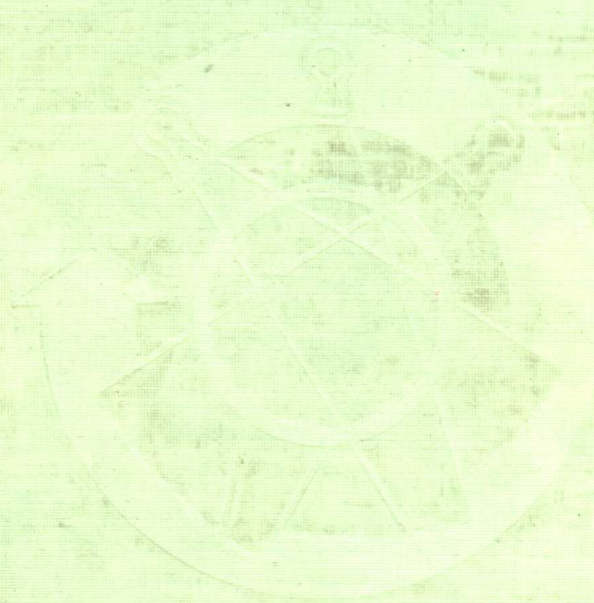


CT

技术及其 临床应用



中国医药科技出版社

CT技术及其临床应用

杰·亚历山大等 著
汪 臻 顾 英 译

中国医药科技出版社

内 容 提 要

本书向 CT 用户和有关读者系统地介绍了 CT 装置的要求和评价标志参数、CT 的原理和结构、CT 经济合理使用的先决条件。此外,还重点介绍了 CT 临床应用和科研工作的实例。

本书不仅适合于广大医务工作者了解 CT 技术及其临床应用,而且对与 CT 有关的工程技术人员、科研人员以及有关的大专院校师生也是一本极有价值的参考书。

为了方便读者阅读与掌握专业知识,书中还附有 266 余条专业术语的简要解释。

Computertomographie: Bewertungsmerkmale. Geräte-technik. Anwendungen / von Joachim Alexander, Willi Kalender u. Gerhard Linke. — Berlin; München:

Siemens-Aktiengesellschaft, (Abt. Verl.), 1985.

ISBN 3-8009-1433-6 Pb.

Herausgeber und Verlag: Siemens Aktiengesellschaft, Berlin und München © 1985.

CT 技术及其临床应用

杰·亚历山大等著

汪臻 顾英译

*

中国医药科技出版社 出版
(北京西直门外北礼士路甲 38 号)
毕升信息处理服务部 排版

中国人民解放军 4236 工厂 印刷
新华书店北京发行所 发行

*

开本 787 × 1092mm ¹/₃₂ 印张 6 ⁵/₈

字数 140 千字 印数 1—4 000

1988 年 10 月第 1 版 1988 年 10 月第 1 次印刷

ISBN 7-5067-0020-4/R · 0021

科技新书目:182-149 定价 9.00 元

原书序言

目前,CT已成为大家公认的而且是良好的诊断方法。它能提供很多诊断信息,而患者却不会冒什么风险。到1983年全世界已有7000台左右的CT装置用于临床;近年来,每年对CT装置的需要量为1000台左右。通过这两个简单的数字;我们就可以了解到CT的现状。尤其是近10年来,CT发展迅速,需要量也很大。特别是对脑部疾病的诊断,CT的性能有了很大的提高。

以前,对每个断层面的测量和计算需要好几分钟的时间,断层厚度为3mm,密度差为1%;当时虽已能满足对脑部疾病的诊断要求,而今天断层厚度已小于1mm,密度差为0.3%,几秒钟后即可显示图象。同时,其他的各种参数也都有所提高。

目前,人们可以用下述几个主要参数来描述一台CT装置:

扫描时间	1—10s
计算时间	0—30s
测量孔径	53—42cm
断层厚度	1—10mm
几何分辨率	0.5—1mm
密度分辨率	2—4HU
摄影频率	12—8min ⁻¹

上面的数字简要地说明了CT装置的性能。但是单看这些数字也是不全面的,单个数字还不能说明全面情况,而应对

每个性能进行全面分析并进行综合考虑。作者在本书中给读者提供了有关的方法,用这些方法可以很好地对 CT 装置进行评价。另外有些情况是不能用数字来加以说明的,例如仪器的操作是否方便、仪器的安全性能以及仪器的适应性等,在书中对这些方面也作了举例说明。

除了上述这些外,也还不能充分了解和掌握最新的 CT 装置的情况,但对常规的头颅 CT 和全身 CT 装置已足够了。CT 的飞速发展,在特殊用途方面还处于方兴未艾的阶段。

根据读者的愿望和本专业的要求,本书有下列主要章节:

- 1.对 CT 系统进行评价的标准要点;
- 2.CT 系统工程;
- 3.CT 系统用途;
- 4.CT 系统经济运行的先决条件。

在第三章中还列举了一些例子来说明应用 CT 系统进行科学研究工作的重点所在。

世界上有许多大医院往往有好几台 CT 装置,很多中小医院也相继装备了 CT 系统,没有 CT 他们就不能有效地进行工作。

过去 CT 主要用于脑神经科,今天许多疑难病症都需要在医院进行 CT 检查。由于全身 CT 检查的经验越来越丰富,所以 CT 的优点更为人们所重视;因此,在医院进行全身 CT 的检查已是相当普遍了。

举例来说,用 CT 可以取代下列各种常规检查方法:

- 气脑造影;
- 脑同位素摄影;
- 脑血管造影;

脊髓 X 线造影；
淋巴造影；
腹部主动脉造影等。

全身 CT 装置的性能比头颅 CT 提高得更为迅速，应用范围也更为广泛。80 年代初，全身 CT 已成为最现代化的医学影象诊断装置。有 50cm 直径的检查孔径的 CT 装置可以检查胸部和脊柱。由于检查空间变大了，可以从各个角度去检查头部疾病，断层厚度已达到毫米级，因而可以检查各种细微的变化。检查技术与剂量的良好匹配可以获得更多的诊断信息。对身体躯干内部器官，可以提供重要诊断信息的 CT 图象节约了许多探查器官手术所需要的高昂费用。另外，通过 CT 组合摄影可以解决矫形方面的问题。由于现在的 CT 装置测量时间短，剂量小，所以也可以用于小儿科。

通过上述不多的例子就可以说明全身 CT 的应用范围是非常广泛的。由于 CT 图象质量高、用途广泛、诊断准确，所以尽管各种类型的门诊部、医院条件不同，但它们都能使 CT 装置科学地运行。

西门子公司 (Siemens Aktiengesellschaft)

埃兰根 (Erlangen)

1985 年 6 月

目 录

历史的回顾

1.	CT系统的评价标志——参数	4
1.1	图象质量	4
1.2	几何分辨率	4
1.2.1	调制传递函数	4
1.2.2	投照几何对分辨率的影响	10
1.2.3	算法对分辨率的影响	12
1.2.4	矩阵对分辨率的影响	14
1.2.5	灵敏度剖面, 断层厚度和剂量剖面	18
1.3	噪声和噪声结构	26
1.3.1	象点噪声和面积噪声	26
1.3.2	噪声结构和图象印象	29
1.3.3	噪声结构和物体形状	29
1.4	对比度—细节曲线图	30
1.4.1	对比度和对比度分辨率	32
1.4.2	不同CT系统的对比度—细节曲线图的比较	35
1.5	均匀度	35
1.5.1	均匀度与图象的定量评价	35
1.5.2	均匀度与形状过滤器	36
1.5.3	均匀度与硬化校正	38
1.5.4	作为妥协方案的硬化校正	39

1.5.5	越出测量区的均匀度误差	39
1.6	重复性	42
1.7	时间分辨率	44
	参考文献	45
2.	系统工程	46
2.1	系统方案	46
2.2	基本类型	46
2.2.1	直线-旋转型装置	48
2.2.2	扇形束装置	48
2.2.3	混合型装置	48
2.3	检测器的布局	49
2.3.1	检测器几何学、检测器数目、剂量利用率	49
2.3.2	允许的焦点大小	51
2.3.3	散射线的准直	52
2.3.4	膺影	53
2.3.5	计算机放射摄影	54
2.3.6	扫描特性	54
2.4	检测器的种类	57
2.4.1	检测器的结构	57
2.4.2	检测器的特性	58
2.5	X线的产生	60
2.5.1	射线质量	60
2.5.2	X线管的工作方式	61
2.6	数据处理	63
2.6.1	硬件	63

2.6.2 软件	75
参考文献	82
3. CT 系统的应用	84
3.1 常规应用	84
3.1.1 CT 装置操作的一般要求	84
3.1.2 患者的定位与摆位	85
3.1.3 测量参数和检查程序的选择	88
3.1.4 图象的建立与评价	89
3.1.5 图象资料及其存档	93
3.2 特殊应用	96
3.2.1 图象质量的最佳化	96
3.2.2 定量的计算机断层摄影	100
3.2.3 动态计算机断层摄影	103
3.2.4 活检与立体定位	110
3.2.5 放疗计划	111
3.3 科研工作	115
3.3.1 问题与目的	115
3.3.2 心脏 CT 图象的评价举例	116
3.3.3 作为辅助诊断的定位图举例	117
3.3.4 记时图举例	120
3.3.5 双谱法举例	125
3.3.6 结论	127
参考文献	129

4	CT系统经济运行的先决条件 ·····	130
4.1	检查的数量和折旧费·····	131
4.2	技术上的整体设想·····	137
4.3	结构特性·····	142
4.4	质量水平·····	144
	参考文献·····	151
	专业术语·····	152

历史的回顾

临床上的需要,在计算机断层摄影技术发展的最初阶段就成为 CT 技术继续发展的推动力。

从 1972-1973 年, G. N. Hounsfield 和 J. A. Ambrose 公开发表了他们有关 CT 的文章以来, 到目前可分为三个阶段:

在第一个阶段, 紧跟着上述文章发表以后, 许多厂家都以迅猛的势头开发 CT, 研制样机并进行临床试验。甚至也有一些厂家, 根本没有制造医用 X 线设备的经验也参加了这场竞赛, 当时开发的新型 CT 设备, 主要用途放在头颅范围。1973 年 EMI-Scanner 已投入临床试验, 紧跟着西门子公司 SIRETOM 也于 1974 年 6 月投入临床试验。不久以后, Ledley 报导了用新技术进行全身诊断的实验。

用于临床试验的样机称为 ACTA。这一台样机的技术原理是对物体进行直线扫描, 然后旋转一个角度再重复直线扫描。测量系统是由固定阳极 X 线管和与之机械相联的检测器组成。扫描过程当时还需要几分钟。

值得指出的是, 西门子公司 SIRETOM 在 CT 中采用了新技术和新特性。当 EMI-Scanner 还在用很费时间的迭代法来计算图象时, 西门子的 CT 装置却已应用了另一种计算方法即褶积法。为了实施这种计算技术, 装置中采用了一台计算机, 它可以在检查结束后立即显示图象。这样, 在 CT 技术尚处于萌芽时期就引入了褶积法并能立即显象。

SIRETOM 的操作钮使用起来是简便的, 图象可显示在监视器上, 非常适合临床使用。

当 CT 装置开始用于头颅,后来日益成熟并逐步成为系列装置,又被扩大到神经科的时候,从 1976 年开始进入了 CT 发展的第二个阶段——全身 CT 装置开始进入试验阶段。

这个时候,西门子公司接受了 Ohio Nuclear 厂的全身 CT 装置 Delta Scan 50,并纳入了西门子的生产计划。Delta Scan 50 扫一个断面约需要 1min。与此同时,西门子公司又在开发一种快速的全身 CT 装置。在这个时期,技术上还需要一个试验时间,还不能立即进行临床试验工作。在全身 CT 的初期,发展异常迅速,装置的型号变化极快,如“第二代”、“第三代”和“第四代”等等。这些方案都来不及在实际工作中证明它本身的优越性。

1976 年末,西门子公司全身 CT SOMATOM 的第一台样机投入临床试验。SOMATOM 的测量区是异常的大,有 53cm,测量一个断面时间不到 5 秒,测量后没有时间损失,可以立即显象。这台全身 CT 装备了具有高负载能力的旋转阳极管 Opti 150 CT 和从血管造影的电影技术中发展起来的直流电压发生器 Pandoros Optimatic CT,使得 SOMATOM 有了一个良好的开端。采用了半导体技术的检测器元件,从而保证了在测量系统的扇形束中能充分利用 X 线。为了在临床上能顺利地进行工作,把操作钮都集中起来,主要的步骤都由计算机来执行。同时,扫描架的倾斜范围在直接进行头颅冠状断面、矢状断面扫描时都达到了 $\pm 20^\circ$ 。

从 1979 年起,结束了 CT 的初期阶段。这种新的诊断方法已经遍及全世界,为此 CT 的奠基者们获得了诺贝尔奖。

随后 CT 的发展进入了一个较为稳定的时期。相互竞争

的厂家不断对 CT 装置进行改进,使 CT 装置变得更为实用。当时虽然在技术上出现了一些新的、有意思的设想和方法。但要使它们变为现实,在设计结构上还有困难,还有不成熟的地方。所以厂家把主要精力放在各式各样的临床应用的可能性上。例如,在临床上出现了数字化全貌摄影、快速系列技术以及对内耳、心脏和脊椎等领域的特殊检查方法。全身 CT 也逐步代替了 CT 发展初期的头颅 CT。

在世界范围里已证明了 X 线管和检测系统同步地围绕患者旋转的扫描方式是最可靠的,临床上最适用的方案。

直线-旋转扫描系统由于扫描时间太长,在新型的 CT 装置中已不用了。而检测器环系统则由于不能充分利用 X 线,可靠性差,因此没有得到推广。今天衡量全身 CT 装置的主要标准是在以秒计的扫描范围里,图象计算时间短,X 线利用效率高。

1 CT系统的评价标志——参数

1.1 图象质量

从技术和物理的角度来看,一台CT装置的决定性参数是图象的质量。这里我们要在这种意义上谈谈有关图象质量的几个观点⁽¹⁾。

图1.1中的两张图象对于判断图象质量是一种简单而又有趣的处理:图中显示的两张图象总的来说都是一样的。下面的图象中重叠了附加上的“细粒状”的噪声。在观察的时候,好象下面的图象比上面的图象更清晰一些。但是,客观地测量证明,事实并非如此!

1.2 几何分辨率

1.2.1 调制传递函数

在评价图象质量的时候,经常首先考虑几何分辨能力。这种特性在计算机断层摄影中却没有占领先的地位:在最先开发计算机断层摄影时,其目的是区别微弱的对比度,而不是尽可能分辨细微的结构;在今天,显示软组织的对比度仍是计算机断层摄影的主要应用范围。

虽然如此,这里还要按照通常的方法介绍一下几何分辨率。然而,这个概念需要用不同的方式来加以说明:在打孔测试卡的照片上给出的界限分辨率对我们帮助并不大(图1.2)。界限分辨率指的是尚能分辨的最小测试孔的直径。测试卡上的测试孔是分级的,其分级的程度决定了精确度。

与界限分辨率有相似的局限性的是给出调制传递函数(MTF)的界限频率。

这里在对界限频率进行定义时,就已经出现了特殊的困

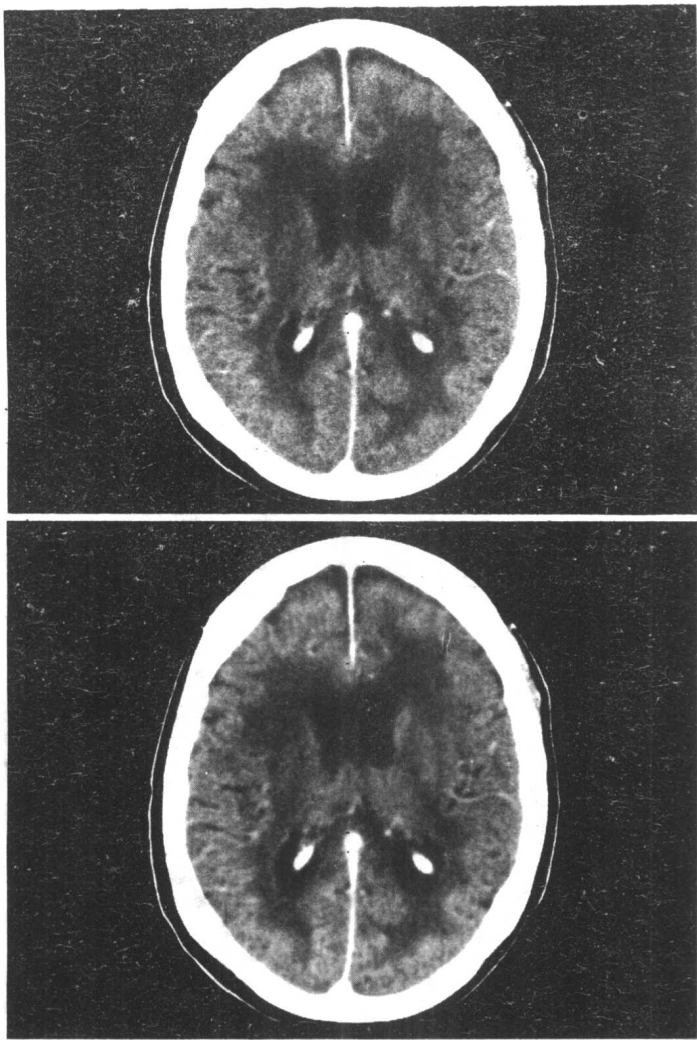
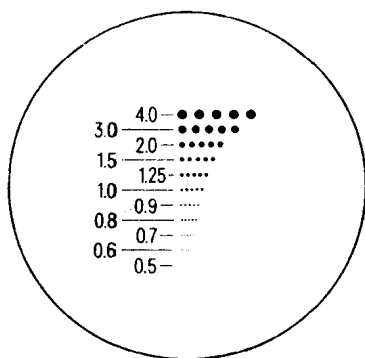


图 1.1 观看和测量

在两幅图象中,其分辨能力是一样的。通过混入细粒状噪声使得下面的图象看起来比上面的图象更为清晰。



有机玻璃 ϕ 200mm, 厚 15mm, 孔距与直径一样

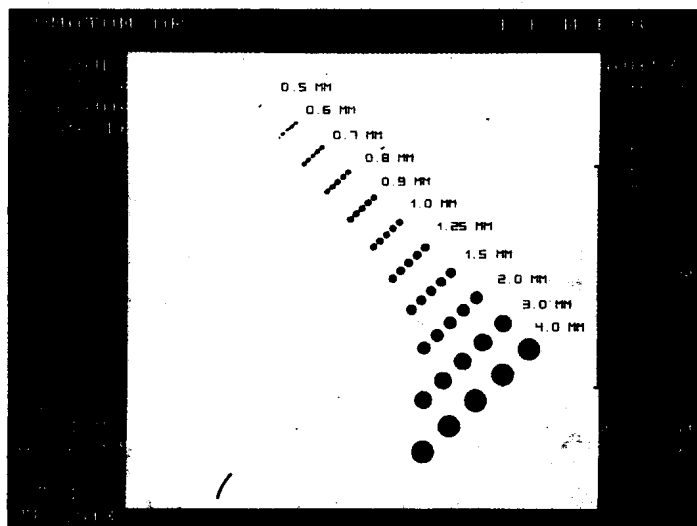


图 1.2 用来确定界限分辨率的测试卡

难。作为界限频率通常由不同的厂家给出,其调制传递函数的频率值为 0.02 或 0.04 或 0.05。就象打孔测试卡的照片一样,界限频率并不能反映出较大物体的重现情况,即并不是相应于界限频率或界限直径。人们得到的仅仅是最高频率的信息而已,它是由一个系统的调制传递函数在装置尚能传递的范围内决定的,而经常对诊断更为重要的中间频率范围却被忽略了。这个中间频率范围是 2 到 3cm^{-1} 。

作为唯一的、全面的反映几何分辨能力的信息只能是调制传递函数,但是对传递函数本身也还要区别对待,因为它们往往也是采用了不同的方法而求得的。

在 CT 装置中,求出调制传递函数的方法主要有三种(图 1.3)

- △ 用条带测试卡直接测量调制传递函数(图 1.3a);
- △ 计算调制传递函数,例如,把一个有机玻璃块放在水模型里,确定它的轮廓图函数(图 1.3b);
- △ 通过金属丝模型的点象函数来计算调制传递函数(图 1.3c)。

评价条带测试卡照片,只能通过提供图象对比度,它是本机频率的函数,仅适用于矩形调制。但不符合调制传递函数的定义,因为假设是正弦波调制。

由于很难制造出恰当测试物体,所以在实际工作中常常采用矩形测试方法,但为了得到真正的调制传递函数,必需对“矩形”调制传递函数进行校正⁽²⁾。如果忽略了校正,这种方法得到的数值会比实际的要好一些;因为在同样的基频情况下,矩形调制传递函数要比正弦波调制传递函数的对比度高些。而且在同样的振幅和频率的情况下,在一个半波中的矩形波面积要比正弦波的面积大。另外,条带测试卡的