・论 著・

基于绝对离差统计系数加权的超声成像方法

张亚东

(安徽医科大学第一附属医院 医学工程部,安徽 合肥 230022)

摘要:目的 为了改善超声成像设备的图像质量,提高超声图像的对比度和分辨率,增强噪声抑制能力。方法 首先 将超声探头接收到的回波信号进行延迟处理,并将延迟后的数据作为成像矢量进行存储,然后计算该向量的平均值,得到 绝对偏差向量。根据偏差设定阈值进行统计分析,推导出绝对偏差统计系数。然后将该系数与原始成像结果相乘,得到基 于绝对偏差统计系数加权的超声图像。结果 与传统采用延时叠加 (DAS) 波束形成方式进行成像的算法相比,该算法横 向半峰值宽度 (FWHM)明显减小,噪声对比度 (CNR)明显增加。与基于相干系数 (CF)算法相比,横向半峰值宽度 (FWHM)略有减小,对比度 (CR)和背景信噪比 (sSNR)均有所增加。与基于广义相干系数 (GCF)算法相比,横向 FWHM略有减小,CNR有所增加。结论 基于绝对离差统计系数加权的算法计算量简单,易于实现,且可抑制较强的噪声,在一定程度上提高了超声图像的对比度和分辨率,有效改善背景组织的成像质量。

关键词:超声成像;回波信号;绝对离差统计系数;高对比度中图分类号:TB51+7;TP391

An adaptive weighted ultrasound imaging method based on absolute dispersion statistical factor

ZHANG Yadong

(Department of Medical Engineering, the First Affiliated Hospital of Anhui Medical University, Anhui, Hefei 230022, China)

Abstract: [Objective] To improve the image quality of ultrasound imaging equipment, enhance the contrast and resolution of ultrasound images, and enhance the ability to suppress noise. **[Methods]** Firstly, we delayed the echo signal received by the ultrasonic probe and stored the post-delay data as an imaging vector. Subsequently, we calculated the average value of the vector to obtain the absolute deviation vector. Based on the deviation, we set a threshold for statistical analysis and derived the absolute deviation statistical coefficient. We then multiplied this coefficient with the original imaging result to obtain an ultrasound image weighted based on the absolute deviation statistical factor. **[Results]** Compared with traditional algorithms that use delay-and-sum (DAS) beamforming for imaging, this algorithm significantly reduces the lateral peak full width at half maximum (FWHM) and increases the contrast-to-noise ratio (CNR). Compared with the coherence factor (CF) based algorithm, the lateral FWHM is reduced and CNR is increased. **[Conclusion]** The algorithm based on absolute dispersion statistical factor weighting has a simple computational complexity, is easy to implement, and can suppress strong noise, which to some extent improves the contrast and resolution of ultrasound images and effectively improves the imaging quality of background tissues.

Keywords: ultrasound imaging; echo signal; absolute deviation statistical factor; high contrast

超声成像是通过接收和处理从超声探头发射 的回声,利用声波与活组织的相互作用来产生组

织的图像^[1-2]。医学超声成像设备作为常用的影像 学设备之一,在诸多重要的疾病诊断中具有重要

收稿日期:2024-04-20

的价值。其非侵入性、实时性和安全性使其成为 医学领域备受青睐的成像方法之一。在医学超声 成像过程中,一般采用延时叠加(delay and sum, DAS)的方法得到成像结果^[3]。这种方法通过将多 个超声波回波信号叠加在一起,从而形成最终的 成像结果。然而 DAS 方法存在一些缺点,如超声 图像分辨率和对比度较低等,对疾病诊断的准确 性和可靠性产生较大的不利影响。

为了克服 DAS 方法的局限性,基于自适应超 声成像方法被引入并得到广泛应用。目前常见的 自适应加权系数主要是根据相干特性设计的相干 系数,能够有效抑制超声成像中的噪声,提高超 声成像质量。具有代表性的有相干系数 (coherence factor, CF)^[4]、广义相干系数 (general coherence factor, GCF)^[5] 和信噪比相干系数^[6] 等 等。赵巍等^[7]提出基于信号方差的短阶空间相干 系数 (short-lag spatial coherence, SLSC), 能够减少 图像中的杂波。BOTTENUS 等^[8]提出了子阵列差 分系数用于波束形成,获得更高质量的图像。这 些方法根据噪声和有效信号的特性设计加权系数, 对 DAS 的成像结果进行相乘加权,从而提高成像 质量。虽然相干系数加权成像方法具有较好的成 像噪声抑制能力,但是成像计算过程的复杂度较 高,不易于应用。

为了克服现有技术的不足,提出了一种基于 绝对离差统计系数(absolute deviation statistical factor, ADSF)加权的超声成像方法,利用成像信 号中噪声与有效信号之间的统计学特征差异进行 设计,实现方法较为简单,计算复杂度较低,仿 真结果表明该方法能够在一定程度上提高超声成 像的分辨率和对比度,有效降低噪声对超声图像 的影响,改善超声成像质量。

1 材料与方法

1.1 超声成像原理

设超声成像设备每次进行超声成像时,对应 的有效接收阵元数为 N,其中第 n 个阵元接收到 的回波信号为 s(t), $t_{i,p}$ 为接收阵元 i 接收到的空 间中 p 点的回波信号的延时时间。设成像区域中 的声速为 c,则 $t_{i,p}$ 可表示为:

$$t_{i,p} = \frac{r_{i,p} + z_f \pm r_{f,p}}{c}$$
(1)

其中 $r_{i,p}$ 为空间中p点到接收阵元i的距离, $r_{f,p}$ 为p点距聚焦点的距离, z_f 为发射焦点深度。

当 p 点深度大于焦点深度时,选择"+",反之 则为"-"。设第 n 个阵元接收到的成像点 p 的回波信号为 $s_n(t - t_{n,p})$,用 $s_n(p)$ 来表示。 可构成成像点p 的成像向量 $S(p) = [s_1(p), s_2(p)], \dots, s_n(p), \dots, s_N(p)]_{\circ}$

Y(*p*)为空间中*p*点的超声成像结果,如公式 (2) 所示:

$$Y(p) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N} w_n(p) s_n(p)$$
 (2)

其中w_n(p)为窗函数,例如矩形窗、汉明窗等。

1.2 基于绝对离差统计系数加权的超声成像算法

绝对离差统计系数通过计算成像向量的绝对 离差,并判断绝对离差较大的元素数量作为信号 的噪声判断指标,用于区分成像向量噪声与有效 超声信号。

首先根据成像向量 V(p), 计算出绝对离差向 量 D(p), 如公式(3) 所示:

$$D(p) = \left| V(p) - Y(p) \right| \tag{3}$$

设定离差判断阈值为 δ ,其可由公式(1)计算得到:

$$\delta = \alpha \cdot |Y(p)| \tag{4}$$

其中α的取值范围为0.01到100之间。

将绝对离差向量 *D*(*p*)内的每个值与阈值 δ 进行比较,并统计低于阈值 δ 的元素数 *M*。则绝 对离差统计系数表示为:

$$ADSF(p) = \frac{M}{N} \tag{5}$$

其中 N 是成像向量的元素总数。对于噪声信号, ADSF 值比较小, 而对于有效信号, ADSF 值比较大, 因此对成像结果进行加权可以有效抑制噪声。

将所得到的加权系数 ADSF(p) 与直接成像结果 Y(p) 相乘,从而得到 p 点位置的绝对离差统 计系数加权的成像结果 $Y_A(p)$,如公式(6) 所示;

$$Y_{A}(p) = ADSF(p) \cdot Y(p)$$
(6)

1.3 仪器与设备

超声成像系统采用 128 阵元线性阵列探头, 超声信号的中心频率为 5 MHz,采样频率为 80 MHz。成像区域的声速为 1 540 m/s,焦点深度 为 40 mm,每条扫描线成像的有效阵元数为 64。 系统采用 FIELD II 软件进行仿真^[9-10]。为了验证 算法的有效性,仿真的回波信号添加一定强度的

第 32 卷第 12 期	中国医学工程	Vol.32 No.12
2024年12月	China Medical Engineering	Dec. 2024

高斯白噪声。然后分别对点和斑块进行仿真成像, 对于散射点仿真成像显示为11个强回声的散射 点,分布25~55 mm 深度范围内,如图1所示。对 于圆形斑的仿真成像显示为成像大小为 10 mm × 9 mm,圆形斑内的直径为 4 mm,深度在 29.5 mm 处,如图 2 所示。



A: DAS; B: CF; C: GCF; D: ADSF (α=0.1); E: ADSF (α=0.5); F: ADSF (α=1.0)₀

图 1 散射点的成像结果



A: DAS; B: CF; C: GCF; D: ADSF (α=0.1); E: ADSF (α=0.5); F: ADSF (α=1.0)₀

图 2 吸声暗斑的仿真成像结果

1.4 评估指标

为了验证本算法合理且有效,采用半峰值宽 度(full-width at half-maximum, FWHM,即-6 dB 波 束宽度)^[11],对比度(contrast radio, CR)^[6],噪声 对比度(contrast-to-noise ratio, CNR)^[12]和背景信 噪比(speckle signal-to-noise ratio, sSNR)^[13]等参数 评估成像质量。CR,CNR和 sSNR 定义分别如下 式所示:

$$CR = 20 \times \log_{10} \left(\frac{|\mu_b|}{|\mu_c|} \right) \tag{7}$$

$$CNR = \frac{\left|\mu_{b} - \mu_{c}\right|}{\sqrt{\sigma_{b}^{2} + \sigma_{c}^{2}}}$$
(8)

$$sSNR = \frac{\mu_b}{\sigma_b} \tag{9}$$

其中, μ_b 为图像的背景组织平均成像强度, μ_c

为图像的斑内部平均成像强度, σ_b 为图像的背景 组织的成像强度的标准差, σ_c 为图像的斑内部的 强度的标准差。FWHM 能够反映图像的分辨率, CR 主要反映吸声暗斑的成像质量,CNR 是反映成 像信噪比和对比度的综合性指标,sSNR 主要反映 背景组织的成像质量。

2 结果

2.1 点仿真成像

成像空间中设置 11 个散射点,深度分别位于 25 mm、30 mm、35 mm、40 mm、45 mm、50 mm 和 55 mm 处,成像结果如图 1 所示。由图可知, 传统 DAS 算法散射点横向宽度较大,横向分辨率 较低,背景噪声较明显,CF 算法对散射点的成像 效果较好且具有较强噪声去除能力,GCF 算法散

第 32 卷第 12 期	中国医学工程
2024年12月	China Medical Engineering

射点横向宽度小于 DAS 算法,但是分辨率低于 CF 算法。对于在不同 α 值下的 ADSF 算法,其成像 结果中背景噪声较少,具有较强的噪声抑制能力。 且其横向宽度明显小于 DAS 算法和 GCF 算法,也 略小于 CF 算法,但两边的旁瓣高于 CF 算法。为 了进一步比较各算法的性能,图 3 表示出深度 40 mm 处的散射点的横向强度和纵向强度变化, 由图可见 ADSF 算法的横向宽度和旁瓣高度均明 显小于传统 DAS 算法。



A: 横向强度; B: 纵向强度。

图 3 (0 mm, 40 mm) 处成像点强度变化

此外,为了能够直观体现出不同成像算法分 辨率的差异,给出(0 mm, 40 mm)处散射点横 向和纵向的 FWHM 值,如表 1 所示:

表 1 不同算法仿真散射点的横向和纵向 FWHM 值

(mm)

算法	横向FWHM	纵向FWHM
DAS	1.06	0.36
CF	0.81	0.35
GCF	1.04	0.35
$ADSF(\alpha=0.1)$	0.72	0.35
$ADSF(\alpha=0.5)$	0.70	0.35
$ADSF(\alpha=1.0)$	0.76	0.35

对于不同 a 值下的 ADSF 算法,其横向 FWHM 值明显小于其他算法。其中 a=0.5 的横向 FWHM 值比 a=0.1 和 a=1.0 的值小,分别降低 0.02 mm 和 0.06 mm,减少约 2.86% 和 5.57%。由 于横向 FWHM 值越小,表明分辨率越好,因此在 a=0.5 时 ADSF 算法取得较好的分辨率。对于 ADSF (a=0.5)算法,其横向 FWHM 值相对于 DAS 算法降低 0.36 mm,减少约 33.96%,相对于 GCF 算法降低 0.34 mm,减少约 32.69%,相对于 CF 算法降低 0.11 mm,减少约 13.58%。综上所 述,这四种算法中 ADSF (a=0.5)算法的横向分 辨率最好,DAS 算法横向分辨率较差。此外,由 表 1 可知,这四种算法的纵向 FWHM 值基本一 致,其原因在于纵向分辨率主要取决于发射信号 的波长,与自适应加权算法关系很小。

2.2 斑仿真成像

成像区域的背景组织为各向同性的均匀组织, 组织内有圆型吸声暗斑,其中暗斑深度在 30 mm 左右,暗斑内的声散射系数设为 0。由图 2 可知, DAS 算法的暗斑内噪声较明显。对于不用 a 值下 的 ADSF 算法,其暗斑内的噪声均少于 DAS 算法, 暗斑边界较清晰,且随着 a 值增大,暗斑内噪声 减少。对于图像的背景组织,DAS 算法和 GCF 算 法的背景组织较为均匀,而其他算法的背景组织 均存在较明显的颗粒感,背景组织成像表现出一 定数量的黑色散斑噪声。ADSF 算法背景组织的成 像质量略优于 CF 算法,但与传统的 DAS 算法和 GCF 算法存在一定的差距。

不同算法仿真斑的 CR、CNR 和 sSNR 计算结 果如表 2 所示, 仿真斑的计算选择区域为图 2A 中 的黄色圆圈的内部区域,背景计算区域则选取同 一深度下的背景组织,如图 2A 中的绿色框内区 域。由表 2 可知,传统的 DAS 算法对比度(CR) 和背景信噪比(sSNR)最高,噪声对比度(CNR) 最低。CF 算法的噪声对比度(CNR)最高,对比 度(CR)和背景信噪比(sSNR)最低。对于暗斑

第 32 卷第 12 期	中国医学工程	Vol.32 No.12
2024年12月	China Medical Engineering	Dec. 2024

的 CR 来说,不同 α 值下的 ADSF 算法 CR 值基本 一致,其中值最大为 42.88 dB (α=0.5),相对于 DAS 算法提高 15.54 dB, 提升 56.84%, 相对于 GCF 算法提高 2.92 dB, 提升 7.31%。对于暗斑的 CNR 来说,随着 α 值增大, ADSF 算法的 CNR 值 略有增加,其中 ADSF (α=1.0) 值较大为 1.01, 相比于 ADSF (α=0.1) 和 ADSF (α=0.5) 分别提 高 0.12 和 0.08, 提升 13.48% 和 8.60%, 相比于 CF 算法提高 0.15, 提升 17.44%。对于暗斑的 sSNR 来说, ADSF (α=1.0) 值为 1.01, 相比于 ADSF (α=0.1) 和 ADSF (α=0.5) 分别提高 0.12 和 0.07, 提升 13.48% 和 7.45%, 相比于 CF 算法提高 0.15, 提升 17.44%。综上所述, 相对于 DAS 算 法, ADSF 算法可以明显提高图像对比度, 相对于 GCF 算法, ADSF 算法的图像对比度有所提升, 而 相对于 CF 算法, ADSF 算法可以有效的改善背景 组织的成像质量。

表 2 不同算法仿真斑的 CR、CNR 和 sSNR 值

算法	CR/dB	CNR	sSNR
DAS	27.34	1.57	1.65
CF	49.72	0.86	0.86
GCF	39.96	1.28	1.30
$ADS(\alpha=0.1)$	42.60	0.89	0.89
ADSF(α=0.5)	42.88	0.93	0.94
$ADSF(\alpha=1)$	42.47	1.01	1.01

3 讨论

本文提出一种基于绝对离差统计系数加权的 超声成像算法,该方法根据离差判断阈值进行统 计得到绝对离差统计系数,然后将该系数与原始 成像结果相乘即得到自适应加权成像结果。从算 法的计算过程可以看出,相对于传统超声成像算 法,该算法计算量较少,易于实现。仿真成像实 验表明,对于 ADSF (*a*=0.5)时,横向 FWHM 值 相对于 DAS 算法降低约 33.96%,相对于 GCF 算 法降低约 32.69%,相对于 CF 算法降低约 13.58%, CR 相对于 DAS 算法提高 56.84%,相对于 GCF 算 法提高 7.31%。对于 ADSF (*a*=1.0)时, CNR 相 比于 CF 算法提高 17.44%, sSNR 相对于 CF 算法 提高 17.44%。综上所述, ADSF 算法能够有效的 提高图像的分辨率。相对于 DAS 算法, ADSF 算 法能够抑制较强的噪声,得到高对比度的超声图 像。相对于 GCF 算法, ADSF 算法能够进一步提 升超声图像的对比度。相对于 CF 算法, ADSF 算 法能够有效改善背景组织的成像质量。

参考文献

- [1] 付晓薇,杨雪飞,陈芳,等.一种基于深度学习的自适应医学超 声图像去斑方法[J].电子与信息学报,2020,42(7):1782-1789.
- [2] 雷露露,周颖玥,李驰,等.基于多尺度快速非局部平均滤波的 超声图像去斑算法[J]. 计算机应用, 2022, 42(6): 1950-1956.
- [3] 张经科,何琼,罗建文.平面波超声成像中的波束合成方法研究进展[J].应用声学,2021,40(1):22-32.
- HOLLMAN KW, RIGBY KW, O'DONNELL M. Coherence factor of speckle from a multi-row probe[C]//1999 IEEEUltrasonics Symposium. Proceedings. International Symposium (Cat. No. 99CH37027). Tahoe, NV, USA. IEEE, 1999: 1257-1260.
- [5] LI PC, LI ML. Adaptive imaging using the generalized coherence factor[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2003, 50(2): 128-141.
- [6] WANG YH, LI PC. SNR-dependent coherence-based adaptive imaging for high-frame-rate ultrasonic and photoacoustic imaging
 [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2014, 61(8): 1419-1432.
- [7] 赵巍,徐祥,汪亚中,等.子阵列差分系数加权的超声成像算法[J]. 声学学报, 2021, 46(1): 111-120.
- [8] BOTTENUS N, BYRAM BC, DAHL JJ, et al. Synthetic aperture focusing for short-lag spatial coherence imaging[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2013, 60(9): 1816-1826.
- [9] JENSEN JA. FIELD: a program for simulating ultrasound systems[J]. Med Biol Engin Comp, 1996, 34(s1): 351-353.
- [10] JENSEN JA, SVENDSEN NB. Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers
 [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 1992, 39(2): 262-267.
- [11] GUO W, WANG YY, YU JH. Ultrasound harmonic enhanced imaging using eigenspace-based coherence factor[J]. Ultrasonics, 2016, 72: 106-116.
- [12] 郑驰超, 成娟, 彭虎. 次方样本熵自适应加权的超声合成孔径 成像算法[J]. 声学学报, 2017, 42(1): 109-114.
- [13] ZHENG CC, WANG H, XU X, et al. An adaptive imaging method for ultrasound coherent plane-wave compounding based on the subarray zero-cross factor[J]. Ultrasonics, 2020, 100: 105978. (张咏 编辑)