纪念马大猷先生诞辰 100 周年

利用回波相干性的医学超声成像相位畸变校正方法*

夏新源^{1,2} 李 平¹ 吴文焘¹ 孟晓辉¹ (1 中国科学院声学研究所 北京 100190)

(2 中国科学院大学 北京 100049)
 2013 年 12 月 19 日收到
 2014 年 6 月 17 日定稿

摘要为了提高相位畸变条件下的医学超声成像的横向分辨率和对比度,提出了一种利用回波信号相干性的校正方法。首先 给出平均相干系数的概念,并将其作为相位误差校正的度量,然后通过最大化平均相干系数逐步校正各个通道的延时误差, 最后再利用经过校正的数据计算出一组新的相干系数并对回波信号进行加权优化,从而得到最终用于成像的数据。对点散射 目标及斑散射目标的仿真结果分别显示,利用所提出的方法横向分辨率提高了约 0.24 mm,对比度提高了约 18 dB,且要优 于邻近阵元互相关方法和相干系数直接加权的处理方法。利用回波相干性的相位畸变校正方法结合了相位误差校正和加权处 理的优点,可以有效地改善医学超声成像的质量。 PACS 数: 43.35, 43.60

A coherence-based phase aberration correction method in medical ultrasound

XIA Xinyuan^{1,2} LI Ping¹ WU Wentao¹ MENG Xiaohui¹

(1 Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences Beijing 100190)

(2 University of Chinese Academy of Sciences Beijing 100049)

Received Dec. 19, 2013

Revised Jun. 17, 2014

Abstract In order to improve the lateral resolution and enhance the contrast of medical ultrasound imaging in the presence of phase aberration, a coherence-based correction method was proposed. The averaged coherence factor was proposed at first and used as a metric to evaluate phase aberration correction. By maximizing the averaged coherence factor, the time delay parameter of each channel was adjusted. Then a new set of coherence factors was calculated with the corrected data. And finally the corrected data was optimized by the coherence factors to form a B-mode image. The simulations on point targets and a cyst phantom showed that the proposed method outperformed the nearest-neighboring cross-correlation method and conventional coherence-weighting method, and the lateral resolution and contrast ratio was improved by approximately 0.24 mm and 18 dB respectively. The proposed method combined the advantages of phase error correction and coherence-weighting, which could improve imaging qualities effectively in medical ultrasound.

引言

医学超声成像中存在着相位畸变问题,主要原因 是人体组织中声速分布的不均匀,如脂肪中的声速大 约为1470 m/s,胶原组织中的声速约为1665 m/s,颅 骨中的声速介于2060 m/s 到3360 m/s之间^[1]。但 在常规的超声成像系统中,大都假定声速是一个固定 不变的数值(通常取 1540 m/s)。当声波在人体内传 播时,由于波前经过的路径不同而产生了相位畸变, 使所得到的图像分辨率降低,对比度下降^[2]。例如 过度肥胖的患者由于自身较厚的脂肪层的影响,超 声成像的质量往往较差。尤其是随着目前超声成像 系统中换能器孔径的增大,相位畸变问题将会更加

^{*} 国家自然科学基金 (11204346) 资助

下的样本序号。

突出^[3],从而制约了成像质量的进一步提高。

自医学超声成像进入应用以来,相位畸变问题 就引起了研究人员的重视并一直是该领域所关注的 热点问题。Flax 和 Donnell 提出了一类基于互相关 函数的方法,其核心思想是利用互相关函数来估计 相邻阵元之间的延时参数。该方法对点散射目标的 相位误差有较好的校正效果,但对于斑散射目标则 需通过迭代运算来提高延时估计的精度^[4-5]。对于 这类互相关方法,在不同的条件下,选取不同的参考 阵元往往会产生不同的校正效果^[6]。

Nock 和 Trahey 等人则提出了一种利用成像中的散斑亮度来校正相位畸变的方法,其中使用了散斑亮度这一统计信息作为衡量相位畸变校正程度的指标^[7]。随后的研究指出,该方法实质上与互相关法近似等价,即它采用了阵元的整体互相关的信息^[8]。这种方法给出了一类重要的启示:使用成像中的某些指标来辅助相位畸变校正,常常可以收到令人满意的效果。

Krishnan 等提出了一种并行自适应接收补偿算 法,其思想是不直接估计并校正声波的传播参数,而 是从降低相位畸变所带来的负面影响(如波束主瓣变 宽, 旁瓣变高等) 的角度出发, 自适应地调节超声成 像中的参数,以达到改善成像质量的目的^[9-10]。这 种思想一经提出便得到了较快的发展, Hollman 等人 提出了一种利用相干系数来评价超声成像质量的方 法^[11]。 P. C. Li 则提出了一种基于广义相干系数的 自适应处理方法,且对斑散射目标有较好的改善效 果^[12]。Camacho则从相位信息的角度提出了一种 基于相位相干系数的处理方法,对于超声成像中的旁 瓣及栅瓣有较好的抑制效果^[13]。郑驰超等提出了一 种空间广义相干系数,用来改善医学合成孔径超声 成像的质量^[14]。近来,一种称为短间距空间相干系 数的方法也在医学超声成像领域中获得了较为成功 的应用^[15-16]。

针对超声传播不均匀所带来的相位畸变问题, 本文提出了平均相干系数的概念,并通过最大化平 均相干系数,逐步校正各通道的相位误差。为验证算 法的有效性,对点散射目标和斑散射目标进行了仿 真实验,同时也对比分析了邻近阵元互相关方法、相 干系数加权处理的方法在成像的横向分辨率、对比度 方面的性能。

1 医学超声成像中的相位畸变及相干

系数加权的处理方法

目前常规的医学超声成像系统大多采用了延时

相加的波束形成技术,如式(1)中所示:

$$y(k) = \boldsymbol{w}^{\mathrm{H}}(k) \cdot \boldsymbol{x}_{\boldsymbol{d}}(k) = \sum_{i=1}^{M} w_{i}^{*}(k) x_{i}(k) = \sum_{i=1}^{M} w_{i}^{*}(k) s_{i}(k - \Delta_{i}),$$

$$(1)$$

其中, $s_i(k)$ 是从第 *i* 个通道所接收到的原始回波数 据, 延时参数 Δ_i 则是根据几何位置关系以及假定的 声速值计算得出,从而得到延时处理后的回波数据 $x_d(k) = [x_1(k), x_2(k), \dots, x_M(k)]^{\mathrm{T}}, w = [w_1(k), w_2(k), \dots, w_M(k)]^{\mathrm{T}}$ 是对各通道信号进行加权处理的向量, M 和 k 则分别表示系统的通道数目及离散时间采样

但实际上由于人体组织中声速分布的不均匀, 计算得到的各通道的延时参数 Δ_i 将是不准确的,即 产生了所谓的相位畸变,从而影响到最终的成像质 量。如何估计并校正这些延时误差正是研究相位畸 变的核心问题,下面先简要地说明常用于描述相位 畸变的近场相位屏模型和利用相干系数加权的处理 方法。

1.1 医学超声成像中的近场相位屏模型

借鉴天文观测等领域的做法, Flax 等人将相位屏 模型引入了医学超声成像中来描述相位畸变问题。 近场相位屏模型把由人体中不均匀组织所产生的相 位畸变,等效为只由位于均匀介质中的接收端 (即换 能器)前面的一层无限薄的相位屏幕而引起的,与目 标的距离、方向无关,声波在到达相位屏前的传播 过程中是理想的,各通道的延时误差仅由该屏幕决 定,且不会引起波形幅度上的变化。近场相位屏模型 对回波信号的影响如图 1 所示。

近场相位屏模型是研究相位畸变问题的一种理 想化模型,对于腹部超声成像而言,声速值较低的脂 肪层距离超声探头很近,是产生相位误差的最主要 来源^[5],在这种情况下,使用近场相位屏模型来描述 相位畸变问题是较为合适的,本文即采用此类模型 来讨论医学超声成像中的相位畸变校正问题。

1.2 利用相干系数进行加权的处理方法

Mallart 和 Fink 首先提出了一种基于回波信号 相干性的准则,用来衡量超声聚焦的质量^[17]。Hollman 等人则使用了相干系数的概念,将其定义为信 号的相干能量与总能量的比值^[11]:

$$CF(k) = \left| \sum_{i=1}^{M} x_i(k) \right|^2 / \sum_{i=1}^{M} |x_i(k)|^2, \qquad (2)$$

其中 *x_i*(*k*) 为第 *i* 个通道经过式 (1) 中延时处理后的 回波信号。



图 1 医学超声成像中回波信号的接收过程示意图

相干系数从能量的角度表征了所接收到的声波 信号的相干性,而这种相干性将会显著影响最终的 成像效果。在超声成像的过程中,通过提高那些相干 性较高的"优质"信号分量,而降低相干性较低的信 号分量,即将相干系数作为修正回波数据的权值来使 用,可以改善最终的成像效果^[12]:

$$z(k) = CF(k) \cdot y(k), \qquad (3)$$

其中, *y*(*k*) 是由式 (1) 做波束形成后得到的数据, CF(*k*) 是通过式 (2) 计算得到的一组相干系数, 通过 加权处理的方式而得到最后用于成像的数据 *z*(*k*)。

这种方法强化了同相位数据的重要性, 削弱了异 相位数据对成像的负面影响, 这也是目前几乎所有利 用回波相干性的自适应超声成像方法的共同点, 包括 基于广义相干系数^[12]、相位相干系数^[13]以及结合 最小方差无失真响应的自适应成像方法等^[18-19]。这 些方法的差异只是计算相干系数的策略不同, 但最 后都是利用计算得到的相干系数, 作为修正回波数 据的权值来改善成像质量。

然而这些方法都没有真正地校正信号的相位误 差,与之不同的是,本文提出了平均相干系数的概 念,并用来评估相位畸变校正的程度,通过最大化平 均相干系数而直接地对各通道的回波信号的相位误 差进行校正,同时又结合了加权处理的优点,从而可 以进一步地改善相位畸变条件下的成像质量。

2 平均相干系数最大化准则下的相位 畸变校正方法

相干系数可以作为评判超声聚焦质量的一种度 量,当存在相位畸变时,相干系数会明显下降;反 之,若相干系数较大,则表明声场受到不均匀介质的 影响较小。因此,可利用相干系数来衡量相位畸变对 超声成像的影响,即通过优化相干系数,来调整各个 通道的延时参数。这是利用信号相干性进行相位误 差校正的主要依据,下面则将详细讨论该方法的具 体实现过程。

根据式 (2) 中给出的定义,相干系数是关于时间 (也即采样的深度)k 的函数,不同的时刻 k 将计算得 出不同的相干系数 CF(k)。为了充分利用成像过程 中阵列所接收到的回波数据的信息,考虑使用相干 系数在时间上的平均值来表征某一段时间内信号的 整体相干性,即对于数据长度为 N 的回波信号有:

$$\overline{\mathrm{CF}} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} \mathrm{CF}(k), \qquad (4)$$

在理想条件下,噪声是非相干的,接收到的信号 具有较强的相干性。但实际情况却并非如此,尤其是 在低信噪比的情形下,噪声的存在将会严重影响相 干系数平均值的计算。我们所关心的是通过有用信 号计算出的相干系数,并期望以此进行相位误差校 正。同时,在信号能量较强的时刻所计算出的相干系 数可以更好地表征相位畸变对回波信号的影响。因 此我们期望突出所关心区域的相干信号在计算相干 系数平均值过程中的作用,根据式(4)中的时间平均 方法并按如下的处理方式定义平均相干系数:

$$ACF = \frac{\sum_{k=1}^{N} \lambda_k \cdot CF(k)}{\sum_{k=1}^{N} \lambda_k},$$
(5)

其中权系数 λ_k 正比于某一时刻相干信号的能量强度 $|\sum_{i=1}^M x_i(k)|^2$ 。

式 (5) 中的平均相干系数 ACF 是由不同时刻的 相干系数 CF(k) 计算得出,表征了阵列某一次接收 信号的整体相干程度,并以此作为相位畸变校正的 度量。平均相干系数的本质仍然是基于式 (2) 中从能 量的角度所表征的回波信号相干性,加权处理的方 式则能够降低噪声的影响,突出有用信号在相位误 差校正中的作用。

算法中的一个关键步骤是通过逐步调整各个通 道的延时参数使得由式(5)中所定义的平均相干系数 达到最大,从而实现相位畸变校正的目的。将由式(2) 中所定义的 CF(k) 代入式(5),并将回波信号的和式 拆分为已校正的前 *i* – 1 个通道之和以及待校正的通 道 i 两部分, 从而这一步骤可由下式表述:

$$\underset{\text{TD}(i)}{\text{Maximize}} : \frac{\sum_{k=1}^{N} \lambda_k \left| \sum_{n=1}^{i-1} \widetilde{x}_n(k) + x_i(k - \text{TD}(i)) \right|^2}{\sum_{j=1}^{N} \lambda_j \left(\sum_{n=1}^{i-1} |\widetilde{x}_n(k)|^2 + |x_i(k - \text{TD}(i))|^2 \right)},$$
(6)

其中 $\tilde{x}_n(k)$ 是已经校正了的前 i-1 个通道的数据, 它们被用来作为校正第 i 个通道延时参数时的参考 基准。在上述优化的过程中,获得的延时调整参数 TD(i) 将第 i 个通道的回波数据校正为:

$$\widetilde{x}_i(k) = x_i(k - \mathrm{TD}(i)). \tag{7}$$

由 van Cittert-Zernike 定理可以得知,通道间的 相干性会随着它们之间距离的增大而下降^[17],利用 相距较近的通道间的相干性对成像目标进行处理将 更为灵敏有效。另一方面,采用更多的通道数目作 为参考可以提高算法的鲁棒性,降低某一通道所产 生的估计误差对整体校正性能的影响。借鉴短间距 空间相干系数的做法,在应用式(6)的优化过程中 将不会使用所有的已校正的通道,而是选取其中邻 近的一部分,从而可以更有效地利用通道间的相干 性^[15]。具体的实现过程是,校正某一通道时,将会利 用其前 L-1个通道作为相位畸变校正时的参考,于 是将式(6) 更改为:

$$\underset{\text{TD}(i)}{\text{Maximize}} : \frac{\sum_{k=1}^{N} \lambda_k \left| \sum_{n=i-L+1}^{i-1} \widetilde{x}_n(k) + x_i(k - \text{TD}(i)) \right|^2}{\sum_{j=1}^{N} \lambda_j \left(\sum_{n=i-L+1}^{i-1} \left| \widetilde{x}_n(k) \right|^2 + \left| x_i(k - \text{TD}(i)) \right|^2 \right)}.$$
(8)

优化过程从 i = 1 开始。当 i < L 时,参与计算 的通道数小于 L,并从 $1 \sim L - 1$ 逐渐递增;当 $i \ge L$ 以后,参与计算的通道数始终等于 L,即计算过程在 一个固定长度为 L 的滑动窗口中进行。

对于由 Q 根扫描线组成的一帧 B 模式图像,每 一根扫描线都会根据算法,计算得到一组估计的 M个通道的延时调整参数 $TD_j(i)(j = 1, 2, \dots, Q, i = 1, 2, \dots, M)$,于是对于每一帧 B 模式图像,再对 Q根扫描线取平均,继而得到了最终的延时校正参数 $\overline{TD}(i)$:

$$\overline{\mathrm{TD}}(i) = \frac{1}{Q} \sum_{j=1}^{Q} \mathrm{TD}_j(i).$$
(9)

在下一帧的成像过程中,各通道的回波数据将 根据估计得到的延时校正参数 TD(*i*) 修正为:

$$\widehat{x}_i(k) = x_i(k - \overline{\mathrm{TD}}(i)). \tag{10}$$

该算法即是通过这样的方式,逐步校正存在相 位误差的回波数据,并利用校正后的回波数据 $\hat{x}_i(k)$ 进行成像。结合相干系数加权的处理方法,可以利用 校正后的回波数据 $\hat{x}_i(k)$,通过式 (2) 计算出优化后 的相干系数 CF_{opt}(k),并结合式 (1) 和式 (3) 得到最 终用于成像的数据:

$$\widehat{z}(k) = \operatorname{CF}_{\operatorname{opt}}(k) \cdot \widehat{y}(k).$$
 (11)

同时,也可以将得到的延时校正参数 TD(i) 应

用到发射过程中,从而能够改善发射波束,进一步地校正相位畸变,以提高成像的质量。

相对基于互相关函数的校正方法,所提出的方 法无需迭代运算,并且可以结合加权处理的优点来 改善图像质量。而同之前的利用相干系数直接加权 的处理方法相比,该算法的根本不同在于:相干系数 不仅仅只是作为修正回波数据的权系数,更重要的 是作为衡量相位畸变校正程度的目标函数,而直接 地用于各通道相位误差的校正过程中。

对整个算法过程的总结详见表 1。

表 1 B 模式下的基于相干系数的相位畸变校正过程

定义 Q 扫描线数目
M 通道数目
L 参与校正的通道数目
for $j = 1$: Q
for $i = 1$: M
if $i < L$
利用式 (6) 计算得到延时误差估计值 $ ext{TD}_{j}(i)$;
else
利用式 (8) 计算得到延时误差估计值 $ ext{TD}_j(i)$;
end
end
end
利用式 (9) 计算得到估计的延时误差 $\overline{\mathrm{TD}}(i)$;
利用式 (10) 校正接收到的回波数据;
利用式 (11) 计算最后用于成像的数据;
将延时参数应用到发射过程中;
获取下一帧图像。

3 仿真及讨论

为验证算法的有效性,利用 Field II 软件工具^[20] 对点散射目标及斑散射目标分别进行了仿真实验, 并初步地探讨了参与校正的通道数目的选取对于最 终成像结果的影响。

仿真中使用了线性阵列换能器,发射的脉冲响 应是汉宁窗调制的2个周期正弦波信号,涉及到的 其他参数详见表2。

参数类型	参数值
换能器中心频率 (MHz)	3.5
采样频率 (MHz)	40
阵元高度 (mm)	10
阵元宽度 (mm)	0.12
阵元间距 (mm)	0.1
动态范围 (dB)	60
通道数目 M	64
数据长度 N	2460
扫描线数 Q	127

表 2 仿真中使用的参数

仿真中的发射焦点固定在 60 mm 深处,回波的 接收过程使用了动态聚焦技术。同时,仿真采用了近 场相位屏模型,并参考相位畸变校正中典型的相位误 差曲线生成办法^[9],随机产生各个通道的延时误差, 并做了平滑处理,模拟出腹部脂肪层的影响,生成的 延时误差曲线如图 2 所示。



图 2 近场相位屏模型下的延时误差曲线

3.1 对参与校正的通道数目的仿真与讨论

首先,对算法中若选取不同的通道数目 L 参与 校正过程的情形进行了仿真对比。使用的两列点目标 横向坐标分别为 -2 mm 及 2 mm,纵向位于 50 mm 至 70 mm 深度之间,间距 5 mm。图 3 和图 4 分别 给出了 B 模式下的仿真结果及其相对应的在 60 mm 深处的截面波束图。 从图 3 中的直观效果来看,最终的成像结果并 无十分显著的差别,而由图 4 中的对比可以发现,在 一定范围内横向分辨率随着参与校正的通道数目 *L* 的增加有提高的趋势,但当 *L* 增加到一定程度时, 横向分辨率的提高趋缓。图 5 给出了选取不同的 *L* 时对延时误差估计的对比,也体现出算法性能随 *L* 变化的类似特点。





图 5 选取不同的通道数目 L 参与校正过程时的延时误差估计结果比较

从上面的结果可以看出,选取不同的通道数目 L参与校正过程时,最终的成像结果有所差别,这是由于参考通道数目的选取影响着算法的鲁棒性及对回 波信号相干性的利用。另一方面,选取更多的参考通 道意味着需要更大的计算量。当选取的参考通道数 目在全部通道数目中占据合适的比例时,则可以较 充分地利用相干性提升算法的性能。事实上,不同目 标的回波相干性有着不同的特点,选取最优的 L往 往意味着是在横向分辨率、对比度、信噪比等方面达 到平衡^[15]。这里只是给出了关于参数 L取值的初步 探讨,根据已有的初步结果,在以下的仿真过程中取 L=8。

3.2 对点散射目标的仿真与讨论

图 6 是点散射目标在 B 模式下成像的仿真结 果,点目标的位置等参数与之前的设置相同。

图 7 是点散射目标仿真结果在 60 mm 深处截面 的波束图,反映了算法对横向分辨率的改善情况。

从对点散射目标的仿真结果可以看出,相位畸变 使得波束主瓣变宽,旁瓣变高,降低了图像的质量, 而利用所提出的算法得到的图像主观对比度和分辩 性能均有一定提高,尤其是在降低旁瓣高度方面要 优于其他方法。若以 -6 dB 宽度来衡量图像的横向 分辨率,原始信号为 1.63 mm,畸变信号为 1.69 mm, 互相关法的结果为 1.66 mm,相干系数加权直接处理 的结果为 1.49 mm,所提出方法的结果为 1.45 mm。 这表明所提出的方法可以提高相位畸变条件下成像 的横向分辨率,且要优于邻近阵元互相关方法及相 干系数直接加权的处理方法。

相位畸变的存在使得图像横向分辨率明显降低,而针对点散射目标使用邻近阵元互相关方法可 取得较为理想的校正效果,使用相干系数直接加权 的处理方法虽然可在一定程度上提高畸变图像的分 辨率,但却并未校正各通道的延时误差。而本文所提 出的方法通过最大化平均相干系数校正了各通道的 相位误差,又结合了加权处理的优点,这种自适应算 法根据每一条扫描线的每一深度的成像结果所计算 出的相干系数,用来优化成像的回波数据,可以有效 地降低主瓣宽度和旁瓣高度,从而使得最终得到的 图像分辨率显著提高。



(a) 原始信号延时相加波束形成; (b) 畸变信号延时相加波束形成; (c) 使用邻近阵元互相关方法对畸变信号进行处理;

(d)利用相干系数对畸变信号直接加权处理; (e)所提出的相位畸变校正方法 (L = 8)



图 7 点散射目标仿真结果在 60 mm 深度截面波束图

3.3 对斑散射目标的仿真与讨论

斑散射目标的中心是半径为4mm的囊状吸声体,且位于60mm深处,横向参考坐标为0mm,其周围分布着随机散射点目标。图8是对斑散射目标 在 B模式下成像的仿真结果。

从图 8 中可以看出, 在引入相位畸变的情况下, 图像的对比度明显下降, 囊状目标的边缘变得模糊。 利用互相关法进行 3 次迭代计算后, 可基本恢复原 始图像的效果。而利用相干系数直接加权的处理方 法和所提出的算法都明显地增强了图像的主观对比 度和可辨识性, 但背景噪声也随之增加, 图像的细节 分辨率下降。

下面进一步考察仿真结果的客观评价参数,即 利用囊状吸声区域 (图 8 中所标示的区域)内外的信 号平均强度 $\langle S_i \rangle$, $\langle S_o \rangle$ 及标准差 σ_i , σ_o , 计算由式 (12) 和式 (13) 中所定义的对比度及对比度噪声比^[15]:

$$CR = |\langle S_o \rangle - \langle S_i \rangle|, \qquad (12)$$

$$CNR = \frac{CR}{\sqrt{\sigma_i^2 + \sigma_o^2}}.$$
 (13)

计算得到的结果详见表 3。

从表 3 中的客观评价参数可以看出,所提出的 方法可以明显改善相位畸变条件下的图像对比度, 且优于两种对比方法 7 dB 以上。相对于相干系数直 接加权的处理方法,该方法具有直接相位误差校正 的优势,相对于邻近阵元互相关法,该方法结合了加 权处理的优势,因此能更好地提高图像对比度。但加 权处理的一个明显弊端是增加了背景噪声,反映为 背景信号标准差增加,其结果是图像的对比度噪声 比会有所下降,图像的细节分辨率降低。从仿真结果 的对比来看,邻近阵元互相关法由于没有采用加权 处理,故其主观视觉效果和客观评价指标均较好,本 文提出的方法次之。但无论从图像改善的角度还是 算法对原始图像所带来的负面作用来说,所提出的 算法都要优于利用相干系数直接加权的处理方法。



(a) 原始信号延时相加波束形成; (b) 畸变信号延时相加波束形成; (c) 使用邻近阵元互相关方法对畸变信号
 进行3次迭代计算; (d) 利用相干系数对畸变信号直接加权处理; (e) 所提出的相位畸变校正方法 (L = 8)

	囊状区域内的信号	囊状区域外的信号	背景信号标准差	对比度	对比度噪声比
	平均强度 $\langle S_i \rangle$ (dB)	平均强度 $\langle S_o \rangle$ (dB)	$\sqrt{\sigma_i^2 + \sigma_o^2} \ (\text{dB})$	CR (dB)	CNR
原始信号	-40.02	-12.74	8.16	27.27	3.34
畸变信号	-35.81	-15.12	8.51	20.69	2.43
互相关法	-39.86	-12.72	7.95	27.14	3.42
相干加权	-57.06	-25.43	13.79	31.63	2.29
所提方法	-59.07	-20.34	12.37	38.74	3.13

表 3 斑散射目标仿真的计算结果

4 结论

本文提出了一种利用回波信号相干性的相位畸 变校正方法,可用来提高医学超声成像的横向分辨 率及对比度。由于人体组织中声速分布的不均匀,常 规波束形成方法下的超声成像质量将会明显下降。现 有的利用相干系数直接加权的处理方法,由于并未针 对各个通道的相位误差进行校正,其对成像结果的改 善尚存在一定的提升空间。相干系数可用来衡量超声 聚焦的质量,同时也能表征相位畸变对声场产生的影 响。在所提出的算法中, 通过最大化平均相干系数, 逐步校正了各个通道的延时误差,而不仅仅只是将 相干系数作为一种修正回波数据的权值来使用。在 近场相位屏模型的假设下,通过对点散射目标及斑 散射目标的仿真, 验证了算法的有效性, 成像的横向 分辨率和对比度均有显著提高。仿真中还将算法的 性能与邻近阵元互相关法及相干系数直接加权的处 理方法进行了对比,由于提出的算法同时结合了相 位误差校正和加权处理的优点,其在提高横向分辨 率和对比度方面均较有优势,但会比邻近阵元互相 关法带来更多的背景噪声,不过仍比利用相干系数 直接加权的处理方法的背景噪声要小。根据已有的 工作基础和研究成果,下一阶段将深入探讨参与校 正过程的通道数目的选取对不同目标成像所产生的 效果,以及如何达到横向分辨率、对比度以及信噪比 等之间的平衡,从而更好地改善超声成像的质量。同 时,还可将该算法推广到广义相干系数、相位相干系 数及其他基于相干系数的应用中,为进一步研究解 决医学超声成像中的相位畸变问题提供了思路。

参考文献

- Goss S A, Johnston R L, Dunn F. Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues. *Journal of Acoustics Society of America* 1978; 64(2): 423-457
- 2 解卓丽,周浩,郑音飞.非均匀组织医学超声发射声场仿真.声 学学报,2013;38(6):657—662
- 3 WANG Junlin, WANG Xiaodong, Xiao Ling. The focus steering for high intensity focused ultrasound phased array based on real-time phase shift calculation. *Chinese Journal* of Acoustics, 2012; **31**(1): 29–38
- 4 Flax S W, O'Donnell M. Phase aberratiion correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: Basic principles. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 1988; **35**(6): 758—767

- 5 O'Donnell M, Flax S W. Phase aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: Measurements. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 1988; **35**(6): 768—774
- 6 曹培杰,马东,罗建,程敬之.部分阵元参考法校正超声成像相 位畸变的仿真研究.应用声学,1998;**17**(3):6—14
- Nock L F, Trahey G E, Smith S W. Phase aberration correction in medical ultrasound using speckle brightness as a quality factor. *Journal of Acoustics Society of America*, 1989; 85(5): 1819—1833
- 8 Ng G C, Worrell S S, Freiburger P D, Trahey G E. A comparative evaluation of several algorithms for phase aberration correction. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics* and Frequency Control, 1994; **41**(5): 631–643
- 9 Krishnan S, Li P C, O' Donnell M. Adaptive compensation of phase and magnitude aberrations. *IEEE Trans. Ultra*sonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1996; 43(1): 44-55
- 10 Krishnan S, Rigby K W, O' Donnell M. Adaptive aberration correction of abdominal images using PARCA. Ultrasonic Imaging, 1997; 19(3): 169—179
- 11 Hollman K W, Rigby K W, O' Donnell M. Coherence factor of speckle from a multi-row probe. In: Proceedings of IEEE Ultrasonic Symposium, 1999: 1257—1260
- 12 Li P C, Li M L. Adaptive imaging using the generalized coherence factor. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics* and Frequency Control, 2003; **50**(2): 128–141
- Jorge C, Montserrat P, Carlos F. Phase coherence imaging. IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2009; 56(5): 958—974
- 14 郑驰超,彭虎,韩志会.基于空间广义相干系数加权的医学合成 孔径超声成像.声学学报,2012;37(6):637-641
- 15 Lediju M A, Trahey G E, Byram B C, Dahl J J. Short-lag spatial coherence of backscattered echoes: Imaging characteristics. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2011; **55**(7): 1377—1388
- 16 Jakovljevic Marko, Trahey G E, Nelson R C, Dahl J J. In vivo application of Short-lag spatial coherence imaging. Ultrasound in Med. & Biol., 2012; 39(3): 534—542
- 17 Mallart Raoul, Fink Mathias. Adaptive focusing in scattering media through sound-speed inhomogeneities: The van Cittert Zernike approach and focusing criterion. *Journal* of Acoustics Society of America, 1994; **96**(6): 3721–3732
- 18 Asl B M, Mahloojifar A. Minimum variance beamforming combined with adaptive coherence weighting applied to medical ultrasound imaging. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2009; **56**(9): 2097— 2110
- 19 吴文焘, 蒲杰, 吕燚. 最小方差波束形成与广义相干系数融合的 医学超声成像方法. 声学学报, 2011; 36(1): 66—72
- 20 Jensen J A, Svendsen N B. Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 1992; **39**(2): 262—267