C/kg}$,也就是百万分之一库仑/千克。

2. 吸收剂量(absorbed dose) 是单位面积内物体对放射线的吸收剂量。国际单位是 Gray (Gy,戈瑞),在实际工作中,应用的单位是 mGy,也就是千分之一戈瑞。

3. 有效剂量(effective dose) 是采用针对不同组织器官的修正因子对吸收剂量进行加权,使修正后的吸收剂量更能反映辐射对整个机体的危害程度,可用来估算所吸收的放射线对人体危害大小的剂量。国际单位是 Siver (Sv,希沃特),在实际工作中的,应用的单位是 μSv ,也就是百万分之一希沃特。

由此可见,有效剂量更能反映 X 线影像拍摄系统对患者和工作人员机体造成的损害程度。

有效剂量的测定通常应用放射辐射仿真头模(图 1-6)。此仿真头模由九个薄层组成。在每个薄层内需要测定的组织结构处有事先预制的小孔,可以放置测量放射剂量的热释光片。通常测定的组织器官包括骨髓、脑组织、脑垂体、眼晶体、腮腺、颌下腺、甲状腺、皮肤和食道等。有效剂量是对这些可能遭受放射线损害的组织器官的一个综合评价。

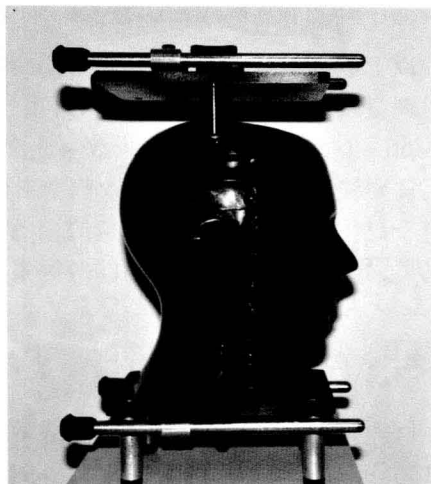


图 1-6 放射辐射仿真头模

此头模由九个薄层组成。在每个薄层内需要测定的组织结构处有事先预制的小孔,可以放置测量放射剂量的热释光片

表 1-1 是文献中记载的市场一些主要口腔颌面锥形束 CT 机的有效剂量。

表 1-1 文献中主要口腔颌面锥形束 CT 机的有效剂量

CBCT 机	扫描视野	有效剂量(μSv)
CB MeruRay	12-in/9-in/6-in	464/264/156
Galileos	Default/Max.	28/52
i-CAT	12-in/9-in	125/47
Illuma	Low/High	50/252
NewTom 3G	12-in/9-in	42/37
PreXion 3D	Standard/Hi. Res	66/154
ProMax 3D	Small/large	151/203

数值计算依据 1990 年国际辐射防护委员会(ICRP)公布的修正因子(WT)

文献中报道的其他影像拍摄系统的有效剂量如下:

表 1-2 文献中常用口腔 X-线检查的有效剂量

常用口腔 X-线检查	有效剂量(μSv)
数字曲面体层片	4.7 ~ 14.9
普通曲面体层片	26
全口牙片(19 张 D-speed 胶片 + 圆形准直仪)	150
传统医用 CT, 扫描上、下颌	2,100
传统医用 CT, 只扫描上颌	1,400

数值计算依据 1990 年国际辐射防护委员会(ICRP)公布的修正因子(WT)

以上数据显示,依据扫描视野(field of view)的大小,口腔颌面锥形束 CT 机患者的有效放射剂量从 $28\mu\text{Sv}$ 到 $464\mu\text{Sv}$ 不等,相当于投照相同区域传统医用 CT 机患者有效放射剂量的 $1/56 \sim 1/5$ 或投照 7 ~ 42 张数字曲面体层片后患者所受到的有效放射剂量。

需要注意的是,患者的有效剂量不仅仅和口腔颌面锥形束 CT 机的扫描视野有关,它更决定于口腔颌面锥形束 CT 机所应用的曝光参数,如管电压(kV),管电流(mA)和扫描模式(脉冲或连续),即实际曝光时间等因素。

四、空间分辨率

口腔颌面锥形束 CT 机的空间分辨率是指图像中可辨认的临界物体空间几何长度的最小极限,即对细微结构的分辨率。空间分辨率越高说明图像对微细结构的分辨能力越强。通常,空间分辨率的表达有三种方式:①应用探测器的像素大小通过一定的公式推算出的空间分辨率,此为理论空间分辨率;②通过计算一个系统的调制传递函数(modulation transfer function, MTF)来测定其空间分辨率。这一测定方法往往不能真正反映一个系统的实际空间分辨率;③通过高对比度测试卡的应用,直接检测的空间分辨率,此为实测空间分辨率。由于此种测试方法直接测定了图像中的信息、各种噪声以及人类视觉系统对图像认读的影响,所以能真实地反映一个影像系统的实际空间分辨率,通常以“线对/毫米(line pairs/mm, LP/mm)”来表示。图 1-7 中每一个白色条纹和黑色条纹的组合是一个线对。每毫米距离内可辨别的线对数越多代表该系统的空间分辨率越高。现在,口腔颌面锥形束 CT 机的理论空间分辨率多在 $0.1 \sim 0.2\text{mm}$ 之间。除了有报告 3D Accuitomo 的实测空间分辨率大约在 2LP/mm 外,未见有关其他口腔颌面锥形束 CT 机实测空间分辨率的报道。

如前所述,口腔颌面锥形束 CT 机的探测器主要有平板型和非平板型两种类型。那么,应用这两种类型的探测器所摄取和重建后图像的空间分辨率是否有差异呢?有日本学者对此作了一项对比研究。他们通过应用一个 0.35mm 高对比度条形

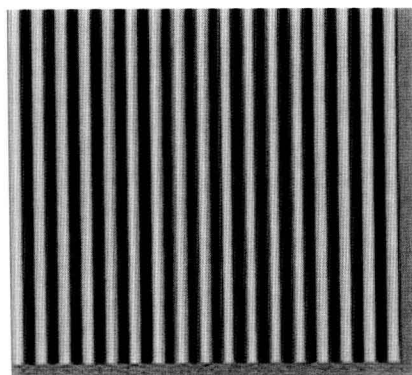


图 1-7 图像中每一个白色条纹和黑色条纹的组合代表一个线对(line pairs),每毫米距离内可辨别的线对数越多代表该系统的空间分辨率越高

测试卡对其新研制的平板型探测器与非平板探测器的空间分辨率进行了测定,结果显示二者的空间分辨率大致相等(图1-8)。

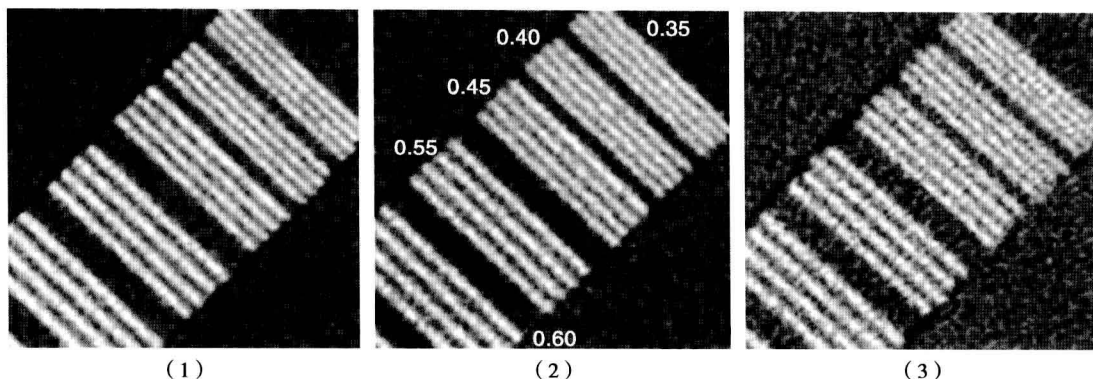


图1-8 一个条形高对比度测试卡的三维图像

(1) 应用平板探测器的冠状位图;(2) 应用平板探测器的轴位图;(3) 应用影像增强器和 CCD 的轴位图(引自 R Baba et al. 见文献4)

这里需要强调的是,图像的空间分辨率并不仅由口腔颌面锥形束CT机的体素大小决定,更与探测器的物理特性、X射线源焦点的大小、X射线的扫描角度、X射线源与物体及探测器、物体与探测器之间的距离等因素有关。这也就是为什么大量实验研究表明理论空间分辨率高并不代表实测空间分辨率高的原因。

五、患者体位对图像质量的影响

在正常情况下,患者头部的正中线应该与口腔颌面锥形束CT机的正中定位线相一致,这样重建的图像才能够左右对称,更好地反映组织结构的变化。但是在实际操作过程中,由于某种原因,患者的头部有可能偏离正中定位线,那么在这种情况下,图像的质量和线性测量的准确性是否会受到影响呢?美国北卡莱罗纳州大学 John Ludlow 通过对28个颅骨在正中中线时、平行偏离正中中线7mm和与正中中线成10度角三种情况下获得的三维图像中的正常解剖标记间的线性测量结果的比较研究显示,患者头部小角度的偏离按照正中中线不会影响正常解剖标记间线性测量的准确性。荷兰阿姆斯特丹大学牙学院的研究人员对此作了进一步研究。研究结果显示,在头颅偏离正中中线 $15^{\circ} \sim 18^{\circ}$ 角的情况下,在三维重建的立体图像上,线性测量的准确性与实际在颅骨上测量的结果没有显著性差异。但是,在虚拟头颅侧位和后前位上进行的线性测量的准确性有显著性差异。以上研究表明,患者头部小角度偏离CT机正中定位线,不会影响图像质量与在三维图像上进行的线性测量的准确性。

六、伪影产生的常见因素

伪影是影响口腔颌面锥形束CT图像质量的一个重要因素。在口腔颌面锥形束CT影

像中,伪影产生的因素主要有:①运动伪影;②位置伪影;③放射线剂量强度产生的伪影,即所谓的射线束硬化伪影 (beam hardening artifact),这主要与牙金属冠和金属充填体有关;④系统伪影。

1. 运动伪影 运动伪影产生的原因主要是由于患者在拍照过程中,头颅的移位,下颌骨的自主运动等造成的,表现为双重影像(图 1-9)。现在大多数口腔颌面锥形束 CT 图像重建所采用的滤波反投影技术对患者在扫描过程中的稳定性要求很高,所以在扫描过程中轻微的移动都可以造成图像模糊,甚至产生伪影,表现为双重影像。这种伪影可以要求患者在口腔颌面锥形束 CT 机扫描过程中保持稳定和尽量减少投照时间来避免。

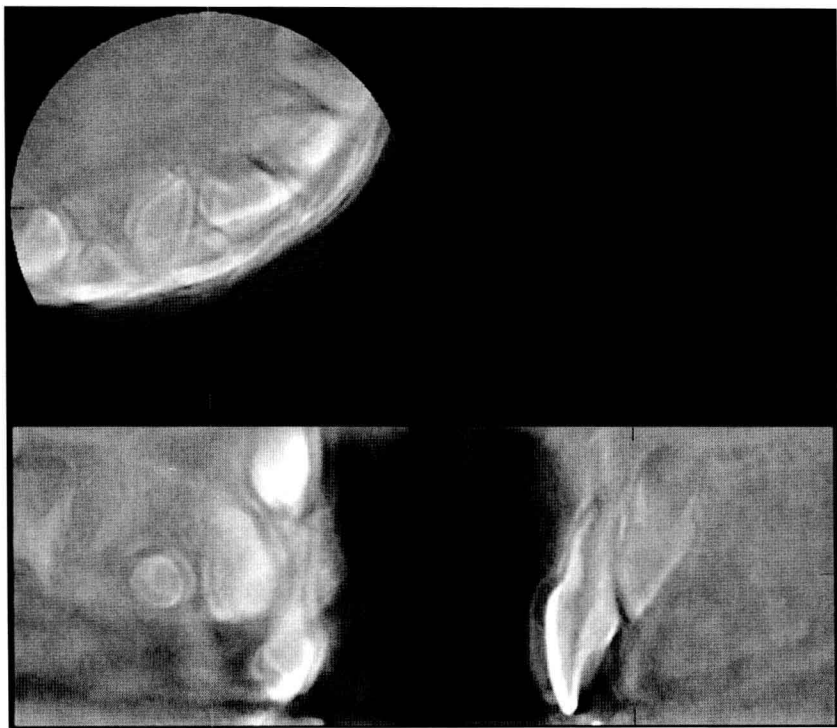


图 1-9 由运动原因产生的双重伪影

2. 位置伪影 位置伪影是指被投照物体过于靠近扫描视野的边缘,物体边缘的图像容易产生光环样伪影(图 1-10)。

3. 射线束硬化伪影 它的产生是由放射线本身决定的,即在一束放射线内放射线光子所携带的能量是不一致的。能量高的放射线光子通过高密度物体,如牙釉质、金属充填体等时,产生较强的散射线而呈条索样高密度影像;而低能光子则被吸收,表现为发散状透影带(图 1-11)。

4. 系统伪影 系统伪影产生的因素主要有两个,一个是由于锥形束 CT 的摄影模式,即旋转一周获取容积数据原始图像决定的,其可产生表现为光环征的伪影(图 1-12)。另一个是由于计算错误所造成的(图 1-13)。

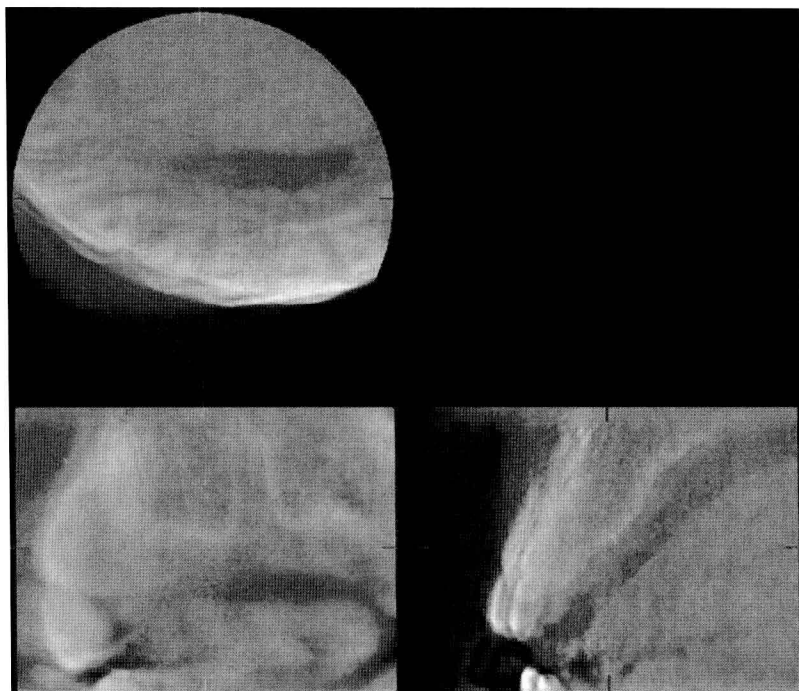


图 1-10 由于被投照物体比较靠近扫描视野的边缘,而产生的光环样位置伪影

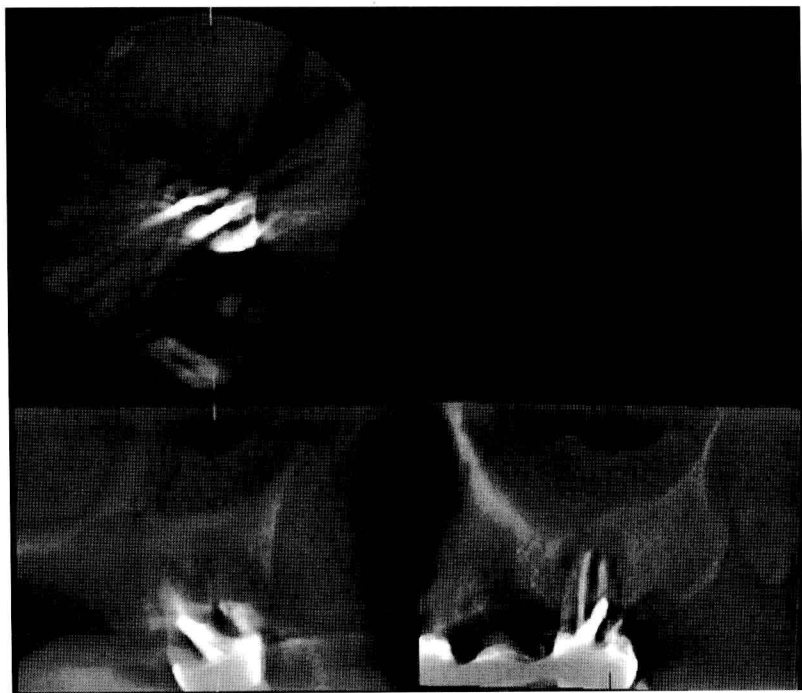


图 1-11 放射线强度产生伪影

轴位图可见桩核及金属冠周围有条索样高密度和低密度影像带;
冠状和矢状位图示桩核周围低密度阴影带