DOI:10.16016/j.1000-5404.2002.06.001
第24卷第6期 第三军医大学学报 Vol. 24, No. 6
2002年6月 ACTA ACADEMIAE MEDICINAE MILITARIS TERTIAE Jun. 2002

文章编号:1000-5404(2002)06-0627-04

专家论坛

CT与MRI进展

Advances in CT and MRI

巫北海 (第三军医大学附属西南医院放射科,重庆 400038)

1 多层螺旋CT

自从1999年CT设备出现了4层采集的又一次换代性发展之后,CT设备的进一步发展提出并体现了'CT绿色革命'的概念。即在所有的技术改良中,要突出实现更低的X线剂量、更快的采集与重建速度、更便捷和多样的重建处理、更短的病人等候时间及更好的病人舒适度。

1.1 16层采集的螺旋CT设备

继1990年的4层采集、2000年的8层采集设备问世之后,2001年厂家推出了16层采集的螺旋CT设备。最薄的采集层厚为0.5 mm~0.75 mm。16层设计的采集时间一般为0.5 s(全周扫描),最低可达0.42 s。以一个身高1.55 m的病人为例,以2.5 mm层厚采集将可在19~22 s内完成全身的扫描,明显提高了扫描的单位时间覆盖率。对包括心脏在内的动态器官全部可以实现一次屏气采集,这是4层采集的CT尚不能完全实现的。

1.2 临床应用的扩展[1~6]

1.2.1 普查的应用 现已证实,胸部X线平片正位观察时,将有20%~25%的肺野被遮蔽;侧位观察时会有15%~20%的肺野被遮蔽。故用X线平片作肺癌的普查,尽管是长期以来的惟一可行的放射学方法,但多层面螺旋CT已可实现低剂量扫描。研究证实,可用20~30 mA的条件获得与传统的高毫安条件相同质量的信息,且可根据需要作横断、冠状、矢状及其他需要的层面的薄层重建,消除了平片检查中的盲区。在美国和一些发达国家,低剂量螺旋CT的肺癌普查已被医疗保险机构认可,从早期发现和防止漏诊的总体效果看,更加符合卫生经济学的原则。

借鉴于肺癌CT普查的原理,低剂量普查已经推广到结肠癌的筛选领域,除了可应用透明化与仿真导航内镜技术观察肠腔外,还可在可疑的节段使管腔内、外(含管壁)结构的结合显示。Henschke阐述CT筛选的目的:"寻求早期诊断旨在提高更加有效的治疗",这主要是因为早期诊断将可能有更多的治疗机会,但要证明这个观点的正确性即不是一件简单的事情,对筛选方法的看法是关键的,不仅仅在于早期筛选,而且随后的诊断和结论必须清晰明了,一组早期肺癌病人几乎近1/4(23%)筛选检查呈阳性,在他们当中12%有恶性病灶。12个月后再次复查发现只有2.5%的病人需要进一步检查,这其中也只有44%呈恶性。在每年复查中,超过80%肺癌患者为Ⅰ期。病灶平均大小≤10 mm,27例恶性灶中只有7例能被胸片检测到。超过80%的ⅠA期病灶被遗漏。

根据Aberle的观点,随访方法取决于病灶结节的大小,病灶结节大小对我们使用特殊检查的准确性有很大影响。美国放射影像网络学院把结节区分为三类,≤4 mm微小结节,5~10 mm,>10 mm,分别追踪随访。微小腺瘤的生长检测和定量是最困难的。该作者正寻找3D容积测量,而且定期CT检查在今后可能成为更加常用的方法。

Muller认为:CT同其他检测方法相比,能检测到早期肺癌,因为CT清晰易操作。低剂量CT检查发现的肺癌绝大多数为早期,似乎我们应该进行广泛的筛选,但这实际上存在着许多条件限制。包括对观察结果的不同看法。

该作者同时认为,做这些筛选的医务人员应有责任感,这包括告之受筛选的病人CT筛选存在着一定的限度,阴性筛选结果不能完全排除肺癌,一些早期癌症可能无法检测到。最为重要的是,当病人筛选结果呈阳性时应有相应的组织帮助病人。

1.2.2 CT灌注技术的扩展 肿瘤灌注常规的CT增强检查显示的是肿瘤血管结构的特征(在脑内还有血脑屏障的完整性),这对于判断肿瘤的性质和复发与否的准确性是不够的。CT灌注技术还可通过显示的各种参数(而不仅是形态学信息)更详细地反映肿瘤实质的结构特征,是提高肿瘤诊断准确性与特异性的一个新的方法。

1.2.3 心脏的CT检查 目前已推出的16层CT设备用于心脏扫描的时间已可达到65~105 ms,已经接近或优于电子束CT的扫描时间(50或100 ms),因而对冠状动脉和心腔、瓣膜等结构的显示已经接近或达到了电子束CT的水平。几年前模仿电子束CT实施的冠状动脉钙化积分方法已经在累积了大量资料的基础上可实现智能化分析,并自动提示给临床医生下一步处理的方案。现已证实,尚未完全钙化的粥样硬化软斑块是更危险的因素。目前,多层面螺旋CT经重组处理后是显示冠状动脉软斑块的惟一方法。8层、16层CT设备已可分辨0.16 mm大小的软斑块,出于时间分辨力的提高,多层螺旋CT还可动态显示人工心脏瓣膜的开、闭及其功能状况。去年已经市售的多层螺旋CT设备的心脏功能性检查方法(心肌灌注与心肌应力性灌注、心肌血流贮备测定等)均有进一步的发展,心肌灌注的检测水平已经接近心肌的MR灌注成像。

此外,下一步将实现解剖学的和相位的心脏影像重组;可行自动的批量的多相位重组;4D资料的2D浏览;自动轮廓描记;电影显示;容量/射血分数显示;室壁运动与厚度显示;牛眼曲线(Bulls eye plot)显示功能等。

1.2.4 表面渗透成像 系一种新的信息显示的技术。常规的CT增强检查显示的是组织或病变的血管结构内对比剂的流入与廓清信息,表面渗透成像采用延迟扫描的方法,对照不同时相的影像,反映对比剂在组织或病变的表面渗出状况,尚处于开发阶段。

作者简介:巫北海(1940-),男,四川省成都市人,主任医师,教授,博士生导师,主要从事①肝胆胰脾影像诊断;②医学影像学基础方面的研究,发表论文118篇。电话:(023)65354239

收稿日期:2002-03-15;修回日期:2002-05-19

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

1.3 伴随的概念转换

1.3.1 螺距(Pitch) 螺距是螺旋 CT 出现以后提出的一个重要的扫描参数,即 X 线管螺旋一周期间扫描层厚与进床速度之比。由于单层、双层、4 层、8 层乃至 16 层螺旋 CT 的数据采集与重建算法各有不同,因此在不同发展阶段螺距被赋予了不同的概念。单层扫描的螺旋 CT 以 1∶1 的螺距扫描时重建图像的质量最好,大于 1∶1 时突出了时间分辨力,图像质量则有所衰减;4 层螺旋 CT 曾提出以 3∶1 的螺距扫描可获最好的图像质量,以 6∶1 的螺旋扫描时,则可获较好的时间分辨力及可接受的图像质量,更有提出可实现 13∶1 螺距者。

事实上,较晚开发的 4 层或 8 层 CT 出于容积性采集的数据量,已足以重建各种可满足诊断要求的图像,故已可根据扫描范围和指定的完成时间由设备自动设置最佳的螺距。16 层采集的 CT 设备若依不同厂家的设计则会进一步造成多种螺距的解释上的混乱。故依国际电工协会(IEC)的规定,今后多层螺旋 CT 螺距的概念仍以单层层厚与进床速度之比为依据,即仍为 0~2。

1.3.2 时相 时相是指在 CT 增强扫描中采集到的影像所对应的对比剂在兴趣结构通过的期相,传统上是以动脉期、实质期和静脉期为标志。由于多层螺旋 CT 采集的速度越来越快,即时间分辨力越来越高,采集到的图像可分辨的期相也相应更加细腻,客观上增加了对很多病变识别的能力,但同时也对操作者在扫描程序上的设定,即如何对具体病变设定具体的(而不总是常规的)扫描程序,提出了较高的要求。今后,围绕显示病变的最佳时相,对设备的时间分辨力、操作者的理解和最佳应用,以及如何进一步易化扫描时相的设置与操作等,需依赖于设备的设计和操作者双方的努力。

1.4 多层螺旋 CT 带来的诊断模式转变

1.4.1 显示方式的转变 多层螺旋 CT 每次检查可以提供数百帧甚至更多的横断面影像,但事实上单层的薄层横断面影像的图像信噪比是较差的。如此大量的图像信息若依常规方式逐层解读几乎是不可能的,因而各种计算机重组的影像(二维或三维的)已成为下一步主要的最示方式。各种重组技术已经发展了若干年,目前已可达到由手工操作(人工没置各种重组参数)发展为大部分可自动显示;由延时显示发展为实时或近于实时显示;最新的重组技术则由完成采集后的回顾性显示发展到和采集同步的前瞻性显示。

1.4.2 信息的融合 不同类型信息和/或不同厂家设备图像的融合显示是数年前建立 DICOM 标准的目的之一。目前,同一生产厂家生产的较新型号的影像学设备的形态学信息大多可以实现融合显示,但较为有用的是形态学与功能性信息的融合显示,近几年主要是体现在 MRI 与 fMRI 影像的融合方面。CT 信息以往主要是形态学的,现在也陆续实现了与核医学的功能性信息融合。

1.4.3 工作流的改善 面对更快的采集速度和激增的数据量,多数生产厂家在不同类型产品和/或同一类型、不同型号产品应用了统一的操作界面,从而易化培训与操作。Siemens 公司还采用了'UNICS—WINDOWS'界面,从而信息可直接与个人电脑连接,更便于处理和下载。

1.4.4 计算机辅助检测(Computer aided determination, CAD) 数年前由 R2 公司率先提出并着手开发的计算机辅助检测系统,如今面对激增的图像数据量已变得极为实际和有用,且有很多厂家和公司在积极开发。计算机辅助检测系统是在收集大量同病种、同部位的影像学信息的基础上,基于概率,对新的病例作出诊断导问,以及一些自动处理,如:自动分段处理;自动大小测量;时间减影等。RSNA 的学术报告也显示,计算机辅助检测系统的诊断结果相当或略高于有经验的专家水平,可以预期,随着多层面螺旋 CT 带来的大量信息解读困难的问题,计算机辅助检测系统会日趋成熟,并成为随设备配置的软件之一。

第 87 届 RSNA(2001)的开幕典礼上讨论了计算机辅助检测的优点,MacMahon 认为计算机辅助检测是放射学领域中发展最快的领域之一。他解释说这一新的程序是放射学者近期获得的将图像资料数字化能力的自然产物。然后又重点谈到计算机辅助检测在胸部放射学上的优势。计算机已经使放射学者与相关专家能更有效的应用和处理数据。另外,通过减影技术增强图像的能力也是一个优点,从而能更有效的检测和定量病变。还特别显示了双能胸部摄影及减影是如何被用来'放大异常',从而得到更准确的图像。而且还显示了计算机辅助如何对识别以前忽略的信息及减少假阳性特有价值。该作者认为不同计算机辅助检测技术的结合将成为一种有效的工具。

人工神经网络或'通过连接输入及输出来学习的程序'的概念。从一些统计值显示这一网络可比放射学者更准确的识别一些病变,如间质性疾病。但这并不表示计算机将很快取代医生,当放射学者更多应用计算机辅助检测时,图像诊断的准确率应会提高。当计算机辅助检测使放射学者读片更快,接受的用户将会增加。

Schmidt 描述了计算机辅助检测提高胸部肿瘤诊断的可行性及设想。计算机辅助检测对乳腺 X 线扫描也特别有价值,它已使乳癌的死亡率下降 60%。筛选程序受到经济拮据、流行的好争论的法医学环境及培训人员的缺乏而困扰。乳腺 X 线扫描是一项需要注意细节的重复性工作。结果通过计算机辅助检测,它能适合完全自动化地操作,这一情况如同福特为了增加他的汽车产量而发展的生产线。另外,Schmidt 解释说计算机辅助检测应该建立一个第二读者类似于文字资料处理程序中的拼写检查者。总之,计算机辅助检测有远大前景,因为它能够提高成绩及降低观察者差异,这一'自动目标识别'程序如同军队用卫星确定敌人火力及物资的位置,被潜在应用于对肿瘤的定位。

2 MRI 进展

2.1 磁共振成像设备的技术进展[2,4,7~9]

2.1.1 3.0T 设备趋于普及与实用化 2000 年 RSNA 设备展览上作为 MR 发展热点之一提出的 3.0T 设备于 2001 年已可陆续供货。迄今为止,除在头部的应用外,3.0T 设备在腹部和其他部位的临床应用也先后获得 FDA 批准。3.0T 的磁体有全身通用机及头部专用机,但其磁场均匀度受限,视野仅有 30 cm。3.0T 设备信号采集应用除了线圈外,已有部分成熟的专用表面线圈可用,以 GE 公司展出的设备为例,3.0T 设备应用体线圈采集的图像已具有极好的信噪比和分辨力,明显优于 1.5T 设备的图像质量。

2.1.2 7.0T 的设备已开始研制 作为下一代 MR 设备发展的理念之一。GE 公司已宣布正在研制 7.0T 的设备。目前,对 7.0T 设备的优、缺点及发展前景与市场趋势尚不能具体评价。

2.1.3 开放式磁体的发展趋势 自 2000 年 RSNA 上推出中

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

场超导 MR 设备以来, 其市场趋势似乎不像预期的那么强, 而低场开放式设备的市场状况一直较好, 其中随着高、中场设备的技术不断移植到低场开放型设备, 低场设备的功能与图像质量也不断改善, 是为 MR 设备中具有较好的性能/价格比的主流机型。一些不同场强的专用磁体长度也很短, 这些磁体若能进一步缩短, 则已类似于 CT 的扫描架的宽度, 从实际意义上也当属于 开放型' 设备。

2.1.4　专用 MR 设备　　除头部专用机之外, 各公司用于关节、心脏、血管(特别是肢体血管)等部位的专用 MR 设备已问世。

2.1.5　推进器(Propeller)技术　　这是 GE 公司的一项最新的发明。实际上是周期旋转重叠平行线(采集)伴增强重建技术的缩写词, 该技术对不能合作的病人预设移动校正, 包括一致性 K-空间采样方式与多问(横向、旋转)运动校正, 以获得更好的影像质量。

2.1.6　联机一体化设计　　继以往已实现的 CT+C 型臂 X 线机、MR+PET 的一体化设计后, 2001 年推出了 MR+大型 C 型臂血管机一体化的设计, 可将血管机与 MR 设备同置一室, 同一病人可连续完成两种检查和/或处置

2.2　磁共振波谱(MRS)[6, 10]

磁共振波谱的主要发展有: 3D 磁共振波谱, 目前仍用于 1.5T 及 3.0T 的设备; 自动磁共振波谱, 即根据操作者的熟练程度随机切换的, 对于不熟练者可以自动设置, 对熟练者可提出修改参数建议的系统; 除氢质子磁共振波谱外, 在 3.0T 系统已开拓了多种核波谱的功能, 目前已可实用者有^{31}P、^{3}He、^{7}Li、^{13}C、^{19}F、^{129}Xe、^{23}Na 波谱等, 前几年已实现的多体素磁共振波谱等已经在高场设备上普及。

2.3　功能性 MRI(fMRI)

功能磁共振是起步较早的(包括扩散、灌注和皮层激发), 但近 1~2 年来, 随着≥4 层的多层 CT 问世, 功能性 CT(例如 CT 灌注)以其高分辨、高速度向 MR 挑战。但由于成像原理各异, MR 以其具有相位重聚及去相位的物理特性在扩散成像上占有无法替代的位置。

功能性 MRI 已经在高场设备上普及, 最新的进展有: 多层显示的脑功能性成像; 实时显示的功能性 MRI; 3D 重建的功能性 MRI 等。一些公司已将功能性 MRI 扩展到 1.0T 的设备。与功能性成像匹配的设施与软件已日趋完善。正在开发的功能还有实时运动检测/校正(轨迹导航运动校正), 与阻抗设施组合的线圈(改善分辨力与覆盖范围); 影像融合(与弥散张量影像和 MRA)及 K-空间螺旋采集技术(提高时间分辨力和减少磁敏感性伪影)等。

2.4　扩散张量成像(Diffusion tensor imaging)[12~15]

扩散张量成像是增加采集方向(6~55 个方向), 克服成像结构内的水各向异性扩散特征的成像方法。用扩散张量成像能观察白质束的走向, 绕行, 交叉以及稀疏推挤、中断、破坏等异常表现, 称为白质束成像(Tractography), 其三维彩色编码显示对脑干处白质束复杂走行交叉, 十分直观, 是其它影像学方法无法作到的。白质束成像出现后即在临床上广为应用。如在急性及亚急性脑缺血时发现在脑白质, 扩散下降 46% 而在灰质仅为 31%。又如全各向同性(Total anisotropy 或 A Sigma)的测量显示, 连合白质的全各向同性最高, 而投射和联系白质纤维的全各向同性逐渐减低, 这与临床观察到的血管源性水肿蔓延时所遭遇的阻力呈平行关系, 提示各向异性对脑白质的组织结构可能是敏感的, 扩散张量成像可显示微细的白质解剖。目前作全脑扩散张量成像, 用单次激发 SSEPI 仅需 1 min, 已达到临床实用阶段。

又据 Vitta 等报道, 用扩散张量成像对锥体束的扩散各向异性测量结果显示在大脑脚最高, 延髓、桥脑次之。这是由于在大脑脚, 白质纤维排列更为有序而具有较高的各向异性。此外, 随着年龄的增长, 各向异性测值在大脑脚明显降低, 但在延髓、桥脑却无变化, 说明大脑脚的白质随年龄而发生变化。Tractography 在外伤中也证明很有帮助。Chiu 报道外伤时常规 MRI 未发现异常而白质束成像显示白质束有缺失, 解释了临床上外伤后记忆丧失的现象。

扩散张量成像在精神疾病如精神分裂症的研究中也初见成效。Lim 等发现在精神分裂患者, 白质显示各向异性降低, 虽然白质容积并无异常, 说明白质束完整性受损。灰质则不然, 尽管其容积已减少辐各向异性仍无变化。上述的白质各向异性的异常, 累及两侧大脑半球的所有脑叶。扩散张量成像的进一步研究可能揭示精神分裂症的微细神经变化。

除脑部外, 在人体其它部位扩散张量成像也有良好应用前景。Hsu 等对猪的椎间盘纤维环进行扩散张量显微技术的研究, 观察其显微结构, 结果显示, 纤维环的扩散为各向异性的, 其定向表现为层状排列形态, 与光学显微镜所见一致。定向角度与已知的纤维环胶原纤维结构也是一致的。这项研究提示扩散张量显微术可用以对椎间盘的纤维环的扩散各向异性和层状结构进行定量无创性的检查。

扩散成像已成功地应用于脑部以及中枢神经系统以外, 如肝脏等腹部脏器和乳腺疾病的诊断和鉴别诊断。扩散张量成像是扩散成像的发展和深化, 使我们有可能从微观领域对人体作进一步探查。目前主要用于脑部, 尤其对白质束的观察、追踪, 深化了认识, 并且也扩展到人体其它领域, 说明今后功能和形态成并驾齐驱以至相结合能提供更全面, 更丰富的信息。最近, 超张量扩散成像(Diffusion supertensor imaging), 采用更多方向的梯度(65 个以至数百个)已研究成功, 并开始应用于临床, 就说明这点, 其应用前景是十分宽广的, 理应值得我们关注。

2.5　图像融合(Image fusion)[15, 18]

在新世纪, 影像诊断已由形态学向形态及功能并重甚至融合发展。图像融合已由软件的图像融合发展到硬件的一体化(如 CT 或多层 CT/PET 一体化)。

联合运用 MRI 和正电子发射体层摄影(PET)的方法较单独用 MRI 更能提高放射学家发现和评价脑肿瘤复发和放疗坏死的能力。Roa 对 30 例外科手术或放疗病人的 MRI 和 PET 图像进行对照研究, MRI 图像示 17 例脑肿瘤复发, 4 例出现放射坏死, 但在其余 9 例中, 研究中人员既不能区别这两种诊断也未能作出肯定的诊断。30 例的^{18}F-脱氧葡萄糖(FDG)-PET 像显示糖代谢活动增强的 热点' 中, 13 例为标准吸收值。MRI 区别肿瘤复发和放射坏死的敏感度为 80%, 但其中的 53% 后来证明为假阳性, 其特异性为 18%, PET 的假阳性仅为一例。将 MRI 和 PET 成像融合后, 研究人员能将高代谢区与解剖结构相联系起来, 从而假阳性结果能得以确定。该作者还指出: 图像研究和运用标准吸收值, 半定量分析能判断肿瘤是否为恶性。肿瘤复发得到证实的有 12 例, 活检、手术或密切随访者的变化情况得到确定的有 18 例。

据该作者介绍, 从统计学上将 MR-PET 融合法与 MRI 相比

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

较以发现脑肿瘤复发的文献仅有几篇，Wong(1996)和 Carreras (1999)的两篇融合研究显示其敏感性、特异性和准确性介于99%～100%之间。虽然目前只研究了少量的病人，但该作者是融合不同研究方法的积极支持者，并提出要‘总是融合’。MR/PET技术比单独用这两种方法区分肿瘤复发和治疗后的变化有用得多。总有一天，MR/PET融合法会取代单独用MRI，通过不断地研究，积累更多的病例数以证实上述结论的正确性。

将PET和容积CT联合应用有助于肿瘤放射中总肿瘤体积(GTV)的显示，也有助于三维适形放疗(3DCRT)计划的制订过程。PET(应用FDG为示踪剂)是对于肿瘤分期的基本诊断手段。Bradley和其他研究者进行了前瞻性的研究，旨在判断联合应用FDG/PET和容积CT是否能提高放射靶目标的显示和改变非小细胞肺癌的三维适形放疗计划。

Bradley表明迄今为止已对15个Ⅰ～Ⅲ级非小细胞肺癌的病例进行了本项研究。所有患者均用固定框架设施固定于治疗体位，在胸部放置了5个包含有金属珠的基准标记后进行CT扫描，标记就会产生伪影，随即病人被移至专门的PET装置，在此应用相同体位，相同的基准标记进行FDG/PET扫描，图像上就会出现放射性稀疏区。用CT和CT/PET联合使用两种方法分别勾画出两侧的肺、心脏、食管、脊髓和其他正常结构的形态，再用这两组数据进行三维适形放疗计划中的靶体积勾画。研究者发现联合应用PET/CT的15例中有8例存在总肿瘤体积的变化。PET可探测出其他靶目标，包括过去不能为CT分辨出的肺门淋巴结，肺内小结节。应用PET分辨萎陷的肺叶区域内原发的和结节性总肿瘤体积的病例中，总肿瘤体积有明显缩小。研究者发现应用CT/PET联合定位较之CT单独定位可提高三维适形放疗计划制订过程中靶区的剂量，也可改变肺及食管等正常组织的毒性反应。该研究者希望能再增加15例病例进行这项前瞻性研究。Bradley认为通过与专业的CT机构合作，非小细胞肺癌放疗的这项技术将被广泛应用，同时也应通过合作进行更深入的研究。

2.6 其他功能的拓展[14～18]

MR心肌灌注成像(含应力性灌注成像)已经普及，且在部分厂家已将其推广到1.0T设备上；采用K-空间螺旋采集的MRA可获得极好的冠状动脉显示，且可行3D重建；MRA已可从以往的10～20 s完成发展到亚秒内完成，故可作透视显示，且可作2D～3D显示的随机切换；由于MR设备的B值已可高达10 000，故在多向采集的基础上可实现更好的弥散-张量性成像；“部分图像冻结”技术是在膈肌导航门控条件下对某些运动的器官以静态方式显示的技术，尤适于心脏与冠状动脉的观察；Hitachi公司研制了一种激光治疗控制系统，在激光治疗中(大多为介入性治疗技术)，利用温度形成的相位差来监视局部温度，以控制激光治疗过程。心脏功能分析以往为脱机处理，现已可行在线的快速评价和功能、形态的动态显示。

关键词：CT；MRI
中图法分类号：R445 文献标识码：A

参考文献：

[1] Bakshi R, Shaikh Z A, Janardhan V. MRI T2 shortening (‘black T2’) in multiple sclerosis: frequency, location, and clinical correlation[J]. Neuroreport, 2000, 11(1): 15—21.

[2] Cohen R A, Paul R H, Zawacki T M, *et al*. Single photon emission computed tomography, magnetic resonance imaging hyperintensity, and cognitive impairments in patients with vascular dementia[J]. J Neuroimaging, 2001, 11(3): 253—60.

[3] Cutrer F M, O’Donnell A, Sanchez del Rio M. Functional neuroimaging: enhanced understanding of migraine pathophysiology[J]. Neurology, 2000, 55(9 Suppl 2): S36—45.

[4] Gondo K, Kira R, Tokunaga Y, *et al*. Age-related changes of the MR appearance of CNS involvement in neurocutaneous melanosis complex[J]. Pediatr Radiol, 2000, 30(12): 866—868.

[5] Itti L, Chang L, Ernst T. Automatic scan prescription for brain MRI[J]. Magn Reson Med, 2001, 45(3): 486—494.

[6] Kalkers N F, Bergers L, de Groot V, *et al*. Concurrent validity of the MS Functional Composite using MRI as a biological disease marker[J]. Neurology, 2001, 56(2): 215—219.

[7] Kovalev V A, Kruggel F, Gertz H J, *et al*. Three-dimensional texture analysis of MRI brain datasets[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2001, 20(5): 424—433.

[8] Lycklama a Nijeholt G J, Uitdehaag B M, Bergers E, *et al*. Spinal cord magnetic resonance imaging in suspected multiple sclerosis[J]. Eur Radiol, 2000, 10(2): 368—376.

[9] Matsuda K, Mihara T, Tottori T, *et al*. Neuroimaging and electrophysiological study in epilepsy[J]. Rinsho Byori, 2001, 49(1): 29—38.

[10] Pickuth D, Spielmann R P, Heywang Kobrunner S H. Role of radiology in the diagnosis of neurosarcoidosis[J]. Eur Radiol, 2000, 10(6): 941—944.

[11] O’Donnell P, Buxton P J, Pitkin A, *et al*. The magnetic resonance imaging appearances of the brain in acute carbon monoxide poisoning[J]. Clin Radiol, 2000, 55(4): 273—278.

[12] Placidi G, Alecci M, Sotgiu A. Omega-space adaptive acquisition technique for magnetic resonance imaging from projections[J]. J Magn Reson, 2000, 143(1): 197—207.

[13] Shattuck D W, Sandor Leahy S R, Schaper K A, *et al*. Magnetic resonance image tissue classification using a partial volume model[J]. Neuroimage, 2001, 13(5): 856—876.

[14] Tang H, Wu E X, Ma Q Y, *et al*. MRI brain image segmentation by multi-resolution edge detection and region selection[J]. Comput Med Imaging Graph, 2000, 24(6): 349—357.

[15] Tierney M C, Varga M, Hosey L, *et al*. PET evaluation of bilingual language compensation following early childhood brain damage[J]. Neuropsychologia, 2001, 39(2): 114—121.

[16] Uemura K, Toyama H, Baba S, *et al*. Generation of fractal dimension images and its application to automatic edge detection in brain MRI[J]. Comput Med Imaging Graph, 2000, 24(2): 73—85.

[17] Walker R, Kessar P, Blanchard R, *et al*. Turbo STIR magnetic resonance imaging as a whole-body screening tool for metastases in patients with breast carcinoma: preliminary clinical experience[J]. J Magn Reson Imaging, 2000, 11(4): 343—350.

[18] Zhong J, Chen Z, Kwok E. New image contrast mechanisms in intermolecular double-quantum coherence human MR imaging[J]. J Magn Reson Imaging, 2000, 12(2): 311—320.

（编辑 王 红）

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net