

# 64 层双源螺旋 CT 原理

郭苏晋<sup>1</sup>, 尤志军<sup>2</sup>, 石明国<sup>2</sup>

(1 解放军第 323 医院, 西安 710054; 2. 第四军医大学 西京医院, 西安 710032)

**[摘要]** 介绍了 64 层双源螺旋 CT 概念, 分析了其组成和特点, 说明了其对冠状狭窄性病变性质鉴别的独特优势, 并对双源螺旋 CT 成像原理及其双能量减影成像原理进行了详尽阐述, 展示了其广阔的应用前景。

**[关键词]** 双源 CT; 原理; 冠状动脉成像; 能量减影

**[中图分类号]** TH774 **[文献标志码]** C **[文章编号]** 1003-8868(2008)06-0091-03

## Principle of 64-Slice Dual-Source Computed Tomography

GUO Su-jin<sup>1</sup>, YOU Zhi-jun<sup>2</sup>, SHI Ming-guo<sup>2</sup>

(1. The 323rd Hospital of PLA, Xi'an 710054, China; 2. Xijing Hospital, Fourth Military University, Xi'an 710032, China)

**Abstract** The construction of 64-slice-dual-source computed tomography (DSCT) is introduced. Its imaging principle and clinical application are put forward. DSCT has special advantages in diagnosing coronary stricture. The principles of DSCT and energy subtraction imaging are expatiated in detail. DSCT has great value in clinical research and application. [Chinese Medical Equipment Journal, 2008, 29(6): 91-93]

**Key words** dual-source computed tomography (DSCT); principle; coronary angiography imaging; energy subtraction

64 层螺旋 CT 具有容积覆盖速率快、空间分辨率高的优势, 非常适合应用于运动器官及血管的成像, 但在心脏及冠状动脉成像时, 其绝对时间分辨率仍然不足以获得运动冻结图像。虽然心脏成像时采用了心电门控和多扇区图像重建技术, 但受心率的影响, 特别是对于那些心率较快的患者, 图像质量仍然难以得到保证。一般来说, 要想图像质量不受心率限制, 时间分辨率至少要在 100 ms 以上, 目前除电子束 CT 外, 机械 CT 还很难达到这一扫描速度。双源螺旋 CT 的开发成功, 实现了机械 CT 100 ms 以上时间分辨率的愿望, 在心脏及冠状动脉成像时基本不受心率限制, 可以实现任意期相成像。另外, 它还能够进行双能量扫描, 实现 CT 血管减影成像。

### 1 DSCT 系统简介

众所周知, CT 具有密度分辨率高的特点, 理论上讲其对冠状动脉狭窄性病变的性质鉴别具有独特的优势, 但时间分辨率低却成为其应用于心脏成像的最大障碍。如何利用 CT 的影像优势, 使之在心脏成像中发挥作用是影像诊断学家渴望的结果, 也是影像物理学家不懈努力的方向。为了实现人体动态器官(如心脏等)的 CT 成像, 1979 年 Robb 等<sup>[1-2]</sup>设计了一种由多个 X 线管及探测器组成的 CT 系统, 被称为动态

空间重现机 (Dynamic Spatial Reconstructor, DSR), 也被称为第五代 CT。DSR 的数据采集系统由 28 个 X 线管和 28 个探测器组成, 排列成半圆形并一一对应固定在滑环上。工作时, 电子开关

控制 28 个 X 线管依次工作, 对应的 X 线束穿过受检体层后由 28 个探测器接收, 扫描时间最快可达 10 ms, 时间分辨率达到了空前的水平。DSR 的时间分辨率虽然很高, 但图像重建的投影数却只有 28 个 (目前多层螺旋 CT 全周扫描投影数在 2 000 个以上)。由于投影数太少, 图像质量较差, 加之系统非常庞大, 设备运行成本较高, 因此, 一直没有在临床上得到推广应用。

电子束 CT (EBCT) 实现了  $\leq 100$  ms 的时间分辨率, 可以满足心脏成像对时间分辨率的要求。但 EBCT 存在 2 个最大的缺点, 一是 Z 轴的层厚为 3 mm, 空间分辨率太低, 不利于冠状动脉成像, 特别是对狭窄小于 50% 的血管病变、管腔直径小于 2 mm 的血管难以显示; 二是容积覆盖速率慢, 使患者难以一次屏气完成整个心脏扫描。这些缺陷使 EBCT 在冠状动脉三维成像应用中受到限制, 目前主要用于冠状动脉钙化分析。2005 年, 西门子公司在 64 层螺旋 CT 的基础上, 开发出了 64 层双源 CT (Dual-source CT, DSCT) 系统, 该系统在用于心脏扫描时, 图像采集时间为 83 ms, 最高采集时间甚至高达 42 ms, 是继 DSR、EBCT 之后真正意义上的在常规心率状态下可以获得心脏运动冻结图像的 CT 系统。

如图 1 所示, DSCT 系统由 2 个 X 线球管及其对应的探测器组成, 它们呈 90° 安置在机架下, 其中一组探测器的扇形角覆盖整个扫描野 (直径 50 cm), 针对心脏扫描的需要及机架空间位置的限制, 另一组探测器扇形角较小, 只覆盖等中心扫描野直径 26 cm 的范围。探测器的结构与西门子 64 层单源 CT 相同, 由不等宽的 40 排探测器单元排列, 中央 32 排为 0.6 mm, 等中心两侧分别为 1.2 mm 4 排探测器, 探测器阵列 Z 轴向总宽度为 28.8 mm。通过探测器单元组合, 可获得



收稿日期: 2007-06-20 修回日期: 2007-11-20  
作者简介: 郭苏晋 (1959-), 女, 山西汾西人, 主要从事螺旋 CT 与肾癌的诊疗价值方面的研究工作。

32×0.6 mm 或 24×1.2 mm 层厚图像。采用飞焦点技术 Z 轴双倍采样, 利用中央 32×0.6 mm 排探测器, 可同时获得 64 层 0.3 mm 层厚的图像。机架转速最高为 0.33 s/360° (通常用于心脏扫描), 其他部位扫描时还可选择 0.5 s/360° 或 1.0 s/360° 的机架转速。DSCT 的 2 只球管均采用电子束控金属球管, 峰值功率为 80 kW, 不仅实现了 Z 轴双倍采样, 散热能力也大大提高, 既可以满足常规部位扫描, 又可以满足高分辨率大范围扫描的需要, 如心血管、胸腹部血管、外周血管等。在临床应用中, 既可开启 2 只球管 (心脏及冠状动脉成像时) 及其相应探测器组, 也可只开启 1 只球管及其相应的探测器。在仅启用单源数据采集系统时, 该系统即为常规 64 层 CT, 主要用于心脏以外的其他部位成像。此外, 2 只球管还可各自独立设置电压值和电流值, 从而实现双能量数据采集。无论是选择单球管还是双球管进行扫描及数据采集, 扫描模式都可以选择螺旋式或步进断层式。

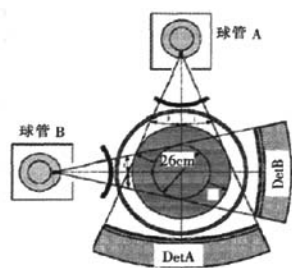


图 1 DSCT 系统示意图

图 1 为 DSCT 系统示意图, 2 只球管呈 90° 设置, 位于 Z 轴同一位置, A 管扇形线束覆盖 50 cm 扫描野, B 管覆盖 26 cm 扫描野。DSCT 心脏及冠状动脉成像时, 图像重建仍采用部分扫描图像重建算法, 也称半扫描图像重建算法。这种图像重建算法在 EBCT 及 MSCT 心脏及冠状动脉成像中已经应用, 主要目的是缩短数据采集时间, 提高时间分辨率。传统的 CT 图像重建需采集 360° 扫描的数据, 而半扫描图像重建法只需采集 180° 扫描的数据。180° 扫描的实际投影范围为 180°+δ, 式中 δ 为线束扇形角。根据系统的几何设计, 扇形角大约为 50°~60°。采取这种图像重建算法可使时间分辨率提高一倍, 即数据采集时间缩短为全周扫描时间 ( $T_{rot}$ ) 的一半。

## 2 DSCT 心脏成像原理

在心脏模式扫描时, DSCT 机架转速通常采用 0.33 s/360° 螺旋方式连续扫描, 同步记录心电图信号, 回顾性心电图半扫描图像重建算法重建图像。重建一幅图像所需的原始数据分别来自 2 组独立的、呈 90° 排列的探测器。两组数据通过拼接、融合形成重建一幅图像所需的完整数据, 使时间分辨率明显提高。虽然同一幅图像的重建数据来自相互独立的 2 个探测器, 但由于 2 个探测器处于 Z 轴同一位置, 且为同一 R-R 间期采集, 因此, 图像数据仍为被扫描器官同一解剖位置、运动期相的信息。传统 CT 及多层螺旋 CT 的图像重建需要采集 360° 的扫描数据, 即使是心脏专用部分的数据重建算法也需采集 180° 的扫描数据, DSCT 之所以能够提高时间分辨率, 关键在于它只采集了 90° 的扫描数据, 相当于缩短了采集一幅图像数据时 X 线球管的扫描行程。如图 2 所示,

当球管 A 由位置 A 绕人体旋转 90° 到 A' 时, 球管 B 也同步由位置 B 旋转到 B', 行程时间为全周扫描的 1/4, 其投影数据为两个连续的 90° 投影, 它们的相位差为 90°, 将 2 个投影数据融合, 即得到一个完整的 180° 投影数据 (如图 3 所示), 也就是说 DSCT 机架

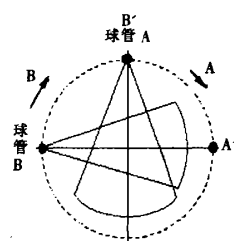


图 2 数据采集时相示意图

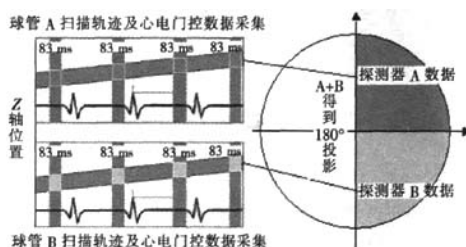


图 3 心脏成像心电图采集及数据投影示意图

只需旋转 90°, 即可得到 180°+δ 的投影数据, 满足了半扫描图像重建法对投影数据量的要求。基于上述原理, 可以认为 DSCT 心脏扫描模式的硬件时间分辨率可达到 83 ms, 如果采用两节段数据 (2 个 R-R 间期) 重建图像还可实现 42 ms 的时间分辨率。

单源 64 层螺旋 CT 冠状动脉成像时, 时间分辨率通常只有 165 ms, 为了保证获得心脏运动冻结图像, 一般要求将患者心率控制在 65 bpm 以下, 对心率高于 70 bpm 的患者则需给予 β-阻滞剂降低心率或采用多节段数据重建图像, 且数据采集时间窗必须准确地设定在心脏舒张的中末期, 否则 165 ms 的时间分辨率获得的图像, 质量很难满足要求。DSCT 在冠状动脉成像时, 对大多数心率低于 100 bpm 的患者, 83 ms 的时间分辨率可以不考虑心率的影响, 只需采集一个心动周期 (R-R 间期) 内的扫描数据即可获得满意的冠状动脉图像。对于心率非常快或是须作室壁运动、射血分数等心功能参数评估的患者, 为了能够准确获得各期相的连续图像, 也可采用 2 个心动周期的扫描数据重建图像, 此时的时间分辨率可达 42 ms, 图像质量完全可以满足临床要求。

## 3 DSCT 双能量减影成像原理

X 线数字减影血管成像包括 3 种基本方法, 即时间减影、能量减影和混合减影, 其中能量减影为最好的减影方法。能量减影的基本原理是利用不同物质对 X 线不同的衰减系数不同, 当用不同能量的 X 线照射时, 有的衰减减小, 有的衰减增大, 将不同能量的影像做减影时, 可将衰减减小 (或大) 的组织有效消除。假设有 A、B 对 X 线吸收系数不同的组织, 分别用低能和高能 X 线照射, 透射 X 线强度  $I$  与入射 X 线强度  $I_0$  之间的关系根据 Lambert-Beers 定律可用公式表示为:

$$\ln I_L = \ln I_{0L} - \mu_{AL} d_A + \mu_{BL} d_B \quad (1)$$

$$\ln I_H = \ln I_{OH} - \mu_{AH} d_A + \mu_{BH} d_B \quad (2)$$

式中,  $\mu_A$ 、 $\mu_B$  和  $d_A$ 、 $d_B$  分别为 A、B 组织的吸收系数和厚度; 下标 L、H 分别表示 X 线低能和高能状态。将  $\ln I_L$  和  $\ln I_H$  分别加权系数  $K_L$  和  $K_H$ , (2) 式-(1) 式可得到表达式:

$$S = \ln I_H - \ln I_L \\ = (K_L \mu_{BL} - K_H \mu_{BH}) d_B + (K_L \mu_{AL} - K_H \mu_{AH}) d_A + K_H \ln I_{OH} - K_L \ln I_{OL} \quad (3)$$

若令  $K_H/K_L = \mu_{BL}/\mu_{BH}$ , 使  $d_B$  项为 0, 则有:

$$S_A = (K_L \mu_{AL} - K_H \mu_{AH}) d_A + K_H \ln I_{OH} - K_L \ln I_{OL} \quad (4)$$

得到组织 A 的图像信号, 而消除了组织 B 的信号。

若令  $K_H/K_L = \mu_{AL}/\mu_{AH}$ , 使  $d_A$  项为 0, 则有:

$$S_B = (K_L \mu_{BL} - K_H \mu_{BH}) d_B + K_H \ln I_{OH} - K_L \ln I_{OL} \quad (5)$$

得到组织 B 的图像信号, 而消除了组织 A 的信号。

利用上述原理, 在计算机上即可实现数字图像的减影, 消除无关结构对目标器官的影响, 突出特定组织与结构。能量减影法要求 X 线管电压在 2 种能量之间高速切换, 大多数 X 线机难以达到这一技术要求, 所以目前在 X 线的数字减影中一般多用于时间减影或混合减影。CT 本身为数字信号, 理论上更容易实现数字减影成像。CT 减影成像的概念在 20 年前已有研究者提出<sup>[3-4]</sup>, 但由于当时的技术限制, 其并没有真正进入临床应用。DSCT 系统开发成功为双能量 CT 的研究奠

定了技术基础。在双源扫描模式下, 2 只球管可分别设置电压值、电流值或不同的滤过, 从而实现双能 X 线的同时扫描与数据采集。双能量 CT 的最大临床价值是可以进行 CT 血管减影成像, 消除骨等高密度组织对血管显示的影响, 特别有利于诸如颅颈这样结构复杂、重叠严重部位的 CT 血管成像, 如椎动脉、基底动脉、Willis 动脉环等。

#### [参考文献]

- [1] Robb R, Ritman E. High speed synchronous volume computed tomography of the heart[J]. Radiology, 1979, 133:655-661.
- [2] Ritman E, Kinsey J, Robb R, et al. Three dimensional imaging of heart, lungs, and circulation[J]. Science, 1980, 210:273-280.
- [3] Kalender W A, Perman W H, Vetter J R, et al. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies[J]. Med Phys, 1986, 13(3):334-339.
- [4] Vetter J R, Perman W H, Kalender W A, et al. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. II. Determination of vertebral bone mineral content[J]. Med Phys, 1986, 13(3):340-343.
- [5] Flohr T G, Bruder H, Petersilka M. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system [J]. Eur Radiol, 2006, 16(2): 256-268.

(◀◀上接第 90 页◀◀)

表 9 总重复性结果

项目	$\bar{X}$	SD	CV/%	设计要求 CV/%
WBC/ ( $\times 10^9 \cdot L^{-1}$ )	4.32	0.095	2.20	$\leq 3.0$
NEUT/%	61.10	0.620	1.01	$\leq 8.0$
LYM/%	30.64	0.690	2.25	$\leq 8.0$
MON/%	7.34	0.450	6.13	$\leq 20.0$
EOS/%	0.66	0.080	12.10	$\leq 25.0$
BAS/%	0.23	0.090	39.10	$\leq 40.0$
RBC/ ( $\times 10^{12} \cdot L^{-1}$ )	3.20	0.010	0.30	$\leq 1.5$
Hb/( $g \cdot L^{-1}$ )	76.40	0.490	0.60	$\leq 1.5$
Hct	0.25	0.005	0.20	$\leq 1.5$
MCV/fL	79.35	0.310	0.40	$\leq 1.5$
MCH/pg	23.86	0.190	0.80	$\leq 2.0$
MCHC/ ( $g \cdot L^{-1}$ )	300.40	2.060	0.70	$\leq 2.0$
RDW/%	14.86	0.050	0.30	$\leq 3.0$
PLT/ ( $\times 10^9 \cdot L^{-1}$ )	290.00	5.610	1.90	$\leq 4.0$
PCT/%	0.29	0.010	3.40	$\leq 6.0$
MPV/fL	9.96	0.190	1.90	$\leq 4.0$
PDW/fL	11.30	0.320	2.80	$\leq 10.0$

细胞分仪以核酸荧光染色结合半导体激光流式细胞为检测原理, 即前向散射光反映细胞大小, 侧向散射光反映细胞内部结构及颗粒状况, 侧向荧光反映 RNA 和 DNA<sup>[5]</sup>。Sysmex XS-800i 设计合理、操作简单、速度快、注重环保, 具有较强的质控能力

和完善的保养功能, 能够自动清洗进样针和管道系统, 为检验结果的质量提供了保障。我们对其准确性、批内、批间精密度、携带污染率、线性进行评价, 并将其与 Sysmex 2100 血细胞分析仪进行平行测定, 与显微镜法分类白细胞进行比较。结果表明, Sysmex XS-800i 分析仪的线性较好、准确性高, 携带污染率在要求范围内 ( $<1\%$ ); 与 Sysmex 2100 血细胞分析仪平行测定, 两者的结果经统计学分析无显著性差异 ( $P>0.05$ ); 细胞分类结果与显微镜法分类白细胞进行比较, 相关性较好 ( $r>0.8$ ), 可很大程度降低工作人员的劳动强度。

综上所述, Sysmex XS-800i 全自动血细胞分仪使用效果理想, 检验结果可靠。

#### [参考文献]

- [1] 叶应妩, 王毓三. 全国临床检验操作规程[M]. 南京: 东南大学出版社, 1997:87.
- [2] Walters J, Patricia Garrity. Performance evaluation of the Sysmex XE-2100 hematology analyzer[J]. Laboratory hematology, 2000, 6: 83-92.
- [3] 束国防, 高茂旭, 芦慧霞. XE2100 血液分析仪的应用评价[J]. 现代医学, 2005(10):323-325
- [4] Ruzicka K, Veitl M. The new hematology analyzer Sysmex XE-2100 [J]. Archives of Pathology & Laboratory Medicine, 2001, 125(3):391.
- [5] Inoue H. Overview of automated hematology analyzer XE-2100[J]. Sysmex J Int, 1999, 9:58-64.