

肿瘤研究最新进展

肿瘤微创治疗

Minimally Invasive Tumor Therapies

原著 C. Stroszczyński

主译 陈敏华

肿瘤微创治疗

Minimally Invasive Tumor Therapies

原 著 C. Stroszczyński

主 译 陈敏华

译 者 陈敏华 宋一平 戴 莹 吴 薇

杨 薇 刘文英 武金玉

人民卫生出版社

Translation from the English language edition:

Minimally Invasive Tumor Therapies edited by C. Stroszczynski

Copyright © 2006 Springer-Verlag Berlin Heidelberg

Springer is a part of Springer Science + Business Media

All Rights Reserved.

图书在版编目 (CIP) 数据

肿瘤微创治疗/陈敏华主译. —北京:人民卫生出版社,
2008. 1

ISBN 978 - 7 - 117 - 09394 - 1

I. 肿… II. 陈… III. 肿瘤 - 显微外科手术
IV. R730.56

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 171020 号

图字:01 - 2007 - 5542

肿瘤微创治疗

主 译:陈敏华

出版发行:人民卫生出版社(中继线 010 - 67616688)

地 址:北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

邮 编:100078

网 址: <http://www.pmph.com>

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线:010 - 67605754 010 - 65264830

印 刷:北京人卫印刷厂(铭成)

经 销:新华书店

开 本:787 × 1092 1/16 印张:8.25

字 数:190 千字

版 次:2008 年 1 月第 1 版 2008 年 1 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号:ISBN 978 - 7 - 117 - 09394 - 1/R · 9395

定 价:59.00 元

版权所有,侵权必究,打击盗版举报电话:010 - 87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

目 录

第一部分 微创肿瘤治疗

- 1 肿瘤微创治疗(MITT)的影像引导方式 3
- 2 肝脏外科影像引导下腹腔镜肿瘤切除术导航系统的进展 12

第二部分 微创肿瘤治疗方法

- 3 射频消融:经皮途径 35
- 4 射频消融肝肿瘤在外科的应用 47
- 5 激光诱导热疗 61

第三部分 微创治疗肿瘤的临床结果

- 6 肝转移癌 69
- 7 经皮射频消融肝癌 78
- 8 肺肿瘤 RFA 90
- 9 肾脏肿瘤 105
- 10 骨肿瘤的热消融治疗 115

第一部分 微创肿瘤治疗

1 肿瘤微创治疗(MITT)的影像引导方式

Christian Stroszczyński, Gunnar Gaffke

1.1 引言

肿瘤局部治疗是否可以为患者带来益处,取决于治疗前分期是否尽可能准确。以往外科探查、触诊及术中超声一直是发现远处转移灶的金标准,但近年来 CT、MRI 及 PET 发现的位于肝、肺及骨的远端小转移灶患者越来越多,说明影像手段在近年内发展迅速(Antoch 等,2003;Bhattacharjya 等,2004a)。MITT 应根据影像或与包括腹腔镜或胸腔镜在内的局部探查术相结合而进行治疗前计划。仅仅根据影像进行分期,一旦出现假阴性或假阳性,可能导致不恰当治疗,提示高精度的影像手段对于影像引导治疗计划制定至关重要。

另一方面,影像手段识别淋巴受侵以及肿瘤弥漫性浸润如癌灶腹腔广泛浸润(Antoch 等,2004)的准确性仍然有限。通常,当患者肿瘤局限性生长,通过影像手段可以确认肿瘤活性进而可以准确分期时使用 MITT。无论是否同时使用 CT,氟(18F)脱氧葡萄糖(FDG-PET)PET 已成为发现其他部位肿瘤的最敏感方式(Barker 等,2005;Bipat 等,2005)。由于价格较高或没有设备,只有极少数患者在进行局部治疗时用 PET 或 PET-CT 来做评估。在过去 5 年内,全身 MRI 已被用于癌症患者的分期并显示了较好的初步结果(Blomqvist 和 Torkzad,2004)。数项技术的进步使检查全身的时间明显减少。全身 MR 检查可在 40 分钟内完成,使得这项技术可以应用于日常临床工作中。全身 MRI 可以与器官特异性造影剂如超顺磁性氧化颗粒及肝细胞对比剂结合,尝试在近期建立人体特异性方案(Semelka 和 Thermoberger,2001)。然而,仍然需要进行肿瘤全身 MRI 系统性及比较性研究。90%以上的 MITT 用于治疗肝肿瘤(Gazelle 等,2000;Bown,1983)。已有数种肝脏特异性 MR 造影剂用于临床实践。网状内皮系统特异性造影剂通过减少 MRI T2 加权肝脏背景的信号强度改善病灶检出率,使得不含网状内皮细胞的肝局灶性病变的清晰度(如转移癌)提高。肝细胞选择性造影剂可增加 T1 加权影像上的肝脏背景强度,从而提高不含肝细胞的病灶的检出率。有几项研究证实,与 CT 相比,MRI 检测肝脏转移癌的敏感性更高(图 1.1)。然而,由于 CT 具有广泛的通用性,故仍然是临床实践中大部分患者分期诊断的选择手段(Semelka 和 Thermoberger,2001;Bhattacharjya 等,2004b)。肿瘤学 CT 影像检查特别是在评估肝肿瘤局部治疗效果时应该包括肝脏多相位检查。

1.2 影像引导

MITT 的影像引导包括超声、CT 及 MRI。大部分外科医生及部分影像科医生,尤其在

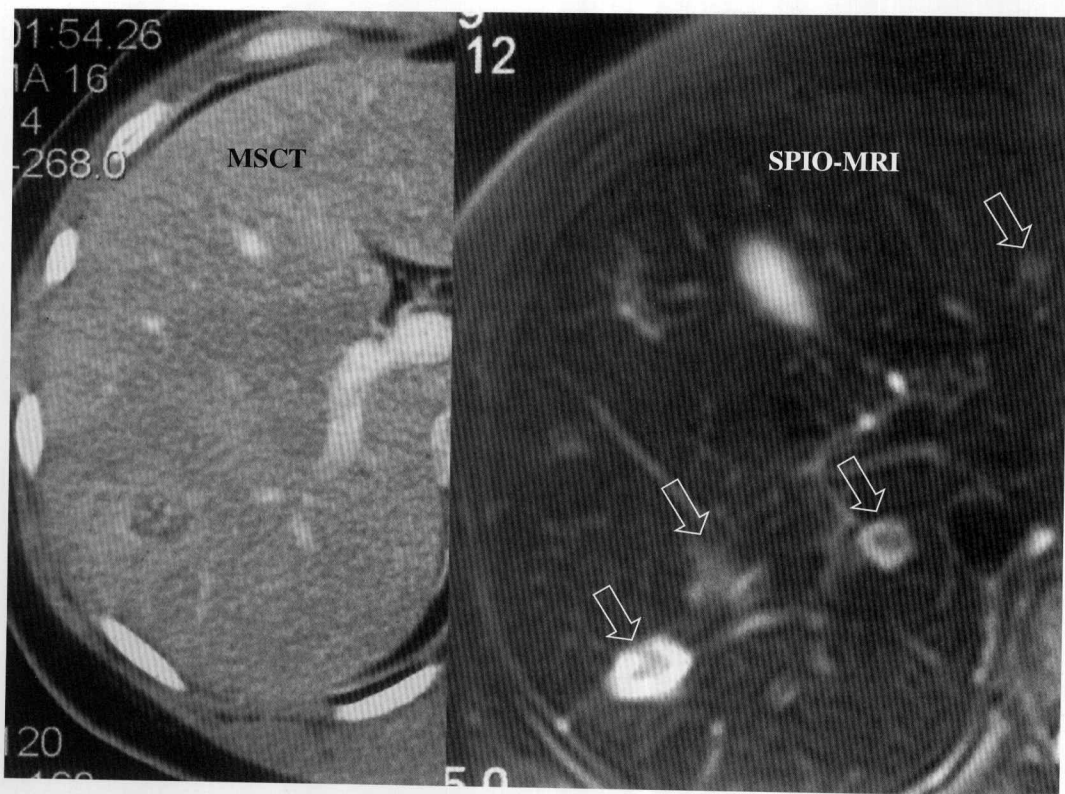


图 1.1 肝脏转移灶患者进行 CT 及增强核磁共振影像检查,以评估是否进行 MITT。CT 显示肝转移灶不清楚,使用 SPIO 作为肝脏特异造影剂的 MRI 可以清楚显示 4 个高信号肝脏病灶(GB:胆囊)

美国及意大利更愿意使用超声(US);而在几个欧洲国家,CT 也是影像科医生的选择(Gazelle 等,2000;Tranberg 等,1999;Vogl 等,1995;Gaffke 等,2005)。

超声可用于肝脏的影像引导治疗,但由于技术局限,不能用于肺或骨的介入治疗。在肝脏的影像引导治疗中,超声由于容易获得、低价、多切面以及易于操作而被广泛应用。由于肥胖或器官回声不均匀造成图像质量下降,有时会影响经皮超声对肝脏的影像引导治疗。此外,使用超声对复杂的影像引导介入治疗并不有利,例如,使用多个电极及较大肿瘤的逐步消融,由于在热消融过程中产生的微气泡伪像导致超声难以确认(图 1.2)。

许多影像学家更愿意使用 CT 进行影像引导治疗(Vogl 等,1995;Mahnken 等,2005;Gaffke 等,2006)。与超声相比,两只手均可用于介入治疗的过程,CT 也适合于身体所有区域的治疗。此外,在介入治疗过程发生的并发症如腹腔内出血或气胸能在临床症状出现前被发现。CT 的半实时功能从 1990 年末期开始在许多医院使用,对难做或复杂的介入治疗可发挥重要作用(图 1.3)。诊断性 CT 通常使用造影剂,以动脉相、门静脉相及静脉相来检测及鉴别肝肿瘤。CT 引导的介入治疗通常使用平片,CT 平扫检出肝肿瘤病灶的敏感性较差。日常治疗中,大部分患者病灶的确切定位需借助于增强图像。多数情况下,在数秒内即可获得靶病灶与肝脏组织之间的充分对比,但造影剂的肾毒性限制了其重复使用的次数。通过动脉内注射碘油(iodized oil CT, IOCT)对肝细胞癌及其他富血供肝肿瘤与肝脏的对比可获得持久的显示。然而,在临床对乏血供肿瘤如源于胃肠肿瘤及乳腺癌的肝

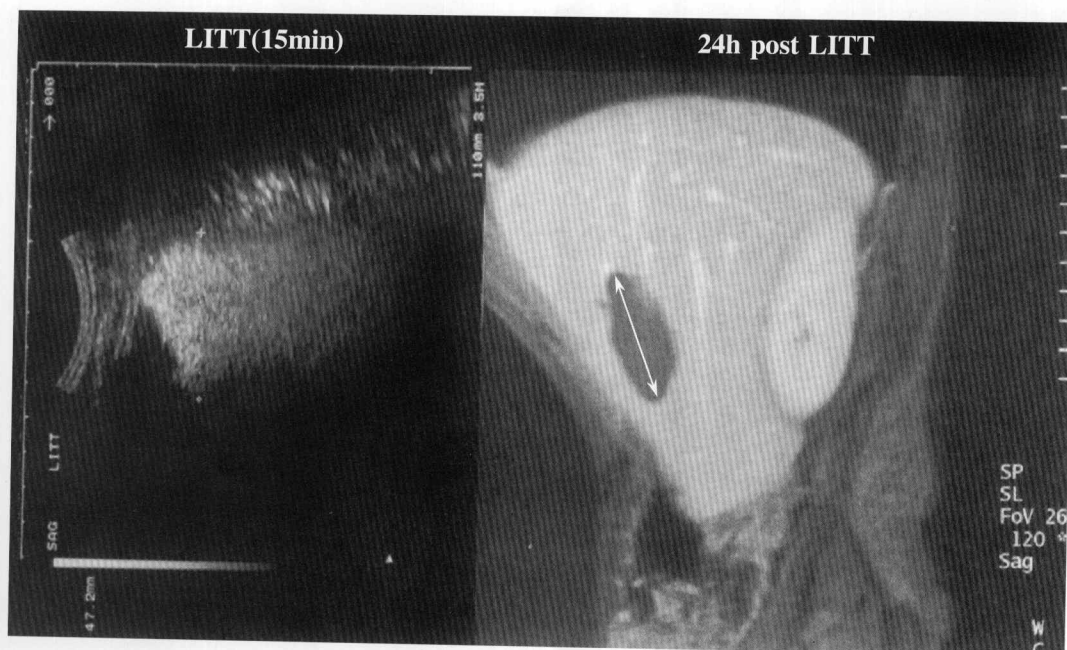


图 1.2 肝转移灶激光治疗过程中的矢状位超声影像及相应位置的 MRI。超声显示在组织加热过程中氮气气泡所产生的高回声区。介入治疗后的 MRI 相比,超声高估消融区域



图 1.3 在肝肿瘤射频消融过程中的 CT 影像

脏转移癌,IOCT 不宜使用(Bhattacharjya 等,2004a)。由于这个局限,一些研究小组创建了一种混合方法,即用 CT 将电极置入肿瘤内,使用闭合 MRI 进行多平面扫描控制定位,最终与磁场中的再定位相结合(Vogl 等,1995;Gaffke 等,2006)。

用封闭的高磁场 MRI 进行影像引导治疗是可能的(Puls 等,2003),但耗费时间,而且受 MRI 扫描架的空间限制,操作范围狭小(图 1.4)。开放式 MRI 或具有更大扫描架空间的 MRI 可以使电极针的置入过程更为舒适(Aschoff 等,2000)。与 CT 相比,开放式 MRI 用于 MITT 似乎更具有前景,因为可获得接近实时的多平面扫描图片(MR 透视),并且病灶与正常组织的对比更为理想和持久。



图 1.4 MR 引导的肝转移癌射频消融,使用封闭式高磁场扫描仪。冠状位良好地显示了重要脏器,如肋膈三角

1.3 温度监测

热消融治疗至今才开始进行可视性的温度控制。影响热消融坏死区域大小的因素很多(如组织灌注、热传导),并影响对坏死区域的准确预测(Dickinson 等,1986;Włodarczyk 等,1998)。一些医生采用超声来观察组织加热过程中的热效果。冷冻治疗时,超声可显示非常好的冰球影像。相比之下,被加热组织在超声下不会有清晰的边界(Morrison 等,2000)。加热组织 60℃以上产生的微气泡会表现为高回声区,这些高回声区的外形与肿瘤之间有一定的相关性,但这些区域与完全消融区之间无准确的相关性,消融不完全时,仍然可能会模拟出一个成功的消融灶(Stroszczyński 等,2002)。

因此,数位作者使用热敏感的 MRI 序列来进行即刻的 MR 温度监测。对不同组织如肝、乳腺、前列腺及脑,使用特殊的 MR 序列可以进行准确地温度监测(图 1.5)(Matsumoto 等,1994;Kahn 等,1998;Olsrud 等,1998;Stroszczyński 等,2001)。与脑及肝组织相比,肺的热介入治疗的温度监控并不容易,原因是周围脏器的易感性及其他各种不同的伪像。MR



图 1.5 肝脏病灶激光治疗过程中的彩色编码温度分布图

兼容设备是温度监控的必要设备。激光治疗及冷冻治疗可在加热及冷冻过程中进行,射频消融却不能看见,原因是射频发生器产生的相关伪像。然而,在射频消融加热之后即刻进行高精度 MRI,有可能区分出失活的组织及肿瘤活性组织。一旦消融不完全,可以重新定位再次补充治疗(Merkle 等,1999;Gaffke 等,2005)。

尽管质子像或弥散加权影像可以在体外更精确地进行温度监控,几个研究小组仍选择了 FLASH 序列的 T1 方式,原因是稳固性高(Wlodarczyk 等,1999)。一些学者采用温度敏感序列降低肝肿瘤或脑肿瘤热消融时邻近结构损伤的危险性(Gewiese 等,1994;Kahn 等,1998)。

1.4 治疗控制

目前,热消融技术如激光或射频消融已用于肝肿瘤的临床治疗。根据肝脏外科的数据分析,肿瘤完全消融对预期存活率有较大影响。(Scheele 和 Altendorf-Hofmann,1999)。外科手术后的组织病理学可确保肝肿瘤切除的质量控制,而热消融治疗后需要进行精确的影像检查以观察有无残存肿瘤。

为区分治疗所致的坏死与残存肿瘤,可以使用超声、CT、MRI 及 PET 随访检查(Germer 等,1998;Veit 等,2006)。局部治疗后坏死组织的特点是低浓度的水结合质子、血液灌注缺乏及代谢减低。在残存肿瘤组织,带有毛细血管渗漏的新生血管可导致周边水肿及常规造影剂的增强(Choi 等,2000)。此外,肿瘤显示高增殖活力及葡萄糖摄取升高,这些特点能够被不同的 PET 仪器追踪到(Veit 等,2006)。

由于 MRI 对软组织优良的对比及对空间分辨力,一些研究组使用 MRI 来区分残存肿瘤及治疗后坏死(Morrison 等,1998)。肿瘤或肝组织的凝固导致组织干燥,在 T2 加权影

像上显示为低信号病灶,而残存肿瘤通常由于肿瘤水肿导致高信号(Semelka等,2000; Stroszczynski等,2001)。当使用常规细胞外造影剂如Gd-DTPA, T1加权影像可区分含有血管的残存肿瘤及无血流灌注的坏死组织(Vogl等,1995)。肝脏特异性造影剂如在增强网状内皮系统的超顺磁性氧化铁颗粒或G-EOB或可增强正常肝细胞的Gd-BOPTA,均可能会增加正常肝组织与热消融坏死或残存肿瘤之间的对比度。然而,使用所谓的肝脏特异性对比剂并不能增加残存肿瘤与热消融瘢痕之间的对比,因为肝脏特异性对比剂仅仅在健康肝组织中聚积。

使用健康动物模型, Germer及其同事研究了正常肝组织热消融后的MRI影像,包括T2加权、平扫及早期(0.2~10分钟)增强T1加权影像与组织病理学的相关性。完全失去活性的肝组织特点是T2加权像上低信号,而T1加权像上无早期增强(0.2~10分钟)(图1.6)。与动物研究相比,在临床实践中,介入治疗后MRI的所见并不理想,原因是有几项因素影响治疗区域的信号强度(如残存肿瘤、出血、注入纤维蛋白胶及局部麻醉)。

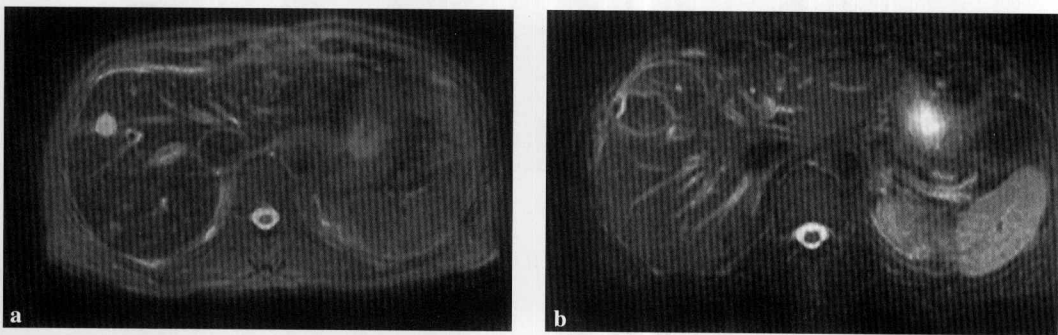


图1.6 a 腺癌患者肝转移孤立病灶MRI。T2加权影像显示一个高信号肿瘤,因为肿瘤具有高浓度的水结合质子。b 射频消融后5天,由于治疗区域的凝固及完全坏死,肿瘤及周围组织的信号强度减弱。可见坏死区周边水肿导致的细高信号边缘

Germer等在55只兔子的正常肝脏上进行激光诱导间质热疗(LITT)后,系统地观察了静脉注射常规剂量的Gd-DTPA(0.1mmol/kg)MRI早期增强影像模式与组织病理学的相关性。他们观察了3个区域的MRI及组织学。凝固区(肝组织完全破坏)、位于中央与未损伤的肝组织之间的小的移行区及病灶周围的未损伤肝组织参考区。MRI早期增强与大体标本密切相关($r=0.96$)。LITT 24小时后的中央区及过渡区早期Gd-DTPA影像上并未增强。然而,可能反映着肿瘤残存的2mm移行区则有可能被忽略。与Aschoff等的发现相比,完全消融的病灶在T2加权影像上明显增大,意味着介入治疗后早期检查的价值有限。

使用细胞外对比剂(Gd-DTPA)10分钟~6小时后的延迟增强MRI被认为对坏死组织如心肌梗死具有特异性(Ni等,2001),可用于对坏死区域显像。至今,无活性组织的延迟增强机制尚不明。与金属卟啉假说类似,在伴或不伴T1弛豫改变时移行区与细胞外Gd复合物相结合的活性蛋白,可能是延迟增强的原因。这些发现对于介入治疗后的早期随访计划非常重要。

最近,有人使用PET和/或不带有氟代脱氧葡萄糖(FDG)CT结合,来评价射频消融及其他肿瘤间质治疗后的肝转移。肝转移瘤射频消融后,与常规影像相比,FDG PET及

PET/CT 可以提供更多的诊断信息,有助于指导再次消融过程(Veit 等,2006)。在 RFA 后评价肝脏残存肿瘤时,PET/CT 可能较单独 CT 更为优越。然而,在使用 PET/CT 时,由于周围正常肝质正常摄取 FDG 的掩盖,可能会产生假阴性结果。微创肿瘤治疗后的最敏感的检测肝脏残存肿瘤的方法似乎是联合使用 MRI 及 FDG-PET。PET-MRI 扫描方法至今仍未使用,目前的软件工具可以回顾性地将 MRI 与 PET 数据进行融合。影像融合提供的最重要的补充发现就是更准确地显示 PET 中局部热点的相互对应关系(图 1.7)。

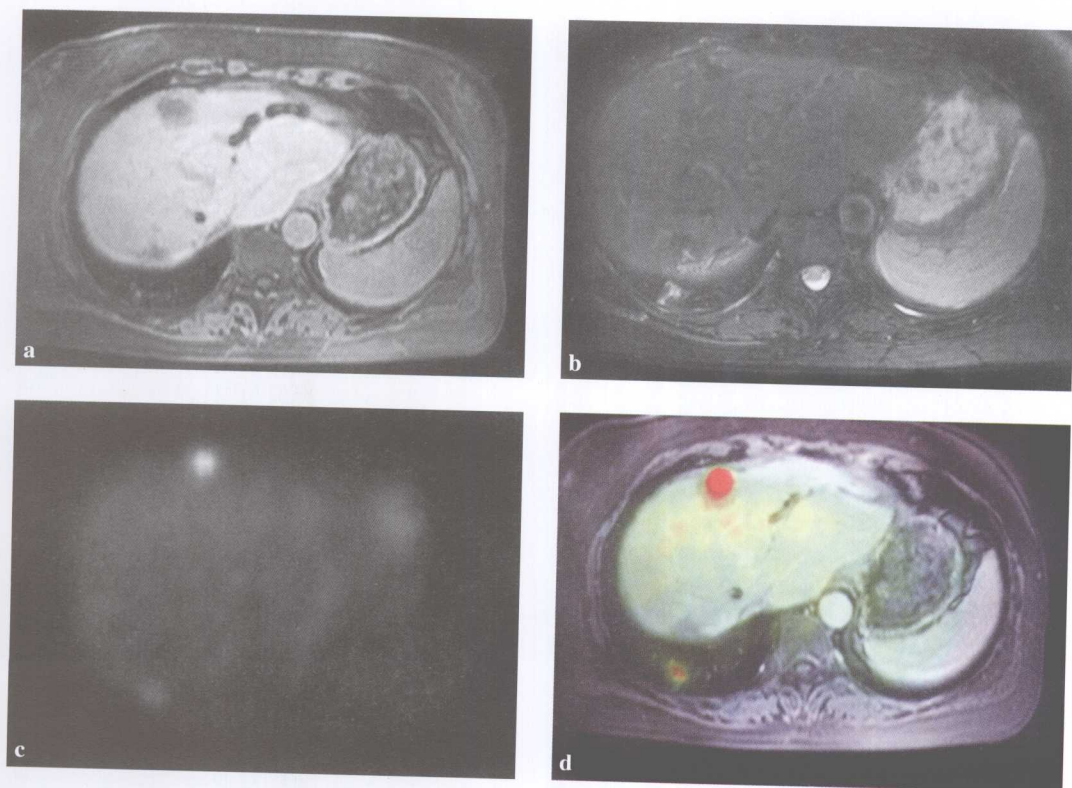


图 1.7 a 结肠癌及半肝切除术后患者增强 MRI。6 个月之前,RFA 治疗两个新发肝转移癌。在随访过程中 CEA 增高,因此进行了 MRI 检查。射频消融后增强 T1 加权影像显示了两个低信号 RFA 瘢痕。b T2 加权影像上,显示靠近瘢痕腹侧的高信号区域,提示局部复发。此外,发现高信号肺部病灶。c 纵向 FDG-PET 显示两个高代谢区域,确认肿瘤活性。但不能明确是否第二个病灶位于肺部或肝脏(感谢核医学部主席 Dr.Dresel)。d FDG-PET 与 MRI 图像融合后提示腹部肝脏病灶的局部复发以及肺部新发转移灶。相比之下,第二个肝脏病灶未见活性

参考文献

1. Antoch G, Vogt FM, Freudenberg LS, Nazaradeh F, Goehde SC, Barkhausen J, Dahmen G, Bockisch A, Debatin JE, Ruehm SG (2003) Whole-body dual-modality PET/CT and whole-body MRI for tumor staging in oncology. JAMA 290:3199-3206
2. Antoch G, Saoudi N, Kuehl H, Dahmen G, Mueller SP, Beyer T, Bockisch A, Debatin JE, Freudenberg LS (2004) Accuracy of whole-body dual-modality fluorine-18-2-fluoro-2-deoxy-D-glucose positron emission tomography and computed tomography (FDG-PET/CT) for tumor staging

- in solid tumors: comparison with CT and PET. *J Clin Oncol* 22:4357-4368
3. Aschoff AJ, Rafie N, Jesberger JA et al. (2000) Thermal lesion conspicuity following interstitial radiofrequency thermal tumor ablation in humans: a comparison of STIR, turbo spin-echo T2-weighted, and contrast-enhanced T1-weighted MR images at 0.2 T. *J Magn Reson Imaging* 12:584-589
4. Barker DW, Zagoria RJ, Morton KA, Kavanagh PV, Shen P (2005) Evaluation of liver metastases after radiofrequency ablation: utility of 18F-FDG PET and PET/CT. *Am J Roentgenol* 184:1096-1102
5. Bhattacharjya S, Bhattacharjya T, Baber S, Tibballs JM, Watkinson AF, Davidson BR (2004a) Prospective study of contrast-enhanced computed tomography, computed tomography during arteriportography, and magnetic resonance imaging for staging colorectal liver metastases for liver resection. *Br J Surg* 91:1361-1369
6. Bhattacharjya S, Bhattacharjya T, Quaglia A, Dhillon AP, Burroughs AK, Patch DW, Tibballs JM, Watkinson AF, Rolles K, Davidson BR (2004b) Liver transplantation in cirrhotic patients with small hepatocellular carcinoma: an analysis of pre-operative imaging, explant histology and prognostic histologic indicators. *Dig Surg* 21:152-159
7. Bipat S, van Leeuwen MS, Comans EF, Pijl ME, Bossuyt PM, Zwinderman AH, Stoker J (2005) Colorectal liver metastases: CT, MR imaging, and PET for diagnosis-meta-analysis. *Radiology* 237:123-131
8. Blomqvist L, Torkzad MR (2004) Whole-body imaging with MRI or PET/CT: the future for single-modality imaging in oncology? *JAMA* 290:3248-3249
9. Bown SG (1983) Phototherapy of tumors. *World J Surg* 7:700-709
10. Choi SI, Jiang CZ, Lim KH et al. (2000) Application of breath-hold T2-weighted, first-pass perfusion and gadolinium-enhanced T1-weighted MR imaging for assessment of myocardial viability in a pig model. *J Magn Reson Imaging* 11:476-480
11. Dickinson RJ, Hall AS, Hind AJ, Young IR (1986) Measurement of changes in tissue temperature using MR imaging. *J Comp Assist Tomogr* 10:468-472
12. Gaffke G, Gebauer B, Gnauck M, Knollmann F, Helmberger T, Ricke J, Oettle H, Felix R, Stroszczyński C (2005) Potential advantages of the MRI for the radiofrequency ablation of liver tumors. *Fortschr Röntgenstr* 177:77-84
13. Gaffke G, Gebauer B, Knollmann FD, Helmberger T, Ricke J, Oettle H, Felix R, Stroszczyński C (2006) Use of semiflexible applicators for radio-frequency ablation of liver tumors. *Cardiovasc Intervent Radiol* 29:270-275
14. Gazelle GS, Goldberg SN, Solbiati L, Livraghi T (2000) Tumor ablation with radio-frequency energy. *Radiology* 217:633-646
15. Germer CT, Isbert CM, Albrecht D et al. (1998) Laser-induced thermotherapy for the treatment of liver metastasis: correlation of gadolinium-DTPA-enhanced MRI with histomorphologic findings to determine criteria for follow-up monitoring. *Surg Endosc* 12:1317-1325
16. Gewiese B, Beuthan J, Fobbe F, Stiller D, Mueller G, Boese-Landgraf J, Wolf KJ, Deimling M (1994) Magnetic resonance imaging-controlled laser-induced interstitial thermotherapy. *Invest Radiol* 29:345-351
17. Kahn T, Harth T, Kiwit JC, Schwarzmaier HJ, Wald C, Modder U (1998) In vivo MRI thermometry using a phase-sensitive sequence: preliminary experience during MRI-guided laser-induced interstitial thermotherapy of brain tumors. *J Magn Reson Imaging* 8:160-164
18. Mahnken AH, Rohde D, Brkovic D, Gunther RW, Tacke JA (2005). Percutaneous radiofrequency ablation of renal cell carcinoma: preliminary results. *Acta Radiol* 46:208-214
19. Matsumoto R, Mulkern RY, Hushek SG, Jolesz FA (1994) Tissue temperature monitoring for thermal interventional therapy: comparison of T1-weighted MR sequences. *J Magn Reson Imaging* 4:65-70
20. Merkle EM, Haaga JR, Duerk JL, Jacobs GH, Brambs HJ, Lewin JS (1999) MR imaging-guided radio-frequency thermal ablation in the pancreas in a porcine model with a modified clinical C-arm system. *Radiology* 213:461-467
21. Morrison PR, Jolesz FA, Charous D et al. (1998) MRI of laser-induced interstitial thermal injury in an in vivo animal liver model with histologic correlation. *J Magn Reson Imaging* 18:57-63
22. Ni Y, Pislaru C, Bosmans H et al. (2001) Intracoronary delivery of Gd-DTPA and Gadophrin-2 for determination of myocardial viability with MR imaging. *Eur Radiol* 11:876-883
23. Olsrud J, Wirestam R, Brockstedt S, Nilsson AM, Tranberg KG, Stahlberg F, Persson BR (1998) MRI thermometry in phantoms by use of the proton resonance frequency shift method: application to interstitial laser thermotherapy. *Phys Med Biol* 43:2597-2613

24. Puls R, Stroszczyński C, Gaffke G, Hosten N, Felix R, Speck U (2003) Laser-induced thermotherapy (LITT) of liver metastases: MR-guided percutaneous insertion of an MRI-compatible irrigated microcatheter system using a closed high-field unit. *J Magn Reson Imaging* 17:663–670
25. Scheele J, Altendorf-Hofmann A (1999) Resection of colorectal liver metastases. *Langenbecks Arch Surg* 384:313–327
26. Semelka RC, Helmberger TK (2001) Contrast agents for MR imaging of the liver. *Radiology* 218:27–38
27. Semelka RC, Hussain SM, Marcos HB, Woosley JT (2000) Perilesional enhancement of hepatic metastases: correlation between MR imaging and histopathologic findings: initial observations. *Radiology* 215:89–94
28. Silverman SG, Tuncali K, Adams DF, vanSonnenberg E, Zou KH, Kacher DF, Morrison PR, Jolesz FA (2000) MR imaging-guided percutaneous cryotherapy of liver tumors: initial experience. *Radiology* 217:657–664
29. Stroszczyński C, Hosten N, Puls R, Nagel S, Scholman HJ, Włodarczyk W, Oettle H, Moesta KT, Schlag PM, Felix R (2001) Histopathological correlation to MRI findings during and after laser-induced thermotherapy in a pig pancreas model. *Invest Radiol* 36:413–421
30. Stroszczyński C, Gretsche S, Gaffke G, Puls R, Kretschmar A, Hosten N, Schlag PM, Felix R (2002) Laser-induced thermotherapy (LITT) for malignant liver tumours: the role of sonography in catheter placement and observation of the therapeutic procedure (in German). *Ultraschall Med* 23:163–167
31. Tranberg KG, Møller PH, Hannesson P, Stenram U (1994) Percutaneous interstitial laser hyperthermia in clinical use. *Ann Chir Gynaecol* 83:286–290
32. Veit P, Antoch G, Stergar H, Bockisch A, Forsting M, Kuehl H (2006) Detection of residual tumor after radiofrequency ablation of liver metastasis with dual-modality PET/CT: initial results. *Eur Radiol* 16:80–87
33. Vogl TJ, Müller PK, Hammerstingl R, Weinhold N, Mack MG, Philipp C, Deimling M, Beuthan J, Pegios W, Riess H et al. (1995) Malignant liver tumors treated with MR imaging-guided laser-induced thermotherapy: technique and prospective results. *Radiology* 196:257–265
34. Włodarczyk W, Boroschewski R, Hentschel M, Wust P, Monich G, Felix R (1998) Three-dimensional monitoring of small temperature changes for therapeutic hyperthermia using MR. *J Magn Reson Imaging* 8:165–174

2 肝脏外科影像引导下腹腔镜肿瘤切除术 导航系统的进展

Thomas Lange, Michael Hünnerbein, Sebastian Eulenstein,
Sigfried Beller, Peter Michael Schlag

2.1 引言

微创外科已成为常规外科手术的一种治疗选择。微创外科的技术优势可为患者带来益处,如术后较少疼痛、较少的肺功能损害、更好的美容效果、较短的住院期、较早的术后康复期。腹腔镜手术已经取代了一部分开放手术并且已常规应用。其已被广泛认可为良性疾病治疗方式,但在肿瘤外科使用这一技术仍然存在争议。有证据表明微创外科可减少癌症患者围手术期的并发症发生率。然而还没有肿瘤患者微创外科治疗后的确切证据,主要是缺乏具有前瞻性的随机试验提供的有关无瘤生存及总生存率的可靠、长期的随访数据。微创治疗似乎将在治疗癌前病变及小肿瘤方面发挥重要的作用。

腹腔镜手术存在技术上的局限。由于通过套管针的入口较小,设备操作的灵活度受限,缺乏直接的器官触诊及三维空间而限制了腹腔镜的使用。与开腹手术相比,外科医生操作设备、解剖定位及对病理结构识别更为困难。现代影像引导外科(IGS)系统有可能弥补这些缺陷。术前电脑治疗计划及术中导航系统已常规用于某些有适应证的脑外科、眼耳鼻喉及骨科手术。然而,仍需进一步研究影像引导外科的其他临床适应证并将这套系统用于这些适应证以解决一些开腹手术存在的问题,如术中肝脏变形等。

肝脏外科中,基于电脑支持的三维模型以及基于术前CT或MRI数据制定的治疗计划,有助于更精确的外科手术,且有助于选择合适的治疗步骤[1]。外科医生可以获得更好的立体影像,包括个体解剖、肿瘤位置及与血管结构的关系、血管边界以及切除断面。肿瘤外科及肝移植的这种计划系统在某些医院正在成为常规,使用者也在不断增加。

充分准备后,外科医生要在手术室实施外科计划。术中导航系统可以帮助医生准确、安全地实现这些术前计划。脑外科、耳鼻喉科、骨科及创伤外科导航系统已在某些适应证中得到应用,已有相应的商用系统。肝脏外科或普通外科的主要问题是肝脏的变形,即感兴趣器官在术前影像与术中所见之间的差异。术中超声检查是很有前景的检测,可解决这种问题。

下面这一章中,将论述目前最顶级的辅助肝外科计划系统、脑外科及骨科常规导航系统的原则及技术。将解释软组织外科中导航系统的局限性及目前开放性肝外科手术的进展。最后,将讨论这些技术与腹腔镜联合应用的可能性。

2.2 电脑辅助肝外科手术计划

2.2.1 临床背景

肝脏恶性肿瘤的外科手术切除范围对长期疗效至关重要[2]。虽然对外科切除范围的大小仍然存在争议[3~5],患者的显微镜下切缘阳性(R1)与阴性者(R0)相比,前者预后差。在需要切除部分与最佳保留肝脏实质之间保持适当平衡,是一种外科技巧。

根据肿瘤的大小程度(包括安全边缘)进行切除被称为不规则切除。只有当小肿瘤位于肝表面之下,才进行这种方式切除。在其他情况下,必须考虑按肿瘤与肝脏血管系统之间的空间关系切除(解剖切除)。

与其他器官相比,肝脏不只有动脉和静脉,还有第三种血管系统,即门脉系统。门脉引流整个胃肠道的血液,供应肝脏 80%的血液。对解剖切除而言,一定要辨别清楚安全边缘内的第一根血管分支及其来源分支;其次,判断被这些血管供应的肝组织(称为血管边界)。手术切除的是肝段而非仅肿瘤本身。此外,必须确保肝静脉的引流以避免淤血。

尽管目前的影像方式如多排 CT 提供了肝内血管系统良好的影像,但却不能判断肝脏血管的数量及分布,也不能判断肝脏血管的范围。在肿瘤解剖中,由于要达到安全范围,故需要获得肝内主要血管结构解剖,但只能模糊地确认无血管区。因此,预测肝脏剩余部分及肝实质有完全血供是不准确的。通常采用粗略的 Couinaud 八段分区法,但每位患者的血管解剖又各不相同[6]。

在现代软件工具的帮助下,每位患者的肝血管边界可以根据 CT 及 MRI 的数据进行数字分析后在电脑显示,对剩余肝实质血管根据不同的切除断面,也可进行预测。这些电脑处理过程的基础是准确的肝实质血管及肿瘤的三维模型。

2.2.2 三维模型

肝结构分段的提取、标记是建立三维模型的关键。分段的过程是根据 CT 或 MRI 的每个三维容积像素来标记特殊的组织:肝实质、门静脉、肿瘤等。根据这种分段,可形成标准的组织切面,该切面由移动立方体算法组成三角网络[7]。对管状结构如血管,采用更复杂、特异的表面再生方法如截成锥形[8]或盘旋形表面[9]来提供一个流畅圆滑的表面。盘旋表面甚至可在相关分叉处产生圆滑表面,如图 2.1 所示。

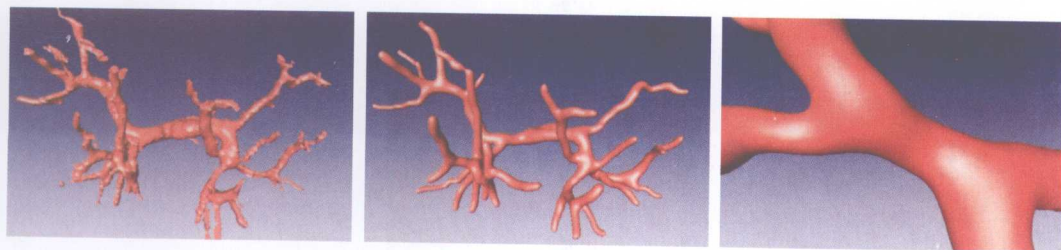


图 2.1 移动立方体算法产生的门静脉表面(左),盘旋面方式(中)。即使在分支部位,盘旋面可以提供较光滑的表面(右)