## ・双能量 CT 影像学专题・

# 双能量 CT:回顾和展望

张龙江,卢光明

【摘要】 近年来随着技术的不断进步,各厂家研发的 CT 设备不但能实现能量 CT 扫描,而且不断扩展着能量 CT 的临床应用范围,显示了良好的前景。本文回顾并总结双能量 CT 技术的发展历程及应用,并对未来技术发展进行展望。

【关键词】 双能量 CT;体层摄影术,X线计算机;肺栓塞;心肌缺血;伪影

【中图分类号】R814.42 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2014)09-1016-05

DOI:10.13609/j. cnki. 1000-0313. 2014. 09. 009

双能量 CT 的概念可以追溯到 CT 问世之初,但真正进入 临床应用是在 2006 年双源 CT 问世之后。第一代双源 CT 使 得双能量 CT 从临床前技术转化为临床实用的技术,在胸腹部 疾病的诊断中体现了较高的应用价值。近年来随着技术的不 断进步,各厂家研发的 CT 设备不但能实现能量 CT 扫描,而且 不断扩展着能量 CT 的临床应用范围,显示了良好的前景。本 文回顾并总结双能量 CT 技术的发展历程及应用,并对未来技 术发展进行展望。

#### 双能量 CT 技术

近年来双能量 CT 技术发展迅速,突破了以往的一些技术 瓶颈,从最初仅双源 CT 能实现双能量 CT 成像,到目前已有多 种技术可实现双能量 CT 扫描。这些双能量 CT 技术包括在不 同能量状态下进行两次连续扫描的单源 CT 系统、配备了 2 套 球管-探测器的双源 CT 系统、能在高低能量管电压下快速进行 切换的单源 CT 系统(快速千伏切换双能量 CT)以及配备有能 量解析探测器的单源 CT 系统(三明治探测器双能量 CT)<sup>[1]</sup>。

连续采集的双能量 CT 最初应用于不能内置同步双能量扫 描硬件的单源 CT 扫描仪,可进行序列或螺旋扫描获得双能量 CT 数据。序列采集的双能量 CT 以轴面扫描运行,可在同一解 剖位置以固定能量谱(140 kV 和 80 kV)进行两次 CT 扫描,其 主要不足在于 80 kV 和 140 kV 数据采集的间隔和总采集时间 较长,因此未能得到推广应用。最近西门子医疗系统研发的连 续采集双能量 CT 可在单源 CT 系统进行高低能量的 2 次螺旋 扫描,但高低能量采集之间的时间间隔相对较长,该技术主要 用于非对比增强的双能量 CT,如尿路结石<sup>[2]</sup>、痛风石检测及去 除骨伪影<sup>[3]</sup>等方面。

双源双能量 CT 的 2 个球管能以不同的管电压运行,在相 对较小的空间配准下进行双能量数据采集,减小了空间和时间 配准错误的概率。双源 CT 能独立选择每个 X 线球管的管电 压(80/140 kV,100/140 kV),确保单个发生器不同管电压下光 子的输出相似<sup>[4]</sup>。双源双能量 CT 可同步应用降低辐射剂量的 技术,如自动化管电流调制技术、迭代重建算法等,可调节的准 直器宽度能确保图像质量和适度的辐射剂量。新一代双源 CT 在蝶形滤器的远端增加了 0.4 mm 的锡滤器,可改善高低能量 X 线的分离,提高高能 X 线的平均能量,改善物质的组织对比, 提高双能量 CT 算法的性能。增加高能 X 线的滤过还可提高 低能 X 线的能量,使得 100/140 kV 的双能量 CT 成像成为可 能。双源双能量 CT 的主要不足:第 2 个球管的扫描视野相对 较小(26~33 cm),因此在体型较大患者的应用受到限制<sup>[1,4]</sup>; 两个正交安装的球管探测器系统容易在非对应的正交探测器 阵列上产生横向散射,需要专门的散射校正算法预防图像质量 的降低,恢复图像对比;相隔 90°的 2 个球管探测器系统导致机 架旋转时间为 285 ms 和 500 ms 的情况下高低能量投影之间有 71 ms 和 125 ms 的时间间隔,这可能导致系统对运动比较敏 感,对动态研究(如对比增强 CT)并非是最佳的。

快速千伏切换双能量 CT 基于当前 2 个技术进展,即高频 低容量发生器和具有化学复制的石榴石晶体结构的新型闪烁 晶体。与以常规硫氧化钆为基础的闪烁晶体相比,这种新型闪 烁晶体材料光发射速度更快,余辉更慢,数据采样速度明显加 快,从而可允许在单个机架旋转期间从管电压快速切换的单个 球管发出的高低能量光子中进行交错式采集。两种能量数据 几乎同步采集(时间分辨力 0.5 ms),可明显限制双能量 CT 成 像期间的运动伪影而不会缩小扫描视野,因此其最大扫描视野 为 50 cm<sup>[14,5]</sup>。快速千伏切换双能量 CT 的主要不足:高低能 量采集之间快速的切换时间(<0.25 ms)导致视觉整合期 X 线 谱的升降效应,延长了采集时间,降低了 2 个能谱的分离度;高 低能量投影数据之间的快速切换与双源 CT 系统相比,最大 X 线流量较低;快速千伏切换技术的硬件设计不能满足管电流调 制等降低辐射剂量技术的要求,可能导致相对较高的辐射剂 量。

三明治探测器双能量 CT 使用了双层探测器技术,其中上 层探测器由 ZnSe 或 CsI 组成,下层探测器由 Gd2O2S 组成。该 设备能同时收集单源 CT 全视野采集时单个光子能量的同向信 息,上层探测器吸收低能光子,深层探测器吸收高能光子。三 明治探测器双能量 CT 主要不足:由于高能低对比投影多于低 能高对比投影,使得软组织对比相对较差;相对较高的辐射剂 量以降低噪声并保留低对比检测能力。三明治探测器双能量 CT 技术目前还未商用<sup>[1,4,5]</sup>。

#### 图像后处理技术

双能量 CT 数据以 3 种方法显示,即非物质特异性方法、物质特异性方法以及能量特异性方法<sup>[1]</sup>。所谓的非物质特异性显示方法即临床上常用的融合图像(或称为虚拟 120 kV 图

作者单位:210002 南京,南京军区南京总医院/南京大学医学院附属金陵医院医学影像科 作者简介:张龙江(1976-),陕西泾阳人,博士,副主任医师,主要从

事心血管和神经影像学研究工作。 通讯作者:卢光明,E-mail:cjr.luguangming@vip.163.com

像),该融合图像直接由机器重建产生。双源 CT 使用了线性融合方法获得常规融合图像。推荐使用 0.3 的线性融合比率获得融合图像,即 30%的权重来自 80 kV 数据,70%的权重来自 140 kV 数据,其图像质量类似于单能 120 kV 的 CT 图像<sup>[1,4]</sup>。 非线性融合方法能最大程度地利用低能高对比图像数据,因而能最大程度地增加碘的对比,降低图像噪声,保证低对比检测能力。融合图像数据序列可自由地进行类似于常规螺旋 CT 的 图像后处理,如曲面重组、最大密度投影、容积再现等。

物质特异性显示方法主要包括碘显示技术、氙显示技术、 铁显示技术等。在所有物质特异性显示方法中,以碘显示技术 最为常用,临床应用也最广泛。目前用于物质化学成分和碘含 量分割、测量的数学算法有2种,即利用双源CT平台在图像域 进行的 3 种物质解析算法和利用快速千伏切换单源 CT 平台在 投影域进行的两种物质解析算法<sup>[1]</sup>。在3种物质解析方法中, 可以根据3种理想物质(如软组织、碘和空气或者软组织、脂肪 和碘)的吸收特征洗择性证实碘含量;也可以从图像中减去碘 成分获得虚拟平扫图像[6],或者将其叠加在常规解剖图像上。 两种物质解析方法利用 2 种有着明显不同的有效原子序数和 物质密度系数的基物质(如碘和钙、碘和水)的吸收特征获得2 个系列图像,即物质密度图像。上述2种方法的差别在于3种 物质解析算法能提供密度(单位为 HU)信息和碘浓度(单位为 mg/mL)信息,而2种物质解析算法只能提供碘浓度信息。双 能量 CT 还提供了其他物质解析算法,例如分析尿路结石和痛 风石的化学成分,显示肌腱和韧带,提取钙技术显示微骨折造 成的骨髓水肿等。

能量特异性显示方法主要是虚拟单能谱成像,该技术可用 于校正线束硬化伪影、优化图像质量和噪声水平、去除金属伪 影。利用单源快速千伏切换技术可在投影域合成虚拟单能谱 图像,能量范围为 40~140 keV;双源 CT 由于高低能量的投影 数据存在 90°的相位差,在投影域进行虚拟单能谱成像难度较 大,目前仅能在图像域重组虚拟单能谱图像,能量范围为 40~ 190 keV。对上述 2 种双能量 CT 技术,在 60~70 keV 的能量 水平下能获得最佳的碘对比噪声比<sup>[7,8]</sup>。该能量水平对应于 2 个 X线谱(80 kV 和 140 kV)平均能量的中点,在重建(或重组) 的虚拟单能谱图像上噪声最低。虚拟单能谱成像的最佳能量 水平与受检者的体型有关,在临床实践中应予以考虑。相比于 同等辐射剂量情况下的常规单能 120 kV 数据而言,优化的虚 拟单能谱成像技术改善了图像质量,但不应作为常规 CT 数据 采集技术<sup>[3,9,10]</sup>。

#### 双能量CT应用进展

近年来双能量 CT 的临床应用范围不断拓展和深入,体现 出重要的临床价值。本文以脑和头颈部、肺部、心脏、腹部和骨 骼肌肉系统为主线分述近年来双能量 CT 的应用情况。

1. 脑和头颈部

头颈部双能量 CT 可用于血管病变(直接去骨以及钙化斑 块去除以显示血管管腔的狭窄等)、血肿的定性及提高富血供 肿瘤的检出率。双能量 CT 在颅脑的应用研究主要集中于鉴别 颅内出血和外渗的碘对比剂,例如双能量 CT 可检测颅内出血 患者高密度血肿内的对比强化或对比剂漏出<sup>[11,12]</sup>、鉴别急性缺 血性中风患者机械性血管再通后脑的出血和外渗的碘对比 双能量 CT 在头颈部的主要临床应用包括 2 个方面,即改善头颈部恶性肿瘤的显示和淋巴结病变的定性能力<sup>[15]</sup>。Toepker 等<sup>[16]</sup>的研究显示,双能量 CT 有助于改善口腔癌边界的评 估。在头颈部淋巴结病变的研究中,Yang 等<sup>[17]</sup>的研究显示双 能量 CT 获得的虚拟平扫图像可代替常规平扫图像,在评估头 颈部淋巴结病变时可不进行平扫,从而减少患者接受的辐射剂 量。Tawfik 等<sup>[18]</sup>的研究显示双能量 CT 碘含量和碘叠加图像 可鉴别正常、炎性和鳞癌转移性颈部淋巴结。

2. 肺部

肺部双能量 CT 主要集中于肺栓塞的检测和预后判断。双 能量 CT 能够在单次检查期间提供全肺的结构、功能(灌注和通 气)信息,显示急慢性肺栓塞后异常肺血流分布从而提示诊断, 尤其有助于显示外周性肺栓塞所致的灌注缺损<sup>[19]</sup>,评估治疗反 应。双能量 CT 肺灌注和通气联合成像可提高肺栓塞所致灌注 缺损的诊断特异度。Zhang 等<sup>[20]</sup>的研究显示,利用双能量 CT 肺通气/灌注联合成像能显示肺栓塞所致的通气/灌注匹配或 不匹配现象,有助于鉴别灌注缺损的原因,提高外周性肺栓塞 的检出率。双能量 CT 肺血管增强软件亦可提高外周肺栓塞检 出的敏感性。Tang 等<sup>[21]</sup>的实验研究证实该软件可提高亚段以 下肺栓塞的检出敏感性,但同时发现假阳性率很高,应用时应 特别注意。

基于双能量 CT 的灌注缺损算法可用于肺栓塞严重程度和 预后评估,包括半定量肺灌注缺损积分和绝对定量肺灌注缺损 容积评估法<sup>[22-25]</sup>。如 Thieme 等<sup>[22]</sup>提出灌注缺损积分可评估 肺栓塞的严重程度,肺灌注缺损积分和右心功能障碍的 CT 表 现间有良好的相关性,表明灌注缺损可预测急性肺栓塞患者的 预后。Bauer 等<sup>[24]</sup>和 Apfaltrer 等<sup>[25]</sup>则提出了肺灌注缺损容积 评估法,认为双能量 CT 显示的灌注缺损程度与肺栓塞患者的 临床负性事件有关,肺灌注缺损容积定量测量可证实低危患 者,从而避免患者进入重症监护室治疗。此外,Meinel 等<sup>[26]</sup>提 出了自动化肺灌注血容量定量方法评估急性肺栓塞的严重程 度,他们发现全肺灌注血容量与血栓负荷、肺栓塞严重性的实 验室参数及患者需住入重症监护病房呈负相关。

双能量 CT 在肺栓塞之外也有应用,如氙气通气成像可评 估肺的通气功能<sup>[27]</sup>,但氙气增强双能量 CT 肺通气成像因常需 动态采集导致辐射剂量较高,氙气吸入产生的副反应及氙气昂 贵等也使其临床应用受到一定限制。双能量 CT 碘图和虚拟单 能谱成像技术还可用于肺结节定性诊断,有助于提高诊断效 能。

#### 3. 心脏

双能量 CT 在心脏的应用主要是评估心肌缺血、鉴别心肌 梗死和心肌活性<sup>[28]</sup>。利用双能量 CT 可检测心肌内血流分布, 检测在静息 SPECT 上不能显示的小的心肌缺血或梗死,尤其 是心内膜下心肌缺血;配合使用腺苷负荷的双能量 CT 能进一 步减少假阳性结果。利用双能量 CT 还有助于更好地鉴别心肌 梗死和存活心肌,因为梗死心肌在延迟 CT 上可出现强化。常 规 CT 上梗死心肌和正常心肌的对比差别不甚明显,利用双能 量 CT 的非线性融合技术和虚拟单能谱成像技术可提高延迟强 化的程度,从而有助于鉴别梗死心肌和存活心肌<sup>[29,30]</sup>。最近 Meinel 等<sup>[31]</sup>的研究显示静息-负荷双能量 CT 采集应该是评价 心肌血液供应的首选,增加了延迟双能量 CT 并未增加双能量 CT 的准确性,因此可省略延迟双能量 CT 以减少患者接受的辐 射剂量;此外,他们发现几乎半数在 SPECT 上表现为可以逆转 的灌注缺损在静息-负荷的双能量 CT 上被认为是固定灌注缺 损,因此在观察双能量 CT 图像时应注意这种与 SPECT 的不一 致。然而上述研究是初步的,距离临床应用还有较大距离。

4. 腹部

双能量 CT 在腹部的应用主要集中于肾(泌尿系)、肝、胰腺 和肾上腺。很多研究显示不同部位的虚拟平扫图像具有类似 于真正平扫的图像质量,在检测病变方面与真正平扫类似,从 而可以替代常规平扫,减少患者接受的辐射剂量,简化检查流 程,改善患者流通量<sup>[6]</sup>。

在泌尿系统,最有意义的应用是尿路结石的检出和化学成 分分析。离体和活体研究均显示,利用双能量 CT 能可靠地区 分尿酸和非尿酸结石,这是非常重要的,因为尿酸结石可进行 内科保守治疗,而非尿酸结石需要取出结石或行体外碎石等有 创性治疗。第二代双源 CT 锡滤器的增加提高了高低能谱的鉴 别能力,不但能区分尿酸和非尿酸结石,还可以鉴别胱氨酸、草 酸钙、磷酸钙结石等<sup>[1,32]</sup>。在肾病变方面,双能量 CT 的碘图和 虚拟单能谱成像可更好地鉴别高密度囊肿和强化的肾实性病 变<sup>[33]</sup>;利用碘图可以定量研究肾实性病变血管化的程度,提高 肾病变的鉴别诊断能力。此外,虚拟单能谱成像还可产生病变 特异性的波谱曲线,有助于肾病变的定性。

双能量 CT 在肾上腺的主要应用是鉴别肾上腺腺瘤和恶性 肾上腺肿瘤<sup>[34]</sup>。尽管双能 CT 在鉴别肾上腺腺瘤方面有很高 的特异性和阳性预测值,但其敏感性较差,主要的原因是双能 量 CT 不能可靠地定性诊断大量乏脂质的肾上腺腺瘤。

双能量 CT 在肝的主要应用是检测富血供的病变<sup>[35]</sup>。使 用低管电压(80 kV)的条件接近碘的 K 边缘,由于光电效应增 加,康普顿散射效应减少而增加了碘对 X 线的吸收,导致含碘 血管和实质器官的明显强化。使用低能水平(40~70 keV)的虚 拟单能谱成像技术也能明显改善病变的对比度及小的富血供 肝病变的检出率。此外,双能量 CT 还能提高局灶性肝病变的 定性诊断符合率,对碘浓度的定量检测还可作为肿瘤血管化的 可靠的生物影像指标,预测肿瘤对抗血管生成治疗的反应。

双能量 CT 在胰腺的应用主要在于胰腺癌的检测和鉴别诊断。常规增强 CT 胰腺实质期能较好地显示胰腺癌,这主要是因为胰腺癌是乏血供肿瘤,在胰腺实质期表现为弱强化或不强化,而此时胰腺实质明显强化,导致胰腺肿瘤和胰腺实质形成明显的对比,但仍有 11%的胰腺癌难以被检出。双能量 CT 低管电压条件下胰腺实质期胰腺实质和胰腺周围血管明显强化,肿瘤-胰腺对比明显增强。

5. 骨骼肌肉系统

双能量 CT 在骨骼肌肉系统的应用主要包括检测痛风石、 骨髓水肿、显示肌腱、韧带以及减少骨科金属植入物的伪影,其 中最成功的应用当属检测痛风石。一些研究显示双能量 CT 能 敏感、无创、可重复地检测可疑痛风患者的尿酸沉积,高度可重 复性地评估痛风石的体积,鉴别痛风和其他急性骨关节疾病 (如化脓性关节炎)<sup>[36]</sup>。

常规 CT 常难以显示骨髓水肿, MRI 是显示骨髓水肿的最 佳技术。最近的研究显示利用双能量 CT 虚拟非钙化减影技术 可显示隐匿性髋关节骨折以及椎体压缩骨折等所致的骨髓水 肿<sup>[37-38]</sup>;该技术可从松质骨中减去钙,从而显示骨髓水肿。

常规 CT 能很好地显示骨内细节,但显示关节周围软组织 细节的能力有限。利用双能量 CT 三种物质胶原解析算法可分 离胶原成分,显示韧带和肌腱。但从临床应用角度看,双能量 CT 显示肌腱和韧带的能力仍需要进一步提高,比如在膝关节 的一些韧带如胫侧副韧带、横韧带及髌内外侧支持带等不能满 意显示<sup>[36]</sup>。

骨科金属植入物在 CT 上常产生严重的伪影,干扰骨细节的显示。导致金属伪影的原因主要包括光子饥饿、部分容积效应、散射以及线束硬化伪影。金属植入物的类型、尺寸、形态及方向与伪影严重程度有关。利用双源双能量 CT、连续扫描单源双能量 CT 技术及快速千伏切换双能量 CT 获得的虚拟单能 谱图像均可减轻金属植入物造成的伪影,其减少伪影的程度与 金属植入物的成分及大小有关,最佳能量水平范围也较大 (95~150 keV)<sup>[3,9,10]</sup>。尽管虚拟单能谱成像能有效降低金属植 入物的伪影,但其不能校正因光子饥饿现象在投影数据产生的 严重噪声,这可能是一些病例去伪影效果差的原因之一。

### 存在问题及未来发展的方向

尽管双能量 CT 自问世以来获得了较多的关注,也产生了 一批有意义的成果,但这些距离真正的临床普及应用还有相当 距离。目前双能量 CT 还缺乏可靠的定量技术,物质解析能力 还有待进一步完善,很多应用还不能成为常规检查项目,因此 双能量 CT 的临床应用之路道阻且长。然而我们应该看到双能 量 CT 确实在一些领域体现出较好的效果,在无特殊考虑(如无 特别要求降低辐射剂量的 CTA 检查、肥胖患者)时,可常规应 用双能量 CT 技术以提高病变检出率,提供物质特异性信息。

未来,双能量 CT 在肿瘤学的应用应进一步拓展。在目前 初步研究的基础上对常见重大疾病进行前瞻性多中心研究以 探究双能量 CT 在这些疾病诊断和随访中的作用。碘含量的绝 对定量技术应进一步完善,应该进一步评价其在肿瘤血管化评 估以及抗肿瘤血管生成治疗中的作用;应进一步研究双能量 CT 的数学算法以更好地在单次扫描中对多种物质成分进行解 析,从单成分分析到多成分分析,而且能有较高的定性准确率。

总之,双能量 CT 能提供组织器官结构和功能双重信息,是 对当前常规 CT 的一大补充,但对双能量 CT 这一新事物的研 究和应用还处于起步阶段,其潜力仍有待进一步挖掘。新事物 的出现及成长需要更多的关注和大量的研究,我们应该积极大 胆地进行技术创新,摒弃习以为常、沾沾自喜、墨守陈规的人之 天性,始终保持研发新技术的强烈好奇心<sup>[39]</sup>,必能推动双能量 CT 这项新技术的健康发展。

#### 参考文献:

- [1] Marin D, Boll DT, Mileto A, et al. State of the art:dual-energy CT of the abdomen[J]. Radiology, 2014, 271(2):327-342.
- [2] Morsbach F, Wurnig MC, Müller D, et al. Feasibility of singlesource dual-energy computed tomography for urinary stone characterization and value of iterative reconstructions[J]. Invest Radiol, 2014,49(3):125-130.
- [3] Mangold S,Gatidis S,Luz O, et al. Single-source dual-energy computed tomography: use of monoenergetic extrapolation for a reduc-

tion of metal artifacts[J]. Invest Radiol,2014, Jun 27 [Epub ahead of print]

- [4] Lu GM, Zhao Y, Zhang LJ, et al. Dual-energy CT of the lung[J]. AJR, 2012, 199(5 Suppl): S40-S53.
- [5] Johnson TR. Dual-energy CT: general principles [J]. AJR, 2012, 199(5 Suppl):S3-S8.
- [6] Zhang LJ, Peng J, Wu SY, et al. Liver virtual non-enhanced CT with dual-source, dual-energy CT:a preliminary study[J]. Eur Radiol, 2010, 20(9):2257-2264.
- [7] Schneider D, Apfaltrer P, Sudarski S, et al. Optimization of kiloelectron volt settings in cerebral and cervical dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging[J]. Acad Radiol, 2014, 21(4):431-436.
- [8] Sudarski S, Apfaltrer P, W Nance J Jr, et al. Optimization of keVsettings in abdominal and lower extremity dual-source dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging [J]. Eur J Radiol, 2013, 82(10); e574-581.
- [9] Zhou C, Zhao YE, Luo S, et al. Monoenergetic imaging of dual-energy CT reduces artifacts from implanted metal orthopedic devices in patients with factures [J]. Acad Radiol, 2011, 18(10): 1252-1257.
- [10] Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging[J]. AJR, 2012, 199(5 Suppl); S9-S15.
- [11] Postma AA, Hofman PA, Stadler AA, et al. Dual-energy CT of the brain and intracranial vessels[J]. AJR, 2012, 199(5 Suppl): S26-S33.
- [12] Watanabe Y, Tsukabe A, Kunitomi Y, et al. Dual-energy CT for detection of contrast enhancement or leakage within high-density haematomas in patients with intracranial haemorrhage[J]. Neuroradiology, 2014, 56(4):291-295.
- [13] Tijssen MP, Hofman PA, Stadler AA, et al. The role of dual energy CT in differentiating between brain haemorrhage and contrast medium after mechanical revascularisation in acute ischaemic stroke[J]. Eur Radiol, 2014, 24(4):834-840.
- [14] Won SY, Schlunk F, Dinkel J, et al. Imaging of contrast medium extravasation in anticoagulation-associated intracerebral hemorrhage with dual-energy computed tomography[J]. Stroke, 2013, 44(10):2883-2890.
- [15] Vogl TJ, Schulz B, Bauer RW, et al. Dual-energy CT applications in head and neck imaging[J]. AJR, 2012, 199(5 Suppl): S34-S39.
- [16] Toepker M, Czerny C, Ringl H, et al. Can dual-energy CT improve the assessment of tumor margins in oral cancer? [J]. Oral Oncol,2014,50(3):221-227.
- [17] Yang Y, Jia X, Deng Y, et al. Can virtual non-enhanced CT be used to replace true non-enhanced CT for the detection of palpable cervical lymph nodes? A preliminary study[J]. Jpn J Radiol, 2014,32(6):324-330.
- [18] Tawfik AM,Razek AA,Kerl JM,et al. Comparison of dual-energy CT-derived iodine content and iodine overlay of normal, inflammatory and metastatic squamous cell carcinoma cervical lymph nodes[J]. Eur Radiol,2014,24(3):574-580.
- [19] Zhang LJ,Zhao YE,Wu SY,et al. Pulmonary embolism detection with dual-energy CT: experimental study of dual-source CT in rabbits[J]. Radiology, 2009, 252(1):61-70.
- [20] Zhang LJ, Zhou CS, Schoepf UJ, et al. Dual-energy CT lung venti-

lation/perfusion imaging for diagnosing pulmonary embolism[J]. Eur Radiol,2013,23(10):2666-2275.

- [21] Tang CX, Zhang LJ, Han ZH, et al. Dual-energy CT based vascular iodine analysis improves sensitivity for peripheral pulmonary artery thrombus detection: an experimental study in canines[J]. Eur J Radiol, 2013, 82(12):2270-2278.
- [22] Chae EJ.Seo JB.Jang YM.et al. Dual-energy CT for assessment of the severity of acute pulmonary embolism: pulmonary perfusion defect score compared with CT angiographic obstruction score and right ventricular/left ventricular diameter ratio [J]. AJR,2010,194(3):604-610.
- [23] Thieme SF, Ashoori N, Bamberg F, et al. Severity assessment of pulmonary embolism using dual energy CT-correlation of a pulmonary perfusion defect score with clinical and morphological parameters of blood oxygenation and right ventricular failure[J]. Eur Radiol, 2012, 22(2):269-278.
- [24] Bauer RW, Frellesen C, Renker M, et al. Dual energy CT pulmonary blood volume assessment in acute pulmonary embolism-correlation with D-dimer level, right heart strain and clinical outcome [J]. Eur Radiol, 2011, 21(9):1914-1921.
- [25] Apfaltrer P, Bachmann V, Meyer M, et al. Prognostic value of perfusion defect volume at dual energy CTA in patients with pulmonary embolism: correlation with CTA obstruction scores, CT parameters of right ventricular dysfunction and adverse clinical outcome[J]. Eur J Radiol, 2012, 81(11): 3592-3597.
- [26] Meinel FG, Graef A, Bamberg F, et al. Effectiveness of automated quantification of pulmonary perfused blood volume using dual-energy CTPA for the severity assessment of acute pulmonary embolism[J]. Invest Radiol, 2013, 48(8):563-569.
- [27] Kong X, Sheng HX, Lu GM, et al. Xenon-enhanced dual-energy CT lung ventilation imaging: techniques and clinical applications [J]. AJR, 2014, 202(2): 309-317.
- [28] Vliegenthart R, Pelgrim GJ, Ebersberger U, et al. Dual-energy CT of the heart[J]. AJR, 2012, 199(5 Suppl), S54-S63.
- [29] Wichmann JL, Hu X, Kerl JM, et al. Non-linear blending of dualenergy CT data improves depiction of late iodine enhancement in chronic myocardial infarction[J]. Int J Cardiovasc Imaging, 2014 May 9. [Epub ahead of print]
- [30] Wichmann JL, Arbaciauskaite R, Kerl JM, et al. Evaluation of monoenergetic late iodine enhancement dual-energy computed tomography for imaging of chronic myocardial infarction[J]. Eur Radiol,2014,24(6):1211-1228.
- [31] Meinel FG, De Cecco CN, Schoepf UJ, et al. First-arterial-pass dual-energy CT for assessment of myocardial blood supply:do we need rest, stress, and delayed acquisition? Comparison with SPECT[J]. Radiology, 2014, 270(3):708-716.
- [32] Acharya S,Goyal A, Bhalla AS, et al. In vivo characterization of urinary calculi on dual-energy CT: going a step ahead with subdifferentiation of calcium stones[J]. Acta Radiol, 2014, Jun 17. pii: 0284185114538251. [Epub ahead of print]
- [33] Mileto A, Nelson RC, Samei E, et al. Impact of dual-energy multidetector row CT with virtual monochromatic imaging on renal cyst pseudoenhancement; In vitro and in vivo study[J]. Radiology. 2014, May 15;132856. [Epub ahead of print]
- [34] Helck A, Hummel N, Meinel FG, et al. Can single-phase dual-en-

ergy CT reliably identify adrenal adenomas? [J]. Eur Radiol, 2014,24(7):1636-1642.

- [35] Facchetti L, Berta L, Mascaro L, et al. Can sinogram-affirmed iterative reconstruction improve the detection of small hypervascular liver nodules with dual-Energy CT? [J]. J Comput Assist Tomogr, 2014, May 15. [Epub ahead of print]
- [36] Nicolaou S, Liang T, Murphy DT, et al. Dual-energy CT: a promising new technique for assessment of the musculoskeletal system [J]. AJR,2012,199(5 Suppl): S78-S86.
- [37] Reddy T, McLaughlin PD, Mallinson PI, et al. Detection of oc-

本刊可直接使用的医学缩略语

医学论文中正确、合理使用专业名词可以精简文字,节省 篇幅,使文章精炼易懂。现将放射学专业领域为大家所熟知的 专业名词缩略语公布如下(按照英文首字母顺序排列),以后本 刊在论文中将对这一类缩略语不再注释其英文全称和中文。 ADC (apparent diffusion coefficient):表观扩散系数 ALT:丙氨酸转氨酶;AST:天冬氨酸转氨酶 BF (blood flow):血流量 BOLD (blood oxygenation level dependent):血氧水平依赖 BV (blood volume):血容量 b:扩散梯度因子 CAG (coronary angiography):冠状动脉造影 CPR (curve planar reformation):曲面重组 CR(computed radiography):计算机 X 线摄影术 CT (computed tomography):计算机体层成像 CTA (computed tomography angiography):CT 血管成像 CTPI(CT perfusion imaging):CT 灌注成像 DICOM (digital imaging and communication in medicine): 医学数字成像和传输 DR(digital radiography):数字化X线摄影术 DSA (digital subtraction angiography):数字减影血管造影 DWI (diffusion weighted imaging):扩散加权成像 DTI (diffusion tensor imaging):扩散张量成像 ECG (electrocardiography):心电图 EPI (echo planar imaging):回波平面成像 ERCP(endoscopic retrograde cholangiopancreatography): 经内镜逆行胰胆管造影术 ETL (echo train length):回波链长度 FLAIR (fluid attenuation inversion recovery):快速小角度 激发反转恢复 FLASH (fast low angel shot):快速小角度激发 FOV (field of view):视野 FSE (fast spin echo):快速自旋回波 fMRI (functional magnetic resonance imaging):功能磁共 振成像 IR (inversion recovery):反转恢复 Gd-DTPA: 钆喷替酸葡甲胺 GRE (gradient echo):梯度回波 HE 染色:苏木素-伊红染色 HRCT(high resolution CT):高分辨率 CT

cult, undisplaced hip fractures with a dual-energy CT algorithm targeted to detection of bone marrow edema[J]. Emerg Radiol, 2014 Jul 2. [Epub ahead of print]

- [38] Wang CK, Tsai JM, Chuang MT, et al. Bone marrow edema in vertebral compression fractures: detection with dual-energy CT [J]. Radiology, 2013, 269(2):525-533.
- [39] Schoepf UJ, Colletti PM. New dimensions in imaging.the awakening of dual-energy CT[J]. AJR,2012,199(5 Suppl):S1-S2. (收稿日期:2014-08-01)

MPR (multi-planar reformation):多平面重组 MIP (maximum intensity projection):最大密(强)度投影 MinIP (minimum intensity projection):最小密(强)度投影 MRA (magnetic resonance angiography):磁共振血管成像 MRI (magnetic resonance imaging):磁共振成像 MRS (magnetic resonance spectroscopy):磁共振波谱学 MRCP(magnetic resonance cholangiopancreatography): 磁 共振胰胆管成像 MSCT (multi-slice spiral CT):多层螺旋 CT MTT (mean transit time):平均通过时间 NEX (number of excitation):激励次数 PACS (picture archiving and communication system):图像 存储与传输系统 PC (phase contrast):相位对比法 PET (positron emission tomography):正电子发射计算机 体层成像 PS (surface permeability):表面通透性 ROC 曲线(receiver operating characteristic curve): 受试者 操作特征曲线 SPECT (single photon emission computed tomography):单 光子发射计算机体层摄影术 PWI (perfusion weighted imaging):灌注加权成像 ROI (region of interest):兴趣区 SE (spin echo):自旋回波 STIR(short time inversion recovery):短时反转恢复 TACE(transcatheter arterial chemoembolization):经导管 动脉化疗栓塞术 T<sub>1</sub>WI (T<sub>1</sub> weighted image):T<sub>1</sub> 加权像 T<sub>2</sub>WI (T<sub>2</sub> weighted image):T<sub>2</sub> 加权像 TE (time of echo):回波时间 TI (time of inversion):反转时间 TR (time of repetition):重复时间 TOF (time of flight):时间飞跃法 TSE (turbo spin echo):快速自旋回波 VR (volume rendering):容积再现 WHO (World Health Organization):世界卫生组织 NAA(N-acetylaspartate):N-乙酰天门冬氨酸 Cho(choline):胆碱 Cr(creatine): 肌酸 (本刊编辑部)