

立体定向放射外科手术的物理及生物学基础

第三军医大学附属新桥医院全军肿瘤中心(重庆, 400037) 杨勇 李德志综述 张楚毅审校

摘要: 介绍了实现立体定向放射外科手术的 γ 刀和X刀的结构、物理剂量特性及照射技术。采用等中心直线加速器为基础的非共面多弧聚束照射及动态旋转照射的X刀技术,其剂量分布可以与 γ 刀的剂量分布媲美。立体定向放射外科手术的放射生物学反应与常规放射治疗的不同之处,在于它通过精确定位、精确照射对病变靶区实施单次大剂量致死性损伤。

关键词: 立体定向放射外科手术 三维剂量计算 X刀 γ 刀

立体定向放射外科手术 (stereotactic radiosurgery)最早由 Leksell 提出。他极富创造性地把外照射和精确的立体定向技术结合起来,对无法手术的颅内病变,如脑血管畸形 (AVM)、颅内肿瘤、神经功能性疾病等进行多角度、多野单次大剂量照射,使病灶产生不可逆转的生物损伤^[1]。Leksell 最初采用 200kV X射线。50年代后期,采用了由高能回旋加速器产生的质子束,其剂量特性特别适合于神经外科手术小病灶的要求。但由于回旋加速器复杂,价格昂贵,1968年研制出采用 179个钴源聚焦于同中心的第一台 γ 刀。1975年改进了聚束方式,形成球型剂量分布。80年代中期发展成为比较成熟的采用 201个钴源的第三代 γ 刀。与此同时,在北美相继出现了采用能量为 6~15MeV 高能 X射线的等中心直线加速器,配合特殊的准直系统、立体定向系统及精度保证装置,进行非共面多弧度等中心旋转照射,获得了与 γ 刀类似的治疗效果称为 X刀。

近十几年来,CT、MRI及数字减影(DSA)等先进的影像设备相继出现,计算机三维治疗计划也发展成熟,这些先进的技术与立体定向技术相结合,使X(γ)刀精度大为提高。在靶区定位、重要器官确定、剂量三维计算以及治疗计划设计等方面取得了突破性的进展,使X(γ)刀技术日趋完善。与传统外科手术相比,具有不开颅、无痛苦、术后并发症少、操作简单等优点,其治疗效果经过近

50年的实践已经得到了证实^[2]。

1 X(γ)刀结构及照射原理

第三代 γ 刀由5部分组成:照射单元,4个可互换准直器的头盔,病人治疗床,液压系统和控制面板。照射单元由一个带屏蔽门的球形屏蔽构成,屏蔽球内是半球形的中心体,内装 201个直径 1mm 长 20mm 的钴源,每个源的活度为 1.1TBq (30Ci)。球形屏蔽上半球外径为 82.5cm,内径为 42.5cm,中心体外径为 42.5cm,内径为 22.5cm。201个源均匀地分布在 $60^\circ \times 160^\circ$ 球面上,201个源道的机械加工精度高达 $\pm 0.02\text{mm}$ 。各源道包括一个 65mm 厚的钨合金预准直器和 92mm 厚的准直器。所有钴源都聚焦到照射单元的中心,机械精度好于 $\pm 0.3\text{mm}$ 。焦距为 39.5cm,中心束与水平面成 55° 。治疗时可针对病变大小、形状,分别选用直径为 4、8、14、18mm 的准直器,使靶区中心与焦点重合,启用部分或全部钴源进行照射,形成特定的剂量分布,以便达到损伤病变的目的。全部钴源启用时,在焦点处可得到高达 400cGy/min 的照射剂量率。全部钴源被屏蔽后有 1.4cGy/min 的本底,占总剂量的 0.35%^[3]。

X刀治疗系统是在直线加速器原有准直系统基础上附加直径为 5mm~40mm 的准直器,利用旋转照射技术(包括机架和床旋转)来实现的。典型的照射方式有三种:单面旋转照射、非共面多弧度聚束照射及动态旋

转照射。评价 X(γ)刀照射技术的一个重要参数是靶区外剂量跌落,主要用靶区边缘 90% 剂量点到靶区外 50%、20% 低剂量点的距离来表示。单面旋转照射与标准放疗中的旋转照射在照射技术上是—样的,只是采用了小野、单次分割和立体定向技术,在垂直于旋转平面的方向上靶体外剂量跌落较快,而在旋转平面上却较慢,并且靶区内空间剂量分布较差。目前多采用 4~ 11个弧面的非共面多弧聚束照射技术,该技术将靶中心置于加速器机械中心,在不同治疗床位置进行一定角度的弧形照射。这样使得靶体外尽可能多的正常组织来分担受照剂量,大大加快了靶体外的剂量跌落,其空间剂量分布可与 γ 刀媲美。动态旋转照射是指在治疗过程中,机架和治疗床同时旋转,机架从 30° 旋转到 330°,床从 75° 旋转到 - 75°,实现非共面多弧度照射。其剂量特点与非共面多弧聚束照射相似。

γ 刀和 X 刀的两个相同关键部分是立体定向系统和治疗计划系统。立体定向系统是保证 X(γ)刀治疗精度的最基本的系统,它包括基环、影像定位头架和治疗摆位头架。基环又可以分为有创和无创两类,有创基环是通过四颗固定螺钉固定在颅骨上,无创基环通过面膜和相应支架固定在头颅上。有创基环的定位的精确性较无创基环好,但无创基环在只进行一次治疗计划设计的基础上可实行多次分割照射。在进行 CT、MRI 或 DSA 时,将影像定位头架安装到基环上,由于定位头架上附有一定的标记物,扫描得到的 CT、MRI、DSA 图像上也有相应的标记。通过这些标记,三维治疗计划就可以建立坐标系,从而确定头颅内每一点的空间坐标。治疗时利用摆位头架将 γ 刀焦点或直线加速器等中心置于相应靶点。病人的影像数据通过光盘、磁带或网络传输到治疗计划系统进行处理,可重建三维、矢状、冠状及任一旋转弧面的 CT、MRI 图像。剂量计算必须是三维的,并且能显示三维等剂量曲面,计划系统必须具

有将 CT、MRI 和 DSA 图像融合的功能。同时还必须具有射野视图 (BEV) 及靶区、重要器官与组织内剂量体积直方图 (DVH) 的计算和显示,以评价治疗计划的优劣。

2 精度及其保证

立体定向放射外科治疗和常规放疗相比,由于其靶体为颅内直径仅几个毫米至 2~ 3cm 病灶,靶区周围又往往是对放射线极为敏感的重要器官或组织 (如视神经、视交叉、眼球等),因此对其精度要求特别严格:① 靶区定位误差 $< \pm 1\text{mm}$;② 靶区剂量的空间分布偏差 $< \pm 1\text{mm}$;③ 靶点剂量误差 $< 2\%$;④ 靶区外 90% 到 10% 剂量跌落应不超过 2~ 3cm。这样高的精度是由 γ 刀或直线加速器的机械等中心的精度,CT、MRI、DSA 成像质量,扫描层厚,基环固定系统的可靠性,治疗计划系统坐标重建的精确性,以及治疗摆位的准确性等诸多因素决定的^[4,5]。 γ 刀机械等中心精度可达 0.3mm,直线加速器机械等中心精度约为 1.0mm,CT 和 MRI 在单层面内精度可达 $\pm 1\text{mm}$,层面外误差为 \pm (半扫描层厚)。采用 DSA 正侧位片定位,其空间精度在 $\pm 1\text{mm}$ 内,好的治疗计划系统坐标重建的误差可小于 0.3mm。因此 γ 刀的精度主要由靶定位精度决定。而 X 刀的精度决定于严格的质量保证。CT 扫描要用 512 \times 512 高分辨扫描,间隔为 3mm。对功能性小病变及 AVM 要尽可能地进行 CT、DSA 的影像融合。作 X 刀治疗前要对加速器等中心激光定位灯及治疗床稳定性进行测量和调节。要定期对 CT 线性、定位框架、加速器小野剂量分布及三维坐标重建精度进行检验,只有这样才能保证精度,达到预期治疗目的。

3 物理数据及剂量学特点

X 刀的治疗计划系统需要不同准直器的离轴比 (OAR)、组织最大剂量比 (TMR) 及输出因子 (St) 等数据。由于 X 刀的圆形准直

器比较小,直径为 5mm 到 40mm 之间,所以必须采用几何尺寸较小的探头测量,以避免由于缺少侧向散射而造成的误差。可通过测量百分深度剂量 PDD 及体模散射因子 S_p 来计算 TMR

单束在靶体内任意点剂量贡献为: $D = D_{\text{标}} \cdot \text{TMR} \cdot \text{St} \cdot \text{OAR}$, 其中 $D_{\text{标}}$ 为加速器在标定条件下 (10cm \times 10cm 野最大剂量深度) 的输出剂量

X(γ) 刀在体内的剂量分布有如下特点:

① 靶区剂量分布集中,靶区外剂量跌落迅速。90% 到 10% 剂量跌落最小可达 5mm,最大也不超过 3cm,这样,靶区周围的正常组织剂量较小,达到了保护重要器官的目的。但同时靶区定位和摆位的精确性也提出了较高的要求,稍有误差会造成靶区边缘重要器官剂量大大增加。② 靶区内剂量分布均匀性不如常规放疗,特别是对多靶点照射更为明显。

4 放射生物学特点^[6,7]

立体定向放射外科手术,由于其精确的定位、靶体积小,可以单次给予靶点大剂量的照射,以产生所期望的生物效应,而对周围非靶区神经组织几乎无放射损伤。立体定向放射外科治疗和放射治疗在原理上和技术上均有所不同。放射治疗主要依赖生物学上的肿瘤细胞与周围正常组织之间在放射敏感性上的差异,而立体定向放射外科治疗以其精确的定位和放射剂量曲线变化明显的特点使两种组织对辐射的生物学差异变得不甚重要,而靶区的辐射剂量大小和造成的致死性损伤的程度则成为重要因素之一。

照射组织的生物学反应既取决于剂量、体积,剂量率又取决于不同组织的放射敏感性。在大体积内给予一般较低的平均剂量足以产生与小体积内较大平均剂量相同的放射生物学效应。换言之,高剂量对大体积辐射要比对小体积辐射产生更大的放射性损伤。一般认为:小病灶 (< 5cm) 易于接收 γ 刀或 X

刀的治疗,中等病灶 (5~ 25cm) 用 X 刀较 γ 刀治疗优越,较大病灶 (> 25cm) 采用回旋加速器产生质子束治疗更具优点,因为质子束产生 Bragg 峰,对增加靶区剂量、保护靶区外正常脑组织有帮助。辐射剂量的大小和放射性坏死出现的时间呈指数关系,剂量越大坏死出现得越早。国外学者用动物山羊研究了质子束照射 250Gy 的病理改变,他们把与时间相关的组织分为三个病理阶段:第一期为坏死期,大约在照射后的 3~ 4 周,以神经细胞的急性变性、炎症反应为特征;第二期为再吸收期,开始及持续时间不定,以强烈的细胞反应、坏死物的再吸收及病灶内胶质细胞的增殖为特征,病灶周围出现慢性炎症反应、血管充血、新生血管形成;第三期为后期,以神经胶质疤痕形成、炎症反应消退及新血管停止形成为特征。与照射体积和射线剂量关系一样,射束的直径越小,产生放射性坏死所需的剂量就越大,采用 X 射线和 γ 射线得出的细胞存活曲线证实,曲线的斜度在正常人胶质细胞和某些种类的细胞中增大。由此产生的结果表现在靶区边缘以内照射剂量小量的增加可产生不均匀的放射生物效应;靶区边缘以外的放射生物效应随着距离增加迅速减少,这一特征可帮助减少正常组织受照射,但必须注意,它也可能导致某些浸润到靶区外的肿瘤细胞得不到照射。

5 结束语

立体定向放射外科学的近 50 年发展,使之成为独立于神经外科和常规放射治疗的一个跨专业学科。现行的 X 刀与 γ 刀相比有如下优点:① 精度大致相同,剂量学特点也基本一致;② X 刀更加灵活,可治疗较大的病变,并易于扩展到颅外其它部位病变^[8];③ 防护简单,不用换源;④ 价格相对便宜。因此 X 刀无疑是今后立体定向放射外科发展的方向。

参考文献

1 Leksell L et al. Acta Chir Scan, 1951; 102: 316

- 2 John M B et al. Head Neck, 1995; 17 14
- 3 Wu A et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1990, 18 941
- 4 Podgorsak EB et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1990; 16 857
- 5 Drzymala RE et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1994; 30 459
- 6 Hall E J et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1993; 25 381
- 7 Larson D A et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1993; 25 557
- 8 Blomgren H et al. Acta Oncologica, 1995; 34 861

(收稿日期: 1997-09-23)

双能 X射线骨密度仪检查中患者与操作者受照剂量评估

湖南医科大学附属第二医院代谢内分泌研究所(长沙, 410011) 黄 干 伍贤平综述 周智广审校

摘 要: 双能 X射线骨密度仪自 1989年投入临床使用以来,经过三次更新换代,现已成为临床上最有效的骨密度测量仪器。然而,检查中患者与操作者受照剂量明显增加。本文综述了双能 X射线骨密度仪的发展概况,患者与操作者受照剂量以及防护措施。

关键词: 双能 X射线骨密度仪 有效剂量 职业照射 放射防护

双能 X射线吸收仪(DEXA仪)作为一种新的非侵入性骨矿物质密度(BMD)测量仪器,习惯称双能 X射线骨密度仪,自 1989年首次报道用于临床以来,其硬件与软件得到迅速发展,现已成为临床最有效的 BMD 测量仪器^[1]。然而随着 DEXA 仪的频繁更新换代,检查中病人与操作者受照剂量亦明显增加,有关辐射防护问题应该受到重视

1 DEXA 仪的发展概况

双能 X射线吸收测量技术(DEXA)的基础研究始于本世纪 60~70年代,于 80年代应用于临床^[2]。最早的 DEXA 仪是以 Hologic QDR-1000 和 Lunar DPX 型为代表的第一代笔形束骨密度仪。其中 Hologic QDR-1000 型是对 X射线球管交替提供 70kVp 和 140kVp 两种峰值电压,获得 43keV 和 110keV 双能量 X射线;而 Lunar DPX 型则是对 X射线球管提供恒定 0.75mA 76kVp 峰值电压,双能 X射线(38keV 和 70keV)由铯制 K 缘过滤板产生。X射线通过直径为 1~2.2mm 的针状小孔准直器后,则形成笔形束双能 X射线。当穿过病人骨骼时,即可因骨矿物质含量不同而产生不同程度的吸收,

骨矿物质含量越高,X射线被吸收就越强,到达检测器的 X射线也就越弱。检测器把接收的 X射线转化为相应的电信号输入计算机进行换算,通过与标准品比较和除以所测量的骨面积,即可得出 BMD,结果以 g/cm^2 表示。由于测量中使用了双能量 X射线,方可获得两种线性衰减值,从而基本上消除了肌肉与脂肪等软组织干扰。扫描模型变异系数(CV) < 0.8%,扫描健康志愿者腰椎 CV < 1.5%,股骨颈 CV < 2.1%,扫描时间 10~15 分钟。第二代笔形束 DEXA 仪是 1990 年出现的 Hologic QDR-1500 型,该仪器仅在 Hologic QDR-1000 型基础上增设了全身扫描程序,应用报道少。笔形束 DEXA 仪由于扫描面积小,对骨骼这种有一定形状与大小的结构需进行反复折回扫描,需要较长的测定时间。1991 年以 Hologic QDR-2000 型为代表的第二代扇形束 DEXA 仪出现,标志着 DEXA 技术从笔形束 X射线向扇形束过渡的重大转变。扇形束双能 X射线产生原理与笔形束相同,仅使用了裂隙准直器代替了笔形束的小孔准直器,用一排微检测器阵代替了单一的检测器。由于增大了扫描面积,仅需对病人执行一次 1~5 分钟的扫描,大大地缩