

多模态医学影像数据融合三维构建肢体肿瘤及其周围解剖整体结构

董跃福¹, 董英海¹, 胡广洪², 张 华², 胡 杨², 徐卿荣¹

摘要:目的 利用多模态医学影像数据三维重建和配准融合的方法构建肢体肿瘤及瘤周解剖整体结构,明确肿瘤的局部特征和三维空间关系,为肿瘤外科治疗术前评估和计划提供客观的空间可视化信息。**方法** 采集4例肢体肿瘤患者盆部和大腿上段 CT、MRI和 MRA 影像数据,分别导入三维重建软件,基于 CT和 MRI对人体不同组织结构成像敏感度的差异,从各模态影像数据中分别提取肿瘤及其周围目标结构进行三维重建。依据体内解剖参照点对各个组织的三维结构进行配准融合,构建肢体肿瘤及瘤周解剖整体结构。**结果** 通过CT、MRI和 MRA 影像数据构建出包括肿瘤及周围骨骼、肌肉、神经、血管、盆腔脏器等组织的三维整体结构,显示了肿瘤的大小、形状、部位等局部特征以及肿瘤与其周围结构的三维空间关系。**结论** 以多模态影像数据通过三维重建和配准融合的方法可以构建肿瘤区域多种组织的三维整体结构,清楚而直观地显示肿瘤的局部特征以及与其周围结构的解剖关系,具有个体化肿瘤术前评估和计划的应用价值。

关键词: 三维重建; 肿瘤; 影像数据融合; 多模态

中图分类号: R 73; R 813.3 **文献标识码:** A **文章编号:** 1008-0287(2011)01-0075-06

Three-dimensional reconstruction of whole tumor and peritumoral anatomical structures by multimodality medical image data fusion DONG Yue-fu, DONG Ying-hai, HU Guang-hong, ZHANG Hua, HU Yang, XU Qing-rong (Dept of Orthopaedics Renji Hospital Shanghai Jiaotong University School of Medicine Shanghai 200127, China)

Abstract: **Objective** To construct whole tumor and peritumoral anatomical structures through the method of three-dimensional(3D) reconstruction, registration and fusion based on multimodality medical image data and to assess the tumor features and its spatial relationship for preoperative assessment and surgical planning for tumor treatment. **Methods** The image data of CT, MRI and MRA from four patients with proved pelvic and proximal thigh tumors were respectively imported into 3D reconstruction software. Based on the difference of imaging sensitivity between CT and MRI for human tissues, the tumor and peritumoral interested structures were extracted from each modality image data and further 3D reconstructed. The 3D models of all the reconstructed structures were registered and fused together according to in vivo anatomical landmarks chosen as reference points, then the whole tumor and peritumoral anatomical structures were 3D developed. **Results** The whole 3D structures including tumor, muscle, nerve, vessel and pelvic organ were successfully reconstructed based on CT, MRI and MRA image data. The reconstructed models clearly depicted the tumor features, such as size, shape and location, and provided a vivid view of the spatial relationship among its involved regions. **Conclusions** The method of 3D reconstruction, registration and fusion of tumor and peritumoral anatomical structures based on multimodality medical image data is feasible and practical and can directly demonstrate the tumor features in 3D texture as well as its spatial relationship with peritumoral structures and further offer the application value of subject-specific preoperative assessment and surgical planning for tumor treatment.

Key words: 3D reconstruction; tumor; image data fusion; multimodality

基金项目:上海市浦东新区科技发展基金创新基金(编号:PKJ2008-Y07)

作者单位:¹上海交通大学医学院附属仁济医院骨科,上海 200127

²上海交通大学塑性成形工程系,上海 200030

作者简介:董跃福,男,博士生,主治医师,主要从事骨、关节疾病研究, E-mail: dongyuefu@163.com;

徐卿荣,男,博士,副主任医师,通讯作者,主要从事骨、关节疾病研究, E-mail: xuqingrong@139.com;

董英海,男,博士,主任医师,教授,博士生导师,通讯作者,主要从事关节外科、骨组织工程研究, E-mail: dongyinghai2005@yahoo.com.cn

完善而详尽的术前评估和计划是肿瘤外科治疗的重要前提。充分了解肿瘤局部特征以及肿瘤与瘤周结构的解剖关系在常规的影像学检查,如 X线、CT、MRI和 PET等往往不能做到,需要医师依赖个人经验主观整合不同模态的影像数据来获取这些信息,但难以相互沟通和交流。本研究利用多模态医学影像数据三维重建和配准融合的方法构建肢体肿瘤及瘤周解剖整体结构,明确肿瘤的局部特征和三维空间关系,为个体化肿瘤外科治疗术前评估和计划提供客观的空间可视化信息。

1 材料与方法

1.1 影像数据采集 收集 4 例肿瘤患者,男 1 例,女 3 例,年龄 32~75 岁。右骶髂部软骨样脊索瘤、右臀部脂肪瘤、右盆部坐骨神经鞘膜瘤、右大腿近端高分化脂肪肉瘤各 1 例,病程 3~13 个月。根据临床治疗要求和患者的实际接受程度,对每例患者采集相应的 CT (Brilliance 16, Philips Cleveland USA)、MRI (Signa 1.5T GE Milwaukee WI) 和 (或) MRA (Signa 1.5T GE Milwaukee 3D TOF-SPGR) 影像数据 (表 1),在影像数据采集过程中患者均置于仰卧位。

1.2 肿瘤及瘤周结构的三维建模 将 4 例患者 CT、MRI 和 (或) MRA 扫描的 DICOM 格式影像数据以三维体数据的形式分别导入 Mimics 10.01 软件中。根据导入影像数据的灰度值对目标解剖结构分别选取适当的阈值范围。通过半自动区域增长和手工去除干扰建立单一结构的二维数字化模型。将每一个组织结构的二维数字化模型进行三维重构计算,建立三维模型。

1.3 肿瘤及瘤周组织结构三维模型配准融合 配准融合之前将各影像数据转换成 RAB (R: 右, A: 前, B: 下) 方向模式。在导入的三维体数据形式的 CT、MRI 和 (或) MRA 影像数据中,分别选取特征性体内解剖标志 (例如,股骨头中心点、骨岛等) 为配准参照点,每个肿瘤患者依次定位 5 个参照点。依据体内解剖标志,对每个肿瘤患者三维体数据形式

的 CT、MRI 和 (或) MRA 影像数据进行配准,并融合成肿瘤及瘤周各组织结构的三维整体模型。对右臀部脂肪瘤患者的影像数据进行了多次配准融合,首先进行 MRI 和 MRA 影像数据配准融合,融合后的影像数据再与 CT 进行二次配准融合。

2 结果

通过 CT 影像数据分别重建各肿瘤患者骨性结构的三维模型。通过 MRI 影像数据分别重建非骨性结构的三维模型,包括肿瘤、肌肉、皮下脂肪、神经、盆腔脏器、盆部及大腿上端血管主干等结构;通过 MRA 影像数据重建右臀部脂肪瘤患者盆部血管及其主要壁支的三维模型 (表 2 图 1~4)。由于在三维重建过程中,各组织结构保留了其在二维影像数据中的原始坐标信息,使得重建的各组织结构能够较为准确地保持其解剖特征。

以相应的特征性体内解剖标志为配准参照点,成功地进行了不同模态影像数据之间的配准,甚至是多次配准。所有重建的组织结构按照体内解剖关系融合在一起,清楚、客观地显示各肿瘤的局部特征 (如肿瘤大小、形状、部位等) 以及肿瘤与其周围结构的三维空间关系 (表 3 图 1~4)。重建的组织结构可以任意组合显示,通过旋转从任意角度观察,任意调整色彩和透明度,可通过任意截面观察肿瘤及瘤周结构的三维解剖关系,并且可以任意二维和三维测量 (图 1~4)。

表 1 影像数据采集参数

病例	扫描部位	扫描类型	电压 (kVp)	电流 (mAs)	层厚 (mm)	矩阵	像素 (mm)	FOV (cm)	WI	序列	TR (ms)	TE (ms)	总数
1	盆部	CT	120.0	266.3	1.3	512×512	0.773	39.6					91
		MRI			5.0	512×512	0.781	40.0	T ₂ WI	SE	4 000.0	88.1	34
2	盆部	CT	140.0	354.0	1.25	512×512	0.703	36.0					153
		MRI			5.60	512×512	0.840	43.0	T ₂ WI	SE	8 447.4	62	32
		MRA			1.5	704×704	0.568	40.0		3D TOF-SPGR	5.1	1.7	200
3	盆部	CT	120.0	168.0	1.5	512×512	0.641	32.8					143
		MRI			2.0	256×256	1.543	39.5	T ₂ WI	SE	4 000.0	88.1	32
4	盆部	CT	120.0	269.0	7.5	512×512	0.750	38.4					28
	大腿上段	MRI			7.0	528×528	0.718	37.9	T ₁ WI	SE	500.0	20.0	18

FOV: 视域; WI: 加权; SE: 自旋回波序列; 3D TOF-SPGR: 三维时间飞跃-扰相梯度回波; TR: 重复时间; TE: 回波时间

表 2 重建的组织结构及影像来源

病例	CT	MRI	MRA
1	双侧股骨、双侧髌骨、骶尾骨	双侧臀大、中、小肌、膀胱、直肠、盆部动静脉、肿瘤	—
2	双侧股骨、双侧髌骨、骶尾骨	双侧臀大、中、小肌、肿瘤	盆部动静脉及其主要壁支
3	双侧股骨、双侧髌骨、骶尾骨	双侧梨状肌、子宫、膀胱、直肠、盆部动静脉、双侧坐骨神经、肿瘤	—
4	双侧股骨、双侧髌骨、骶尾骨	皮下脂肪、双侧臀中、小肌、双侧阔筋膜张肌、双侧缝匠肌、股动静脉、肿瘤	—

表 3 融合后影像数据显的各种肿瘤局部特征及其与周围组织结构毗邻关系

病例	肿瘤名称	肿瘤大小 (cm)	肿瘤形状	肿瘤部位	毗邻关系
1	软骨样脊索瘤	8.4×7.7×6.2	分叶状	右骶髂部	侵及骶骨、髂骨, 后侧邻右臀大、中、小肌, 前侧为右髂内动、静脉和膀胱, 前内侧邻直肠
2	脂肪瘤	16.8×9.1×5.1	椭圆状	右臀部	后侧邻右臀大肌, 前上侧为臀中肌和臀上动、静脉, 前下侧邻右股骨大转子, 内侧邻臀下动、静脉
3	坐骨神经鞘膜瘤	3.4×3.1×2.9	椭圆状	右坐骨大孔处	前侧邻膀胱, 内侧为子宫和直肠, 后侧为右坐骨神经, 外侧邻髂骨、坐骨大切迹, 上侧邻臀上动、静脉, 下侧邻臀下动、静脉
4	脂肪肉瘤	10.7×6.1×5.5	纺锤形	右髋关节前外侧	上侧邻右髂前上棘, 后侧为臀中、小肌, 内侧邻阔筋膜张肌、缝匠肌, 前外侧邻皮下脂肪

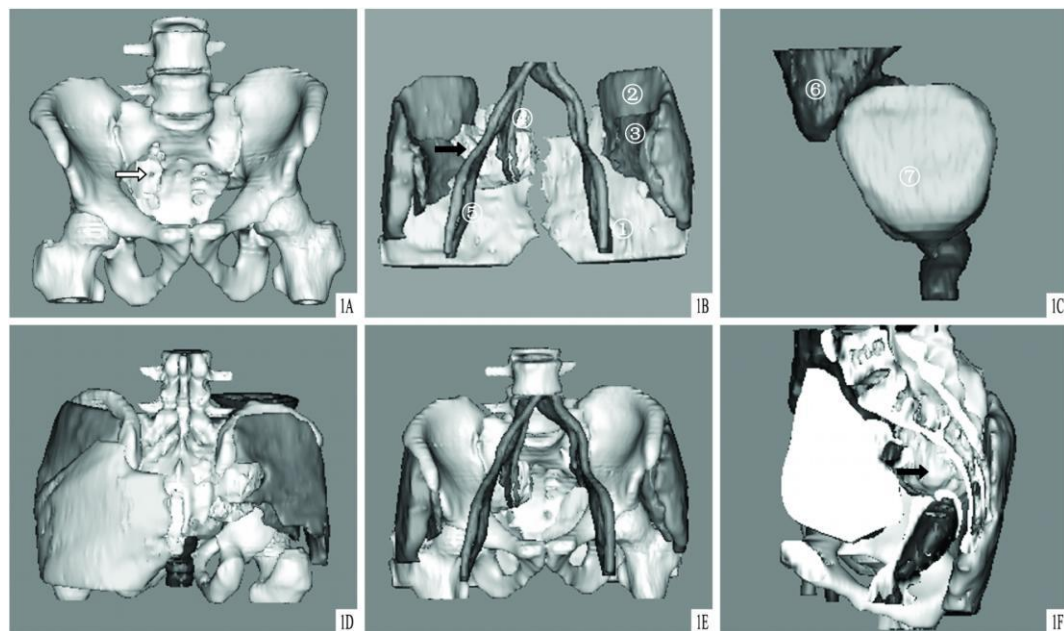


图 1 右软骨样脊索瘤患者肿瘤及其瘤周组织结构三维重建模型

A. 骨盆及股骨, 骨质破坏 (↑); B. 双侧臀大肌①、臀中肌②、臀小肌③、脊索瘤 (↑)、髂外动脉④、髂外静脉⑤; C. 直肠⑥和膀胱⑦; D. 配准融合后骨性和非骨性结构后面观 (去除右臀大肌); E. 前面观 (去除膀胱和直肠); F. 矢状截面各结构空间位置 (箭头示脊索瘤)

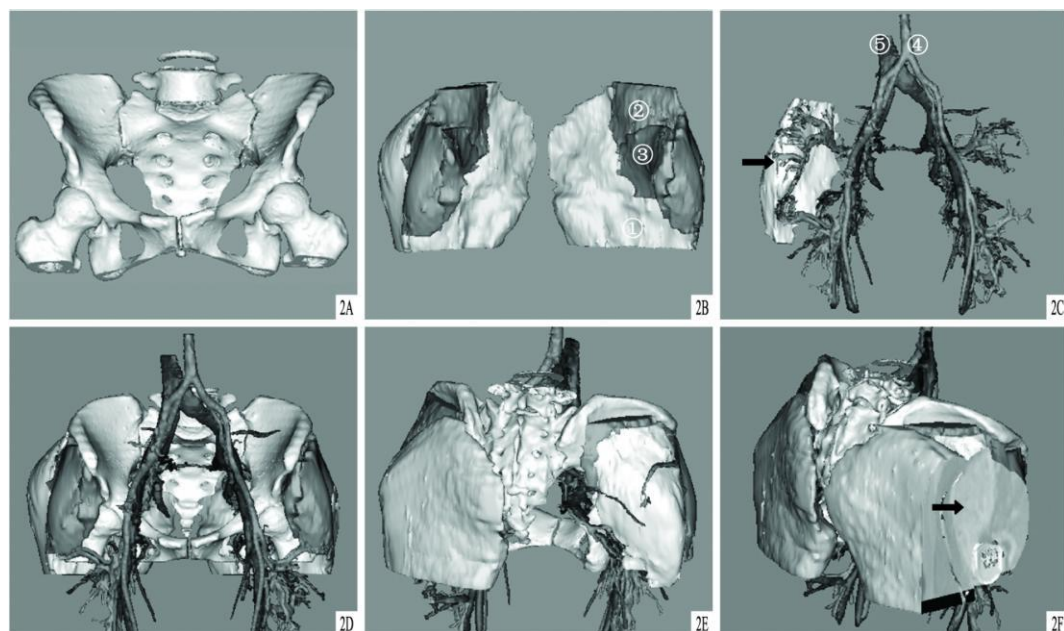


图 2 右臀部脂肪瘤患者肿瘤及其瘤周结构三维重建模型

A. 骨盆及股骨; B. 双侧臀大肌①、臀中肌②、臀小肌③; C. 肿瘤瘤体 (↑)、髂动脉④、髂静脉⑤; D. 配准融合后骨性和非骨性结构前面观; E. 后面观 (去除右臀大肌); F. 矢状截面各结构空间位置 (箭头示脂肪瘤)

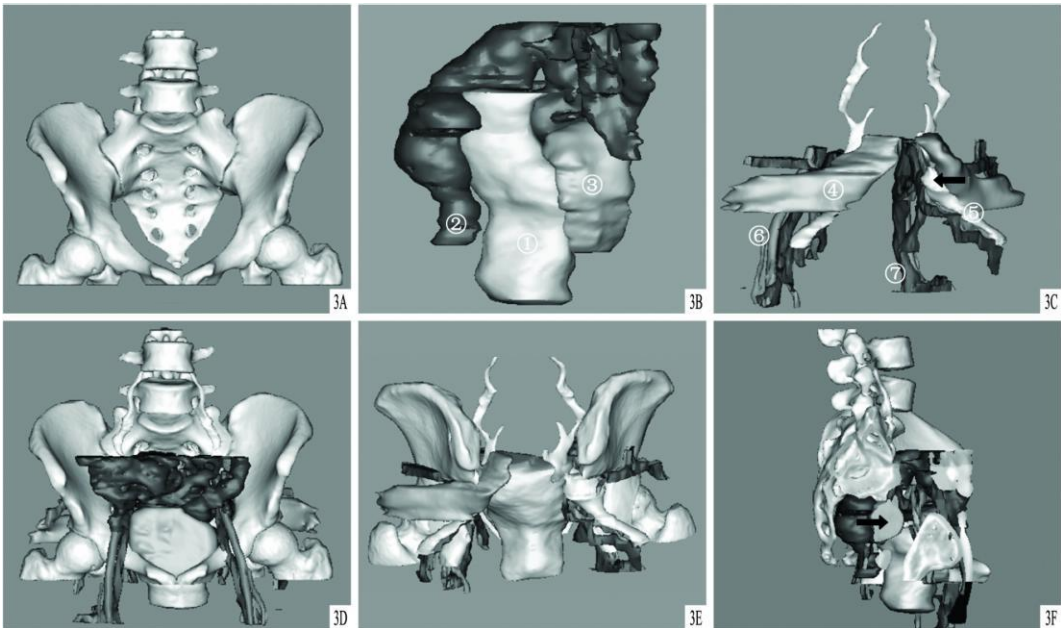


图 3 右坐骨神经鞘膜瘤患者肿瘤及其瘤周结构三维重建模型 A·骨盆及股骨; B·子宫①、直肠②、膀胱③; C·肿瘤瘤体(↑)、双侧梨状肌④、双侧坐骨神经⑤、髂动脉⑥、髂静脉⑦; D·配准融合后骨性和非骨性结构前面观; E·后面观(去除骶骨); F·矢状截面各结构空间位置(箭头示肿瘤)

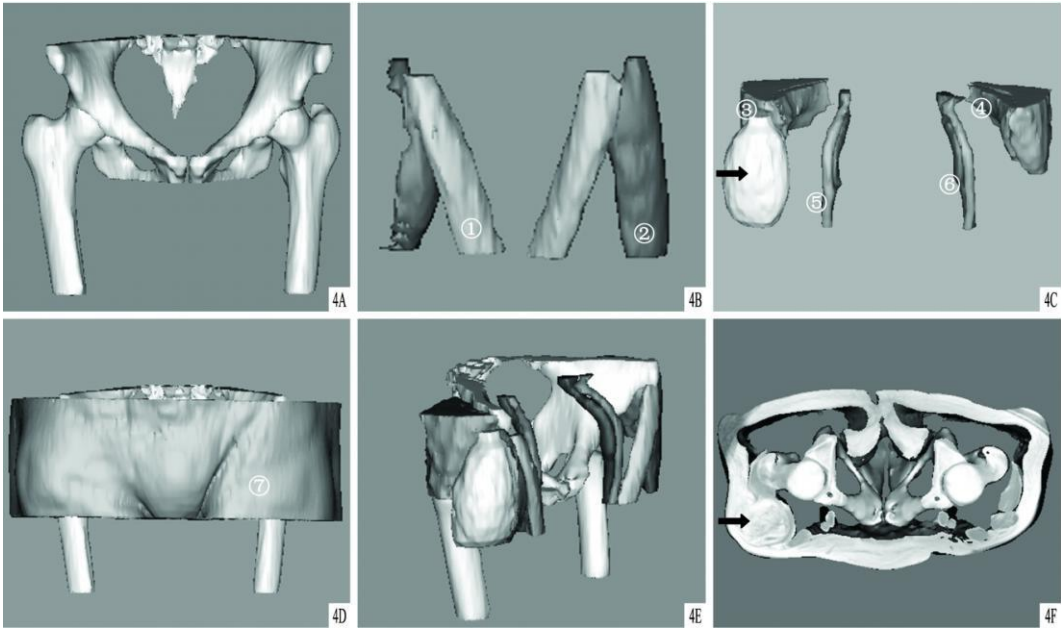


图 4 右大腿高分化脂肪肉瘤患者肿瘤及其瘤周结构三维重建模型 A·骨盆及股骨; B·双侧缝匠肌①、阔筋膜张肌②; C·肿瘤瘤体(↑)、臀中肌③、臀小肌④、股动脉⑤、股静脉⑥; D·配准融合后骨性和非骨性结构前面观 皮下脂肪⑦; E·斜面观(去除皮下脂肪); F·轴状截面各结构空间位置(箭头示肿瘤)

3 讨论

3.1 多模态影像数据三维构建肿瘤及瘤周多种组织结构 肿瘤所涉及的区域往往解剖结构复杂,二维影像数据仅能显示解剖结构的部分空间信息。因此包含多解剖结构的三维重建有助于清楚、准确地认识“感兴趣”结构空间位置关系,为手术治疗提供所必需的直观、客观的可视化空间信息。应用 CT

或 CTA 影像数据可以对不同肿瘤及其周围结构进行三维重建,以满足临床诊断、术前可视化评估的需求^[1-3],但是只适用于骨骼、血管等对 CT 或 CTA 敏感的组织,肿瘤瘤体、瘤周肌肉、内脏器官等往往难以三维重建。通过 MRI 或 MRA 影像数据可三维重建肿瘤瘤体及相关主要血管、肌肉结构^[4-6],但是骨性结构无法重建。由于 CT 和 MRI 成像原理和扫描方式的本质不同,使得单模态影像数据不能提供完

整的多组织结构的二维清晰影像,进一步限制了三维重建充分显示肿瘤与瘤周结构空间关系的优势。基于 CT和 MRI具有成像敏感性互补的特点,分别将 CT和 MRI影像数据中各自成像敏感组织结构逐一进行三维重建,然后通过配准、融合,使融合后的三维模型包含接近完整的多种组织结构,从而满足对肿瘤瘤体及瘤周解剖结构的三维空间显示。本研究遵循这一思路,通过 CT影像数据三维重建各肿瘤患者的骨性结构包括双侧股骨、髌骨和骶尾骨;通过 MRI影像数据重建非骨性结构包括肿瘤瘤体、肌肉、皮下脂肪、神经、盆腔脏器、盆部和大腿上前端血管主干等;为了进一步显示肿瘤血供来源,通过 MRA影像数据三维重建盆部主要血管以及肿瘤的滋养血管。通过一次或多次配准,将 CT、MRI和 MRA影像数据进行融合,融合后的三维模型包含了上述的多种骨性和非骨性结构。对本研究中的 4例肢体肿瘤患者,其所对应的影像数据分别进行了 11、9、11、11种组织结构的三维重建,同时包含了肿瘤瘤体及其周围主要的解剖结构,重现了体内不同肿瘤区域复杂的解剖空间关系。

3.2 多模态影像数据融合对于肿瘤的个体化术前评估和术前计划具有重要临床意义 多模态影像数据配准、融合的准确性是真实重现各组织结构空间位置关系的关键因素之一,对于肿瘤的基础研究、诊断和治疗具有重要意义。Giesel et al^[7]将 CT、MRI和 PET三种模态影像数据进行融合完善术前计划,并指导经皮肝癌射频消融术。Wang et al^[8]融合了盆部 CT和 MRI数据重建了盆部脊索瘤、双侧股骨、髌骨、骶骨和盆部血管主干,以指导术中肿瘤切除,由于肿瘤周围肌肉组织和盆腔脏器未能三维重建,肿瘤与瘤周结构的空间关系难以清楚显示,限制了其进一步临床应用。目前,对于肢体肿瘤区域包括肿瘤瘤体、肌肉、脏器、血管、神经等复杂的多组织结构的三维重建笔者尚未检索到相关报道。本研究用 CT、MRI和 MRA三种影像数据分别三维构建肿瘤患者骨性结构、非骨性结构和精细的血管结构,所有“感兴趣”结构的三维信息通过影像数据之间的融合按照患者体内解剖关系整合在一起,清楚地显示了肢体肿瘤区域复杂的多结构空间解剖关系,可以通过不同角度任意观察肿瘤区域内的每个组织结构,也可以在任意矢状、冠状、轴状截面内进行测量。我们对于每个肢体肿瘤进行三维体积测量、形状分类、肿瘤解剖定位和毗邻关系汇总,方便手术医师准确评估不同肿瘤的解剖特点、侵袭范围和周围毗邻关系,以完善术前计划。

以详尽的术前评估和术前计划为基础,完整切

除肿瘤才能成为可能,尤其是切除复杂的盆腔肿瘤^[9]。多模态影像数据融合后所提供的肿瘤区域的个体化可视化信息便于手术医师准确选择手术入路,明确术中应避免损伤的重要解剖结构。例如,右大腿脂肪肉瘤患者,肿瘤位于皮下脂肪和阔筋膜张肌之间,远离大腿上端重要血管神经,前外侧入路可完整切除肿瘤。右臀部脂肪瘤位于右臀大、中肌之间,边界清楚,肿瘤血供主要来源于臀上血管和旋股外侧血管的交通支,选择后侧入路,结扎肿瘤前侧滋养血管,保护坐骨神经,可以完整地切除肿瘤。对于脊索瘤和坐骨神经鞘膜瘤,肿瘤瘤体前侧都邻近髂内血管及分支,内侧毗邻直肠、膀胱(子宫),术中切除肿瘤的同时要注意保护这些组织结构。在肿瘤外科治疗的整个决策过程中,多模态影像数据融合能为手术医师提供详尽准确的肿瘤区域的空间解剖信息,以指导手术实施。

3.3 多模态影像数据融合的应用前景和存在问题

肿瘤及瘤周多种解剖结构三维重建的多模态影像数据融合,实现了肿瘤区域空间关系的客观重现,避免了依赖个人经验的多模态二维影像资料的主观整合过程,重建后的组织结构直观地显示了肿瘤在肿瘤区域的空间关系以及肿瘤本身的局部特征,便于手术医师术前准确评估肿瘤性质、定位手术入路、预测术中可能出现的重要组织结构损伤,方便不同医师之间的学习和经验交流,同时有利于年轻医师和学生掌握局部病理解剖特点,从而极大地方便了临床教学工作^[10]。伴随着手术模拟软件的开发,个体化肿瘤切除术的术前手术模拟将成为可能。多模态影像数据融合为手术模拟构建一个真实的个体化体内解剖环境提供了一种可行的方法。

不同部位的肿瘤其侵袭及或毗邻的解剖结构的数量、几何外形、功能重要性各不相同,多模态影像数据融合对 4例不同部位的肢体肿瘤及瘤周结构进行了三维重建,为了解肿瘤区域的复杂空间解剖关系和全面的个体化肿瘤术前评估提供可视化工具。通过这种方法,随着影像数据获取组织结构信息量的增加,可以进一步重现体内更为复杂的解剖和功能的空间关系。但是,多模态影像数据采集过程中体位维持、单一组织的最佳影像数据采集参数、体内解剖标志的选择、影像数据中对“感兴趣”组织结构的准确提取、配准方式的选择、多模态影像数据配准和多次配准的准确性等一系列问题亟待进一步研究。

参考文献:

- [1] Schaaf H, Streckbein P, Obert M, et al High resolution imaging of

(下转第 82 页)

形成。②操作简单,创伤小,固定牢固,重建钢板易塑形服帖髂骨,手术固定时无须透视,易于在基层医院推广应用。③因固定可靠,患者能早期下床活动,有利于术后护理,从而减少长期卧床而引起的褥疮、肺部感染等并发症,早日恢复正常的工作和生活。

3.2 解剖学意义 后路重建钢板内固定对骶孔和骶管不产生压缩作用,适用于各型骶骨纵形骨折,近年来逐渐应用于临床^[1-2]。由于骶骨前方有重要血管神经、内脏组织,螺钉固定的角度或长度不当,会损伤到骶管或骶前重要的血管神经,引起疼痛、神经障碍和出血等并发症^[3]。目前临床上尚未见重建钢板内固定治疗骨盆后环骨折的解剖学研究,为此,我们对该技术行应用解剖学研究。

3.3 后路重建钢板治疗骨盆后环损伤的解剖学基础 在行后路重建钢板内固定时,理想的固定是螺钉穿出前方皮质又不损伤前方的神经血管,这样可提供最大的力学稳定性。骶骨前方神经组织比血管组织更靠近骶骨盆面骨皮质,因此理论上置入螺钉过长时神经损伤的风险大于血管损伤。置入近髂后上棘第1枚螺钉时,螺钉外偏角度过大可损伤腰骶干,内偏角过大可损伤马尾神经及骶神经,我们测量螺钉置入的安全角度为外偏 $>(13.80^\circ \pm 8.78^\circ)$, $<(30.19^\circ \pm 11.15^\circ)$ 。螺钉通过3层皮质可起到稳定固定的作用,近髂后上棘第1枚螺钉的耳状面距为

(28.30 ± 4.15) mm, 骶椎间孔距为 (46.89 ± 4.29) mm,我们认为螺钉长度在 $28.31 \sim 46.88$ mm可起到安全稳定的固定。第2、3枚螺钉的耳状面距分别为 (24.02 ± 2.72) mm, (18.79 ± 2.45) mm,由于螺钉置入多垂直于骨面,螺钉固定在大于耳状面距且不影响螺钉置入即可达到有效固定,我们认为第2枚、第3枚螺钉长度在30 mm即可。近髂后上棘第4枚螺钉外偏过大因髂骨翼薄,影响螺钉的有效固定,螺钉内偏过大可损伤腰骶干,我们测量偏离角度内偏 $9.24^\circ \pm 3.9^\circ$ 、外偏 $6.85^\circ \pm 3.1^\circ$ 之内是安全的。在髂骨翼两端各拧入3~4枚螺钉可起到稳定骨折端的有效固定,钢板4孔的长度是48 mm,在有效固定区范围内,故在每侧髂骨翼置入4枚螺钉是可行的。

参考文献:

- [1] 陈红卫,赵钢生,鲍丰.不稳定骨盆骨折合并髋臼骨折的手术治疗[J].临床骨科杂志,2009,12(4):431-432.
- [2] 陈红卫,潘俊,赵钢生,等.经皮重建钢板内固定治疗不稳定骶骨骨折[J].中华创伤杂志,2007,23(12):905-907.
- [3] Jutte P C, Castelein R M. Complications of pedicle screws in lumbar and lumbosacral fusions in 105 consecutive primary operations[J]. Eur Spine J 2002, 11(6): 594-598.

(接收日期:2010-11-22)

(上接第79页)

- craniofacial bone specimens by flat-panel volumetric computed tomography[J]. J Craniofac Surg 2008, 36(4): 234-238.
- [2] Yamamoto T, Kurosaka M, Soejima T, et al. Contrast-enhanced three-dimensional helical CT for soft tissue tumors in the extremities[J]. Skeletal Radiol 2001, 30(7): 384-387.
- [3] Amano H, Miura F, Toyota N, et al. Pancreatectomy with reconstruction of the right and left hepatic arteries for locally advanced pancreatic cancer[J]. J Hepatobiliary Pancreat Surg 2009, 16(6): 777-780.
- [4] Tomikawa M, Hong J, Shiotani S, et al. Real-time 3-dimensional virtual reality navigation system with open MRI for breast-conserving surgery[J]. Am Coll Surg 2010, 210(6): 927-933.
- [5] Tomikawa M, Hong J, Shiotani S, et al. Functional magnetic resonance imaging and diffusion tensor tractography incorporated into an intraoperative 3-dimensional ultrasound-based neuronavigation system; impact on therapeutic strategies, extent of resection, and clinical outcome[J]. Neurosurgery 2010, 67(2): 251-264.

- [6] Doi H, Ono A, Kawai A, et al. Magnetic resonance angiography without contrast enhancement medium in bone and soft tissue tumors[J]. Oncol Rep 2006, 15(3): 681-685.
- [7] Giesel F L, Mehndiratta A, Locklin J, et al. Image fusion using CT, MRI and PET for treatment planning, navigation and follow up in percutaneous RFA[J]. Exp Oncol 2009, 31(2): 106-114.
- [8] Wong K C, Kumta S M, Antonio G E, et al. Image fusion for computer-assisted bone tumor surgery[J]. Clin Orthop Relat Res 2008(466): 2533-2541.
- [9] Hillmann A, Hoffmann C, Goshager G, et al. Tumors of the pelvis: complications after reconstruction[J]. Arch Orthop Trauma Surg 2003, 123(7): 340-344.
- [10] Wu Y, Zhang S X, Luo N, et al. Creation of the digital three-dimensional model of the prostate and its adjacent structures based on Chinese visible human[J]. Surg Radiol Anat 2010, 32(7): 629-635.

(接收日期:2010-12-06)