

CT影像：减少辐射风险一大都市 门诊影像连锁的真实经历

医学博士John O. Johnson和Jon M. Robins

现代技术进步、诊断准确性提高和法医学压力推动了CT影像的快速发展。CT影像取代了许多更具侵入性和昂贵的检查，已成为诊断医学领域必不可少的一部分。然而，伴随着CT影像的发展，公众承受的无法避免的累积辐射暴露也在不断增加。充分了解CT影像的风险、优势以及可替代方案十分重要，这有助于做出更加可靠的决策。CT影像过程中，可以用一些简单的策略将辐射量最小化。这些策略包含根据每位病患体质指数重新设计协议和调整CT剂量、限制扫描覆盖长度和多相位检查、以及迭代重建。Imaging Healthcare Specialists创建了一个非常成功的辐射剂量减少方案，在保证诊断图像质量的同时，选中的病患可实现减少高达90%的剂量。这个方案简单、可复制且价格低。

关键词：CT、成像、辐射、风险、减少

J Am Coll Radiol 2012; 9:808-813. 版权归© 2012 American College of Radiology所有

说明

在过去的十年，CT影像取得了前所未有的技术进步和发展，拯救了很多生命，避免了昂贵的花销和侵入性的手术方式。专家分析美国每年进行大于6200万次的CT扫描（对比在1980年是300万次），其中大约有400万次的扫描针对儿童【1】。CT影像的发展导致了不可避免的后果之一就是公众暴露在大量的辐射里，理论上会增加患癌风险。最新的科学文献表明，未来的癌症患者中，大约有0.7%-2%的患者直接因CT扫描导致【2, 3】。因此，医疗保健提供者有责任了解并采取措施减轻这些风险。为了做到这点，在CT影像中，很有必要检查电离辐射的生物效应，并对决定辐射剂量的物理特性进行界定。如下文所述，这种知识和觉醒是制定有效辐射剂量减少策略的基础。

大多数专家认可线性无阈值模型，该模型预测任何剂量的辐射都有导致生物损害的潜在风险，而风险与剂量直接成正比【4】。重要的是，年轻患者面临的风险往往更高，因为他们对辐射更加敏感，且有更长的放射后存活期【5】。

根据《电离辐射生物效应VII报告》【6】，每1000例接受过10mSv辐射的病患中，预计就有一例过量致癌患者。考虑到人一生自然患癌的风险是40%，辐射增加的小幅度风险不应该阻止CT应用于适应症。人每年承受的无法避免的背景辐射为3mSv/年。

CT辐射剂量减少策略

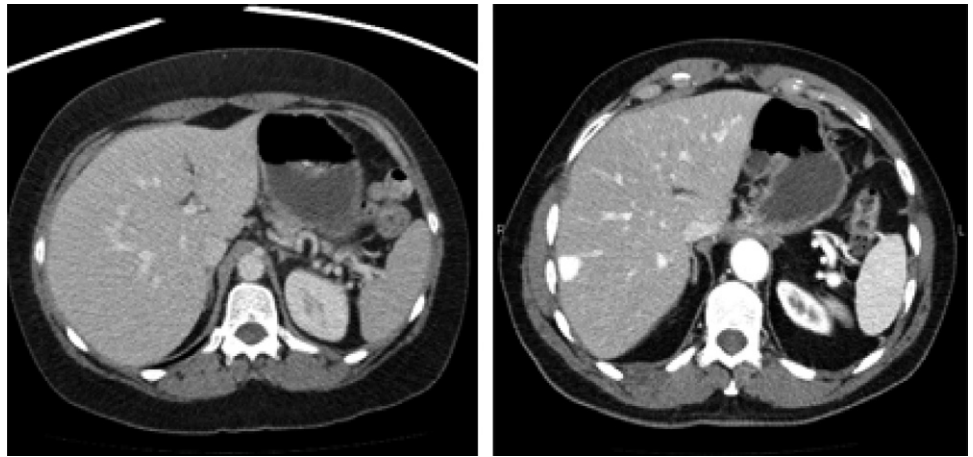
Imaging Healthcare Specialists是一家遍布于加州圣地亚哥市的门诊影像连锁，由医生所有和运营。10家独立的门诊影像中心为患者和咨询医师提供服务，这些中心拥有9台多层螺旋CT扫描仪（美国威斯康星州密尔沃基的通用电气医疗；日本东京的东芝集团）。2010年初，影像医疗专家获得了Image Gently®认可，执行委员会批准了一项修改CT协议的提议，重点减少CT辐射剂量，同时为我们的咨询医生和患者确保了诊断图像质量。其目标是为每例患者和临床诊断研发定制智能CT协议。成功的关键因素包含领导能力、责任感、一流的放射科医生、一流的技术专家和CT应用专家。刚开始聚焦在减少胸部、腹部和骨盆CT检查的辐射剂量，因为这是我们实践中最常见也是辐射剂量最高的检查。最终，所有的成像协议都进行了修改。

减少CT剂量的理念来自于Image Gently运动，该运动强调了“不要千篇一律”的概念。众所周知的一种减少儿童辐射暴露的策略是根据患者的体重减少CT剂量【7, 8】。这一做法同样可延伸适用于成年患者。因此，我们开始系统地应用这一概念，一例患者对应一种CT协议，直到我们在低剂量和图像质量之间达到最佳平衡。经过几个月仔细的CT剂量调整和图像分析，制定了以下剂量减少策略。除了人力投入增加以外，财务影响降到了最低。

Imaging Healthcare Specialists, Radiology Medical Group, San Diego, California.

Corresponding author and reprints: John O. Johnson, MD, Imaging Healthcare Specialists, 6256 Greenwich Drive, Suite 150, San Diego, CA 92122; e-mail: jjohnson@imaginghealthcare.com.

图1。峰值电压120kvp vs 100kvp。左侧的横断位图像在标准120kvp下获得。右侧的横断位图像在100kvp下获得。峰值电压降低后预期图像对比度增加，图像质量相当。



增加峰值电压

峰值电压（kVp）是减少辐射剂量最有效的工具，因为它与剂量呈非线性关系。成人标准的kVp设置是120。然而，并不是所有的成年人都有一样的大小和体型。我们选择使用体质指数来评估病患的大小和调整对应的CT剂量参数。最初降低辐射剂量的动机，很大程度上是因为在回顾性门控冠状动脉CT血管造影术中对异常高辐射剂量的担忧。过去的出版物发表了在CT血管造影术中，将kVp从120减少到100对非肥胖症患者的好处【9-11】。2010年初，我们开始在心脏影像中心实行这样的协议。与发表的结果一致，主观图像质量非常好，心外解剖的图像质量与以前一致。因此，我们开始对BMI<30kg/m²且进行诊断性胸部CT和CT血管造影的所有患者使用100kVp。经30名委员会授权的放射科医生评估，图像质量仍然具有诊断性，且辐射剂量减少了30-40%。自然而然，这些知识和经验也可以应用于腹部和骨盆成像。我们开始系统地将腹部和骨盆CT的kVp从120减少到100。一开始对BMI<18kg/m²的患者将kVp减少到100。慢慢地，我们增加BMI的上限，直到图像质量开始降低，这时设立一个新的上限为25kg/m²（图1）。从那时起，我们进行了数百次躯干成像CT检查，辐射剂量显著减少，且图像质量依然具有诊断价值。

还有可能适用于更大体型患者的140kVp设置，但是我们很少在躯干成像中用到这个选项，因为主观的提高图像质量不值得增加辐射剂量。病态肥胖的患者在咨询放射科医生后，技术人员才可以使用这个更高的kVp，但不允许技术人员常规或自行使用该kVp设置。我们通常将140kVp用于脊椎和四肢的金属抑制。最后，对于某些CT检查，低剂量技术可能不是首选。比如，我们使用120kVp用于所有成人患者（不考虑BMI）的肝、肾和胰腺协议。

低剂量自动剂量调控

所有现代CT设备都有能力根据每例患者的大小和体型，自动调整管电流（单位：mA毫安）。这通常被称为自动mA。通常在安装时，每台扫描仪默认设置为标准自动mA。如东芝扫描仪，自动mA的噪声数量由标准差（SD）定义。如GE扫描仪，自动mA可以使用噪声指数（NI）来调整。随着SD或NI提高，mA和噪声也会减少。比如，东芝默认的标准设置是SD值为12.5。在放射科医生和CT应用专家的直接监管下，我们开始提高东芝64-slice扫描仪的标准差，直到图像质量开始降低时，SD值到达15时剂量显著减少，且即使在100kVp下图像质量依然具有诊断性。类似方式下，我们为其他东芝和GE扫描仪输入了最佳SD和NI值，并以这种方式建立了一个新低剂量自动mA默认值。

减少扫描覆盖长度

扫描长度与辐射剂量成正比。每增加一厘米的覆盖范围都会带来额外的辐射。因此，限制覆盖范围的长度(z轴)和仅包括临床感兴趣区的期数(动脉、静脉、迟发性)是很重要的。我们会仔细定义每一份CT协议的起点和终点，并培训我们的技术人员。比如，每次腹部和骨盆的扫描从横膈膜顶部开始，在耻骨下联合处结束，除非临床需要，否则没有必要去扫描更多的肺部(或男性患者的睾丸)。我们的肾结石协议从肾脏顶部开始，在联合处结束，而不需要扫描整个肝脏。在CT肺血管影像中，我们从肺尖扫描到肋膈角，而不需要扫描整个肾上腺，这是标准的胸部CT流程。

螺距

螺距越快，剂量越低。我们和CT应用专家一起调整好了螺距，尽可能提供最低剂量的同时，确保诊断图像质量。理想情况下，螺距应该 >1 。

限制双重扫描和多相位检查

医生通常要求CT扫描不加或加静脉造影。除了头部CT、CT尿路造影、专用肾肿块、胰腺或主动脉支架移植协议外，不加造影期获取的额外诊断信息很少，但显著增加了辐射剂量和成本。这种做法通常被称为双重扫描，已被制止。此外，在对肝脏进行多相位检查时，我们要么考虑加造影，要么降低剂量使用100kVp（不考虑BMI）。动脉期和静脉期通常有可选的有限延迟阶段，只包括感兴趣区的病变，而不是整个肝脏。

低剂量 随访CT

随访CT检查通过人工低剂量技术来减少mA和kVp值。检查的类型比如包括CT结肠镜，腹部和骨盆结石CT协议，和经皮穿刺引流术后形成脓肿的腹部或骨盆CT。所有的患者（不考虑BMI）会在较低的固定mA值（50-75mAs）和100kVp下进行这些检查，该策略可以减少选定患者高达90%的剂量。

迭代重建和降噪软件

CT图像重建的标准类型是滤波反投影法。迭代重建是图像重建最新颖的方法，适用于大多数新款扫描仪。同样可作为旧款扫描仪更新的一个选择。虽然价格昂贵，但它可以有效降低图像噪声，将患者的剂量减少40%~50%。也可以选择提供降噪软件的第三方供应商，这样成本更低，而且同样有效地降低剂量。SafeCT®(Medic Vision Imaging Solutions公司所有，Tirat Carmel，以色列)就是这样一款产品，已成功被影像医疗专家应用，可在保持诊断图像质量的同时显著降低了辐射剂量（图2）。我们将SafeCT与现有的低剂量智能CT协议结合使用。SafeCT建议通过将SD或NI提高1.4倍来进一步降低mA。例如，我们将东芝扫描仪的SD值从15提高到19，GE设备的NI值提高到35，从而导致mA进一步下降约50%。唯一出现例外是针对BMI $>40\text{kg/m}^2$ 的病态肥胖患者，在选定患者群体中，我们使用120kVp、低剂量自动mA和不继续增加SD值或NI值的SafeCT，并发现这种组合可以保证诊断质量和合理的辐射剂量。

SafeCT的优势不只体现在躯干影像，其技术优势也被广泛应用于所有的CT检查。比如，现在常规的鼻窦CT检查，剂量估计类似于常规胸部x光或约0.1mSv。

需要强调的是，只有先实现智能CT协议，然后应用迭代重建，才能最大程度的节约剂量。智能CT协议如下：

- 对于胸部CT，BMI $<30\text{kg/m}^2$ 的患者使用100kVp
- 对于腹部或骨盆CT，BMI $<25\text{kg/m}^2$ 的患者使用100kVp
- 使用低剂量自动mA
- 限制扫描覆盖长度和使用多相位检查
- 添加迭代重建

CT引导穿刺

CT引导下的穿刺和经皮介入术通常应在kVp值80 - 100内和低固定mAs值50 - 75内进行。扫描的长度也应该缩短，只包括感兴趣区。



图2. 既往胃分流术和体质指数为39kg/m²的患者的肾结石方案。左图, 在120kvp低剂量自动剂量调控下, 剂量长度乘积(DLP)为1060mGy/cm, 剂量为15.9mSv, 显示左下极肾结石和左侧肾积水。中间图像(随访CT检查), 在100kVp和50mAs下, DLP为160 mGy/cm, 剂量为2.4mSv, 显示左下极结石, 图像噪声增加。右图, 使用了SafeCT后处理, 显示图像噪声大幅降低。

钼乳和甲状腺防护罩

乳房和甲状腺防护罩通常放置在患者身上来减少前部剂量。乳腺和甲状腺防护罩可使这些敏感器官的剂量减少30%~40%【12】。防护罩下的污染隔离垫可以最大限度地减少射束硬化伪影。然而, 根据美国医学物理学家协会(American Association of physics in Medicine)最新的建议, 我们已经停止这类防护罩的常规使用。这份文献中提到防护罩可能会对某些扫描仪的自动剂量调控(auto mA)造成不可预测的影响, 并降低图像质量【参考文献13】。此外, 我们分析出智能CT协议和SafeCT迭代重建的结合是一种极具优势的剂量减少方法, 我们不会引入对图像质量有不确定影响的变量。

实施全面的CT辐射剂量减少计划

影像医疗专家已经成功地实施了上述策略, 显著减少辐射剂量的同时, 为我们的患者和咨询医生确保了诊断图像质量。实施这样的计划需要献身精神、领导力和责任感。关键因素包括一流的CT医生、一流的CT技术专家、CT应用专家、持续反馈循环以及员工系统化培训和审计合规。

成功的重要要素之一是拥有安全稳定的IT和PACS。例如, 在使用DR Systems的PACS (DR Systems, Inc, San Diego, California)时, 我们的技术人员会在“技术说明”字段中输入关键患者的历史信息, 该字段在人口统计特征筛选里。我们要求技术人员为每个患者输入BMI值。放射科医生可以回顾每次CT检查, 并根据患者的大小和体型评估图像质量和CT参数。如果没有遵从协议指令, 放射科医生可以给技术专家发送一个“QA技术”

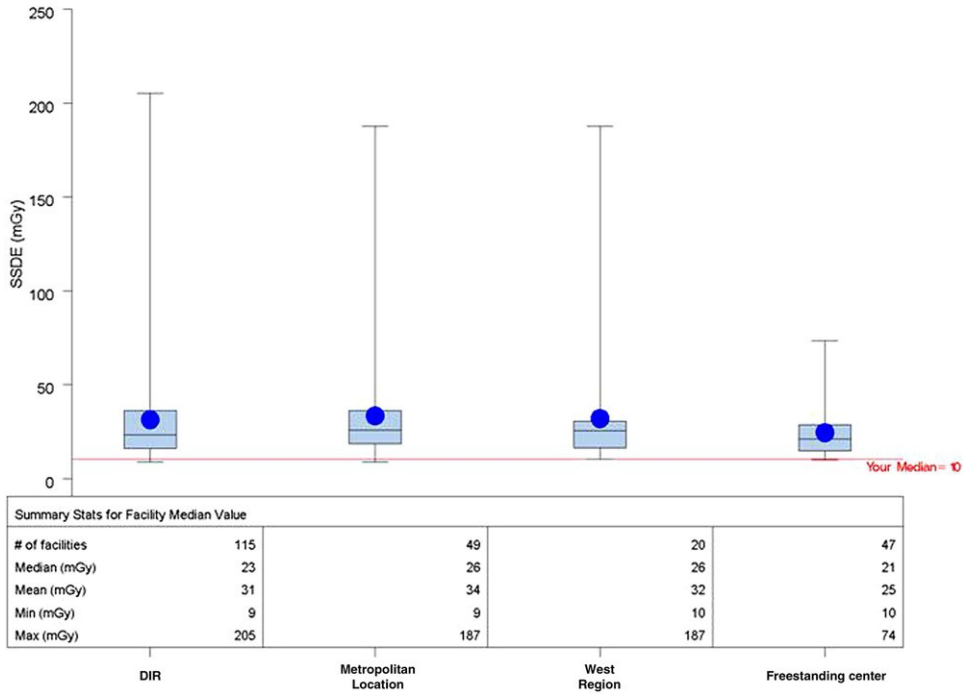
记录并得到建设性的反馈。一流的CT技术专家也会监测这些记录, 并根据需要提供进一步的培训。为了快速访问, 我们所有的CT协议、策略和程序都发布在我们的内网。此外, 随机审计运行和修订协议合规。这是一个重要的步骤, 因为协议“不知不觉的变化”总是会发生。给技术人员的反馈是有利的。

最后, 数据应发送到ACR的剂量指数登记处, 以便根据国家基准对结果进行分析。登记过程和数据录入很简单, 但的确需要一流的CT技术人员在指令执行期间的投入。根据最初的剂量指数登记结果, 影像医疗专家与全国类似的站点相比已经成为低剂量的领导者(图3)。例如, 针对腹腔和骨盆CT的静脉造影, 我们的特定剂量中值(10 mGy)评估低于全国平均水平(23 mGy)的一半。这些数据进一步验证了我们的方法, 且应该鼓励其他人在实践中制定类似的协议。

结论

预想中用小部分辐射剂量进行高质量的CT扫描是可以实现的。无论有或没有迭代重建, 使用剂量减少策略的组合, 可以最大限度地降低风险, 从而确保我们患者的健康和福利。请参阅下面的附录, 获得有用的低剂量资源列表。

SSDE for CT ABD PELVIS W IVCON



SSDE for CT ABD PELVIS W IVCON

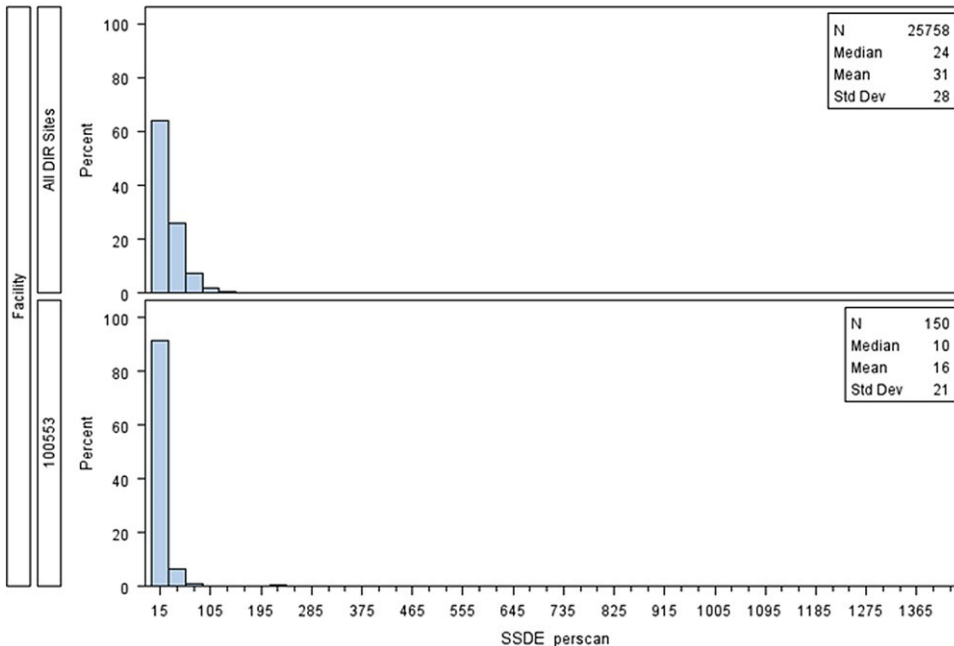


图3。 ACR剂量指数登记表的屏幕截图报告了具体剂量大小用于评估腹部骨盆CT静脉造影的SSDE。使用方块图和柱状图将影像医疗专家的设备与其他登记者的进行比较。注意，该设备方块图的中值剂量为10mGy(红线处)，显著低于其他设备的SSDE中值23mGy。柱状图（下）也显示了该设备的SSDE平均值（底端面板）显著低于其他设备。该设备的SSDE平均值为16mGy，而其他所有DIR站点SSDE平均值为31mGy。

要点

- 峰值电压是减少辐射剂量最有效的工具，因为它与剂量呈非线性关系。将kVp从120降低到100，辐射剂量将减少30%~40%。
- 每个CT扫描仪的自动曝光控制可设置为新的“低剂量默认值”。
- 峰值电压可根据患者个体的BMI降低。在胸部CT检查中，BMI<30kg/m²时，使用100kVp。在扫描腹部和骨盆时，BMI<25kg/m²时，使用100kVp。
- 智能CT协议包括
 - (1) 根据BMI降低kVp
 - (2) 低剂量自动mA默认值
 - (3) 限制扫描覆盖长度和多相位检查
- 增加迭代重建软件到现有的智能CT协议中可以最大程度节约剂量，可减少选定患者中90%的辐射剂量。
- 一个成功的全面CT辐射剂量减少策略需要领导力、责任感、一流的放射专家、一流的CT技术专家和CT应用专家。

附录

资源

ABIM Foundation Choosing Wisely™ campaign	http://www.abimfoundation.org/News/ABIM-Foundation-News/2011/ABIM-Foundation-Announces-the-Choosing-Wisely-Campaign.aspx
ACR Dose Index Registry	https://nrdcr.acr.org/Portal/DIR/Main/page.aspx
FDA, "Radiation-Emitting Products"	http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/default.htm
Image Gently® campaign	http://www.pedrad.org/associations/5364/ig/
Imaging Healthcare Specialists	http://www.imaginghealthcare.com
Image Wisely® campaign	http://www.imagewisely.org
SafeCT (Medic Vision Imaging Solutions)	http://www.medicvision.com/usa/
RadiologyInfo.org	http://www.radiologyinfo.org
X-RayRisk.com	http://www.xrayrisk.com

参考文献

1. US Department of Health and Human Services, Conference of Radiation Control Program Directors. What's NEXT? (CRCPD Publication #NEXT_2000CT-T). Available at: http://www.crcpd.org/Pubs/NextTrifolds/NEXT2000CT_T.pdf.
2. Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP, et al. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology* 2009;251:175-84.
3. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007;357:2277-84.
4. Pierce DA, Preston DL. Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. *Radiat Res* 2000;154:178-86.
5. Khurshid A, Hillier MC, Shrimpton PC, Wall BF. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. *Br J Radiol* 2002;75:819-30.
6. National Research Council. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII. Washington, DC: National Academies Press; 2006.
7. Frush DP. Strategies of dose reduction. *Pediatr Radiol* 2002;32:293-7.
8. Donnelly LF, Emery KH, Brody AS, et al. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital. *AJR Am J Roentgenol* 2001;176:303-6.
9. Heyer CM, Mohr PS, Lemburg SP, Peters SA, Nicolas V. Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: prospective randomized study. *Radiology* 2007;245:577-83.
10. Park EA, Lee W, Kang JH, Yin YH, Chung JW, Park JH. The image quality and radiation dose of 100-kVp versus 120-kVp ECG-gated 16-slice CT coronary angiography. *Korean J Radiol* 2009;10:235-43.
11. Pflederer T, Rudofsky L, Ropers D, et al. Image quality in a low radiation exposure protocol for retrospectively ECG-gated coronary CT angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2009;192:1045-50.
12. Antypas EJ, Sokhandon F, Farah M, et al. Clinical perspective: a comprehensive approach to ct radiation dose reduction: one institution's experience. *AJR Am J Roentgenol* 2011;197:935-40.
13. American Association of Physicists in Medicine. AAPM position statement on the use of bismuth shielding for the purpose of dose reduction in CT scanning. Available at: <http://www.aapm.org/publicgeneral/BismuthShielding.pdf>. Accessed August 16, 2012.