

[德] Willi A. Kalender 著

许州 陈浩 王远 译

# 计算机层析成像



基本原理、系统技术、图像质量及应用

(第3版)

Computed  
Tomography

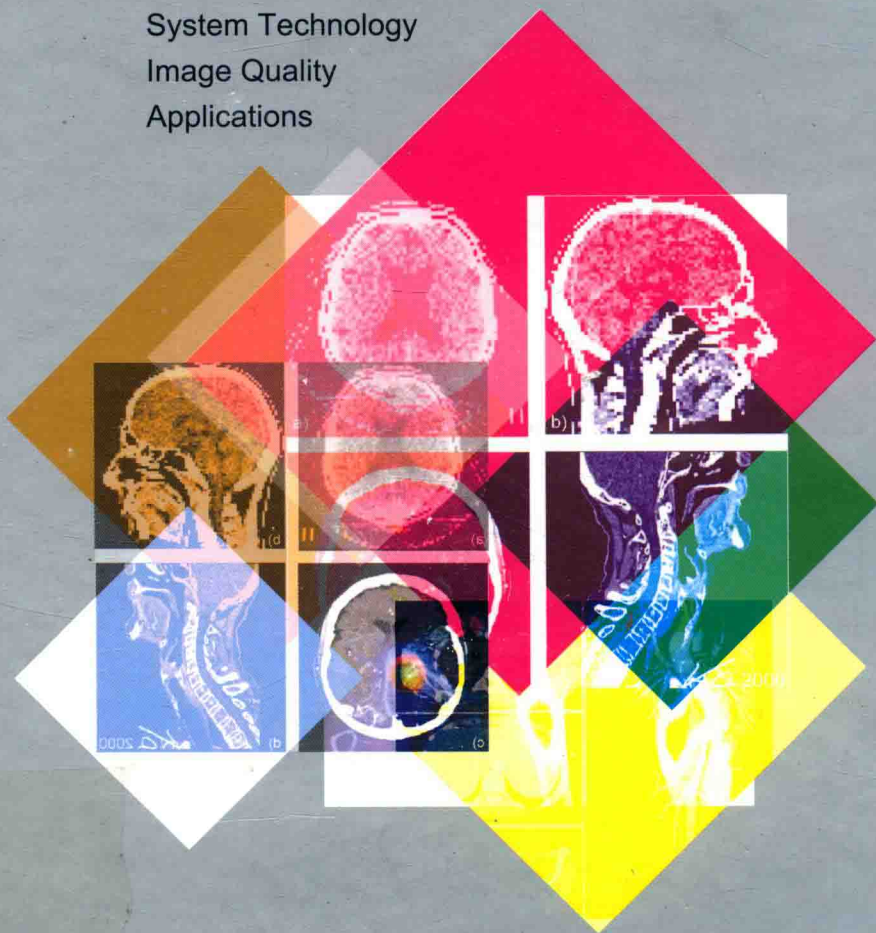
3rd Edition

Fundamentals

System Technology

Image Quality

Applications



清华大学出版社

R8  
58

[德] Willi A.Kalender 著

## Computed Tomography

Fundamentals , System Technology ,  
Image Quality , Applications

(3rd Editon)

# 计算机层析成像

基本原理、系统技术、图像质量及应用

(第3版)

许州 陈浩 王远 译

清华大学出版社

北京

Licensed edition of Computed Tomography by Willi A. Kalender 3rd edition, 2011 ISBN 978-3-89578-317-3 2011 by Publicis Erlangen, Zweigniederlassung der PWW GmbH with the permission of Publicis Publishing, Naegelsbachstr. 33, 91052 Erlangen, Germany, www. publicis-books. de, Tel: +49 9131 9192 511

北京市版权局著作权合同登记号: 图字 01-2014-7612

版权所有, 侵权必究。侵权举报电话: 010-62782989 13701121933

### 图书在版编目(CIP)数据

计算机层析成像: 基本原理、系统技术、图像质量及应用: 第3版/(德)卡伦德尔(Kalender, W. A.)著; 许州, 陈浩, 王远译. --北京: 清华大学出版社, 2016

书名原文: Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, 3rd Edition

ISBN 978-7-302-43013-1

I. ①计… II. ①卡… ②许… ③陈… ④王… III. ①计算机 X 线扫描体层摄影—研究 IV. ①R814.42

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2016)第 031148 号

责任编辑: 邹开颜

封面设计: 常雪影

责任校对: 刘玉霞

责任印制: 沈 露

出版发行: 清华大学出版社

网 址: <http://www.tup.com.cn>, <http://www.wqbook.com>

地 址: 北京清华大学学研大厦 A 座 邮 编: 100084

社 总 机: 010-62770175 邮 购: 010-62786544

投稿与读者服务: 010-62776969, [c-service@tup.tsinghua.edu.cn](mailto:c-service@tup.tsinghua.edu.cn)

质量反馈: 010-62772015, [zhiliang@tup.tsinghua.edu.cn](mailto:zhiliang@tup.tsinghua.edu.cn)

印 装 者: 北京亿浓世纪彩色印刷有限公司

经 销: 全国新华书店

开 本: 165mm×230mm 印 张: 19.5 字 数: 357 千字  
(附光盘 1 张)

版 次: 2016 年 7 月第 1 版 印 次: 2016 年 7 月第 1 次印刷

印 数: 1~2500

定 价: 99.00 元

产品编号: 061284-01

## 前言

20世纪70年代早期被引入医学领域的X射线计算机层析成像术(X-ray computed tomography, CT)使得断层成像首次被广泛使用,也是该项技术的突破象征。如今,CT是放射性诊断必不可少的部分,同时亦被视为一项成熟的且被临床可接受的程序。X射线CT在很多领域填补甚至替代了传统X射线成像,并有了许多有价值的新应用。

20世纪70年代是CT技术的快速发展阶段,但随后的80年代却发展缓慢,没有实质性亮点。其部分原因是核磁共振成像(MR)的引入,对CT重要性的期望持续降低而引起的。与这些期望相反的是,在20世纪90年代CT技术进入迅速发展阶段,其应用范围再次扩大:螺旋CT的发展及其从单一断层扫描转至快速完整容积扫描,使CT再次变得有吸引力;无论是从技术还是从临床观点看,这都使CT技术有了决定性的发展,例如,亚秒级旋转时间及多排探测器系统。更广泛探测系统的引入,包括双源CT(DSCT)技术和双能扫描,进一步推进了这些技术的发展,同时在21世纪初达到发展的高点。

本书依次从单断层扫描到采用锥束螺旋CT(MSCT)的容积扫描,旨在描述计算机层析成像的技术和物理原理。对CT初学者,本书第1章以解说性的方式详细描述了CT的基本原理。对这些内容熟悉的读者可以跳过这一章节或通过其中的图例来更新知识。对于理解后续章节,数学原理并不必要,但作为附录列在本书第9章。

除了必要的CT基础知识,本书第2~4章深入介绍了CT最新的发展以及对未来的思考。第2章详细说明了CT中的技术概念、相应设备以及扫描模式,第3章介绍了螺旋CT,第4章讨论了对影像质量的思考。本书重点始终是与CT设备使用者相关的问题,特别包括了最新技术的潜在应用和成果以及相应的扫描和重建选项。三维各向同性高分辨率变得日常可用是显著成果。当下关注的热点,双源CT技术、性能及各自的应用在几节里面都会详细论述。亚秒级、大螺距、亚毫Sv的螺旋CT也是亮点之一。

鉴于辐射防护的重要性,有关剂量及减少患者剂量可能性的问题在第5章会分别地深入讨论。降低剂量的可能性会重点强调,同时也会解释诸如管电流调制、CT自动曝光控制等概念。这些减少剂量以及提供实际器官吸收剂量值信息的措施使CT澄清了人们普遍认为的“高剂量方式”的误解。典型CT检查的有效剂量

值大约相当于每年自然背景辐射的量级,这一点会详细阐述。

在第6章中会解释2D及3D的用于显示、可视化及诊断CT影像的方法。所提供DVD中的案例会说明用于现时遇到的体数据交互方法,这些方法越来越变得重要。在第7章中,一些基本的评论和两个突出的临床案例——使用心脏CT影像及双能CT的特殊应用会详细介绍。

第8章评估了CT未来发展的前景,技术发展,特别是潜在的探测器的发展以及应用会被提及。专用的乳腺CT——作者认为有巨大潜力的新应用,将作为一个讨论案例。希望有些预测能在可以预见的未来实现,同时也希望那些令人惊奇的新进展可以产生,尽管在今日还没有预期到。终究CT技术是有活力的。

在本书附带的DVD上的影像案例、视频剪辑及可能用做影像显示及处理的交互练习支撑了本书中的内容。各自的补充在文中会被提及。全身大部分区域的影像及一些容积数据集能够被加载,窗口显示,放大及交互查看。对初学者,例如学生或者在其他领域一起工作的同事,他们并不容易接触到CT扫描仪或CT数据,本书提供了他们熟悉实际条件下的CT影像结果的可能性。为了在显示临床案例的一些插图中欣赏所有的细节,在DVD上查看是会有帮助的。DVD上包含了用数码格式出现的本书所有插图,这些插图有完美的图像质量。本书前期版本的读者反馈非常积极,很多咨询问道:将书中的插图用在自己的报告、教学材料中时是否免费,那正是本书的意图所在。对已出版图书的材料引用,出版者欢迎你引用这本书作为材料的来源。

本书是写给不同交叉学科的读者,尝试在CT的基本原理和应用这两方面做讲解,因此重点放在物理、技术方面,而放射学方面略微提及,对先验知识也没有特殊要求。重要的CT术语集中在术语表中并作了简明定义。对于细节问题,本书参考了相关文献。本书并不主张或致力于提供一个完整的参考书目,而只是为了尽可能保持本书的自治性。本书讲述的目标是否实现还留待读者判断。作者随时接受读者的建议、评论、批评,同时希望本书第三版像前两版一样得到读者同样的认同。

祝阅读本书愉快。

Willi Kalender  
Erlangen, 2011年3月

## 致谢

在这里不可能罗列出所有为本书提供材料和对完成本书有直接或间接贡献的人员的名字,这包括我许多同事和合作伙伴,在超过三十余年的 CT 发展中支持我的工作,并参与了很多有价值的讨论。

本书以及 DVD 上许多较新的 CT 影像是在西门子 SOMATOM Definition FlashCT 设备上获得,该设备在 2008 年由西门子健康中心提供给医学物理研究所用于实验和临床工作。我要特别感谢西门子的同事支持和自愿开展很多项目合作,合作的结果如剂量的减少以及特殊 CT 应用都能证明合作的成功。

在 Michael Uder 的带领下,埃尔朗根大学放射学研究所的许多同事在近期 CT 项目中都是优秀的合作伙伴。我要特别感谢 Arnd Dorfler、Michael Lell、Sedat Alibek 和 Stephan Achenbach 精选并提供了临床心脏 CT 影像;核医学部部长 Torsten Kuwert 提供了 PET/CT 和 SPECT/CT 案例;Mary Ellen Jafari 和 Jose Hernandez 帮助我仔细检查第 5 章;胸腔 CT 创始人 John Boone 为第 8 章中所提到的这一有趣的话题提供影像和建议。

我要对我研究所的同事致以特别感谢,在本书写作期间,你们用令人舒服的方式提出善意的批评和不懈的努力来支持我。感谢 Mari-Theres Rein 构建本书框架和文本布局,感谢 Felix Althoff、Marcel Beister、Paul Deak、Laus Engelke、Martin Hupfer、Daniel Koldits、Yianis Kyriakou、Tristan Nowak、Yulia Smal、Sabrina Vollmar 和 Michaela Weigel 检查每一章节。我要特别感谢 Marc KachelrieB 提供了许多有用的论述,并提供他的讲稿作为第 9 章的依据。如果您有兴趣想了解更多这些人,请在 [www. imp. uni-erlangen. de/team](http://www.imp.uni-erlangen.de/team) 上查询。

我最要感激的是我的妻子——Maelene,她一如既往地用令人舒服的方式包容和支持本书项目。同时,她还努力将我个性化的英语转变为更标准的英语。

# 目录

历史概述 .....	1
第 1 章 CT 原理 .....	4
1.1 关于断层成像的一般认识 .....	4
1.1.1 CT——一种数字成像手段 .....	4
1.1.2 断层成像为什么能够提高对比度 .....	6
1.2 CT 的基本原理 .....	8
1.2.1 我们在 CT 中测量什么 .....	8
1.2.2 在 CT 中如何测量一个物体 .....	10
1.2.3 如何计算一幅 CT 图像 .....	11
1.2.4 在 CT 图像中显示什么 .....	12
第 2 章 技术原理 .....	18
2.1 发展阶段与目标 .....	18
2.1.1 20 世纪 70 年代——从头颅到全身扫描 .....	18
2.1.2 20 世纪 80 年代——单层快速扫描 .....	20
2.1.3 20 世纪 90 年代——快速容积扫描 .....	20
2.1.4 21 世纪初——多样化的快速容积扫描 .....	21
2.1.5 2010 后十年将是 Sub-mSv CT .....	21
2.2 CT 扫描标准配置 .....	22
2.2.1 机械设计 .....	22
2.2.2 X 射线部件 .....	26
2.2.3 准直器和过滤器 .....	29
2.2.4 探测器系统 .....	31
2.3 扫描方式和扫描参数 .....	40
2.3.1 定位像 .....	40
2.3.2 单层扫描：连续 CT .....	41
2.3.3 单层扫描——步进模式 .....	41
2.3.4 材料的选择性成像——双能量 CT .....	42

2.3.5	连续扫描——动态 CT	42
2.3.6	CT 透视——介入 CT	43
2.3.7	容积扫描——螺旋 CT	43
2.3.8	容积扫描——锥束 CT	43
2.4	特殊扫描原理 CT	45
2.4.1	电子束 CT	46
2.4.2	动态空间再现机	46
2.4.3	平板探测器 CT 扫描系统	48
2.4.4	PET/CT 联合扫描系统	52
2.4.5	SPECT/CT 联合扫描装置	54
2.4.6	双源 CT	55
<b>第 3 章</b>	<b>螺旋 CT</b>	<b>58</b>
3.1	早期设计与成果	58
3.2	螺旋 CT 的扫描原理和技术特性	60
3.3	螺旋 CT 图像重建	62
3.3.1	基本 $z$ 轴内插法( $360^\circ$ LI)	63
3.3.2	采用数据重组的 $z$ 轴内插法( $180^\circ$ LI)	63
3.3.3	$180^\circ$ $z$ 轴内插算法的演变	65
3.4	多层螺旋 CT 图像重建	67
3.4.1	多层螺旋 CT 的 $z$ 轴内插法( $180^\circ$ MLI)	67
3.4.2	多层螺旋 CT 的 $z$ 轴滤波法( $180^\circ$ MFI)	67
3.4.3	ECG 相关性心脏成像	69
3.5	锥束螺旋 CT 图像重建	73
3.5.1	64 层重建方法	73
3.5.2	多于 64 层重建方法	74
3.5.3	大螺距双源 CT 螺旋扫描	75
<b>第 4 章</b>	<b>图像质量</b>	<b>79</b>
4.1	连续 CT 的变量和方法	80
4.1.1	CT 值、均匀性、对比度和线性	80
4.1.2	像素噪声	81
4.1.3	空间分辨率——高对比度分辨率	82
4.1.4	对比度分辨率: 低对比度分辨率	92
4.1.5	伪影	93



4.2	螺旋 CT 的变量和方法	97
4.2.1	一般问题	97
4.2.2	像素噪声	98
4.2.3	层面灵敏度曲线	99
4.2.4	$z$ 轴方向上的空间分辨率	101
4.2.5	多层螺旋 CT 需考虑的因素	106
4.2.6	锥束螺旋 CT 考虑的因素	107
4.2.7	螺旋 CT 的伪影	110
4.2.8	$z$ 轴方向上良好样本的效应	111
4.2.9	双源 CT 的性能	112
4.3	平板探测器 CT 需考虑的因素	116
4.3.1	基于 C 形臂的 FDCT 图像质量需考虑的问题	116
4.3.2	面部头骨的 FDCT 成像需考虑的问题	120
4.3.3	FDCT 中减少伪影所做的工作	121
4.4	系统整体性能指标	125
4.4.1	噪声,剂量和分辨率相互之间的关系	125
4.4.2	品质因数	127
4.5	验收试验和稳定性试验	128
<b>第 5 章</b>	<b>剂量</b>	<b>130</b>
5.1	CT 是高剂量检查方法吗	130
5.2	剂量测量的技术参数	132
5.2.1	连续单层扫描的剂量分布	132
5.2.2	杂散辐射	139
5.2.3	螺旋扫描的其他注意事项	140
5.2.4	宽排探测器的其他注意事项	141
5.2.5	宽排探测器的 CTDI 概念	143
5.2.6	CT 的剂量参考水平	144
5.2.7	CTDI 的问题	145
5.3	CT 的患者剂量	145
5.3.1	扫描参数对患者剂量的影响	146
5.3.2	螺旋 CT 对患者剂量的影响	147
5.3.3	器官剂量和有效剂量的估计	148
5.3.4	有效剂量估计	151
5.3.5	患者剂量的测定问题	156

5.4	进一步降低剂量的可行性 .....	157
5.4.1	检查人员的作用 .....	158
5.4.2	技术措施和新方法 .....	159
5.5	我们应如何对待关于剂量的讨论 .....	170
5.5.1	CT系统的进一步优化 .....	170
5.5.2	剂量、好处及风险的相关信息 .....	171
5.5.3	作者的总结和建议 .....	174
<b>第6章</b>	<b>图像处理及可视化</b> .....	<b>176</b>
6.1	简单图像处理及评价流程 .....	176
6.2	二维显示 .....	177
6.3	三维显示 .....	179
6.3.1	表面显示 .....	179
6.3.2	投影显示 .....	180
6.3.3	体绘制技术 .....	181
6.3.4	虚拟内窥镜技术 .....	182
6.3.5	选择3D显示方法的建议 .....	183
6.4	怎样处理全部图像 .....	186
<b>第7章</b>	<b>特殊应用</b> .....	<b>188</b>
7.1	概述 .....	188
7.2	定量CT .....	189
7.3	心脏的时像选择成像 .....	192
7.3.1	连续CT中的前瞻性触发 .....	193
7.3.2	螺旋CT中的回顾性门控 .....	193
7.3.3	使用前瞻性触发技术的高螺距双源螺旋CT .....	195
7.3.4	CT用于冠状动脉钙含量测量 .....	195
7.4	双能CT .....	198
7.4.1	双能CT的基本物理原理 .....	198
7.4.2	技术解决方案 .....	202
7.4.3	DECT应用 .....	203
7.5	图像导引的介入治疗 .....	206
7.6	基于诊断的临床预成像(显微CT) .....	209
7.6.1	微焦点体外成像 .....	209
7.6.2	微焦点CT活体成像 .....	212
7.6.3	质量控制和剂量评估 .....	212

7.7	CT 组织灌注的评估	218
7.7.1	临床 CT 的大脑灌注测量	218
7.7.2	使用 CT 进行灌注评估的另外的方法	221
7.7.3	质量控制和剂量的考虑	222
<b>第 8 章</b>	<b>CT 的未来</b>	225
8.1	共同关注	226
8.2	技术发展	227
8.3	专用乳腺 CT 的特点	228
8.4	总结	235
<b>第 9 章</b>	<b>图像重建的数学概述</b>	238
9.1	二维图像重建	239
9.1.1	二维投影数据的定义	239
9.1.2	平行束投影数据的重建	240
9.1.3	平行束 FBP 算法	242
9.1.4	二维扇束投影的定义	242
9.1.5	扇束滤波反投影算法	243
9.1.6	等角射线产生的扇形投影数据的 FBP 重建算法	244
9.1.7	重排	245
9.1.8	等角扇束投影数据的重排	246
9.2	三维图像重建	246
9.2.1	锥束投影的定义	247
9.2.2	Feldkamp 锥束重建算法	247
9.2.3	EPBP——一种 Feldkamp 类型的算法	248
9.2.4	单层重排算法	251
9.2.5	锥束投影的精确三维重建	252
	参考文献	256
	缩写和符号	275
	词汇表	279

## 历史概述

借助克鲁克斯管(一种早期的阴极射线管)完善的、全新的摄影过程,如果我们任凭我们的幻想和想象,使得人体软组织结构的某一个部分保持透明并且其下方的某一层可以在底板上成像,这会为诊断无数与骨骼结构没有直接关联的疾病带来巨大帮助。

——1896年1月7日,《法兰克福日报》的节选译文

X射线断层成像的思想和观念很早就得以发展。在伦琴X射线发现仅仅几天后,在他们首次医疗使用前,上述文章的一位不知名的作者在《法兰克福日报》中真实地表达了对这种技术的预测。当作者设想显示“……软组织结构……以及其下方的某一层……”的这种可能性的时候,我们并不知道作者的想法。但它绝对不是我们现在所了解的CT成像。也许他希望获得一种观点,类似于经过解剖之后叠加层会被移除。“这会为诊断无数与骨骼结构没有直接关联的疾病带来巨大帮助”,他的预测无疑是正确的。然而,他应该避免过度诠释这一想法。因为断层摄影术的发展、现在数字图像重建的方法以及如今强大的计算机功能都是他当时意想不到的。

在20世纪60年代,随着现代计算机技术的发展,计算机断层扫描(CT)这一技术首次变得可行,但是基于计算机的一些观点仍可以追溯到20世纪上半世纪。1917年,波西米亚数学家J. H. Radon(1917)在一份重要的研究报告中证实,如果任何数量的射线透过同一层的积分值是已知的,那就可以计算出这种材料或者材料属性在对应层的分布。1956年,Bracewellsh首次将这一理论应用于射电天文学,但这一应用几乎没有引起任何反响,在医学领域也没有得到利用。

物理学家A. M Cormack开展了重建体层摄影术在医学应用上的首次实验。他在南非开普敦赫鲁特斯库尔医院从事优化放射治疗计划的工作。1957—1963年,在没有参考之前研究的条件下,他开发了一种计算人体辐射吸收分布的方法,这种方法以传输测量为基础(Cormack, 1963)。他假设即使是短时间的吸收差异也可以显示出放射性应用,即不同的软组织结构。然而,他却没有机会把理论运用于实践,当他第一次接触到Radon的研究后,他很遗憾地表示,如果能早点接触这些研究成果可以帮助他减少很多不必要的工作。即使自己的研究和Radon有很多相似的地方,但Cormack发现Radon不知道在他之前荷兰物理学家H. A. Lorentz也在此项目上有所成就,1905年,Lorentz就已经提出了一种解决3D数学问题的方

法(Cormack,1992)。

1972年,英国工程师 G. N. Hounsfield(图 0.1)把这条理论首次成功地运用到实践。如今,大家一致把 Hounsfield 看作是 CT 的创始人(Hounsfield,1973)。如同他的前辈一样,Hounsfield 的研究是在不了解早期发现的前提下进行的。他的成功震惊了整个医学领域,他既不是在著名的大学,也不是在一个领先的辐射设备生产商,而是在英国 EMI 公司做出了卓越成绩。EMI 在当时只是一个生产唱片和电子产品部件的公司,然而,Hounsfield 的发明使得 EMI 连续垄断 CT 市场两年。“EMI 扫描仪”和“CT 扫描仪”几乎成了同义词。1974年,西门子成为辐射设备的第一传统制造商,同时在 CT 扫描仪上处于领先地位。从此,其他公司开始迅速仿效,到 20 世纪 70 年代后期,已有 18 家公司生产 CT 设备,这也成为 CT 扫描仪的发展巅峰时刻,见表 0.1。迄今为止,它们中的大部分公司,也包括 EMI,已经退出了 CT 扫描仪市场。



图 0.1 Godfrey N. Hounsfield,英国工程师,发明了第一台 CT 扫描仪,在 1979 年与物理学家 A. M Cormack 获得诺贝尔奖。

表 0.1 历史概况: CT 的发展

年份	事 件
1895	W. C. Roentgen 发现一种新的射线,后来称为“X 射线”或者以他的名字命名的“伦琴射线”
1917	通过传播方式,J. H Radon(1917)为重组交叉区域的图像发展了数学基础
1963	A. M Cormack(1963)描述了计算人体吸收分布的方法
1972	G. N Hounsfield(1973)和 J. Ambrose 操作了第一次临床 CT 实验

续表

年份	事 件
1974	60 台临床 CT 设备安装(头部扫描仪)
1975	第一台全身 CT 扫描仪投入临床使用
1979	Hounsfield 和 Cormack 获得诺贝尔奖
1989	W. A Kalender 和 P. Vock 用光束 CT 指导了第一次临床检查 (Kalender, 1989; Kalender, 1990b)
1998	多层扫描仪的出现(4 层)
2000	组合 PET/CT 系统的采用
2001	16 层扫描仪的采用
2004	64 层扫描仪的采用
2006	双源 CT 的采用
2010	世界范围内,超过 50 000 台临床 CT 投入安装使用(全身扫描仪)

1972 年,第一台临床 CT 成像在伦敦的阿特金森莫理医院产生。这是第一个用 CT 检查的患者,它为检测囊性额叶肿瘤提供了令人信服的证据。从此,CT 被医学界广为接受,也被看做继发现 X 射线后在诊断放射学领域中最重要发明。其后期的发展也证实了这些早期的愿景。计算机断层成像技术已经成为放射性诊断中非常重要的部分之一。截至 1974 年,仅有 60 台 EMI 扫描仪被安装使用,但是到 1980 年,有超过万台扫描设备被投入使用,其中包括大量的头部扫描仪。1979 年,工程师 Hounsfield 和物理学家 Cormack 荣获诺贝尔奖,以此来奖励他们为医学界所做出的杰出贡献。

此时此刻,CT 的发展似乎已经达到了巅峰时刻。20 世纪 80 年代很难看到任何技术的进步。1989 年,螺旋 CT 的引入 (Kalender, 1990b) 和 X 射线的进一步发展,探测器和扫描仪技术使得外界开始对临床应用重新感兴趣。到 2010 年,据估计,运行着的临床安装数量已超过 50 000 台,几乎超过了全身扫描仪的数量。其上升趋势到目前为止也未打破,尽管在其他影像学检查方法上有所发展,但 CT 的地位却不容动摇。

# 第 1 章 CT 原理

## 1.1 关于断层成像的一般认识

CT 是第一个被广泛应用的放射成像设备,它专门用于提供计算机数字图像,而不是人们所熟知的直接获取模拟图像。它提供的是单个独立层面形成的图像,而不是人体整个剖面的叠加图像。它的两个特点“数字”和“若干个断层面组成的容积表现”,在过去是全新的概念,现在大家都熟悉了,并且还跟其他的断层成像设备如超声、磁共振断层成像(MRT)和正电子发射断层成像(PET)等联系在一起了。那么,这两个特点有没有局限性或缺点呢?它们有哪些优点呢?下面一节将为感兴趣的读者简要讨论一下有关 CT 的主要问题。从中人们将看到“数字”和“若干个断层面组成的容积表现”,这两个特点几乎是不易察觉的,而且断层图像的局部对比度是它与普通的 X 射线成像系统的决定性差异。对医学成像和 CT 较熟悉的读者不妨也粗略看一下插图,或者跳过该节直接阅读 1.2 节或第 2 章的内容。

### 1.1.1 CT——一种数字成像手段

我们熟悉放射胶片至今已超过一个多世纪了,它借助于 X 射线及 X 射线胶片对人体的各部位成像。人体的解剖透析结构显示在胶片的模拟介质上,这种胶片是接近于连续的任意且精细的过渡介质,类似于摄影中的胶片。人眼无法分辨出明暗度或离散像素的任何等级。人们直观地认为灰度级的渐变层次是任意且精细的,而且等高线的过渡是连续的。人的听觉过程也与之类似:当听到音乐或各种自然声时,人耳总是主观地认为听到的是连续的频谱。在这两种情况中(视觉和听觉),各种模拟记录都被认为是“任意且精细”的,而数字记录则经常与“分立的或离散采样”相联系。

今天,我们已经能够理解和接受——在听觉方面,就连大多数老模拟唱片的崇拜者也认为——数字介质同样可以提供相同的记录质量和感觉质量。早期的 CT 情况却不同。

为了加深对 CT 的了解,不妨将人体看成是由有限数目的离散层面的体素组成的。每一个扫描的目的是要确定一个横截面的组成结构。而每个层面或断面又可想象为是由离散的三维体素组成的(图 1.1):每个体素的值都显示在数字图像矩阵的一个像素中。通常我们用字母组合词“voxel”表示体素,用“pixel”表示像素。

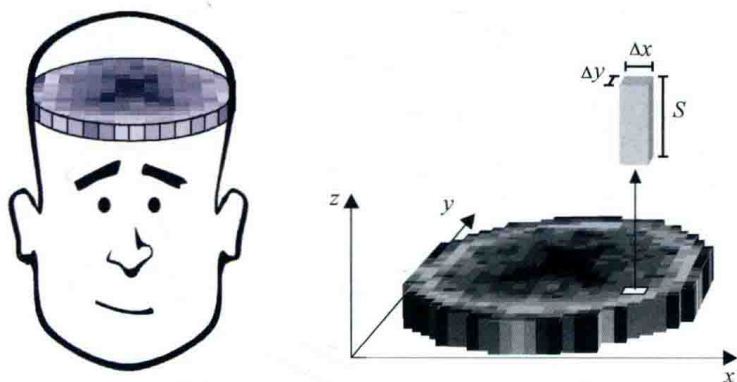


图 1.1 CT 层面感。CT 能以数字形式提供人体的横截面的断层影像, 它的坐标系统基本符合人体解剖结构的主要轴向和平面。

原则上讲, 一幅断层影像是可以从任意方向上获得的, 但对于 CT 而言, 它们大多数都是直接扫描横截面, 这里标记为  $x/y$  平面。垂直于扫描及图像平面的  $z$  轴方向, 是扫描系统的旋转轴方向, 而且大致平行于人体的纵轴方向(图 1.1)。人体的矢状面近似于  $y/z$  平面, 而冠状面近似于  $x/z$  平面。

在该坐标系统中体素的边长是由像素的大小决定的, 也就是说由所选取的矩阵大小和视野(见 4.1.3 小节)以及层厚  $S$  决定的。像素较少的矩阵可能会出现类似于棋盘的效果。早期 CT 重建出来的图像就是这样的, 图像矩阵是  $80 \times 80$  (图 1.2(a)), 完全满足当时较低的空间分辨率的要求。但图像的效果不尽如人意, 显然, 这样的数字图像质量还是很有限的。由于层厚的原因, 垂直于扫描平面的多平面图像也是非常粗糙的(图 1.2(b))。这些图像质量的局限性并不是其本身固有的特性, 而是由技术的局限性造成的。

“模拟还是数字”的问题已不再像早期 CT(图 1.2(a)、(b))那样与 CT 成像存在较高的相关性, 下面的章节将进一步阐述。矩阵的大小和扫描层面的空间分辨率已经达到了几乎看不出任何差异的程度——不管图像是由模拟方式产生的, 还是通过离散像素形成的(图 1.2(c))。图像在本质上无疑是数字的, 这一点可以通过一个简单的操作来证实, 即在附录的 DVD 里使用评估软件的放大功能。

只有在三维的情况下, 即沿着我们坐标系统的  $z$  轴方向, 还是常常可以看到较低的空间分辨率以及较宽的层厚所带来的影响。在螺旋 CT 或多层螺旋 CT 的扫描中选择较薄的层厚以及图像的重叠重建, 可以使图像质量非常接近于模拟图像(图 1.2(d))。通过 CT 使得由离散像素计算出来的数字图像在放射领域得到了广泛的应用, 而且它不带来任何缺点。



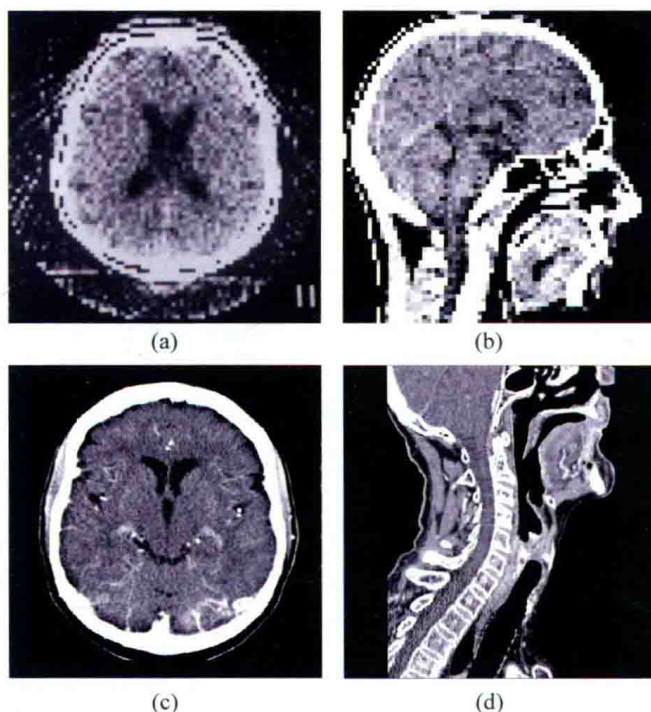


图 1.2

(a) 模拟图像还是数字图像? 解剖结构的连续成像还是单层扫描图像? 这是 1974 年的脑部扫描图像; (b) 图像矩阵是  $80 \times 80$ , 可以清楚地看到离散的像素, 对层距为 13mm 的单层扫描图像进行二次重建, 其图像也是如此; (c) 采用螺旋扫描方式以及  $1024 \times 1024$  的重建矩阵所获得的容积扫描图像; (d) 再也看不到与模拟图像有任何区别, 也可以获得类似于连续的三维图像。

### 1.1.2 断层成像为什么能够提高对比度

数十年来, 传统的放射胶片摄影技术提供了有价值的无创性诊断手段。然而它的限制性一直都是非常严重的, 因为有了取代它的可用手段, 我们对这种限制越来越意识不到了。例如, 在大多数情况下, 只依赖脑部的放射影像照片得出结果是不够的。放射科医师试图采用不同的方法来解决这个难题, 比如在气脑造影术中使用空气作为对比介质的方法。尽管做出了很大的努力, 患者也要承受很大的痛苦, 但这些方法产生的效果却是微不足道的。CT 首次提供了能够拍摄高对比度诊断质量图片的脑部结构的可能性(图 1.3)。它是如何实现的呢? 在一些放射学教科书中做了解释, 认为高对比度的 CT 图像来自于较高的剂量。然而这种解释是错误的。虽然放射影像技术和 CT 都使用 X 射线, 但 CT 图像的数量要比放射照片的数量多出许多。