

基于超声散斑的 HIFU 监控 B 超图像配准

刘冰, 赵纯亮, 王华, 欧阳挺, 钟珊珊, 陈伟

重庆医科大学生物医学工程系; 超声医学工程重庆市市级重点实验室, 重庆 400016

摘要 高强度聚焦超声 (HIFU) 治疗系统中 B 超监控图像由于存在伪像和噪声而很难实现图像配准, 给靶区定位带来了困难, 基于此, 提出利用基于超声散斑的相位相关对 B 超图像进行配准并验证其可行性。首先, 根据超声散斑原理和散斑伪随机性, 在 Matlab 7.0 软件环境下, 利用基于超声散斑的相位相关对从 B 超图像中提取出散斑图像进行配准, 根据得出的位移值配准对应的 B 超图像; 其次, 为了与基于超声散斑的图像配准进行对比, 对 B 超图像进行直接相位相关配准; 最后, 观察配准结果并进行相似度测定。结果显示, 基于超声散斑的相位相关算法能够实现对存在伪像和噪声的 B 超图像的配准, 具有较高的精确性和鲁棒性, 优于对 B 超图像直接相位相关算法; 同时也验证了基于超声散斑配准 B 超图像的可行性。

关键词 高强度聚焦超声; 超声散斑; 图像配准; 相位相关

中图分类号 TP391, R318

文献标识码 A

文章编号 1000-7857(2010)11-0059-05

B-ultrasound Image Registration of HIFU Monitoring Based on Ultrasonic Speckle

LIU Bing, ZHAO Chunliang, WANG Hua, OUYANG Ting, ZHONG Shanshan, CHEN Wei

Department of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University; Chongqing Key Laboratory of Ultrasound Medical Engineering, Chongqing 400016, China

Abstract The existence of phantoms and other ultrasound noises in Ultrasound-Guided HIFU systems' B-mode ultrasound images will hamper the B-mode ultrasound image registration and the locating of the target. In order to solve this problem, this paper proposes a new method of B-mode ultrasound image registration based on the phase correlation of ultrasonic speckle. Firstly, under the principles and the pseudorandom feature of the speckle, the speckle images and registration, the B-mode ultrasound images are picked up by using the phase correlation of ultrasonic speckle through the moving values of images, on the platform of Matlab 7.0. Secondly, the direct registration of the phase correlation is compared with the registration of the speckle in B-mode ultrasound images. Thirdly, the results of registration are analyzed and the measurement is made of the similarity degree. It is shown that the phase correlation of the speckle could achieve the image registration among the B-mode ultrasound images with phantoms and noises. This registration method enjoys a high robustness and accuracy, and is better than the direct registration of phase correlation. The feasibility of the registration based on speckle is demonstrated by experiments.

Keywords high intensity focused ultrasound; ultrasonic speckle; image registration; phase correlation

0 引言

高强度聚焦超声 (High Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 治疗是一种新兴的用于治疗实体良恶性肿瘤的非侵入性无创治疗技术。其机制是利用超声波良好的组织穿透性、聚焦

性等物理特性, 将体外的超声波束聚焦于体内靶区, 极短时间内在焦域处产生高温 ($\geq 65^{\circ}\text{C}$), 通过超声波的热效应、空化效应和机械效应等生物学效应, 瞬间使焦域区内细胞产生不可逆死亡、蛋白质变性和组织凝固性坏死, 同时位于声通道上的

收稿日期: 2010-05-15

基金项目: 国家自然科学基金重点项目 (30830040); 国家自然科学基金项目 (30970767, 30970827)

作者简介: 刘冰, 硕士研究生, 研究方向为生物医学工程, 电子信箱: haobing52job@163.com; 王华 (通信作者), 研究方向为生物医学工程, 电子信箱: wantcop@163.com

组织及焦域周围的组织不会受到损伤^[1-3]。B 超监控由于其实时性、可靠性、无电离辐射及较好的系统兼容性,已经成为 HIFU 治疗中监控定位的主要方法^[4]。HIFU 治疗过程中的定位监控直接关系到治疗的安全性和有效性,是目前 HIFU 技术研究的焦点和热点。

HIFU 治疗过程中,随着治疗头的移动,靶区组织的 B 超监控图像会发生变化,并且 B 超图像在伪像和其他噪声的干扰下^[5-6],会出现分辨率不高的现象,这就造成靶区组织识别困难,医生凭借肉眼很难实现 B 超图像的配准,HIFU 治疗的定位和监控受到影响,对 HIFU 治疗的安全性和有效性产生不利影响,因此需要一种客观的自动化图像配准方法来实现 B 超图像的配准。本研究根据 HIFU 治疗系统中用于监控定位的 B 超图像特点,通过变化 B 超探头与牛肝的距离,获取不同的 B 超图像,利用超声散斑原理和散斑伪随机性^[7-8],通过相位相关图像配准算法对 B 超图像进行配准。为了与基于超声散斑的图像配准算法进行对比,本实验对 B 超图像进行直接相位相关配准,分别观察配准结果并进行相似度测定。

1 原理

B 超图像是入射超声经过组织内不同密度分布的散射子的反射和散射得到的回波超声信号再通过特殊的成像算法重构的。重构过程中,高密度的微小散射子区域将在 B 超图像上形成散斑,肉眼观察是一个个或亮或暗的斑点区域,是超声波波长范围内的多个散射子散射的回波相互叠加形成的^[7]。研究发现 B 超图像的散斑是伪随机分布的,也就是说同一组织同一位置的散斑并不一定会在每一帧 B 超图像中出现,但是其出现的位置相对该组织来说是固定的,能体现组织内固有的特征^[8]。根据这一特点,可以利用超声散斑对 B 超图像进行配准。

本文提出了一种基于散斑相位相关的 B 超图像配准方法,其原理如下:首先在待配准 B 超图像和基准 B 超图像上分别任意选出 10 个散斑区域,统计出这些散斑区域的灰度值,把灰度最大值和最小值作为每幅 B 超图像上散斑灰度范围的上限和下限,将这个灰度范围内的像素点都提取出来构成散斑图像,利用此散斑筛选方法可自动提取出 B 超图像中大部分的散斑信息,把散斑图像进行二值化处理,得到与 B 超图像相对应的散斑二值图像;其次是利用 Matlab 7.0 软件将待配准的散斑二值图像与基准散斑二值图像做相位相关,计算出最大相位相关系数时的配准位移值,待配准散斑二值图像按计算出的位移值移动后与基准散斑二值图像实现配准,其对应的 B 超图像按照同样的位移值移动也可实现配准;最后通过计算配准后的两幅图像的归一化空域相关系数、频域相位相关系数和互信息系数作为相似性测度^[9-11]定量评价配准结果,一般情况下这三个系数越大说明图像配准的精确性越高。

为了与基于散斑相位相关的 B 超图像配准方法进行对比,采用一种在医学图像配准中广泛使用的相位相关算法^[12]

直接对 B 超图像进行配准,选定 B 超图像感兴趣区域后直接进行相位相关配准,计算配准后两幅 B 超图像的归一化空域相关系数、频域相位相关系数和互信息系数。以上两种配准方法都是通过计算两幅图像的最大相位相关系数来得到图像配准的位移值,其区别在一种是对散斑二值图像进行相位相关,另一种是直接对 B 超图像进行相位相关。

频域相位相关的基本思想来源于傅里叶变换平移定理,即图像在空域的平移对应于其频域的相移。通过相位相关可以把平移参数提取出来。

假定图像 f_1 和 f_2 之间只存在 (x_0, y_0) 平移:

$$f_2(x, y) = f_1(x + x_0, y + y_0) \quad (1)$$

对式(1)两端同时取傅里叶变换,可得

$$\frac{F_2(w_x, w_y)}{F_1(w_x, w_y)} = e^{j(w_x x_0 + w_y y_0)} \quad (2)$$

两幅图像的互功率谱则定义为

$$\frac{F_1(w_x, w_y) F_2^*(w_x, w_y)}{|F_1(w_x, w_y)| |F_2^*(w_x, w_y)|} = e^{j(w_x x_0 + w_y y_0)} \quad (3)$$

其中, $F_2^*(w_x, w_y)$ 为 $F_2(w_x, w_y)$ 的共轭。可以看出,式(3)的结果仅与平移参数 x_0, y_0 有关,原则上,与 f_1 和 f_2 的频谱脱离了关系,即平移参数已被成功隔离。通过对式(3)作反傅立叶变换,可以得到一个平移的单位脉冲函数:

$$F^{-1}\left(\frac{F_1(w_x, w_y) F_2^*(w_x, w_y)}{|F_1(w_x, w_y)| |F_2^*(w_x, w_y)|}\right) = \delta(x - x_0, y - y_0) \quad (4)$$

脉冲峰值的偏移位置和平移参数一致,通过简单的最大值搜索就可以获得偏移值,从而实现图像配准。

2 材料和方法

2.1 实验装置

JC200 型聚焦超声肿瘤治疗系统,由重庆海扶(HIFU)技术有限公司制造。该系统由治疗头、B 超监控系统、水处理系统、功率源及运动控制系统 5 部分组成;Matlab 7.0 软件;PC 机。

2.2 实验材料

屠宰后 6h 内的新鲜离体牛肝,选择血管和结缔组织较少的牛肝部位,切成 100mm×100mm×50mm 大小,浸泡在 0.9% 的生理盐水中,在室温 20℃,大气压 0.05~0.1MPa 下常规脱气 30min 后备用。

2.3 方法和步骤

2.3.1 获取 B 超图像

1) 基准图像采集。首先将脱气后新鲜牛肝置于盛满脱气去电离水的 JC200 治疗仪的水囊中,固定好位置,通过移动探头来采集图像,本实验 B 超图像是由 JC200 治疗仪的 B 超监控系统采集到的,结构如图 1 所示。预扫整块牛肝,寻找一个血管和结缔组织较少的牛肝切面作为实验扫描切面。确定一个合适的 B 超探头与牛肝间距,采集一帧 B 超图像作为配准的基准图像,此时 B 超探头的垂直位置初始化为 $z=0\text{mm}$ 。

2) 待配准图像采集。沿垂直方向以 5mm 递增扩大 B 超探头和牛肝的距离,分别采集 z 为 5, 10, 15, 20, 25, 30mm 的 B

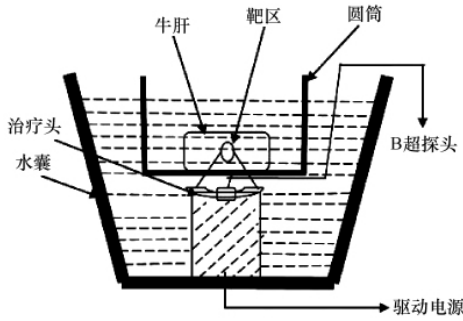


图1 JC200 型 HIFU 治疗系统治疗头和 B 超探头示意图
Fig. 1 Location relation between therapy probe and B-mode ultrasound probe in the JC200-mode HIFU system

超图像,将这 6 个位置的 B 超图像作为待配准图像。

2.3.2 基于散斑相位相关配准 B 超图像

1) 基准图像与待配准图像预处理。首先选出包含牛肝在内的 B 超图像 ROI, 例如 $z=0\text{mm}$ 和 $z=30\text{mm}$ 时的 B 超图像 ROI, 如图 2(a)、(b))所示。在不同的 ROI 图像上任意选取 10 个散斑区域, 统计出这些散斑区域的灰度值范围, 将灰度最大值和最小值分别作为的散斑灰度范围的上限和下限, 将灰度范围之外的像素点灰度值均设置成 0。根据超声散斑伪随机分布的特点, 基于散斑的图像配准只需要用到散斑在图像上的空间坐标信息, 同时为了降低配准算法复杂度并减少计算量, 将所有在灰度范围之内的散斑灰度值都设为 255 构成散斑二值图像。此时即可得到从 B 超图像提取出的散斑二值图像。例如 $z=0\text{mm}$ 和 $z=30\text{mm}$ 时的散斑二值图像, 如图 2(c)、(d))所示。不同帧的 B 超图像上的散斑灰度范围一般是不一样的, 故散斑二值图像也是不同的。

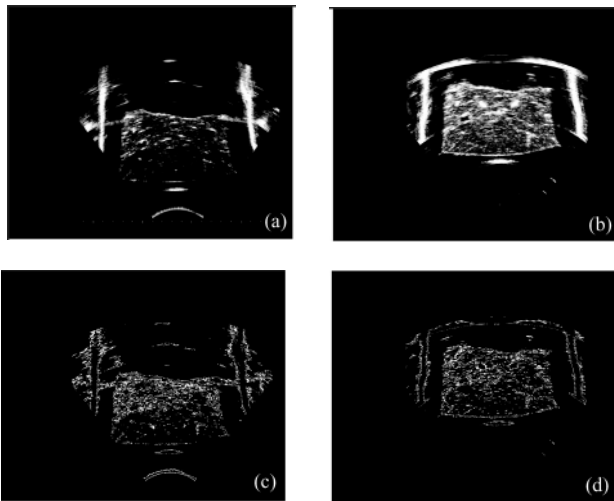


图2 感兴趣区域的 B 超图像和散斑二值图像
Fig. 2 B-mode ultrasound images and speckle binary images with only ROI

2) 基准图像与待配准图像进行相位相关。将待配准的散斑二值图像与基准散斑二值图像进行相位相关, 得到最大相位相关系数和图像的 x, y 方向位移值, 将待配准的 B 超图像

移动相应的位移, 与基准 B 超图像进行相似度测定, 计算归一化空域相关系数、频域相位相关系数和互信息系数并作为相似性测度来评价配准效果。

2.3.3 基于 B 超图像直接相位相关配准 B 超图像

选出包含牛肝在内的 B 超图像 ROI, 将 ROI 区域以外的图像灰度值都设为 0; 将待配准 B 超图像 ROI 区域与基准 B 超图像 ROI 区域进行相位相关配准, 得到最大相位相关系数和图像 x, y 方向位移值。将待配准的 B 超图像移动相应的位移, 与基准 B 超图像进行相似度测定, 计算归一化空域相关系数、频域相位相关系数和互信息系数并作为相似性测度来评价配准结果, 最后与基于散斑相位相关的图像配准算法进行对比。

3 结果

3.1 基于散斑相位相关配准 B 超图像结果

表 1 给出了不同位置的散斑灰度范围。利用散斑筛选算法得到的散斑二值图像见图 2(c)、(d)。

表 1 不同位置的散斑灰度范围
Table 1 Gray range of speckle obtained at different positions

z/mm	0	5	10	15	20	25	30
散斑灰度范围	[70, 110]	[80, 120]	[90, 130]	[100, 140]	[120, 160]	[140, 180]	[160, 200]

待配准的散斑二值图像与基准散斑二值图像经过相位相关后, 能够得到最大相位相关系数和图像 x, y 方向位移值。分别计算出的配准后的散斑二值图像和 B 超图像的归一化空域相关系数、频域相位相关系数和互信息系数, 如表 2 所示。

$z=0\text{mm}$ 和 $z=30\text{mm}$ 时, 图 3(a) 为散斑二值图像配准结果, 图中红色图像为 $z=0\text{mm}$ 时的基准散斑二值图像, 蓝色图像为 $z=30\text{mm}$ 时配准后的散斑二值图像。图 3(b) 为基于散斑相位相关算法配准 B 超图像的结果, 图中红色图像为 $z=0\text{mm}$ 时的基准 B 超图像, 蓝色图像为 $z=30\text{mm}$ 时配准后的 B 超图像。

3.2 基于 B 超图像直接相位相关配准 B 超图像结果

选定基准 B 超图像与待配准 B 超图像的 ROI, 直接进行相位相关, 得到最大相位相关系数和图像 x, y 方向位移值, 如表 3 所示; 然后计算出配准后 B 超图像的归一化空域相关系数、频域相位相关系数和互信息系数, 如表 3 所示。图 3(c) 为基于 B 超图像直接相位相关配准 B 超图像的结果, 红色图像为 $z=0\text{mm}$ 时的 B 超图像, 蓝色图像为 $z=30\text{mm}$ 时配准后的 B 超图像。

4 讨论

从图 3 可以很明显地观察到基于散斑相位相关配准 B 超图像和基于 B 超图像直接相位相关配准 B 超图像的效果。图 3(a) 为散斑二值图像的配准结果, 很明显实现了配准; 图 3(b) 为基于散斑相位相关算法的 B 超图像配准结果, 很明显

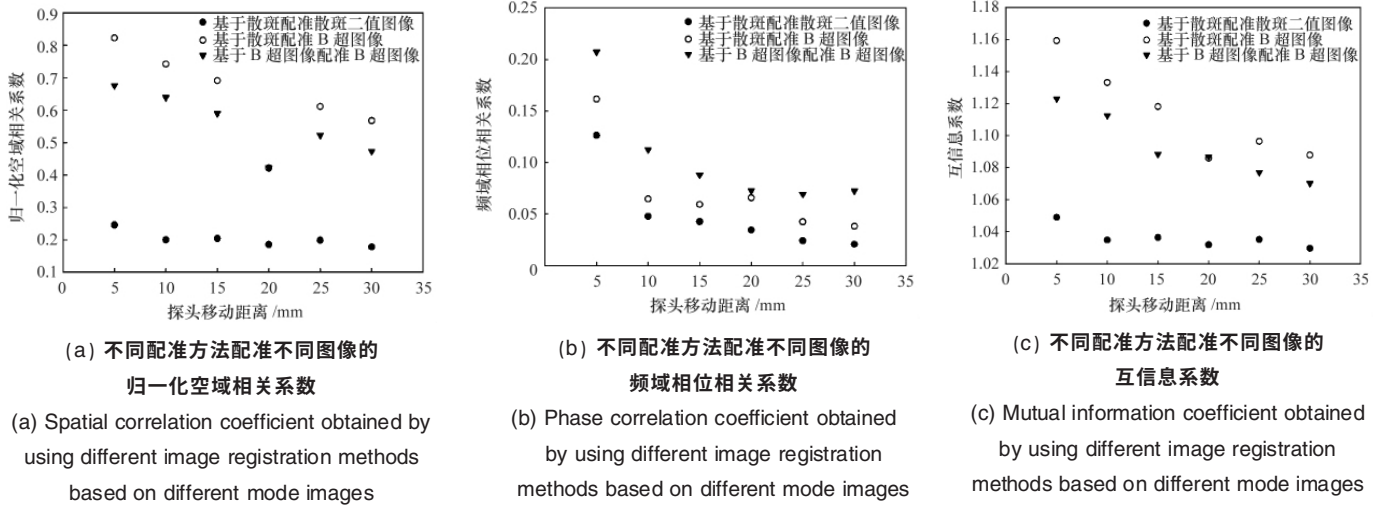


图 4 相似度测定系数关系图
Fig. 4 Coefficient diagram of similarity measure

相反,对 B 超图像直接相位相关配准后的 B 超图像普遍没有实现靶区的配准(图 3(c)),分析很可能是由于 B 超图像的伪像和大量噪声的存在,并不能真正实现靶区 B 超图像的配准,配准的是 B 超图像中的强噪声或伪像区域(图 3(c))。

从表 2 和表 3 可以看出,在 $z=20\text{mm}$ 时, B 超图像直接相位相关配准算法和基于散斑相位相关配准算法计算出的配准位移值很接近,分别为(3,53)和(2,53);观察发现, $z=20\text{mm}$ 时, B 超图像(见图 5)在选取 ROI 时避开了图像上的噪声信息即两条竖状的强回声区域,因此两种方法的配准位移值比较接近。由此可以看出,基于超声散斑的相位相关配准算法不受伪像和其他噪声的影响,能够实现 HIFU 监控 B 超图像的配准,具有较高的鲁棒性和精确性。

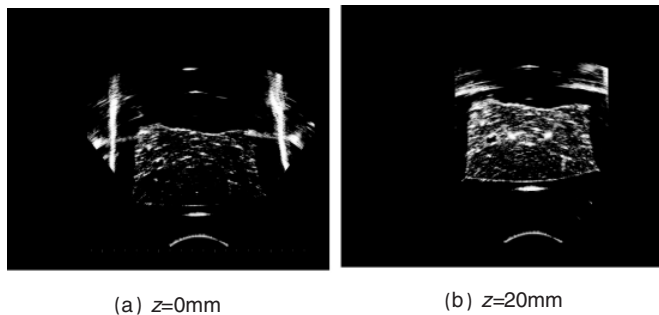


图 5 B 超图像感兴趣区域
Fig. 5 ROI of B-mode ultrasound image

5 结论

基于超声散斑对 HIFU 监控 B 超图像进行配准是可行的,利用基于超声散斑的相位相关算法可以不受 B 超图像伪像和噪声的干扰,有效地实现 HIFU 监控 B 超图像的配准效果,具有较高的精确性和鲁棒性。

参考文献 (References)

[1] Kenndy J E, Ter-Haar G R, Cranston D, et al. High intensity focused

ultrasound: Surgery of the future [J]. *British Journal of Radiology*, 2003, 76(909): 590-599.

[2] 熊六林. 高强度聚焦超声(HIFU)治疗肿瘤原理及临床应用现状[J]. *中国医疗器械信息*, 2009, 15(3): 17-21.

Xiong Liulin. *China Medical Devices Information*, 2009, 15(3): 17-21.

[3] Kenndy J E. High intensity focused ultrasound in the treatment of solid tumours[J]. *Nature Reviews Cancer*, 2005, 5: 321-327.

[4] 钟微, 万习明, 江一峰, 等. 高强度聚焦超声软组织损伤超声监控成像与评价方法[J]. *声学学报*, 2006, 31(3): 247-254.

Zhong Hui, Wan Ximing, Jiang Yifeng, et al. *Acta Acustica*, 2006, 31(3): 247-254.

[5] 卢岷, 邹建中. 高强度聚焦超声治疗肿瘤的术中影像学监控和疗效评价[J]. *中华超声影像学杂志*, 2001, 7: 438-440.

Lu Min, Zou Jianzhong. *Chinese Journal of Ultrasonography*, 2001, 7: 438-440.

[6] 徐颖, 李平, 文玉梅, 等. HIFU 治疗系统超声成像中的雾状伪像分析[J]. *生物医学工程研究*, 2005, 24(4): 237-241.

Xu Ying, Li Ping, Wen Yumei, et al. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2005, 24(4): 237-241.

[7] Maurice R L, Bertrand M. Speckle motion artifact under tissue shearing [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 1999, 46(3): 584-594.

[8] Ng J K H. Restoration of medical pulse-echo ultrasound images [D]. Cambridge: University of Cambridge, 2006.

[9] Zitova B, Flusser J. Image registration methods: A survey [J]. *Image and Vision Computing*, 2003, 21(11): 977-1000.

[10] Foroosh H, Zerubia J B, Berthod M. Extension of phase correlation to subpixel registration [J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2002, 11(3): 188-200.

[11] 卢振泰, 陈武凡. 基于共生互信息量的医学图像配准[J]. *计算机学报* 2007, 30(06): 1022-1027.

Lu Zhen tai, Chen Wufan. *Chinese Journal of Computers*, 2007, 30(06): 1022-1027.

[12] Reddy S B, Chatterji B N. An FFT-based technique for translation, rotation, and scale-invariant image registration[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 1996, 5(8): 1266-1271.

(责任编辑 王芷)