一种基于编码激励的 超声弹性成像噪声抑制方法

王春光,刘 文,刘东权 (四川大学 计算机学院,成都 610065)

摘 要:超声弹性成像是利用生物组织弹性信息进行成像的影像学检测技术,但图像上严重的伪影噪声降低了 其临床诊断价值。编码激励技术在提高超声回波信号的信噪比、增加探测深度等方面有显著效果,同时,超声空 间复合方法利用帧间噪声解相关性可有效抑制伪影噪声。为此,在应用 Chirp 编码激励技术的基础上,结合接收 端的基于滤波器的弹性成像空间复合去噪算法,进一步提高弹性图像质量;利用 Field Ⅱ 仿真工具,以 Chirp 作为 激励信号仿真并计算复合的弹性应变。实验结果表明,该方法能较强抑制弹性图像的伪影噪声,对比传统弹性 成像系统,弹性图像的信噪比及对比度噪声比有明显的提升。

关键词:超声;弹性成像;编码激励;去噪算法;空间复合;Chirp;超声系统仿真 中图分类号:TN911.73;TP393.4 文献标志码:A 文章编号:1001-3695(2013)05-1596-05 doi;10.3969/j.issn.1001-3695.2013.05.083

Noise suppression method for ultrasound strain imaging based on coded excitation

WANG Chun-guang, LIU Wen, LIU Dong-quan

(College of Computer Science, Sichuan University, Chengdu 610065, China)

Abstract: Ultrasound elastography is the technique of obtaining the tissue relative stiffness information. However, artifact noise often corrupts the elastography image quality severely, which decreases the diagnostic value of image. Coded excitation technique has outstanding features of increasing signal's SNR and the detection depth, meanwhile, ultrasound spatial-compounding method can suppress artifact noise effectively using the decorrelation feature between frames. This paper used filter based receive-side spatial compounding method based on Chirp-coded excitation technique, gaining much better quality for elastography. By using the Field II simulation tools with Chirp-coded excitation signal, experimental results show that artifact noise is suppressed obviously with a measurable improvement in SNRe(elastographic signal-to-noise ratio) and CNRe(elastographic contrast-to-noise ratio) in strain images corresponding to the conventional system.

Key words: ultrasound; elastography; coded excitation; noise reduction algorithm; spatial compounding; Chirp; ultrasound system simulation

0 引言

超声弹性成像作为生物组织成像的新模式,已成为当前超 声医学工程学领域的前沿和热点。该技术可以探测出人体组 织与病理变化相关的硬度改变,对肿瘤(癌症)的早期检测和 诊断具有重要意义。弹性成像的研究自 1991 年被 Ophir 等人 提出以来,20 年中取得了快速发展。其成像的基本原理是:对 组织施加一个动态或者准静态的压力,在相同的压力下硬的组 织形变较小,而软的组织形变较大。分别采集组织压缩前后的 射频信号,利用信号追踪方法对信号进行分析,计算出组织内 部位移分布,从而得到其应变分布及弹性系数分布^[1]。

弹性成像图像和其他超声成像图像一样遭受特殊形态噪声的影响,在弹性成像中称为伪影噪声。其主要来源于两个方面:a)由于组织挤压、变形、侧滑和其他的运动导致的解相关

错误;b)主要来源于电噪声和超声成像系统的固有物理特性 影响^[2]。在传统的超声 B 型成像中,如果同一个目标在不同 的扫描条件下,如中心频率、波束脉宽或波束发射角度,可以得 到有不同斑点图样且彼此解相关的超声图像。超声图像复合 就是平均这些不同条件下获取的图像,以达到平滑和抑制斑点 噪声的目的。大量研究表明,复合的方法可以很好地抑制斑点 噪声,这些方法包括对同一感兴趣区域不同成像角度所得图像 的空间复合^[3,4]、不同发射频率所得图像的频率复合^[5]。同样 利用不同成像角度获取的图像间噪声的解相关特性,空间复合 的方法已被用于在弹性成像中抑制伪影噪声^[6,7],图像品质显 著提高。

除上述接收端处理技术之外,发射端编码激励技术对提高 弹性成像系统性能也有新的进展。超声系统研究中,随着硬件 成本的降低,编码激励技术已被广泛引入到各类超声系统中。 Liu 等人^[8]将编码激励引入到超声弹性成像中,图像效果明显

收稿日期: 2012-09-12; 修回日期: 2012-10-22

作者简介:王春光(1987-),男,山东潍坊人,硕士研究生,主要研究方向为医学超声图像处理(wchunguang@163.com);刘文(1985-),男,浙江 杭州人,博士研究生,主要研究方向为医学超声信号处理;刘东权(1956-),男,美国华盛顿州人,教授,博导,博士,主要研究方向为医学超声系统优 化及医学超声信号处理、图像处理.

提升。编码激励技术在保持峰值声功率的前提下,通过延长发 射脉冲的持续时间大幅地提高平均声功率,从而增加了系统的 回波信噪比(echo signal-to-noise ratio, eSNR),理论上可提高 15~20 dB^[9]。回波信号 eSNR 和声场功率的提高可降低信号 噪声和声场衰减对弹性成像的影响,从而增强弹性应变图像的 质量。文献[8]中比较了短脉冲、Chirp、Barker、Golay 等编码方 式应用于弹性成像的性能,结果证明 Chirp 编码有较好的性能 表现。

本文在探头发射端使用 Chirp 编码激励技术的基础上,结 合接收端基于滤波器的空间复合方法,抑制并去除弹性应变图 像的伪影噪声,提高图像质量。

1 Chirp 激励的超声弹性成像系统

1.1 编码激励超声弹性成像系统工作原理

超声编码激励成像系统同样以传统脉冲回波成像系统为 基础(如图1所示),不同之处在于:a)发射电路采用编码发射 激励,必要时还需要对发射编码进行幅度调制;b)接收电路中 需要对回波信号进行解码,又称为脉冲压缩。



编码激励的基本原理如图2所示,用长串编码脉冲进行激励,激励脉冲信号的持续时间远长于超声换能器的脉冲响应时间,因而可以增加信号所携带的能量,提高信号的平均声功率。脉冲压缩后得到与单脉冲激励宽度相近但幅度明显增强的回波信号,在保证成像系统分辨率的同时提高超声图像的信噪比,提高探测深度,从而提高超声成像质量。



图 2 超声编码激励原理

在编码激励的弹性成像系统中,组织压缩前后的两条回波 信号可建模如下:

$$r_1(t) = e(t) * h(t) * u(t) + n_1(t)$$
(1)

$$r_2(t) = e(t) * h(t) * u(t + s(t)) + n_2(t)$$
(2)

其中:e(t)为超声成像系统采用的编码激励序列;h(t)为系统 冲激响应;u(t)为声场组织中散射子反射强度的分布函数; s(t)表示挤压作用力下散射子的空间位移变化; $n_1(t)$ 和 $n_2(t)$ 表示系统噪声;"*"表示卷积运算。理想情况下,应设计脉冲 压缩所用滤波器的冲击响应d(t),使:

$$e(t) * d(t) = N\delta(t)$$
(3)

其中:N>1,δ(t)为单位冲激函数。可见编码激励成像系统的 超声回波信号 r(t)相当于发射幅度为传统成像系统 N 倍的单脉冲激励的效果。

脉冲压缩通常采用匹配滤波器,匹配滤波器的脉冲响应可 以表达为

$$d(t) = k \times e(\tau_d - t) \tag{4}$$

其中:k为增益系数; T_d为时间偏移,以便于硬件实现。可以看

到匹配滤波器的冲激响应就是输入信号 e(t)的反向序列,在时间轴上向右平移。脉冲压缩过程可以表示为

$$x_1(t) = r_1(t) * d(t)$$
(5)

$$x_2(t) = r_2(t) * d(t)$$
(6)

在发射声压一致的前提下,编码激励系统脉冲压缩后信号的 SNR 远高于单脉冲激励回波信号的 SNR,而且 SNR 的增值 正比于编码长脉冲的时间带宽积^[9](time-bandwidth,TB),其 中,*T*为编码信号的脉冲长度,*B*为超声探头的带宽。

1.2 Chirp 编码激励

编码激励中根据编码方式的不同,可以分为频率编码(如 Chirp 信号)及相位编码(如 Golay 互补序列对、Barker 码等)。 Chirp 信号因为对频移不太敏感,在时间域和频率域上有一个 均匀的对称性,且容易硬件实现,应用广泛。

Chirp 信号又称线性调频信号,可以表示为

 $e(t) = w(t) \times \exp[j(2\pi f_0 t + \pi \frac{B}{2T}t^2)] - \frac{T}{2} \leq t \leq \frac{T}{2}$ (7)

其中:w(t)为窗口幅度调制函数,目的是为了消除频谱中的菲 涅尔波纹(通常采用 Tukey 窗函数):f₀为信号的中心频率;T 为 Chirp 信号的持续时间;B 为信号的调频宽度。从式(7)可 以看出,即时频率f 是一个随着时间变化的线性函数,其斜率 就是 B/T,其变化的快慢由时间 t 决定。在超声系统中,T 决定 了信号的发射能量,而脉冲的带宽 B 决定了图像的分辨率。 因此不能一味地增加 T 和 B,而是在设计调频信号时,折中地 选择 T 和 B。

对于 Chirp 信号,解码信号(脉冲压缩滤波器)是反向的调频信号,持续时间与发射信号相同,可表示为

$$e(t) = w(t) \times \exp\left[j(2\pi f_0 t - \pi \frac{B}{2T}t^2)\right] - \frac{T}{2} \le t \le \frac{T}{2}$$
(8)

在 Chirp 编码激励中,直接使用匹配滤波器进行脉冲压 缩,结果的距离旁瓣水平较高。采用与发射编码不同的窗口函 数调制解码信号可以降低距离旁瓣,这种脉冲压缩方式称为非 匹配滤波。为保证信噪比增益,本文采用 Tukey 窗和 Hanning 窗分别进行发射信号和解码信号的幅度调制。

2 弹性成像位移估计及应变计算

超声成像系统接收的信号在完成波束形成后,成为一条条的一维扫描信号,信号运动位移估计就在两帧信号相同位置的 一维信号上进行。在挤压过程中,由于连续帧的信号变化较小,主要以沿着挤压方向(即波束方向)为主,在连续帧的数据 上,可以近似地认为信号只存在刚性平移。

2.1 信号运动位移估计

对于一对脉冲压缩后的 RF 信号,首先以固定间隔把变形前的信号分成许多部分重叠的窗口。组织压缩前窗口内的位移估计,就是这个窗口与组织压缩后匹配窗口的位置差。信号位移估计的最基本算法是 ESCCA(exhaustive search cross-correlation algorithm),其基本思想是通过查找两帧窗口之间的互相关方法的最大绝对值来获取前一帧信号窗口的位移。实际应用中,ESCCA 算法需要较长时间运算,不适合实时超声系统。本文应用了另外一种估计算法——零相位算法^[10](phase-zero algorithm,PZA),该算法基于数据量小的基带 IQ 信号,相对于ESCCA 算法,计算效率高且不失准确性。

假设组织压前的信号为 x1,压后的回波信号 x2 被认为是

压之间信号 x₁ 的一个时移信号,同时假设在给定时刻的一定 范围内,信号只有刚性平移没有拉伸,x₂ 可以表示为

 $x_2(t) = x_1(t+\tau)$ (9) τ 便是需要计算的位移(时移)。

信号 x_1 和 x_2 的互相关方法表示为 $\langle x_1, x_2 \rangle(t)$,由式(9) 可知, x_1 和 x_2 的互相关方法可表示为 x_1 的自相关方法:

$$\langle x_1, x_2 \rangle(t) = \langle x_1, x_1 \rangle(t+\tau) \tag{10}$$

因为自相关方法在 t = 0 时有最大值,所以互相关方法在 $t = -\tau$ 时有最大值。同时, x_1, x_2 的解析信号 $x_{1+}(t), x_{2+}(t)$ 之间的互相关相位 $\varphi(t)$ 在同样位置 $t = -\tau$ 时存在:

$$\varphi(-\tau) = 0, \quad \text{ it } \varphi(t) = \arg(\langle x_{1+}, x_{2+} \rangle(t))$$
 (11)

因此,通过找到 $\varphi(t) = 0$ 的解可以估计信号的位移 τ 。求 解中, $\varphi(t)$ 可近似看成以超声探头中心频率 ω_0 为斜率的线性 方法。利用这个特性,可以通过牛顿迭代法找到 $\varphi(t)$ 的解:

$$t_{n+1} = t_n - \frac{\varphi(t_n)}{\varphi'(t_n)} \approx t_n - \frac{\varphi(t_n)}{\omega_0} = t_n - \frac{\arg(\langle x_{1+1}, x_{2+1} \rangle (t_n))}{\omega_0}$$
(12)

实际过程中,信号被采样为离散数据。为了能更准确地在 任何时间点计算互相关方法,需要对信号进行相关的插值操 作。本文对基带 IQ 数据采取线性插值。基带信号可通过解调 解析信号之后降采样获得。解调可理解为从载波信号中去除 载波频率恢复原始基波信号的过程,可描述为

$$x_{1b}(t) = x_{1+}(t) e^{-i\omega_m t}$$
(13)

其中:ω_m 表示解调频率,通常用探头中心频率 ω₀ 代替。于是 解析信号的互相关方法可表示为

$$\left\langle x_{1+}, x_{2+} \right\rangle(t) = \mathrm{e}^{-j\omega_{m}t} \left\langle x_{1b}, x_{2b} \right\rangle(t) \tag{14}$$

其中:**τ**_{k,l}表示在 l 次迭代后第 k 个窗口的时移结果;**T**_w 表示采用的互相关计算中窗口大小;^{*}表示复数的共轭。

2.2 信号幅度压缩

在实际计算中,由于噪声对信号幅度的影响,位移估计在 追踪位移时一般不在追踪窗口的中心。Céspedes 等人^[11] 指 出,实际的追踪窗口中心位置会偏向两条信号幅度较强的一 边,使互相关计算结果偏向于信号较强的一方,从而引入新的 调幅噪声。为了降低信号幅度对互相关过程的影响,需要对信 号强度进行幅度压缩校正。线性压缩并不能改变幅度相对大 小,因此需对信号使用非线性压缩。本文考虑到成像的实时 性,对 IQ 信号采取幅度归一化处理,表示为

$$x_{1bn}(t) = \frac{x_{1b}(t)}{\text{abs}[x_{1b}(t)]}$$
(16)

其中:abs 表示取复信号 $x_{1b}(t)$ 的模。

2.3 组织应变计算

在沿波束方向的单条扫描线上,轴向的组织应变可以通过 位移的梯度计算而来,表示为

$$e = \frac{\partial \hat{\tau}}{\partial t} \tag{17}$$

即位移曲线的斜率。直接计算差分,无论取多大的梯度,应变 估计都会遭受位移结果中噪声的较大干扰。因此,通常选择低 通数字差分滤波器(low-pass digital differentiator,LPDD)对每条 扫描线上的位移估计的结果窗口化计算,它的主要优势在于能 以数字信号处理的角度分析特定的差分过程。本文使用 Savitzky-Golay 数字差分滤波器 SG-I DD^[12],表达式为

$$y(n) = \sum_{k=1}^{M} \frac{3k}{(2M+1)(M+1)M} \Delta k$$
(18)

其中: $\Delta k = x(n+k) - x(n-k)$ (19) x(n)为输入信号,y(n)为输出信号,滤波器长度为2M+1。根

据 Gauss-Markov 理论^[13], SG-I DD 可获得最小的噪声放大系数。

2.4 弹性成像评价标准

弹性应变图像中,有两个参数被用于评价图像质量:信噪 比(signal-to-noise for elastography, SNR_e)和对比噪声比(contrast-to-noise for elastography, CNR_e)。SNR_e定义为

$$SNR_e = \frac{\mu_s}{\sigma_s} \tag{20}$$

其中:μ_s和 σ_s分别为应变图像均匀区域的均值和标准方差。 CNR_e将应变图的对比特性与噪声相结合,用于评估目标检测 能力^[8]。对于均匀介质中包含一个目标内含体的体模,CNR_e 定义为

$$CNR_{e} = \frac{2(\mu_{sb} - \mu_{st})^{2}}{\sigma_{sb}^{2} + \sigma_{st}^{2}}$$
(21)

其中: μ_{ss} 和 μ_{sb} 分别表示目标组织和背景均匀组织的均值, σ_{sb} 和 σ_{ss} 分别表示目标组织和背景组织的方差。

3 接收端基于滤波器的空间复合算法

发射端超声弹性图像空间复合是通过交替改变相控阵探 头发射和接收方向以得到多幅弹性应变图像,利用图像间伪影 噪声的解相关特性,对图像加权平均以达到平滑噪声的方法。 因此探头每次须以不同的角度发射声束,比如-5°、-0°、5°。 Liu等人^[14]提出一种可以替代以上多次发射的复合算法,该算 法只需探头发射一次,在接收端(Rx-side)利用滤波器组对帧 数据进行一维横向滤波,得到彼此解相关的多帧子带信号。利 用该方法对组织压前和压后的信号分别处理,以获得多帧解相 关的压前和压后信号,从而计算出多幅弹性应变图像进行复合 去噪。文献[14]中证明,经过一维横向滤波后得到的帧数据 相当于探头发射一定方向声束的回波数据,因此该方法称为接 收端基于滤波器的空间复合(Rx-side spatial compounding,RX-SC)。一维的横向滤波足以产生解相关的数据,在提高帧率的 同时能够完整保留轴向带宽,对于计算轴向位移基本没有 影响。

3.1 滤波器设计

高斯滤波器的脉冲响应与超声探头相近,因此本文选择调制高斯滤波器即 Gabor 滤波器,对基带 IQ 信号进行频率域的横向滤波。对于 Gabor 滤波器组:

$$h_i(l) = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} \exp(\frac{-l^2}{2\sigma^2}) \exp(j2\pi c_i l)$$
(22)

经过傅里叶变换,表示为

$$H_i(f_i) = \exp(\frac{-(f_i - c_i)^2}{2\gamma^2})$$
(23)

其中: $\gamma = 1/2\pi\sigma = B_h/\sqrt{8 \ln 2}$; $B_h \ge h_i$ 的谱线最大宽度(full width at half maximum, FWHM), 即半高宽; $c_i \ge h_i$ 的中心频率, 为了分析的便利,这里使用频率而非角速度。式(20)就是算 法中采用的频域滤波器。

3.2 数据处理流程

组织挤压前后的两帧信号在脉冲压缩后首先解调为基带 IQ 信号。对于每帧 IQ 数据,都会用 Gabor 滤波器组将 IQ 数据 分离为单独的 IQ 子数据。利用 IQ 子数据分别进行位移估计 和应变计算得到弹性应变图。采用零加权方法对子应变图平 均得到复合应变图。图 3 列举了接收端基于滤波器的空间复 合方法应用于超声弹性成像的步骤。



图 3 接收端基于滤波器的空间复合算法流程

当复合 N 对没有重叠频谱的 IQ 信号产生的彼此独立噪 声区域时, SNR。可以得到的√N提高^[15]。虽然选择没有重叠 的频率带可以导致更高的 SNR。,但是窄带宽信号会导致在空 间域上细节分辨率的降低。在实际操作过程中,为了保持空间 分辨率或者滤波器的形状,并不能选择完全不重叠的频率带。 如表 1 所示,各个滤波器的频率范围都会有重叠。

表1	具有3个滤波器的 Gabor 滤波器组	
滤波器	中心频率	FWHM 带宽
1	-0.3π	0.4π
2	0.0π	0.4π
3	0.3 7	0.4π

4 仿真及结果分析

4.1 仿真模型及方法

计算机仿真体模中均匀分布着 150 000 个散射子,体积为 40 mm×30 mm×5 mm。在弹性模量为 25 kPa 的软组织背景 中包含一个弹性模量为 80 kPa 的球型硬包容物,直径为 10 mm。实验采用文献[16]提出的简化分析模型移动散射子位 置模拟体模压缩变形后的散射子分布。本文只考虑组织的轴 向应变,所以忽略掉了侧向的散射子运动。轴向位移模型可表 示为

$$d(x,z) = -\frac{z}{r} \left(\frac{z^2}{r^2} Q(r) + \frac{x^2 \partial Q(r)}{r \partial r}\right)$$
(24)

其中: $r^2 = x^2 + z^2$ 且

$$Q(r) = \begin{cases} P \frac{2}{1+K} r & r \leq R \\ P \left[1 + \frac{1-K}{1+K} \left(2 \frac{R^2}{r^2} - \frac{R^4}{r^4} \right) \right] & r > R \end{cases}$$
(25)

其中:*R* 为硬物的半径;*K* 为硬物与软背景组织的比率;*P* 为软 背景组织的轴向应变。实验中*K* 值为 80 kPa/25 kPa = 3.2,*P* 为0.01。仿真的轴向应变图如图 4 所示。

为对比验证本文设计的效果,实验中仿真了四种方式获取 应变图像:不采用和采用 RXSC 的传统短脉冲方式、不采用和 采用 RXSC 的 Chirp 编码激励方式。压缩前后 RF 信号的仿真 过程由 Field II^[17]完成。短脉冲激励采用两个周期的正弦信 号,中心频率 f_0 为 5 MHz;Chirp 信号中心频率 f_0 为 5 MHz,带 宽 B 为 6 MHz,持续时间 T 为 15 μ s,并施加 Turkey 窗调制。脉 冲压缩滤波器采用 Hanning 窗调制。系统的采样频率为 100 MHz,探头有128个阵元,发射聚焦为1 cm,采用动态接收聚 焦,F-number保持为1。仿真的RF信号被转换为基带IQ复信 号,并重采样为512采样点、272条扫面线的回波信号帧。



应变图成像过程中,使用 phase zero 方法估计位移,轴向 窗口 T_w大小为 25,窗口重叠率为 90%,牛顿迭代次数为 1次; 在计算应变的过程中 SG-I DD 滤波器长度为 7。RXSC 算法采 用由表 1 中参数构成的三个滤波器,滤波结果为三组 IQ 信号 对。子应变图像在复合前进行了亮度调整,即亮度范围一致, 并且子应变图像在复合时的权重一样。

4.2 结果分析

实验对上述四种方式下接收的 RF 信号分别施加不同强 度的高斯白噪声,对比回波信号在不同 eSNR 下应变图像 SNR。和 CNR。的变化趋势。为定量地评估图像质量,在四种 方法获取的应变图背景区域同一位置选择采样窗口(如图 5 (a)左侧方框内)分别计算 SNR。,并在圆球硬物区域附近(如 图 5(a)中间标示框,圆框内为目标组织,方框外为背景组织) 计算 CNR。,结果如图 6 所示。



图 5 列举了 eSNR 为 20 dB 的情况下,四种条件分别计算 得到的应变图像。可以看出,对比其他方式,基于 Chirp 激励 并使用 RXSC 算法得到的应变图像噪声得到明显抑制。实际 上,空间复合方法会降低图像的空间分辨率,使得病灶边缘模 糊。通过编码激励,可提升图像空间分辨率,降低空间复合的 代价。结果表明,病灶区域与背景区域对比明显,达到临床诊 断的较优效果。

从图 6 中可以得到以下结论:在低 eSNR 的条件下 (eSNR < 40 dB),基于 Chirp 激励的弹性应变图像的 SNR_e和 CNR_e明显高于传统短脉冲激励方式;使用 RXSC 算法后短脉 冲和 Chirp 激励方式所得应变图像的 SNR_e和 CNR_e都有较大 提高,其中,基于 Chirp 激励并使用 RXSC 算法得到的应变图像





5 结束语

本文提出了一种在 Chirp 编码激励提升信号信噪比的基础上,使用 RXSC 算法进一步提升图像质量的实现方法。实验结果表明该方法得到的超声弹性应变图像与传统方式相比, SNR。和 CNR。都得到了较大提高,噪声水平明显降低。理论上,使用更多的滤波器意味着得到更多的独立解相关信号,从 而更大程度地抑制噪声,但每个信号横向带宽也会相应减少。 为了尽可能不破坏信号横向的分辨率和轴向的相关性,须适中 地选择滤波器个数。实际上,使用3个滤波器足以得到较高的 图像品质。传统的基于发射端的复合方式需要使用多帧信号 合成一幅图像,增加了时间代价。基于滤波器的复合方法采用 接收端后处理的方式解决了这个问题,在不增加信号采集时间 和应变计算复杂度的情况下,达到了抑制斑点噪声的效果,保 证了成像实时性。该方法效果明显,有被用于临床徒手超声弹 性成像系统的潜能。

参考文献:

- [1] OPHIR J, CÉSPEDES I, PONNEKANTI H, et al. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues
 [J]. Ultrasonic Imaging, 1991, 13(3):111-134.
- [2] SZABO T L. Diagnostic ultrasound imaging: inside out [M]. [S. l.]: Elsevier Academic Press, 2004.
- [3] BERSON M, RONCIN A, POURCELOT L. Compound scanning with an electically steered beam [J]. Ultrasonic Imaging, 1981, 3(3): 303-308.
- [4] JESPERSEN S K, WILHJELM J E, SILLESEN H. Multiangle compound imgaing[J]. Ultraonic Imaging, 1998, 20(2):81-102.

- [11] SHARF A, LEWINER T, SHKLARSKI G, et al. Interactive topology-aware surface reconstruction [J]. ACM Trans on Graphics, 2007,26(3):431-439.
- [12] 苗兰芳,周廷方,彭群生. 稠密采样点模型的快速隐式曲面重建
 [J]. 工程图学学报,2010,31(2):84-91.
- [13] AMENTA N, KIL Y J. Defining point set surfaces [J]. ACM Trans on Graphics, 2004, 23(3):264-270.
- [14] OZTIRELI C, GUENNEBAUD G, GROSS M. Feature preserving point set surfaces based on non-linear kernel regression [J]. Computer Graphics Forum, 2009, 28(2):493-501.
- [15] OHTAKE Y, BELYAEV A, ALEXA M, et al. Multi-level partition of unity implicits [C]//Proc of SIGGRAPH. New York: ACM Press, 2003:463-470.
- [16] NAGAI Y, OHTAKE Y, SUZUKI H. Smoothing of partition of unity implicit surfaces for noise robust surface reconstruction [C]//Proc of

- [5] MELTON H, MAGNIN P. A-mode speckle reduction with compound frequencies and compound bandwidth[J]. Ultrsonic Imaging, 1984, 6(2):159-173.
- [6] TECAVIPOO U, CHEN Q, VARHESE T, et al. Noise reduction using spatial-angular compounding for elastography [J]. IEEE Trans on Ultrasonic Ferroelectrics and Frequency Control, 2005, 52(6): 961-970.
- [7] RAO M, VARGHESE T. Correlation analysis for angular compounding in strain imaging [J]. IEEE Trans on Ultrasonic Ferroelectrics and Frequency Control, 2007, 54(9):1903-1907.
- [8] LIU Jie, MICHAEL F. Coded pulse excitation for ultrasonic strain imaging[J]. IEEE Trans on Ultrasonic Ferroelectrics and Frequency Control, 2005, 52(2):231-240.
- [9] O'DONNELL M. Coded excitation system for improving the penetration of real-time phased-array imaging systems [J]. IEEE Trans on Ultrasonic Ferroelectrics and Frequency Control, 1992, 39 (3): 341-351.
- [10] PESAVENTO, PERREY C, KRUEGER M, et al. A time efficient and accurate strain estimation concept for ultrasonic elastography using iterative phase zero estimation [J]. IEEE Trans on Ultrasonic Ferroelectrics and Frequency Control, 1999, 46(5):1057-1067.
- [11] CÉSPEDES I, OPHIR J. Reduction of image noise in elastography[J]. Ultrasonic Imaging, 1993, 15(2):89-102.
- [12] LUO Jian-wei, BAI Jing, HE Ping, et al. Axial strain calculation using a low-pass digital differentiator in ultrasound elasography [J]. IEEE Trans on Ultrasonic Ferroelectrics and Frequency Control, 2004, 51(9):1119-1127.
- [13] ZHANG Xu-dong. Modern signal processing [M]. 2nd ed. Beijing: Tsinghua University, 2002.
- [14] LIU P, LIU D C. Filter-based compounded delay estimation with application to strain imaging[J]. IEEE Trans on Ultrasonic Ferroelectrics and Frequency Control,2011,58(10):2078-2095.
- [15] CHENG Yang-jie, CUI Shao-guo, LIU D C. Frequency compounding for ultrasound freehand elastography [C]//Proc of the 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. 2010:1-4.
- [16] CHEN X, ZOHDY M J, EMELIANOV S Y, et al. Lateral speckle tracking using synthetic lateral phase[J]. IEEE Trans on Ultrasonic Ferroelectrics and Frequency Control, 2004, 51 (5):540-550.
- [17] JENSEN J A. Field; a program for simulating ultrasound systems
 [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 1996, 34 (sl): 351-353.

Symposium on Geometry Processing. New York: ACM Press, 2009: 1339-1348.

- [17] 唐月红,李秀娟,程泽铭,等.隐式T样条实行封闭曲面重建[J]. 计算机辅助设计与图形学学报,2011,23(2):270-275.
- [18] 杨军,诸昌钤.带噪声的点云数据的隐式曲面重建算法[J].西南 交通大学学报,2008,43(1):29-34.
- [19] LEMPITSKY V. Surface extraction from binary volumes with higherorder smoothness [C]//Proc of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. Washington DC: IEEE Computer Society, 2010:1197-1204.
- [20] BABAK T. Generation and optimization of local shape descriptors for point matching in 3D surfaces [D]. Kingston, Canada: Queen's University, 2009.
- [21] CIGNONI P, ROCCHINI C, SCOPIGNO R. Metro; measuring error on simplified surfaces[J]. Computer Graphics Forum, 1998, 17 (2): 167-174.

⁽上接第1595页)