

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910182764.6

[43] 公开日 2010年3月10日

[11] 公开号 CN 101664321A

[22] 申请日 2009.9.7

[21] 申请号 200910182764.6

[71] 申请人 无锡祥生科技有限公司

地址 214142 江苏省无锡市新区硕放镇香楠路8号

[72] 发明人 赵明昌 莫善珏

[74] 专利代理机构 无锡市大为专利商标事务所
代理人 曹祖良

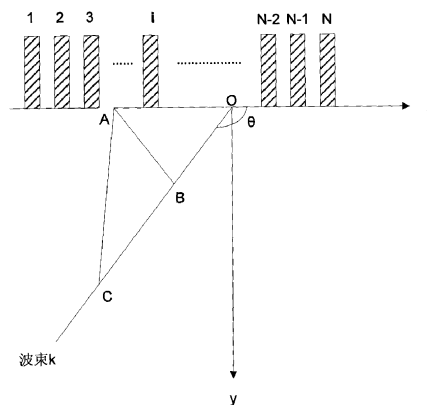
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

[54] 发明名称

组织声速实时可调的超声诊断设备及其波束合成方法

[57] 摘要

本发明公开了一种组织声速实时可调的超声诊断设备及其波束合成方法，涉及医用超声诊断设备技术领域。该设备使用可变的组织声速来进行精确的波束合成计算，通过和预设值存储器的结合，可以使得医生通过选择检查部位而自动加载最匹配的组织声速成像，也可以允许组织声速的实时调节并成像。本发明改变了传统的波束合成方法，使得超声诊断设备成像质量更高，减小了因使用固定的组织声速而引起的成像误差，同时也提高了测量结果的精度。



1、一种组织声速实时可调的超声诊断设备，包括换能器、发射电路、接收电路、波束合成模块、信号处理与图像形成模块、显示器、控制器、键盘、预设值存储器，所述控制器分别连接接收电路、波束合成模块、信号处理与图像形成模块、显示器、输入设备、预设值存储器、换能器，并通过发射电路连接换能器；所述接收电路、波束合成模块、信号处理与图像形成模块和显示器一次连接；其特征是：所述波束合成模块使用可变组织声速和精确的计算模型进行波束合成计算；所述预设值存储器中包括组织声速成像参数，对于每个典型的检查部位，此成像参数都提供一个最匹配该部位的组织声速。

2、如权利要求1所述的一种组织声速实时可调的超声诊断设备，其特征是所述控制器根据医生选择的检查部位，自动从预设值存储器的组织声速参数中选择一个最匹配的组织声速，并传输给波束合成模块进行波束合成计算。

3、如权利要求1所述的一种组织声速实时可调的超声诊断设备，其特征是所述控制器接收医生通过输入设备调节后的组织声速值，并传输给波束合成模块，使其实时计算并成像反馈给医生；医生对图像质量满意后，将此时的组织声速取值保存并和当前的检查部位关联，供以后调用。

4、一种组织声速可调的波束合成方法，其特征在于，计算波束合成信号的步骤如下：

步骤1：采用 M 个焦点进行波束发射聚焦， M 个焦点的聚焦深度分别为 f_1, f_2, \dots, f_M ， M 个焦点的聚焦区域深度分别为 DF_1, DF_2, \dots, DF_M ，其计算公式为：

$$DF_j = 2 \frac{c}{F_i} \left(\frac{f_j}{a} \right)^2, j = 1, 2, \dots, M$$

其中 c 为控制器所传来的组织声速， F_i 为发射电路发射脉冲的中心频率， a 为发射孔径大小，为换能器的已知参数；

步骤2：计算第 i 个基元的延时时间

$$t_i = (\sqrt{x_i^2 + f_j^2 + 2x_i f_j \cos(\theta)} + \sqrt{x_i^2 + d_s^2 + 2x_i d_s \cos(\theta)} + d_s - f_j) / c$$

其中， x_i 为第 i 个基元的 x 坐标，为换能器的已知参数；

波束的扫描深度为 D ，沿着一条波束采样点数为 FN ，这些是系统已知参数；

第 s 个采样点距离波束原点的距离为 $d_s = s \cdot D / FN, s = 1, 2, \dots, FN$ ；

波束与 x 轴正向夹角为 θ ；

步骤3：使用三次样条插值算法计算接收电路第 i 个通道在第 j 次聚焦发射后接收到的信号在时间 t_i 处的采样值 $I_{i,j}(t_i)$ 。

步骤4：计算第 j 次聚焦发射时波束 k 上第 s 个采样点位置的输出信号

$$O_{j,k}(d_s) = \sum_{i=1}^N W_i I_{i,j}(t_i)$$

其中 N 是系统的通道数，是已知参数， $I_{i,j}(t_i)$ 是接收电路第 i 个通道在第 j 次聚焦发射后接收到的信号在时间 t_i 处的采样值，由步骤 3 计算得到， W_i 是加权系数， $W_i = 0.5 - 0.5 \cos(2\pi(i-1)/(N-1))$, $i = 1, 2, \dots, N$;

步骤 5: 对 M 个发射焦点形成的信号进行拼接，拼接后的波束 k 上第 s 个采样点位置的输出信号计算公式为

$$O_k(d_s) = \sum_{j=1}^M T_j O_{j,k}(d_s) = \sum_{j=1}^M T_j \sum_{i=1}^N W_i I_{i,j}(t_i)$$

其中 T_j 是加权系数，

$$T_j = \begin{cases} 1, & \text{当 } d_s \leq f_j + DF_j/2 \text{ 时} \\ 0, & \text{当 } d_s > f_j + DF_j/2 \text{ 时} \end{cases}$$

步骤 6: 利用双重循环，计算所有满足 $1 \leq s \leq FN, 1 \leq k \leq BN$ 的 $O_k(d_s)$ ，即得到一帧图像信号，输出给后续的信号处理和图像形成模块处理；其中 BN 为形成一帧图像所需扫描的波束条数，为系统已知参数。

5、如权利要求 4 所述的组织声速可调的波束合成方法，其特征在于所述三次样条插值算法为：

计算整数 $n = \text{int}(t_i \cdot SF)$ ，其中 int 为舍去取整操作符， SF 为接收电路模数转换器的采样频率，为系统已知参数；

计算跟 t_i 最邻近的四个整数采样点处的时间坐标 $t_{i-1}, t_{i-2}, t_{i+1}, t_{i+2}$ ：
 $t_{i-1} = n/SF, t_{i-2} = (n-1)/SF, t_{i+1} = (n+1)/SF, t_{i+2} = (n+2)/SF$ ；

使用三次样条插值算法计算：

$$I_{i,j}(t_i) = I_{i,j}(t_{i-2})f(n-1-t_i \cdot SF) + I_{i,j}(t_{i-1})f(n-t_i \cdot SF) \\ + I_{i,j}(t_{i+1})f(n+1-t_i \cdot SF) + I_{i,j}(t_{i+2})f(n+2-t_i \cdot SF)$$

其中函数 $f(x)$ 为一个三次样条多项式，其定义为：

$$f(x) = \begin{cases} \frac{7}{6}|x|^3 - 2|x|^2 + \frac{8}{9}|x| < 1 \\ -\frac{7}{18}|x|^3 + 2|x|^2 - \frac{10}{3}|x| + \frac{16}{9}, 1 \leq |x| < 2 \\ 0, |x| \geq 2 \end{cases} .$$

组织声速实时可调的超声诊断设备及其波束合成方法

技术领域

本发明涉及医用超声诊断设备领域，具体的说是一种组织声速实时可调的超声诊断设备及其波束合成方法。

背景技术

超声波回波成像技术目前已经被广泛应用于军事、医疗等领域，通过向目标区域发射超声波，然后使用接收装置接收反射回来的回波信号，并通过信号处理技术和图像处理技术，抑制回波信号中的无用部分，最终形成目标区域的图像。

在跟我们每个人的日常生活息息相关的医疗领域，超声波回波成像技术更是获得了长足的发展，目前各种医用超声诊断设备如 B 超等已经广泛应用于各个医院的临床诊断中，除了传统的黑白超可以观察病人的内部组织和器官的解剖结构外，彩超通过使用多普勒效应可以对血管内的血流成像，大大提高了超声诊断设备的临床应用范围。

但是在目前的医用超声诊断设备中，对于超声波在人体组织中的传播速度（以下简称为组织声速）都是假定为一个常量：1540 米/秒，这样一方面大大地简化了超声诊断设备的软硬件设计，因为超声波在人体组织中的传播是一个非常复杂的过程，牵涉到声波的吸收、反射、折射、衍射等现象，不同的人体组织跟超声波交互还有不同的特性，因此使得精确的确定组织声速变得非常困难，必须作出简化的假设，才能在目前的软硬件中实现可用的超声诊断设备；但是另外一方面这样也造成了超声成像质量的下降，以及在所成图像上面测量距离、面积的误差比较大，因为目前超声图像的距离测量都是基于“距离=速度×时间”这一公式来进行的，如果速度不准确的话，那么测量出来的距离也相应地是不准确的，更不用提面积了。因此提供一种设备和方法，能够让组织声速更匹配实际的组织声速，从而提高超声成像质量和测量结果的精度，是非常有意义的。

发明内容

本发明的目的是克服现有技术中存在的不足，提供一种组织声速实时可调的超声诊断设备及其波束合成方法，使用可变的组织声速来成像，尽量减少因为对组织声速的简化假设而导致的对成像的不利影响，使得超声诊断设备所用的组织声速更接近实际的组织声速，从而提高超声成像的质量和降低测量结果的误差。

按照本发明提供的技术方案，所述组织声速实时可调的超声诊断设备，包括换能器、发射电路、接收电路、波束合成模块、信号处理与图像形成模块、显示器、控制器、键盘、预设值存储器，所述控制器分别连接接收电路、波束合成模块、信号处理与图像形成模块、显示器、输入设备、预设值存储器、换能器，并通过发射电路连接换能器；所述接收电路、波束合成模块、信号处理

与图像形成模块和显示器一次连接；其特征是：所述波束合成模块使用可变组织声速和精确的计算模型进行波束合成计算；所述预设值存储器中包括组织声速成像参数，对于每个典型的检查部位，此成像参数都提供一个最匹配该部位的组织声速。

所述控制器根据医生选择的检查部位，自动从预设值存储器的组织声速参数中选择一个最匹配的组织声速，并传输给波束合成模块进行波束合成计算。

所述控制器接收医生通过输入设备调节后的组织声速值，并传输给波束合成模块，使其实时计算并成像反馈给医生；医生对图像质量满意后，将此时的组织声速取值保存并和当前的检查部位关联，供以后调用。

一种组织声速可调的波束合成方法，其计算波束合成信号的步骤如下：

步骤 1：采用 M 个焦点进行波束发射聚焦， M 个焦点的聚焦深度分别为 f_1, f_2, \dots, f_M ， M 个焦点的聚焦区域深度分别为 DF_1, DF_2, \dots, DF_M ，其计算公式为：

$$DF_j = 2 \frac{c}{F_i} \left(\frac{f_j}{a} \right)^2, j = 1, 2, \dots, M$$

其中 c 为控制器所传来的组织声速， F_i 为发射电路发射脉冲的中心频率， a 为发射孔径大小，为换能器的已知参数；

步骤 2：计算第 i 个基元的延时时间

$$t_i = (\sqrt{x_i^2 + f_j^2} + 2x_i f_j \cos(\theta) + \sqrt{x_i^2 + d_s^2} + 2x_i d_s \cos(\theta) + d_s - f_j) / c$$

其中， x_i 为第 i 个基元的 x 坐标，为换能器的已知参数；

波束的扫描深度为 D ，沿着一条波束采样点数为 FN ，这些是系统已知参数；

第 s 个采样点距离波束原点的距离为 $d_s = s \cdot D / FN, s = 1, 2, \dots, FN$ ；

波束与 x 轴正向夹角为 θ ；

步骤 3：使用三次样条插值算法计算接收电路第 i 个通道在第 j 次聚焦发射后接收到的信号在时间 t_i 处的采样值 $I_{i,j}(t_i)$ 。

步骤 4：计算第 j 次聚焦发射时波束 k 上第 s 个采样点位置的输出信号

$$O_{j,k}(d_s) = \sum_{i=1}^N W_i I_{i,j}(t_i)$$

其中 N 是系统的通道数，是已知参数， $I_{i,j}(t_i)$ 是接收电路第 i 个通道在第 j 次聚焦发射后接收到的信号在时间 t_i 处的采样值，由步骤 3 计算得到， W_i 是加权系数， $W_i = 0.5 - 0.5 \cos(2\pi(i-1)/(N-1)), i = 1, 2, \dots, N$ ；

步骤 5：对 M 个发射焦点形成的信号进行拼接，拼接后的波束 k 上第 s 个采样点位置的输出信号计算公式为

$$O_k(d_s) = \sum_{j=1}^M T_j O_{j,k}(d_s) = \sum_{j=1}^M T_j \sum_{i=1}^N W_i I_{i,j}(t_i)$$

其中 T_j 是加权系数，

$$T_j = \begin{cases} 1, & \text{当 } d_s \leq f_j + DF_j/2 \text{ 时} \\ 0, & \text{当 } d_s > f_j + DF_j/2 \text{ 时} \end{cases}$$

步骤 6: 利用双重循环, 计算所有满足 $1 \leq s \leq FN, 1 \leq k \leq BN$ 的 $O_k(d_s)$, 即得到一帧图像信号, 输出给后续的信号处理和图像形成模块处理; 其中 BN 为形成一帧图像所需扫描的波束条数, 为系统已知参数。

所述三次样条插值算法为:

计算整数 $n = \text{int}(t_i \cdot SF)$, 其中 int 为舍去取整操作符, SF 为接收电路模数转换器的采样频率, 为系统已知参数;

计算跟 t_i 最邻近的四个整数采样点处的时间坐标 $t_{i-1}, t_{i-2}, t_{i+1}, t_{i+2}, \dots$;
 $t_{i-1} = n/SF, t_{i-2} = (n-1)/SF, t_{i+1} = (n+1)/SF, t_{i+2} = (n+2)/SF$;

使用三次样条插值算法计算:

$$I_{i,j}(t_i) = I_{i,j}(t_{i-2})f(n-1-t_i \cdot SF) + I_{i,j}(t_{i-1})f(n-t_i \cdot SF) \\ + I_{i,j}(t_{i+1})f(n+1-t_i \cdot SF) + I_{i,j}(t_{i+2})f(n+2-t_i \cdot SF)$$

其中函数 $f(x)$ 为一个三次样条多项式, 其定义为:

$$f(x) = \begin{cases} \frac{7}{6}|x|^3 - 2|x|^2 + \frac{8}{9}, & |x| < 1 \\ -\frac{7}{18}|x|^3 + 2|x|^2 - \frac{10}{3}|x| + \frac{16}{9}, & 1 \leq |x| < 2 \\ 0, & |x| \geq 2 \end{cases} .$$

本发明的优点是: 由于使用了可变的组织声速进行超声成像和测量, 因此可以根据当前待检查的部位来匹配一个最佳的组织声速进行成像和测量, 从而提高了图像的质量和测量的精度, 另外在操作上也跟传统的超声诊断设备相兼容。另外, 本发明还允许医生根据自己的经验进一步去细化调节组织声速, 系统实时用新的组织声速进行波束合成并成像, 给医生提供视觉反馈, 从而让医生调节得到最合适的组织声速。

附图说明

图 1 是组织声速实时可调的超声诊断设备的系统组成框图。

图 2 是组织声速参数在常见的组织中的取值表。

图 3 是波束合成中发射聚焦区域示意图。

图 4 是波束合成计算的示意图。

图 5 是波束合成中对通道信号插值的示意图。

具体实施方式

下面结合附图和实施例对本发明作进一步说明。

如图 1 所示的超声诊断设备的系统组成, 其中大部分模块均为传统的超声诊断设备的标准配置, 本发明所改进的是其中的波束合成模块和预设值存储器, 使得传统的固定的组织声速可以通过预设值自动调节或者由用户实时调节, 本发明可以在传统的超声诊断设备上作很少的改动即可实施。图中所示换能器(也叫探头)是超声波的发射和接收装置, 一般由压电材料做成, 可以将电能转换为声能, 也可以反过来转换。为了更好地控制换能器所产生的声场, 目前的换

能器都是由一个一个小的基元 12 所组成，在空间中排列成一定的几何形状，根据几何形状的不同，可以分为线阵和凸阵。很多个基元可以协同工作，同时协同工作的基元的个数叫做通道数，比如一个线阵探头有 128 个基元，如果同时有 64 个基元在协同工作，那么这个探头的通道数是 64，一般情况下通道数 \leq 基元数。对于上述例子，探头在工作时并不是所有的基元都激活的，而是选择相邻的 64 个基元，通过控制每个基元信号的延时，可以控制这 64 个基元所发射声场的形状和焦点，从而形成一个比较理想的波束，再选择下一个合适的 64 基元，可以得到一系列不同位置的波束，从而形成二维的图像。对于相控阵，通道数可以和基元数相等，通过对每个基元信号的延时，可以控制波束的方向和焦点，通过不停地偏转波束的方向，从而得到一系列不同方向的波束，形成二维的图像；发射电路在控制器的协调之下，向换能器的每个激活基元发送经过适当延时的电信号，由换能器转换为超声波发射出去；接收电路负责接收换能器传过来的回声信号（已由换能器转换为电信号），并进行放大、模数变换等处理，对于换能器中每个激活的基元，都要有单独的一路接收电路对其进行处理，因此所需要的接收电路的路数等于通道数；波束合成对接收电路数模转换后的不同通道的回声信号分别进行延时计算、动态聚焦、动态孔径、插值等处理，并最终将其合成为一路信号，因为要同时对多路信号进行处理，要求有很高的数据吞吐量和计算能力，因此波束合成往往要用专用的硬件来实现，也可以用 DSP 或者 FPGA 来实现。传统的超声诊断设备为了满足信号实时处理的要求，在波束合成模块都用了固定的组织声速以及简化的计算模型和方法，因此对最终成像质量有着很大的影响。本发明中提出的波束合成方法，使用可变的组织声速，并且采用了精确的计算模型，后面会结合图 3 和图 4 作出详细的说明；信号处理和图像形成模块对波束合成后的信号进行噪声抑制、包络检波、对数压缩、数字扫描变换等处理，最后形成易于显示的图像；显示器可以为普通的 CRT 显示器或者液晶显示器等，负责对图像进行显示以及一些用户界面的显示；控制器负责对所有的其它部分进行控制和协调，它可以是一个电路，也可以是一个嵌入式设备或者一台微机，目前大部分数字超声诊断设备的控制器都是带有操作系统的嵌入式设备或者微机；输入设备是控制器的前端，比如键盘，给用户一种便利的手段来与控制器交互，目前大部分的超声诊断设备的键盘上都有轨迹球，用来实现与鼠标等价的功能，方便用户的使用；预设值存储器主要用来存储预设值的各个参数的取值，目前的超声诊断设备上大都提供了预设值对各种成像参数进行设置，一般对每个检查部位（组织或者器官）都提供了一套或者多套缺省的预设值，当医生使用设备对病人进行检查时，一般都已经知道要检查病人的哪个部位，因此只需选择感兴趣的检查部位，跟这个检查部位相对应的预设值的各个参数的取值会自动生效，但是传统的超声诊断设备中往往没有组织声速这个预设值参数，其波束合成模块只是假设一个恒定的组织声速进行成像，因此不允许用户调节。

本发明在预设值存储器中加入“组织声速”成像参数，对于每个典型的检查部位，此成像参数都根据实验测定而确定一个缺省值，如附图 2 所示。对于一次

检查，其流程为：医生首先根据病人的检查单确定病人要检查的部位，然后从用户界面上选择这个检查部位开始进行超声检查，系统会自动根据医生选择的检查部位从附图 2 所示的表格中选择一个最匹配的组织声速，并通过控制器将其传输给波束合成模块，波束合成模块调整自己的计算方法，使用新的组织声速成像；当医生觉得缺省的组织声速成像质量并不满意，可以通过用户界面和输入设备，在缺省值的基础上根据自己的经验进一步细调组织声速的取值，控制器实时将医生调节后的组织声速值传送给波束合成模块并使其实时成像，反馈给医生，以便让医生决定图像质量是否达到自己的要求，如果医生得到比较满意的图像，他可以将此时的组织声速取值保存下来并和当前的检查部位产生关联，可以供以后调用；另外，如果医生希望还使用传统的组织声速和波束合成方法来成像，以便兼容其它机器或者自己传统的使用经验，系统提供了一个设置，可以允许医生通过用户界面关闭组织声速调节功能。

波束合成模块在接收到控制器发送来的组织声速后，要分别改变其发射延时和接收延时的计算方法。图 3 给出了波束合成中发射聚焦区域的示意图，假设形成一帧图像需要 BN 个波束，每条波束的扫描深度为 D ，则波束 1-波束 BN 形成了一个扇形区域（这里以相控阵为例，其它情况可类似推导），也即成像区域，其原点为 O 。假设系统的通道数为 N ，对于每条波束都需要有 N 个基元同时工作才能形成比较理想的波束形状，另外， N 个基元一次发射只能形成一个聚焦区域，波束的形状只是在聚焦区域内比较理想，而在聚焦区域外面就无法保证。为了使得在整个波束的深度 D 内都有比较好的波束形状，往往采用多焦点发射的方法，比如图 3 中在中心波束 $BN/2$ 上给出了 M 个焦点，其中 f_1, f_2, \dots, f_M 分别是 M 个焦点的聚焦深度，也即每个焦点距离原点 O 的距离， DF_1, DF_2, \dots, DF_M 分别是 M 个焦点的聚焦区域深度，在这个深度范围内，波束的宽度近似保持不变，因此有比较好的聚焦效果。聚焦区域深度的计算公式为：

$$DF_j = 2 \frac{c}{F_i} \left(\frac{f_j}{a} \right)^2, j = 1, 2, \dots, M$$

其中 c 为组织声速， F_i 为发射电路发射脉冲的中心频率， a 为 N 个基元的发射孔径大小，为探头的已知参数， DF_j 是关于 f_j 对称的。对于第一个焦点，在接收时只选择扇形区域 OPQ 作为接收区域，其半径为 $f_1 + DF_1/2$ ；对于第 2 个焦点，在接收时只选择扇形区域 $PQRS$ 作为接收区域，其内径为 $f_1 + DF_1/2$ ，外径为 $f_2 + DF_2/2$ ；对于剩下的焦点，依次类推，最终将每个焦点的接收区域再拼接成一个完整的成像区域。

在接收时，除了要对多个发射焦点形成的信号进行拼接外，对于其中的每个发射焦点，还要对每个通道接收到的信号进行合适的延时和加权拼接。附图 4 给出了波束合成模块中接收部分的延时计算的示意图， N 个基元沿着 x 轴排列成一条线，原点 O 在 N 个基元的中心位置，对于其它几何形状的排列，计算方法是相似的。对于任意一条波束 $k, 1 \leq k \leq BN$ ，假设其跟 x 轴正向夹角为 θ ，在接收时沿着波束 k 等间距采样 FN 个采样点。每个采样点处的信号都要依赖于 N 个

通道所接收到信号的叠加，因为每个通道的基元离采样点的距离都不相等，因此必须对每个通道接收到的信号作合适的延时，才能确保信号叠加相位的一致性。

对于第 j 次聚焦发射 ($1 \leq j \leq M$)，假设发射焦点为 B ，波束 k 上第 s 个采样点 ($1 \leq s \leq FN$) 的位置为 C ，对于第 i 个基元，从其发射到发射焦点 B ，再传播至接收采样点 C ，最后反射回基元 i 所在位置 A 总共需要的时间记为 t_i ，其计算公式为：

$$t_i = \begin{cases} (|AB| + |BC| + |CA|) / c, & \text{当 } |OC| \geq |OB| \text{ 时} \\ (|AB| - |BC| + |CA|) / c, & \text{当 } |OC| < |OB| \text{ 时} \end{cases} \quad (1)$$

其中 c 为组织声速。

在图 4 中， $|OA| = x_i$ ，即第 i 个基元的 x 坐标，为探头已知参数， $|OB| = f_j$ ，即第 j 个发射焦点的聚焦深度， $|OC| = d_s$ ，即第 s 个采样点离原点 O 的距离，其计算公式为： $d_s = s \cdot D / FN, s = 1, 2, \dots, FN$ 。由这些条件可以计算出：

$$|AB| = \sqrt{|OA|^2 + |OB|^2 - 2|OA||OB|\cos(\pi - \theta)} = \sqrt{x_i^2 + f_j^2 + 2x_i f_j \cos(\theta)}$$

$$|CA| = \sqrt{|OA|^2 + |OC|^2 - 2|OA||OC|\cos(\pi - \theta)} = \sqrt{x_i^2 + d_s^2 + 2x_i d_s \cos(\theta)}$$

$$|BC| = ||OC| - |OB|| = |d_s - f_j|$$

代入式 (1)，可以计算得到：

$$t_i = (\sqrt{x_i^2 + f_j^2 + 2x_i f_j \cos(\theta)} + \sqrt{x_i^2 + d_s^2 + 2x_i d_s \cos(\theta)} + d_s - f_j) / c \quad (2)$$

对所有 N 个通道接收的信号进行延时、加权、相加，可以得到第 j 次聚焦发射时波束 k 上第 s 个采样点位置的输出信号为：

$$O_{j,k}(d_s) = \sum_{i=1}^N W_i I_{i,j}(t_i)$$

其中 $I_{i,j}(t_i)$ 是第 i 个通道在第 j 次聚焦发射后接收到的信号在时间 t_i 处的采样值， W_i 是加权系数，一般定义为汉宁窗函数：

$$W_i = 0.5 - 0.5 \cos(2\pi(i-1)/(N-1)), i = 1, 2, \dots, N$$

前面已经讲过，为了得到更好的成像质量，尚需对多个发射焦点形成的信号进行拼接，这里使用加权相加的方法进行拼接，拼接后的波束 k 上第 s 个采样点位置的输出信号为：

$$O_k(d_s) = \sum_{j=1}^M T_j O_{j,k}(d_s) = \sum_{j=1}^M T_j \sum_{i=1}^N W_i I_{i,j}(t_i) \quad (3)$$

其中 T_j 是加权系数，其计算公式为：

$$T_j = \begin{cases} 1, & \text{当 } d_s \leq f_j + DF_j / 2 \text{ 时} \\ 0, & \text{当 } d_s > f_j + DF_j / 2 \text{ 时} \end{cases}$$

波束合成模块使用式 (3) 计算所有满足 $1 \leq s \leq FN, 1 \leq k \leq BN$ 的 $O_k(d_s)$ ，即得到一帧图像信号，交给后续的信号处理和图像形成模块继续处理。

在获取 $I_{i,j}(t_i)$ 时，由于每个通道接收到的信号都是经过模数转换的，模数转

换器有设定好的采样频率 SF ，因此接收到的信号只在离散的时间点 $\frac{1}{SF} \cdot n$ (n 是大于等于 0 的整数) 上有定义。由于本发明使用式 (2) 精确地计算 t_i ，因此得到的 t_i 是一个连续的实数值，在大部分情况下都无法落到离散的时间点 $\frac{1}{SF} \cdot n$ 上。传统的波束合成因为假设一个固定不变的组织声速，并且使用一些简化的公式计算 t_i ，因此大部分计算都可以预先计算好并存储在一个查找表中，运行的时候只是查表并把 t_i 量化成 $\frac{1}{SF}$ 的整数倍，这样虽然可以大大提高计算速度，简化波束合成的实现难度和对计算资源的需求，从而降低波束合成模块的成本，但是同时也使得计算精度下降，组织声速的实时调整也变得很困难。

在本发明中，使用精确的三次样条插值去计算 $I_{i,j}(t_i)$ 的值。首先计算 $n = \text{int}(t_i \cdot SF)$ ，其中 int 为舍去取整操作符，接下来分别计算 $t_{i-1} = n/SF, t_{i-2} = (n-1)/SF, t_{i+1} = (n+1)/SF, t_{i+2} = (n+2)/SF$ 。如附图 5， $t_{i-2}, t_{i-1}, t_{i+1}, t_{i+2}$ 是与 t_i 最邻近的四个时间点，并且它们正好位于离散采样点上，因此其信号值可以直接从模数转换后的数据获取。使用三次样条插值算法，可以计算得到 t_i 点处的信号值为：

$$I_{i,j}(t_i) = I_{i,j}(t_{i-2})f(n-1-t_i \cdot SF) + I_{i,j}(t_{i-1})f(n-t_i \cdot SF) + I_{i,j}(t_{i+1})f(n+1-t_i \cdot SF) + I_{i,j}(t_{i+2})f(n+2-t_i \cdot SF) \quad (4)$$

其中函数 $f(x)$ 为一个三次样条多项式，其定义为：

$$f(x) = \begin{cases} \frac{7}{6}|x|^3 - 2|x|^2 + \frac{8}{9}, & |x| < 1 \\ -\frac{7}{18}|x|^3 + 2|x|^2 - \frac{10}{9}|x| + \frac{16}{9}, & 1 \leq |x| < 2 \\ 0, & |x| \geq 2 \end{cases} ;$$

通过式 (4) 计算得到的 $I_{i,j}(t_i)$ ，精度更高，同时也兼起低通滤波器的功能，有滤除模数转换器噪声的作用，使得成像质量更高。

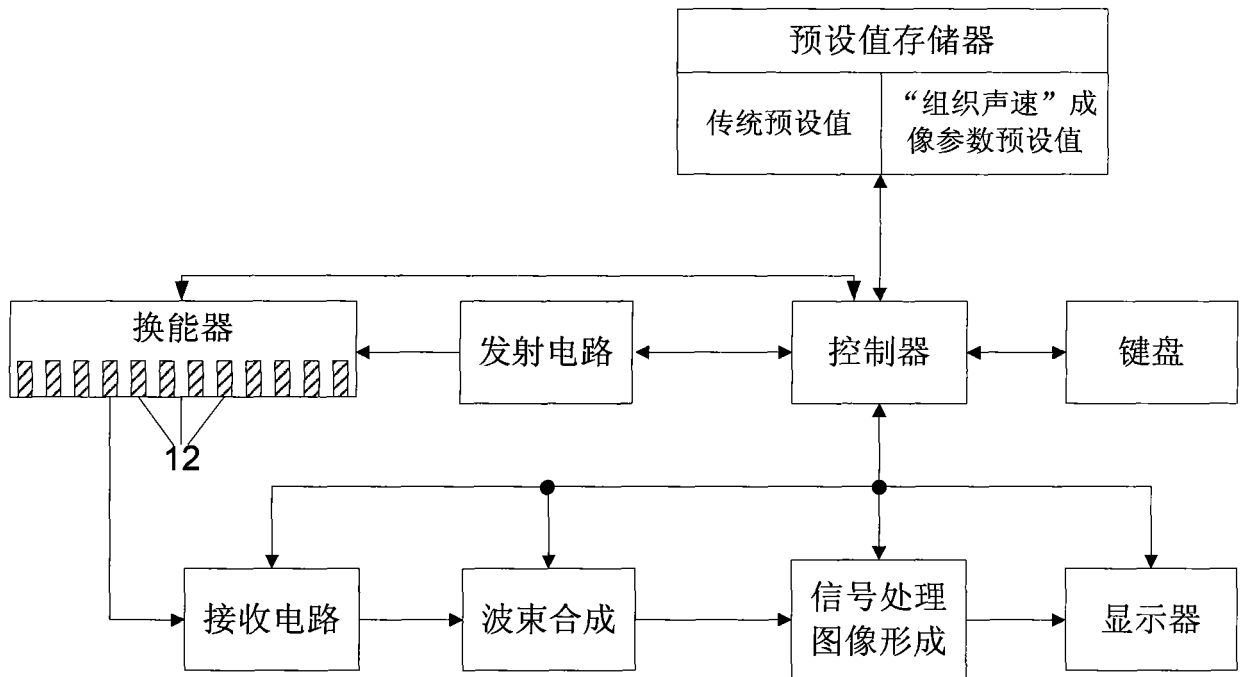


图 1

| 组织类型 | 组织声速 (m/s) |
|------|------------|
| 肾 | 1560 |
| 肝 | 1570 |
| 肺 | 658 |
| 血液 | 1570 |
| 脂肪 | 1450 |
| 肌肉 | 1580 |
| 乳房 | 1510 |
| 子宫 | 1630 |
| 骨头 | 3500 |

图 2

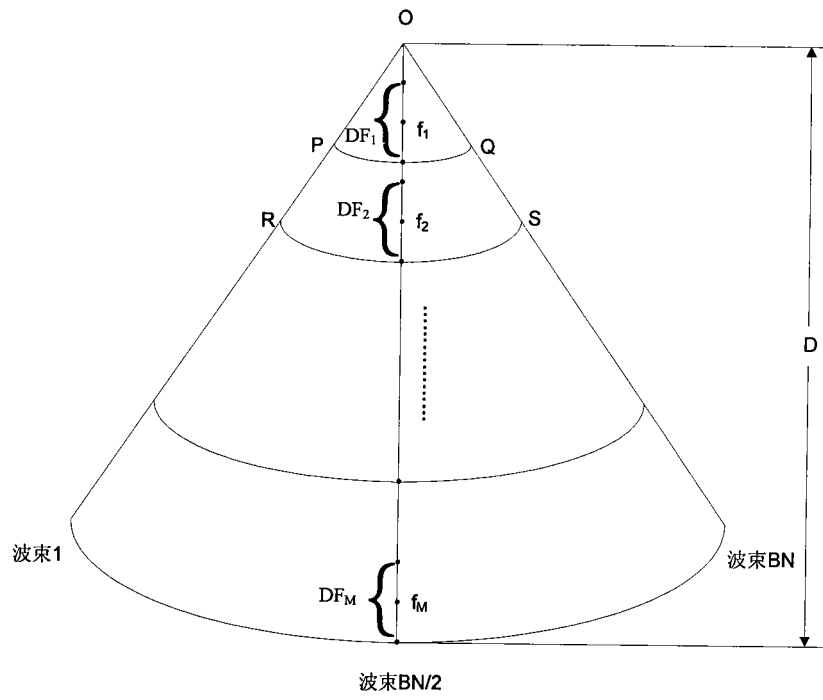


图 3

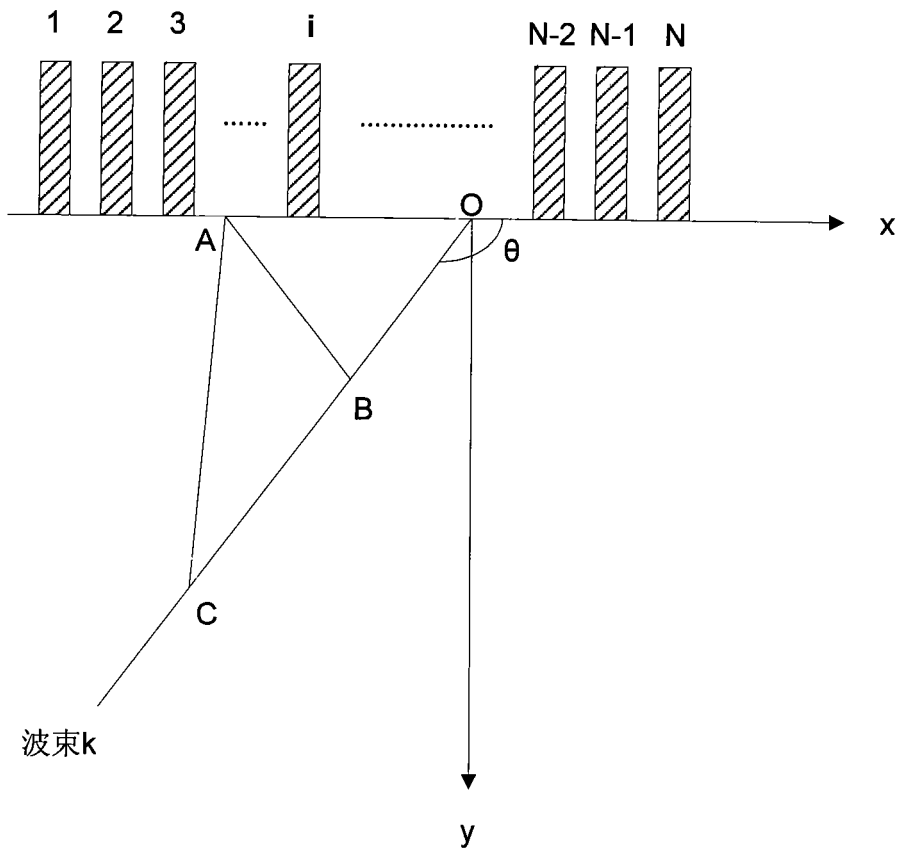


图 4

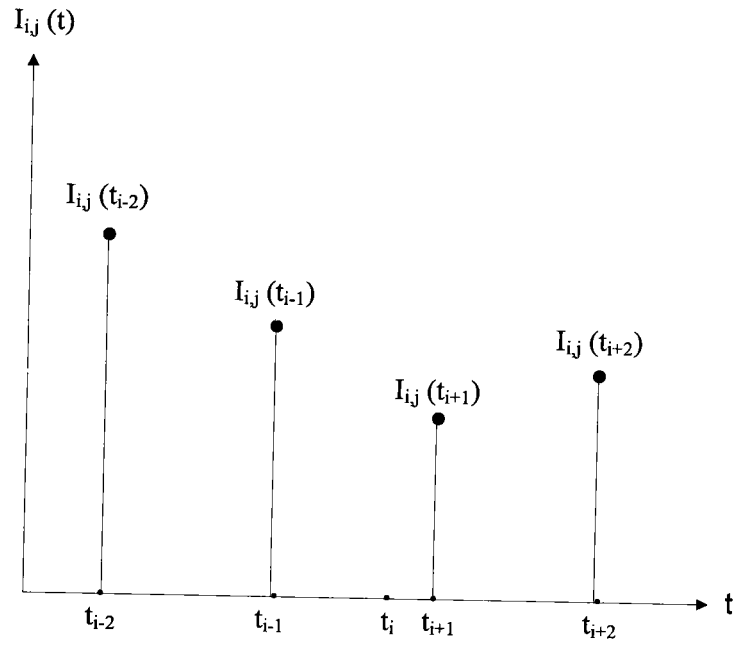


图 5

| | | | |
|---------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 组织声速实时可调的超声诊断设备及其波束合成方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN101664321A | 公开(公告)日 | 2010-03-10 |
| 申请号 | CN200910182764.6 | 申请日 | 2009-09-07 |
| [标]发明人 | 赵明昌 莫善珏 | | |
| 发明人 | 赵明昌 莫善珏 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| 其他公开文献 | CN101664321B | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明公开了一种组织声速实时可调的超声诊断设备及其波束合成方法，涉及医用超声诊断设备技术领域。该设备使用可变的组织声速来进行精确的波束合成计算，通过和预设值存储器的结合，可以使得医生通过选择检查部位而自动加载最匹配的组织声速成像，也可以允许组织声速的实时调节并成像。本发明改变了传统的波束合成方法，使得超声诊断设备成像质量更高，减小了因使用固定的组织声速而引起的成像误差，同时也提高了测量结果的精度。

