

中,但结果显示单一生物活性陶瓷作为自体骨替代材料在成人脊柱后外侧融合中的效果并不理想^[18]。目前相关研究主要是将生物活性陶瓷与其他材料制成复合材料,并应用于脊柱后侧及后外侧植骨融合术。Orrii等^[25]以恒河猴为动物模型,采用 β -TCP、自体骨及 β -TCP复合自体骨髓分别作双侧L₃₋₄椎体后外侧融合,结果显示自体骨髓融合率为66.7%,单纯 β -TCP组融合率为0%, β -TCP复合自体骨髓组融合率为83.3%,术后骨密度检测发现 β -TCP复合自体骨髓组由于新骨长入而使得骨盐密度增高。Mashoof等^[26]应用HA和自体骨复合物对27例青少年特发性脊柱侧凸作后路植骨融合治疗,术后平均27个月所有患者都获得了牢固融合。这可能与青少年脊柱为植骨融合提供了较为有利的融合环境有关。

为了增加脊柱融合中椎弓根钉在椎体中的界面力,提高其固定性能,生物活性陶瓷近年来常用于椎弓根钉的表面涂层。Hasegawa等^[4]为研究评估HA涂层椎弓根钉在骨质疏松椎体中的固定作用,将经HA涂层的椎弓根钉植入已切除卵巢的毕格犬的腰椎,结果发现HA涂层钛钉抗拔出出力是单纯钛钉的1.6倍,且组织学证实HA涂层钛钉具有更好的生物相容性,与周围的骨组织能形成良好的骨性结合,而单纯钛钉周围仅以纤维组织与周围骨组织相连接。

综上所述,生物活性陶瓷复合生物材料具有单一组分或单一结构材料无法比拟的性能优势,有望完全替代自体骨移植。目前此类复合材料在加工及应用过程中仍存在一些问题,需要研究加强复合材料界面间的结合,调节复合材料的降解速率以适应新骨生成,改善复合材料的力学性能等。另外,生物活性陶瓷复合生物材料用于脊

柱融合的时间短,范围小,要将其作为可吸收内固定器有效地应用于脊柱复杂的力学环境中,还有待进一步研究。

参考文献

- 1 Chris-Arts JJ, Verdonchot N, Schreurs BW, et al. *Biomaterials*, 2006; 27(7): 1110-1118
- 2 Hallab N, Link HD, McAfee PC. *Spine*, 2003; 28(20):S139-S152
- 3 Moroni A, Faldini C, Giannini S, et al. *Clin Orthop*, 2003; 408:262-267
- 4 Hasegawa T, Inufusa A, Imai Y, et al. *Spine J*, 2005; 5(3):239-243
- 5 Moroni A, Faldini C, Pegreff F, et al. *Clin Orthop*, 2004; 425:87-92
- 6 Bottaro DP, Liebmann-Vinson A, Heidaran MA. *Ann NY Acad Sci*, 2002; 961: 143-153
- 7 Martinovic S, Borovecki F, Miljavac V, et al. *Arch Histol Cytol*, 2006; 69(1): 23-36
- 8 Suh DY, Boden SD, Louis-Ugbo J, et al. *Spine*, 2002; 27(4):353-360
- 9 Zhang H, Sucato DJ, Welch RD. *Spine*, 2005; 30(5):512-518
- 10 Hollier L. *J Craniofac Surg*, 2004; 15(2):358-359
- 11 Manjubala I, Sastry TP, Kumar RV. *J Biomater Appl*, 2005; 19(4):341-360
- 12 Kurashina K, Kurita H, Wu Q, et al. *Biomaterials*, 2002; 23(2):407-412
- 13 Korventausta J, Jokinen M, Rosling A, et al. *Biomaterials*, 2003; 24(28):5173-5182
- 14 Kim SS, Sun-Park M, Jeon O, et al. *Biomaterials*, 2006; 27(8):1399-1409
- 15 Shikunami Y, Okuno M. *Biomaterials*, 2001; 22(23):3197-3211
- 16 Khan YM, Katti DS, Laurencin CT. *J Biomed Mater Res*, 2004; 69(4):728-737
- 17 Li HY, Chang J. *Compos Sci Technol*, 2005; 65(14):2226-2232
- 18 Boden SD. *Spine*, 2002; 27(16 Suppl 1):S26-S31
- 19 Kim DH, Jenis L, Berta SC, et al. *Curr Opin Orthop*, 2003; 14(3):127-137
- 20 Hashimoto T, Shigenobu K, Kanayama M, et al. *Spine*, 2002; 27(3):258-262
- 21 Deligianni D, Korovessis P, Porte-Derrieu MC, et al. *J Spinal Disord Tech*, 2005; 18(3):257-262
- 22 Itoh S, Kikuchi M, Koyama Y, et al. *Biomaterials*, 2002; 23(19):3919-3926
- 23 McConnell JR, Freeman BJ, Debnath UK, et al. *Spine*, 2003; 28(4):317-323
- 24 Kraiwattanonpong C, Boden SD, Louis-Ugbo J, et al. *Spine*, 2005; 30(9):1001-1007
- 25 Orrii H, Sotome S, Chen J, et al. *J Med Dent Sci*, 2005; 52(1):51-57
- 26 Mashoof AA, Siddiqui SA, Otero M, et al. *Orthopedics*, 2002; 25(10):1073-1076

(收稿:2006-05-10;修回:2006-06-26)
(本文编辑:边倩)

• 综述 •

射频消融技术在骨肿瘤治疗中的应用

郑龙坡 蔡郑东

摘要 实时影像学引导下射频消融术是近年开展的肿瘤微创治疗新技术,操作安全,并发症少,广泛用于治疗各种实质性肿瘤。20世纪90年代以来,射频消融技术在骨肿瘤治疗中的应用不断获得新进展,在基础研究和临床应用方面有新突破,已成熟应用于病灶局限的良性骨肿瘤如骨样骨瘤的治疗,对骨盆和四肢的局限性转移性肿瘤的治疗也取得了良好效果。原发性或转移性椎体肿瘤的实验研究和临床应用表明,该技术对于椎体后壁骨皮质完整的病损有良好的应用价值。联合经皮椎体成形术治疗转移性肿瘤可起到稳固骨的力线,防止病理性骨折的作用。联合局部化疗治疗体积较大的恶性肿瘤可提高肿瘤的凝固坏死率,但尚需大量临床病例长期随访,以评估远期疗效。如何在无神经、血管热损伤等并发症的基础上达到最大的治疗效果,需要在基础研究和临床长期随访过程中不断探讨。

关键词 射频消融;骨肿瘤;微创治疗;椎体成形术;直观模拟标度尺

射频消融(radiofrequency ablation, RFA)技术应用于骨肿瘤的局部介入治疗,得益于医学微创理念和现代

工业技术的发展。RFA在影像学精确定位引导下经皮穿刺到达病灶,实行温度和功率双重控制消融范围,以最小的创伤最大程度地局部杀灭瘤细胞,可以缓解肿瘤引起的顽固性疼痛,提高生活质量,是一种有效的局部治疗办

作者单位:200433 上海,第二军医大学附属长海医院骨科

法。本文就 RFA 技术在骨肿瘤治疗中的相关问题作一综述。

1 工作原理

RFA 是一种新兴的微创技术,治疗肿瘤的基本原理与激光、微波及高强度超声治疗原理相似,均为热损毁方法。它在超声、CT、MRI 或内镜引导下,经皮将针状或多极伞状电极刺入患者肿瘤部位,通过射频消融仪测控单元和计算机控制,将频率为 460~500kHz 的射频电流通过消融电极传送到肿瘤组织内,利用肿瘤组织中的导电离子和极化分子按射频交变电流的方向作快速变化,使肿瘤组织本身产生摩擦热;当温度达到 60℃ 以上时,肿瘤组织产生不可逆的凝固坏死,坏死组织(灭活组织)在患者体内(原位)将部分吸收(术后约 1 个月),坏死组织周围形成纤维包膜,包膜内聚集了中性 DNA,它能增强患者的免疫功能,提高疗效;同时,肿瘤周围组织凝固坏死形成一个反应带,切断肿瘤血供并防止肿瘤转移。RFA 具有操作简单方便、可控性强、创伤小、疗效确切、适应证广、疗程短、见效快、并发症少等优点。Rossi 等^[1]进行的 RFA 动物及临床实验发现,RFA 引起癌组织坏死灶的大小和形状,与射频仪治疗所采用的发射能量、暴露电极的长度、电极针的空间分布、预设组织阻抗和持续时间有关。美国迈德公司(Medsphere International, MSI)最新研制的 S-500L 射频治疗仪最大功率可达 150W,多极伞状电极一次可产生消融直径约 5cm×5cm×6cm 大小的球形凝固灶,并可通过上述参数由计算机自动控制所需凝固灶的大小。

其他热疗技术中,微波和聚焦超声在临床应用比较常见,因物理学特性不同而具有各自的适用范围和缺陷。微波加热受穿透深度限制,主要用于外部浅表、腔内或组织间加热;超声具有穿透深度、加热场准直及聚焦的优势,可在一定深度和相当大的体积范围内进行满意的加热,但超声不易穿透含气空腔及骨吸收问题值得注意^[2];射频加热主要用于区域性深部肿瘤及较大范围的组织间加热。

2 发展历史

RFA 是一种热凝固疗法^[3],利用热凝固疗法治疗肿瘤的历史最早可追溯到几千年前,古埃及人和古希腊人曾利用烧灼的方法治疗浅表溃疡和肿瘤^[4]。1891 年,d'Arsonval 发现射频电流(10kHz)能够穿过肝组织,引起肝组织局部温度升高而并不引起神经肌肉兴奋,可用于治疗肝脏疾病。之后 RFA 逐渐应用于心脏^[5]、前列腺^[6,7]及神经系统^[8]等。在治疗恶性肿瘤方面,Rossi 等^[9]于 1990 年率先采用神经外科手术中的消融模式,将 RFA 应用于肝脏原发性和继发性恶性肿瘤的治疗,并取得成功。Anzai 等^[10]1995 年首次采用 RFA 治疗脑肿瘤,10 个月后随访经 MRI 证实,所有病灶达到局部控制。根据 RFA 的工作原理,射频电极周围组织的温度升高并非由电极自身温度升高和传导所致,而是组织中离子在电

极的高频交替变化的电流作用下产生振荡运动,离子振荡摩擦生热,引起局部组织温度升高^[11]

最初的单电极式射频探针的射频电流从单电极向外传播时,随着传播距离的增大,能量迅速下降,其程度与传播距离的平方成反比,因此组织凝固坏死区直径最大只能达到 1.6cm。随后出现的双电极式射频探针消融的范围达到了 4~5cm。多极式射频探针的问世,使得组织凝固坏死区达到 3.5~7cm^[11]。为了让热传导能够使肿瘤凝固坏死达到足够的范围,RFA 区域常需要包括肿瘤周围的部分正常组织。因此,根据组织坏死的最大范围,多数学者认为 RFA 治疗肿瘤的直径一般不超过 6cm,在 3cm 以内效果最好。

3 实验研究

3.1 神经组织对高温的敏感性

RFA 本质上是一种热疗方法,治疗中需要保留神经组织的活性,因此神经组织对高温的敏感性直接影响到 RFA 对肿瘤组织的温度剂量。实验研究发现,44℃ 温度作用于犬坐骨神经持续 1h,可造成严重损伤^[12];小鼠脊髓的半数反应剂量(ED50)为 41.3℃ 1h 或 45℃ 10.8 min^[13];犬脑组织的耐热限度为 42℃ 45min 或 43℃ 15min^[14]。因此,临床应用中应尽可能使涉及重要神经组织的温度控制在 42℃ 以下,不宜超过 43℃,这为邻近和包裹神经组织的肿瘤的 RFA 治疗避免神经损伤等并发症提供了可靠的温度参数。

3.2 肿瘤抗原性的保留产生持久免疫作用

肿瘤逃避免疫系统监控的免疫耐受机制,目前尚不清楚。高温既可灭活肿瘤细胞,又可在一定限度内保留肿瘤的抗原性,某些肿瘤抗原在 70℃ 以上才会被破坏^[15]。高温灭活的肿瘤组织不同于体内缺血坏死的肿瘤组织,后者处于宿主带瘤状态,其产生的抗原很快液化降解。RFA 后,经过高温固定处理的肿瘤组织可保留在体内,这些灭活的肿瘤组织在相当长时间内与机体免疫系统相互作用,可产生持久免疫作用,可能有利于机体杀灭微小的转移灶,从而发挥异位抗肿瘤效应^[16]。

3.3 影像学辅助及化疗药物辅助 RFA

Nour 等^[17]创建 MRI 实时引导下猪腰椎椎体热消融模型,结果显示 MRI 引导下椎体热消融是可行的,但操作过程安全性很大程度上取决于椎体内电极热消融的位置;MRI 能够准确监测热损毁范围和形状。Ahmed 等^[18]应用 RFA 联合瘤内灌注阿霉素观察动物不同组织和不同类型肿瘤的药物蓄积和凝固效果,结果发现 RFA 和阿霉素静脉内联用能促进肿瘤组织凝固坏死,多种肿瘤多重组织间隙内出现阿霉素浓聚现象,在环绕射频热消融肿瘤组织中心的未治疗区域出现一条明显的反应带,这对治疗较大的肿瘤提供了有意义的参考。

4 临床研究

4.1 良性骨肿瘤

RFA 用于治疗良性和恶性骨肿瘤,是近几年发展起

来的。这项技术最早用于病灶较小的疼痛性良性肿瘤——骨样骨瘤的热凝固治疗^[19-21]。Cioni等^[22]对38例骨样骨瘤患者行RFA,CT引导下经皮穿刺,将直径为18G的电极插入病灶中心作消融,治疗后24小时内出院,术后1周和每6~12个月临床随访,第6个月行MRI复查,术后1年行闪烁扫描复查;RFA操作成功率100%,术后2例患者出现局部皮肤灼伤;随访12~66个月显示,30例患者术后即刻缓解疼痛并恢复正常活动,8例患者仍然有持续性疼痛,其中2例拒绝再行RFA而作手术切除,6例再行RFA(5例获得成功,1例残留疼痛而手术切除);初次和再次临床有效率分别为78.9%(30/38)和97%(35/36)。Samaha等^[23]应用RFA治疗3例脊柱骨样骨瘤患者,射频电极温度90℃消融4min,结果2例患者当天出院,1例观察24小时后出院,治疗48小时内疼痛症状全部消失,无并发症,随访17个月无复发。以上报道表明,CT引导下RFA治疗骨样骨瘤是安全有效的,持续性疼痛病灶可再行RFA。RFA可替代常规手术治疗骨样骨瘤,可避免很长的手术恢复时间和较大手术瘢痕等问题。Rosenthal等^[21]报道显示,RFA治疗良性肿瘤的一次性成功率可达90%。

4.2 骨转移性肿瘤

RFA对于缓解失去手术时机的骨转移性病灶引起的疼痛是安全有效的^[24]。与其他消融方法相比,RFA的优点是,使肿瘤细胞死亡迅速,损毁范围能够精确控制,损毁温度可监控,可在成像系统引导下经皮穿刺插入电极针,可在局麻和患者意识清醒状态下实施操作。Dupuy等^[25]初步研究表明,接受不足以产生骨髓抑制的放射剂量治疗后仍感到持续性疼痛的转移性骨肿瘤患者,经过RFA后疼痛得到明显缓解。RFA也可用于治疗常见的脊柱恶性转移性肿瘤(肿瘤邻近脊髓等重要结构,有热损伤脊髓的可能),只要插入椎体的射频电极与椎管之间的皮质完整即可治疗^[26];皮质骨的存在能起到隔热作用,能使病灶内的热量蓄积并进一步增强病灶的热损。自上世纪90年代以来,国外应用RFA临床治疗骨转移性肿瘤不断取得新的进展,日本学者Nakane等^[27]应用经皮穿刺RFA治疗1例肝癌肋骨转移患者,取得满意效果。

综合文献报道,RFA只针对局部病灶进行治疗而无法改变肿瘤本身的生物学特性,因此是作为一种姑息性治疗方法应用于临床。尤其适用于全身情况不佳及无手术适应证的患者,以缓解疼痛,改善生活质量。目前,RFA电极消融范围已从最初的1.6cm发展到现在的5cm,从单针系统发展到多针系统;但对于直径超过5cm,尤其是邻近重要血管和神经的肿瘤,单纯依靠RFA无法达到理想的治疗效果,联合其他微创方法则是备选方案之一。

5 与其他微创技术联合应用

5.1 联合椎体成形术

RFA联合椎体成形术(PVP)治疗恶性骨肿瘤,在杀

灭肿瘤的同时能够有效地加强骨的强度和硬度,尤其是对脊柱恶性肿瘤,可起到稳定脊柱、防止后突畸形的效果,疗效得到了临床的肯定。Nakatsuka等^[28]应用RFA联合PVP治疗17例恶性骨肿瘤患者23处骨病灶(直径1.2~15cm),其中脊柱肿瘤病灶17处,髂骨病灶3处,骶骨病灶2处,坐骨病灶1处;CT引导下经皮穿刺,通过中空活检针将消融电极插入病灶,实施射频消融后注射骨水泥,直观模拟标度尺(VAS)指数评定疼痛缓解程度;结果显示除1处成骨细胞性坐骨病灶外,其他22处病灶成功实施RFA,13例患者术后1周疼痛缓解,VAS评分有显著性下降(由8.4下降到1.1, $P<0.001$),肿瘤坏死体积达71%左右,4例患者因肿瘤破坏椎体后缘皮质和椎弓根而出现神经损伤症状。这说明,RFA联合PVP治疗恶性骨肿瘤是可行和有效的,治疗的安全性很大程度上取决于肿瘤位置,如果肿瘤突破皮质而邻近脊髓,则有神经损伤的危险。Stang等^[29]在CT引导下采用RFA联合PVP对1例直肠癌坐骨支转移而无法耐受放疗的女性患者实施治疗,坐骨支转移病灶大小3cm×4cm,治疗后8天坐骨支处疼痛消失,随访9个月无症状复发。Tokunaga等^[30]对1例左侧输尿管癌切除术后腹膜后、骶₁椎间孔及腰₅右侧椎弓根转移致椎体压缩骨折的68岁男性患者应用RFA联合PVP进行治疗,消融温度和时间分别为74~95℃和11~30min,骨水泥经腰₅右侧椎弓根注入椎体,术后VAS评分从10下降到5.4;结果表明,RFA联合PVP治疗椎体转移性肿瘤是确实可行的,远期疗效需要长期随访进一步证实。Halpin等^[31]采用经皮RFA联合PVP治疗1例非小细胞肺癌胸₉和胸₁₂转移出现背部疼痛的45岁女性患者,胸₉椎体转移灶约1.5cm×1.5cm,电极温度100℃持续5min,然后行骨水泥成形,胸₁₂椎体治疗同胸₉椎体,操作过程中无并发症,治疗后当天患者出院,疼痛症状消失;结果表明,RFA联合PVP选择性治疗椎体转移性肿瘤后疼痛症状缓解迅速,同时可增加脊柱稳定性,长期疗效评价令人期待。

5.2 联合局部化疗

局部化疗分为局部注射或经动脉插管高选择性介入化疗。骨肿瘤的动脉灌注化疗通过动脉内插管至骨肿瘤靶动脉,再以等量或小于静脉给药剂量的抗肿瘤药物进行动脉内灌注化疗,除能提高骨肿瘤局部化疗药物的浓度,降低化疗药物的全身毒性外,尚可控制肿瘤边缘区的生长,有助于术后化疗药物的选择,减少手术出血。动脉灌注化疗适宜于血供丰富的原发性骨和软组织恶性肿瘤及单发性骨转移瘤,无绝对禁忌证。特殊部位肿瘤患者在RFA治疗前局部注射化疗药物,一方面可利用注射入肿瘤组织内的液体作为介质将热量向远处传递以扩大治疗范围,这与有些研究者利用注射生理盐水作为导热介质以避免组织炭化而扩大治疗范围的原理是一样的;另一方面,由于加热后细胞膜流动性及通透性的变化,肿瘤细胞对化疗药物的摄取增加,可延长药物在肿瘤组织内

的滞留时间,并增加肿瘤对化疗药物的敏感性,有效增强化疗药物对肿瘤外围增生活跃的生发层细胞的细胞毒作用,从而达到改善疗效的作用,同时可减少化疗药物的用量,减少其不良反应。此外,丝裂霉素可阻止热耐受现象的发生,阿霉素则能够使大量细胞停滞于对热最敏感的S期,从而发挥对热疗的增效作用。Ahmed等^[18]应用RFA联合瘤内灌注阿霉素的动物试验表明,RFA联合局部化疗具有诱人的临床应用前景。

RFA联合局部化疗对患者损伤小,疗效确切,患者更易接受,适应证广,是一种近期疗效较好的完全有效的肿瘤微创治疗方法,特别对特殊位置的骨肿瘤更有其优越性,但其远期疗效还需进一步观察。

6 术中监测

6.1 影像学监测

为满足热消融的成功,诊断成像包括3个任务,即精确显示靶病变,在影像引导下将消融探针放到靶点;在消融过程中导引和监测能量的蓄积和发散;随访评估治疗结果。多平面成像技术可以较理想地将能量探针经皮放置到靶点。超声和CT廉价而有效,它们常常被用来作导引设备。MRI能提供肿瘤与组织间的最大对比度,且可多平面导向,更为重要的是可实时检测靶组织的温度变化。

CT成像对骨肿瘤的敏感性和特异性均较好,其密度分辨率也明显优于X线平片。CT对肿瘤累及范围、邻近组织尤其是神经、重要血管等显示良好,在显示骨肿瘤病灶内结构与钙化、细小骨皮质破坏及病理性骨折等方面有其自身优势,但对骨肿瘤软组织变化的显示欠佳。CT良好的分辨率和断面解剖关系,提高了穿刺的精确度和安全性。CT引导下活检技术的开展可提供骨肿瘤影像特点的组织学依据,使骨肿瘤的诊断、鉴别诊断、治疗和预后的评估有了明显提高。

MRI的多平面成像优势,能更好地显示肿瘤全貌。MRI对骨髓异常十分敏感,因此在骨肿瘤疗效评估中起着极其重要的作用,信号强度的变化可提供病灶内骨化和纤维组织成分的变化。动态增强MRI不仅能反映肿瘤强化效果和肿瘤实际轮廓,还能显示肿瘤不同的增强类型,反映肿瘤内部不同的血管化程度与灌注状态^[32]。Nour等^[17]的动物实验研究表明,MRI引导下椎体RFA是可行的,操作过程的安全性取决于椎体内消融位点的定位,MRI可对热损毁病灶大小和形状进行精确引导和测量。

6.2 温度监测

为了保证治疗过程的安全性,必须监测靶组织内的温度分布,因为热消融技术的生物学效应主要取决于肿瘤每一部分所达到的温度。应用磁共振热成像的介入性MRI具有很高的空间和时间分辨力,允许非侵入性地监测体内的介入步骤,与CT或超声导向治疗相比,磁共振环境对激光和射频治疗设备的要求更高。磁共振弛豫机

制的温度依赖性和MRI的高度敏感性,特别适用于显示和控制组织的热能蓄积,这是介入性MRI在间质治疗中应用的基础。

MRI拥有与众不同的特征,能够显示热消融治疗中T1和T2加权像的信号变化,T2加权像中信号减低可用来作为凝固坏死的标志。影像学 and 病理对照研究说明,MRI与CT可清楚显示2~3mm的凝固坏死区域。当然,MRI的优势是它的实时显示能力,这对治疗与重要结构毗邻的病变特别有用。MRI和CT都可用于随访检查^[33]。

热剂量问题是一个值得重视的问题。人们一直在寻找一种简单有效的热剂量表达方式,旨在通过临床试验能得到热剂量与局部控制率的量化对应关系,从而有利于重复、比较、选择治疗方案及预测治疗结果,以便不断改进治疗方案,提高疗效。但目前对热剂量的监控认识还非常肤浅,不能满足临床研究的需要,如肿瘤的温度分布通常是很不均匀的,温度监控只能给出有限监测点处与热剂量有关的原始参量(温度、时间),无法给出整个肿瘤在三维空间与时间上的热剂量分布,即使能监测到具有典型意义监测点(指关键点)的温度、时间数据,但如何从热剂量角度去处理这些大量变化着的数据,以便能得出一个与热疗生物学效应或肿瘤局部控制率相关的物理量(热剂量),仍是一个正在探讨的课题^[2]。

总之,微创外科的发展是现代外科领域的主旋律,旨在以最小的创伤达到最佳的治疗效果。RFA的应用为骨肿瘤患者,尤其是不愿或无法耐受手术的患者提供了一种新的治疗方法。同时,RFA联合其他方法综合治疗骨肿瘤,可明显降低肿瘤复发,减少痛苦,延长生命。

参考文献

- Rossi S, Buscarini E, Garcagnati F, et al. *Am J Roentgenol*, 1998; 170(4):1015-1022
- 林世寅,李瑞英,主编. 现代肿瘤热疗法:原理方法与临床[M]. 北京:学苑出版社,1997:6-10
- Moroz P, Jones SK, Gray BN. *J Surg Oncol*, 2001; 77(4):259-269
- le Veen RF. *Semin Interv Radiol*, 1997; 14(2):313-324
- Panutich MS, Knight BP. *Expert Rev Cardiovasc Ther*, 2006; 4(1):59-70
- Ramon J, Goldwasser B, Shenfeld O, et al. *Eur Urol*, 1993; 24(3):406-410
- Beerlage HP, Thuroff S, Madersbacher S, et al. *Eur Urol*, 2000; 37(1):2-13
- Onofrio BM. *J Neurosurg*, 1975; 42(2):132-139
- Rossi S, Fornari F, Pathies C, et al. *Tumori*, 1990; 76(1):54-57
- Anzai Y, Lufkin R, de Salles A, et al. *Am J Neuroradiol*, 1995; 16(1):39-52
- Panikh AA, Curley SA, Fornage BD, et al. *Semin Oncol*, 2002; 29(2):168-182
- Vujaskovic Z, McChesney-Gillette S, Powers BE, et al. *Int J Hyperthermia*, 1994; 10(6):845-855
- Froese G, Das RM, Dunscombe PB. *Radiat Res*, 1991; 125(2):173-180
- Ikeeda N, Hayashida O, Kameda H, et al. *Int J Hyperthermia*, 1994; 10(4):553-561
- Yoshikawa H, Takaoka K, Shimizu N, et al. *Clin Orthop*, 1982; 163:248-253
- Fan QY, Ma BA, Guo AL, et al. *Chin Med J(Engl)*, 1996; 109(6):425-431
- Nour SG, Aschhoff AJ, Mitchell IC, et al. *Radiology*, 2002; 224(2):452-462
- Ahmed M, Liu Z, Lukyanov AN, et al. *Radiology*, 2005; 235(2):469-477
- Woertler K, Vestring T, Boettner F, et al. *J Vasc Interv Radiol*, 2001; 12(6):717-722
- Barei DP, Moreau G, Scarborough MT, et al. *Clin Orthop*, 2000; 373:115-124
- Rosenthal DF, Hornicek FJ, Wolfe MW, et al. *J Bone Joint Surg Am*, 1998; 80(6):815-821
- Cioni R, Armillotta N, Bargellini I, et al. *Eur Radiol*, 2004; 14(7):1203-1208

23 Samaha EI, Ghanem IB, Moussa RF, et al. Eur Spine J, 2005; 14(7):702-705
 24 Callstrom MR, Charboneau JW. Oncology (Williston Park), 2005; 19(11 Suppl 4):22-26
 25 Dupuy DE, Safran H, Mayo-Smith W, et al. Radiology, 1998; 209(Suppl):389
 26 Dupuy DE, Hong R, Oliver B, et al. Am J Roentgenol, 2000; 175(5):1263-1266
 27 Nakane H, Iwata K, Nishizawa S, et al. Nippon Shokakibyo Gakkai Zasshi, 2003; 100(7):873-877
 28 Nakatsuka A, Yamakado K, Maeda M, et al. J Vasc Interv Radiol, 2004; 15(7):707-712

29 Stang A, Celebcioğlu S, Keles H, et al. Dtsch Med Wochenschr, 2005; 130(19): 1195-1198
 30 Tokunaga K, Sugi K, Miyoshi Y, et al. No Shinkei Geka, 2005; 33(8):811-815
 31 Halpin RJ, Bendok BR, Sato KT, et al. Surg Neurol, 2005; 63(5):469-475
 32 孙鼎元,姚健,王林森.中华骨科杂志, 2000; 20(增刊):11-12
 33 李成利,李康安,译.医学影像学杂志, 2002; 12(2):92-93

(收稿:2006-03-30;修回:2006-06-30)
 (本文编辑:边佑)

• 综述 •

下颈椎经关节螺钉研究进展

赵刘军 徐荣明

摘要 近年来下颈椎经关节螺钉相关基础与临床应用研究逐渐受到重视。下颈椎经关节螺钉植入的进钉点为侧块中点下2mm,方向向尾侧倾斜40°,向外侧倾斜20°。生物力学测试证明下颈椎经关节螺钉通过四层皮质的固定获得了较侧块螺钉更强的抗拔出力,可作为锚定螺钉运用于钉板或钉棒系统,亦可单独运用于下颈椎后路固定。临床应用及随访证实下颈椎经关节螺钉植入安全,可获得满意融合。随着三维影像导航技术的出现,完全有可能采用微创方法经皮植入下颈椎经关节螺钉,这样将会对传统下颈椎后路内固定技术的发展起一定促进作用。下颈椎经关节螺钉研究尚处于基础探索阶段,需要开展大量严密细致的解剖学研究、影像学评价、安全性评估及临床中长期随访。

关键词 下颈椎;经关节螺钉;骨折内固定

下颈椎后路螺钉钢板(棒)固定作为一种有效的内固定技术已受到国际公认。最常采用的下颈椎后路螺钉植入技术是侧块螺钉固定技术,如 An 技术^[1]、Magerl 技术^[2]、Jeanneret 技术^[3]和 Roy-Camille 技术^[4]等,其中以 Magerl 技术和 Roy-Camille 技术最常采用。下颈椎椎弓根螺钉植入固定技术方面的临床和实验报道^[5-7]已有很多。不论是侧块螺钉还是椎弓根螺钉,其植入均要求有可靠的解剖参考点和形态连贯性,然而当患者存在颈椎先天性畸形、肿瘤、创伤,或曾行颈椎后路手术时局部解剖结构变化较大,标准的螺钉植入技术往往会受到限制^[8]。鉴于此,近年来国外一些学者逐渐开始重视对下颈椎经关节螺钉的基础和临床应用研究,并取得了一些初步成果^[8-9]、国内尚未见此类报道。本文就下颈椎经关节螺钉应用的相关基础研究及临床应用进展作一综述。

1 解剖结构及毗邻关系

下颈椎(C₃₋₇)关节突关节是由上位颈椎骨的下关节突与下位颈椎骨的上关节突的关节面构成。上关节面呈扁平卵圆形,朝向后上方,而相关的下关节面主要朝向前方,较上关节面更接近冠状位。下颈椎关节突关节属于滑膜关节,关节面有软骨覆盖,关节囊附于关节软骨周缘,较为松弛。关节活动范围较大,受暴力时易致前脱位而少致骨折,由于关节突不高,无论半脱位或脱位均可通过牵引复位。为进一步明确量化颈椎关节突关节的构成,国外许多学者作了大量研究,其中测量最多并取得较为一致意见的是下颈椎关节突关节宽度。Francis 等

1955 年报道的下颈椎关节突关节宽度为男性 10.1~12.3 mm,女性 9.9~11.7mm。Milne^[10]测量 C₃~T₁ 关节突关节宽度,结果为 8.5~10.4mm。Panjabi 等^[11]报道的下颈椎关节突关节宽度测量结果为 10.2~13.9mm。Ebraheim 等^[12]报道的测量结果为 8.6~9.6mm。Yoganandan 等^[13]应用冰冻微切技术,从解剖学角度研究测量颈椎关节形态,包括关节宽度、关节软骨厚度、软骨缺陷区比例,结果显示下颈椎平均关节宽度 11.3mm;平均关节软骨厚度为女性 0.4mm,男性 0.5mm;软骨缺陷区占 16.4%。Inami 等^[14]研究颈椎关节突关节的滑膜皱襞分型,依据大体形态及组织学检查将滑膜皱襞分为三型:1 型滑膜皱襞呈新月形,主要为脂肪组织;2 型滑膜皱襞顶端为致密纤维组织,基底及中间部分由脂肪组织构成,滑膜皱襞大小、形态差异较大,一些椭圆形者可以突向关节腔;3 型滑膜皱襞较薄,有凹凸不平的游离缘,全部由纤维组织构成,可能是导致一些颈椎紊乱的病理因素。

下颈椎关节突关节的前方为椎间孔,而椎间孔的前方为椎体和椎间盘。与腰椎不同,颈神经根位于椎间孔的下部^[15-18]。在椎间孔中,颈神经根斜向前下外行,恰位于椎动脉后方、侧块的腹侧沟中^[19,20]。在椎间孔外侧部,神经根分为前后两支,后支(背侧支)向后上行,位于横突后脊上方上关节突基底前外侧,前支(腹侧支)向前下行进入由横突前后支构成的沟中^[17,19]。

2 植入技术及安全区域

关于下颈椎经关节螺钉的进钉点和进钉方向,存在不同见解。Takayasu 等^[9]采用侧块中线作为进钉点,螺钉向前侧、尾侧倾斜,与侧块冠状面呈 60°~80°角(垂直于

作者单位: 315040, 宁波市第六医院骨科