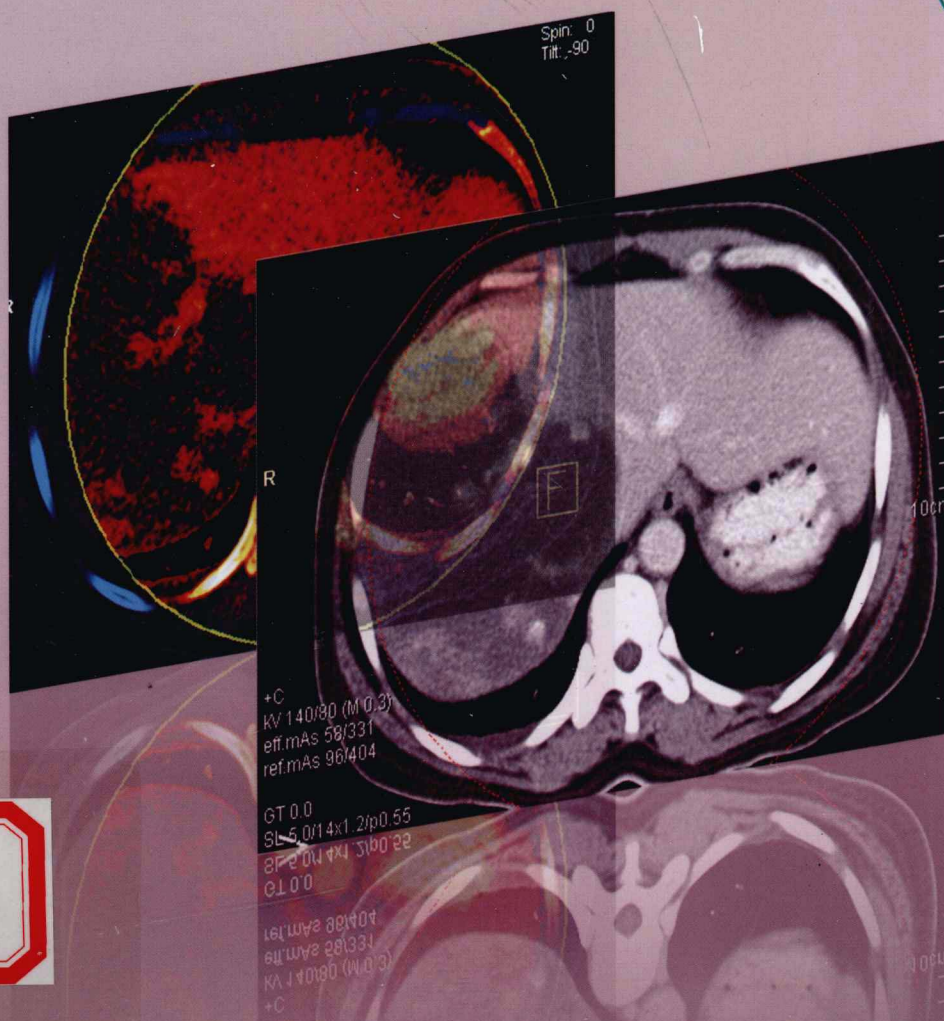


DSCT Clinical Application 双源CT临床应用

主编 / 柳 澄



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE



4.42
8

DSCT

Clinical Application

双源CT临床应用

主编 王 健

人民卫生出版社



R814.42
L748

DSCT Clinical Application

双源CT临床应用

主 编 柳 澄

副主编 王锡明 马 睿 孙 丛

编 者 (以姓氏笔画为序)

马 睿 王 敏 王 静 王丽君 王海燕

王道萍 王锡明 马大尉 邓 凯 邓 艳

司 彪 巩若箴 毕万利 吕京光 刘世合

刘兴龙 刘学静 孙 丛 孙小丽 李 剑

连庆峰 吴访宏 宋志巍 柳 澄 段艳华

侯代伦 晁宝婷 徐卓东 梁长虎 程召平



人民卫生出版社

图书在版编目(CIP)数据

双源 CT 临床应用/柳澄主编. —北京:人民卫生出版社,
2009. 7

ISBN 978 - 7 - 117 - 12030 - 2

I. 双… II. 柳… III. 计算机 X 线扫描体层摄影
IV. R814. 42

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 091736 号

门户网: www.pmph.com	出版物查询、网上书店
卫人网: www.hrhexam.com	执业护士、执业医师、 卫生资格考试培训

双源 CT 临床应用

主 编: 柳 澄

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

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010 - 67605754 010 - 65264830

印 刷: 北京蓝迪彩色印务有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 889 × 1194 1/16 印张: 7.75

字 数: 240 千字

版 次: 2009 年 7 月第 1 版 2009 年 7 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978 - 7 - 117 - 12030 - 2/R · 12031

定 价: 54.00 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

1992年首台双层CT问世,开创了多层CT先河。不知是巧合还是默契,1998年四家公司同时推出了四层CT。从此,CT的开发和应用进入了一个新的时代——多层螺旋CT时代。仅仅三年的时间16层CT就已经问世(2001年),正当大家在努力适应16层CT新技术临床应用的时候,2003年64层CT又推向市场,发展速度之快,令人目不暇接。

就在几乎所有CT的研发都在朝着平板探测器CT努力的时候,CT的发展方向产生了分歧。与当初第三、第四代CT争论极其相似,一些研发继续朝着不断增加纵轴探测器排数,直至平板探测器的方向进发。而另一些研发者则提出了新的概念,放弃了单纯更多纵轴探测器排列的追求,设计出间隔 90° 排列的双球管扫描方式,称为双源(dual source)CT。

对于提高心脏(冠状动脉)扫描的成功率和图像质量来说,提高每周扫描速度是较增加纵轴覆盖范围更为重要的因素。只有提高每周扫描速度,才更有可能在冠状动脉的相对静止期内完成高质量扫描,而增加纵轴覆盖范围只能缩短整个检查的时间,并不能缩短每周旋转时间,因此难以提高快心率患者的图像质量。双球管的排列可以在不提高机械旋转速度的基础上,每周扫描时间缩短一半,只需旋转半周(每个球管扫描各自的 180° 范围)就可达到单球管CT转一周的效果,时间分辨力缩短至83毫秒,克服了快心率对成像质量的影响。这种另辟蹊径的改革确实令人耳目一新,使其在CT心血管成像研究领域内处于领先地位,在心血管疾病的影像诊断中占有巨大优势。

双源CT另一个非常有潜力的能力就是能量成像。已经证实,在CT血管成像中应用能量减影可以精确的去除骨骼和钙化的遮挡,更清晰地显示血管本身。能量成像在虚拟平扫、结石成分分辨、肺灌注、肌腱韧带显示等方面的研究也取得了可喜的进展。

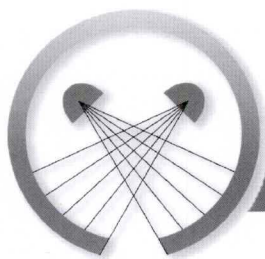
山东省医学影像学研究所有幸在亚洲第一批引进了双源CT,使我们在CT的科研方面第一次与国外同行处在同一个起跑线上。短短两年的时间,不仅有了近万例双源CT扫描的经验,而且在所有双源CT新开发的领域中,都开展了研究。

为了使大家更详细地了解这种新型CT,在本书编写中,我们首先撰写了包括设计原理及应用技术,然后根据我们的临床应用体会对其在不同疾病中的作用做了分述。双源CT毕竟是一种新类型的CT,我们的应用经验尚有限,书中难免出现错误,还请各位同仁不吝赐教。

山东省医学影像学研究所

柳澄

2009年3月于济南



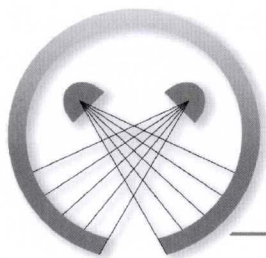
目 录

第1章 双源 CT 基础	1
双源 CT 的设计思路	1
多层螺旋 CT 的局限性	1
双源 CT 设计观念的突破	3
双源扫描技术优势	4
心脏扫描技术优势	4
大范围扫描技术优势	4
双能量成像技术优势	5
双源 CT 的新发展	6
第2章 双源 CT 心脏成像技术	8
心电门控的应用	8
心电门控的原理	8
前瞻性心电触发扫描	8
回顾性心电门控	10
冠脉最佳成像时相的选择	12
时间分辨率与重建扇区选择	13
心电与冠状动脉成像质量的关系	13
时间分辨率与重建扇区	14
双源 CT 的时间分辨率	16
心脏 CTA 检查的注意事项	16
检查前的一般准备与呼吸训练	16
正确放置电极与扫描序列的选择	17
对比剂的使用与增强扫描的启动	18
硝酸甘油的使用	18
扫描后原始图像的重建	19
扫描参数对图像质量的影响	22
正确选择螺距	22
肥胖患者扫描条件的选择	23
卷积核的选择与支架的重建算法	23

心电编辑功能	25
降低心脏检查扫描剂量的措施	25
实时动态调节球管电流	26
增加心脏检查的弓形滤过装置	26
心电门控的实时管电流调节技术	26
单扇区重建,扫描螺距与患者心率自动匹配	27
调整管电压	27
前瞻性心电触发扫描	28
第3章 双源 CT 对比剂的应用	29
对比剂增强的基本原理	29
基本原理	29
注射参数与器官的强化	29
双源 CT 对比剂应用的特点	30
真正时相扫描的实现	30
可以减少对比剂的总量	30
可以应用更高的注射流率或应用更高浓度的对比剂	30
双源 CT 应用对比剂是一个新课题	31
对比剂注射流率对增强效果的影响	31
高流率对强化峰值的影响	31
高流率对峰值时间的影响	31
对比剂浓度对增强效果的影响	32
高浓度对比剂对强化峰值的影响	32
高浓度对比剂对峰值时间的影响	32
高浓度对比剂对图像质量的影响	32
应用高浓度对比剂的注意事项	33
持续注射时间对增强效果的影响	34
峰值和峰值时间的变化	34
峰值持续时间的变化	34
生理盐水冲刷对增强效果的影响	35
延迟时间选择对增强效果的影响	35
试验性团注	35
阈值激发	36
关于对比剂肾病	36
对比剂肾病的概念	36
对比剂肾病的表现和危害	36
导致对比剂肾病的因素分析	37
对比剂肾病高危因素	37
针对高危因素患者的处理	38
第4章 双源 CT 的临床应用	39

冠状动脉成像	39
冠状动脉成像技术	39
DSCT 在冠状动脉血管造影中的优势	40
临床应用	41
心脏及大血管成像	43
DSCT 心脏及大血管扫描技术	44
先天性发育异常	45
DSCT 在显示心脏大血管病变中的优势及适应证	45
临床应用	46
肺动脉栓塞	51
双源 CT 肺动脉栓塞的检查方法	52
提高图像质量的技巧	52
双源 CT 检查的优势及注意事项	52
临床应用	53
腹部血管成像	55
动脉成像	55
门静脉系统成像	64
周围血管成像	67
下肢动脉成像	67
下肢静脉成像	68
双源 CT 在周围血管成像中的优势	69
临床应用	69
头颈部血管成像	72
双源 CT 头颈部 CTA 的扫描方法	73
提高图像质量的技巧	73
双源 CTA 的优势及注意事项	73
临床应用	74
第 5 章 双源 CT 双能扫描的临床应用	81
虚拟平扫	81
基本原理	81
临床应用	81
血管成像去骨技术	88
基本原理	88
双能量 CTA 扫描技术	88
临床应用	91
血管成像去钙化技术	93
基本原理	93
临床应用	93
双能量肺灌注成像技术	95
基本原理及技术	95

临床应用	95
韧带及肌腱成像技术	98
基本原理	98
与其他影像学方法的比较	98
韧带及肌腱 DSCT 双能量扫描的优势	98
临床应用	98
痛风结石成分辨认技术	104
基本原理	104
临床应用	105
新旧脑出血灶的鉴别诊断	106
双源 CT 双能量成像在脑出血检查中的作用	106
双源 CT 双能量新旧脑出血灶鉴别诊断成像的原理及技术	106
临床应用	107
双源 CT 双能量肺血管成像	107
双源 CT 双能量成像在肺栓塞检查中的作用	108
双源 CT 双能量肺血管成像的原理	108
双源 CT 双能量肺血管成像的扫描技术	109
临床应用	109
双源 CT 双能量心脏灌注成像的应用	110
双源 CT 双能量成像在心脏灌注检查中的作用	110
双源 CT 双能量心脏灌注成像的原理及技术	111
临床应用	111



第 1 章

双源 CT 基础

双源 CT 的设计思路

Godfrey N Hounsfield 发明 CT 至今,CT 技术应用到医学临床已有 30 余年的历史。从最早只能扫描头部到应用于全身各个部位检查,CT 技术的发展突飞猛进,显示了强大的生命力。



多层螺旋 CT 的局限性

20 世纪 90 年代初,螺旋 CT 的问世是 CT 发展的重要里程碑。螺旋技术第一次实现了容积采集,可以获得冠状、矢状和其他任意角度的斜位图像。同时,与以前的序列扫描相比,螺旋扫描时间大大缩短。但是单层螺旋 CT 在实际应用中还存在着一些不足。如:探测器的容积覆盖太窄,要达到各向同性分辨率,扫描范围就很小;如果加大螺距从而增大扫描范围,则 Z 轴分辨率降低。多层螺旋 CT 的出现解决了这些问题——可以大范围各向同性扫描。自从 1998 年,多层螺旋 CT 开始了真正意义上的起步。主要表现为同步扫描能力越来越强,从 4 层到 6~8 层,到 10~16 层,到 40~64 层,再到 320 层;扫描速度也越来越快,从每旋转一圈 0.5 秒到 0.37 秒,到 0.33 秒,到 0.30 秒,再到 0.27 秒;图像分辨率越来越高,以 Z 轴分辨率为例,从 1mm 到 0.75mm,到 0.6mm,再到 0.33mm。硬件的发展带来临床的受益:扫描时间愈来愈短,扫描范围愈来愈大,扫描层厚愈来愈薄,图像达到各向同性分辨率。同时,结合心电门控技术,多层螺旋 CT 实现了冠状动脉成像,这是 CT 临床应用划时代的突破:能对运动脏器的解剖细节进行细微观察和病变诊断,为影像学诊断开拓了全新的领域。

然而,对于多层螺旋 CT,无论它的层数是多少,在临床上一直面临着一些难以逾越的问题,使得其在临床领域的应用范围受到限制,并且使得相当数量的潜在受检者被挡在检查之外。多层螺旋 CT 的局限性主要表现在以下几个方面:

(一) 时间分辨率

多层螺旋 CT 对高心率和心律不齐的受检者进行心脏成像时,运动伪影是最大的挑战。在常规临床应用过程中,为了获得稳定的可用于诊断的图像质量,大多数医师建议受检者在检查前服用 β 受体阻滞剂来降低心率,对于心律不齐的受检者则建议在经过治疗获得稳定的窦性心律后再行心脏 CT 检查。然而即使这样,对于早期的机架旋转速度较低的 16 层 CT 而言,仍有相当比例的冠脉节段显示不佳,不能用于诊断评估。64 层 CT 最快的机架旋转时间是 0.33 秒,单扇区的时间分辨率是 165 毫秒,进行心脏检查时的稳定性和图像质量较 16 层有显著的提高,包括较高心率的情况。但是使用 64 层 CT 进行心脏检查时,心率最好控制在较低水平。有报道,在受检者的心率达到 92 次/分时,使用机架旋转时间为 0.33 秒的 64 层 CT 得到的冠状动脉图像仍有少量的冠脉节段显示不足够用于诊断评估。当受检者的心率小于 65 次/分时,最佳图像的重建时相位于舒张期;心率大于 75 次/分时,最佳图像的重建时相落在了收缩末期;而当心率位于 65~75 次/分时,最佳图像的重建时相是不确定的,既可位于舒张

期,也可位于收缩期。

如果想在扫描时不必对心率进行控制,进一步提高时间分辨率是关键。时间分辨率只有小于 100 毫秒才可以理想地冻结心脏,即可在任意心率情况下,不必人为控制心率,使得心脏成像不受高心率和心律失常的影响。一种方法是“多扇区”重建,由多个心动周期叠加来缩短成像时间窗,但是由于扫描时间长,不同心动周期叠加错位导致空间分辨率明显下降,而且射线剂量大大增加,没得到认可。另一种方法是通过提高机架的旋转速度来提高时间分辨率,但毫无疑问,对此需要付出巨大的努力来解决机械离心力增加的(旋转时间是 0.42 秒时为 $\sim 17G$,旋转时间是 0.33 秒时为 $\sim 28G$)和数据传输速率增加的问题。要获得不依赖心率的、单扇区小于 100 毫秒的时间分辨率,就必须使机架的旋转时间小于 0.2 秒,而此时的机械离心力高达 75G 以上,超过了当今机械制造能够实现水平。

(二) 容积覆盖范围

在 CT 获取高分辨率心脏图像的发展过程中,探测器 Z 轴的覆盖范围有了显著增加,从初期 4 层 CT 的 4mm(1mm 准直宽度 $\times 4$)覆盖范围,发展到 64 层 CT 的 19.2mm 或 40mm Z 轴覆盖范围。由于 Z 轴覆盖范围的增加,使得使用 64 层 CT 进行心脏检查时,受检者的屏气时间缩短为 6~10 秒,心电门控胸部扫描的时间缩短为 14~20 秒。由于在很短的扫描时间内就可以结束对临床要求范围的扫描,因此对于多层螺旋 CT 而言,在进行心脏成像时,探测器的宽度不再是屏气的主要限制因素了。Z 轴覆盖范围决定了在一次心跳周期中采集的图像的总厚度,因此,Z 轴覆盖范围越大,则采集过程中需要的心跳周期数越少。如果探测器的 Z 轴覆盖范围 $\geq 12\text{cm}$,则有可能在一次心跳周期内完成对整个心脏的扫描,从而可以避免阶梯状伪影的发生。

增加探测器覆盖范围是一个发展方向。即继续沿着原有多层 CT 的发展道路,增加探测器的排数。通过增加探测器覆盖,可以在一次心跳周期内和不动床的情况下完成对整个心脏的扫描。这样不但可以完成对心脏的形态成像,而且可以通过简单的对同一扫描范围的重复扫描完成动态的心脏成像和心功能评估。

2

初步研究和临床表明,由于现在超宽探测器 CT 的时间分辨率没有得到提高和低对比度分辨率的下降,使得心脏扫描依然受限于心率和心律,仍然需要服用 β 受体阻滞剂控制心率,同时图像质量并没有得到改善。另外,使用宽探测器 CT 时,要想在获得与 64 层 CT 相同的各向同性的空间分辨率的同时保证图像具有足够信噪比,就必须增大射线剂量,而这将会造成医学伦理学方面的问题。同时在扫描时产生的巨大数据量也会对现有图像重建系统的处理能力造成巨大的挑战。

(三) 空间分辨率和信噪比

对冠脉和其他细小的心脏解剖结构进行准确的诊断,较高的空间分辨率是非常重要的。在对重度钙化的冠脉节段、冠脉支架和细小的冠脉分支,以及冠脉狭窄程度进行诊断评估时,要求空间分辨率要小于 1mm。随着具有亚毫米准直能力的多层螺旋 CT 的问世,回顾性心电门控扫描成像能够提供的空间分辨率得到了显著提高。西门子的 64 层 CT 能够提供各向同性的 0.4mm 的空间分辨率;在 Z 轴方向上通过使用飞焦点技术可以实现 Z 轴上的 0.4mm 的空间分辨率;同时通过使用改进的重建滤波卷积函数可以在扫描 XY 平面上实现 0.4mm 的空间分辨率。但即使在这样的空间分辨率下,在对具有严重钙化或放置支架的冠脉进行诊断评估时,要想获得较高的阳性预测值仍然是一个挑战。

目前单源多层螺旋 CT 难以最大的容积覆盖速度和足够的功率完成高清晰的成像。单源 CT 的功率有限,即使目前市场上球管的功率值愈来愈大,但实际的有效功率和功率储备值并没有明显提高,因此不能满足临床上越来越多同时需要大范围、高速度、超薄层的扫描,而只能在这三个需求中做出选择和妥协。目前单源多层螺旋 CT 能够实现的射线功率范围是 0~100kW,然而在采用最快的机架旋转速度和最薄的准直宽度对肥胖受检者进行扫描时,受功率的限制,图像的信噪比也会明显下降。因此在对肥胖受检者进行扫描时,为了获得良好信噪比的诊断图像,扫描方案就要采用相对较慢的机架旋转速度和较宽的准直宽度,这样才能在较高的射线功率下获得尽可能高的图像分辨率。

(四) 射线剂量

在 CT 的未来发展中,射线剂量成为一个重要的关注点,实现心脏和胸部心电门控扫描的剂量最小化

是发展重点。在回顾性心电门控扫描时,采用心电控制的剂量调节方案可以使射线辐射剂量控制在 10mSv 之内,这是一个可以接受的剂量,但是仍然高于有创的常规血管造影诊断检查。心电控制的剂量调节方案对于降低心脏扫描剂量是非常有效的,但是如果扫描中出现了不规则心律,传统的剂量调节方案将导致图像质量的下降。因此在实际的工作中,很多医院为了预防患者出现心律失常并保证扫描成功,没有常规使用,甚至放弃使用心脏检查中心电控制的剂量调节方案,这使得心脏扫描实际的辐射剂量要大于 10mSv 。要在回顾性心电门控心脏扫描过程中实现射线剂量的最小化,最切实可行的方法是发展真正稳定可靠的心电相关剂量调节技术,可以在心动周期中非常短的时间间隔内实现全剂量曝光,并且可以应用于每一位受检者,包括心律失常患者。对此要采用新的扫描和重建技术,使心电相关剂量调节技术在心律不规则的受检者身上也能够得到应用。

当前,前瞻性门控心脏扫描也是一个行之有效的方法,它可以理想地将心脏剂量降低到 3mSv 以内。但单源 CT 对此有局限性:首先,还需控制心率;其次,由于触发时相在扫描前就已确定,而后重建时相就无法选择,如果触发时相不佳,就会导致检查失败。

(五) 组织分辨能力

密度分辨率是单源 CT 成像的基本出发点,密度对比是其分辨组织结构的唯一依据。因此对于密度相同或相似的组织,传统的方式是引入阳性或阴性对比剂,使之产生密度对比。在对比剂不能到达,或者无法使用对比剂的情况下,要想区分密度相似的组织结构,单源 CT 只能望洋兴叹。

双源 CT 设计观念的突破

如何突破这些局限性,颠覆传统的 CT 发展理念? 2005 年,西门子公司推出了 DSCT(dual source computed tomography, DSCT)——Somatom Definition。它以西门子 Somatom Sensation 64 层 CT 为基础,得益于多层螺旋 CT 技术的全部优势,但不再采用传统的一套球管和一套探测器,而是整合了两套 X 球管系统和两套对应的 64 层探测器系统。这两套采集系统安装在机架内相同扫描平面上(同一个滑环上),互呈 90° 位置(图 1-1)。探测器 A 覆盖了整个扫描野,直径为 50cm ,探测器 B 的扫描野为 26cm ,这是为了获得合适的焦点和探测器的距离,使得机架的设计更为紧凑。每组探测器各有 40 排探测器通道,其中中间 32 排的准直宽度是 0.6mm ;两边各有 4 排探测器,准直宽度是 1.2mm 。在机架等中心处,两组探测器的 Z 轴覆盖范围都是 28.8mm 。通过对采集的信号数据的正确组合,两组探测器都可以实现 $32\text{mm} \times 0.6\text{mm}$ 或 $24\text{mm} \times 1.2\text{mm}$ 的扫描。通过应用在 64 层 CT 就已经

使用的 Z 轴飞焦点技术,32 排 0.6mm 准直宽度的探测器能够几乎同时读取 64 层的投影数据,采样数据的空间间隔是等中心的 0.3mm 。通过使用上述技术,DSCT 机架旋转一周每组探测器都能获取相互重叠的 64 层 0.6mm 的图像数据。两套 X 线系统由 STRATON 球管与一体化高压发生器组成,能够同时进行标准的螺旋扫描或序列扫描,最大功率都是 80kW ,从而 DSCT 系统提供最高达 160kW 的高能储备。另外,由于每一个球管的 kV 都可以单独设置为 80kV 、 100kV 、 120kV 和 140kV ,因此,DSCT 可以实现双能量的扫描,从而获得双能量的扫描数据。比如一个球管设置为 80kV ,另一个球管设置为 140kV 。

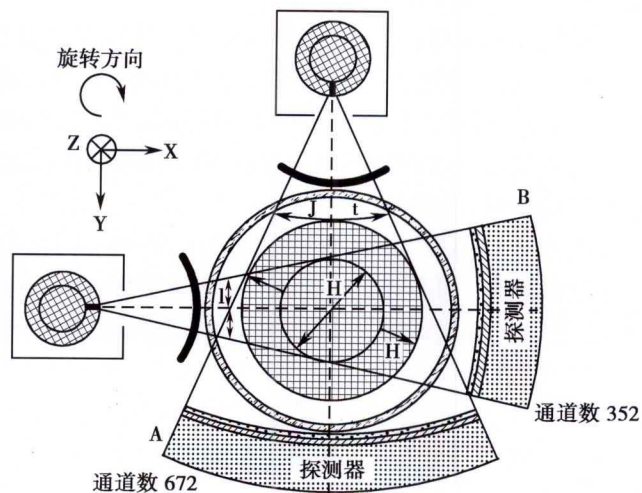


图 1-1 双源 CT 的结构设计

双源扫描技术优势



心脏扫描技术优势

DSCT 在心脏扫描检查中最大的优势在于提高了时间分辨率。机架上互呈 90° 安装的两个球管/探测器系统,采集一层图像数据只需要旋转 90° ,所需时间是单源螺旋 CT 的 $1/2$ 。机架旋转一圈的时间为 0.33 秒,因此系统的时间分辨率为旋转时间的 $1/4$ 即 82.5 毫秒,与受检者的心率无关,而且不需要进行多扇区重建。小于 100 毫秒的时间分辨率、亚毫米的空间分辨率,以及小于 10 秒的覆盖全心的扫描时间,被认为是成功进行临床常规心脏 CT 检查的三个必要条件,后两者在单源 CT 已经达到,现在 DSCT 时间分辨率达到 83 毫秒,支持快心率和不规则心律的心脏扫描,因此不再需要人为降低心率,实现了真正常规、快速、可靠的心脏图像采集。

DSCT 的基本扫描重建模式是单扇区重建。这是 DSCT 和单源 CT 最主要的不同,因为传统的单源多层 CT 要想获得如此高的时间分辨率在理论上必须使用多扇区重建的方法。然而当使用多扇区重建的方法时,时间分辨率主要由心率决定,要想获得良好的图像质量,心率的稳定性及每一次心跳运动周期的完全一致性必须很高。

放射剂量低是 DSCT 在心脏扫描检查中另一优势。DSCT 问世以来人们就提出 DSCT 的剂量是否是单源 CT 的 2 倍。事实上,因为应用了特殊的剂量降低机制,DSCT 的放射剂量被有效减少到低于单源 CT 的剂量。首先,DSCT 的容积覆盖速度提高了 2 倍;第二,心电门控的成像时间窗缩短了 $1/2$,全剂量曝光的时间窗从单源 64 层 CT 的约 200 毫秒缩小到了 DSCT 的约 100 毫秒;第三,心电门控剂量调节技术使不用于冠脉成像的心动时相的射线剂量降至 4%;第四,DSCT 的 83 毫秒的时间分辨率能够实现所有心率条件下单扇区心脏成像,从而避免多扇区重建所需要的过度重叠扫描导致长时间曝光引起的剂量叠加;第五,单源 CT 螺距不能改变,而 DSCT 螺距依据心率自动进行适应性调整,在高心率时能保持与心率匹配的高速扫描,因此剂量下降,受检者的心率越高,DSCT 的射线剂量就越低;第六,应用心脏蝴蝶结形滤过器,减少心脏扫描野边缘射线剂量。这样,在保持相同图像信噪比和空间分辨率的条件下,DSCT 的射线剂量可以减少到单源 64 层 CT 的一半。

更值得一提的是,DSCT 还提供了相比单源 CT 传统的前瞻性门控心脏检查方法更加灵活、更加稳定的“适应性智能序列心脏扫描模式”。它可对高心率的患者进行前瞻性扫描,能在心律不齐时自动进行曝光补偿,还能在重建时有更灵活的时相选择,因此,DSCT 的前瞻性门控心脏扫描适应证更宽、成功率更高。



大范围扫描技术优势

DSCT 的两套采集系统能够同时进行标准的螺旋扫描或序列扫描,因此,DSCT 提供了高达 160kW 的功率储备。足够的 X 线功率储备保证在快速的容积覆盖速度时给予足够的 X 线量以达到理想的图像质量。由于功率的限制,单源 CT 要提高 mAs,必须减小螺距,或者减慢旋转时间。而在 DSCT 就不必如此,因为它可以利用第二个球管提高功率,保证螺距和扫描速度不变。也就是说快速扫描和高图像质量可以兼得。这对复合性外伤或需要全身血管检查的患者尤为重要。DSCT 可以用最快的扫描时间(0.33 秒)和大螺距($1.5/2$)来工作。在进行心血管 CT 应用时,DSCT 所具备的大功率储备能够实现亚毫米的 200cm 扫描长度的全身血管成像研究。同时 DSCT 还拥有 78cm 的大机架孔径和成像视野,非常易于扫描超重患者或危重患者。

☑ 双能量成像技术优势

其实双能量的概念早在20年前就出现了,但是由于技术的限制一直没有实现临床应用。1984年西门子公司对双能量开始初步研究,方法是球管每旋转一周,切换一次电压(图1-2)。当时最大的问题是,球管可以切换不同的kV,但是mAs不能做适时的相应调整,即使是现在,这个问题还没有解决,因此低kV获取的图像噪声非常大,无法应用于临床。同时两组能量图像不是同时采集,由于脏器的运动或对比剂增强程度不同,导致两次扫描间数据的不匹配而形成伪影。2001年西门子在双层CT Emotion Duo上开始研究“三明治”式探测器(图1-3),使用该探测器的前提条件是第1层探测器必须覆盖第2层探测器,这种设计也遇到了许多难题。难题一:高能探测器和低能探测器敏感性问题。难题二:第1层探测器会产生不可预测的散射线影响第2层探测器。难题三:第2层探测器和第1层探测器对同一被检物体的投影位置不一致。难题四:在不需进行能量成像的常规检查时也必须使用两层探测器,增加了扫描剂量,降低了图像质量。难题五:要使第2层探测器获得足够的信息,必须增加足够的剂量,穿透第一层探测器。也因为这些难题还未解决,目前也只是一种设想,还没有应用这种探测器生成的双能临床图像问世。

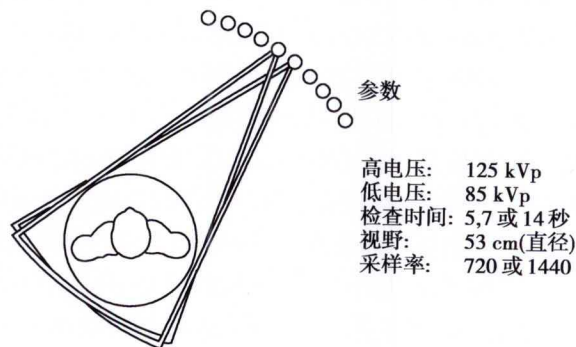


图1-2 切换电压的双能模式

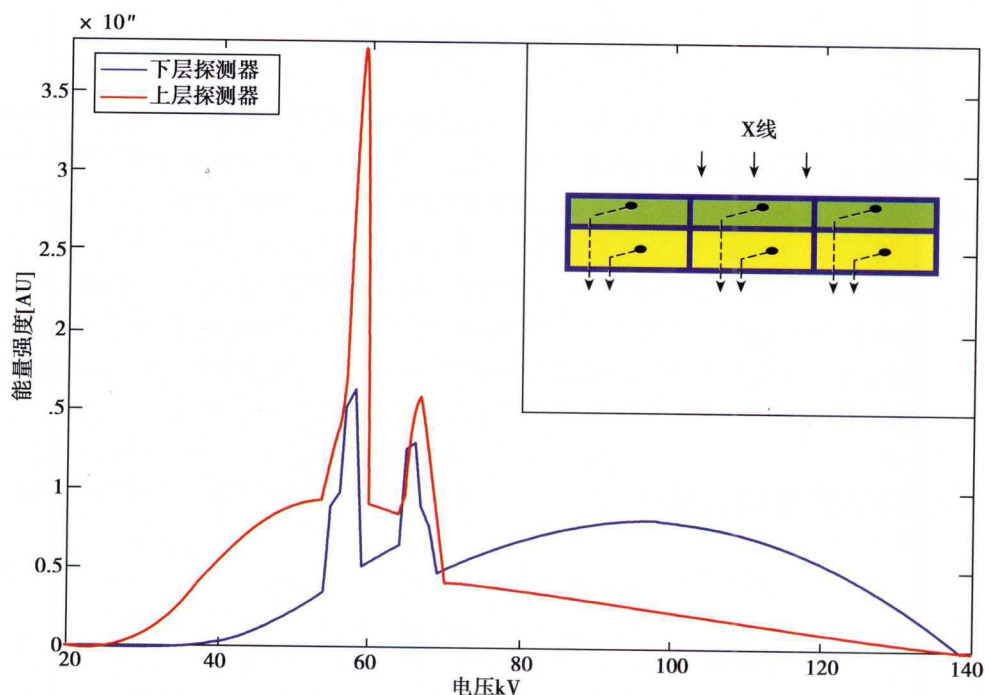


图1-3 “三明治”探测器

实践是检验临床技术的唯一标准,多年无数次的实验表明,这两种技术都存在诸多自身难以克服的难题而难以应用于临床。

DSCT具备两个独立的球管/探测器系统,两个球管能够独立地分别调整参数设定,因此在低kV的条件下应用高mAs,使两个能量获取的图像噪声和剂量一致。通常球管电压在140kV和80kV下球管电流的最优比例大约是1:4;两个独立的探测器呈90°,各自独立地接受不同能量的X线光子。

当然,DSCT的双能模式也遇到了技术挑战:由于人体对X线产生散射,高能量的散射线势必会进入到接受低能量射线的探测器,同理,低能量的散射线也会进入到接受高能量射线的探测器。解决方法是:将一个模拟人体的模体放入扫描野,以不同的能量分别扫描从而计算出相应的散射剂量,将此剂量在扫描软件中加以自动校正。如果使用较小范围的扫描模式,如 $14\text{mm} \times 1.2\text{mm}$,则在扫描的同时就可以利用两侧未使用的探测器进行实时散射校正。这样,散射的问题就完全解决了。

双能量检查是一个全新而特殊的技术手段,有一些有别于单源CT检查需要注意的地方,比如:根据不同的应用和解剖位置,DSCT推荐使用不同的准直, $64\text{mm} \times 0.6\text{mm}$ 的模式用于大容积覆盖和高分辨率扫描,较小范围模式或一些专用模式的准直用于需要精准测量CT值的扫描,如 $14\text{mm} \times 1.2\text{mm}$ 、 $20\text{mm} \times 0.6\text{mm}$ 。另外,因为B探测器的FOV较小,扫描正位和侧位两个定位像易于确保扫描对象包括在FOV内。还有,因为双能量扫描的螺距较小,单次扫描剂量通常比常规单源扫描略有增加,比如在头部,双能量扫描剂量比单源扫描多10%。双能量检查得出的数据,不仅仅用于双能量处理,将两组不同能量的数据以合适的权重进行融合,得到一组信噪比满意的图像,而这组图像可以进行其他任何常规的应用。

基于双能量扫描的数据,DSCT提供了10种双能量临床应用,均通过了FDA认证,并在世界范围内得到了验证和应用:基于血液中碘成分与钙化或骨性成分的X线衰减率的差异,利用双能量直接分离出复杂结构中的血管、去除骨性结构、去除血管硬斑块。依据双能量扫描对碘的敏感识别,可以计算出去除碘剂后的平扫图像,肺的双能量成像可以敏感识别肺动脉栓塞所致相应肺段的灌注减少或者缺失,并敏感显示肺血管内的栓子,心脏的双能量扫描可以显示出心肌的灌注情况。由于胶原分子的侧链中有密实的羟赖氨酸和羟脯氨酸,对于X线能量变化有着特异的敏感性,故通过双能量平扫可区分肌腱和韧带结构。另外双能量成像还可应用于尿路结石成分定性分析;显示痛风尿酸盐结晶成分;鉴别脑出血中的新鲜或者陈旧性出血。这些应用研究揭示了双源能量成像具有巨大的临床和科研价值。

双源CT的新发展

CT发展的脚步永不停歇。2008年的北美放射年会(RSNA),西门子又推出了第二代DSCT——Somatom Definition Flash,较第一代双源在技术上做了更大的改进。如:两套采集系统安装角度呈 94° ;探测器B的扫描野增大到 33cm ;每组探测器排数为64个,应用Z轴飞焦点技术获得128层图像;旋转速度增快到 0.28秒/圈 ,扫描速度每秒 43cm ;两套X线系统最大功率分别达到 100kW ,整个DSCT可以提供 200kW 的能量储备;在双能扫描时,应用特别的滤过设备,将能谱纯化,使双能成像更高效、更精确。

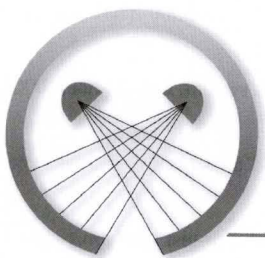
Somatom Definition Flash开创了CT历史上空前的高速度扫描和低剂量辐射:可以实现亚 mSv 级的超快速心脏扫描,心脏扫描只需要 0.25秒 ,剂量低于 1mSv ;可以实现亚秒级全胸扫描,患者无需屏气,全胸(含心脏冠脉)扫描只需 0.6秒 ;还可实现覆盖范围长达 48cm 的四维功能成像;双能也实现了纯谱新突破,诊断更加精准,扩展到FDA认证的13项临床应用;并且更加关爱患者,可以进行敏感器官防护,屏蔽非诊断必需的辐射,对敏感器官譬如乳腺、甲状腺等实施专门的辐射防护手段。相信第二代DSCT将带来技术、临床和患者关爱上的一次新革命。

(王 静)

参 考 文 献

1. Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. Med Phys, 1990, 17: 967-982
2. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, et al. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology, 1990, 176: 181-183
3. Kalender WA. Thin-section three-dimensional spiral CT: is isotropic imaging possible? Radiology, 1995, 197: 578-580
4. Kachelriess MS, Kalender WA. ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart. Med Phys, 2000, 27: 1881-1902
5. Ohnesorge BT, Becker FC. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. Radiology, 2000, 217: 564-571

6. Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ, et al. Coronary angiography with multi-slice computed tomography. *Lancet*, 2001, 357: 599-603
7. Leschka SS, Wildermuth TB. Noninvasive coronary angiography with 64-section CT: effect of average heart rate and heart rate variability on image quality. *Radiology*, 2006, 241: 378-385
8. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol*, 2006, 16: 256-268
9. Achenbach SD, Kuettner RA. Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography—initial experience. *Eur J Radiol*, 2006, 57: 331-335
10. Scheffel HH, Alkadhi AP. Accuracy of dual-source CT coronary angiography: First experience in a high pre-test probability population without heart rate control. *Eur Radiol*, 2006, 16: 2739-2747
11. McCollough CH, Primak AN, Saba O, et al. Dose performance of a 64-channel dual-source CT scanner. *Radiology*, 2007, 243: 775-784
12. Vetter JR, Perman WH, Kalender WA, et al. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. II Determination of vertebral bone mineral content. *Medical Physics*, 1986, 13: 340-343
13. Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, et al. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I Phantom studies. *Med Phys*, 1986, 13: 334-339
14. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol*, 2007, 17: 1510-1517



第 2 章

双源 CT 心脏成像技术

心电门控的应用

心脏及周围大血管 CT 成像时,因为心脏的搏动,常规成像势必会引起运动伪影。但心脏运动是有规律的,为了减小心脏搏动形成的运动伪影,可以通过在心脏运动幅度最小时进行扫描或图像重建来实现,这就需要非常精确的心电监视同步扫描技术。多层螺旋 CT 进行心脏扫描时一般采用前瞻性触发和回顾性心电门控两种心电门控技术。



心电门控的原理

8

心脏是随着心动周期有规律运动的器官,因此心脏的检查对任何影像学手段都是一个挑战。瞬间锁定运动中的心脏,观察心脏的组织结构、冠状动脉的形态及各种病理变化,高时间分辨率是必备的条件。CT 用于心脏的检查中,为了获得真实反映心脏及冠状动脉的图像,就必须在心脏相对静止时相采集,才能尽可能避免产生运动伪影。实时冻结心脏运动,需要在获得轴位图像时有极短数据采集时间。心脏的三维运动模式很复杂,运动模式在不同的心脏解剖类型,甚至在不同的心动周期都是千变万化的,其中,在心房和心室收缩期运动最强,短时的收缩末期的静息期之后紧跟着持续的心室充盈期,心室充盈在舒张中晚期运动逐渐减慢,为了图像重建的时相与心脏运动准确匹配,必须使用 ECG 与 CT 扫描同步装置,也就是心电门控,可以根据需要在心脏搏动的任意时相进行扫描或者在任意时相进行图像的重建。

心率为 60 次/分时,心脏舒张静息期持续时间大约 250 毫秒,心率为 90 次/分时,持续时间大约 150 毫秒;而收缩末期静息期持续时间大约 100 ~ 150 毫秒,持续时间随着心率的加快略有降低。心率较低时,收缩末期静息期时间窗明显小于舒张静息期,随着心率的加快舒张期静息期时间窗明显变窄。舒张静息期时间窗甚至比收缩末期更短。多层螺旋 CT 进行心脏检查时,心脏扫描或重建时间窗通常选取心动周期的舒张静息期,然而,随着 CT 心脏检查时间分辨率的进一步提高,获得收缩静息期的高质量重建图像已经成为可能。目前世界上时间分辨率最高的 CT——DSCT 的时间分辨率为 83 毫秒,在收缩末期静息期和舒张末期静息期均可以获得较好的图像。除了舒张期静息期和收缩末期静息期外,其他期要获得无运动伪影的图像至少需要大约 50 毫秒的时间分辨率。



前瞻性心电触发扫描

前瞻性触发扫描(prospective ECG-triggering)是针对心脏运动用部分扫描技术在心动周期的特定时相触发的一种脉冲式扫描成像方式。这种扫描方式既可以用于无对比剂的冠状动脉钙化积分的检查,也可用于注射对比剂的冠状动脉检查。由于这种脉冲式的扫描方式,仅仅在医师确定的时相进行恒定时间段的扫描,而在两次扫描间隔时段没有任何剂量产生,因此与回顾性心电门控相比,会明显的降低剂量。