

能量 CT 临床应用中国专家共识

中华医学会放射学分会 中国医师协会放射医师分会

安徽省影像临床医学研究中心

通信作者:余永强,安徽医科大学第一附属医院放射科,合肥 230022, Email: cjr.yuyongqiang@vip.163.com;严福华,上海交通大学医学院附属瑞金医院放射科,上海 200025, Email: yfh11655@rjh.com.cn;卢光明,解放军东部战区总医院放射诊断科,南京 210002, Email: cjr.luguangming@vip.163.com;金征宇,中国医学科学院北京协和医学院北京协和医院放射科,北京 100730, Email: cjr.jinzhengyu@vip.163.com;刘士远,海军军医大学第二附属医院放射诊断科,上海 200003, Email: cjr.liushiyuan@vip.163.com

【摘要】 能量 CT 成像技术发展迅速,近年来在临床的应用越来越成熟,在疾病的诊断中发挥了重要作用。为推动能量 CT 在我国的规范化应用,中华医学会放射学分会和中国医师协会放射医师分会组织专家参阅大量文献并结合我国的临床实践,经反复讨论并达成以下共识,包括能量 CT 成像原理、实现形式和技术特点,以及在血管、头颈、心胸、腹部及骨骼肌肉成像等方面的临床应用。

【关键词】 体层摄影术, X 线计算机; 能量 CT; 专家共识

China expert consensus on clinical application of multi-energy CT

Chinese Society of Radiology of Chinese Medical Association, Chinese Radiologist Association, Research Center of Clinical Medical Imaging of Anhui Province

Corresponding author: Yu Yongqiang, Department of Radiology, the First Affiliated Hospital of Anhui Medical University, Hefei 230022, China, Email: cjr.yuyongqiang@vip.163.com; Yan Fuhua, Department of Radiology, Ruijin Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200025, China, Email: yfh11655@rjh.com.cn; Lu Guangming, Department of Diagnostic Radiology, General Hospital of Eastern Theater Command, Nanjing 210002, China, Email: cjr.luguangming@vip.163.com; Jin Zhengyu, Department of Radiology, Peking Union Medical College Hospital, Peking Union Medical College, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100730, China, Email: cjr.jinzhengyu@vip.163.com; Liu Shiyuan, Department of Radiology, the Second Affiliated Hospital of Naval Medical University, Shanghai 200003, China, Email: cjr.liushiyuan@vip.163.com

从 1971 年第一台 CT 诞生至今,CT 技术发展日新月异,近 10 年来发展方向已经从传统的扫描速度和排数(探测器宽度)向能量 CT 转变,并逐步在临床开展应用^[1-5]。能量 CT 提供了传统 CT 无法提供的组织特征性信息,在临床实践中凸显了其优势和特色。中华医学会放射学分会和中国医师协会放射医师分会组织全国多家单位、多位专家在复习

大量文献的基础上,结合国内同道在能量 CT 临床应用方面的丰富经验,经反复讨论并达成以下共识,旨在加深对能量 CT 的认识,提升其临床科研和应用水平,推动能量 CT 在临床的规范应用。

一、能量 CT 的物理原理概述

传统 CT 成像是多色谱(混合能量)X 射线作用于物质后探测器读取投影数据,计算物质对 X 射线

DOI: 10.3760/cma.j.cn112149-20220118-00051

收稿日期 2022-01-18 本文编辑 张琳琳

引用本文:中华医学会放射学分会,中国医师协会放射医师分会,安徽省影像临床医学研究中心. 能量 CT 临床应用中国专家共识[J]. 中华放射学杂志, 2022, 56(5): 476-487. DOI: 10.3760/cma.j.cn112149-20220118-00051.



的衰减系数,得到每个像素的CT值来成像,病变的检测和定性基于组织的CT值或病变与背景的对比度差异。X射线照射与物质发生作用主要包括光电效应和康普顿效应。光电效应很大程度上取决于物质的原子序数,而康普顿效应更多与电子密度相关,即与物质的密度相关^[1-2]。早在1973年,CT发明者Hounsfield^[3]就采用两种管电压进行序列扫描的方式实现了能量成像,通过光子吸收的差异区分不同原子序数的物质,如碘(Z=53)和钙(Z=20),它们在传统CT图像上CT值相似。

能量CT即在两个或更多的能量下获取物质衰

减信息,不同组织的能量依赖性不同,可基于光子吸收的差异对不同组织进行鉴别和分类。在目前的临床实践中,主要是通过两种不同的能量水平上实现,因此多称为双能量CT。由于不同厂商产品特色及能量扫描实现形式不尽相同,双能量CT、能谱CT、光谱CT等命名及术语也较为多样。为了统一和规范,本共识使用能量CT这一术语。

二、能量CT技术原理

尽管能量CT是单一的物理概念,但随着CT成像技术的不断发展,能量CT成像的实现有多种技术与方法(表1,图1~6),主要包括单源序列扫描双

表1 不同能量CT成像模式及特点

能量CT	能量数据实现方式	能量解析方式	视野	探测器宽度(cm)	球管能量设置(kVp)	工作流程改变
单源序列扫描双能量技术	X射线源(球管)	图像域	无限制	16	80和140	是
单源双光束能量CT	探测器	图像域	无限制	4	120	是
单源瞬时管电压切换双能量CT	X射线源(球管)	投影数据域	无限制	8、16	80和140	是
双源双能量CT	X射线源(球管)	图像域	受限于较小探测器视野	5.76	80/140(第1代); 80/140Sn、100/140Sn(第2代); 70/150Sn、80/150Sn、90/150Sn、100/150Sn(第3代)	是
双层探测器光谱CT	探测器	投影数据域	无限制	4	120或140	否
光子计数CT	探测器	投影数据域	无限制	5.76	无限制	否

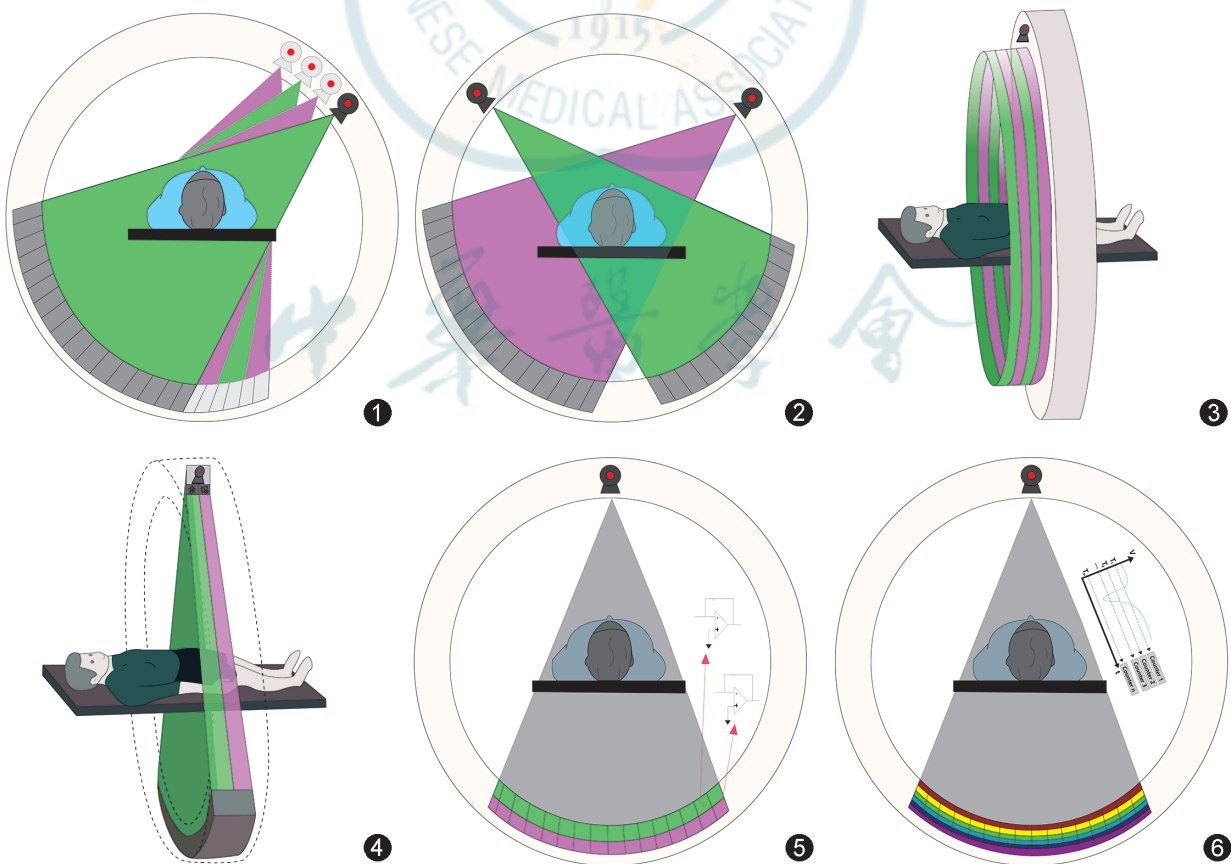


图1~6 不同能量CT成像模式图。图1为单源瞬时管电压切换双能量CT;图2为双源双能量CT;图3为单源序列扫描双能量技术;图4为单源双光束能量CT;图5为双层探测器光谱CT;图6为光子计数CT

能量技术、单源双光束能量 CT、双源双能量 CT、单源瞬时管电压切换双能量 CT、双层探测器光谱 CT、光子计数 CT 等^[4-5]。能量 CT 成像的实现需要有采集、能量解析及后处理 3 个部分组成的影像链。常用的 X 射线能量解析方式有 2 种,即投影数据域解析和图像域解析。目前临床使用的能量 CT 成像方式中,单源瞬时管电压切换双能量 CT 和双层探测器能量 CT 是基于原始数据域的能量解析,而双源双能量 CT 是图像域解析^[6-7]。

(一) 基于 X 射线球管(源)的能量 CT 技术

1. 单源瞬时管电压切换双能量 CT: 单源瞬时管电压切换双能量技术可在机架旋转期间实现同一 X 射线球管电压在 80 和 140 kVp 之间的快速切换 (<0.5 ms),并由同一个探测器接收高低能量两套信息(图 1)。该系统采用石榴石晶体结构的新型闪烁晶体探测器(宝石探测器),与常规 CT 系统的标准材料,如硫氧化钆为基础的闪烁晶体相比,其发光速度更快,光输出量更大^[4-5]。高低管电压的 X 射线投影角度几乎相同,视野相同,管电压快速切换系统能够从两个在时间和空间上紧密排列的不同能量数据集中获取数据,并允许直接在投影数据域空间进行双能量重建,这有利于减少线束硬化伪影并提高能量分析的准确度^[6-7]。但管电压切换时需要时间和角度上的插值计算,空间分辨力和时间分辨力有所损失,一定程度上影响数据分析的准确度及图像质量。同一个球管在两种管电压之间快速切换,导致球管整体转速受限,使运动器官如心脏的双能量 CT 采集有一定困难^[4, 8]。新一代单源瞬时管电压切换双能量 CT 系统,球管管电压-管电流的同步匹配切换能力克服了既往管电压切换时管电流不能调节的限制,同时采用由宝石闪烁晶体和高清探测器采集系统组成的宝石高清探测器,加上深度学习重建算法的联合使用,均可以在降低辐射剂量的同时保证优质的图像质量,具有较高的潜在临床应用价值。

2. 双源双能量 CT: 双源双能量 CT 技术采用两个相隔几乎垂直角度(90°和 95°)的 X 射线球管和 2 个相应的探测器,在同一个解剖层面上同时发射不同管电压的 X 射线,在相对较小的空间配准误差下,分别由对应的不同探测器同时采集上述高低能量数据^[4, 9-10](图 2)。第 2 代和第 3 代双源双能量 CT 系统在高能 X 射线球管前端安装了锡滤线板(厚度分别为 0.4、0.6 mm),能更好地纯化高低能量的 X 射线,有利于提高剂量效率,减少线束硬化伪影。

两个球管的管电压和管电流都可以独立调整,有利于辐射剂量的调节。由于双源双能量 CT 系统高低能量两套数据不是纯粹的同向数据,因此基于投影域的双能量算法不适用,而是基于图像域重建。两个球管在 Z 轴上等位,同时扫描时一个球管的 X 射线不可避免地在另一个探测器内有所吸收,由此带来的交叉散射在一定程度上影响图像质量和信噪比。此外,双能量 CT 评估受限于探测器的视野较小(第 1 代到第 3 代双源 CT 分别为 25、33、35 cm),体型较大受检者双能量 CT 扫描在临床应用中受到一定限制^[4-5, 9]。

3. 单源扫描能量 CT: (1) 单源序列扫描双能量技术: 利用两次不同管电压的快速(球管旋转时间 0.27 ms)连续扫描,可以是容积扫描或螺旋扫描,得到两套独立的高低能量图像(图 3)。由于对硬件要求最低,是最早可以在任何 CT 上实现能量成像的方法。由于序列扫描需要球管旋转两圈,2 次扫描的间隔时间较长,会造成呼吸和心脏运动的配准失误,以及组织注射对比剂前后两次扫描间对比增强的变化^[4, 9]。

(2) 单源双光束能量 CT: 单源双光束双能量 CT 技术采用分离滤波技术,使得任何 CT 设备都可以升级为能量 CT。在 X 射线管的输出端放置一个由金和锡制成的过滤器,可以将 120 kVp 的射线束预先分离成高、低两种能量的光子束(67.5 和 85.3 keV)。高、低两种能量的光子被对应位置的探测器沿 Z 轴方向(纵向)分别接收(图 4)。这项技术可以与自动曝光剂量调制技术和迭代重建技术联合使用^[4, 11]。因为高能和低能数据是从不同的解剖区域获得的,为了保证所有体素的数据采集,需要采用螺距小于 0.5 的螺旋扫描模式。为了补偿过滤器带来的光谱衰减,需要更高的 mAs 来保证光子通量,但在图像质量相当条件下,能量扫描的辐射剂量和常规 CT 扫描相当。由于每个体素点在不同的时间获得两种能量的数据,因此该技术采集的时间配对不够理想,空间分辨力也受限于光子交叉散射、固有低能光子干扰、光子束中心(有限的 2~3 mm 焦点)和边缘的不可分辨光谱^[4-5]。

(二) 基于探测器的能量 CT 技术

1. 双层探测器光谱 CT: 双层探测器光谱 CT 的基本结构和传统 CT 相似,使用一个 X 射线球管,但探测器由空间上对等的上、下两层构成,上层采用稀有金属钇(Yttrium)为基质的闪烁晶体,下层采用稀土陶瓷探测器,上层采集低能光子信息,同时

允许高能光子穿透并在下层被吸收,两种光子能量信息分别通过侧置的光电二极管传输输出两套数据集用于能量分析^[5, 12]。通过高、低能数据相加,可以在每次扫描中获得常规 CT 图像数据(图 5)。不同于上述几种能量 CT 实现形式,即扫描前需事先预判是否需要能量扫描而选择特殊的能量 CT 扫描参数,双层探测器技术的优势在于不改变常规工作流程,时间分辨率高,不增加辐射剂量,无扫描视野限制,可以从任何常规 CT 扫描中获得全息光谱图像(spectral-based imaging, SBI)数据包, SBI 数据包可以在后处理工作站中重建生成常规图像和能谱多参数图像,并可以进行回顾性分析。双层探测器采集的高、低能数据在投影数据域内时间和空间上完全匹配的前提下进行解析,同时有效使用反相关噪声降噪技术,提高了能量数据分析的准确性,有效降低光谱图像噪声并提高图像质量,主要体现在虚拟单能量图像能量范围(40~200 keV)几乎平坦的、较低水平的噪声曲线。但由于光谱数据集的能量分离受到固定探测器设计的限制,只能在使用 120 或 140 kVp 峰值管电压下进行的扫描才能进行光谱分析^[4-5, 12]。

2. 光子计数 CT: 基于半导体的光子计数探测器(碲化镉、碲化镉锌、硅、砷化镓)可以直接将 X 射线转化成电信号,通过设定能量阈值,该阈值能量以上的 X 射线光子以相同权重计数,从而产生探测器信号(图 6)。不同的能量阈值可以区分不同能量的光子,光子计数 CT 可以同时提供两个或多个能量阈值的 CT 数据,用于物质分离成像^[5, 13]。在两个以上能量阈值的情况下, k 边缘成像可以应用于既往能量 CT 之外的材料分解,如碘和钆等。光子计数 CT 对扫描参数使用及临床应用范围没有限制。不同能量水平的 CT 数据,在相同的时空比下,允许投影数据域内的能量解析。与既往能量 CT 扫描设备相比的潜在优势包括对比噪声比增加、空间分辨率更高(如 150 μm)、金属伪影少、物质分解能力更好及辐射剂量更低^[4-5, 14-15]。

三、能量 CT 的辐射剂量及碘对比剂剂量优化

能量 CT 采集两个或更多能量下的物质衰减信息,但实际上患者所接受的辐射剂量并未成倍增长,且诸多辐射剂量研究表明目前能量 CT 的辐射剂量已减少到与传统 CT 相近,甚至低于传统 CT 的辐射剂量^[4, 16-18]。基于 X 射线球管(源)的能量 CT 技术通过高低管电压扫描时间分配、匹配管电流调制技术、滤线板 X 射线纯化技术、自适应剂量屏蔽

技术、迭代及机器学习后处理重建技术等方式降低辐射剂量。基于探测器的能量 CT 技术不改变常规工作流程,无需额外扫描,无辐射剂量增加,而基于半导体探测器的光子计数 CT 的潜在优势包括较常规 CT 更低的辐射剂量^[13, 15]。此外,能量 CT 虚拟平扫(virtual noncontrast images, VNC)影像能够满足大部分临床诊断要求,采用 VNC 影像替代常规平扫,能够进一步减少患者所接受的辐射剂量。但目前能量 CT 还较难实现超低辐射剂量的检查^[18]。

随着能量水平的不断降低,能量 CT 低能量段(<70 keV)虚拟单能量图像(virtual monoenergetic images, VMIs)越接近碘的 k 缘(33 keV),碘的衰减不断提高,因此含碘组织的对比度明显提高,如血管和强化的病变组织。研究显示,在保证相同图像质量的情况下,采用低能量段(<70 keV) VMIs 可减少增强 CT 检查使用的碘对比剂负荷^[5, 18]。

四、能量 CT 后处理与应用工具

1. 常规诊断图像: 能量 CT 临床使用过程中,常会生成一组类似于 120 kVp 常规混合能量的图像,用于常规诊断目的。基于不同的采集方式,获得方式有所不同。在双源双能量 CT 设备中,通过高、低能量图像的线性混合获得。在单源瞬时管电压切换双能量 CT 设备中,70 keV 的虚拟单能量图像(即 120 kVp-like 图像)用于此目的^[4-5]。双层探测器光谱 CT 主要通过上、下两层探测器分别吸收生成的高、低能两组数据组合而获得常规混合能量 CT 图像^[12]。

2. VMIs: 能量 CT 可以通过高、低能两套数据计算模拟出单一 keV 能量 X 射线球管照射下生成的图像,即 VMIs。基于不同的采集方式,获得的数量有所不同,一般可包括 40~200 keV 的单能量图像。70 keV VMIs 与传统 120 kVp 混合能量图像类似,但伪影和噪声较低。低能量段(<70 keV) VMIs 因为更靠近碘 k 缘(33 keV)而能够明显提高碘的 CT 值。高能量段(>90 keV) VMIs 则有利于消除硬化伪影^[5, 7, 19]。

3. 物质分离图像: (1) VNC 是基于对碘物质的识别,从增强扫描图像中移除碘物质对 CT 值的贡献,从而得到无碘对比剂的图像,可以用于代替常规平扫图像以减少患者接受的辐射剂量^[4, 20-21]。(2) 碘图或称碘密度图、碘基图或无水碘图,系各体素所含的碘浓度的分布图,可用于定量分析组织强化程度,除使用黑白图像展示外,还可以使用碘融合彩色图以提升摄碘组织的可视化程度^[5, 22]。



(3)钙抑制图是基于对钙物质的识别,对含钙组织进行去钙处理。在病灶出血、钙化鉴别、骨髓水肿及骨转移瘤的 CT 诊断中有较高的临床应用价值^[5]。(4)尿酸图是基于对尿酸物质的识别,用于区分尿酸和非尿酸结石,进行骨关节痛风石的检出与诊断。(5)其他:基于更多物质分离与识别算法、更多的物质识别与量化,如钙基物质图、铁含量图、脂肪图、氙图等在不同疾病的诊断中均有较高的临床应用价值^[5, 7]。

4.有效原子序数图、电子云密度图:系各体素物质的有效原子序数、电子密度加权图像,目前临床应用经验有限^[5]。

五、能量 CT 临床应用

(一)CTA 应用

1.提高碘对比剂 CT 值,优化 CTA 图像质量:能量 CT 低能量段 VMIs (<70 keV)明显提高碘的 X 射线衰减,可以提高 CTA 中血管的强化程度,优化图像质量^[4, 5]。有研究报道能量 CT 低能量图像(40~65 keV)与常规 120 kVp 图像比较,血管对比噪声比和信噪比均有明显提高。低能量段 VMIs 可以显示更多的细小分支血管,如下肢动脉、肺动脉、腹腔血管远端分支,提高小血管病变(如肺栓塞)的显示及检出,并有利于肿瘤或血管畸形等术前规划^[5, 23-24]。传统 CT 静脉成像受扫描时间及患者血液循环状态影响较大,延迟时间较短导致管腔充盈不佳,延迟时间过长导致管腔显影浅淡,均影响静脉评估。低能量段 VMIs 能够提高静脉血管组织对比度,提高静脉系统(如下腔静脉)成像质量,有利于提高静脉血栓检出,同时优化外科手术规划^[23, 25-26]。

此外,在使用低 keV 虚拟单能量 CTA 时,可以减少对比剂用量,尤其是对于肾功能不良的患者减少对比剂用量,达到相同甚至优于常规 CTA 的图像质量。有文献报道可以通过使用低能量段 VMIs,在一期扫描中,同时显示动静脉,从而减少患者所接受的辐射剂量^[27]。

2.钙物质识别分离、自动去骨,改善血管的显示:头颈部 CTA、下肢动脉 CTA 图像质量易受邻近骨质影响,如颈部血管与颈椎、颅底骨距离较近,能量 CT 通过钙物质识别、选择性体素抑制,能够优化头颈及下肢血管显示,降低 CTA 图像重建难度,并提高钙化斑块严重时血管狭窄程度的评估。同时有效去骨,有助于临床急性颅内出血性病变的检测,如少量的硬膜下、硬膜外出血或脑挫裂伤水肿和急性静脉血栓形成的识别^[23, 28]。

3.减少线束硬化伪影:能量 CT 高能量段 VMIs 能够有效抑制线束硬化伪影,如在头颈 CTA 中颅骨及锁骨下静脉对比剂浓聚所致的线束硬化伪影,但高能量段 VMIs 同时会降低血管的组织对比度,因此需要在临床应用过程中根据实际情况综合主客观评价指标,寻找最佳单能量图像^[5, 23, 29-30]。

4.VNC 代替常规平扫,减少辐射剂量:在能量 CTA 检查中,可以通过使用 VNC 代替常规平扫,减少患者所接受的辐射剂量,如 VNC 用于检测急性主动脉综合征中的主动脉夹层、壁内血肿,以及主动脉支架植入后的随访。VNC 在主动脉腔内修补术后的应用,并不会减少内漏的检出,而辐射剂量降低 40%~61%。同时联合低能量段 VMIs 及碘图,能够提高微小内漏的检出、小血管分支及内漏的鉴别^[23, 29, 31]。

专家建议:低能量段 VMIs 可以优化血管显示,“双低”(低对比剂、低辐射)能量 CTA 扫描方案有待更多规范化标准及推广。高能量段 VMIs 去伪影应用,在支架内管腔评估等方面有重要作用。不同临床应用场景,需根据实际情况综合客观指标及主观评价,寻找最佳单能量水平。可用 VNC 代替常规平扫减少受检者辐射剂量。动静脉一期扫描成像具有潜在临床应用价值。

(二)头颈部 CT 成像应用

1.VNC 鉴别出血灶、碘对比剂外渗:能量 CT 可以使用 VNC 代替常规平扫的诊断作用,且 VNC 联合碘图等能够对颅内出血和碘对比剂外渗进行有效的鉴别,如对动脉瘤合并蛛网膜下腔出血、动静脉畸形合并颅内出血等介入操作术后复查^[32]。

2.去金属硬化伪影:在头颈部成像中,高能量段 VMIs 可以有效减少牙科植入物或填充物及颅内动脉瘤介入治疗后(支架或弹簧圈)在头颈部及周围的金属伪影,改善此类情况下头颈部 CT 成像质量。此外,也有助于手术填充物周围结构评估,如继发骨质破坏等^[4, 33]。

3.头颈部肿瘤术前评估优化:能量 CT 低能量段 VMIs 可以提高头颈部肿瘤与正常组织的组织对比度,改善肿瘤的可视化及其与正常软组织边界的识别,有助于肿瘤检出并确定其范围,指导临床肿瘤分期,对肿瘤切除范围的手术决策、放疗靶区精准勾画及放疗计划方案的制定具有重要的意义。低能量段 VMIs 图像结合碘图的碘浓度在定量判断肿瘤治疗后变化及有无复发等方面具有较高的灵敏度和特异度。此外,高能量段 VMIs 有助于非骨



化软骨(如甲状软骨)的显示,可以用于头颈部肿瘤邻近软骨侵犯评估,同时碘图在识别软骨是否受侵方面具有较高的特异度和临床可接受的灵敏度^[33-35]。

4. 甲状腺结节良恶性鉴别及转移淋巴结识别:能量 CT 的定量参数,特别是碘浓度有助于区分甲状腺良恶性结节,同时可以提高甲状旁腺腺瘤与淋巴结或正常甲状腺组织的鉴别。能量 CT 在颈部淋巴结的良恶性鉴别方面具有潜在的临床应用价值。有研究报道头颈部鳞状细胞癌转移性淋巴结的碘浓度值低于颈部正常或炎性淋巴结。甲状腺癌转移性淋巴结碘浓度和能谱曲线斜率明显高于颈部正常淋巴结^[34, 36-38]。

专家建议:能量 CT 低能量段 VMIs 结合碘图等多参数成像,能提高头颈部图像质量,有助于早期病变的检出,对病变良恶性鉴别有一定价值,并能优化肿瘤范围的识别,指导临床肿瘤分期,对手术决策和制定放疗计划方案具有较高临床价值。

(三)心脏成像的应用

1. 冠状动脉钙化积分:高钙化积分是冠心病患者发生不良心血管事件的危险因素。能量 CT 可以直接利用增强数据重建出的 VNC 图像计算冠状动脉钙化积分,避免常规钙化积分平扫,降低辐射剂量^[39-40]。

2. 冠状动脉 CTA:能量 CT 低能量段 VMIs 可以提高冠状动脉 CTA 的信噪比和对比噪声比,改善冠状动脉 CTA 图像质量,在减少静脉内碘对比剂注射量的情况下,获得与常规注射剂量相同甚至更优的图像质量^[41]。能量 CT 高能量段 VMIs 可以有效减少锁骨下静脉对比剂、胸骨金属线、冠状动脉旁路搭桥手术夹和支架引起的线束硬化伪影、开花伪影(晕状伪影)和图像噪声,有助于改善严重钙化血管壁的管腔显示,提高冠状动脉管腔狭窄程度评估的准确度;提高支架内管腔的可视化,在一定程度上提高冠状动脉支架内管腔的评估效能^[42]。能量 CT 可以提高冠状动脉钙化斑块定量分析的准确度,但对非钙化斑块中富含纤维和脂质成分斑块的鉴别能力有限^[43]。

3. 心肌成像:能量 CT 心肌灌注成像可以提高心肌缺血的检出率,提高不可逆与可逆心肌缺血的鉴别能力,较常规 CT 有更高的准确度,对心肌灌注成像而言,能量 CT 心肌灌注成像比 SPECT 有更好的成本效益。使用能量 CT 碘图诊断心肌延迟强化具有较好的灵敏度、特异度、阳性预测值和阴性预

测值,可以反映心肌纤维化的程度和范围,对于评估心肌梗死和非缺血性心肌病具有重要价值^[44]。基于能量 CT 计算的心肌细胞外容积分数(extracellular volume, ECV)与基于 MRI 计算的 ECV 有很好的相关性,在缺血性及非缺血性心肌病鉴别诊断中有较高价值^[45]。能量 CT 可以量化原发性血色素沉着病和输血依赖性、遗传性或获得性贫血(遗传性血红蛋白病、再生障碍性贫血等)疾病心肌的铁沉积^[5, 45]。

专家建议:能量 CT VNC 钙化积分成像有较高准确度,有利于减少患者辐射剂量。低能量段 VMIs 提高血管显示度,高能量段有利于支架内管腔评估。能量冠状动脉 CTA 成像联合“一站式”心肌灌注成像,在冠心病诊断与评估中有一定的临床实用价值。

(四)肺部成像应用

1. 肺结节良恶性鉴别:能量 CT 多参数(例如能谱曲线斜率、碘浓度)有助于区分良恶性肺结节,使用 VNC 代替常规平扫可以减少患者的辐射剂量。高能量段 VMIs 可以减少胸部 CT 金属伪影或线束硬化伪影提高图像质量,有研究报道使用 100 或 140 keV 单能量图像可以减少胸部 CT 增强扫描中对对比剂造成的线束硬化伪影,提高肺结节的检测。低能量段 VMIs 可以提高肺门淋巴结的显示以及肺门淋巴结转移诊断的准确度^[5, 23, 46-48]。

2. 能量 CT 肺灌注/通气成像:能量 CT 可用于肺栓塞的形态学和功能评估。单能量图像联合碘图可以可视化反映栓子对肺实质血流灌注的影响,能量 CT 碘图所显示的“肺灌注成像”与核素平面显像和 SPECT 肺灌注显像有很好的一致性。能量 CT 可以同步显示高分辨的肺解剖结构和功能影像,如可以“一站式”评估慢性阻塞性肺疾病(chronic obstructive pulmonary disease, COPD)患者肺实质损坏和肺灌注异常区域,指导临床对肺减容术患者的术前及术后评估。此外,利用氩气作为对比剂吸入后进行能量 CT 成像,可以用于评估 COPD、支气管闭锁、哮喘、闭塞性细支气管炎、肺栓塞等患者的通气功能。研究报道能量 CT 通气成像可以显示肺功能测试不能完全评估的肺局部通气功能,当联合静脉注射对比剂行灌注成像时,可以显示出肺栓塞中的通气/灌注不匹配区域^[4, 23, 46]。

3. 肺肿瘤的肿瘤分化、病理分级、转移及疗效评价:有研究报道能量 CT 多参数成像可以进一步区分肺肿瘤的肿瘤分化、亚型、病理分级和分子亚

型,例如在腺癌、神经内分泌肿瘤和鳞状细胞癌之间碘浓度等定量参数存在显著差异。此外,碘浓度定量可用于非小细胞肺癌的代谢活性和治疗反应的评价^[5, 49]。

专家建议:能量 CT“一站式”肺灌注成像在肺栓塞及阻塞性肺疾病临床应用中有广阔前景。能量 CT 的定量参数在肺部肿瘤鉴别及疗效监测中有一定临床实用价值。

(五)腹部实质性脏器应用

1. 提高病灶检出,优化术前分期:能量 CT 可以提供 VMIs、碘图及原子序数图等多参数图像,低能量段 VMIs 能够提高异常强化病灶与背景组织的强化对比度,有利于小病灶及相对低对比度病灶的检出,如小肝癌、胰腺癌及肝转移瘤等^[4, 5]。碘图可以量化病灶强化程度,同时碘图及融合彩图的使用,也可以提高病灶显示的对比度,增强小病灶的检出率,如胰腺小神经内分泌肿瘤等^[50]。低能量段 VMIs 和碘图能够提高肿瘤边界显示度、瘤周血管显示及肿瘤-血管组织对比度,可以辅助优化术前分期及手术规划^[51-53]。同时,有文献报道门静脉期能量 CT 能谱曲线还可用于鉴别肝癌及其他局灶性肝脏病变^[53]。

2. 肿瘤疗效评估:碘图能够量化组织及病灶内碘浓度的动态变化,可以反映病灶灌注改变,可以为肿瘤疗效评价提供新的量化指标,为制定治疗方案提供更多的依据^[4, 54]。研究证实碘定量(碘浓度)有助于区分射频消融后周围组织良性反应性增生与残余肿瘤、鉴别瘤周血管癌栓与血栓^[52-53]。

3. 肝脏脂肪、铁定量:物质分离技术不仅可实现碘物质的识别,也可对其他物质进行分离提取,如铁和脂肪。能量 CT 物质分离技术,可以根据铁、肝组织和脂肪的不同衰减特性,通过虚拟物质图分别进行肝脏铁和脂肪的定量^[5, 55]。

4. 泌尿系统结石成分分析:能量 CT 基于物质分离识别能够区分出尿酸盐结石和非尿酸盐结石,从而有助于指导临床治疗,因为尿酸结石可以通过碱化尿液溶解,而含钙结石则不能。此外,能量 CT 图像基于有效原子序数、基物质图、能谱曲线、低 keV 单能量 CT 值等定量参数,结合相应后处理软件,能够对泌尿系结石的成分进一步区分,如一水/二水草酸钙合物、羟基磷灰石、尿酸、胱氨酸、鸟粪石等。但需注意的是,能量 CT 对小结石(<3 mm)的定性能力仍有限^[4, 5, 53, 56-59]。

专家建议:能量 CT 低能量段 VMIs 能够提高腹

部实质性脏器隐匿性病灶的检出率,提高肿瘤病灶及瘤周血管显示度,优化术前分期评估。碘定量成像在腹部病灶诊断与鉴别诊断及肿瘤病灶疗效监测中有一定的价值。能量 CT 在肝脏弥漫性疾病(如脂肪肝、铁沉积)诊断中有一定价值,但物质识别及分离的技术仍需要进一步优化,提高定量准确度及精度。能量 CT 可以有效区分单一成分的泌尿系统结石,但对于混合成分结石的鉴别能力有限。

(六)腹部空腔脏器(胆道系统、胃肠道)应用

1. 优化胰胆管成像,提高阴性结石检出:能量 CT 低能量段 VMIs 能够提高实质与空腔管道组织对比度,如胰胆管,可以优化胰胆管 CT 成像,结合多平面重组和曲面重组技术,能够进一步提高胰胆管发育变异及疾病的诊断准确度。此外,非钙化性结石在常规 CT 图像上的密度通常与周围胆汁类似,很难被检出。这些结石主要含有胆固醇,其性质类似于脂肪,其 CT 值在低 keV 时降低,在高 keV 时升高,低能量段 VMIs 能够提高其检出率。此外,胆固醇结石较钙化结石具有更低的有效原子序数,能量 CT 原子序数图也可以作为其检出的手段^[5, 32]。

2. 胃肠道肿瘤早期检出及分期:胃肠道等空腔脏器受检查准备及检查技术限制,一直是 CT 成像及影像诊断的难点。能量 CT 借助碘图等可很好地识别胃肠道内容物,即使在检查前准备不充分时,尤其肠道清洁不充分的情况下,能量 CT 也有助于内容物与新生物,如肠内粪便、息肉和肿瘤的鉴别。低能量段 VMIs 通过提高组织对比度,可以提高胃肠道微小局灶性肿瘤的检出率。同时肿瘤组织及胃肠道壁结构显示度的提高,可以提高肿瘤 T 分期的准确度^[60]。此外,基于淋巴结碘定量、转移淋巴结与原发灶同源性,借助碘图、能谱曲线等工具,可以提高 CT 诊断转移性淋巴结的灵敏度和特异度^[51-52]。

3. 胃肠道出血、缺血性疾病应用:能量 CT 增强扫描碘图和 VNC 的联合应用,可以鉴别肠内容物高密度物质(如药物或食物)及溢出于肠腔的碘对比剂,提高胃肠道出血的检出,且不需要进行真正的 CT 平扫。此外,能量 CT 碘图可以提高肠壁缺血的早期检出,清晰显示无强化的缺血肠段,在急腹症诊断中有重要的临床意义^[4, 32]。

专家建议:能量 CT 多参数成像可优化胰胆管及胃肠道等腹部空腔脏器的成像质量,在胆系阴性结石、胃肠道肿瘤、胃肠道出血及缺血性疾病等诊断中有一定价值。



(七) 骨骼肌肉成像应用

1. 去除内固定等体内置入装置金属伪影: 能量 CT 可以减少口腔、脊椎、盆腔、髋关节、肢体植入物等 CT 成像中的金属伪影, 多项研究表明使用高能量段 VMIs (95~150 keV) 可以最大限度地减少线束硬化伪影和开花伪影(晕状伪影)。金属植入物的大小、形状、合金材料成分材质等均会引起不同严重程度的伪影, 可以根据植入物不同性质以调整扫描减少金属伪影的方法, 最大限度地减少伪影和优化 CT 的图像质量^[4-5, 61-62]。

2. 痛风患者的尿酸盐识别与监测: 能量 CT 可以识别尿酸盐成分, 早期识别关节、关节周围软组织、滑膜、韧带、肌腱等处的尿酸盐结晶, 早期诊断痛风及鉴别假性痛风^[5, 63-65]。相关研究表明能量 CT 检测关节和关节周围软组织中的尿酸盐结晶的灵敏度为 90%、特异度为 90%, 特别是对难以穿刺活检的关节、临床表现不典型的痛风, 或是滑膜液偏振显微镜下未检出尿酸盐结晶的患者具有较高的临床应用价值^[66-67]。能量 CT 使用不同的后处理软件可以对单钠尿酸盐(monosodium urate, MSU) 进行定量分析和监测, 评估临床治疗后 MSU 的变化和缓解情况, 但仍需要前瞻性多中心研究^[5]。能量 CT 目前也用于研究 MSU 沉积、骨质破坏等病理生理学机制。

3. 骨髓水肿、骨髓病变的识别与监测: 能量 CT 钙抑制图可用于急诊或存在 MRI 禁忌证不能行 MR 检查的患者进行骨髓病变的评估, 可以识别骨髓挫伤(骨挫伤)和浸润, 与 MRI 比较, 对骨髓病变的灵敏度和阴性预测值较高。能量 CT 的钙抑制图可以提高细微和非移位性骨折的检出。使用能量 CT 钙抑制图无法直接显示邻近骨皮质的骨髓病变, 因此有可能会遗漏软骨损伤继发的骨髓水肿。最近有研究报道当椎体的硬化增加时, 其假阴性率也会随之增加, 因此使用能量 CT 检测骨髓水肿和骨髓病变时需要了解钙抑制图的局限性^[5, 32]。

能量 CT 可评估和提供骨矿物质密度三维分布, 与双能 X 射线吸收测定法相比能更详细显示局部骨质情况。研究显示能量 CT 可活体评估腰椎骨小梁, 并用颜色编码显示椎体骨矿物质的三维分布情况^[66]。

4. 骨转移的识别和鉴别: 能量 CT 的物质分离技术获得的钙抑制图结合后处理软件可以对骨皮质和骨小梁进行定义和彩色编码, 提高骨小梁处的软组织异常或缺损的转移灶识别, 用于椎体骨转移

与许莫氏结节的鉴别。同时增强扫描中碘定量有助于骨转移灶的识别。能量 CT 对不同类型肿瘤骨转移识别的灵敏度和特异度还需要进一步深入研究。使用能量 CT 鉴别骨转移时还需要考虑正常变异、骨髓转化和非典型血管瘤造成的假阳性^[66-67]。

5. 韧带、肌腱和椎间盘的显示: 能量 CT 可以区分出软组织胶原结构的韧带和肌腱, 改善 CT 对关节、韧带和肌腱的评估。目前研究报道能量 CT 可以清晰显示前交叉韧带、后交叉韧带、髌骨韧带、腓骨副韧带, 但对胫骨副韧带、横韧带、腓斜韧带等显示欠佳, 对于跟腱、髌骨、拇长屈肌、趾浅深屈肌和趾长伸肌肌腱也有较好的显示度^[4-5, 67-68]。能量 CT 不仅可以显示韧带和肌腱, 还可以用于韧带损伤评估。有研究报道能量 CT 检测前交叉韧带撕裂的灵敏度和特异度分别为 79% 和 100%^[66]。

专家建议: 能量 CT 高能量段 VMIs 可以减少骨关节金属植入物所致的伪影, 优化骨关节术后复查及评估中的图像质量。能量 CT 痛风分析具有较高的准确度, 在痛风性骨关节病早期诊断、鉴别诊断及疗效评估中有较高的应用价值。能量 CT 钙抑制图可用于急诊或存在 MRI 禁忌证不能行 MR 检查的患者骨髓病变的评估, 有较高的灵敏度。能量 CT 可以用于韧带和肌腱的成像及病变评估, 但不能代替 MRI。

六、小结与展望

CT 成像技术发展迅速, 近 10 年来能量 CT 在临床的应用日趋成熟, 能量 CT 多参数成像提供了诸多传统 CT 无法提供的组织特征性信息, 在疾病诊断中发挥了重要作用。随着能量 CT 技术的快速发展和人工智能辅助一键式快速后处理技术的研发和应用, 将进一步实现 CT 能量扫描常规化、PACS 系统读取图像序列, 从而解决目前临床实践中需要预设能量 CT 扫描模式、较长时间的用户交互式后处理及 CT 图像数据量增加等局限性, 有望最大限度地发挥能量 CT 的优势, 应用于临床工作流程中。大数据时代下丰富的图像及诊断信息, 能够进一步促进 CT 影像组学及人工智能领域的发展。此外, 近年来光子计数 CT 不断成熟, 逐步进入临床应用, 已经显示出其独到的特点和优势, 代表着能量 CT 技术革命性的突破^[14-15]。随着临床应用的不断深入, 未来能量 CT 的应用必将有广阔的前景。

执笔者: 李小虎(安徽医科大学第一附属医院放射科)、张龙江(解放军东部战区总医院放射诊断科)、杨琰昭(上海交通大学医学

院附属瑞金医院放射科)、萧毅(海军军医大学第二附属医院放射诊断科)、刘再毅(广东省人民医院放射科)

共识专家组成员(按照姓氏拼音排序):鲍海华(青海大学附属医院放射科)、陈兵(宁夏医科大学总医院放射科)、陈峰(海南省人民医院放射科)、陈敏(北京医院放射科)、陈英敏(河北省人民医院医学影像科)、陈志仁(吉林省人民医院放射科)、程敬亮(郑州大学第一附属医院磁共振科)、程晓光(北京积水潭医院放射科)、程英升(同济大学附属同济医院医学影像科)、崔建岭(河北医科大学第三医院影像科)、范国光(中国医科大学附属第一医院放射科)、耿道颖(复旦大学华山医院放射科)、耿左军(河北医科大学第二医院影像科)、龚良庚(南昌大学第二附属医院影像中心)、龚启勇(四川大学华西医院放射科)、龚向阳(浙江省人民医院放射科)、韩丹(昆明医科大学第一附属医院医学影像科)、何波(昆明医科大学第一附属医院医学影像科)、洪楠(北京大学人民医院放射科)、侯阳(中国医科大学附属盛京医院放射科)、胡春洪(苏州大学附属第一医院放射科)、胡红杰(浙江大学邵逸夫医院放射科)、胡元明(深圳市中医院放射科)、黄刚(甘肃省人民医院放射科)、黄明刚(陕西省人民医院医学影像诊断中心)、黄文才(解放军中部战区总医院放射影像科)、黄显龙(重庆市人民医院放射科)、贾文霄(新疆医科大学第一附属医院放射科)、江桂华(广东省第二人民医院影像科)、江新青(广州市第一人民医院放射科)、姜慧杰(哈尔滨医科大学附属第二医院放射诊断科)、金征宇(中国医学科学院北京协和医学院北京协和医院放射科)、居胜红(东南大学附属中大医院放射科)、雷军强(兰州大学第一医院放射科)、黎海亮(河南省肿瘤医院放射介入科)、李澄(东南大学附属中大医院医学影像部)、李欣(天津市儿童医院影像科)、李传资(海南医学院第二附属医院放射科)、李绍林(中山大学附属第五医院放射科)、李晓东(山东省临沂市人民医院影像科)、李子平(中山大学附属第一医院放射诊断科)、李小虎(安徽医科大学第一附属医院放射科)、梁长虹(广东省人民医院影像医学部)、廖伟华(中南大学湘雅医院放射科)、林伟(成都市第一人民医院放射科)、刘军(中南大学湘雅二医院放射科)、刘筠(天津市人民医院影像中心)、刘挨师(内蒙古医学院附属医院影像诊断科)、刘爱连(大连医科大学附属一院放射科)、刘建滨(湖南省人民医院放射科)、刘士远(海军军医大学第二附属医院放射诊断科)、刘文亚(新疆医科大学第一附属医院医学影像中心)、刘再毅(广东省人民医院放射科)、刘斌(安徽医科大学第一附属医院放射科)、柳林(吉林大学中日联谊医院放射介入科)、卢洁(首都医科大学宣武医院放射与核医学科)、卢光明(解放军东部战区总医院放射诊断科)、卢再鸣(中国医科大学附属盛京医院放射科)、罗良平(暨南大学附属第一医院医学影像科)、罗天友(重庆医科大学附属第一医院放射科)、吕滨(中国医学科学院阜外医院放射影像科)、吕梁(云南省第一人民医院放射科)、吕维富(安徽省立医院影像科)、马林(解放军总医院第一医学中心放射科)、马静(新疆生产建设兵团总医院放射科)、马明平(福建省立医院放射科)、宁刚(四川大学华西第二医院放射科)、彭芸(首都医科大学附属北京儿童医院放射科)、彭卫军(复旦大学附属肿瘤医院放射诊断科)、蒲红(四川省人民医院放射科)、邱士军(广州中医药大学第一附属医院影像科)、任克(厦门大学附属翔安医院放射科)、容鹏飞(中南大学湘雅三医院放射科)、沈文(天津市第一中心医院放射科)、时高峰(河北医科大学第四医院放射科)、舒健(西南医科大学附属医院放射科)、宋彬(四川大学华西医院放射科)、宋伟(中国医学科学院北京协和医学院北京协和医院放射科)、孙钢(解放军联勤保障部队第九六

零医院影像科)、孙浩然(天津医科大学总医院放射科)、孙晓伟(北京大学第一医院医学影像科)、孙应实(北京大学肿瘤医院医学影像科)、陶晓峰(上海交通大学医学院附属第九人民医院放射科)、汪登斌(上海交通大学附属新华医院放射科)、王青(山东大学齐鲁医院放射科)、王光彬(山东省立医院医学影像科)、王健(陆军军医大学第一附属医院放射科)、王琨华(辽宁省人民医院放射科)、王梅云(河南省人民医院影像科)、王培军(同济大学附属同济医院医学影像科)、王荣品(贵州省人民医院放射科)、王锡明(山东省立医院医学影像科)、王振常(首都医科大学附属北京友谊医院放射科)、温志波(南方医科大学珠江医院影像诊断科)、吴飞云(南京医科大学第一附属医院放射科)、夏黎明(华中科技大学同济医学院附属同济医院放射科)、鲜军舫(首都医科大学附属北京同仁医院放射科)、萧毅(海军军医大学第二附属医院放射诊断科)、肖喜刚(哈尔滨医科大学附属第一医院影像科)、谢传森(中山大学附属肿瘤医院影像科)、徐凯(徐州医科大学附属医院医学影像科)、徐海波(武汉大学中南医院医学影像科)、徐仁根(江西省肿瘤医院放射科)、徐文坚(青岛大学医学院附属医院影像科)、许建荣(上海交通大学医学院附属仁济医院放射科)、许茂盛(浙江中医药大学附属第一医院医学影像科)、薛华丹(中国医学科学院北京协和医学院北京协和医院放射科)、严福华(上海交通大学医学院附属瑞金医院放射科)、杨健(西安交通大学第一附属医院医学影像科)、杨本强(解放军北部战区总医院放射诊断科)、杨春燕(石河子人民医院医学影像科)、杨军乐(西安市第一医院影像科)、杨正汉(首都医科大学附属北京友谊医院放射科)、叶兆祥(天津医科大学肿瘤医院放射科)、于春水(天津医科大学总医院放射科)、余永强(安徽医科大学第一附属医院放射科)、袁慧书(北京大学第三医院放射科)、曹代荣(福建医科大学附属第一医院影像科)、曾蒙苏(复旦大学附属中山医院放射科)、曾献军(南昌大学第一附属医院影像科)、曾自三(广西医科大学第一附属医院医学影像科)、查云飞(武汉大学人民医院放射科)、詹松华(上海中医药大学附属曙光医院放射科)、张冰(南京鼓楼医院医学影像科)、张铎(北华大学附属医院医学影像中心)、张同(哈尔滨医科大学附属第四医院放射科)、张辉(山西医科大学第一医院影像科)、张惠芽(吉林大学第一医院放射科)、张敬(天津医科大学总医院放射科)、张龙江(解放军东部战区总医院放射诊断科)、张敏鸣(浙江大学医学院附属第二医院放射科)、张明(西安交通大学第一附属医院医学影像科)、张瑞平(山西白求恩医院影像中心)、张士德(哈尔滨医科大学附属第二医院放射科)、张水兴(暨南大学附属第一医院放射科)、张伟国(陆军特色医学中心放射科)、张祥林(锦州医科大学附属第一医院放射线科)、张小安(郑州大学第三附属医院影像科)、张小明(川北医学院附属医院放射科)、张晓琴(内蒙古自治区人民医院影像医学科)、张修石(哈尔滨医科大学附属肿瘤医院影像科)、张雪宁(天津医科大学第二医院医学影像科)、张永海(青海省第五人民医院影像中心)、张勇(郑州大学第一附属医院磁共振科)、赵世华(中国医学科学院阜外医院磁共振影像科)、赵心明(中国医学科学院肿瘤医院影像诊断科)、郑传胜(华中科技大学同济医学院附属协和医院放射科)、郑建军(中国科学院大学宁波华美医院放射科)、郑敏文(空军军医大学西京医院放射科)、郑卓肇(清华大学附属北京清华长庚医院放射诊断科)、钟红珊(中国医科大学附属第一医院介入治疗科)、周俊林(兰州大学第二医院放射影像科)、周石(贵州医科大学附属医院影像科)、周智鹏(桂林医学院附属医院放射科)、朱力(宁夏医科大学总医院放射科)、朱文珍(华中科技

大学同济医学院附属同济医院放射科)、邹建勋(浙江省丽水市人民医院放射科)

利益冲突 所有作者声明无利益冲突

参 考 文 献

- [1] Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography[J]. *Phys Med Biol*, 1976, 21(5): 733-744. DOI: 10.1088/0031-9155/21/5/002.
- [2] Millner MR, McDavid WD, Waggener RG, et al. Extraction of information from CT scans at different energies[J]. *Med Phys*, 1979, 6(1):70-71. DOI: 10.1118/1.594555.
- [3] Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): part I. Description of system. 1973[J]. *Br J Radiol*, 1995, 68(815):H166-172.
- [4] McCollough CH, Boedeker K, Cody D, et al. Principles and applications of multienergy CT: report of AAPM task group 291[J]. *Med Phys*, 2020, 47(7): e881-e912. DOI: 10.1002/mp.14157.
- [5] Rajiah P, Parakh A, Kay F, et al. Update on multienergy CT: physics, principles, and applications[J]. *Radiographics*, 2020, 40(5):1284-1308. DOI: 10.1148/rg.2020200038.
- [6] Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, et al. Material separation using dual-energy CT: current and emerging applications[J]. *Radiographics*, 2016, 36(4): 1087-1105. DOI: 10.1148/rg.2016150220.
- [7] McCollough CH, Leng S, Yu L, et al. Dual-and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications[J]. *Radiology*, 2015, 276(3): 637-653. DOI: 10.1148/radiol.2015142631.
- [8] 林晓珠, 沈云, 陈克敏. CT能谱成像的基本原理与临床应用研究进展[J]. *中华放射学杂志*, 2011, 45(8):798-800. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2011.08.028.
- [9] Siegel MJ, Kaza RK, Bolus DN, et al. White paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on dual-energy CT, part 1: technology and terminology[J]. *J Comput Assist Tomogr*, 2016, 40(6): 841-845. DOI: 10.1097/RCT.0000000000000531.
- [10] 张龙江, 卢光明. 双源CT及其临床应用[J]. *中华放射学杂志*, 2008, 42(2): 206-208. DOI: 10.3321/j. issn: 1005-1201.2008.02.022.
- [11] Almeida IP, Schyns LE, Öllers MC, et al. Dual-energy CT quantitative imaging: a comparison study between twin-beam and dual-source CT scanners[J]. *Med Phys*, 2017, 44(1):171-179. DOI: 10.1002/mp.12000.
- [12] Rassouli N, Etesami M, Dhanantwari A, et al. Detector-based spectral CT with a novel dual-layer technology: principles and applications[J]. *Insights Imaging*, 2017, 8(6): 589-598. DOI: 10.1007/s13244-017-0571-4.
- [13] Willeminck MJ, Persson M, Pourmorteza A, et al. Photon-counting CT: technical principles and clinical prospects[J]. *Radiology*, 2018, 289(2): 293-312. DOI: 10.1148/radiol.2018172656.
- [14] Kwan AC, Pourmorteza A, Stutman D, et al. Next-generation hardware advances in CT: cardiac applications[J]. *Radiology*, 2021, 298(1): 3-17. DOI: 10.1148/radiol.2020192791.
- [15] Rajendran K, Petersilka M, Henning A, et al. First clinical photon-counting detector CT system: technical evaluation [J]. *Radiology*, 2022, 303(1): 130-138. DOI: 10.1148/radiol.212579.
- [16] 吕培杰, 刘杰, 赵慧萍, 等. 腹部CT低管电压成像与能谱成像辐射剂量和图像质量的匹配对比研究[J]. *中华放射学杂志*, 2019, 53(1):57-62. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2019.01.012.
- [17] 林晓珠, 田中功, 福并利佳, 等. 腹部CT能谱扫描与常规扫描射线剂量和图像噪声的对比研究[J]. *中华放射学杂志*, 2013, 47(2): 116-120. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2013.02.005.
- [18] Foley WD, Shuman WP, Siegel MJ, et al. White paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on dual-energy CT, part 2: radiation dose and iodine sensitivity[J]. *J Comput Assist Tomogr*, 2016, 40(6): 846-850. DOI: 10.1097/RCT.0000000000000539.
- [19] Nagayama Y, Nakaura T, Oda S, et al. Dual-layer DECT for multiphasic hepatic CT with 50 percent iodine load: a matched-pair comparison with a 120 kVp protocol[J]. *Eur Radiol*, 2018, 28(4): 1719-1730. DOI: 10.1007/s00330-017-5114-3.
- [20] Toepker M, Moritz T, Krauss B, et al. Virtual non-contrast in second-generation, dual-energy computed tomography: reliability of attenuation values[J]. *Eur J Radiol*, 2012, 81(3): e398-405. DOI: 10.1016/j.ejrad.2011.12.011.
- [21] 杨琰昭, 严福华, 韩群, 等. 双层光谱探测器CT腹部虚拟平扫代替常规平扫的可行性研究[J]. *中华放射学杂志*, 2019, 53(1):33-39. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2019.01.008.
- [22] Carrascosa P, Capunay C, Rodriguez-Granillo GA, et al. Substantial iodine volume load reduction in CT angiography with dual-energy imaging: insights from a pilot randomized study[J]. *Int J Cardiovasc Imaging*, 2014, 30(8):1613-1620. DOI: 10.1007/s10554-014-0501-1.
- [23] De Cecco CN, Schoepf UJ, Steinbach L, et al. White paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on dual-energy CT, part 3: vascular, cardiac, pulmonary, and musculoskeletal applications[J]. *J Comput Assist Tomogr*, 2017, 41(1): 1-7. DOI: 10.1097/RCT.0000000000000538.
- [24] Kröger JR, Gerhardt F, Dumitrescu D, et al. Diagnosis of pulmonary hypertension using spectral-detector CT[J]. *Int J Cardiol*, 2019, 285: 80-85. DOI: 10.1016/j.ijcard.2019.03.018.
- [25] Wang W, Huang J, Wang A, et al. Dual-energy spectral computed tomography with adaptive statistical iterative reconstruction for improving image quality of portal venography[J]. *J Comput Assist Tomogr*, 2018, 42(6): 954-958. DOI: 10.1097/RCT.0000000000000785.
- [26] 孙骏, 罗先富, 王守安, 等. 能谱CT单能量图像对提高肝静脉成像质量的临床应用研究[J]. *中华放射学杂志*, 2013, 47(2): 132-135. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2013.02.008.
- [27] Patel AA, Sutphin PD, Xi Y, et al. Arterial phase CTA replacement by a virtual arterial phase reconstruction from a venous phase CTA: preliminary results using detector-based spectral CT[J]. *Cardiovasc Intervent Radiol*, 2019, 42(2): 250-259. DOI: 10.1007/s00270-018-2096-8.
- [28] Deng K, Liu C, Ma R, et al. Clinical evaluation of dual-energy bone removal in CT angiography of the head and neck: comparison with conventional bone-subtraction CT angiography[J]. *Clin Radiol*, 2009, 64(5):534-541. DOI: 10.1016/j.crad.2009.01.007.
- [29] Sommer WH, Graser A, Becker CR, et al. Image quality of virtual noncontrast images derived from dual-energy CT angiography after endovascular aneurysm repair[J]. *J*

- Vasc Interv Radiol, 2010, 21(3):315-321. DOI: 10.1016/j.jvir.2009.10.040.
- [30] Li X, Li Z, Li J, et al. Optimize non-contrast head CT imaging tasks using multiple virtual monochromatic image sets in dual-energy spectral CT[J]. J Xray Sci Technol, 2020, 28(2): 345-356. DOI: 10.3233/XST-190617.
- [31] Flors L, Leiva-Salinas C, Norton PT, et al. Endoleak detection after endovascular repair of thoracic aortic aneurysm using dual-source dual-energy CT: suitable scanning protocols and potential radiation dose reduction [J]. AJR Am J Roentgenol, 2013, 200(2): 451-460. DOI: 10.2214/AJR.11.8033.
- [32] Sodickson AD, Keraliya A, Czakowski B, et al. Dual energy CT in clinical routine: how it works and how it adds value [J]. Emerg Radiol, 2021, 28(1): 103-117. DOI: 10.1007/s10140-020-01785-2.
- [33] Roele ED, Timmer V, Vaassen L, et al. Dual-energy CT in head and neck imaging[J]. Curr Radiol Rep, 2017, 5(5):19. DOI: 10.1007/s40134-017-0213-0.
- [34] Forghani R. An update on advanced dual-energy CT for head and neck cancer imaging[J]. Expert Rev Anticancer Ther, 2019, 19(7):633-644. DOI: 10.1080/14737140.2019.1626234.
- [35] Forghani R. Advanced dual-energy CT for head and neck cancer imaging[J]. Expert Rev Anticancer Ther, 2015, 15(12): 1489-1501. DOI: 10.1586/14737140.2015.1108193.
- [36] 李铭, 郑向鹏, 李剑颖, 等. 甲状腺结节的能谱 CT 研究[J]. 中华放射学杂志, 2011, 45(8):780-781. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2011.08.017.
- [37] 许晓泉, 周燕, 苏国义, 等. 联合 CT 图像特征和双能 CT 定量参数对甲状腺乳头状癌颈部淋巴结转移的诊断价值[J]. 中华放射学杂志, 2021, 55(2):137-142. DOI: 10.3760/cma.j.cn112149-20200222-00226.
- [38] Liu X, Ouyang D, Li H, et al. Papillary thyroid cancer: dual-energy spectral CT quantitative parameters for preoperative diagnosis of metastasis to the cervical lymph nodes[J]. Radiology, 2015, 275(1): 167-176. DOI: 10.1148/radiol.14140481.
- [39] Schwarz F, Nance JW, Ruzsics B, et al. Quantification of coronary artery calcium on the basis of dual-energy coronary CT angiography[J]. Radiology, 2012, 264(3): 700-707. DOI: 10.1148/radiol.12112455.
- [40] Mu D, Bai J, Chen W, et al. Calcium scoring at coronary CT angiography using deep learning[J]. Radiology, 2022, 302(2):309-316. DOI: 10.1148/radiol.2021211483.
- [41] Machida H, Tanaka I, Fukui R, et al. Dual-energy spectral CT: various clinical vascular applications[J]. Radiographics, 2016, 36(4): 1215-1232. DOI: 10.1148/rg.2016150185.
- [42] Qin L, Gu S, Chen C, et al. Initial exploration of coronary stent image subtraction using dual-layer spectral CT[J]. Eur Radiol, 2019, 29(8): 4239-4248. DOI: 10.1007/s00330-018-5990-1.
- [43] Tarkowski P, Czekajka-Chehab E. Dual-energy heart CT: beyond better angiography-review[J]. J Clin Med, 2021, 10(21):5193. DOI: 10.3390/jcm10215193.
- [44] Seitun S, De Lorenzi C, Cademartiri F, et al. CT myocardial perfusion imaging: a new frontier in cardiac imaging[J]. Biomed Res Int, 2018, 2018: 7295460. DOI: 10.1155/2018/7295460.
- [45] Lee HJ, Im DJ, Youn JC, et al. Myocardial extracellular volume fraction with dual-energy equilibrium contrast-enhanced cardiac CT in nonischemic cardiomyopathy: a prospective comparison with cardiac MR imaging[J]. Radiology, 2016, 280(1): 49-57. DOI: 10.1148/radiol.2016151289.
- [46] Lu GM, Zhao Y, Zhang LJ, et al. Dual-energy CT of the lung [J]. AJR Am J Roentgenol, 2012, 199(5 Suppl):S40-53. DOI: 10.2214/AJR.12.9112.
- [47] Dewaguet J, Copin MC, Duhamel A, et al. Dual-energy CT perfusion of invasive tumor front in non-small cell lung cancers[J]. Radiology, 2022, 302(2): 448-456. DOI: 10.1148/radiol.2021210600.
- [48] 李琦, 罗天友, 吕发金, 等. 能谱 CT 定量分析在确定非小细胞肺癌病理类型中的价值[J]. 中华放射学杂志, 2017, 51(4): 257-261. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2017.04.005.
- [49] Kim C, Kim W, Park SJ, et al. Application of dual-energy spectral computed tomography to thoracic oncology imaging[J]. Korean J Radiol, 2020, 21(7): 838-850. DOI: 10.3348/kjr.2019.0711.
- [50] 杨琰昭, 徐嘉旭, 李若坤, 等. 双层探测器光谱 CT 能谱图像在胰腺神经内分泌肿瘤检出中的应用价值[J]. 中华放射学杂志, 2020, 54(6): 534-538. DOI: 10.3760/cma.j.cn112149-20200110-00033.
- [51] Morgan DE. The role of dual-energy computed tomography in assessment of abdominal oncology and beyond[J]. Radiol Clin North Am, 2018, 56(4): 565-585. DOI: 10.1016/j.rcl.2018.03.005.
- [52] Agrawal MD, Pinho DF, Kulkarni NM, et al. Oncologic applications of dual-energy CT in the abdomen[J]. Radiographics, 2014, 34(3): 589-612. DOI: 10.1148/rg.343135041.
- [53] De Cecco CN, Boll DT, Bolus DN, et al. White paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on dual-energy CT, part 4: abdominal and pelvic applications[J]. J Comput Assist Tomogr, 2017, 41(1):8-14. DOI: 10.1097/RCT.0000000000000546.
- [54] Xiao JM, Hippe DS, Zecevic M, et al. Virtual unenhanced dual-energy CT images obtained with a multimaterial decomposition algorithm: diagnostic value for renal mass and urinary stone evaluation[J]. Radiology, 2021, 298(3): 611-619. DOI: 10.1148/radiol.2021192448.
- [55] Luo XF, Xie XQ, Cheng S, et al. Dual-energy CT for patients suspected of having liver iron overload: can virtual iron content imaging accurately quantify liver iron content? [J]. Radiology, 2015, 277(1): 95-103. DOI: 10.1148/radiol.2015141856.
- [56] 李小虎, 余永强, 王万勤, 等. CT 能谱成像对肾结石成分分析的初步研究[J]. 中华放射学杂志, 2011, 45(12):1216-1219. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2011.12.034.
- [57] Li XH, Zhao R, Liu B, et al. Determination of urinary stone composition using dual-energy spectral CT: initial in vitro analysis[J]. Clin Radiol, 2013, 68(7): e370-377. DOI: 10.1016/j.crad.2012.11.022.
- [58] Li X, Zhao R, Liu B, et al. Gemstone spectral imaging dual-energy computed tomography: a novel technique to determine urinary stone composition[J]. Urology, 2013, 81(4):727-730. DOI: 10.1016/j.urology.2013.01.010.
- [59] Nourian A, Ghiraldi E, Friedlander JI. Dual-energy CT for urinary stone evaluation[J]. Curr Urol Rep, 2020, 22(1):1. DOI: 10.1007/s11934-020-01019-5.
- [60] 谭晶文, 朱兰, 王兰, 等. 新型双层探测器光谱 CT 在直肠癌



- 术前 T 分期中的价值[J]. 中华放射学杂志, 2020, 54(7): 671-676. DOI: 10.3760/cmaj.cn112149-20200121-00068.
- [61] 周长圣, 郑玲, 张龙江, 等. 双源 CT 单能谱成像技术在骨折金属固定术后的应用[J]. 中华放射学杂志, 2011, 45(2): 124-127. DOI: 10.3760/cmaj.issn.1005-1201.2011.02.007.
- [62] Nicolaou S, Liang T, Murphy DT, et al. Dual-energy CT: a promising new technique for assessment of the musculoskeletal system[J]. AJR Am J Roentgenol, 2012, 199(5 Suppl):S78-86. DOI: 10.2214/AJR.12.9117.
- [63] 胡慧娟, 廖美焱, 田志雄, 等. 双源 CT 痛风识别技术在检测尿酸盐沉积中的应用[J]. 中华放射学杂志, 2012, 46(12): 1101-1104. DOI: 10.3760/cmaj.issn.1005-1201.2012.12.011.
- [64] Li X, Wang X, Yu Y, et al. Detection of uric acid depositing in tophaceous gout using a new dual energy spectral CT technology[J]. J Xray Sci Technol, 2014, 22(4): 541-549. DOI: 10.3233/XST-140444.
- [65] 李小虎, 王旭, 余永强, 等. 双能量能谱 CT 基物质图像检测痛风患者尿酸盐沉积的价值[J]. 中华放射学杂志, 2014, 48(4): 303-307. DOI: 10.3760/cmaj.issn.1005-1201.2014.04.009.
- [66] Mallinson PI, Coupal TM, McLaughlin PD, et al. Dual-energy CT for the musculoskeletal system[J]. Radiology, 2016, 281(3): 690-707. DOI: 10.1148/radiol.2016151109.
- [67] Walstra FE, Hickie J, Duggan P, et al. Top-ten tips for dual-energy CT in MSK radiology[J]. Semin Musculoskelet Radiol, 2019, 23(4): 392-404. DOI: 10.1055/s-0039-1694756.
- [68] Carotti M, Salaffi F, Beci G, et al. The application of dual-energy computed tomography in the diagnosis of musculoskeletal disorders: a review of current concepts and applications[J]. Radiol Med, 2019, 124(11): 1175-1183. DOI: 10.1007/s11547-019-01015-x.

· 读者 · 作者 · 编者 ·

本刊地址和通讯方式

《中华放射学杂志》编辑部

通信地址: 北京市西城区东河沿街 69 号 505 室
邮政编码: 100052

联系电话: 010-51322321
Email: cjr@cmaph.org

编辑部工作人员及联系方式

张琳琳, 编辑部主任

联系电话: 010-51322326

Email: zhanglinlin@cmaph.org

分管专业: 心血管放射学、介入放射学、影像技术学

史晓娟, 编辑

联系电话: 010-51322329

Email: shixiaojuan@cmaph.org

分管专业: 中枢神经系统放射学、胸部放射学、
乳腺放射学

胡凌, 编辑

联系电话: 010-51322325

Email: huling@cmaph.org

分管专业: 头颈部放射学、腹部放射学、骨骼肌肉
系统放射学、儿童放射学

李毅, 编务

联系电话: 010-51322321

Email: liyi@cmaph.org

(本刊编辑部)