

# 2000年北美放射学会(RSNA)考察实录 大型影像学设备的技术进展

祁吉 戴建平 徐家兴

【中图分类号】R445, R81 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2001)03-0141-06

## 一. CT 设备的进展

(一) 宽探测器多层采集螺旋 CT (以下简称多层 CT) 的进展

上一年度多层 CT 在全世界得到了广泛的普及, 它的优越性已得到了一致公认, 系 CT 的换代产品。仅我国在 2000 年内订货与装机的总数即达 20 台左右。最初推出的多层 CT 一次采集的层面数目为 4 层, 今年几乎所有厂家均提出一次采集 8~16 层的设计, 这将涉及几个问题。

1. 探测器的设计: 以往已介绍过主要的生产厂家多层探测器的设计可分为对称与非对称型, 依列数又有 8、16、34 列之分。对两种类型探测器的优劣各厂家的意见不一致。当将采集层面数目提高到 8~16 层时, 对称性设计已占主导方式, 从技术上较容易完成采集层面数目的升级。一些原来采用非对称设计的厂家也作了相应的设计改良, 如采用对称/非对称混合方式等。从技术上讲, 原有的 4 层采集探测器 (不论是 4 层对称与非对称性设计) 升级到 8~16 层并不困难, 也不很昂贵 (图 1)。

2. 计算机处理能力: 即使在技术上可以作到增加探测器每次扫描的采集层面数目, 但每次采集到的原始数据量将大为增加, 这将对计算机的容量、处理速度等提出很高的要求。采用大容量计算机或采用多台计算机并列处理方式改善 workflow 等都是解决这一需求的方案, 但势必加大设备硬件的成本。

3. 采集层厚与剂量: 现有的多层 CT 采集层厚均已在 0.5mm/层以下, 最大螺

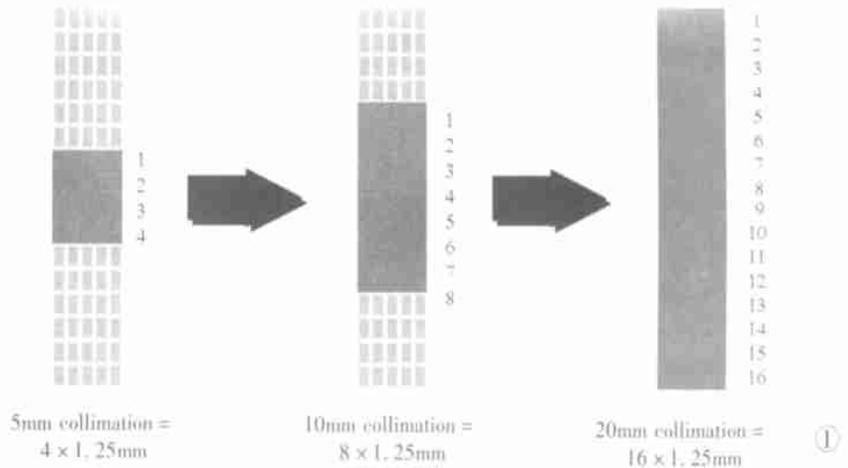


图 1 探测器的设计。

距已可达 13:1。采集时间在全层扫描时均可达到 0.5s 以下, 部分扫描时则更短。从诊断意义上讲, 1mm 以下的薄层层面信息主要用于重建处理, 但因薄层采集时每个层面体素的数据量小, 因而每层采集需使用较大的 X 线剂量, 又需要大量的薄层层面的数据构成一个大范围的容积性数据。这样, 多层 CT 扫描作容积性采集时实际上的 X 线剂量是很高的。一些厂家提出了提高剂量效率的措施, 如减少锥形 X 线束半影区等。但是, 无论如何多层 CT 的较高 X 线剂量问题应引起重视, 特别是应修正笼统地认为“多层 CT 可以节省 X 线剂量”的误解。

4. 其他: 多层 CT 连续扫描的时间较长, 常规应用中 X 线剂量较大, 故肯定需使用较大容量、长寿命 X 线管, X 线管的价格也很高, 会加大运行成本。此外, 由于多层 CT 应用的是锥形束 (cone beam), 而不是扇形束, 在实际工作中因对中心部份与边缘部份探测器阵列的入射角度有差别, 因而会产生锥形束伪影, 衰减图像质量, 是今后需进一步克服的问题 (图 2)。值得指出的是, 虽然各厂家在 RSNA 上推

出了 8~16 层设计, 但目前均尚不能提供产品, 最短的承诺是 6 个月之后可交货。而且, 8 或 16 层采集时层面的厚度要受探测器宽度的制约, 即各层厚度的总和不可能超过探测器的宽度 (如某公司允许的最大层厚应于 2.5mm 之内)。

5. 8 层 (或 16 层) 设计的优点: 和 4 层采集相比, 8 层采集设计可有下述优点: ①节省 X 线管损耗近一半; ②同层厚时的扫描速度提高一倍; ③检测效率提高一倍;

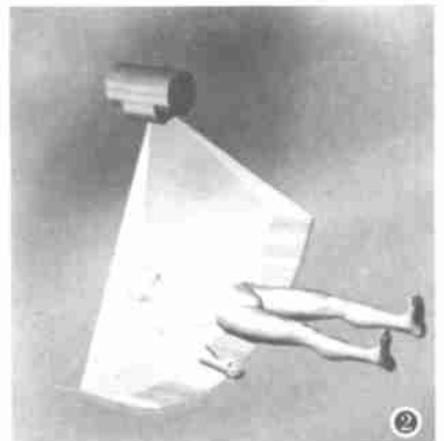


图 2 多层 CT 应用锥形束。

作者单位: 300192 天津医科大学第一中心医院放射科 (祁吉); 100050 北京天坛医院神经外科研究所放射科 (戴建平); 100000 北京空军总医院放射科 (徐家兴)

作者简介: 祁吉, 戴建平, 徐家兴为中华人民共和国卫生部影像装备专家组成员

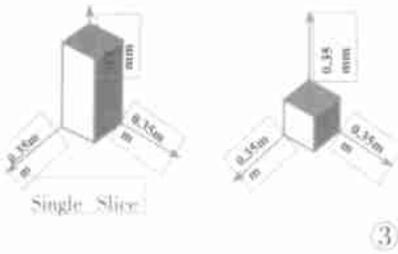


图 3 采集数据为各向同性信息。

④可节省 1/3 左右的对比剂用量; ⑤同层厚时 X 线剂量可减少近一半。16 层采集性能则可相应进一步提高。

由于采集速度提高, 完成 300mm 长度(层厚 3mm)的肺部采集时间仅需 5s, 对不能长期屏息的病人极有利。心脏检查时, 时间分辨力可降至 80ms, 可行心脏实时成像。腹部检查中可进一步改善图像的期相。在急症病人可于 25s 内完成全身扫描。随着采集的数据为各向同性的, 定位片也可取消, 可从容积性信息中任意重建(图 3)。

总之, 8 层采集设计进一步改善了 CT 采集速度, 目前尤适用于心脏、大血管等动态器官的检查。由于处理速度也相应加快, 可以实现实时直接 3D 采集与显示。

(二) 平板探测器 CT——容积 CT

以平板(FP)探测器代替传统的 X 线 CT 探测器在几年前曾是一种假说, 近两、三年, 一些厂家已在研制和生产原型机, 并

在进行临床应用实验。本年度 RSNA 上, GE、Marconi 等厂家已正式展示了此类 CT 的设计, 并承诺一段时间后可提供产品。

容积性 CT 在原理上是用一定宽度的平板探测器与 X 线管连动, 在旋转中直接采集对应的一定厚度体积的容积性(而不是层面)信息, 经计算机处理后形成层面的或三维的影像。

容积性 CT 目前尚在开发阶段, 但是一旦技术成熟, 将会是 CT 技术的又一个突破性革命, 从成像原理、机器设计、信息模式、成像速度、射线剂量乃至运行成本将会有根本性的改变。预测容积 CT 将会在今后 1~2 年正式推出, 将会于 3~5 年后市场化。

(三) 大孔径 CT

CT 扫描架孔径越大, 对几何尺寸设计的要求越高。而常规设计的扫描孔径尽管可满足肥胖病人的要求, 但不能满足放疗病人定位与治疗计划系统的需要。本年度 RSNA 上已有厂家推出了大孔径 CT 扫描机, 孔径达 72~85cm, 可兼顾日常应用与肿瘤病人定位的目的。

(四) 组合型 CT

组合型 CT 是本年度推出的一种新的设计, 实际上是将一台 PET(正电子发射体层摄影机)与一台多层 CT 扫描机组合在一起, 具有一个相连的扫描孔径, 病人可在完成 CT 检查后直接进行 PET 检查(或相反), 除便利病人可一次完成两项检查外, 主要用于图像融合, 使 PET 的功能性信息与 CT 的形态学信息通过工作站准确融合, 以更准确地

完成定位与定量诊断。

组合型 CT 系两种高级成像设备的结合, 从性能看主要用于高水平的临床检查和/或研究工作, 价格至少为两种设备之合或更高, 在可预见的将来还不会成为常规配置的设备。

(五) 双层螺旋 CT 产品增加

值得注意的一个动向是在 CT 向多层面采集模式发展的同时, 更多的生产厂家也都在积极开发双层螺旋 CT。今天, 可同时采集两层的 CT 设备技术上已无何困难。在原有的双层采集设计的基础上, 还开发了“双层图像融合”技术(数字采集叠加扫描技术), 可通过融合相邻的两层图像达到降低伪影的目的。此外, 还有厂家采用不对称探测器阵列作双层不对称方式采集。据厂家介绍, 和单层采集的螺旋 CT 相比, 双层 CT 的扫描剂量可下降约 30%, 而扫描速度可明显提高, 且可改善图像的空间分辨力。此外, 其价格也明显低于多层螺旋 CT。对于不需要配置多层 CT 的医院, 双层 CT 已是为高档 CT 机的一个选择(图 4、5)。

(六) 高档 CT(含多层 CT)功能的进展

1. 脑的 CT 灌注成像: 脑的 CT 灌注成像功能已开发了数年, 目前高档 CT 均可配置有 CT 灌注成像软件。随多层 CT 扫描速度的提高, 现有的时间分辨力已允许行多层面 CT 灌注成像, 从而允许在一次注射对比剂后得到多层面的、更细节的灌注信息(图 6)。

2. 心脏 CT 成像: 基于多层 CT 时间分辨力的进一步提高(80ms/8 层设计; 250ms/4 层设计), 新的心脏成像功能有心肌灌注成像、动态心脏功能成像、快速(3

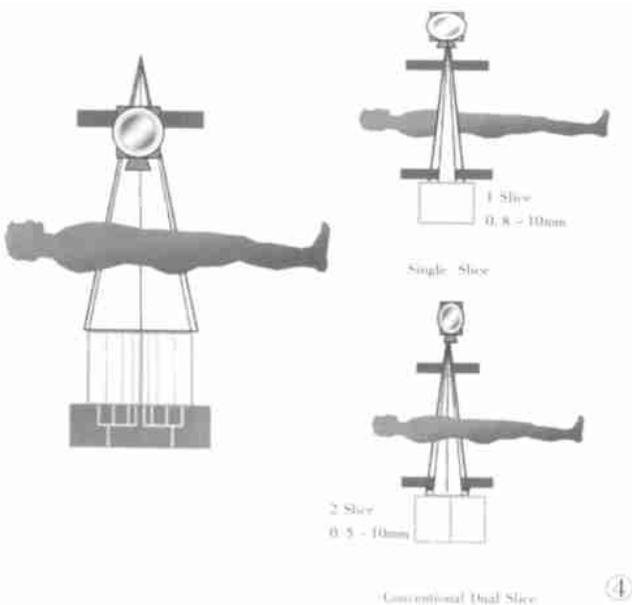


图 4 双层螺旋 CT 示意图。

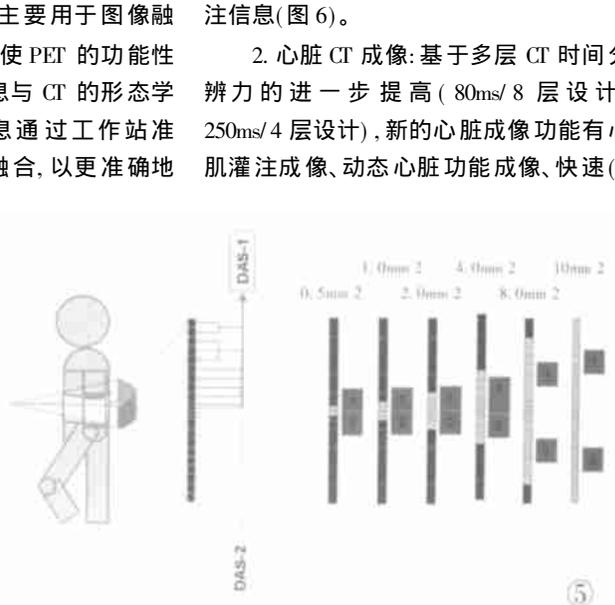


图 5 双层螺旋 CT 示意图。

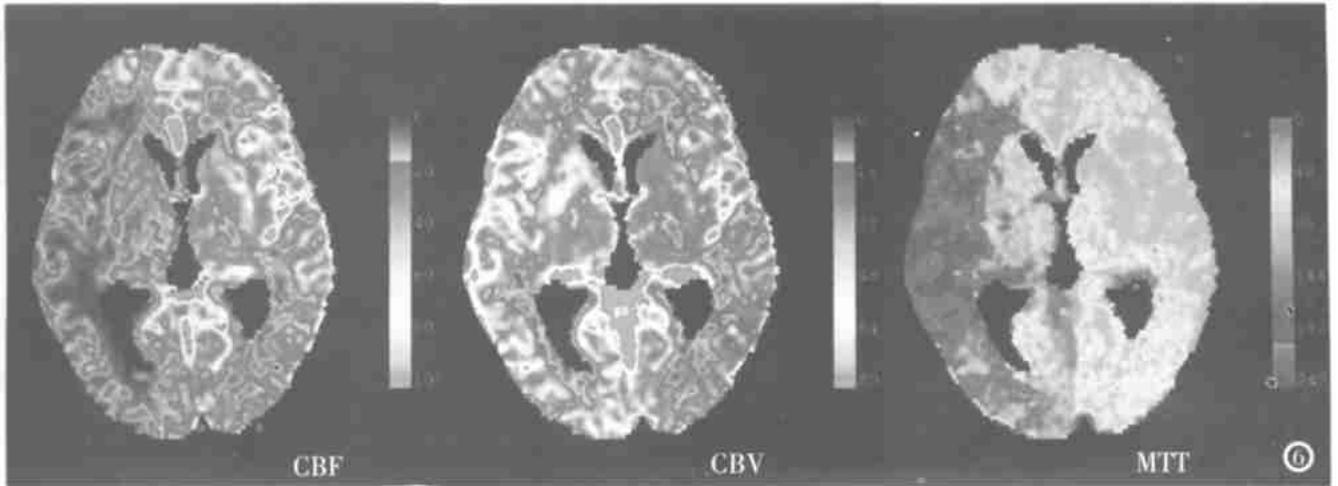


图6 脑的CT灌注成像。

~5min) 冠状动脉钙化与软斑块分析及冠状动脉内腔镜的进一步完善等。多层CT进行冠状动脉钙化积分与电子束CT(E-BCT)的符合率已可达96%~98%。心电门控技术也进一步完善。一种“可变速扫描”技术可根据不同的心率选择不同的扫描时间,以克服心律不齐或心率大于80次/分或低于60次/分时常规门控技术不足以保证图像质量的问题,可明显改善冠状动脉及心脏形态学的显示。结合以往的较成熟的心脏形态学与功能分析手段,目前高档CT可提供的心脏形态学与病理生理学信息已经大大超过了常规的心血管造影与冠状动脉造影可以提供者,是CT临床应用的下一个热点之一(图7)。

3. 肺的灌注成像:是一种基于4DCT血管成像原理,以彩色方式显示肺毛细血管床灌注情况,从而间接反映肺功能状况的成像方式。该方法尚处于初步开发阶段,但初步结果表明,至少在指导手术(如

支气管扩张切除术)、明确手术范围等方面具有肯定的价值,其他进一步的价值还待开发。

4. 低剂量多层CT的扫描技术:如前所述,多层CT的X线剂量问题已引起了厂家的关注。“可变焦点”技术是目前提出的降低剂量的措施之一。其原理是在螺旋扫描中变换焦点的位置,从而减少锥形线束的半影区,去除大部分无效辐射。另一降低剂量的措施是降低X线管曝光的电流。目前,根据扫描的部位和目的,可达到的低毫安值为10~20~100mAs,从而可用于多种目的。

5. 肺的多层CT薄层低剂量普查:尽管以多层CT行肺癌的普查在中国还不现实,但已有厂家设计了薄层低剂量的CT扫描方式,可作高危人群的筛选普查,且已有了初步工作的经验。以CT作肺癌普查的可行性已不再是技术问题,而是卫生经济方面的问题。至少在西方国家的医

疗保障系统目前尚不反对此项工作。在我国,对临床上可疑、又不易确诊的病人行薄层低剂量筛选在临床上已应该是可行的。此外,类似的技术还被用于结肠疾病的筛选性检查(图8)。

6. 大螺距与可变螺距技术:如前所述,目前可达到的最大螺距为13:1。另一种方式为“层厚/螺距不依赖性”技术,即不论拟重建的层厚为多少,可在螺距1~8之间任选,而不衰减图像质量,又称可变螺距技术。

## 二. MR设备的进展

### (一) 3.0T MR设备面市

3.0T(以及4.7T)的MR设备已在几年前即开始了临床实验,本年度RSNA上,GE、Marconi、Siemens、Philips等公司均推出了3.0T的通用型MR设备。一些厂家已有设备出售,另一些厂家承诺在今后6个月或更长时间可以交付使用。以GE公司

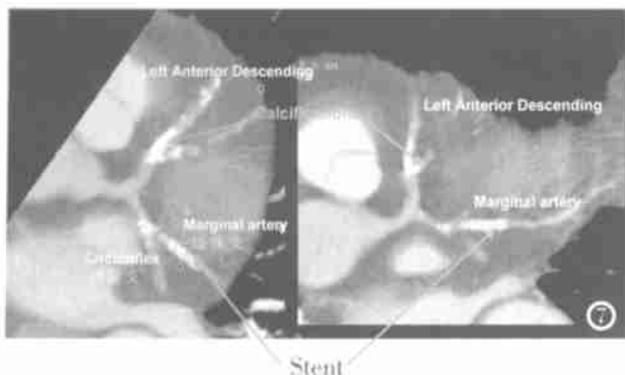


图7 冠状动脉钙化与冠脉支架。

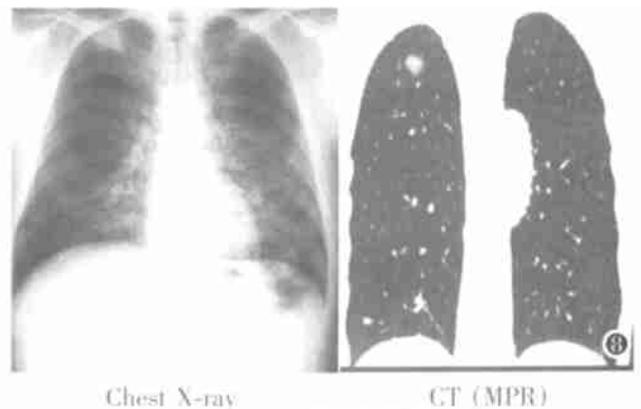


图8 肺的低剂量扫描与重建。

为例,目前全球已售出 20 台,其中日本有 7 台,澳大利亚有 1 台,另 12 台在美国。

3.0T MR 属超高磁场设备,可比常规高场设备具有更好的图像信噪比及更好的性能参数,如梯度场强可达  $40\text{mT/m}$ ,切换率可达  $150\text{mT/m/ms}$ ,从而可使 TE 更短,每次 TR 可获得更多的层面,更不易受运动的影响。其 B 值可大于  $10000\text{s/mm}^2$ 。正式进入市场之前的研究工作主要在以下方面显示有优越性:①神经系统 MRI,特别是 MRI 功能成像(fMRI);②心脏与冠状动脉 MRI,既在形态学方面,也在功能性信息方面(如心肌灌注成像)表现出优势;③MR 频谱(MRS),可比常规 1.5T 设备更好地区分不同化学成分的波峰,目前已可实现多体素 3D 频谱采集。目前尚未见有其他领域的研究报道。

3.0T MR 设备的一个应用限度是不适用于体部成像,用 3.0T 设备产生的腹部器官影像缺乏对比,且有较多的化学位移伪影等。既使已售出的设备,体部成像方面也尚未获 FDA 批准。在体部和一些其他部位的应用价值尚待进一步观察。

根据目前 3.0T 设备的临床应用范围,该型设备主要系用于临床/基础研究。因此,无疑在我国只适合配置在最高层次的、具有较充实的研究基础和较深入的研究课题的大型医院,既使如此,由于 3.0T MR 临床应用上的各种限度,也只能在具备基本 MR 设备配置的基础上作重叠配置。此外,目前 3.0T 设备的市场价格较昂贵(约 250 万美元左右),估计在我国近期具有引进条件的医院不会很多。特别强调,在今后的设备引进中,凡不具有上述引进条件的医院不能盲目引进。

(二) 中场超导开放型 MR 设备进一步普及

继上一年度 GE 公司推出的 0.7T 超导开放型 MR 设备市场化之后,Marconi 公司(0.6T)、Siemens 公司(1.0T)、Hitachi 公司(0.7T)和 Philips 公司(1.0T)均在 RSNA 上推出了自己的中场超导开放式设备,但有的公司尚需要较长时间(如 18 个月)后才能供应市场。

由于开放式设计采用了垂直磁场方式,其场强效果可比同样场强的常规 MR 设备提高 40% - 50%,加上超导型设备提供的固有磁场强度比常导或永磁型设

备高,故可发挥比常规同场强 MR 设备更佳的场强效果,比低开开放型 MR 设备具有更好的图像信噪比和技术参数。此外,中场开放式设备在设计上均很注重保证足够大的近台操作空间。

上一年曾预测,中场超导开放型 MR 设备似乎是 MR 设备下一步发展的趋势之一,今年 5 个主要的 MR 生产厂家均推出了此类设备,从一个方面证实了这一趋势。此型设备既使开放型设备具有了高场/中场的优势,又同时具有了开放型设备的应用优点,即便于开展介入操作、便于检查中监护病人、便于儿科与不合作病人的检查及克服了幽闭恐惧病人应用 MR 检查的限制。

鉴于超导开放型中场 MR 设备在设计上目前仍有很大的技术难度,故和超高场 MR(3.0T)一样,大部分公司目前尚不能马上提供产品。国内最早订货的恰是两家儿童医院,反映了是为这类设备可能具有优势的应用领域之一。

现已推出的此类设备中,大多数采用的是无源(被动)屏蔽,整机重量达 23~35 吨,采用有源(主动)屏蔽者重量约 10 吨。中场超导开放式磁体还需克服磁体支撑结构在成像中因共振产生的“音叉效应”。

理论上讲,开放型设备的上、下磁体间的高径宜大,GE 公司市售的产品目前的高径为 43cm,更理想的位置上、下磁体于天花板和地面之间,中间为检查床/手术台,从而可随时术中检查,但目前的技术尚不能达到。是否应开发 1.5T 或更高场强的开放型设备的主要制约是设备的成本,此外也需要累积中场超导开放型设备技术上及临床应用中的经验,故近期不大可能推出更高场强的开放型设备。

### (三) 更短的磁体设计

近两年常规 MR 磁体长度已从最早的 2 米以上减少到 1.7 米左右,更短的磁体将在保证磁场均匀度方面具有极困难的技术限制,故曾认为 1.69 米是磁体长度的“极限”。本年度有的公司推出了更短的常规高场磁体,如 Marconi 公司的新型磁体长度仅为 1.4 米,其他一些公司也有计划于近期推出短磁体机型。

更短的磁体不仅意味着突破了原有的技术极限,而且在保证磁场均匀度的前提下可更有利于介入性操作、病人监护、

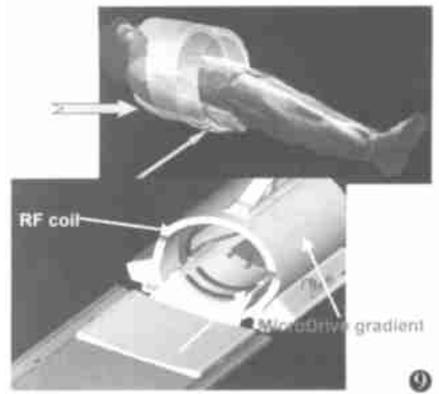


图 9 双梯度磁场技术。

减少病人的幽闭恐惧和噪声的影响。若技术上可使磁体进一步缩短,则可形成另一种“开放式磁体”形式,是为 MR 设备上的一种值得注意的动向。

### (四) 关于梯度磁场

过去两年,为满足 MR 成像的速度和分辨力的需要,各档次的 MR 设备在梯度场强方面均有了明显的提高,从而也改善了切换率和爬升时间参数。截至上一年,有的高场设备梯度场强已可达  $40\text{mT/m}$ 。事实上,更高的梯度场强及相应可达到的性能参数已因对病人可产生刺激而受到限制。本年度几家公司提出了设计不尽相同的双梯度场技术,代表性的一种为在磁体内内置另一个短的梯度线圈;另一种是在表面线圈上附加一个梯度线圈的方式。这样,通过两个梯度系统的叠加,可在较小的范围内达到更高的梯度场强,如  $51\text{mT/m}$ ( $20 + 31\text{mT/m}$ ),有利于完成各种高级成像技术,如 fMRI、弥散成像、MRS 等(图 9)。

基于梯度技术的改进,很多厂家宣称的设备的梯度场强有了显著的提高,还有的厂家提出了“有效梯度”的概念,局部的梯度场强可提升到很高。但是,这很容易产生一个概念上的误区。因为较高的梯度场强事实上仅可在两个(而不是三个)方向上达到,且只能在较小的范围内达到。此外,梯度场强的提高主要是可提高图像分辨率,而切换率的改善可以提高成像速度。相信随技术改进趋于成熟,有关 MR 设备梯度场强方面的概念将会逐步澄清。

### (五) 噪声与降噪措施

众所周知,设备的场强越高,成像速

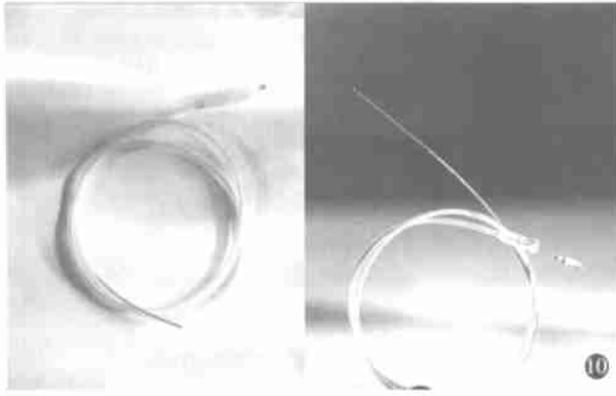


图10 经食管MR线圈。

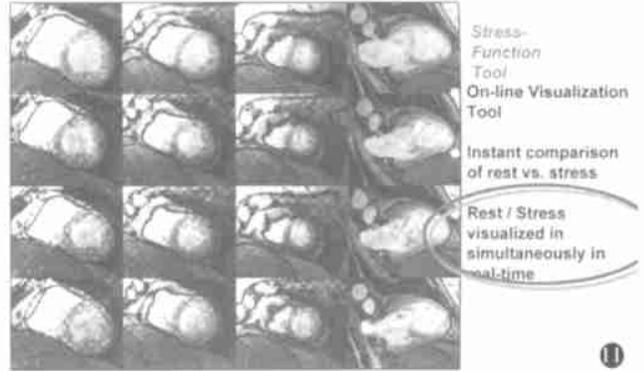


图11 心肌应力成像。

度越快(如EPI),成像中的噪声越大,给病人造成的不适越严重。近两年,一些厂家已经重视噪声的问题,并且采取了一些技术措施,如在磁体内附加真空层及降噪材料,利用一些软件和复合措施乃至不愿说明的“保密”措施等。据厂家声称,噪声水平已降低了40%~90%不等。

根据厂家录制的噪声音量比较,加用降噪措施后的噪声水平确有较明显的下降。由于厂家在降噪技术上不愿作更细节的说明,以及评价降噪效果中参照的标准不具体,还不能精确评价噪声降低的水平,但无疑噪声及降噪措施已引起了生产厂家较强的重视,预期今后还会有较大的进步。由此可以预期,噪声水平也将是今后设备选型中要考虑的重要参数之一。

#### (六) 线圈、成像功能与技术

##### 1. 线圈

①肢体血管成像专用线圈:系一种可同时对分别覆盖双下肢全长的4通道阵列线圈。由于可紧密包绕肢体及应用阵列线圈优化采集信号,故可显著改善肢体血管的MR成像质量。此种线圈还允许实施步进法采集,从而可以得到连续的肢体血管影像。

②功能性成像专用线圈:脑功能成像研究中,视觉刺激信号以往只能依赖反射的方式传递给受检者,具有较大的局限性。新型功能成像专用线圈内置信号发生器,可根据检查者的选择变换20种刺激信号的模式,还可随机设计其他刺激模式,这些信号可直接显示给病人,使较困难的视觉相关的脑功能成像在操作上易化且更为精确。

③经食管MR线圈:已有厂家推出了

置于导管顶端的接受线圈,可随导管置入食管,用于采集心脏和大血管的信号(图10)。

##### 2. 成像功能与技术

①心电(EKG)加导航门控的心脏MRI:该技术系应用屏息技术中对右膈运动监测的“导航”技术代替呼吸门控技术实施心脏的MR检查,特别是心肌灌注成像,以克服呼吸门控与心电门控匹配的困难及TR值对时间分辨力的限制。

②自动心脏的形态、功能及动态显示软件包:数家公司可提供在数分钟内自动显示与分析心脏的形态学和功能软件包,并可利用可高达77帧/秒的成像能力作心脏的动态显示。但一些复杂的功能,如冠状动脉血流贮备,尚不能商品化。应力性灌注成像(stress perfusion)系对平静状态与应力状态下心脏形态学作动态显示,并经比较来显示静态时不易显示的改变的方法,系新提出的心脏MR成像方法之一(图11)。

③冠状动脉的显示:对冠状动脉的显示始终是MRA技术的难点之一。今年展示的MRA技术已可实现冠状动脉的实时/三维成像,成像中设备可针对成像的效果对相关的技术参数自动调节,以达到最优化影像质量。

④张力性成

像(tensor imaging)技术实用化:张力性成像是上一、两年提出的弥散成像概念之一,可利用EPI成像中体素的各向同性一各向异性的转换,及设备目前已达到的高B值(3000s/mm<sup>2</sup>以上)在6~55个方向采集数据。目前已有实用性的研究是脑白质束成像,由于白质束走行复杂,具有方向依赖性,目前利用张力性成像显示的研究结果可清晰地显示脑白质的各方向的白质纤维和传导束。此外,还可用于区分灰、白质在缺血时的不同表现。该成像性技术对脑白质病、创伤(弥漫性神经轴索损伤)以及今后可能会进一步开发有关领域可提供一种全新的信息(图12)。

⑤SENSE技术:系一种利用局部较高的梯度场,使部分相位编码与敏感度编码平行进行,再以阵列线圈测量编码数据,去掉包绕伪影后快速成像的技术。该技术可在较小的视野(如40cm)内使有效梯度场强达60mT/m,有效切换率达200~

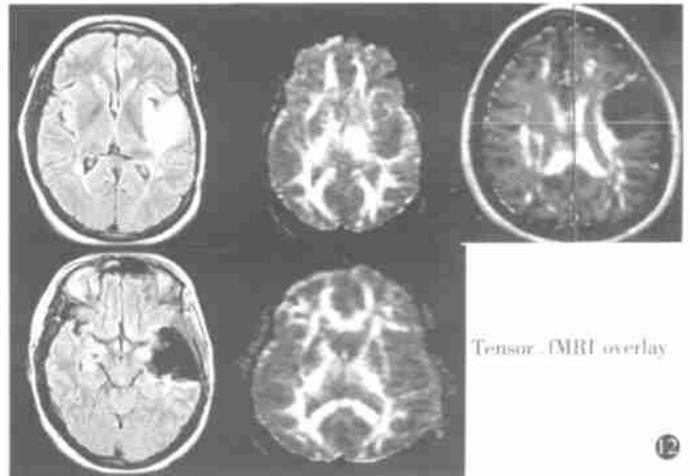


图12 脑白质张力性成像。

400mT/m/ms。由于 FOV 小,高梯度场和切换率引起的局部刺激可减小到最小。

⑥ 磁共振频谱技术的发展: MRS 是已开发了多年的技术,目前,高场设备均已具有 MRS 功能,部分中、低场设备也可配置 MRS 选件。随 MR 设备硬件水平的提高,以质子频谱为代表的 MRS 分析能力和准确性已明显提高。目前的 MRS 信息在部分领域已达到实用化,如肿瘤的定性诊断和分级、癫痫的研究、变性性疾病的研究等。

⑦ MR 血管内窥镜技术: MR 内窥镜已开发多年,但因其固有的空间分辨力较低,在很多方面比不上空间分辨力更高的 CT 内窥镜技术,尤其是在多层 CT 应用以后。本年度展示的 MR 血管内窥镜技术已在优化了图像质量的基础上,扩展了 MR 内窥镜的应用,可以显示血管(包括颈动脉、冠状动脉)的内膜,特别是显示尚未钙化的软斑块,显示了它在组织分辨力方面的特有的优越性,其信息还可和 CT 内窥镜技术互补。

⑧ 其他: 本年度展示的 MR 技术进展还有一些新的成像对比技术(非 T1、T2 对比),如空间和諧同时采集(simultaneous acquisition of spatial harmonics, SMASH)方式即是采用阵列线圈于 K-空间隔行采集以更好地显示心脏和血管的技术;利用开放式磁体实施的疼痛定位扫描技术(position scanning),是根据病人在不同体位时出现症状的情况,选择产生症状最明显的体位即时扫描的技术;以及更快的工作站信息传输与处理技术等。

数年前 GE 公司推出了双磁体开放式术中 MR 设备(0.5T,超导)目前在发达国家有一定市场,特别是可结合现代的图像融合技术术中导向。目前国际上大约有 40 台设备在运行,唯价格较高。除神经系统外还可用于膝、踝等大关节、颈椎、乳腺、前列腺等部位的术中检查。

### 三. X 线设备(含 DSA)的进展

#### (一) 平板检测器(FP)技术的快速发展

展

几年前预期 FP 技术将有极大的发展潜力,目前已有越来越多类型的 FP 成像设备用于临床,从几年前可与 CT 机匹配的小型 C 形臂装置(Marconi),到目前已有大尺寸(17 × 17)的 FPDR 系统(GE)。理论上的各种数据证实,应用 FP 代替影像增强管(I.I)的 DSA 系统和发展数字 X 线摄影(DR)系统已是必然趋势,但目前的主要障碍是 FP 的价格较高,故最终完全取代 I.I 还需一定的时间。

一段时间以来的临床应用证实, DSA 装置在实际工作中将有 84% 的曝光用于透视, 16% 的曝光用于摄片。和常规应用 CCD 的装置比较, FP 实际的检测量子效率(DQE)在透视过程中略逊于 CCD,但在摄片中则优于 CCD,整体应用可以节省 X 线曝光剂量。

和传统的 X 线成像装置及 DSA 相比, FP 系统的优点有: ①图像的空间分辨率高; ②成像的动态范围大(可 10 倍于传统的系统); ③余辉小,可作快速采集; ④需要的射线剂量低。

#### (二) 常规 DSA 设备的改良

常规 DSA 设备的主要进步是: ①快速旋转的三维成像: 现有设备的旋转速度已达 40~55°/s,最快采集速度可达 75 帧/s,故可提供动态的三维影像; ②实时减影能力: 几年前已提出的实时减影功能已经普及,几乎现有的 DSA 设备均具有实时减影的能力; ③4 维导航内窥镜显示: 基于快速、三维采集和实时减影的信息,目前已在工作站上实现导航血管内窥镜显示,与 CTA 和 MRA 具有异曲同工及信息互补的效果; ④能量减影: 在 DSA 发展的初期即已提出能量减影的概念,但绝大多数的设备始终不具有瞬时切换能量实现能量减影的功能,本年度展出的 DSA 设备中已正式推出有可实施能量减影的 DSA 设备(Shimatsu)。

#### (三) 计算机 X 线摄影(CR)系统的普及

CR 系统已开发了多年,日本富士医

疗公司在产品的数量和型号方面一直占优势。曾有人预期以 FP 为载体的 DR 系统将会一举取代 CR 系统。但在本年度 RSNA 上,大型影像设备制造厂家、所有的胶片厂家及大量的小公司均有新型号的 CR 设备推出。一方面,由于 DR 系统较为固定,只能专机专用,且目前价格较昂贵;另一方面,CR 设备可和现有的 X 线设备直接匹配应用,及适于日常工作量最大的常规 X 线摄影,故二者将会象过去年代的 X 线摄影机与胃肠机一样长期共存,功能互补,共同实现常规 X 线信息的数字化。

#### (四) 其他

展会上,一家公司(GE)推出了一种以透视信息导向的定位系统,主要用于穿刺活检或类似操作(如间盘切除、引流等)的导向。该设备设计上相对简单,价格也不昂贵,具有一定的实用性,只是导向信息是二维的。

与 DSA 相关的导管技术中也出现了不同设备融合的趋势,现已有置于导管顶端的超声探头和 MR 接收线圈(已如前述),可实现和导管技术结合的血管内超声检查及 MR 信号的另一种腔内采集方法。

DSA 信息的贮存也有了重要的进步。以往的静态贮存及硬拷贝的显示方式已不能充分显示现有设备可提供的三维乃至四维的动态信息,故已推出了动态存储与显示的方式,以光盘记录动态信息,供放射科与临床医师作更详细的时间与空间分析。

曾经在数年前开发的“计算机辅助诊断”技术(computer assist diagnosis, CAD)已有了较成熟的发展,该技术实际是在输入计算机大量的已有病例的影像学信息及病理结果的基础上,运用概率的方式,通过使新输入的信息与已有贮存的信息匹配,提供计算机智能诊断的方式。该技术已试用于临床上部分疾病的诊断,特别是普查工作,是一种值得注意的技术动向。

(2001-03-09 收稿)