



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103565469 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 20

(21) 申请号 201210270396. 2

US 2005/0228279 A1, 2005. 10. 13, 全文.

(22) 申请日 2012. 08. 01

吴文焘 等. 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, 第 36 卷 (第 1 期), 第 66-72 页.

(73) 专利权人 华中科技大学

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞瑜路 1037 号

KW Hollman et al.. Coherence factor of speckle from a multi-row probe. 《Proc. IEEE Ultrason. Symp.》. 1999, 第 1257-1260 页.

(72) 发明人 尉迟明 丁明跃 贾艳平 许梦玲 李旭

审查员 王传利

(74) 专利代理机构 华中科技大学专利中心 42201

代理人 朱仁玲

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101527034 A, 2009. 09. 09, 全文.

CN 102435992 A, 2012. 05. 02, 全文.

CN 1799511 A, 2006. 07. 12, 全文.

WO 2011/095896 A1, 2011. 08. 11, 全文.

CN 102599929 A, 2012. 07. 25, 全文.

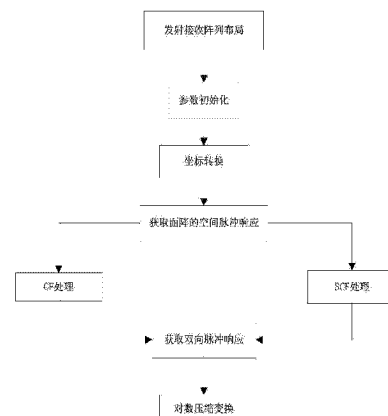
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

一种提高二维阵列实时超声体成像质量的方法

(57) 摘要

本发明公开了一种提高二维阵列实时超声体成像质量的方法,包括以下步骤:设置面阵阵列的发射和接收阵列布局,对面阵阵列执行参数初始化,将超声波的扫描区域的极坐标形式转换为直角坐标形式,利用远场连续波对面阵阵列的发射超声声场进行近似,以获取面阵阵列的空间脉冲响应,对接收到的超声波信号进行CF处理,根据处理后的超声波信号获取面阵阵列的双向脉冲回波响应,对双向脉冲回波响应 $p(\vec{r}, t)$ 进行归一化对数压缩变换。本发明能够降低面阵的阵元数量和通道数,降低三维超声系统的前端电路复杂程度,并提高三维图像质量,达到实时体成像。



1. 一种提高二维阵列实时超声体成像质量的方法,其特征在于,包括以下步骤:

- (1) 设置面阵列的发射和接收阵列布局;
- (2) 对面阵列执行参数初始化;

(3) 将超声波的扫描区域的极坐标形式  $(r_0, \theta, \varphi)$  转换为直角坐标形式,其中  $r_0$  为扫描深度,  $\theta$  为扫描仰角,  $\varphi$  为扫描方位角,  $0 < \theta \leq \pi/2$ ,  $0 < \varphi \leq 2\pi$ , 直角坐标的横、纵坐标  $u$  和  $v$  分别为:

$$u = \sin \theta \cos \varphi, v = \sin \theta \sin \varphi$$

(4) 利用远场连续波对面阵列的发射超声声场进行近似,以获取面阵列的空间脉冲响应,具体而言,包括以下子步骤:

(4-1) 根据扫描区域的聚集中心对面阵列中的各阵元进行聚焦延时,具体而言,聚焦中心为  $(r_0, \theta_0, \varphi_0)$ ,  $\theta_0$  为聚焦中心的仰角,  $\varphi_0$  为聚焦中心的方位角,各个阵元到聚焦中心的聚焦延时  $\Delta t_{nm}$  为:

$$\Delta t_{nm} = \frac{r_0}{c} - \frac{\sqrt{(r_0 u_0 - nd)^2 + (r_0 v_0 - md)^2 + (\cos \theta_0 r_0)^2}}{c}$$

其中  $n = 0 \dots N-1$ ,  $m = 0 \dots M-1$ ,  $(n, m)$  用于表示面阵列中的各个阵元,  $c$  为超声波在人体组织中的传播速度,  $N$  和  $M$  分别为面阵列中一行和一列的阵元数量,  $nd, md$  分别代表阵元  $(n, m)$  的坐标位置,  $u_0 = \sin \theta_0 \cos \varphi_0$ ,  $v_0 = \sin \theta_0 \sin \varphi_0$ ,  $(r_0 u_0, r_0 v_0)$  代表聚焦中心对直角坐标的投影;

(4-2) 获取面阵列中各阵元到达空间区域中各点的时间:

$$t_{nm} = \frac{\sqrt{(ru - nd)^2 + (rv - md)^2 + (\cos \theta r)^2}}{c}$$

(4-3) 获取面阵列的发射空间脉冲响应  $P_t(\vec{r}, t)$ :

$$P_t(r_0, \theta, \varphi, t) = \sum_{n=0}^{N_1-1} \sum_{m=0}^{M_1-1} \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}}$$

其中  $w = \frac{2\pi f}{c}$  代表发射超声波的波数,  $N_1, M_1$  为发射阵列中一行和一列的阵元数量,  $N_1 \times M_1$  为发射阵列中总的阵元数量;

(4-4) 获取面阵列的接收空间脉冲响应  $P_r(r_0, \theta, \varphi, t)$ :

$$P_r(r_0, \theta, \varphi, t) = \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}};$$

其中  $N_2, M_2$  为接收阵列中一行和一列的阵元数量,  $N_2 \times M_2$  为接收阵列中总的阵元数量;

(5) 对接收到的超声波信号进行 CF 处理,具体包括以下子步骤:

(5-1) 计算接收阵列中各个阵元所接收到的超声波信号所需的 CF 值:

$$CF = \frac{\left| \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} S(n,m) \right|}{N_2 \times M_2 \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} |S(n,m)|^2}$$

其中  $S(n,m) = \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}}$ , 表示各个阵元接收到的超声波信号;

(5-2) 根据 CF 值对接收到的超声波信号进行 CF 处理, 具体采用以下公式:

$$P_r(r_0, \theta, \varphi, t)' = CF \times P_r(r_0, \theta, \varphi, t)$$

(6) 根据处理后的超声波信号获取面阵阵列的双向脉冲回波响应  $p(\vec{r}, t)$ :

$$p(r_0, \theta, \varphi, t) = P_i(r_0, \theta, \varphi, t) \times P_r(r_0, \theta, \varphi, t)'$$

(7) 对双向脉冲回波响应  $p(\vec{r}, t)$  进行归一化对数压缩变换:

$$PE(\vec{r}) = 20 \lg \left( \frac{\max |p(r_0, \theta, \varphi, t)|}{\max |p(r_0, \theta_0, \varphi_0, t)|} \right)$$

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 步骤 (2) 具体为, 以面阵中心为坐标原点, 设置两个阵元的中心间距为  $d = 0.4 \lambda$ , 其中超声波的波长:  $\lambda = \frac{c}{f}$ ,  $f$  为超声波的发射频率。

## 一种提高二维阵列实时超声体成像质量的方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于超声成像技术领域,更具体地,涉及一种提高二维阵列实时超声体成像质量的方法。

### 背景技术

[0002] 目前二维超声因其无辐射,价格便宜而在临床应用中得到广泛的应用。但对二维超声图像的观察必须依赖医生的经验和专业知识,不能形象的表示人体脏器的三维立体解剖结构。因此对三维超声的研究,可以提高超声图像的时间和空间分辨力有助于逼真的显示人体脏器各结构的解剖方位,周邻关系,活动规律和血流动力学变化,对于临床诊断和手术导航有着重要的意义。现有的对三维超声成像的方法主要有:1)机械扫描法;2)面阵成像法。机械扫描法是以采集的多幅二维图像做三维重建后得到三维超声图像,该方法存在操作复杂,成像缓慢,图像易失真等缺点。面阵成像法具有便捷快速,多向多平面扫描获得实时三维图像的优点,但是由于面阵所需的阵元数量巨大和通道数多而使得其加工困难,并且阵元间的高密集度使得阵元阻抗高而影响成像质量。

[0003] 近几年来,多种降低阵元数量并在一定程度上维持图像质量的面阵设计方法已经被提出,比如稀疏阵列,合成孔径方法,最小冗余度法,子阵相控阵法等等。随机稀疏阵列采用随机选取阵列中的阵元进行发射,而破坏其对超声声场的等间隔采样,以此消除栅瓣的出现。此法虽然避免了栅瓣的出现,但也提高了旁瓣水平。使得相比于满阵,其图像质量下降。合成孔径法通过遍历发射阵元的方法虽然能有效的降低阵列的通道数,但是其旁瓣水平也被提高而影响图像质量。最小冗余度阵列也可以有效降低阵元的数量,提高成像速度,使得其能达到实时扫描的目的,但同样使得其旁瓣水平升高而影响图像质量。其他阵列设计方法不再一一列举。总体而言,现有的阵列设计方法都集中于如何设计出能降低阵元的数量和控制通道并使得该阵列设计能够具有较好的主旁瓣特性以及使其能进行实时三维成像,但是它们大部分都以牺牲旁瓣为代价,从而降低了成像质量。

### 发明内容

[0004] 针对现有技术的缺陷,本发明的目的在于提高二维阵列实时超声体成像质量的方法,其能够降低面阵的阵元数量和通道数,降低三维超声系统的前端电路复杂程度,并提高三维图像质量,达到实时体成像。

[0005] 为实现上述目的,本发明提供了一种提高二维阵列实时超声体成像质量的方法,包括以下步骤:

[0006] (1) 设置面阵阵列的发射和接收阵列布局;

[0007] (2) 对面阵阵列执行参数初始化;

[0008] (3) 将超声波的扫描区域的极坐标形式 $(r_0, \theta, \varphi)$ 转换为直角坐标形式,其中  $r_0$  为扫描深度,  $\theta$  为扫描仰角,  $\varphi$  为扫描方位角,  $0 < \theta \leq \pi/2$ ,  $0 < \varphi \leq 2\pi$ , 直角坐标的横、纵坐标  $u$  和  $v$  分别为:

[0009]  $u = \sin \theta \cos \varphi, v = \sin \theta \sin \varphi$

[0010] (4) 利用远场连续波对面阵阵列的发射超声声场进行近似, 以获取面阵阵列的空间脉冲响应, 具体而言, 包括以下子步骤:

[0011] (4-1) 根据扫描区域的聚集中心对面阵阵列中的各阵元进行聚焦延时, 具体而言, 聚焦中心为  $(r_0, \theta_0, \varphi_0)$ ,  $\theta_0$  为聚焦中心的仰角,  $\varphi_0$  为聚焦中心的方位角。各个阵元到聚焦中心的聚焦延时  $\Delta t_{nm}$  为:

$$[0012] \quad \Delta t_{nm} = \frac{r_0}{c} - \frac{\sqrt{(r_0 u_0 - nd)^2 + (r_0 v_0 - md)^2 + (\cos \theta_0 r_0)^2}}{c}$$

[0013] 其中  $n=0 \dots N-1, m=0 \dots M-1$ ,  $(n, m)$  用于表示面阵阵列中的各个阵元,  $N$  和  $M$  分别为面阵阵列中一行和一列的阵元数量,  $nd, md$  分别代表阵元  $(n, m)$  的坐标位置,  $u_0 = \sin \theta_0 \cos \varphi_0, v_0 = \sin \theta_0 \sin \varphi_0$ ,  $(r_0 u_0, r_0 v_0)$  代表聚焦中心对直角坐标的投影;

[0014] (4-2) 获取面阵阵列中各阵元到达空间区域中各点的时间:

$$[0015] \quad t_{nm} = \frac{\sqrt{(ru - nd)^2 + (rv - md)^2 + (\cos \theta r)^2}}{c}$$

[0016] (4-3) 获取面阵阵列的发射空间脉冲响应  $P_t(\vec{r}, t)$ ;

[0017]

$$P_t(r_0, \theta, \varphi, t) = \sum_{n=0}^{N_1-1} \sum_{m=0}^{M_1-1} \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}}$$

[0018] 其中  $w = \frac{2\pi f}{c}$  代表发射超声波的波数,  $N_1, M_1$  为发射阵列中一行和一列的阵元数量,  $N_1 \times M_1$  为发射阵列中总的阵元数量;

[0019] (4-4) 获取面阵阵列的接收空间脉冲响应  $P_r(r_0, \theta, \varphi, t)$ ;

[0020]

$$P_r(r_0, \theta, \varphi, t) = \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}}。$$

[0021] 其中  $N_2, M_2$  为接收阵列中一行和一列的阵元数量,  $N_2 \times M_2$  为接收阵列中总的阵元数量;

[0022] (5) 对接收到的超声波信号进行 CF 处理, 具体包括以下子步骤:

[0023] (5-1) 计算接收阵列中各个阵元所接收到的超声波信号所需的 CF 值:

$$[0024] \quad CF = \frac{\left| \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} S(n, m) \right|}{N_2 \times M_2 \sum_{n=0}^{N_2} \sum_{m=0}^{M_2} |S(n, m)|^2}$$

[0025] 其中  $S(n, m) = \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}}$ , 表示各个阵元接收到的超声波信号;

[0026] (5-2) 根据 CF 值对接收到的超声波信号进行 CF 处理, 具体采用以下公式:

[0027]

$$P_r(r_0, \theta, \varphi, t)' = CF \times P_r(r_0, \theta, \varphi, t)$$

[0028] (6) 根据处理后的超声波信号获取面阵阵列的双向脉冲回波响应  $p(\vec{r}, t)$ ;

[0029]

$$p(r_0, \theta, \varphi, t) = P_t(r_0, \theta, \varphi, t) \times P_r(r_0, \theta, \varphi, t)'$$

[0030] (7) 对双向脉冲回波响应  $p(\vec{r}, t)$  进行归一化对数压缩变换：

[0031]

$$PE(\vec{r}) = 20 \lg \left( \frac{\max |p(r_0, \theta, \varphi, t)|}{\max |p(r_0, \theta_0, \varphi_0, t)|} \right)$$

[0032] 步骤(2)具体为,以面阵中心为坐标原点,设置两个阵元的中心间距为  $d=0.4\lambda$ , 其中超声波的波长  $\lambda = \frac{c}{f}$ ,  $f$  为超声波的发射频率,  $c$  为超声波在人体组织中的传播速度。

[0033] 本发明还提供了一种提高二维阵列实时超声体成像质量的方法,包括以下步骤:

[0034] (1) 设置面阵阵列的发射和接收阵列布局;

[0035] (2) 对面阵阵列执行参数初始化;

[0036] (3) 将超声波的扫描区域的极坐标形式  $(r_0, \theta, \varphi)$  转换为直角坐标形式,其中  $r_0$  为扫描深度,  $\theta$  为扫描仰角,  $\varphi$  为扫描方位角,  $0 < \theta \leq \pi/2, 0 < \varphi \leq 2\pi$ , 直角坐标的横、纵坐标  $u$  和  $v$  分别为:

$$[0037] \quad u = \sin \theta \cos \varphi, v = \sin \theta \sin \varphi$$

[0038] (4) 利用远场连续波对面阵阵列的发射超声声场进行近似,以获取面阵阵列的空间脉冲响应,具体而言,包括以下子步骤:

[0039] (4-1) 根据扫描区域的聚集中心对面阵阵列中的各阵元进行聚焦延时,具体而言,聚焦中心为  $(r_0, \theta_0, \varphi_0)$ ,  $\theta_0$  为聚焦中心的仰角,  $\varphi_0$  为聚焦中心的方位角。各个阵元到聚焦中心的聚焦延时  $\Delta t_{nm}$  为:

$$[0040] \quad \Delta t_{nm} = \frac{r_0}{c} - \frac{\sqrt{(r_0 u_0 - nd)^2 + (r_0 v_0 - md)^2 + (\cos \theta_0 r_0)^2}}{c}$$

[0041] 其中  $n=0 \dots N-1, m=0 \dots M-1$ ,  $(n, m)$  用于表示面阵阵列中的各个阵元,  $N$  和  $M$  分别为面阵阵列中一行和一列的阵元数量,  $nd, md$  分别代表阵元  $(n, m)$  的坐标位置,  $u_0 = \sin \theta_0 \cos \varphi_0, v_0 = \sin \theta_0 \sin \varphi_0$ ,  $(r_0 u_0, r_0 v_0)$  代表聚焦中心对直角坐标的投影;

[0042] (4-2) 获取面阵阵列中各阵元到达空间区域中各点的时间:

$$[0043] \quad t_{nm} = \frac{\sqrt{(ru - nd)^2 + (rv - md)^2 + (\cos \theta r)^2}}{c}$$

[0044] (4-3) 获取面阵阵列的发射空间脉冲响应  $P_t(\vec{r}, t)$ :

[0045]

$$P_t(r_0, \theta, \varphi, t) = \sum_{n=0}^{N_1-1} \sum_{m=0}^{M_1-1} \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}}$$

[0046] 其中  $w = \frac{2\pi f}{c}$  代表发射超声波的波数,  $N_1, M_1$  为发射阵列中一行和一列的阵元数量,

$N_1 \times M_1$  为发射阵列中总的阵元数量;

[0047] (4-4) 获取面阵阵列的接收空间脉冲响应  $P_r(r_0, \theta, \varphi, t)$ :

[0048]

$$P_r(r_0, \theta, \varphi, t) = \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}}$$

[0049] 其中  $N_2, M_2$  为接收阵列中一行和一列的阵元数量,  $N_2 \times M_2$  为接收阵列中总的阵元数

量；

[0050] (5) 对接收到的超声波信号进行 CF 处理,具体包括以下子步骤:

[0051] (5-1) 计算接收阵列中各个阵元所接收到的超声波信号所需的 SCF 值:

$$[0052] \quad SCF^p = \left| 1 - \sqrt{1 - \left( \frac{1}{N_2 \times M_2} \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} g(n,m) \right)^2} \right|^p,$$

[0053] 其中  $g(n,m) = \begin{cases} 1 & \text{当 } s(n,m) \geq 0 \text{ 时} \\ -1 & \text{当 } s(n,m) < 0 \text{ 时} \end{cases}$ , 表示各个阵元接收到的超声波信号符号,  $p$  为相

干因子的适应参数,在本发明中采用  $P=1$ 。

[0054] (5-2) 根据 SCF 值对接收到的超声波信号进行 CF 处理,具体采用以下公式:

$$[0055] \quad P_r(\vec{r}, t)' = SCF \times P_r(\vec{r}, t)$$

[0056] (6) 根据处理后的超声波信号获取面阵阵列的双向脉冲回波响应  $p(\vec{r}, t)$ :

[0057]

$$p(r_0, \theta, \varphi, t) = P_t(r_0, \theta, \varphi, t) \times P_r(r_0, \theta, \varphi, t)'$$

[0058] (7) 对双向脉冲回波响应  $p(\vec{r}, t)$  进行归一化对数压缩变换:

[0059]

$$PE(\vec{r}) = 20 \lg \left( \frac{\max |p(r_0, \theta, \varphi, t)|}{\max |p(r_0, \theta_0, \varphi_0, t)|} \right)$$

[0060] 通过本发明所构思的以上技术方案,与现有技术相比,本发明具有以下有益效果:

[0061] 1、由于采用了步骤(1),所以可以简化超声装置前端探头的复杂度,减少阵元的使用数量,减少前端所需的通道数,因此可以减少提高超声装置的硬件复杂度和数据处理速度,提高成像帧率。

[0062] 2、由于采用了步骤(5),所以降低了旁瓣对主瓣幅值的影响,减少旁瓣和栅瓣伪影的产生,克服由于第一步的引入造成的旁瓣水平的提高。从而可以提高 3 维图像的分辨率和对比度,大幅度的提高图像质量。

## 附图说明

[0063] 图 1 是本发明提高二维阵列实时超声体成像质量的方法的流程图。

[0064] 图 2 (a) 是稠密阵列的发射和接收模式。

[0065] 图 2 (b) 是单发单接合成孔径阵列的发射和接收模式。

[0066] 图 2 (c) 是对角线发射十字架接收阵列的发射和接收模式。

[0067] 图 2 (d) 是稀疏阵列的发射和接收模式。

[0068] 图 3 (a) 是稠密阵列未被处理的双向脉冲响应图。

[0069] 图 3 (b) 是用 CF 方法处理稠密阵列后的双向脉冲响应图。

[0070] 图 3 (c) 是用 SCF 方法处理稠密阵列后的双向脉冲响应图。

[0071] 图 4 (a) 是单发单接合成孔径阵列未被处理的双向脉冲响应图。

[0072] 图 4 (b) 是用 CF 方法处理单发单接合成孔径阵列后的双向脉冲响应图。

[0073] 图 4 (c) 是用 SCF 方法处理单发单接合成孔径阵列后的双向脉冲响应图。

- [0074] 图 5 (a) 是稀疏阵列未被处理的双向脉冲响应图。
- [0075] 图 5 (b) 是用 CF 方法处理稀疏阵列后的双向脉冲响应图。
- [0076] 图 5 (c) 是用 SCF 方法处理稀疏阵列后的双向脉冲响应图。
- [0077] 图 6 (a) 是对角线发射十字架接收阵列未被处理的双向脉冲响应图。
- [0078] 图 6 (b) 是用 CF 方法处理对角线发射十字架接收阵列后的双向脉冲响应图。
- [0079] 图 6 (c) 是用 SCF 方法处理对角线发射十字架接收阵列后的双向脉冲响应图。

### 具体实施方式

[0080] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0081] 以下首先就本发明的技术术语进行解释和说明:

[0082] CF:英文为 coherence factor,称为相干因子法。CF 是利用接收阵列接收到的信号的相干和与不相干和的比率加权所接收到的信号,从而实现抑制旁瓣的目的。对于来自聚焦中心处的信号,其相干和与不相干和的比率为 1,所以加权到该接收信号时相当于不对该处信号做处理。对于来自非聚焦中心处的信号,其相干和是远小于不相干和的,所以其比率远小于 1,加权到该接收信号时,相当于将该处信号降低至很小,而达到抑制旁瓣的目的。CF 是从接收信号的幅值角度来达到抑制旁瓣的目的,所以对于栅瓣没有很好的抑制效果。

[0083] SCF:英文为 sign coherence factor,称为符号相干因子法。SCF 是利用接收阵列接收到的信号的相位分散性加权所接收到的信号。利用相位符号的方差可获得相位的分散性。来自聚焦中心的信号,其相位分散度为 0,来自非聚焦中心的信号,其相位分散度则大于 0 小于 1。所以利用 1 减去其相位分散度就可以获得对接收信号的加权系数 SCF。利用该加权系数对接收信号加权可以达到同时抑制旁瓣和栅瓣的目的。

[0084] 如图 1 所示,本发明提高二维阵列实时超声体成像质量的方法包括以下步骤:

[0085] (1) 设置面阵阵列的发射和接收阵列布局;

[0086] 具体而言,对于含有二维面阵探头的超声装置,如果其二维面阵为如图 2 (a)所示的稠密阵列,则根据面阵阵列设计原理,只采用其中的某些阵元;对于图 2 (b)所示的稀疏阵列,当阵列中的一个阵元完成发射后,用该阵元完成接收信号事件,按图中箭头所示,在下一个发射接收事件中采用沿箭头方向的下一个阵元,直到遍历完阵列中的所有阵元;对于图 2 (c)所示的单发单接合成孔径阵列,用面阵阵列的两对角线上的阵元构成的阵列作为发射阵列,用面阵阵列中间的两行和两列构成的阵列作为接收阵列;对于图 2 (d)所示的对角线发射十字架接收阵列,用 0.25 的稀疏值对面阵阵列随机抽取构成发射阵列的发射阵元,用相同的方法获得接收阵列。

[0087] 图 1 中,柱状值为 1 表示该处的阵元被用于发射或接收,柱状值为 0 表示该处的阵元未被使用。

[0088] (2) 执行参数初始化,具体而言,如图 2 (a)、(b)、(c)、(d) 所示,以面阵中心为坐标原点,设置两个阵元的中心间距为  $d=0.4\lambda$ ,其中超声波的波长  $\lambda=\frac{c}{f}$ ,  $f$  为超声波的发射频率,  $c$  为超声波在人体组织中的传播速度。

[0089] (3) 将超声波的扫描区域的极坐标形式转换为直角坐标形式, 具体而言, 设扫描区域为 $(r_0, \theta, \varphi)$ , 其中 $r_0$ 为扫描深度,  $\theta$  为扫描仰角,  $\varphi$ 为扫描方位角,  $0 < \theta \leq \pi/2, 0 < \varphi \leq 2\pi$ 。以 $u$ 和 $v$ 分别表示直角坐标的横、纵坐标:

$$[0090] \quad u = \sin \theta \cos \varphi, v = \sin \theta \sin \varphi$$

[0091] (4) 利用远场连续波对面阵阵列的发射超声声场进行近似, 以获取面阵阵列的空间脉冲响应, 具体而言, 包括以下子步骤:

[0092] (4-1) 根据扫描区域的聚集中心对面阵阵列中的各阵元进行聚焦延时, 具体而言, 聚焦中心为 $(r_0, \theta_0, \varphi_0)$ ,  $\theta_0$ 为聚焦中心的仰角,  $\varphi_0$ 为聚焦中心的方位角。各个阵元到聚焦中心的聚焦延时 $\Delta t_{nm}$ 为:

$$[0093] \quad \Delta t_{nm} = \frac{r_0}{c} - \frac{\sqrt{(r_0 u_0 - nd)^2 + (r_0 v_0 - md)^2 + (\cos \theta_0 r_0)^2}}{c}$$

[0094] 其中 $n=0..N-1, m=0..M-1$ ,  $(n, m)$ 用于表示面阵阵列中的各个阵元,  $N$ 和 $M$ 分别为面阵阵列中一行和一列的阵元数量, 即 $N \times M$ 为面阵阵列中总的阵元数量,  $n, d$ 分别代表阵元 $(n, m)$ 的坐标位置,  $u_0 = \sin \theta_0 \cos \varphi_0, v_0 = \sin \theta_0 \sin \varphi_0$ ,  $(r_0 u_0, r_0 v_0)$ 代表聚焦中心对直角坐标的投影。

[0095] (4-2) 获取面阵阵列中各阵元到达空间区域中各点的时间:

$$[0096] \quad t_{nm} = \frac{\sqrt{(ru - nd)^2 + (rv - md)^2 + (\cos \theta r)^2}}{c}$$

[0097] (4-3) 获取面阵阵列的发射空间脉冲响应 $P_t(\vec{r}, t)$ :

[0098]

$$P_t(r_0, \theta, \varphi, t) = \sum_{n=0}^{N_1-1} \sum_{m=0}^{M_1-1} \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}}$$

[0099] 其中 $w = \frac{2\pi f}{c}$ 代表发射超声波的波数,  $N_1, M_1$ 为发射阵列中一行和一列的阵元数量,

$N_1 \times M_1$ 为发射阵列中总的阵元数量。

[0100] (4-4) 获取面阵阵列的接收空间脉冲响应 $P_r(r_0, \theta, \varphi, t)$ :

[0101]

$$P_r(r_0, \theta, \varphi, t) = \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}}$$

[0102] 其中 $N_2, M_2$ 为接收阵列中一行和一列的阵元数量,  $N_2 \times M_2$ 为接收阵列中总的阵元数量。

[0103] (5) 对接收到的超声波信号进行 CF 处理, 具体包括以下子步骤:

[0104] (5-1) 计算接收阵列中各个阵元所接收到的超声波信号所需的 CF 值

$$[0105] \quad CF = \frac{\left| \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} S(n, m) \right|}{N_2 \times M_2 \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} |S(n, m)|^2}$$

[0106] 其中 $S(n, m) = \frac{e^{jw(t-t_{nm}-\Delta t_{nm})}}{t_{nm}}$ , 表示各个阵元接收到的超声波信号。

[0107] (5-2) 根据 CF 值对接收到的超声波信号进行 CF 处理, 具体采用以下公式

[0108]

$$P_r(r_0, \theta, \varphi, t)' = CF \times P_r(r_0, \theta, \varphi, t)$$

[0109] 在本发明的另一个实施方式中,上述步骤(5)包括以下步骤:

[0110] (5-1) 计算接收阵列中各个阵元所接收到的超声波信号所需的 SCF 值:

$$SCF^p = \left| 1 - \sqrt{1 - \left( \frac{1}{N_2 \times M_2} \sum_{n=0}^{N_2-1} \sum_{m=0}^{M_2-1} g(n, m) \right)^2} \right|^p,$$

[0112] 其中  $g(n, m) = \begin{cases} 1 & \text{当 } s(n, m) \geq 0 \text{ 时} \\ -1 & \text{当 } s(n, m) < 0 \text{ 时} \end{cases}$ , 表示各个阵元接收到的超声波信号符号,  $p$  为相

干因子的适应参数,在本发明中采用  $P=1$ 。

[0113] (5-2) 根据 SCF 值对接收到的超声波信号进行 CF 处理,具体采用以下公式:

$$P_r(\bar{r}, t)' = SCF \times P_r(\bar{r}, t)$$

[0115] (6) 根据处理后的超声波信号获取面阵阵列的双向脉冲回波响应  $p(\bar{r}, t)$ :

[0116]

$$p(r_0, \theta, \varphi, t) = P_r(r_0, \theta, \varphi, t) \times P_r(r_0, \theta, \varphi, t)'$$

[0117] (7) 对双向脉冲回波响应  $p(\bar{r}, t)$  进行归一化对数压缩变换:

[0118]

$$PE(\bar{r}) = 20 \lg \left( \frac{\max |p(r_0, \theta, \varphi, t)|}{\max |p(r_0, \theta_0, \varphi_0, t)|} \right)$$

[0119] 如图 2 所示,对于本发明中采用的稠密阵列,稀疏阵列,单发单接合成孔径阵列(CSA),对角线发射十字架接收阵列(XTPR),所选用的阵列发射和接收方式不同,则发射和接收的阵元也不同。

[0120] 如图 3 所示,图 3 (a)是用稠密阵列获得的双向脉冲响应图。图 3 (b)是用 CF 方法处理的结果,图 3 (c)是用 SCF 方法处理的结果。从图中可以看出,未处理前的双向脉冲响应图在  $uv$  轴上存在较大的旁瓣水平,整体旁瓣水平为  $-79.21\text{dB}$ 。经过 CF 处理过后,双向脉冲响应的能量主要集中在原点附近,旁瓣水平大大降低。

[0121] 从以下表 1 测量的参数可知,  $-6\text{dB}$  主瓣宽度从  $1.26\text{mm}$  减少至  $1.01\text{mm}$  (其测量方法为  $r_0 \times$  角度宽度,其角度宽度为  $-6\text{dB}$  处  $u$  的最大值和最小值的差)。若认为  $\sin^2 \theta > 0.02$  区域为旁瓣区域,  $\sin^2 \theta \leq 0.02$  区域为主瓣区域,则在旁瓣区域中测量的最高旁瓣值从  $-48.79\text{dB}$  降低至  $-78.98\text{dB}$ 。经过 SCF 处理过后,同样可以使分布在  $uv$  轴上的旁瓣能量大大降低,从表 1 可知,  $-6\text{dB}$  主瓣宽度从  $1.26\text{mm}$  降低至  $1.01\text{mm}$ , 最高旁瓣值从  $-48.79\text{dB}$  降低至  $-79.31\text{dB}$ 。对于表 1,参数含义如下:其中 ASLL 代表旁瓣的平均值, PSLL 为最高旁瓣值, MSR 为主旁瓣能量比。表 1 中的虚线表示由于旁瓣值已经高于  $-50\text{dB}$ , 而不能测量  $-50\text{dB}$  处的主瓣宽度。

[0122] 表 1 用 CF 和 SCF 方法前后的主旁瓣水平

	稠密阵列	稠密阵列 (CF)	稠密阵列 (SCF)	CSA	CSA (CF)	CSA (SCF)	稀疏阵列	稀疏阵列 (CF)	稀疏阵列 (SCF)	XTPR	XTPR (CF)	XTPR (SCF)
[0123] -6dB /mm	1.26	1.01	1.01	0.76	0.25	0.25	1.26	1.01	1.13	1.63	1.42	1.22
-20dB /mm	2.27	1.76	1.51	4.03	0.76	0.50	2.27	1.76	1.99	4.85	2.44	2.15
-50dB /mm	17.73	4.78	2.39	—	2.52	1.26	—	3.65	6.79	—	37.13	22.94
ASLL /dB	-79.21	-80	-80	-66.11	-79.99	-79.99	-64.23	-79.91	-78.45	-65.44	-79.05	-79.37
PSLL /dB	-48.79	-78.98	-79.31	-29.81	-77.80	-68.85	-39.37	-75.53	-57.36	-27.49	-41.02	-46.68
MSR /dB	116.24	221.02	236.18	4.15	201.31	184.22	107.25	197.22	152.01	66.67	99.35	111.22

[0124] 如图 4 所示,图 4 (a)是用 CSA 阵列获得的双向脉冲响应图。图 4 (b)是用 CF 方法处理的结果,图 4 (c)是用 SCF 方法处理的结果。从图中可以看出,未处理前的双向脉冲响应存在很高的旁瓣水平,其平均旁瓣水平为 -66.11dB。经过 CF 处理后,双向脉冲响应的能量主要集中在原点附近,旁瓣水平大大降低。从表 1 可以看出,-6dB 主瓣宽度从 0.76mm 减少至 0.25mm,最高旁瓣值从 -29.81dB 降低至 -77.80dB。经过 SCF 处理后也有较大降低,但不如 CF 处理降低幅值大,最高旁瓣值从 -29.81dB 降低至 -68.85dB。

[0125] 如图 5 所示,图 5 (a)是用稀疏阵列获得的双向脉冲响应图。图 5 (b)是用 CF 方法处理的结果,图 5 (c)是用 SCF 方法处理的结果。从图中可以看出,未经处理前,由于整体旁瓣值已经达到了 -50dB 而不能测量 -50dB 处的主瓣宽度。经 CF 处理后,旁瓣水平大大降低,最高旁瓣值从 -39.37dB 降低至 -75.53dB,-6dB 主瓣宽度从 1.26mm 减少至 1.01mm。经 SCF 处理后,最高旁瓣值从 -39.37dB 降低至 -57.36dB,-6dB 主瓣宽度从 1.26mm 减少到 1.13mm。稀疏矩阵由于随机性大,所以每次测量的数据都会有较小差别,但不影响 CF 或 SCF 对主旁瓣的影响程度。

[0126] 如图 6 所示,图 6 (a)是用 XTPR 阵列获得的双向脉冲响应图。图 6 (b)是用 CF 方法处理的结果,图 6 (c)是用 SCF 方法处理的结果。从图中可以看出,未经处理前,在该阵列的对角线和 uv 轴上有较高的旁瓣水平,-50dB 处主瓣宽度也无法测量。经 CF 处理后,在 uv 轴上还是存在较高的旁瓣水平,最高旁瓣值从 -27.49dB 降低至 -41.02dB,-6dB 主瓣宽度从 1.63dB 减少到 1.42dB。经 SCF 处理后,uv 轴上的旁瓣水平有所下降,最高旁瓣值从 -27.49dB 降低至 -46.88dB,-6dB 主瓣宽度从 1.63dB 减少到 1.22dB。

[0127] 本领域的技术人员容易理解,以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

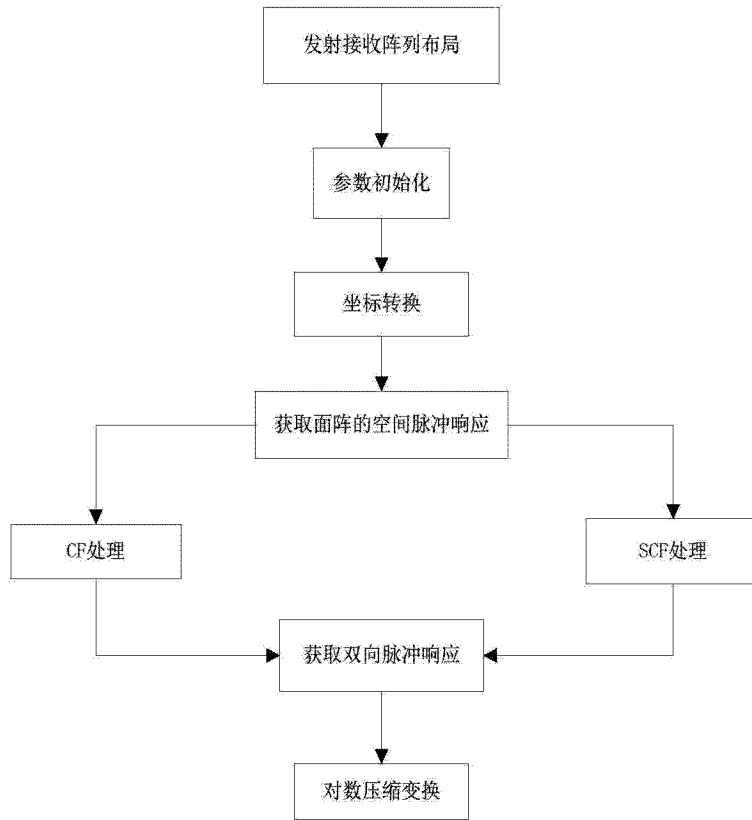


图 1

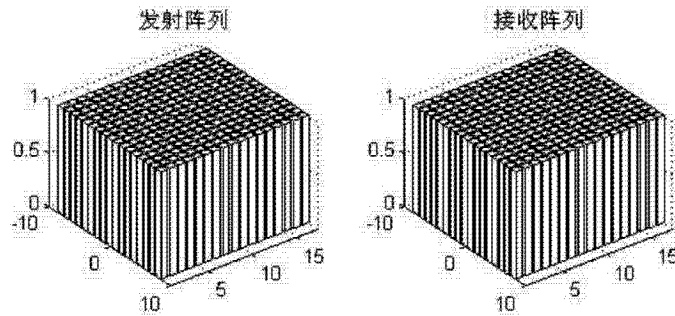


图 2(a)

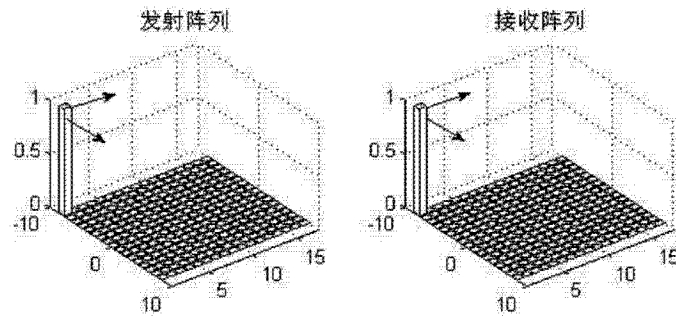


图 2(b)

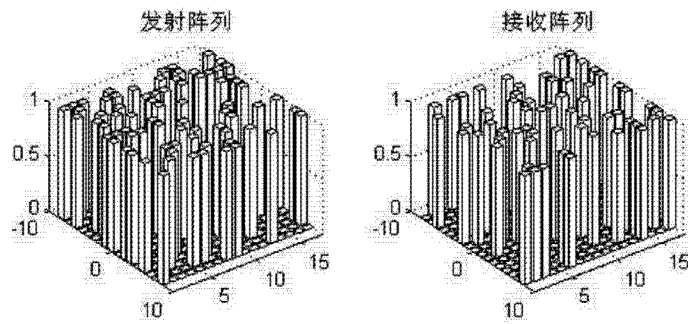


图 2(c)

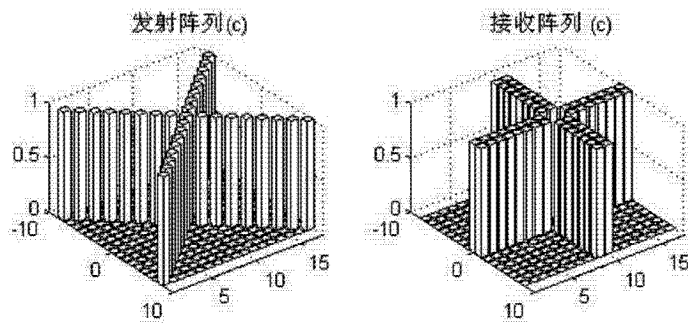


图 2(d)

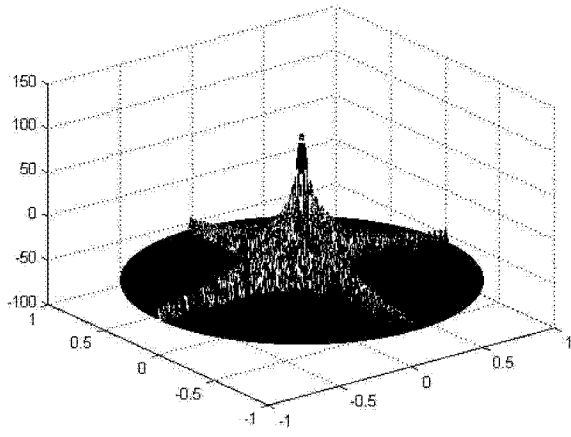


图 3(a)

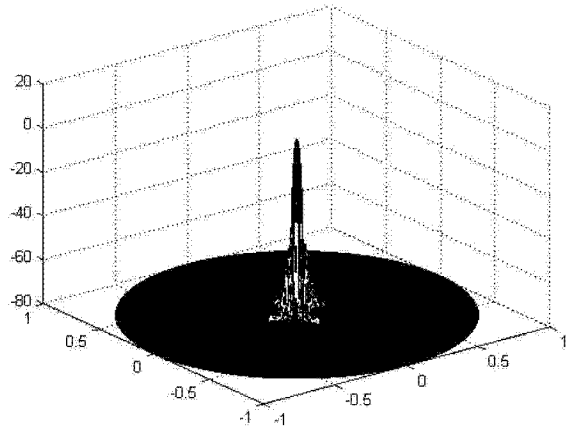


图 3(b)

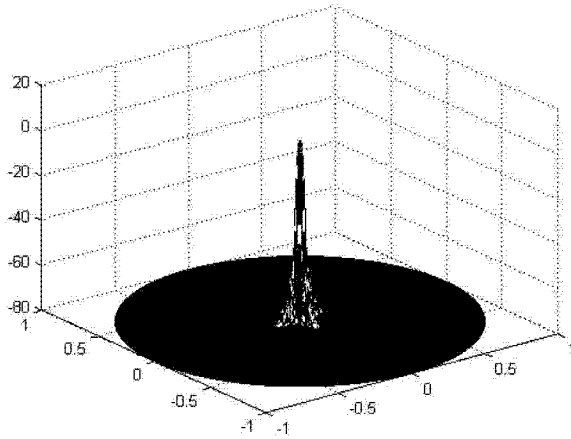


图 3(c)

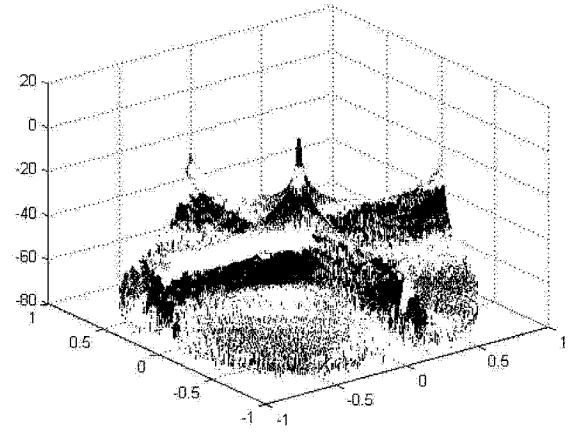


图 4(a)

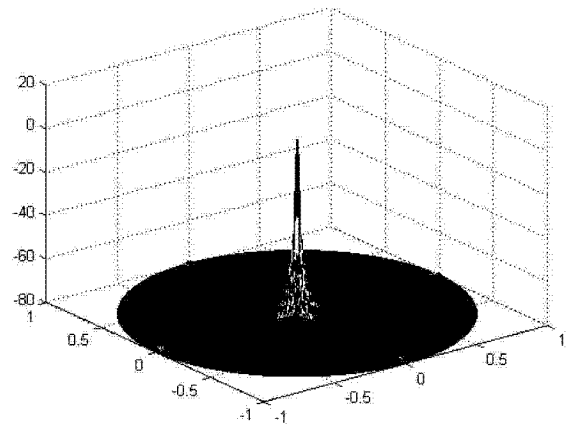


图 4(b)

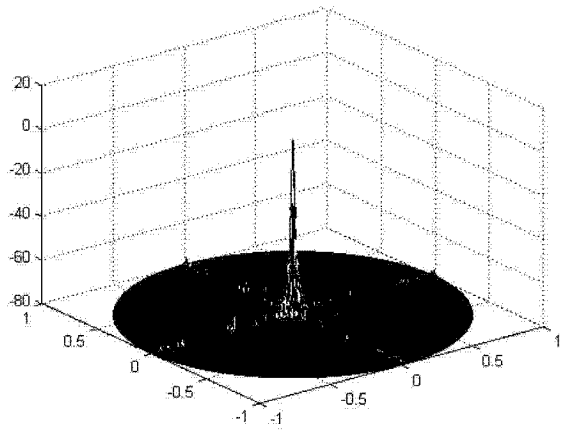


图 4(c)

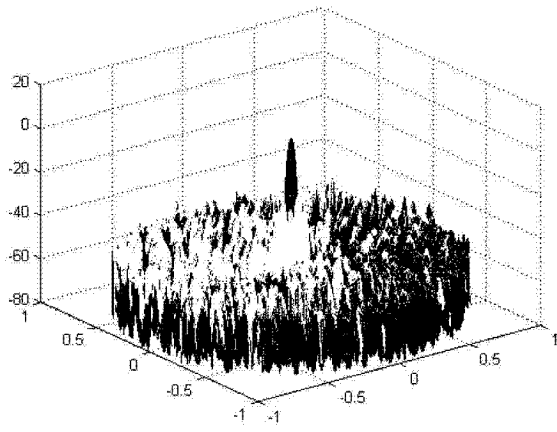


图 5(a)

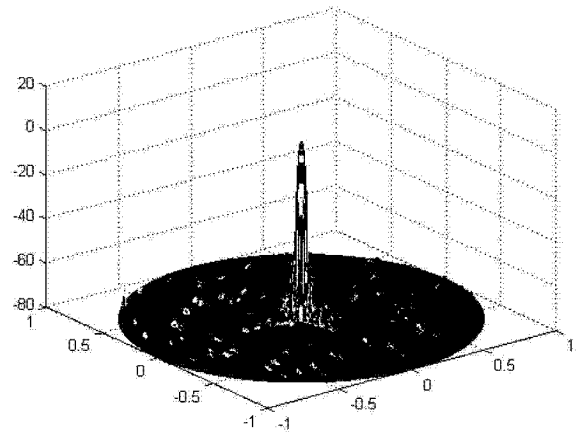


图 5(b)

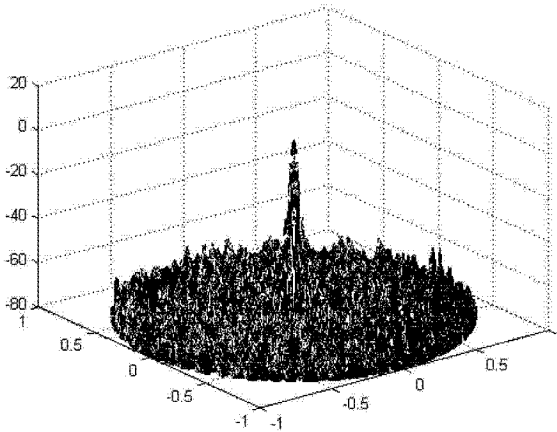


图 5(c)

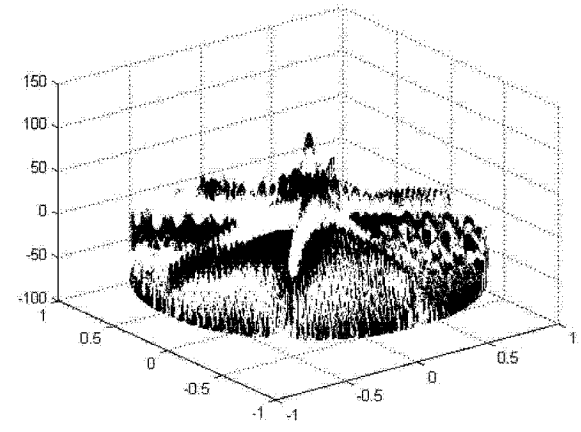


图 6(a)

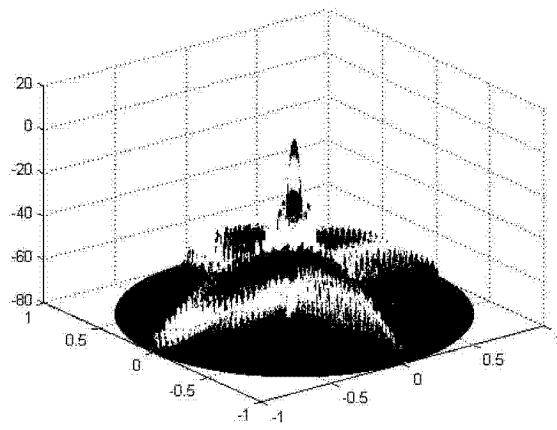


图 6(b)

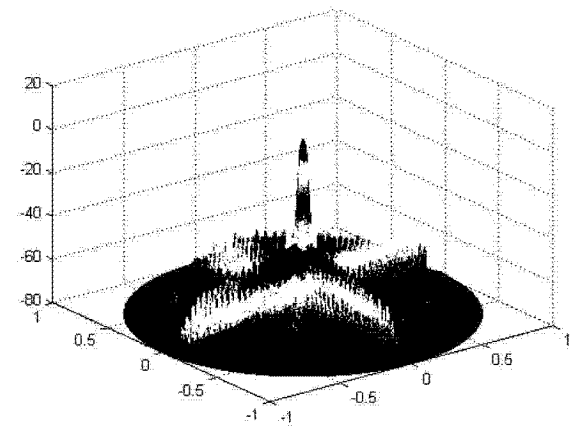


图 6(c)

专利名称(译)	一种提高二维阵列实时超声体成像质量的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103565469B</a>	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN201210270396.2	申请日	2012-08-01
[标]申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	作者：华中科技大学		
[标]发明人	尉迟明 丁明跃 贾艳平 许梦玲 李旭		
发明人	尉迟明 丁明跃 贾艳平 许梦玲 李旭		
IPC分类号	A61B8/00		
审查员(译)	王传利		
其他公开文献	CN103565469A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种提高二维阵列实时超声体成像质量的方法，包括以下步骤：设置面阵阵列的发射和接收阵列布局，对面阵阵列执行参数初始化，将超声波的扫描区域的极坐标形式转换为直角坐标形式，利用远场连续波对面阵阵列的发射超声声场进行近似，以获取面阵阵列的空间脉冲响应，对接收到的超声波信号进行CF处理，根据处理后的超声波信号获取面阵阵列的双向脉冲回波响应，对双向脉冲回波响应进行归一化对数压缩变换。本发明能够降低面阵的阵元数量和通道数，降低三维超声系统的前端电路复杂程度，并提高三维图像质量，达到实时体成像。

