



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110693524 A

(43)申请公布日 2020.01.17

(21)申请号 201910985379.9

(22)申请日 2019.10.16

(71)申请人 深圳蓝韵医学影像有限公司  
地址 518000 广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区科技四路精诚达工业园B栋一层

(72)发明人 孙瑞超 邢锐桐 龙丽 李彬

(74)专利代理机构 深圳市智胜联合知识产权代理有限公司 44368

代理人 齐文剑

(51)Int.Cl.  
A61B 8/00(2006.01)

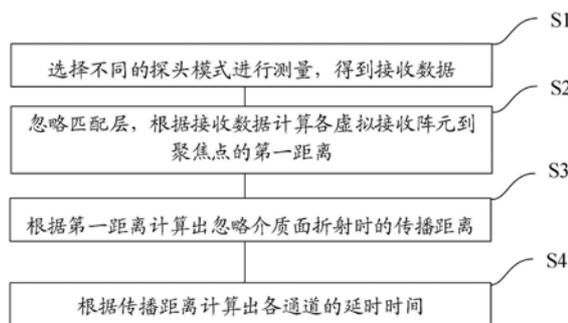
权利要求书1页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

一种超声医学成像聚焦校正方法和装置

(57)摘要

本发明实施例提供了一种超声医学成像聚焦校正方法和装置,其中,一种超声医学成像聚焦校正方法包括:选择不同的探头模式进行测量,得到接收数据;忽略匹配层,根据所述接收数据计算各虚拟接收阵元到聚焦点的第一距离;根据所述第一距离计算出忽略介质面折射时的传播距离;根据所述传播距离计算出各通道的延时时间。在不忽略探头匹配层的基础上,通过近似的方法,计算得到各阵元声波在匹配层和软组织中的传播距离,达到聚焦校正的目的,改善了聚焦效果,提高了图像质量,在超声成像设备中,可以得到较好的成像效果。



1. 一种超声医学成像聚焦校正方法,其特征在于,包括:  
选择不同的探头模式进行测量,得到接收数据;  
忽略匹配层,根据所述接收数据计算各虚拟接收阵元到聚焦点的第一距离;  
根据所述第一距离计算出忽略介质面折射时的传播距离;  
根据所述传播距离计算出各通道的延时时间。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据所述传播距离计算出各通道的延时时间的步骤之后,包括:  
将所述延时时间转化成射频信号。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述将所述延时时间转化成射频信号的步骤之后,包括:  
将所述射频信号经信号处理分离出载波信号。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述将所述射频信号经信号处理分离出载波信号的步骤之后,包括:  
将所述载波信号通过扫描转换和后端图像处理,经显示器显示出校正后的超声图像。
5. 一种超声医学成像聚焦校正装置,其特征在于,包括:  
模式选择模块,用于选择不同的探头模式进行测量,得到接收数据;  
传统距离计算模块,用于忽略匹配层,根据所述接收数据计算各虚拟接收阵元到聚焦点的第一距离;  
近似距离计算模块,用于根据所述第一距离计算出忽略介质面折射时的传播距离;  
延时计算模块,用于根据所述传播距离计算出各通道的延时时间。
6. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,还包括:  
波束合成模块,用于将所述延时时间转化成射频信号。
7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,还包括:  
信号处理模块,用于将所述射频信号经信号处理分离出载波信号。
8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,还包括:  
显示模块,用于将所述载波信号通过扫描转换和后端图像处理,经显示器显示出校正后的超声图像。
9. 一种设备,其特征在于,包括处理器、存储器及存储在所述存储器上并能够在所述处理器上运行的计算机程序,所述计算机程序被所述处理器执行时实现如权利要求1至4中任一项所述的方法。
10. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质上存储计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至4中任一项所述的方法。

## 一种超声医学成像聚焦校正方法和装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像技术领域,特别是涉及一种超声医学成像聚焦校正方法和一种超声医学成像聚焦校正装置。

### 背景技术

[0002] 超声成像因其具有安全、实时、便携、无创及成本低等优势,被广泛应用于临床医学诊断。聚焦效果对图像的分辨率有较大的影响。

[0003] 在医学超声成像系统中,不考虑软组织的不均匀性,假设声波的传播为直线传播,其声速通常为1540m/s,以此常量计算得到各通道接收通道的延时数据。而实际上,人体组织具有非均匀性,这样会使最后的聚焦具有一定的偏差;另外,从阵元发射的声波会经过匹配层,然后才经过人体在然组织内传播,而不同的复合材料的匹配层具有不同的声速,通常声速远大于软组织平均声速,因此在两介质的相交界面会发生折射现象,而忽略这点将会导致聚焦发生较大的偏差。

[0004] 超声成像中声匹配层对聚焦具有重要的作用,接收聚焦一般是根据焦点到各阵元的传播声程和介质内的传播声速,得到各阵元到焦点传播时间,进而得到各通道的接收回波数据。然而传统方法在聚焦过程中通常忽略匹配层,使聚焦达不到预期的效果,进而影响图像的质量。

### 发明内容

[0005] 鉴于上述问题,提出了本发明实施例以便提供一种克服上述问题或者至少部分地解决上述问题的一种超声医学成像聚焦校正方法和相应的一种超声医学成像聚焦校正装置。

[0006] 为了解决上述问题,本发明实施例公开了一种超声医学成像聚焦校正方法,包括:

[0007] 选择不同的探头模式进行测量,得到接收数据;

[0008] 忽略匹配层,根据所述接收数据计算各虚拟接收阵元到聚焦点的第一距离;

[0009] 根据所述第一距离计算出忽略介质面折射时的传播距离;

[0010] 根据所述传播距离计算出各通道的延时时间。

[0011] 进一步地,所述根据所述传播距离计算出各通道的延时时间的步骤之后,包括:

[0012] 将所述延时时间转化成射频信号。

[0013] 进一步地,所述将所述延时时间转化成射频信号的步骤之后,包括:

[0014] 将所述射频信号经信号处理分离出载波信号。

[0015] 进一步地,所述将所述射频信号经信号处理分离出载波信号的步骤之后,包括:

[0016] 将所述载波信号通过扫描转换和后端图像处理,经显示器显示出校正后的超声图像。

[0017] 本发明实施例公开了一种超声医学成像聚焦校正装置,包括:

[0018] 模式选择模块,用于选择不同的探头模式进行测量,得到接收数据;

- [0019] 传统距离计算模块,用于忽略匹配层,根据所述接收数据计算各虚拟接收阵元到聚焦点的第一距离;
- [0020] 近似距离计算模块。用于根据所述第一距离计算出忽略介质面折射时的传播距离;
- [0021] 延时计算模块,用于根据所述传播距离计算出各通道的延时时间。
- [0022] 进一步地,还包括:
- [0023] 波束合成模块,用于将所述延时时间转化成射频信号。
- [0024] 进一步地,还包括:
- [0025] 信号处理模块,用于将所述射频信号经信号处理分离出载波信号。
- [0026] 进一步地,还包括:
- [0027] 显示模块,用于将所述载波信号通过扫描转换和后端图像处理,经显示器显示出校正后的超声图像。
- [0028] 本发明实施例公开了一种设备,包括处理器、存储器及存储在所述存储器上并能够在所述处理器上运行的计算机程序,所述计算机程序被所述处理器执行时实现如上述的方法。
- [0029] 本发明实施例公开了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质上存储计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上述的方法。
- [0030] 本发明实施例包括以下优点:在不忽略探头匹配层的基础上,通过近似的方法,计算得到各阵元声波在匹配层和软组织中的传播距离,达到聚焦校正的目的,改善了聚焦效果,提高了图像质量,在超声成像设备中,可以得到较好的成像效果。

## 附图说明

- [0031] 图1是本发明的一种超声医学成像聚焦校正方法实施例的步骤流程图;
- [0032] 图2是线阵探头结构示意图;
- [0033] 图3是线阵聚焦校正示意图;
- [0034] 图4是凸阵探头结构示意图;
- [0035] 图5是凸阵聚焦校正示意图;
- [0036] 图6是相控阵聚焦校正示意图;
- [0037] 图7是本发明的一种超声医学成像聚焦校正装置实施例的结构框图;
- [0038] 图8是诊断超声系统结构框图。

## 具体实施方式

- [0039] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。
- [0040] 本发明实施例的核心构思之一在于,提供了一种超声医学成像聚焦校正方法,包括:选择不同的探头模式进行测量,得到接收数据;忽略匹配层,根据接收数据计算各虚拟接收阵元到聚焦点的第一距离;根据第一距离计算出忽略介质面折射时的传播距离;根据传播距离计算出各通道的延时时间。在不忽略探头匹配层的基础上,通过近似的方法,计算得到各阵元声波在匹配层和软组织中的传播距离,达到聚焦校正的目的,改善了聚焦效果,

提高了图像质量,在超声成像设备中,可以得到较好的成像效果。

[0041] 参照图1,示出了本发明的一种超声医学成像聚焦校正方法实施例的步骤流程图,具体可以包括如下步骤:

[0042] S1,选择不同的探头模式进行测量,得到接收数据;

[0043] S2,忽略匹配层,根据接收数据计算各虚拟接收阵元到聚焦点的第一距离;

[0044] S3,根据第一距离计算出忽略介质面折射时的传播距离;

[0045] S4,根据传播距离计算出各通道的延时时间。

[0046] 在本实施例中,S4根据传播距离计算出各通道的延时时间的步骤之后,包括:

[0047] 将延时时间转化成射频信号。

[0048] 在本实施例中,将延时时间转化成射频信号的步骤之后,包括:

[0049] 将射频信号经信号处理分离出载波信号。

[0050] 在本实施例中,将射频信号经信号处理分离出载波信号的步骤之后,包括:

[0051] 将载波信号通过扫描转换和后端图像处理,经显示器显示出校正后的超声图像。

[0052] 本发明提出了一种超声医学成像聚焦校正的方法。分别实现了对线阵探头、凸阵探头、相控阵探头三种探头模式的聚焦校正。该方法在不忽略探头匹配层的基础上,通过近似的方法,计算得到各阵元声波在匹配层和软组织中的传播距离,达到聚焦校正的目的,改善了聚焦效果,提高了图像质量。将该方法用在超声成像设备中,可以得到较好的成像效果。

[0053] 在一具体实施例中,参照图2-3,其中,图2为线阵探头结构示意图,图3为线阵聚焦校正示意图,本实施例具体公开了一种线阵声速校正方法,本方法中采用128阵元,64通道系统。线阵探头的构造如图2所示,上述线阵探头由阵元、匹配层、声透镜组成(在近似计算过程中匹配层和声透镜近似为一层介质,统称为匹配层)。超声脉冲从阵元表面发射,经过匹配层之后才进入组织体,在组织体内进行传播。延时聚焦时通常以探头表面为起始点,软组织声速为1540m/s,计算得到起点到聚焦点的声程。然而实际的声程起点并不是探头表面,而是阵元表面,因此理论声程应该大于计算得到的声程。图3为线阵声程校正示意图。呈现了一个阵元发射、接收过程中声波的传播路径。F为接收线上的聚焦点,0'为探头实际阵元的位置(用一个阵元进行说明),0为不考虑匹配层时阵元位置,P'为理论接收线起点,P为忽略匹配层时接收线起点,T为折射点。不考虑匹配层时,声程为P→F→0;而理论上,声束在传播过程中,由于两界面的折射系数不同,因此会在相交的界面发生折射,这样声程即为P'→P→F→T→0'。

[0054] 由上可知,实际传播时间 $t = (\frac{d}{c_1} + \frac{z}{c_2}) + (\frac{ss_1}{c_1} + \frac{ss_2}{c_2})$ ,其中d为匹配层厚度,z为组织深度,

c<sub>1</sub>为匹配层声速,c<sub>2</sub>为软组织平均声速,ss<sub>1</sub>为FT距离,ss<sub>2</sub>为TN'距离。阵元0'坐标(X<sub>0</sub>,Z<sub>0</sub>),焦点F得坐标(X<sub>s</sub>,Z<sub>s</sub>)焦折射界面交点T坐标(X<sub>d</sub>,Z<sub>d</sub>),因此实确定两界面的交点T尤为重要。

[0055] 由折射定律可知:

$$\frac{\sin \beta_1}{c_1} = \frac{\sin \beta_2}{c_2} \quad \text{公式 (1-1)}$$

[0057] 由勾股定理可知:

$$[0058] \quad \sin \beta_1 = \frac{|X_0 - X_d|}{\sqrt{(X_0 - X_d)^2 + (Z_d - Z_0)^2}} \quad \text{公式 (1-2)}$$

$$[0059] \quad \sin \beta_2 = \frac{|X_s - X_d|}{\sqrt{(X_s - X_d)^2 + (Z_s - Z_d)^2}} \quad \text{公式 (1-3)}$$

[0060] 因此公式(1-1)整理即得:

$$[0061] \quad P_4 X_d^4 + P_3 X_d^3 + P_2 X_d^2 + P_1 X_d + P_0 = 0 \quad \text{公式 (1-4)}$$

[0062] 其中,  $\beta_1$  为匹配层入射角,  $\beta_2$  进入软组织后的折射角。焦点F坐标, 阵元  $O'$  坐标已知。 $Z_d$  为匹配层厚度  $d$ ,  $Z_0 = 0$ 。

$$[0063] \quad P_4 = 1 - \frac{c1^2}{c2^2}$$

$$[0064] \quad P_3 = -2P_4 (X_s + X_0)$$

$$[0065] \quad P_2 = P_4 (X_s^2 + X_0^2 + 4X_s X_0) + (Z_s - Z_d)^2 - \frac{c1^2}{c2^2} (Z_d - Z_0)^2$$

$$[0066] \quad P_1 = -2P_4 (X_0 X_s^2 + X_0^2 X_s) - 2X_0 (Z_s - Z_d)^2 + \frac{c1^2}{c2^2} (2X_s (Z_d - Z_0)^2)$$

$$[0067] \quad P_0 = P_4 X_0^2 X_s^2 + X_0^2 (Z_s - Z_d)^2 - \frac{c1^2}{c2^2} X_s^2 (Z_d - Z_0)^2$$

[0068] 由公式(1-4)可知交点横坐标是关于  $X_d$  的一元4次方程, 通过牛顿迭代法可以求得交点坐标。

[0069] 阵元  $i$  的延时为:

$$[0070] \quad \tau_i = \left( \frac{ss1}{c1} + \frac{ss2}{c2} \right) - \left( \frac{d}{c1} + \frac{Z_s - d}{c2} \right) \quad \text{公式 (1-5)}$$

[0071] 然而一元四次方程较为复杂, 牛顿迭代法得到的是近似值, 其中一些位置坐标还需要校正。而且每次聚焦都需要计算各阵元的声波在两界面的折射交点, 过程较为复杂, 增大了运算时间, 因此本方法在此基础上改进得到易于实现的校正值。

[0072] 假设在匹配层和组织界面不发生折射, 则近似声程为  $P' \rightarrow P \rightarrow F \rightarrow N \rightarrow O'$ , 从图3可知近似声程介于实际应用和理论值之间。这样就可以通过实际应用中的声程进行校正得到近似声程, 不需要解一元四次方程得到折射界面的焦点, 降低了运算量, 同时可以得到近似的校正声程。

[0073] 聚焦点到每个虚拟接收阵元的距离为  $dr$ , 虚拟接收阵元指在实际计算中忽略匹配层时接收到回波数据的位置。

[0074] 通常计算中聚焦点到虚拟接收阵元的距离为:

$$[0075] \quad dr = \sqrt{(X_s - X_0)^2 + (Z_s - d)^2} \quad \text{公式 (1-7)}$$

[0076] 由图3可知近似聚焦点到接收阵元的距离为:

$$[0077] \quad s = \sqrt{d^2 + dr^2 - 2 * d * dr * \cos(\pi - \theta)} \quad \text{公式 (1-8)}$$

[0078] 其中,  $\theta$  为各虚拟接收阵元与接收线的夹角。

$$[0079] \quad \cos(\theta_1) = \frac{s^2 + d^2 - dr^2}{2sd} \quad \text{公式 (1-9)}$$

[0080] 其中,  $\theta_1$  为实际各接收阵元与接收线的夹角。

[0081] 由公式 (1-7) (1-8) (1-9) 可得匹配层内声波的传播距离  $s_1$  为

$$[0082] \quad s_1 = \frac{d}{\cos(\theta_1)} \quad \text{公式 (1-10)}$$

[0083] 阵元  $i$  的延时时间为

$$[0084] \quad \tau_i = \left( \frac{s_1}{c_1} + \frac{s_2}{c_2} \right) - \left( \frac{d}{c_1} + \frac{Z_s - d}{c_2} \right) \quad \text{公式 (1-11)}$$

[0085] 阵元  $i$  接收到聚焦点  $F$  的回波数据时间为

$$[0086] \quad t_1 = \left( \frac{s_1}{c_1} + \frac{s_2}{c_2} \right) \quad \text{公式 (1-12)}$$

[0087]  $t_1$  阵元接收到回波数据的时间, 在软组织中以此时间传播的距离为  $dr_{\text{corr}} = t_1 * c_2$ , 其中  $dr_{\text{corr}}$  为校正后的以软组织为介质聚焦点到接收阵元的传播距离。

[0088] 校正之后的延时时间介于忽略匹配层和理论计算值之间, 校正的的焦点逼近于理论焦点。

[0089] 在一具体实施例中, 参照图4-5, 图4为凸阵探头结构示意图, 本实施例方法中采用128阵元, 64通道系统。图5为凸阵聚焦校正示意图, 呈现了一个阵元发射、接收过程中声波的传播路径。 $O'$  为凸阵圆心, 半径为  $R$  (圆心到凸阵表面的距离),  $F$  为扫描线上的聚焦点,  $P'$  为实际发射线起点,  $P$  为忽略匹配层时发射线的起点。 $\beta$  为扫描线与接收阵元的夹角。当忽略匹配层时, 阵元接收到回波信号的传播声程为  $P \rightarrow F \rightarrow N$ , 实际声程为  $P' \rightarrow P \rightarrow F \rightarrow N_2 \rightarrow T$ , 虽然匹配层较薄, 但匹配层声速较高, 而忽略匹配层来来的误差对于聚焦有一定的影响。

[0090] 不同于线阵, 通常计算时首先需要对凸阵阵元间距  $p^{\text{itch}}$  进行校正, 以探头表面计算延时距离, 如果探头半径是圆心到凸阵表面的距离, 则  $\text{pitch}_{\text{corr}} = R * \text{pitch} / (R - d)$ 。

[0091] 根据图5可知, 理论上凸阵延时计算时, 两界面的折射点  $N_2$  相对于线阵更难确定, 近似法则更适用于凸阵, 近似法声程为  $P' \rightarrow P \rightarrow F \rightarrow N_1 \rightarrow T$ 。

[0092] 1) 计算聚焦点到真元的距离  $s$

$$[0093] \quad s = \sqrt{(R - d)^2 + (F + R)^2 - 2 * (R - d) * (F + R) * \cos(\beta)} \quad \text{公式 (2-1)}$$

[0094] 2) 忽略匹配层时, 计算聚焦点到真元的距离  $dr$

$$[0095] \quad dr = \sqrt{R^2 + (F + R)^2 - 2 * R * (F + R) * \cos(\beta)} \quad \text{公式 (2-2)}$$

[0096] 3) 计算匹配层中的传播距离  $s_1$

[0097] 由图5可以知道  $s_1$  为三角形  $TNN_1$  的一条斜边,  $N_1$  点同  $N_2$  较难确定, 这里将三角形  $TNN_1$  中  $\angle TNN_1$  近似为直角三角形。因此  $s_1 = d / \cos \angle 3$ , 其中  $\angle 3 = \pi - \angle 2$ ,  $\sin \angle 2 = \sin(\beta) * (F + R) / s$ 。那么在软组织中的传播距  $s_2 = s - s_1$ 。

[0098] 所以阵元  $i$  接延时时间为

$$[0099] \quad \tau_i = \left( \frac{s_1}{c_1} + \frac{s_2}{c_2} \right) - \left( \frac{d}{c_1} + \frac{F}{c_2} \right) \quad \text{公式 (2-3)}$$

[0100] 如果以软组织声速进行计算,则校正后聚焦点到各阵元的距离如公式(2-4)所示:

$$[0101] \quad dr_{corr} = \left(\frac{s_1}{c_1} + \frac{s_2}{c_2}\right) * c_2 \quad \text{公式(2-4)}$$

[0102] 这样延时计算时只需以校正后的 $dr_{corr}$ 代替 $dr$ 即可得到近似校正后的回波数据。

[0103] 在一具体实施例中,参照图6,示出了相控阵聚焦校正示意图,本方法中相控阵采用64阵元。阵元 $n$ 、 $n+4$ 、 $n+7$ 接收到的回波传播路径如图6所示,以阵元 $n$ 为例进行说明。通常计算时的声程为 $0 \rightarrow F \rightarrow N$ ,相控阵为偏转发射,因此其理论声程为 $0' \rightarrow M2 \rightarrow F \rightarrow N2 \rightarrow T$ 。同样可以根据牛顿迭代法计算得到发射和接收介质层和软组织界面的交点 $M2$ 和 $N2$ 的坐标位置,进而得到精确地延时数据,实现聚焦校正的目的,然而由于相控阵需要同时计算发射和接收的折射点坐标,所以复杂性、计算量、运行速度是线阵的两倍,因此采用近似法进行校正,近似声程为 $0' \rightarrow M1 \rightarrow F \rightarrow N1 \rightarrow T$ 。

[0104] 图6中, $\beta$ 为发射偏转角 $t_s$ 为发射近似距离, $r_s$ 为接收近似距离。

[0105] 1) 发射校正

[0106] 发射起点到聚焦点的距离如公式(3-1)所示:

$$[0107] \quad ts = \sqrt{d^2 + F^2 - 2 * d * F * \cos(\pi - \beta)} \quad \text{公式(3-1)}$$

[0108] 匹配层中的距离

$$[0109] \quad ts_1 = d / \cos \beta_1 \quad \text{公式(3-2)}$$

[0110] 其中 $\cos \beta_1 = \frac{d^2 + ts^2 - F^2}{2 * d * ts}$ , 所以软组织中的传播距离为 $ts_2 = ts - ts_1$ ,将公式(3-2)带

入整理如下所示:

$$[0111] \quad ts_2 = ts - \frac{2 * d^2 * ts}{d^2 + ts^2 - F^2} \quad \text{公式(3-3)}$$

[0112] 由公式(3-2)(3-3)即可计算得到发射过程中的传播时间

$$[0113] \quad t_1 = \frac{ts_1}{c_1} + \frac{ts_2}{c_2} \quad \text{公式(3-4)}$$

[0114] 则以软组织平均声速进行校正,焦距为 $F_{corr} = t_1 * c_2$

[0115] 2) 接收校正

[0116] 同线阵,聚焦点到阵元 $n$ 的距离为公式(3-5)

$$[0117] \quad rs = \sqrt{ref^2 + ts^2 - 2 * ref * ts * \cos\left(\frac{\pi}{2} + \beta_1\right)} \quad \text{公式(3-5)}$$

[0118] 其中 $ref$ 为阵元 $n$ 到中心阵元的距离

[0119] 匹配层中的距离

$$[0120] \quad rs_1 = d / \cos \beta_2 \quad \text{公式(3-6)}$$

[0121] 其中 $\cos \beta_2 = \frac{d^2 + rs^2 - dr^2}{2 * d * rs}$ ,  $dr$ 为未校正时聚焦点到虚拟接收阵元的距离。由此可知

软组织中的传播距离为 $rs_2 = rs - rs_1$ ,将公式(3-6)带入整理如下所示:

$$[0122] \quad rs_2 = rs - \frac{2 * d^2 * rs}{d^2 + rs^2 - dr^2} \text{ 公式 (3-7)}$$

[0123] 由公式(3-6) (3-7)即可计算得到阵元n接收过程中的时间

$$[0124] \quad t_2 = \frac{rs_1}{c_1} + \frac{rs_2}{c_2} \text{ 公式 (3-8)}$$

[0125] 则以软组织平均声速进行校正,聚焦点到接收阵元的距离为 $dr_{\text{corr}} = t_2 * c_2$ 。延时计算时将 $t_1$ 和 $t_2$ 带入延时公式即可得到校正后的回波数据。

[0126] 需要说明的是,对于方法实施例,为了简单描述,故将其都表述为一系列的动作组合,但是本领域技术人员应该知悉,本发明实施例并不受所描述的动作顺序的限制,因为依据本发明实施例,某些步骤可以采用其他顺序或者同时进行。其次,本领域技术人员也应该知悉,说明书中所描述的实施例均属于优选实施例,所涉及的动作并不一定是本发明实施例所必须的。

[0127] 参照图7,示出了本发明的一种超声医学成像聚焦校正装置实施例的结构框图,具体可以包括如下模块:

[0128] 模式选择模块1,用于选择不同的探头模式进行测量,得到接收数据;

[0129] 传统距离计算模块2,用于忽略匹配层,根据接收数据计算各虚拟接收阵元到聚焦点的第一距离;

[0130] 近似距离计算模块3。用于根据第一距离计算出忽略介质面折射时的传播距离;

[0131] 延时计算模块4,用于根据传播距离计算出各通道的延时时间。

[0132] 在本实施例中,还包括:

[0133] 波束合成模块,用于将延时时间转化成射频信号。

[0134] 在本实施例中,还包括:

[0135] 信号处理模块,用于将射频信号经信号处理分离出载波信号。

[0136] 在本实施例中,还包括:

[0137] 显示模块,用于将载波信号通过扫描转换和后端图像处理,经显示器显示出校正后的超声图像。

[0138] 本实施例公开的装置作为诊断超声机器的一个测量模块,配合超声整机使用。如图8所示为诊断超声系统结构框图,发射控制模块产生超声波信号辐射到被测试组织中,当声波遇到组织的边界时,一部分能量被反射回来,此时阵列转换为信号接收器,接收声波使得传感器振动并将振动转换为电信号,接收信号经模数转换器(A/D)采样和数字化,再经过时间增益补偿(TGC)来补偿由于深度导致的超声波幅值衰减,然后在聚焦校正模块计算校正得到各通道的延时时间,将这些数字信号送到接收波束合成器得到RF信号,RF信号经过包络提取、解调等信号处理分离出载波信号,之后通过扫描转换和后端图像处理,最终经显示器显示出最后的图像。

[0139] 参照图7,对于聚焦校正模块,包括不同探头模式的选择模块、传统接收距离计算模块、发射距离计算模块、接收距离计算模块、延时时间计算模块。在不考虑介质层的情况下,以传统的方式计算得到各虚拟接收阵元到聚焦点的距离,在此基础上以软组织声速为参考得到校正后的接收距离和发射距离,最后得到个通道的延时时间,将延时参数和TCG之后的数据一并送到接收波束合成模块进行处理。

[0140] 对于装置实施例而言,由于其与方法实施例基本相似,所以描述的比较简单,相关之处参见方法实施例的部分说明即可。

[0141] 本发明实施例公开了一种设备,包括处理器、存储器及存储在存储器上并能够在处理器上运行的计算机程序,计算机程序被处理器执行时实现如上述的方法。

[0142] 本发明实施例公开了一种计算机可读存储介质,计算机可读存储介质上存储计算机程序,计算机程序被处理器执行时实现如上述的方法。

[0143] 本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可。

[0144] 本领域内的技术人员应明白,本发明实施例的实施例可提供为方法、装置、或计算机程序产品。因此,本发明实施例可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且,本发明实施例可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0145] 本发明实施例是参照根据本发明实施例的方法、终端设备(系统)、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理终端设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理终端设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0146] 这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理终端设备以特定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0147] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理终端设备上,使得在计算机或其他可编程终端设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其他可编程终端设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0148] 尽管已描述了本发明实施例的优选实施例,但本领域内的技术人员一旦得知了基本创造性概念,则可对这些实施例做出另外的变更和修改。所以,所附权利要求意欲解释为包括优选实施例以及落入本发明实施例范围的所有变更和修改。

[0149] 最后,还需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者终端设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者终端设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者终端设备中还存在另外的相同要素。

[0150] 以上对本发明所提供的一种超声医学成像聚焦校正方法和相应的一种超声医学

成像聚焦校正装置,进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

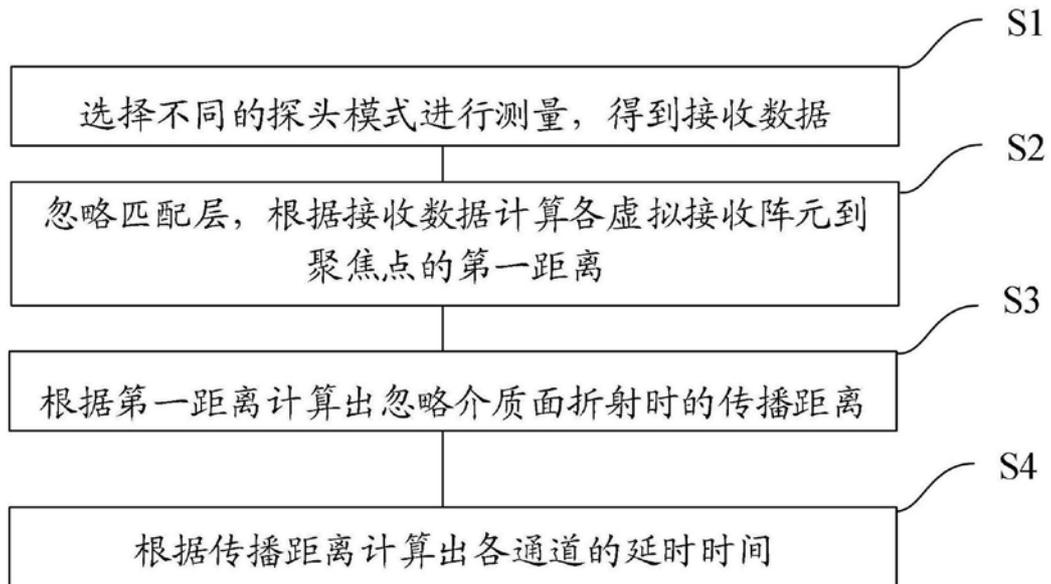


图1



图2

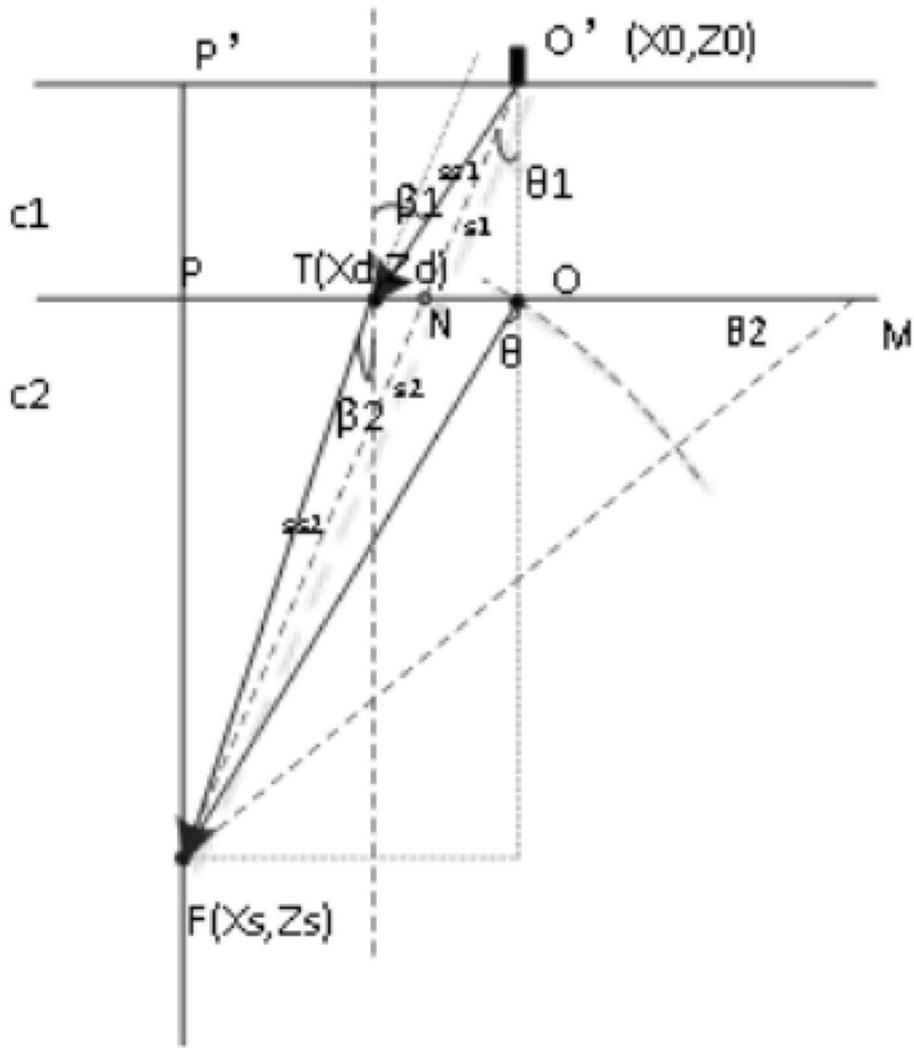


图3

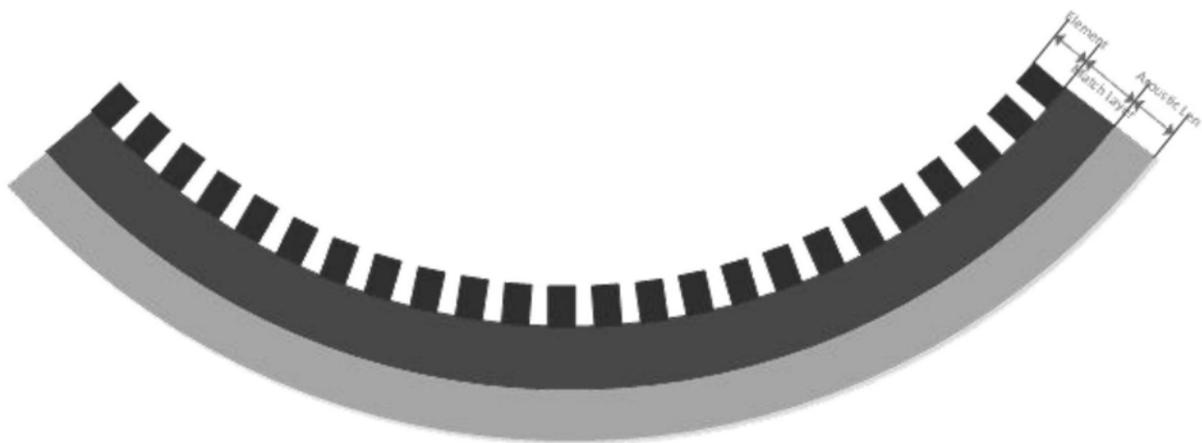


图4



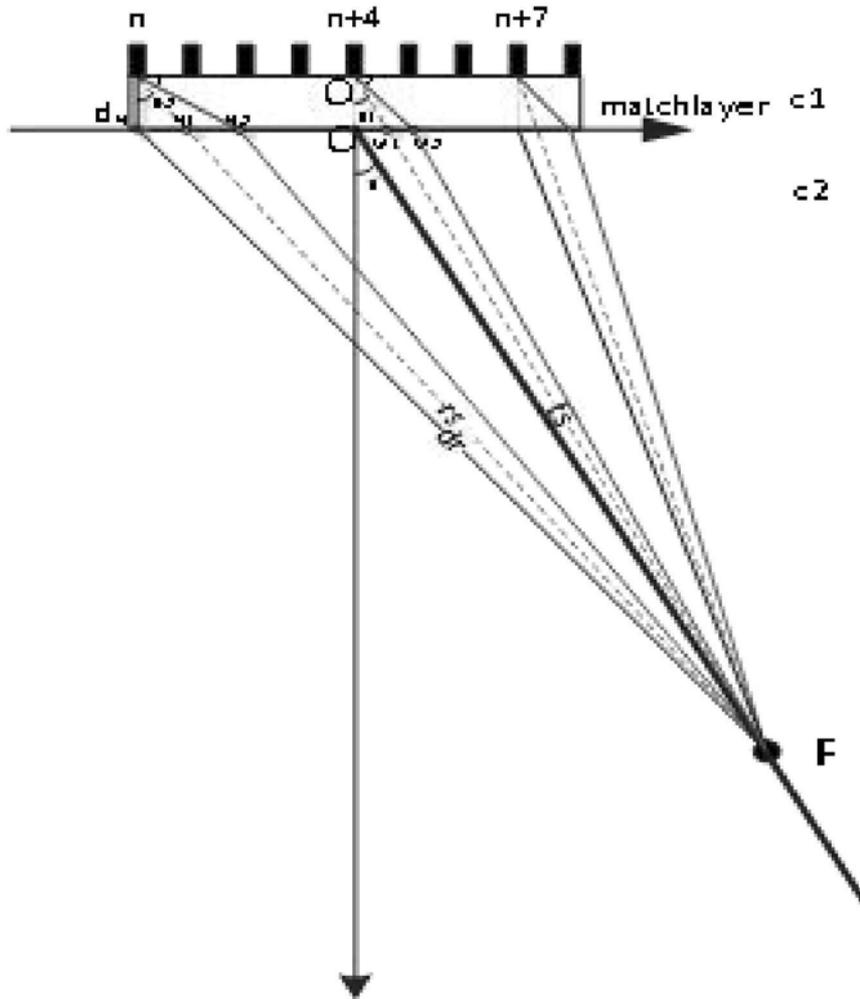


图6

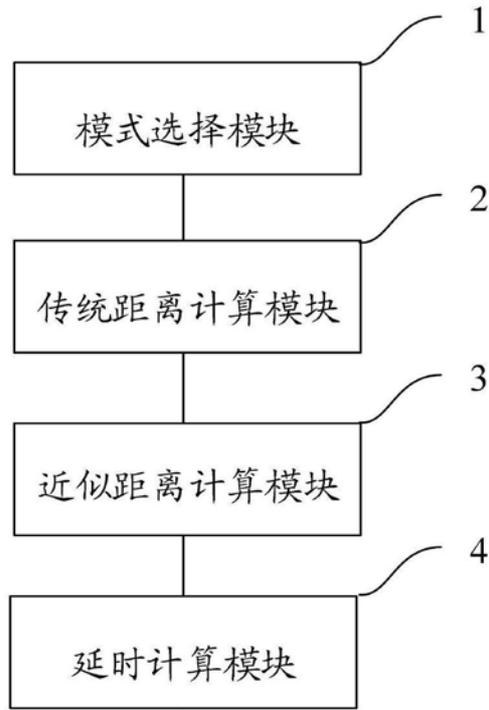


图7

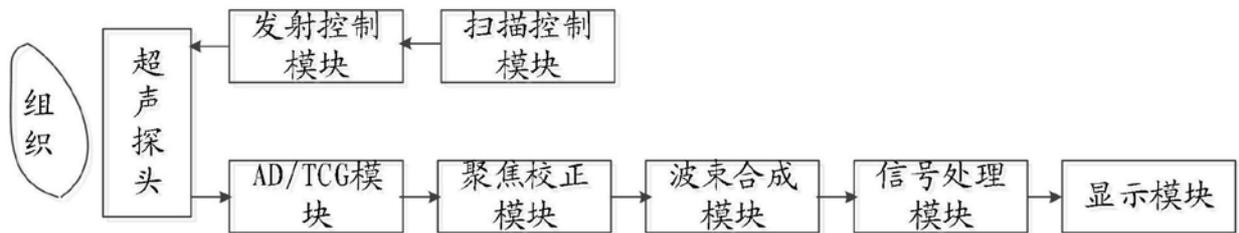


图8

专利名称(译)	一种超声医学成像聚焦校正方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN110693524A</a>	公开(公告)日	2020-01-17
申请号	CN201910985379.9	申请日	2019-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	深圳蓝韵医学影像有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳蓝韵医学影像有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳蓝韵医学影像有限公司		
[标]发明人	孙瑞超 龙丽 李彬		
发明人	孙瑞超 邢锐桐 龙丽 李彬		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/52 A61B8/58		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明实施例提供了一种超声医学成像聚焦校正方法和装置，其中，一种超声医学成像聚焦校正方法包括：选择不同的探头模式进行测量，得到接收数据；忽略匹配层，根据所述接收数据计算各虚拟接收阵元到聚焦点的第一距离；根据所述第一距离计算出忽略介质面折射时的传播距离；根据所述传播距离计算出各通道的延时时间。在不忽略探头匹配层的基础上，通过近似的方法，计算得到各阵元声波在匹配层和软组织中的传播距离，达到聚焦校正的目的，改善了聚焦效果，提高了图像质量，在超声成像设备中，可以得到较好的成像效果。

