

文章编号 1004-924X(2008)09-1759-08

新的超声立体视觉数据增强技术

刘宛予,唐志健,朱跃敏,刘文辉,胡 珊,张延丽,王丽会,I. E. Magnin
(哈尔滨工业大学 HIT-INSA 中法生物医学图像研究中心,黑龙江 哈尔滨 150001)

摘要:针对超声成像噪声大、数据质量严重退化的特点,提出了一种新颖的非稳定度度量算法,该算法通过加强图像变化较大的部分来实现超声数据的增强。给出了输入信号信噪比不同情况下非稳定度算子与 Deriche 算子的输出仿真结果;通过兔子肝脏和 12 周胎儿的实际数据计算,得到了二者经非稳定度算子处理前后的超声立体视觉图像。研究结果表明,非稳定度数据增强技术对噪声不敏感,通过对比处理前后的图像可清晰地看出非稳定度算子能够有效地改善超声立体视觉成像的质量。

关键词:三维立体视觉;超声成像技术;立体视觉图像;数据增强;非稳定度

中图分类号:Q-334 **文献标识码:**A

Novel data enhancement technology for ultrasonic stereovision

LIU Wan-yu, TANG Zhi-jian, ZHU Yue-min, LIU Wen-hui, HU Shan,
ZHANG Yan-li, WANG Li-hui, I. E. Magnin

(HIT-INSA Sino French Research Center for Biomedical Imaging,
Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China)

Abstract: To solve the problems on the important ultrasonic noise and the quality degradation of data in ultrasonic imaging, a novel image enhancement algorithm by calculating the Non-stationary Degree(NSD) of the image is proposed, which highlights the rapid changes of image to realize the image enhancement. The simulation results are given for different SNR levels of input signal by applying the NSD algorithm and the Deriche operator respectively. Two successful actual applications for a rabbit's liver and a 12-week infant, are provided. The research results show that proposed algorithm is insensitive to the noise. Compared with the image without processing, it is obvious that the enhancement of the ultrasonic stereovision image is effective.

Key words: 3-Dimension stereovision; ultrasonic imaging technology; stereovision image; data enhancement; Non-Stationary Degree(NSD)

1 引言

在现代医学成像手段中,超声技术因成本低,

成像速度快,对人体危害最少而得到普遍的应用。但传统的超声成像系统只能提供人体断面的二维图像,临床医生要凭借经验,主观的重构出人体的三维结构。这一现状直接影响着临床诊断的准确

性和治疗的有效性。因此能够精确显示人体组织与器官的超声三维成像技术已成为超声成像研究的焦点^[1]。目前超声三维成像方法主要有两大类:一类是三维面绘制(Surface Rendering),另一类是三维体绘制(Volume Rendering)。面绘制是指体表面的重建,它可以提供三维物体的表面信息,其表示方法简单,数据量小,但是无法表现物体内部的结构;体绘制是以体素作为基本单元,直接由切片数据集生成三维体图像,这使得体数据的许多细节信息得以保留,图像质量大为提高,并且还能够比较清晰地显示出物体的内部结构。然而其计算量大,算法效率低等缺点限制了三维体绘制在应用方面的发展^[2-3]。

立体视觉成像是三维数据的另外一种表现方法。所谓的立体视觉,是指用两眼分别观察同一真实物体投影所形成的图像,从而获得空间立体感的技术。该方法算法简便,具有很强的可操作性和应用前景。与超声二维图像相比,超声立体视觉成像技术能够提供更加丰富的信息,可以虚拟重现具有深度信息的人体器官。但超声成像技术自身的缺点,例如声学噪声大、数据质量退化严重等,在很大程度上限制了该技术的应用与发展。因此,寻找一种有效的数据增强技术至关重要。

根据人眼对图像快速变化部分如边缘等较为敏感的生理特点,采用加强图像边缘信息、弱化图像均匀信息的方法,提出了非稳定度的概念,通过计算超声的非稳定度进而达到数据增强的目的。本文主要介绍这种数据增强算法——非稳定度量的原理,并通过仿真对比非稳定度增强算子与Deriche算子的性能,给出该算法在兔子肝脏和12周胎儿活体立体视觉图像中的应用实例。实验结果表明应用此算法可以显著提高超声立体视觉图像的质量。

2 超声立体视觉技术

2.1 立体视觉成像原理

人眼立体感的获得基于以下原理:人双眼的瞳距约为 65 mm,因此在观察同一物体时,双眼获得的是该物体的两幅具有微小差异并具有特定对应关系的不同图像,称为立体视觉图像对。人的视觉系统能够利用这两幅具有微小差异的图

像,将二维图像还原成三维图像,从而获得物体的立体深度感。根据这个原理,如果将立体视觉图像对分别放在人的左右眼前,人的视觉系统可将这样具有特定对应关系的图像对在大脑中重建出物体的立体深度感^[4-5]。因此,立体视觉技术的关键是立体视觉图像对的获得。

2.2 超声立体视觉图像对的获得

与 X 射线不同,超声图像不是投影图像,因而无法直接产生立体视觉图像对。但仿照 X 射线立体成像技术,通过数学方法在特定角度计算超声三维数据的投影,即可获得立体视觉图像对。由于现阶段很难获得真实的三维超声图像,超声三维数据大多是在二维成像的基础上完成的。操作过程如图 1 所示,本文采用 B 型超声对目标组织进行观察,用最简单的机械驱动平行扫描方式来获得精确定位的二维 B 超图像,然后运用插值技术重组出超声三维数据。为获得好的观察效果对该三维数据进行增强处理;最后模拟两束投射角度有微小变化的射线,投射到该超声三维数据上,从而计算得到它的两幅投影图像^[6-7],形成超声立体视觉图像对。

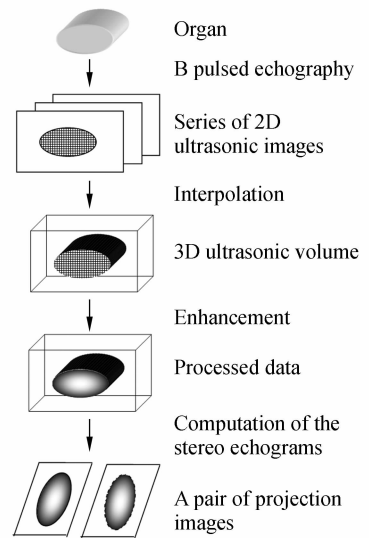


图 1 超声立体视觉原理图

Fig. 1 Schematic illustration of ultrasonic stereo-echography visualization

3 超声数据增强技术

数据增强技术主要用于改善图像的视觉效

果,提高图像清晰度;或将图像转换成一种更适合人类或机器进行分析处理的形式,以便从图像中提取有用信息。基于经典微分检测算子(如 Sobel, Roberts, Prewitt 等)的数据增强技术,对噪声均很敏感^[8-9];Canny 提出的最优化算法的检测算子,对于一般的图像虽有很好的信噪比和检测精度^[10-11],然而应用于超声图像却有很大的局限性。超声图像本身具有的数据噪声和严重的数据退化现象,使得 Canny 算子无法有效地检测超声图像的边缘^[12-13]。因此,一种适应性强,检测精度高的算法就显得极为重要。

图像的边缘是图像某一性质快速变化的部分,若以偏离图像均匀部分的程度来表征,即可突出图像的边缘。由此提出了通过计算偏离均匀部分的程度即非稳定度来实现图像增强的方法。它与基于微分求导的经典方法有本质上的不同。计算信号的非稳定度是从统计的角度强化超声信号的边缘,其最突出的优点是对噪声的敏感性小,同时边缘检测的精度很高。

3.1 非稳定度度量原理

若以 $I_m = [I_1, I_2, \dots, I_n, \dots, I_{2M+1}]$ 的形式来表示某一序列 I_m , 将其映射到一个 $2M+1$ 维的向量空间 V^{2M+1} 中,如图 2 所示。显然序列 I_m 与观察空间 V^{2M+1} 中的点,具有一一对应关系,这里称向量空间 V^{2M+1} 为观察空间。

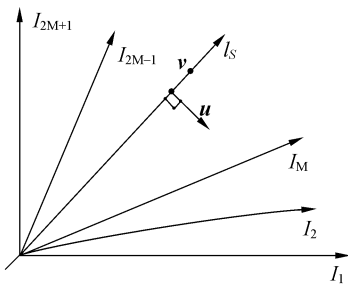


图 2 观察空间 V^{2M+1}

Fig. 2 $2M+1$ -dimension space V^{2M+1}

设任意两观察点 $u, v \in V^{2M+1}$, 则 u, v 两点间的距离可定义为:

$$d(u, v) = \|u - v\|_p, \quad (1)$$

基于公式(1),定义空间中点到直线的距离。

若点 u 为直线 l 外一点,定义点 u 到直线 l 上所有的点距离的最小值为点 u 到直线 l 的距离,

用公式表示为:

$$d(u, l) = \min_{v \in l} d(u, v). \quad (2)$$

引入观察空间中距离的定义后,即可对观察空间 V^{2M+1} 中的参量进行度量。

若序列 I_m 满足条件 $I_m \equiv c$ (c 为常数),对于任意 $m \in [n-M, n+M]$ 均成立,则称序列 I_m 是稳定的。用 Γ 表示这类所含元素均相同的观察向量的集合,表达式如下:

$$\Gamma = c[1, 1, \dots, 1]^T = cI_{2M+1}. \quad (3)$$

显然,集合 Γ 在观察空间 V^{2M+1} 表现为一条过原点的直线 l_s 。称直线 l_s 为关于序列 I_m 的稳态空间。相应地,所有不在直线 l_s 上的点表示的序列为非稳定的,称为非稳态点。所有非稳态点的集合称为关于序列 I_m 的非稳态空间。

基于稳态空间及非稳态空间的定义,对非稳定度(Nonstationary Degree, NSD)的定义及计算公式进行阐述。NSD 为某一状态偏离稳态的程度,在观察空间中用该向量对应的点到稳态直线 l_s 的距离来表示,即:

$$NSD = d(u, l_s). \quad (4)$$

3.2 非稳定度的应用

信号分为稳态和非稳态两种状态,通过计算信号的非稳定度来评估信号的状态是非常有效的。由非稳定度的定义可知,非稳定度数值越大,信号的特征函数偏离稳态程度就越大,尤其当观察窗经过信号的过渡区域时非稳定度明显增大。这与传统的数据增强方法有本质的不同:传统的基于导数的方法是计算变化的速度;而非稳定度度量方法是计算信号偏离稳定状态的程度。利用这种方法可以加强信号变化较大的信息,弱化均匀信号的信息,以达到数据增强的目的。另外,从度量空间的角度看,基于导数方法建立起来的度量空间是一维的,所有的观察点位于该空间的同一条直线上;而非稳定度度量方法则建立了多维的度量空间。由此可见利用度量空间的概念可以直观地解释信号的稳态、非稳态及其变化的情况。

利用观察窗,对信号进行采样,可得到代表信号某一特征的序列,应用非稳定度的定义,即可计算出信号的非稳定度。下面介绍 NSD 在信号处理中的应用。

令 $x(n)$ 为输入信号,利用一个宽度为 L_1 的离散观察窗 $h_1(n)$ 对随机信号 $x(n)$ 进行平滑滤波,即选取信号的算术平均值(一阶矩) $\Phi(n)$ 作为信号的特征函数进行研究。

$$\Phi(n) = \frac{1}{L_1} \sum_{i=-L_1/2}^{L_1/2} x(n+i). \quad (5)$$

在 n 时刻用宽度为 L_2 的观察窗对 $\Phi(n)$ 采样, 得到一个 L_2 维的特征向量, 将其映射到观察空间后, 设与该特征向量对应的稳态点为 g 。根据 NSD 的定义, 得到 $\Phi(n)$ 的二阶 NSD 表达式, 为了避免开方运算, 一般用 $d_2^2(\Phi, g)$ 代替 $d_2(\Phi, g)$ 作为信号任意时刻 n 的非稳定度。由于观察窗内不同的点对非稳定度的度量贡献不一样, 因此引入加权函数 $P(i)$, 且这个加权函数应该满足归一化条件。

$$d_2^2(\Phi, g) = \sum_{i=-L_2/2}^{L_2/2} |\Phi(n+i) - g|^2 P(i), \quad (6)$$

将式(6)对 g 求偏导, 并令等式为零, 可解得 n 时刻对应的稳定点 g 。再将其代入式(6)得:

$$d_2^2(\Phi, g) = \sum_{i=-L_2/2}^{L_2/2} \Phi^2(n+i)P(i) - \frac{\left[\sum_{i=-L_2/2}^{L_2/2} \Phi(n+i)P(i) \right]^2}{\sum_{i=-L_2/2}^{L_2/2} P(i)}, \quad (7)$$

当 $p(n) = \frac{1}{L_2} \text{rect}\left(\frac{n}{L_2}\right)$ 时, 式(7)化简为:

$$d_2^2(\Phi, g) = \frac{1}{L_2} \sum_{i=-L_2/2}^{L_2/2} \Phi^2(n+i) - \left[\frac{1}{L_2} \sum_{i=-L_2/2}^{L_2/2} \Phi(n+i) \right]^2. \quad (8)$$

式(8)也可以写成卷积形式:

$$y_x^2(t) = [(x * h_1)^2 * h_2](t) - (x * h_1 * h_2)^2(t), \quad (9)$$

其中 h_1, h_2 表示分别为用宽度 L_1, L_2 的离散矩形观察窗采样后计算算术平均值的一种算子, 可以证明当 $L_1 = L_2$ 时, 输出效果最好^[4], 以后的讨论中无特殊说明, 都取 $L_1 = L_2$ 。

由以上分析可知, 由于非稳定度量是基于统计的方法, 描述了信号在观察窗内其特征函数的变化情况, 它与散斑噪声的位置无关, 计算后不会突显噪声的位置, 从而对噪声的影响不敏感。

这里所提出的一维信号 NSD 的计算方法同样可以推广到任意 n 维信号中, 只要将一维信号中计算算术平均值的算子推广到 n 维即可, 被推广的 n 维算子可以表示为:

$$h(x, y, z, \dots, t) = h_1(x)h_2(y)h_3(z)\cdots h_n(t), \quad (10)$$

其中, 每个一维的算子与图像分割的一个方向有关。为了说明 NSD 算子的性能, 下面对 NSD 算子与传统数据增强方法 Deriche 算子的性能进行比较。

3.3 NSD 算子与 Deriche 算子性能比较

为了便于比较两个算子, 引入归一化宽度的概念: 输入信号为理想单位阶跃信号时, 算子响应的总面积除以响应的最大高度 H 即为归一化宽度, 代表了算子的分辨率水平。

对于 NSD 算子, 响应的表达式如下:

$$y_s^2(t) = \begin{cases} 0, & t \leq -L \\ \frac{1}{12}(1 + \frac{t}{L})^3(1 - \frac{3t}{L}), & -L < t \leq 0 \end{cases}. \quad (11)$$

归一化宽度为:

$$L_{n,p} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} y_x^2(t) dt}{H} = \frac{2 \int_{-L}^0 \frac{1}{12}(1 + \frac{t}{L})^3(1 - \frac{3t}{L}) dt}{y_x^2(0)} = \frac{4L}{5}. \quad (12)$$

对于 Deriche 算子, 响应的总面积是:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \theta_1(t) dt = 2 \int_{-\infty}^0 \theta_1(t) dt = 2 \int_{-\infty}^0 \left(\frac{s}{\alpha} t \exp(\alpha t) \right) dt = -\frac{4s}{\alpha^3}, \quad (13)$$

归一化的宽度为:

$$L_{n,D} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \theta_1(t) dt}{\theta_1(0)} = \frac{-\frac{4s}{\alpha^3}}{-\frac{s}{\alpha^2}} = \frac{4}{\alpha}, \quad (14)$$

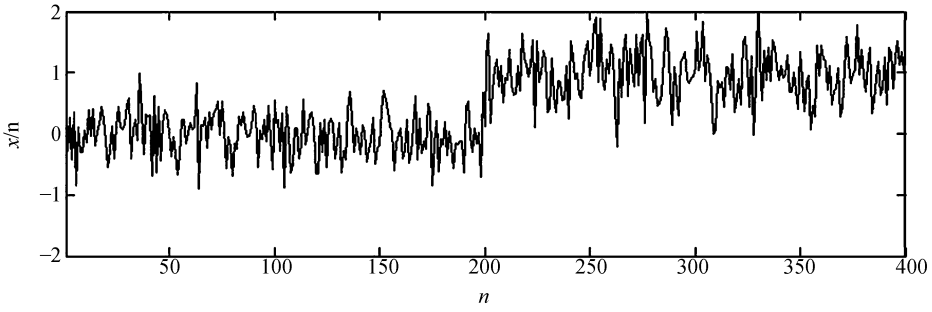
令 $L_{n,p}$ 等于 $L_{n,D}$, 即当输入信号为理想阶跃函数时, 使得两个滤波器输出的归一化宽度相等, 两种算子处于同一分辨率水平, 得到:

$$\alpha = \frac{5}{L}. \quad (15)$$

3.4 仿真结果

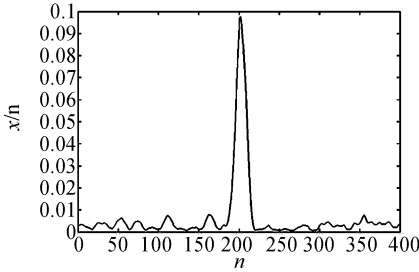
将阶跃信号叠加高斯白噪声, 叠加噪声后的输入信号信噪比分别为 5 和 1, 然后对非稳定度 NSD 及 Deriche 算子的输出进行仿真。结果如图 3、图 4 所示。

由仿真结果可以看出, 当输入信号的信噪比为 5 时, 两种算子均可实现对信号阶跃变化的检



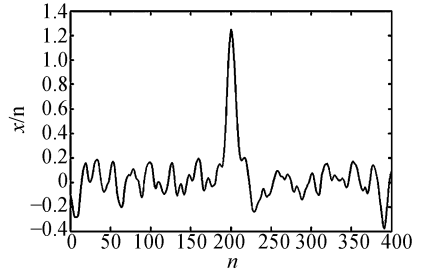
(a) 叠加了高斯白噪声的理想单位阶跃信号

(a) Ideal unit step signal superposed by Gaussian noise



(b) 非稳定度的结果(L=21)

(b) Output of NSD operator(L=21)

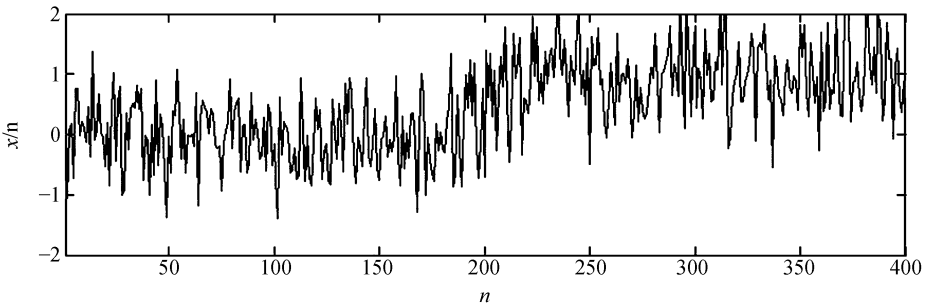


(c) Deriche 算子的输出($\alpha = \frac{5}{L} = 0.238 1$)

(c) Output of Deriche operator($\alpha = \frac{5}{L} = 0.238 1$)

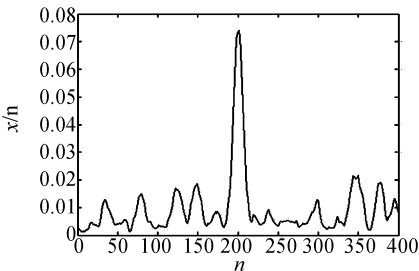
图 3 NSD 和 Deriche 仿真实验结果(信噪比为 5)

Fig. 3 Simulation results of NSD and Deriche(SNR=5)



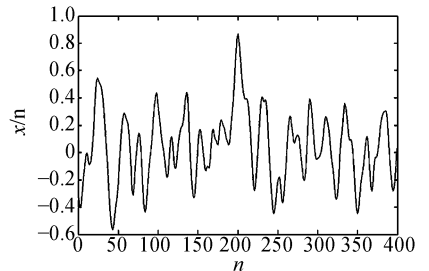
(a) 叠加了高斯白噪声的理想单位阶跃信号

(a) Ideal unit step signal superposed by Gaussian noise



(b) 非稳定度的结果(L=21)

(b) Output of NSD operator(L=21)



(c) Deriche 算子的输出($\alpha = \frac{5}{L} = 0.238 1$)

(c) Output of Deriche operator($\alpha = \frac{5}{L} = 0.238 1$)

图 4 NSD 和 Deriche 仿真实验结果(信噪比为 1)

Fig. 4 Simulation results of NSD and Deriche(SNR=1)

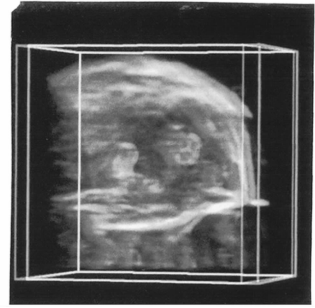
测,但 Deriche 算子的输出噪声较大,NSD 算子的噪声很小。当输入信号的信噪比为 1 时,NSD 算子仍然可以实现信号阶跃变化的检测,而 Deriche 算子由于处理的结果噪声干扰太大,已无法满足对信号的阶跃变化进行检测的目的。仿真结果说明无论原始信号的信噪比如何变化,NSD 算子的处理结果噪声较小,效果较好;而由 Deriche 算子得出的结果,噪声相对较大。当信噪比降低到一定程度时,Deriche 算子无法进行应用。

4 超声立体视觉实例

本文采用了兔子肝脏和 12 周婴儿的超声图像作为超声立体视觉实例。由以上的仿真结果可知,由于 Deriche 算子对噪声较敏感,无法应用于实际图像的数据增强,所以本文仅研究了非稳定度增强技术应用前后的超声图像对比。

如前所述,对于 n 维信号的非稳定度计算,只需将 h_1, h_2 取为 n 维离散的窗即可。所以在实际操作中,将 h_1, h_2 取为二维离散的窗(滤波器),通过计算图像的非稳定度,实现超声图像数据增强的目的。

兔子肝脏的原始超声数据通过 Aloka 超声仪在兔子体表扫查获得。首先分别对获得的每幅图像进行数据增强,然后把经数据增强后的二维图像进行三维插值,最后计算得到超声立体数据的两幅投影图像,即超声立体图像对。12 周胎儿的原始超声数据以平行扫查方式在母体表扫查获得,其处理步骤同上。得到超声立体图像对后,对应于右眼观察到的图像标为红色,左眼观察到的图像标为蓝色,结合后形成图像如图 5,图 6 所示。在进行观察时,分别使两只眼睛对应相应



(b)数据增强后

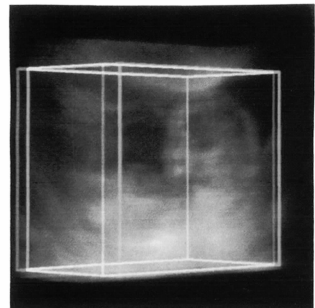
(b) After data enhancement

图 5 兔子肝脏立体图像重建

Fig. 5 Reconstruction of liver ultrasonic image of a rabbit

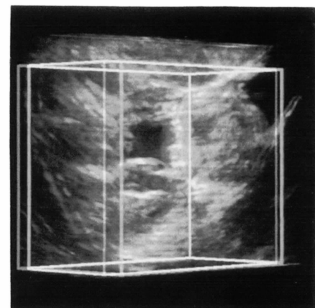
着色的滤光片来观察合成后的超声图像,通过这种方法可在大脑中形成立体深度感。

在数据增强处理后的图像图 5(b)中,能清楚地看到兔子肝脏所占的体积,观察内部结构时可以看到在肝脏下方有三条“超声回波”线,而胆囊和肿瘤位于图像中央。相反,当观察未经数据增强处理的图像图 5(a)时,则很难分清楚它的结构。



(a)数据增强前

(a) Before data enhancement

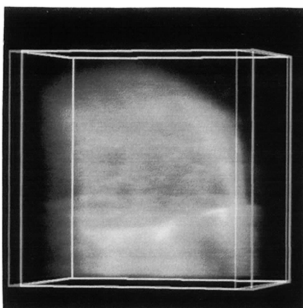


(b)数据增强后

(b) After data enhancement

图 6 胎儿立体图像重建

Fig. 6 Reconstruction of ultrasonic image of a 12-week infant



(a)数据增强前

(a) Before data enhancement

对比图 6(a)和图 6(b)可知,使用 NSD 图像增强以后,图像的视觉对比度也得到很大的提高,从而使其立体结构更容易判断。

通过上述两幅图像的对比可知,经过处理后的图像加强了原始图像边缘变化较大的信息,弱化了图像边缘内部性质相近的信息,使图像更适用于使用者观察和判断,同时也提高了机器的识别性能。说明非稳定度数据增强技术在超声图像处理应用中具有很大的潜力。

5 结 论

本文提出了一种全新的超声立体视觉成像

技术,它利用超声二维图像重建出虚拟的超声立体图像,具有很强的可操作性和实用性。针对超声成像分辨率低,噪声大及严重的数据质量退化等缺陷,提出了一种基于非稳定度度量的数据增强的理论和实现算法,通过仿真及实验结果对比,可以看出该算法凸现了感兴趣区域的边缘轮廓,使整个观察区域呈透明状态,具有极强的立体感,从而显示出器官内部结构的空间位置关系,因此该方法具有广泛的发展应用前景。相应地,如何改进增强算法,使之能够更好地处理超声数据是下一步要进行的研究方向。

参考文献:

- [1] 安新伟,张晓兵,尹涵春,等. 医学图像三维重建的研究[J]. 电子器件,2001,24(3):207-212.
AN X W, ZHANG X B, YIN H CH, *et al.*. The research of three-dimensional medical mage reconstruction [J]. *Journal of Electron Devices*, 2001,24(3):207-212. (in Chinese)
- [2] 彭延军,石教英. 体绘制技术在医学可视化中的新发展[J]. 中国图像图形学报,2002,12(7):1239-1246.
PENG Y J, SHI J Y. The new development of volume rendering technology in medical visualization [J]. *Journal of Image and Graphics*, 2002,12(7):1239-1246. (in Chinese)
- [3] 尹学松,张谦,吴国华,等. 四种体绘制算法的分析与评价[J]. 计算机工程与应用,2004,16:97-100.
YIN X S, ZHANG Q, WU G H, *et al.*. Review on four volume rendering algorithms [J]. *Computer Engineering and Application*, 2004,16:97-100. (in Chinese)
- [4] LIU W Y. *Rupture detection by local nonstationarity measurement: application to the multidimensional signals segmentation* [D]. Lyon: INSA de Lyon, 1994.
- [5] AGRAWAL M, LARRY D. Window-based discontinuity preserving stereo [J]. *IEEE*, 2004,18(1):166-173.
- [6] 管业鹏,童林凤. 双目立体视觉测量方法研究[J]. 仪器仪表学报,2003,24(6):581-588.
GUAN Y P, TONG L S. Study on measurement method based on binocular stereo vision [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2003,24(6):581-588. (in Chinese)
- [7] 曾峦,张可黛,李生良. 用极线束约束方法进行图像匹配后的质量控制[J]. 光学精密工程,2000,8(3):221-224.
ZENG L, ZHANG K D, LI SH L. Quality control after matching of image using constraint of epipolar line bunch [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2000,8(3):221-224. (in Chinese)
- [8] 苏红彬,白凤城. 边缘检测方法及其在医学图像处理中的应用研究[J]. 光电子技术与信息,2005,18(2):23-27.
SU H B, BAI F E. Method of edge detection and application in medical image process [J]. *Optoelectronic Technology&Information*, 2005,18(2):23-27. (in Chinese)
- [9] HOTTIER F, BILLON A C. Three-dimension echography: status and perspective[C]. *3D Imaging in Medicine: Algorithms, Systems, Applications*, Springer-Verlag, Berlin, Germany, 1990:21-41.
- [10] YUAN H, TENG Q Z, YUAN Z R, *et al.* Edge-detection and its application in medical image processing [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2001,18(1):149.

- [11] SHIGERU M, YASUYO K. A survey of medical applications of 3-dimension image analysis and computer graphics [J]. *Systems and Computers in Japan*, 2006,37(1):13-46.
- [12] 孙俊喜, 陈亚珠. 一种具有边缘保持特性的超声图像小波域阈值去噪新方法[J]. *光学 精密工程*, 2002,10(5):429-433.
SHUN J X, CHEN Y ZH. Novel speckle reduction for medical ultrasound images based on edge preservation [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2002,10(5):429-433. (in Chinese)
- [13] 赵巨波, 孙华燕, 杜巍. 一种图像边缘特征提取算法[J]. *光学 精密工程*, 2000,8(4):325-327.
ZHAO J B, SUN H Y, DU W. Edge feature extraction method for image [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2000,8(4):325-327. (in Chinese)

作者简介: 刘宛予(1964—), 男, 黑龙江哈尔滨人, 博士生导师, 主要从事生物医学图像处理、公路检测等方面的研究。E-mail: liu_wanyu@hit.edu.cn

● 下期预告

面向 Otsu 阈值搜索的 PSO 惯性因子改进方法研究

程万胜^{1,2}, 臧希喆¹, 赵 杰¹, 蔡鹤皋¹

(1. 哈尔滨工业大学 机器人技术与系统国家重点实验室, 黑龙江 哈尔滨 150080;

2. 辽宁科技大学 电子与信息工程学院, 辽宁 鞍山 114044)

针对搜索最大类间方差法(Otsu)的最优阈值, 提出了一种粒子群优化(PSO)算法中惯性因子的改进方法。该方法使粒子群优化算法中的惯性因子与粒子群的群最优适应值和个体最优适应值相关。用个体最优适应值与群最优适应值之间的距离修正惯性因子的大小。随着个体最优适应值与群最优值之间距离的减小, 惯性因子也相应减小, 反之则增加。实验结果表明: 该方法与已有 PSO 惯性因子的进化方法相比, 计算量小, 收敛速度平均提高了 21.072 6%。使用该方法可改善图像在线分割速度。