



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101467895 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 27

(21) 申请号 200710307229. X

(22) 申请日 2007. 12. 29

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 皮兴俊 胡锐 尤奎

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张亚宁 刘宗杰

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

G06F 17/00(2006. 01)

G06Q 50/00(2012. 01)

(56) 对比文件

US 6042547 A, 2000. 03. 28, 全文.

CN 2135336 Y, 1993. 06. 09, 全文.

JP 特开 2006-254984 A, 2006. 09. 28, 全文.

EP 1683486 A1, 2006. 07. 26, 全文.

审查员 陈昭阳

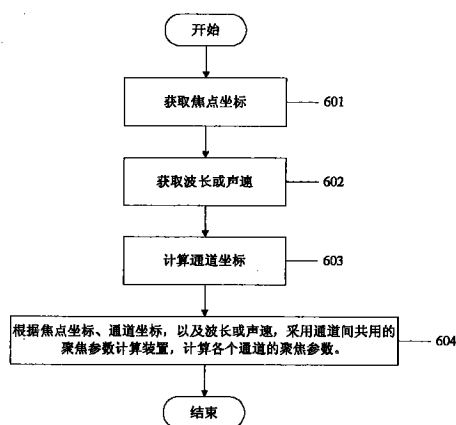
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

(54) 发明名称

连续多普勒超声系统中聚焦计算的实现方法与设备

(57) 摘要

本发明公开了一种用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的方法,包括:获取焦点坐标;获取波长或声速;计算通道坐标;根据焦点坐标、通道坐标,以及波长或声速,采用通道间共用的聚焦参数计算装置,计算各个通道的聚焦参数。本发明还公开了一种用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的设备,包括:数据获取装置,用于获取焦点坐标和波长或声速;通道坐标计算装置,用于计算通道坐标;聚焦参数计算装置,与数据获取装置和通道坐标计算装置相连接,用于根据焦点坐标、通道坐标,以及波长或声速计算至少两个通道的聚焦参数。采用通道间共用的计算资源来进行聚焦计算,可以节省大量的计算资源。采用流水的方式进行聚焦计算,可以提高计算效率。



1. 一种用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的方法,其特征在于,包括以下步骤:

A、获取焦点坐标;

B、获取波长或声速;

C、计算通道坐标;

D、根据所述焦点坐标、通道坐标,以及所述波长或声速,采用通道间共用的聚焦参数计算装置,计算各个通道的聚焦参数,

其中,步骤 D 包括:根据所述通道坐标和焦点坐标来计算通道到焦点的距离;根据所述通道到焦点的距离,以及所述波长或声速计算通道的聚焦参数,并且所述聚焦参数包括通道的接收或发射相位或者接收或发射的延迟时间。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述焦点坐标和波长从存储所述焦点坐标和波长的存储设备中获取。

3. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述步骤 C 包括以下步骤:

(a) 获取通道间隔,以及设置计数控制单元的初始计数值;

(b) 将从计数控制单元中读取的计数值作为通道序号,此通道序号对应待进行聚焦计算的当前通道;

(c) 根据所述通道序号与通道间隔,计算所述当前通道的通道坐标;

(d) 从所述计数控制单元中读取下一个计数值;

重复步骤 (b)、(c) 和 (d),直到计数值达到预定值。

4. 如权利要求 3 所述的方法,其特征在于,所述步骤 D 包括以下步骤:

每得到一个所述当前通道的通道坐标,则执行以下步骤:

根据所述焦点坐标以及通道坐标,计算所述当前通道到焦点的距离;

根据所述当前通道到焦点的距离,以及所述波长或声速,计算所述当前通道的聚焦参数。

5. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述步骤 A 还包括以下步骤:

A1、获取焦点坐标之后,判断焦点坐标是否发生变化,若发生变化,则继续进行步骤 B、C 和 D,若未发生变化,则不启动步骤 B、C 和 D。

6. 如权利要求 5 所述的方法,其特征在于,所述步骤 A1 包括以下步骤:

将焦点的横坐标 x 和纵坐标 y 延迟,用延迟的值和当前的值比较;

如果 x 坐标的延迟值和 x 坐标值相同,并且 y 坐标的延迟值和 y 坐标值相同,则认为当前焦点位置不变;

如果 x 坐标的延迟值和 x 坐标值不同,或 y 坐标的延迟值和 y 坐标值不同,则认为当前焦点位置改变。

7. 如权利要求 3 或 4 所述的方法,其特征在于:所述步骤 (b)、(c) 和 (d) 采用流水线的方式来执行。

8. 一种用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的设备,其特征在于,包括:

数据获取装置,用于获取焦点坐标和波长,或用于获取焦点坐标和声速;

通道坐标计算装置,用于计算待进行聚焦计算的通道的通道坐标;

聚焦参数计算装置,与所述数据获取装置和通道坐标计算装置相连接,用于根据所述焦点坐标、通道坐标,以及所述波长或声速计算至少两个通道的聚焦参数;

其中,所述聚焦参数计算装置包括:

距离计算单元,用于根据所述通道坐标和焦点坐标来计算通道到焦点的距离;

参数计算单元,与所述距离计算单元相连,用于根据所述通道到焦点的距离,以及所述波长或声速计算通道的聚焦参数,

并且,所述聚焦参数包括通道的接收或发射相位或者接收或发射的延迟时间。

9. 如权利要求 8 所述的设备,其特征在于,还包括:

坐标检测装置,用于检测所述焦点坐标是否发生变化。

10. 如权利要求 8 所述的设备,其特征在于,所述通道坐标计算装置包括:

计数控制单元,用于产生计数值作为待进行聚焦计算的通道的通道序号;

通道间隔获取单元,用于获取通道间隔;

坐标计算单元,与计数控制单元和通道间隔获取单元相连接,用于根据所述通道序号与通道间隔计算通道坐标。

连续多普勒超声系统中聚焦计算的实现方法与设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断仪领域,特别是涉及连续多普勒超声系统中聚焦计算的实现方法与设备。

背景技术

[0002] 在超声成像系统中,多普勒效应被广泛的应用于血流的检测。超声换能器发射超声波到受试者体内,接收从受试者体内返回的超声回波。在血管中,运动的红细胞对超声波散射,这种散射会使超声回波的频率发生偏移。频率偏移的大小与发射的超声波的中心频率、红细胞的运动速度相关。多普勒效应又分为脉冲波与连续波两种,一般来说,脉冲波的多普勒效应受探测深度和脉冲重复频率的影响,仅限于低速血流,如颈动脉,肝动脉等中的血流。连续波的多普勒效应不受脉冲重复频率的影响,可用于检测高速血流,如心脏。为使发射以及接收回波能量达到最大,需要对焦点处的不同通道发射以及接收的回波进行聚焦计算。

[0003] 图1示出了传统的连续波超声多普勒频谱分析系统的基本信号处理流程。根据焦点位置以及发射频率计算不同通道的发射相位以及不同通道的接收相位,不同的通道获取发射相位后发射方波,同时将所有通道的接收相位发送给解调器,通道的接收信号经过解调器后得到IQ分量,不同通道IQ分量直接合并,经过一系列的模拟处理后,AD器件将模拟信号变换为数字信号。然后经过壁滤波处理。壁滤波是一个高通滤波器,滤除因为静止或者慢速的组织运动引起的强回波。经过壁滤波处理后,将IQ两路分量送入谱估算模块。谱估算模块一般采用快速傅立叶变换(FFT)来估算功率谱。快速傅立叶变换的点数可以是128点或者256点。由于估算出来的功率谱动态范围太大,每次估算出来的功率谱需要经过压缩处理,压缩到灰度显示范围。最后在屏幕上显示的多普勒频谱图是某个时间,某个速度(频率偏移)的功率谱强度。

[0004] 从原理上来说,为提高回波能量,必须使不同通道的发射信号到达焦点时的相位相同,同时使从焦点到不同通道的接收信号合并时的相位相同。

[0005] 在应用超声多普勒技术检查心脏与动静脉系统中,需要对多个发射以及接收通道聚焦,计算出聚焦点处不同发射通道以及接收通道的相位。

[0006] 在现有技术中,存在这样的发射聚焦算法:将各种不同通道,不同坐标位置处的发射相位预先计算好,做成一张表,在发射时,用当前的坐标以及通道号作为地址查表,得到当前的发射相位。用查表法来获取发射或接收通道的相位,简单方便,硬件没有复杂的计算,只需查询缓存,但对于较多通道,相位精度较大时,表的存储量非常大,例如,如果发射和接收均为32通道,相位用4比特量化,整个平面的坐标为 $100\text{mm} \times 100\text{mm}$,那么表的存储大小为2560K,存储量过大,需要消耗大量的存储资源。同时,随着表的存储量增大,查询的效率也会相应地降低。

[0007] 在现有技术中,还存在一种ASIC方式的发射和接收聚焦算法,对于每个发射,接收通道都有一个相位计算单元,提供发射或解调的接收相位。该算法为每个发射和接收通

道配置一个聚焦参数计算单元,会消耗很多个乘法器,开方器,除法器件。如果用可编程器件实现,当发射和接收通道较多时,消耗的计算资源会非常多。

[0008] 因此,需要提供进行聚焦计算的方法与装置,可以在计算聚焦参数时,节约所消耗的计算资源。

发明内容

[0009] 本发明的目的是提供以节约计算资源的方式来进行聚焦计算的方法与装置。

[0010] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0011] A、获取焦点坐标;

[0012] B、获取波长或声速;

[0013] C、计算通道坐标;

[0014] D、根据所述焦点坐标、通道坐标,以及所述波长或声速,采用通道间共用的聚焦参数计算装置,计算各个通道的聚焦参数。

[0015] 根据本发明,可由软件提供焦点坐标,可编程器件根据波长或声速以及通道间距信息,采用通道间共用的计算装置,得到通道的接收或发射相位或者接收或发射的延迟时间。对于特定的发射频率,软件将波长,通道间距信息预置于可编程器件的寄存器或其它存储设备中,当进入连续波多普勒模式时,焦点坐标信息由软件写入可编程器件的寄存器或其它存储设备,每次移动焦点,寄存器的焦点坐标被更新,一旦焦点坐标被更新,可编程器件就会计算出相对于该焦点的所有发射和接收通道的相位以及发射或接收的延迟时间。然后将聚焦参数发送到发射单元以及接收单元,发射单元根据聚焦参数产生方波,接收单元将聚焦参数发送到片外解调器件。

[0016] 为了提高计算效率,可以采用流水的方式来进行聚焦计算:将计算聚焦参数的相关数据串行输入到计算装置的输入端,并按照传统的流水线运行方式,把计算过程分为多个阶段,使先输入的数据的计算过程与后输入的数据的计算过程产生一定的交叠,在输出端串行输出计算结果,即可以实现为流水计算。优选地,可根据通道序号来计算对应通道的坐标,并结合其它相关数据来计算聚焦参数,这样在计算不同通道的坐标时,通过将通道序号变为待进行聚焦计算的通道的通道序号,就能计算对应通道的聚焦参数。

[0017] 根据本发明的第二方面,提供了一种用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的装置,其特征在于,包括:

[0018] 数据获取装置,用于获取焦点坐标和波长或声速;

[0019] 通道坐标计算装置,用于计算待进行聚焦计算的通道的通道坐标;

[0020] 聚焦参数计算装置,与所述数据获取装置和通道坐标计算装置相连接,用于根据所述焦点坐标、通道坐标,以及所述波长或声速计算至少两个通道的聚焦参数。

[0021] 当检测到坐标有变化时,给出启动信号,通道序号由计数器给出,聚焦参数的计算,由通道序号唯一确定。

[0022] 本发明采用通道间共用的计算资源来进行聚焦计算,可以节省大量的计算资源。采用流水的方式来进行聚焦计算,可以提高计算的并行度,特别是根据通道序号和通道间距来计算对应通道的坐标,可以在计算每个通道的坐标时,通过将通道序号变为待进行聚

焦计算的通道的通道序号,来计算对应通道的坐标,从而可提高计算的效率,而且在通道数增加以及发射和接收通道的顺序任意变化的情况下,为进行聚焦计算而消耗的硬件资源可以保持不变。

附图说明

[0023] 下面结合附图来对本发明的具体实施方式详细描述,其中:

[0024] 图 1 是根据现有技术的连续波多普勒信号处理流程图;

[0025] 图 2 是根据本发明的实施例的通道距离计算的示意图;

[0026] 图 3 是根据本发明的实施例的相位计算过程的示意图;

[0027] 图 4 是根据本发明的实施例的通道序号启动时序图;

[0028] 图 5 是根据本发明的实施例的发射相位时序图。

[0029] 图 6 是根据本发明的实施例的用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的方法的流程图。

[0030] 图 7 是根据本发明的实施例的用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的设备的框图。

具体实施方式

[0031] 总体上讲,根据本发明的用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的方法包括以下步骤:获取焦点坐标;获取波长或声速;计算通道坐标;根据焦点坐标、通道坐标,以及波长或声速,采用通道间共用的聚焦参数计算装置,计算各个通道的聚焦参数。下面结合图 2 至图 5 对其进行具体说明。

[0032] 图 2 是根据本发明的实施例的通道距离计算结构图,如图所示,通道等间距排列,通道的一半用来发射,另一半用来接收。屏幕的坐标零点位于发射通道和接收通道中间。假设发射频率为 f_0 ,发射和接收聚焦点的 2 维空间坐标为 x 和 y ,通道间隔为 d ,通道编号为 i ,则各个通道到焦点的距离计算公式如下:

$$[0033] \quad r_i = \sqrt{y^2 + \left(x - id + \frac{63d}{2}\right)^2} \quad (1)$$

[0034] 得到通道到焦点的距离后,计算距离对波长的余数:

$$[0035] \quad l_i = \frac{r_i}{\lambda} - \text{floor}\left(\frac{r_i}{\lambda}\right) \quad (2)$$

[0036] 将余数按照精度要求量化,得到各个通道的相位值:

$$[0037] \quad p_i = \text{round}(l_i * 2^k) \quad (3)$$

[0038] 其中 k 为量化的比特数。

[0039] 根据本发明一个实施例的相位计算过程的示意图如图 3 所示。首先按以下方法来判断寄存器中当前焦点的坐标值是否变化:将焦点的横坐标 x 和纵坐标 y 延迟,用延迟的值和当前的值比较,如果 x 坐标的延迟值和 x 坐标值相同,并且 y 坐标的延迟值和 y 坐标值相同,则认为当前焦点位置不变,不启动相位计算过程;如果 x 坐标的延迟值和 x 坐标值不同,或 y 坐标的延迟值和 y 坐标值不同,则认为当前焦点位置改变,给出一个脉冲指示信号,重新启动相位计算过程。

[0040] 在坐标检测之后,进行计数控制。计数控制由计数控制单元来完成。该单元是单

次计数器,当前面坐标变化脉冲指示信号到来时,电路检测脉冲沿,使计数控制装置复位,计数到一定值后停止计数。该计数过程的时序如图 4 所示。图 4 中用启动信号来复位计数器,直到计数器累加到最大的通道数为止。用计数值作为发射和接收通道的序号,与通道间隔相乘,即得到公式 (1) 中的 id 。根据此 id 的计算结果,计算通道的横坐标,用焦点的横坐标 x 减去计算出的通道的横坐标,即得到计算焦点到通道的距离所需的水平分量值。通常此时建立的坐标系以各通道排成的一行为横坐标轴,因此,各通道的纵坐标为 0。由于各通道的纵坐标为 0,因此计算焦点到通道的距离所需的垂直分量值即为焦点坐标的纵坐标 y 。用平方器对水平分量值和垂直分量值进行平方运算,之后对平方运算的结果进行求和,对所得的和进行开方运算,开方运算所得的值即为通道到焦点的距离,在计算不同通道到焦点距离时,只需要更新通道序号,就可以通过相关操作来计算出对应通道的坐标,进而计算通道到焦点的距离。计算出距离后,去除掉距离中波长的整数倍,得到余数,然后将余数移位放大,除以波长,所得的商即为通道的相位值。

[0041] 在整个计算过程中存在约几十个时钟的延迟,因此当相位结果串行给出后,解复用并行给出各个通道的相位值,这通过将串行给出的相位进行串并变换,并赋给不同的通道来完成。计算的延迟为按流水方式计算创造了条件。将计算通道相位的相关数据串行输入到计算装置的输入端,并按照传统的流水线运行方式,把计算过程分为多个阶段,使先输入的数据的计算过程与后输入的数据的计算过程产生一定的交叠,在输出端串行输出计算结果,即可以实现为流水计算。优选地,可根据通道序号来计算对应通道的水平位置分量,并结合通道的垂直位置分量以及其它相关数据来计算通道的相位,这样在计算不同通道的通道坐标时,通过将通道序号变为待进行聚焦计算的通道的通道序号,来计算对应通道的通道坐标。由于具体器件的处理时长不同,因此把计算过程分为多个阶段可根据具体需要来划分各个阶段中进行操作的器件集合或进行延迟等处理,以使各个阶段的总时长互接近,这样更有利于流水计算。

[0042] 上述的计算过程除了计算各通道的相位,还可计算其它聚焦参数,例如可根据计算出来的焦点到通道的距离,按照本领域公知的方式,根据此距离以及声速来计算各通道的接收或发射的延迟时间。

[0043] 图 5 示出根据本发明的实施例的发射相位时序图。在可编程器件内部产生发射频率为 f_0 的方波,将方波按照量化的精度延迟若干份,以其中的一个为基础,对应于相位 0,其它的依此类推,按照所计算的各发射通道的相位值,从延迟的方波中取出波形作为该通道的发射波形。在图 5 中,发射频率低于时钟频率, T_0 至 T_4 为通道的发射波形,占空比为 50% 的方波连续发射,不同通道的相位不同,对于接收通道来说,直接将各通道相位输出到外部相连的解调器。

[0044] 虽然上面描述了根据通道序号来计算对应通道的坐标以计算通道到焦点的距离,但是要理解,这并不是共用计算资源来计算通道相位的必要条件,共用计算装置也可以采用其它方式来实现,只要能够提供各通道的坐标以及其它相关数据,就可以采用通道间共用的计算资源来计算通道相位和接收或发射的延迟时间等聚焦参数。

[0045] 图 6 示出根据本发明的实施例的用于在多普勒超声系统进行聚焦计算的方法。如图所示,过程开始后,在步骤 601 中,获取焦点坐标;在步骤 602 中,获取波长或声速;在步骤 603 中,计算通道坐标;在步骤 604 中,根据焦点坐标、通道坐标,以及波长或声速,采用通

道间共用的聚焦参数计算装置,计算各个通道的聚焦参数。

[0046] 图 7 示出根据本发明的实施例的用于在多普勒超声系统进行聚焦计算的设备 700,包括:数据获取装置 701,用于获取焦点坐标和波长或声速;通道坐标计算装置 702,用于计算待进行聚焦计算的通道的通道坐标;聚焦参数计算装置 703,与数据获取装置和通道坐标计算装置相连接,用于根据焦点坐标、通道坐标,以及所述波长或声速计算至少两个通道的聚焦参数。

[0047] 聚焦计算的设备还可包括坐标检测装置,用于检测所述焦点坐标是否发生变化。通道坐标计算装置包括:计数控制单元,用于产生计数值作为待进行聚焦计算的通道的通道序号;通道间隔获取单元,用于获取通道间隔;坐标计算单元,与计数控制单元和通道间隔获取单元相连接,用于根据所述通道序号与通道间隔计算通道坐标。聚焦参数计算装置包括:距离计算单元,用于根据所述通道坐标和焦点坐标来计算通道到焦点的距离;参数计算单元,与所述距离计算单元相连,用于根据通道到焦点的距离,以及波长或声速计算通道的聚焦参数。聚焦参数包括通道的接收或发射相位或者接收或发射的延迟时间。

[0048] 下面说明利用设备 700 进行聚焦计算的过程。用数据获取装置 701 从寄存器或其它存储设备获取焦点坐标和波长或声速之后,采用通道坐标计算装置 702 来计算待进行聚焦计算的通道的通道坐标。通道坐标计算装置 702 中的计数控制单元产生计数值作为待进行聚焦计算的通道的通道序号,通道间隔获取单元从寄存器或其它存储设备中获取通道间隔,然后,坐标计算单元根据通道序号与通道间隔来计算通道坐标。计算出通道坐标之后,聚焦参数计算装置 703 中的距离计算单元根据通道坐标和焦点坐标来计算通道到焦点的距离,然后,参数计算单元根据通道到焦点的距离,以及波长或声速来计算通道的聚焦参数。聚焦参数包括通道的接收或发射相位或者接收或发射的延迟时间。在聚焦计算设备包括坐标检测装置的情况下,获取焦点坐标之后,首先由该装置检测所述焦点坐标是否发生变化,如果检测表明焦点坐标发生变化,则进行上述计算过程,如果检测表明焦点坐标未发生变化,则不启动上述计算过程。

[0049] 虽然以上结合具体实施例并参照附图描述了本发明,但是要理解到,本发明不限于这些具体实施例的特定形式,在不背离权利要求所确定的精神和范围的前提下,可对本发明进行各种修改和改变。

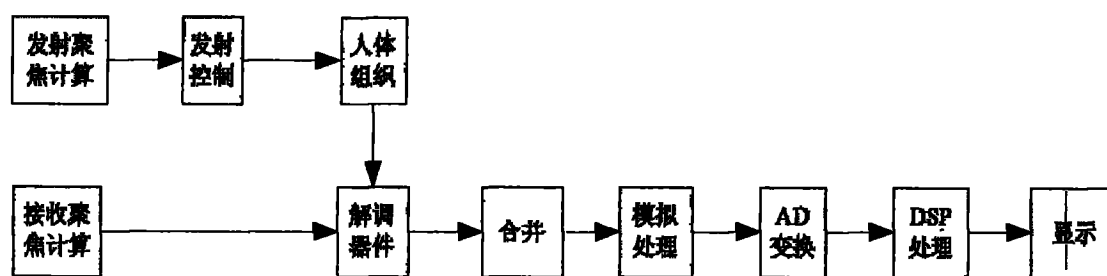


图 1

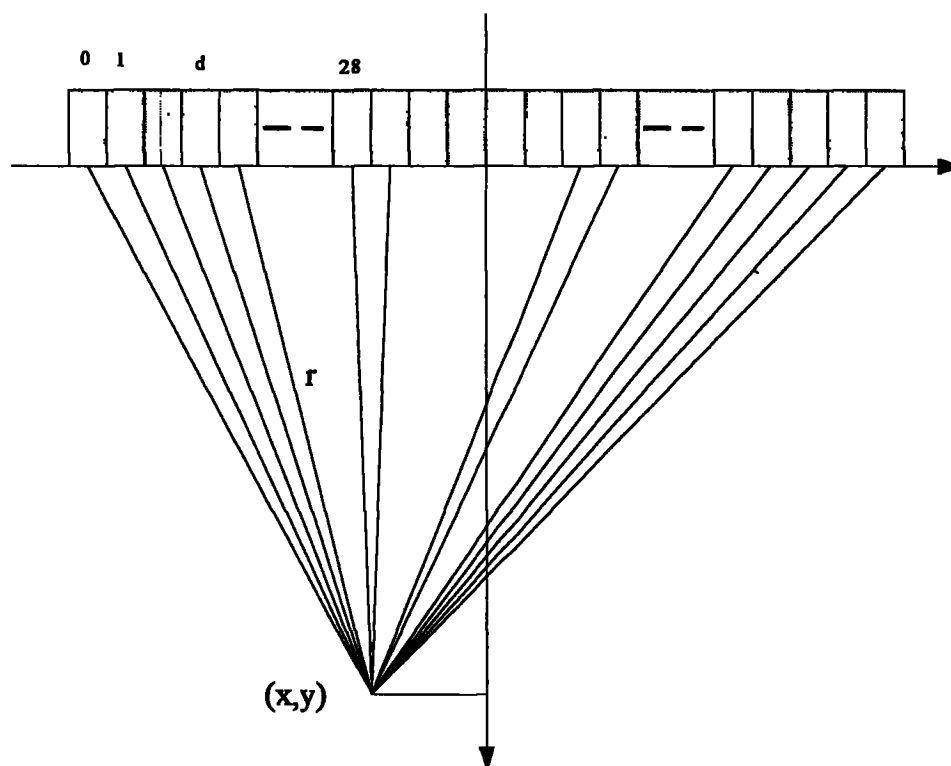


图2

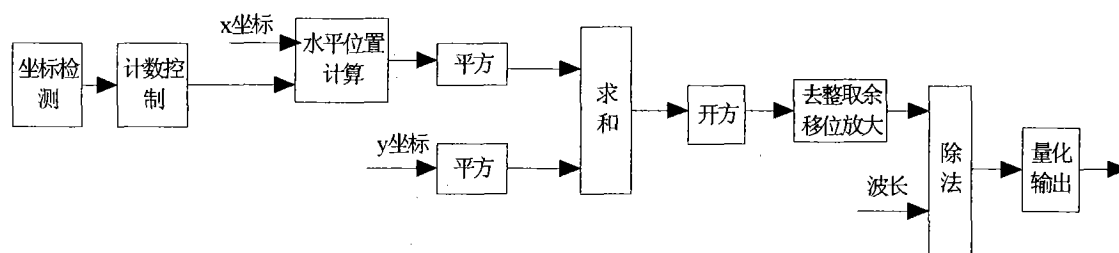


图3

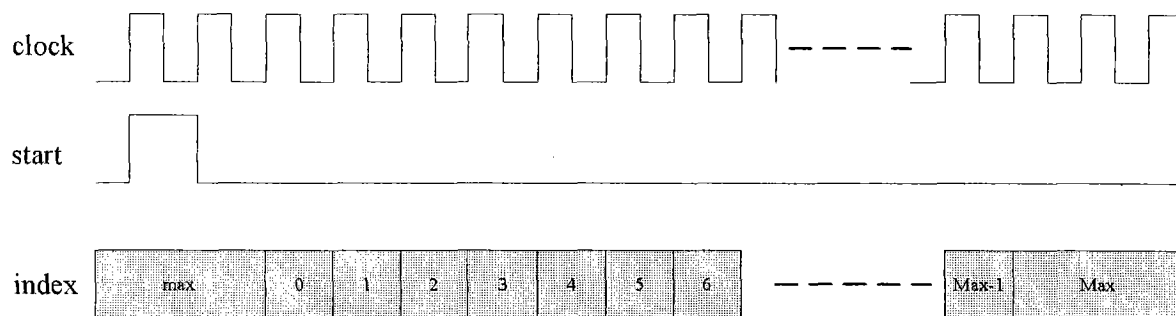


图4

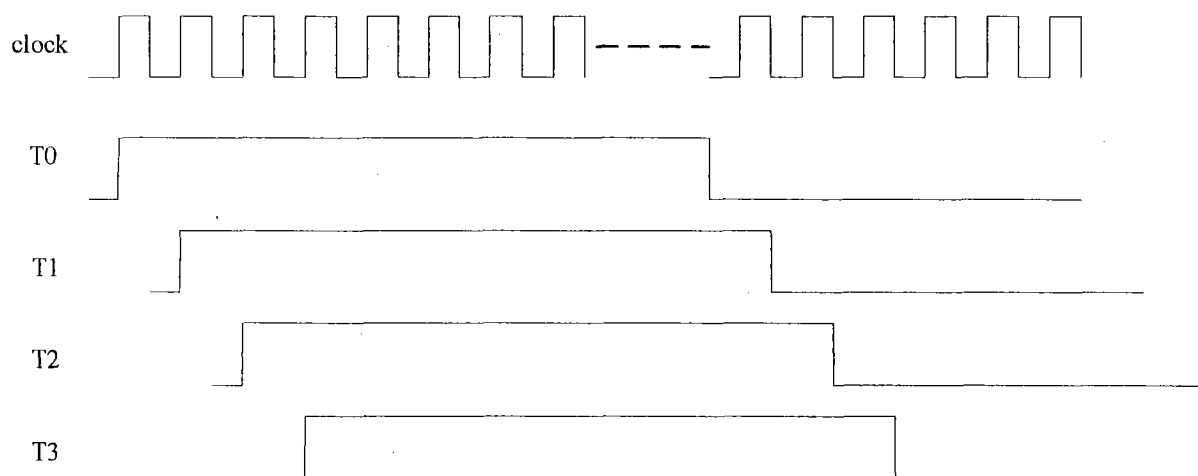


图5

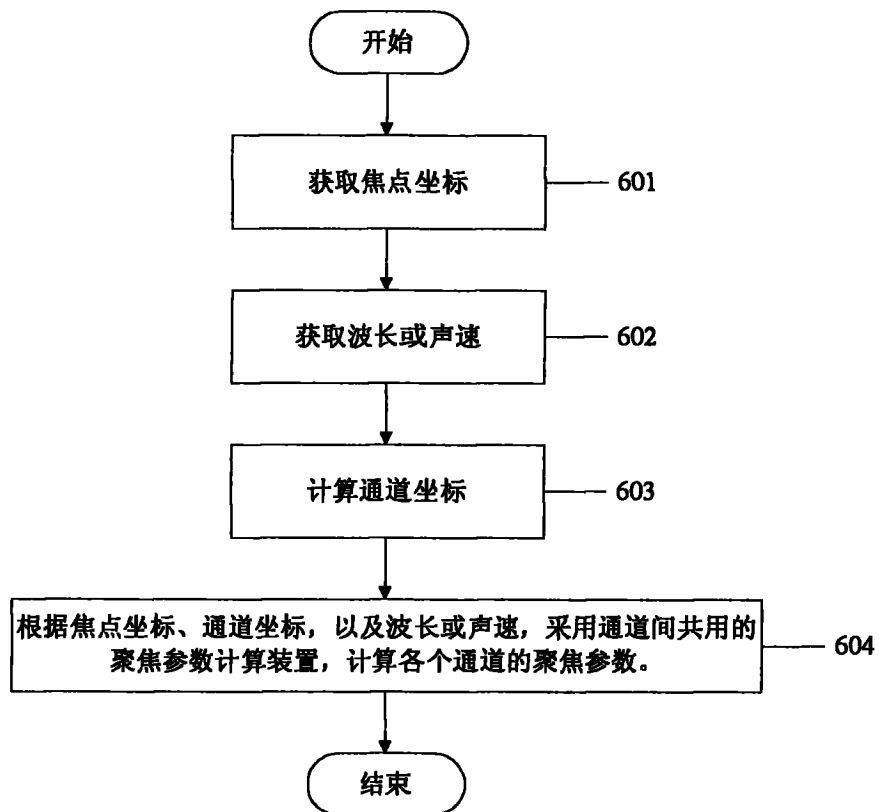


图 6

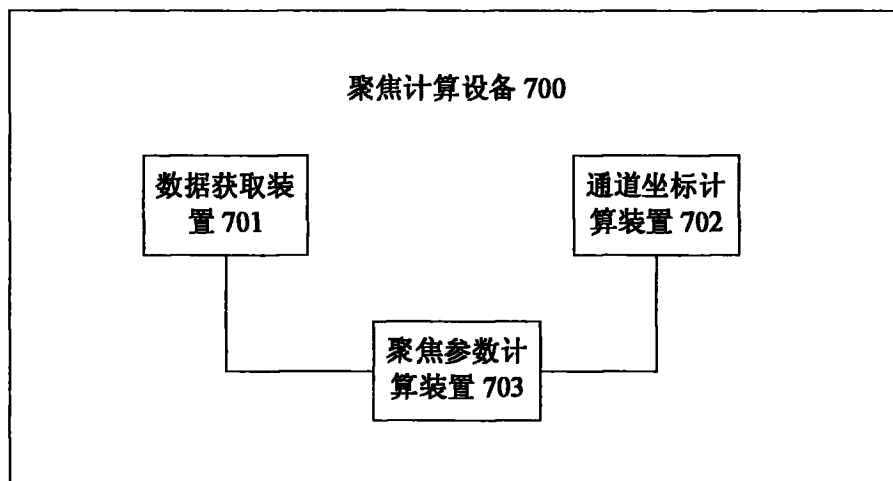


图 7

专利名称(译)	连续多普勒超声系统中聚焦计算的实现方法与设备		
公开(公告)号	CN101467895B	公开(公告)日	2013-03-27
申请号	CN200710307229.X	申请日	2007-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	皮兴俊 胡锐 尤奎		
发明人	皮兴俊 胡锐 尤奎		
IPC分类号	A61B8/06 G06F17/00 G06Q50/00		
代理人(译)	张亚宁 刘宗杰		
审查员(译)	陈昭阳		
其他公开文献	CN101467895A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的方法，包括：获取焦点坐标；获取波长或声速；计算通道坐标；根据焦点坐标、通道坐标，以及波长或声速，采用通道间共用的聚焦参数计算装置，计算各个通道的聚焦参数。本发明还公开了一种用于在多普勒超声系统中进行聚焦计算的设备，包括：数据获取装置，用于获取焦点坐标和波长或声速；通道坐标计算装置，用于计算通道坐标；聚焦参数计算装置，与数据获取装置和通道坐标计算装置相连接，用于根据焦点坐标、通道坐标，以及波长或声速计算至少两个通道的聚焦参数。采用通道间共用的计算资源来进行聚焦计算，可以节省大量的计算资源。采用流水的方式进行聚焦计算，可以提高计算效率。

