

• 标准化和规范化 •

医学影像学文献中若干常用专业名词的规范应用

祁吉

【中图分类号】R445 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2004)04-0233-02

在专业文献中,由于作者对一些常用名词的概念和内涵理解不同或不够准确,使用不够规范。除了久之会形成约定俗成的误区外,也可造成作者和读者对名词内涵的误解。以下是对一些常用的、经常出现混乱的专业名词规范化使用的意见,大量的外来语准确译法的问题不在讨论范围之内。

1. 占位

顾名思义即占据了空间的意思,炎症、肿瘤、水肿、寄生虫等很多病变均可占据生理结构的空间,因此此词并无特指的内涵。一些作者往往将“占位”或“占位性病变”理解为“肿瘤”的代名词,甚至在文章或诊断报告中直接使用“ $\times \times \times \times$ 占位”的表达方式。英文中使用“肿块效应”(mass effect)表达上述内涵,但只是一种描述用语,不是名词或诊断用语。

文章或医学文献中,不宜使用“占位”或“占位性病变”作为专用名词代替“肿块”或“肿瘤”的表述,或借之含糊其词。当下位诊断不明确时,更宜使用“具有占位(或肿块)效应的病变”表述。

2. 分辨率和分辨力

近年来,随CT、MRI等迅速发展,“分辨率”一词(空间分辨率、密度分辨率、时间分辨率)使用相当频繁。“率”是“比率”的概念,如空间分辨率可用“线对(Lp)/mm”表达。文献中关于“分辨”的描述实际上有2种内涵:一种是指具体的物理学参数,如Lp/mm、帧(F)/s等;另一种是指分辨的能力。

英文中,当具体指物理学参数时使用“rate”,如“空间分辨率(spatial resolution rate)为14 Lp/mm”;当泛指分辨的能力时则不用“rate”,如高分辨(力)CT(high resolution CT)。“resolution”在英文中为“分辨能力”,而没有“率”的内涵。

文献中,大多数非具体表述参数的关于“分辨”的描述是指的“能力”,因此应使用“分辨力”,仅当表述具体参数或专门讨论具体参数时才应使用“分辨率”。

3. 图像、影像、成像、显像

“图像”应用的范畴很广泛,统计图、线图、示意图、照片等均可使用“图像”。医学影像学专业文献中,凡各种检查设备产生的、以模拟方式显示的、用于诊断的图像应使用特定的名词——“影像”。当涉及从物理学的“图像处理”角度讨论的内容及表达非模拟方式的画面时则使用“图像”。

英文中,图像(picture)和影像(image)为不同的词汇。

“成像”(imaging)是指一种过程,实际上任何一种“影像”均需经过“成像”的过程。传统放射时代,相应的“成像”过程使用的是“摄影术”(graphy),现代医学影像学的成像过程则要复杂的多。一些仍沿用了传统的词汇,但内涵已有了很大的差别,

如磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI),由于表述与内涵很一致,通常没有异议;磁共振血管成像(MR angiography, MRA)或CT血管成像(CT angiography, CTA)则因英文沿用了“-graphy”,很多人使用了“磁共振(或CT)血管造影”一词。事实上,此类技术与根本没使用对比剂,或即使用了对比剂,成像原理与单纯的血管造影检查也完全不同。类似的、经常被不恰当地使用“造影”表述的还有“MR椎管成像”、“MR胆胰管成像”、“MR尿路成像”等。故准确地翻译和使用这些外来语还应该将“字译”与“意译”结合,准确地表达词汇的内涵。

“显像”是专门用于核医学的、检测置入体内的显像剂发射的各种射线、继而形成模拟影像的核医学成像过程。由于词汇内涵的成像过程与放射学成像过程不同,“显像”一词不用于核医学以外的领域。经常看到一些作者使用“超声显像”、“MR显像”等不恰当的表述,应当纠正。

4. 重建与重组

为现代数字化成像中的重要处理过程。自从CT问世以来即广泛使用“重建”(reconstruction)的概念。在层面采集方式的CT(传统CT)中,显示的横断面影像是从采集的原始数据直接“重建”而来的。螺旋CT和MRI问世以来,除经原始数据重建的横断面影像(CT)或其他类型的影像(MR)外,计算机还可基于这些横断面影像作复杂的后处理及显示,这些基于“重建”影像数据进一步处理的过程为“重组”(reformation)。因此,由于“重建”过程是设备根据原始数据自动进行的,事实上在临床工作中涉及“重建”的概念较少,如多层面螺旋CT中涉及“锥形束重建伪影”是指的“重建”过程伪影;大多数临床工作中涉及的是“重组”处理过程,因之文献中应相应地称之为“3D重组”、“多平面重组”、“曲面重组”。此外,最大密度(或强度)投影(MIP)、最小密度(或强度)投影(Min IP)、遮蔽表面显示(SSD)、容积再现(VR)、MR(或CT)内窥镜、MRA、CTA等均属于“重组”处理过程。

5. 对比剂

为影像学检查中用于增加组织或病变结构人工对比的物质。传统放射学时代,使用阳性或阴性对比物质突出特定腔隙结构的对比,即造影检查,如胃肠道造影、胆系造影、泌尿系造影、支气管造影、血管造影、淋巴管造影等,相应的对比物质被称为“造影剂”。CT、MRI问世以来,同样可使用对比物质增加影像上特定的组织或病变的对比,但方法、原理与效果和传统的造影检查完全不同,故对于用于传统与现代的影像学检查的对比物质使用“对比剂”比“造影剂”更能体现其内涵。

在超声与核医学检查中也已使用增强影像对比的物质,同样宜称之为“对比剂”。

6. 其他

①上消化道:应更准确地使用“上胃肠道”;②脾脏:因脾不是脏器,应称为“脾”;③副肾动脉:指不止一支的、非主干的肾

作者单位:300192 天津,天津医科大学附属第一中心医院医学影像研究所

作者简介:祁吉(1945-),男,天津人,教授,主任医师,主要从事神经影像学研究。

动脉。因日文中“副肾”是肾上腺,故副肾动脉易与肾上腺动脉混淆,宜使用“肾副动脉”;④外科手术:因并无“内科手术”一词与之对应,故更宜采用“外科治疗”或“手术治疗”;⑤普通 CT (或常规 CT):是指螺旋 CT 问世之前的、以层面方式采集的 CT,故应与以螺旋方式采集的“螺旋 CT”对应,称为“层面采集 CT”或“层面 CT”;⑥艾滋病是获得性免疫缺陷综合征(AIDS)的俗称。因 AIDS 中“S”即为综合征(syndrome),故艾滋“病”之称极不规范,不应用于医学文献中,规范使用应使用原缩写

“AIDS”;⑦精确性、特异性、敏感性可在泛指相应概念时使用,但当具体表述数字百分比时应使用“精确度”、“特异度”、“敏感度”;⑧相控阵:用于超声探头与磁共振线圈模式的描述,即两个以上并列配置的检测器或线圈,用于优化采集的信号。该配置方式中并无“期相”、“时相”的内涵,系指阵列的检测器或线圈,更宜使用“阵列”线圈(或检测器)。

关于规范化用词方面肯定还会涉及到更多的内容,还望广大同道加强沟通与磋商,以求更为准确、达意。

(收稿日期:2004-02-09)

• 经验介绍 •

腰椎 CR 术的影像噪声与曝光量的相关性探讨

陈建新, 黄艺生

【中图分类号】R814.3 【文献标识码】D 【文章编号】1000-0313(2004)04-0234-01

文献报道计算机 X 线摄影(computed radiography, CR)在临床应用中的最大优点是降低 X 线对人体的照射剂量,图像经后处理可弥补摄片条件的不足,获得丰富的诊断信息^[1],CR 摄影条件为传统 X 线摄影的 1/2 以下^[2]。笔者搜集本院 3 年内 3800 多帧 CR 腰椎片(含影像),实践证明,腰椎摄影的影像质量不仅与影像板(image plate, IP)性能、后处理系统有关,而且与曝光量有直接关系。笔者认为摄影条件并不能降至传统摄影条件的 1/2 以下,当摄影条件低于一定值时,影像噪声就会很大,影像质量甚至低于传统的屏片组合。因此,笔者对腰椎 CR 术的影像噪声与曝光量的相关性进行了探讨,以了解 CR 在腰椎摄影中的应用价值。

材料与方 AGFA-CR 系统:含资料输入工作站、影像显示器、扫描主机(1 英寸 195 点)、影像后处理工作站(2K×2K)、干式激光打印机 GE silhouette VR 500 mA X 线机。

日常 CR 腰椎摄影中,把被摄影者仰卧腹部厚按<18 cm、18~22 cm、>22 cm 为标准分为瘦、中、胖三种体型,用不同尺寸 IP 和不同的 kV、mAs 值进行 CR 摄影,对每幅影像进行后处理,即调节频率等级(frequency rank, FR)、增强强度(degree of enhancement, DE)、旋转量(rotation amount, RA),以专家评定影像质量高于传统 X 线屏片为准。

结果 腰椎最合适的 IP 尺寸为 25 cm×30 cm,在常规的焦-肢-片距中它刚好能包括 5 个腰椎体。

根据频率处理参数的频率等级(FR)、增强强度(DE)、旋转量(RA)是影响 CR 影像噪声的主要因素^[3],适当增加 FR、降低 DE 及调整 RA,使图像噪声降至最低作为评定摄影条件的统一标准。

各种体型的最佳 CR 摄影条件与屏片系统比较结果见表 1。

讨论 影像噪声是评价腰椎影像质量的重要方面。CR 系统的噪声组成是复杂的^[4],有 X 线量子噪声、IP 斑点、激光扫描点数大小、A/D 到 D/A 转换产生的噪声,数字图像处理参数 FR、DE、RA 等都是噪声的影响因素。但可人为控制的只有 X

表 1 各种体型的最佳 CR 摄影条件与屏片系统比较

各种体型 摄影条件	CR		屏片	
	正位	侧位	正位	侧位
瘦(1580 例)				
kV	55~65	68~78	60	70
mAs	20~30	30~40	30~35	40
中(1230 例)				
kV	60~70	70~80	65	75
mAs	30~40	40~50	40	50~56
胖(970 例)				
kV	70~80	75~85	75	80
mAs	40~50	50~60	50	60~70

线量子噪声,即曝光量决定的 IP 量子检测率大小,而曝光量要根据人体厚度来选择。曝光量过低,IP 中的发光晶体接收到的图像信息少即 IP 上贮存的模拟信息空间的连续性差,这样 IP 在第二次激发(光致发光)时,荧光较弱,暗区增多,噪声增加。

有人提出 IP 尺寸的大小是否会影响噪声,这要根据不同尺寸 IP 的发光晶体(氟卤化钡晶体)是否相同,IP 有普通型和高感型之分,如果两种 IP 的型号一样,则 IP 尺寸大小不应该影响噪声,当然,笔者单位的激光扫描以 1 英寸 195 点、图像后处理工作站像素大小是 2K×2K 为前提。

由于 IP 具有较大的宽容度,IP 发光量根据一次激发的 X 线量,在 1:10000 的动态范围内具有良好的 X 线性。因此表 1 中列出的摄影条件有一定的范围,我们主要讨论是下限,一旦低于下限,图像噪声明显增大,影像质量低于传统的 X 线屏片摄影,而上限主要考虑到照射剂量增加到某一数值以上时,噪声改善就很少了^[3],因此应尽量减少被摄体的受线量。

参考文献:

- [1] 祁吉,高野正雄.计算机 X 线摄影[M].北京:人民卫生出版社,1997.7-10.
- [2] 于凤珍,陈静,刘卫东,等.CR 摄影要骨骼肌肉病变诊断中的价值[J].医学影像学杂志,1999,9(3):195.
- [3] 谢晋东,王宗成,王昌元,等.计算机 X 线系统中总感纳频谱测试的探讨[J].中华放射学杂志,2002,36(5):391-394.
- [4] 岸本健治.特性:1.基础と CR.日放技会誌,1991,47.854-857.

(收稿日期:2003-08-05/修回日期:2003-11-06)