

· 论 著 ·

US-MRI 图像融合在 10 名健康人体肝脏中的初步应用

唐 静¹, 沈 洁¹, 冉立峰², 邹建中², 文银刚²

(1. 重庆市妇幼保健院超声科 400013; 2. 重庆医科大学生物医学工程系 400016)

摘要:目的 筛选健康人体肝脏中的内部标记,应用于超声图像与磁共振成像(US-MRI)之间的图像配准融合。方法 对健康人体分别进行 US 及 MRI 检查,对比图像,选择较固定的内部标记,并利用自主开发的融合软件将 US 与 MRI 的图像进行融合。**结果** 确定图像配准的主要内部点为:(1)肝静脉汇入下腔静脉的第二肝门;(2)门静脉主干及左右分支分支处;(3)门静脉左支与其分支构成“工”字形结构处。**结论** 点法在进行健康人体的 US-MRI 图像配准融合时作用是可行的。自主开发的融合软件能够进行健康人体的 US-MRI 图像配准融合。

关键词:超声检查;磁共振成像;图像融合

doi:10.3969/j.issn.1671-8348.2012.04.004

文献标识码:A

文章编号:1671-8348(2012)04-0322-03

Preliminary application of image fusion between US and MRI in 10 normal human livers

Tang Jing¹, Shen Jie¹, Ran Lifeng², Zou Jianzhong², Wen Yinggang²

(1. Department of Ultrasound, Chongqing Health Center for Women and Children, Chongqing 400013, China;

2. Department of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University, Chongqing 400016, China)

Abstract: **Objective** To screen the intrinsic points in normal human liver used in image fusion between HIFU and MRI. **Methods** The ultrasound and MRI examination on the normal human body were performed respectively. The images of ultrasound and MRI were compared for choosing more fixed internal markers and fused by the self-developed fusional software. **Results** The main internal image registration points were (1) the second hepatic portal that hepatic vein abouchement into inferior vena cava, (2) portal vein trunk and bifurcation of left and right branches and (3) “工” shaped structure constituted by left branch of portal vein and its subbranches. **Conclusion** It is feasible that point method used at the normal body's US-MRI image fusion. The self-developed fusional software is capable of performing the normal human US-MRI image fusion.

Key words: ultrasonography; magnetic resonance imaging; imaging fusion

物理消融肿瘤技术是近年来快速发展的肿瘤治疗新领域^[1],是一种利用各种先进物理技术直接作用于局灶性实体肿瘤,根除或毁坏肿瘤组织的治疗方法,其主要方式可分为热消融(thermal ablate therapy, TAT)^[2]、冷冻消融(cryoablation)和电消融(electrical ablation)^[3-4]。其中 TAT 和医学影像技术紧密结合,治疗更精准、有效,在临床得到广泛应用。图像融合技术是将来自不同时间、不同设备的图像在空间上配对合并,充分利用多模式图像,获得互补信息,使临床诊断和治疗更加准确完善的一种医学图像后处理技术^[5-6]。本实验中将此技术应用用于 TAT 中的高强度聚焦超声(high intensity focused ultrasound, HIFU)^[7-8],筛选内部标记,进行健康人体肝脏超声图像与磁共振成像(US-MRI)之间的图像配准融合研究。

1 材料与方 法

1.1 材 料

1.1.1 仪器设备 MRI(NOVUS 1.5T, SIMENS, Germany); JC 型聚焦超声肿瘤治疗系统(重庆海扶技术有限公司生产)。

1.1.2 系 统 环 境

1.1.2.1 硬件配置 图像配准融合装置;PC 机一台,128 M 内存、16 M 显存、20 G 硬盘、1024×768 分辨率的图像采集卡,将其与 JC 型聚焦超声肿瘤治疗系统联机。

1.1.2.2 实验程序 图像融合程序由重庆海扶技术有限公司提供。

1.1.3 软件 WindowsXP, Hyper 操作视频录制。

1.1.4 临床资料 选择无任何器质性疾病的健康志愿者 10 名(男 7 例,女 3 例)。年龄 19~28 岁,平均 24.6 岁;体质量 42~72 kg,平均 55.2 kg。

1.2 实验方法及步骤

1.2.1 配准方法 点法即标志匹配法。内部点即解剖标志点,必须是在三维空间上的,并在两种扫描模式的图像中可见。典型的解剖标志点可以是一个管状的解剖结构也可以是两个线形结构的交点,如血管的分叉或相交处。本实验中研究对象是肝脏,所以考虑肝脏内的解剖标志点,如门静脉左支经过横部、矢状部到达囊部,与其分支构成“工”字形等。

1.2.2 步 骤

1.2.2.1 对受试者于清晨空腹进行 MRI 肝脏平扫(层厚 5 mm)检查。

1.2.2.2 根据 MRI 图像,初步确定需要配准的内部点,并将 MRI 图像刻盘,输入图像配准融合装置并进行处理。选择内部点的要求:能在 MRI 图像上清晰显影较固定、不易变形和具有标志性的解剖结构(如肝静脉汇入下腔静脉的第二肝门处),一般应多于 2 个(不要求必须在一个切面,但能够在一个切面确定多个配准点更佳)。

1.2.2.3 打开图像融合程序,进行腹部 MRI 图像的三维重建。

1.2.2.4 受试者在治疗床上取俯卧或右侧卧位,观察区皮肤与介质水接触,移动治疗头,使之直接与皮肤接触,观察肝内各

组织结构特别是肝血管的超声图像,确定需要配准的内部点。确定内部点的要求:能在 US 和 MRI 图像上清晰显影,其余要求同 1.2.2.2。

1.2.2.5 根据选择的内部点进行手动微调,配准所有内部点后,将 US 和 MRI 图像进行融合,观察融合效果。

1.2.2.6 校正图像 再次移动治疗头,观察肝脏其他部位的融合图像,并在操作中根据实时超声监控图像对融合效果进行调节,达到对肝脏其他部位的满意显示。

1.2.2.7 软件配准融合的误差评估方法 测量海扶定位时及海扶治疗过程中配准误差变化情况:内部点配准融合后及治疗开始后 0、10、30、60 min,分别测量此时 US 显示的血管边界与 MRI 显示的血管边界之间的最大距离,求其平均值作为检验配准误差的标准:<5 mm 为配准成功;5~10 mm 之间为可接受的配准误差;>10 mm 为配准失败。

1.3 统计学处理 利用 SPSS11.5 统计分析软件,对数据分别进行方差分析,多组间数据检验采用 q 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结 果

2.1 内部点的选择

2.1.1 肝血管 肝动脉细小、走形弯曲,在 MRI 及 US 图像上均不能满意显示;肝静脉和门静脉主干及其主要分支粗大、走形较直,在 MRI 平扫图像 T_2 WI 上为高信号影,在 US 图像上为无回声区,其管壁回声由于切面不同为两条平行的管状回声线或圆形、椭圆形回声环,于多个切面都能显示,并具有多个标志性的解剖结构,如肝静脉汇入下腔静脉的第二肝门处;门静脉左支与其分支构成“工”字形结构等。

2.1.2 肝外血管 腹主动脉和下腔静脉主干粗大,在 MRI 平扫图像 T_2 WI 上为高信号影,在超声图像上为无回声区,其管壁回声由于切面不同为两条平行的管状回声线或圆形、椭圆形回声环,于多个切面都能显示。

2.1.3 肝内胆道 正常的肝内胆道在 MRI 及机载 US 图像上均不能满意显示。

2.1.4 胆囊 正常胆囊在平扫 MRI 图像 T_2 WI 上为高信号影,在超声图像上为薄壁无回声区,并于多个切面都能显示。

2.2 腹部 MRI 的三维重建 融合程序自动对腹部 MRI 进行三维重建,同时显示当时入射声通道在重建图像中的方向、位置,并根据重建结果显示声通道所在切面的 MRI 图像,由此得到相应层面的超声和 MRI 图像,为配准做准备,见图 2。

2.3 内部点在 US-MRI 中的配准融合 由以上结果可知,肝静脉和门静脉甚至胆囊等的显示在 US 及 MRI 图像中都满意,所以内部点的选择可以很多,具有很强的随意性和个体差异。以门静脉左支及其分支所组成的“工”字形结构作为内部点为例,显示其配准融合,如图 3 图 2~4(图中红点为靶点;受试者体位,俯卧位, $\theta = 0^\circ$),US、MRI 图像中“工”字形结构、腹主动脉、下腔静脉均显示清晰,融合后图像以 MRI 图像为主,内部点配准好、显示清晰。

2.4 软件配准误差的评估

2.4.1 配准误差测量 共 10 例,7 例配准误差小于 5 mm;3 例配准误差在 5~10 mm 之间,成功率 100%。

2.4.2 HIFU 治疗过程中配准误差的变化情况 统计学分析结果表明,组内 $F = 0.370$, $P = 0.694$;各组间差异无统计学意

义($P > 0.05$),说明配准误差不会随时间延长增加。

3 讨 论

图像配准技术随着其在医学领域中的应用而得到了快速的发展,主要用于 CT、MRI、正电子发射型计算机断层显像(PET)、单光子发射型计算机断层显像(SPECT)图像之间的相互融合,超声与 CT/MRI 图像融合技术近年得到关注^[9],主要应用于外科手术导航^[10-11]、放疗及肝肿瘤消融治疗^[12-13]。图像配准是指对齐图像以便提取其中有用的关联信息的过程。通常是计算机可识别的标记特征或计算机可识别模型的物理空间位置来对正图像。本实验应用非刚性配准的异机融合技术^[14-15],也就是待配准的图像来源于同一患者,不同扫描仪。

赵永明等^[16-17]提出基于图像特征的遗传算法对 HIFU 前肝脏及肿瘤的 MRI 图像进行三维重建,与术中的 US 图像进行融合。

从配准的机制上采用基于几何特征对应的配准,也就是将待配准图像中的点(解剖点、角点)、线(脊线、纹理)、曲面、区域等几何图元向对应的过程。其关键是寻找对应的几何图元,通常要对待配准的图像进行预处理。实验中采用三维表面配准法中最经典的“头帽法”(head-hat)。此方法借助两幅图像中相关面或者明显的边界特征,使用最小距离测量完成配准工作。用来对正同一对象的不同模态图像。这个方法以一个模态特征面的轮廓线为“头”,再定义其他模态相应表面上识别的一系列特征点为“帽”,然后计算机变换特征点集以适合轮廓线完成配准工作。利用该方法可用于 3D 弹性图像的配准,从而为一些非刚性组织器官的配准,如肝脏等,提供了可能性。对于腹部图像的三维重建,主要运用面数据和体数据完成,采用双线性插值法对层间数据进行变换计算。尽管如此,在矢状面的重建效果仍然较横断面差,所以对内外部点的配准融合均应在横断位即治疗头 $\theta = 0^\circ$ 时完成。

肝脏的管道结构非常丰富,是进行内部点图像配准很好的参考条件,肝内胆道和肝动脉直径较小,走形较曲折,且在多模图像中显示不易或不清晰;胆囊虽显示清晰,但是由于其位置形态多变,易受外界因素干扰变形(如胆囊收缩),并且也可能由于其他原因缺如(如行胆囊摘除术后);肝静脉和门静脉走形较直、管径较大,较固定、不易变形,在多模图像中显示清晰。另外,肝外血管中腹主动脉和下腔静脉与肝脏位置毗邻且管径粗大,在多模图像中显示清晰,但由于位置在肝外,因此其 US 图像多位于远场,图像分辨力较肝内血管差。故一般选择肝静脉和门静脉作为图像配准的主要内部点,腹主动脉和下腔静脉作为图像配准的次要内部点,但是肝静脉和门静脉在肝内分布广泛,分支丰富,并不是每处都能选择作为内部点,其要求是:(1)一般选择较大、走形较直、位置较固定的血管;(2)血管的显示在需要配准的两种模式的图像上都清晰可见;(3)能够在同一个切面确定多个配准的点更好;(4)具有标志性。所以选择:(1)肝静脉汇入下腔静脉的第二肝门;(2)门静脉主干及左右分支支处;(3)门静脉左支与其分支构成“工”字形结构处,作为常用的内部点,它符合大部分人的肝血管的解剖结构。当然,这并不是一个金标准,在实际操作中还可能会遇到各种不同的变异,这时可以根据本人的自身对照,在 MRI 和 US 图像中选择适合进行配准融合的血管,如腹主动脉或下腔静脉。在本实验

中图像的内部点的配准融合是一个连续的过程,由于受试者为健康志愿者,不同于 HIFU 治疗的患者,故是在清醒状态下进行的图像配准,配准过程中必然受到呼吸的影响,虽然可通过嘱受试者保持正常呼气末屏气来配合实验,由结果可知,一幅图像中的内部点往往不止一个,而不同切面也可以找到不同的内部点,所以由 3 点确定一个平面,加上平面外一点即可确定一个体的数学公式,可以推断出最少只要确定了 4 个内部点,就可以确定配准的肝脏。

本实验采用点法,应用自行开发的融合软件在图像融合装置上实现对 10 名健康志愿者的肝脏内部点的配准,配准精度达到 5 mm 以内,可以满足 HIFU 治疗对精度的要求。

参考文献:

- [1] 李成祥,姚陈果,米彦,等.物理消融肿瘤的研究进展[J].生物医学工程学杂志,2009(5):1137-1140.
- [2] 董宝玮,梁萍.肿瘤热消融治疗:现状和展望[J].中华医学杂志,2006,86(12):793-796.
- [3] 于天骅,刘静.最新低温治疗技术的研究进展及其评价[J].中国医疗器械杂志,2004,28(5):350-355.
- [4] 李就宏,辛育龄,史伟,等.电化学治疗高龄晚期肺癌 80 例临床效果[J].医药产业资讯,2005,3(14):216-217.
- [5] 罗述谦.医学图像配准技术[J].中国图像图形学报,2000,5(7):73-76.
- [6] Zaidi H,Marie-Louise M,Alavi A. The clinical role of fusion imaging using PET,CT, and MR imaging[J]. Magn Reson Imaging Clin North Am,2010,18(1):133-149.
- [7] Zu WQ. Issues in clinical applications of high intensity focused ultrasound (HIFU) [J]. Curr Med Imaging Rev, 2010,6(3):136-144.
- [8] Rove KO,Sullivan KF,Crawford ED. High-intensity focused ultrasound: ready for primetime [J]. Urol Clin North Am,2010,37(1):27-35.
- [9] Mine Y,Kiharat,Obata H,et al. Registration of 4D-ultra-

sound volumes using a volume similarity index based on mutual information for multiple small regions [J]. Med Imaging Technol,2010,28(4):279-291

- [10] Vincent D,Jerome T,Jocelyne T,et al. An information fusion method for the automatic delineation of the bone-soft tissues interface in ultrasound Images [J]. Lect Notes Comput Sci,2004(3117):218-229.
- [11] Huang X,Nicholas A,Hill J,et al. Dynamic 3D ultrasound and MR image registration of the beating heart [J]. Lect Notes Comput Sci,2005(3750):171-178.
- [12] Wein W,Roper B,Navab N. Automatic registration and fusion of ultrasound with CT for radiotherapy [J]. Med Image Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Assist Interv,2005,8(2):303-311.
- [13] Fuller DB,Jin H,Kozioł JA,et al. CT-ultrasound fusion prostate brachytherapy: a dynamic dosimetry feedback and improvement method. A report of 54 consecutive cases [J]. Brachytherapy,2005,4(3):207-216.
- [14] Li X,Dawant BM,Welch EB,et al. A nonrigid registration algorithm for longitudinal breast MR images and the analysis of breast tumor response [J]. Magn Reson Imaging,2009,27(9):1258-1270.
- [15] 王昌军. 异机图像融合技术在临床中的应用 [J]. 中国医疗设备,2010,25(4):112-113.
- [16] 赵永明,肖昌炎,陈亚珠. 多模态图像配准在 HIFU 定位系统中的应用 [J]. 北京生物医学工程,2004,23(4):246-250.
- [17] 赵永明,肖昌炎,孙俊喜,等. 多模态图像配准技术在 HIFU 手术中的应用 [J]. 生物医学工程学杂志,2004,21(6):935-938.

(收稿日期:2011-01-09 修回日期:2011-05-22)

(上接第 321 页)

- 血病细胞 K562 生长抑制作用研究初所 [J]. 西安文理学院学报,2005,8(1):11-14.
- [7] 杨凌,巢永烈,杜莉. 磁性附着体模拟静磁声对人牙周膜成纤维细胞的生物学效应研究 [J]. 华西口腔医学杂志,2007,25(4):316-319.
- [8] Nakahara Y,Agnchi H,Yoshida M,et al. Effects of exposure of CHO-K1 cells to a 10-T static magnetic field [J]. Radiology,2002,224(3):817-822.
- [9] Wiskirchen J,Gronewaler E,Heinzelmann F,et al. Human fetal hmg fibroblasts in vitro study of repetitive magnetic field exposure at 0.2,1.0, and 1.5 T [J]. Radiology,2000,215(G):858-862.
- [10] Kotani H,Kawaguchi H,Shimoaka T,et al. Strong static magnetic field stimulates bone formation to a definite ori-

entation in vitro and in vivo [J]. J Bone Min Res,2002,17(10):1814-1811.

- [11] Linder A,Forsberg CM,Rygh P,et al. Tissue response to Biocompatibility of new clinically used and recy space closure in monkeys: a comparison of orthodontic magnets and clod orthodontic sam arium-cob-altmagnet [J]. Eur J Orthod,1996,18(6):581-588.
- [12] Rizzuto R,Pinton P,Ferrari D,et al. Calcium and apoptosis: facts and hypotheses [J]. Oncogene,2003,22(53):8619-8627.
- [13] Cheng H,Wang SQ. Calcium signaling between sarcolemmal calcium channels and ryanodine receptors in heart cells [J]. Front Biosci,2002,1(7):1867-1878.

(收稿日期:2011-05-20 修回日期:2011-08-30)