

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/34 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710144420.7

[43] 公开日 2008 年 2 月 20 日

[11] 公开号 CN 101125092A

[22] 申请日 2007.10.9

[21] 申请号 200710144420.7

[71] 申请人 哈尔滨工业大学（威海）

地址 264209 山东省威海市文化西路 2 号

[72] 发明人 冯乃章 马立勇 沈毅 孙明健

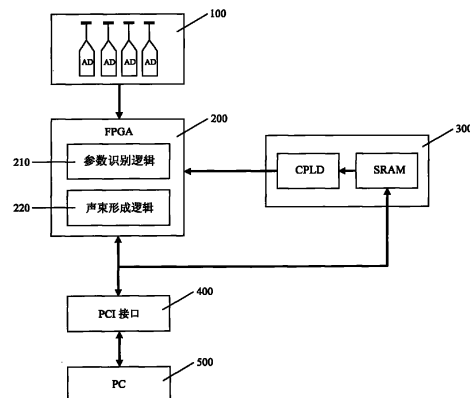
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

[54] 发明名称

动态自调整声束形成装置

[57] 摘要

一种动态自调整声束形成装置，属于医学超声成像领域。本发明采用现场可编程门阵列 FPGA 实现声束形成逻辑，利用 FPGA 的在线可重构特性，先将参数识别逻辑配置给 FPGA，FPGA 对被测目标的超声回波特性进行估计识别，并将识别结果保存到上位机，上位机根据该结果对声束形成装置的聚焦延时参数进行调整，然后将声束形成逻辑配置给 FPGA，进行超声扫查工作。本发明通过增加被测目标特性的识别过程，使得声束形成的聚焦延时参数可根据当前被测目标的特点进行动态调整，对不同的人群、不同检查部位都能获得最佳的超声聚焦效果，有效提高超声图像的横向分辨率和对比分辨率，在医学超声系统中有着广泛的应用前景。



1. 一种用于医疗超声成像的动态自调整声束形成装置，其特征在于：声束形成逻辑基于现场可编程门阵列 FPGA 实现，利用 FPGA 的在线可重构特性，首先将参数识别逻辑配置给 FPGA，然后 FPGA 对被测目标的超声回波特性和进行估计识别，并将识别结果保存到上位机，上位机根据该结果对声束形成装置的聚焦延时参数进行调整，最后将声束形成逻辑配置给 FPGA，进行正常的超声扫查工作。
2. 根据权利要求 1 所述的动态自调整声束形成装置，其特征在于：系统的上位机为计算机，该计算机中存有 FPGA 的逻辑代码和系统所有的扫查控制参数，计算机与超声系统交换数据，在工作中，计算机先将逻辑代码通过配置电路配置给 FPGA，然后将一些必要的扫查控制参数下载到 FPGA，一帧图像扫查完成后，计算机读取图像并显示。
3. 根据权利要求 1 所述的动态自调整声束形成装置，其特征在于：利用 FPGA 的在线可重构特性，参数识别和声束形成分时共用同一个 FPGA 实现，对 FPGA 进行灵活配置的电路包括一片复杂可编程逻辑器件 CPLD 和一片静态存储器 SRAM，SRAM 存放由上位机下载的 FPGA 的逻辑代码，CPLD 负责从 SRAM 中读取代码数据并按照规定时序完成 FPGA 的配置。
4. 根据权利要求 1 所述的动态自调整声束形成装置，其特征在于：依据超声波在人体组织中的传播速度和衰减规律均与组织的质密性直接相关的事实，建立超声波传播速度与衰减规律的离散的对应关系，进行最小二乘拟合之后得到一条连续的对应曲线，该曲线存储在上位机上。
5. 根据权利要求 1 所述的动态自调整声束形成装置，其特征在于：参数识别逻辑包括 I/Q 解调模块和复数自相关估计模块，实现对当前超声回波的衰减规律的估计，并将估计结果上传到上位机，上位机计算得到当前被测目标的确切聚焦延时参数。
6. 根据权利要求 1 所述的动态自调整声束形成装置，其特征在于：输入到 I/Q 解调模块的射频回波数据取用孔径中心两个通道回波之和，正交参考信号的本振频率与发射频率相同，解调后得到同相 I 和正交 Q 两个通道的数据，将 I、Q 数据均匀分割成若干段，段的长度取为发射波长的 4 倍，段与段之间有交叠，各段数据输入到复数自相关估计器。

动态自调整声束形成装置

技术领域

本发明涉及医疗超声成像技术领域，尤其涉及一种动态自调整声束形成装置。

背景技术

迄今为止，超声成像系统已经有了三十多年的发展历史。在这期间，超声成像系统的结构和实现方法发生了很大的变化。声束形成技术是超声成像系统中一项最为关键的技术，该项技术的进展过程划分了超声成像系统的发展时代。

从 20 世纪 60 年代末至 80 年代末，超声成像系统采用的主要是模拟声束形成技术，聚焦采用模拟 LC 延时线。模拟延时线的抽头有限，造成接收声束往往只能形成几个焦点，焦点间隔大，再加上模拟延迟线的插入损耗、阻抗失配等因素使得通道之间的一致性变差，这些不利因素造成聚焦精度不高、声束较宽、旁瓣较高，表现在图像上就是横向分辨率和对比分辨率不高，图像模糊。

20 世纪 90 年代初，由于高速、高分辨率模数转换器和大规模集成电路技术的快速发展，使得数字声束形成技术开始趋于成熟并逐渐占据主导地位。数字声束形成技术的出现是超声成像发展史上的一个里程碑，它利用数字存储技术对回波信号进行采样并记录下来，然后通过数字延时累加的方式实现聚焦。与模拟聚焦方式相比，数字声束形成技术不但聚焦精度大大提高，而且可以实现接收连续动态聚焦，焦点间隔很小，使得图像质量有了很大改善，横向分辨率和对比分辨率得到显著提高。

数字声束形成技术的聚焦精度与 AD 转换器的采样速率有关，目前商用机的采样速率一般在 40MHz 左右，采用插值处理后，聚焦精度可以达到 10ns 左右。如果再增加采样速率，图像的质量几乎不会再有明显的提高，这是因为数字声束形成技术中存在两个假设：第一个假设是被测组织是均质的，第二个假设是声速是恒定的。这些假设并不完全符合实际。一方面实际上人体组织十分复杂，并且是非均质的，另一方面，不同器官和组织的声学特性有较大差别，声速也不同，例如声速在脂肪中的传播速度约为 1470m/s，而在某些肌肉组织中的传播速度约为 1600m/s。同时超声波在探测人体时往往要穿越多种组织，不同人群脂肪层的厚度也有很大差别。因此，传统的数字声束形成技术无法适应被测对象存在的这种复杂多变性，超声成像质量受到很大限制。

发明内容

本发明要解决的技术问题是提供一种声束形成技术，对于不同的人群、不同的检测部位，都能够达到较好的聚焦效果，图像横向分辨率和对比分辨率相对于传统声束形成技术能有较为明显的提高。

为了解决上述技术问题，本发明提供了一种动态自调整声束形成装置，该装置通过估计被测目标的即时声速，从而对于不同的人群、不同的检测部位采用不同的聚焦延时参数进行成像扫描。超声波在被测目标中传播时的即时声速直接测量较为困难，但是超声波在被测目标中的衰减规律可以估计得到，而超声波在人体软组织中的传播速度和衰减规律均与组织的质密性直接相关，依据这一对应关系，就可以通过估计超声波的衰减量来获取被测目标的即时声速，进而对聚焦延时参数进行调整。

通过实验手段能够测定部分典型人体组织对超声波的衰减特性与声速的离散对应关系，如表 1 所示。可以通过最小二乘拟合方法，得到衰减特性与声速的连续对应关系曲线，从而可以计算出任意衰减系数对应的超声声速。

表 1 人体组织衰减系数和声速的对应关系

人体组织	衰减系数(dB/cm · MHz)	声速(m/sec)
脂肪	0.63	1446
软组织	0.80	1500
肝	0.94	1560
肾	1.00	1566
肌肉	2.30	1684

超声波在被测目标中的衰减规律采用下面的方法进行估计：

设回波信号 $x(n) = A(n)\cos[\omega nT + \phi(n)]$ ，其中 $A(n)$ 、 $\phi(n)$ 、 ω 和 T 分别表示幅度调制信号、相位调制信号、超声回波频率和采样周期。I/Q 解调的基本原理用公式表述如下

$$\begin{aligned} I(n) &= x(n) \cdot [2\cos(\omega_0 nT)] \Big|_{\text{LPF}} \\ &= 2A(n)\cos(\omega nT + \phi(n)) \cdot \cos(\omega_0 nT) \Big|_{\text{LPF}} \\ &= A(n)[\cos((\omega + \omega_0)nT + \phi(n)) + \cos((\omega - \omega_0)nT + \phi(n))] \Big|_{\text{LPF}} \\ &= A(n)\cos(\Delta\omega nT + \phi(n)) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
Q(n) &= x(n) \cdot [-2 \sin(\omega_0 nT)]|_{\text{LPF}} \\
&= -2A(n) \cos(\omega nT + \phi(n)) \cdot \sin(\omega_0 nT)|_{\text{LPF}} \\
&= -A(n) [\sin((\omega + \omega_0)nT + \phi(n)) - \sin((\omega - \omega_0)nT + \phi(n))]|_{\text{LPF}} \\
&= A(n) \sin(\Delta\omega nT + \phi(n))
\end{aligned}$$

其中, $I(n)$ 和 $Q(n)$ 分别表示同相和正交信号, LPF 表示低通滤波器, ω_0 表示发射脉冲的中心频率, $\Delta\omega$ 表示回波中心频率的下移量。I/Q 解调后的数据可构成一个复数 $z(n) = I(n) + j \cdot Q(n)$ 。

复数自相关方法是彩色血流成像系统中估计血流速度的一种经典方法, 它是一种无偏的估计方法, 不受白噪声的影响, 能够准确锁定信号的平均频率, 这里引入该方法用来跟踪超声回波的中心频率和带宽。根据复数自相关估计方法, 有

$$\begin{aligned}
R_z(T) &= \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} z(n) z^*(n-1) \\
\bar{\omega} &= \frac{1}{T} \arg[R_z(T)]
\end{aligned}$$

式中, N 是 $z(n)$ 的长度, T 表示采样周期, $R_z(T)$ 表示 $z(n)$ 在迟滞为 T 时的自相关函数值, $\bar{\omega}$ 表示 $z(n)$ 的中心频率。结合 I/Q 解调的公式, 可知 $\bar{\omega} = \Delta\omega$ 。

可见利用复数自相关估计方法能够估计出超声回波中心频率的下移量, 即可以得到超声波在被测目标中的衰减规律, N 的大小决定了局部估计的准确性和方差的大小, 出于两个指标的折衷考虑, N 取为发射波长的 4 倍。

根据超声波在被测目标中的衰减特性和事先建立的超声衰减特性与声速的对应关系曲线, 映射得到被测目标的即时声速, 基于这一即时声速就可以计算出当前被测目标的确切聚焦延时参数, 这个映射和延时参数计算过程都是在 PC 上实现的。

动态自调整声束形成装置基于现场可编程门阵列(FPGA)实现, 利用 FPGA 的在线可重构特性, 系统的工作过程可划分为参数识别和正常扫查两个阶段。参数识别阶段, 将以 I/Q 解调和复数自相关估计为核心的参数识别逻辑配置给 FPGA, 对于同一检测部位而言, 只需要进行一次参数识别过程就可以了。正常扫查阶段, 将声束形成逻辑配置给 FPGA, 结构上与传统声束形成器完全相同, 不过聚焦延时参数是经过参数识别过程获取的。由于利用了 FPGA 可重构的特点, 参数识别和声束形成可分时共用同一个 FPGA 芯片, 所以本发明与传统的声束形成装置相比, 硬件成本不会有任何增加。

附图说明

图 1 为组织衰减系数与声速对应关系拟合曲线。

图 2 为动态自调整声束形成装置功能框图。

图 3 为参数识别逻辑框图。

图 4 为声束形成逻辑框图。

图 2 中：

- 100 A/D 采样阵列
- 200 现场可编程门阵列（FPGA）
- 210 参数识别逻辑
- 220 声束形成逻辑
- 300 FPGA 配置电路
- 400 PCI 接口
- 500 计算机（PC）

图 4 中：

- 221 8bit A/D
- 222 双端口 RAM
- 223 计数器
- 224 寄存器
- 225 延迟逻辑
- 226 声束参数存放 RAM
- 227 计数器
- 228 分频器
- 229 计数器

具体实施方式

以下结合附图对本发明的具体实施方式作进一步的详细说明。

根据表 1 中人体组织对超声波的衰减特性与声速的关系，通过最小二乘拟合方法，得到衰减特性与声速的连续对应关系曲线，如图 1 所示。根据该曲线可以计算出任意衰减系数对应的超声声速。

如图 2 所示，超声回波信号经 A/D 采样阵列 100 进入现场可编程门阵列（FPGA）200，具体采用 Xilinx 公司的 XC3S4000，每个通道配一个分辨率为 8bit 的 A/D 转换器，具体采用 AD9057。在参数识别阶段，计算机 500 通过 PCI 接口 400 将参数识别逻辑下载到 FPGA 配置电路 300 的 SRAM 中，然后 FPGA 配置电路 300 中的 CPLD 从 SRAM 读取逻辑代码并按一

定的时序规则配置给 FPGA 200, 此时 FPGA 200 实现参数识别逻辑 210。在正常扫查阶段, 计算机 500 通过 PCI 接口 400 将声束形成逻辑下载到配置电路 300 的 SRAM 中, 然后配置电路 300 中的 CPLD 从 SRAM 读取逻辑代码并按一定的时序规则配置给 FPGA 200, 此时 FPGA 200 实现声束形成逻辑 220。

具体的参数识别逻辑如图 3 所示。设系统的通道数为 M , 为提高信噪比, 选取孔径中心的两个通道之和作为 I/Q 解调的输入, I/Q 解调本振信号的中心频率 ω_0 与发射频率相同。通过加窗的方式将 I/Q 解调后的回波分割成很多的小段, 段与段之间有交叠, 考虑到频率跟踪的准确性和平稳性, 窗函数选择海明窗, 窗长度 N 取为发射波长的 4 倍, 段与段之间交叠取为 $N/2$, 加窗后得到一系列长度为 N 的样本点序贯输入到复数自相关估计模块。复数自相关模块针对每组样本点做一次自相关估计, 所涉及的运算只有乘法和加法, 利用 FPGA 提供的专用乘法器和加法器, 全部运算可在一个时钟周期内完成。针对复数自相关估计结果 $R_z(T)$, 还要再进行一次反正切运算才能得到超声回波的即时中心频率, 本实施方案采用查表的方式来实现反正切运算, 利用 FPGA 提供的 RAM 块, 将其构造成 ROM 的形式, 并将反正切数据表存放其中, $R_z(T)$ 的实部和虚部各为 8bit, 所以反正切 ROM 的大小为 $2^{16} \times 8\text{bit} = 512\text{kbit}$, FPGA 芯片 XC3S4000 内有一个大小为 1728kbit 的 Block RAM, 容量足够大, 这种基于查表方式的反正切运算速度相当快, 在一个时钟周期内即可完成。整个参数识别逻辑是一种流水线式的结构, 实验证明其最高运算速度可达 100MHz 以上。

具体的声束形成逻辑如图 4 所示。虚线框部分是一个通道的逻辑结构图, 其它通道与该通道的逻辑结构完全相同, 虚线框外的部分是所有通道共用的逻辑。整个声束形成模块是这样运作的: 超声脉冲发射结束的同时, 计数器 227 清零并以系统采样时钟为基时钟开始计数, 227 的输出作为双端口存储器 222 的写入地址, 8 位 AD 转换器 221 的采样值连续写入到 222 中; 同时, 计数器 229 启动计数, 229 的计数时钟由分频器 228 提供 (从聚焦精度和逻辑资源占用这两个因素折衷考虑, 决定每 32 个采样时钟间隔更新一次焦点, 所以采用 32 分频), 229 的 8 位输出作为声束参数存储器 226 的地址, 226 中存放着接收聚焦延时数据、幅度变迹系数、通道补偿系数等参数, 226 的输出为 16 位数据, 其中 8 位延时数据作为计数器 223 的计数初值, 另 8 位数据为加权数据被锁存到寄存器 224 中; 223 的输出作为 222 的读出地址, 这样从 222 中读出的数据就是经过整数个时钟延时的聚焦回波数据; 一个通道在 222 之后又被分成了两路, 这是为了实现小于一个时钟周期的细延时, 假设一个通路是延时 n 个时钟的回波数据, 另一个通路是延时 $n+1$ 个时钟的回波数据, 通过加权并求和就可得到延时大于 n 个时钟周期而小于 $n+1$ 个时钟周期的回波数据; 细延时处理占据了 4 位加权数据, 另外 4 位加权数据用于实现幅度变迹和通道补偿; 将每个通道的输出两两相加, 最后输出的结果就是合成声束数据。

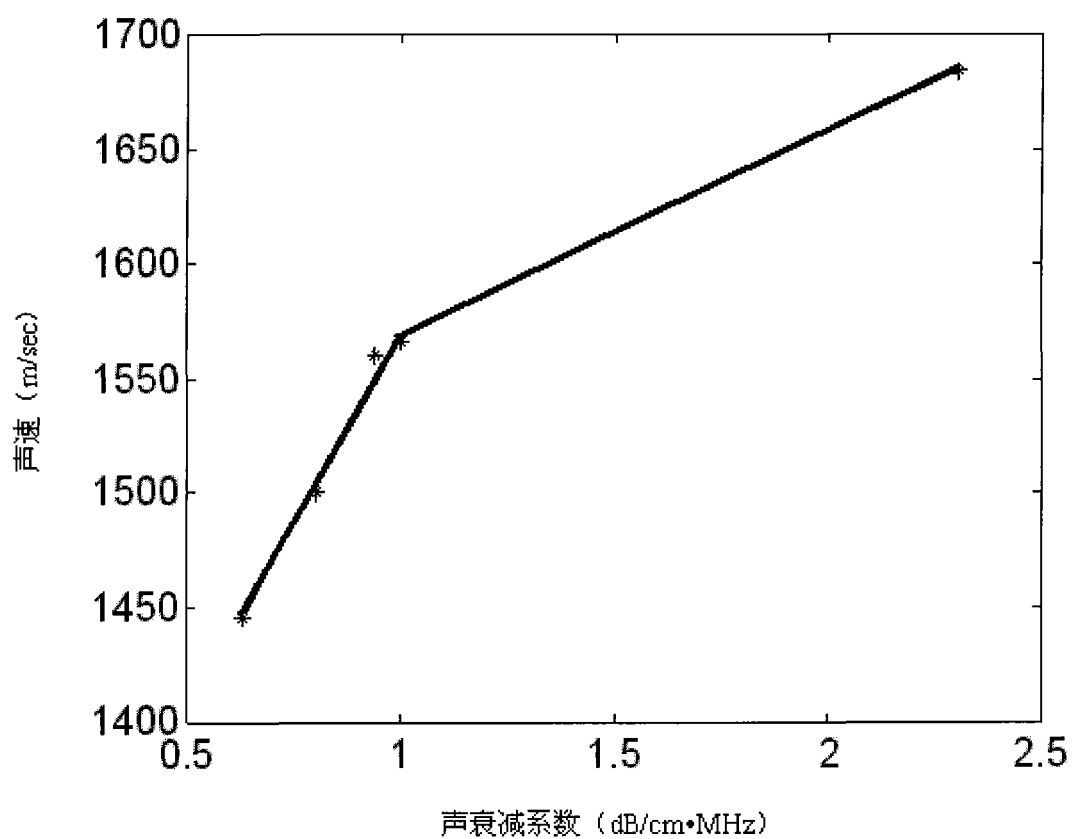


图 1

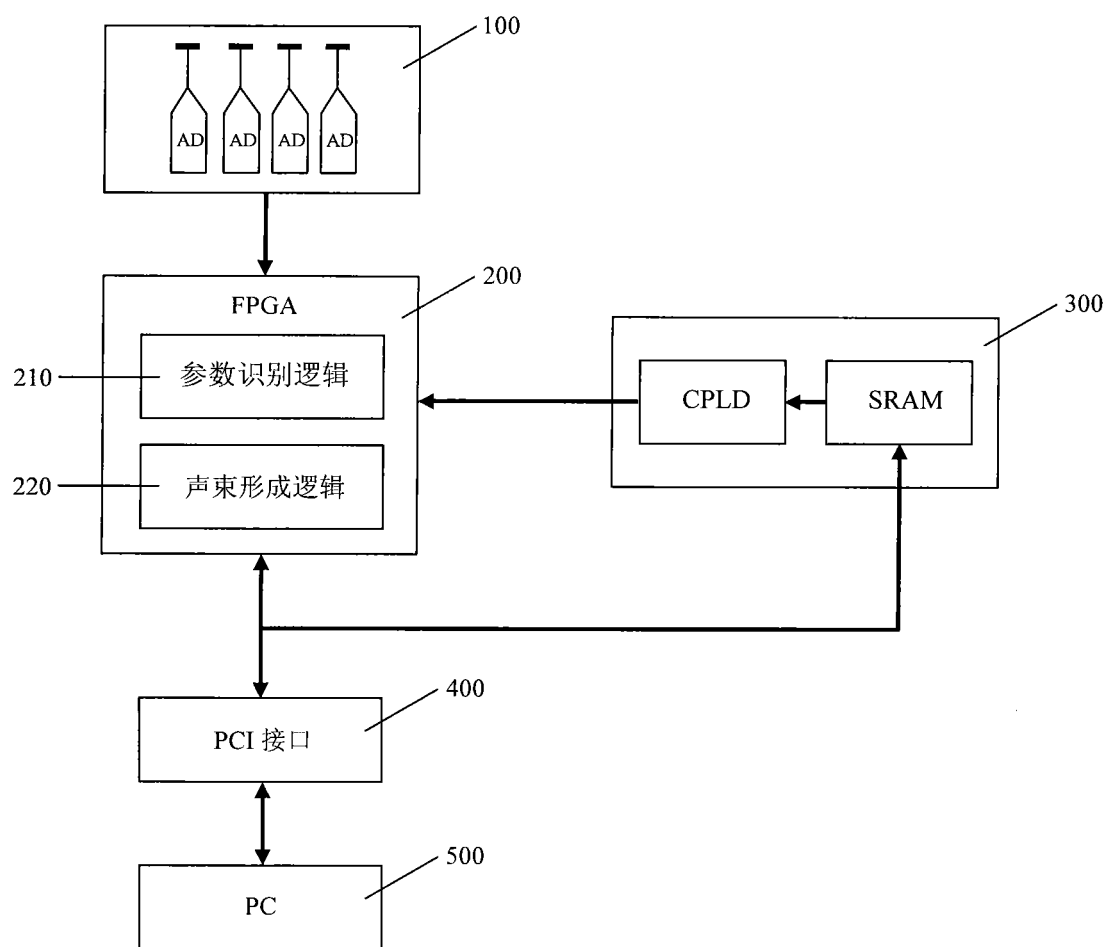
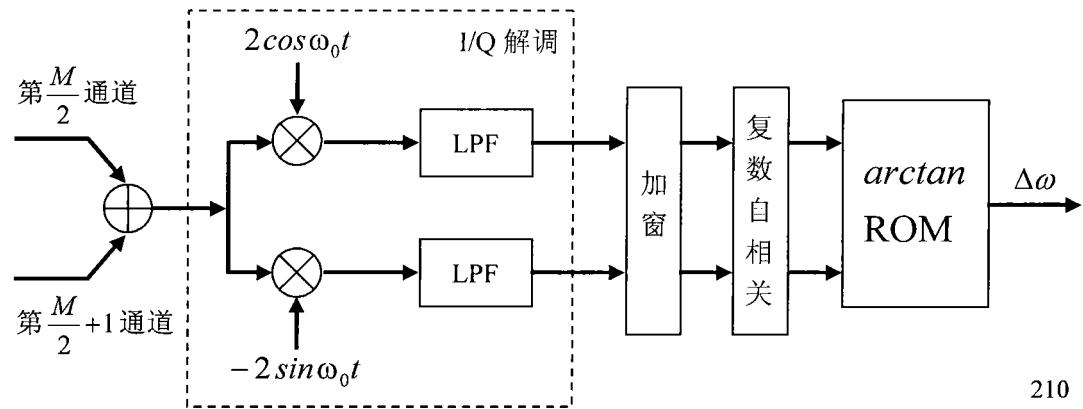


图 2



210

图 3

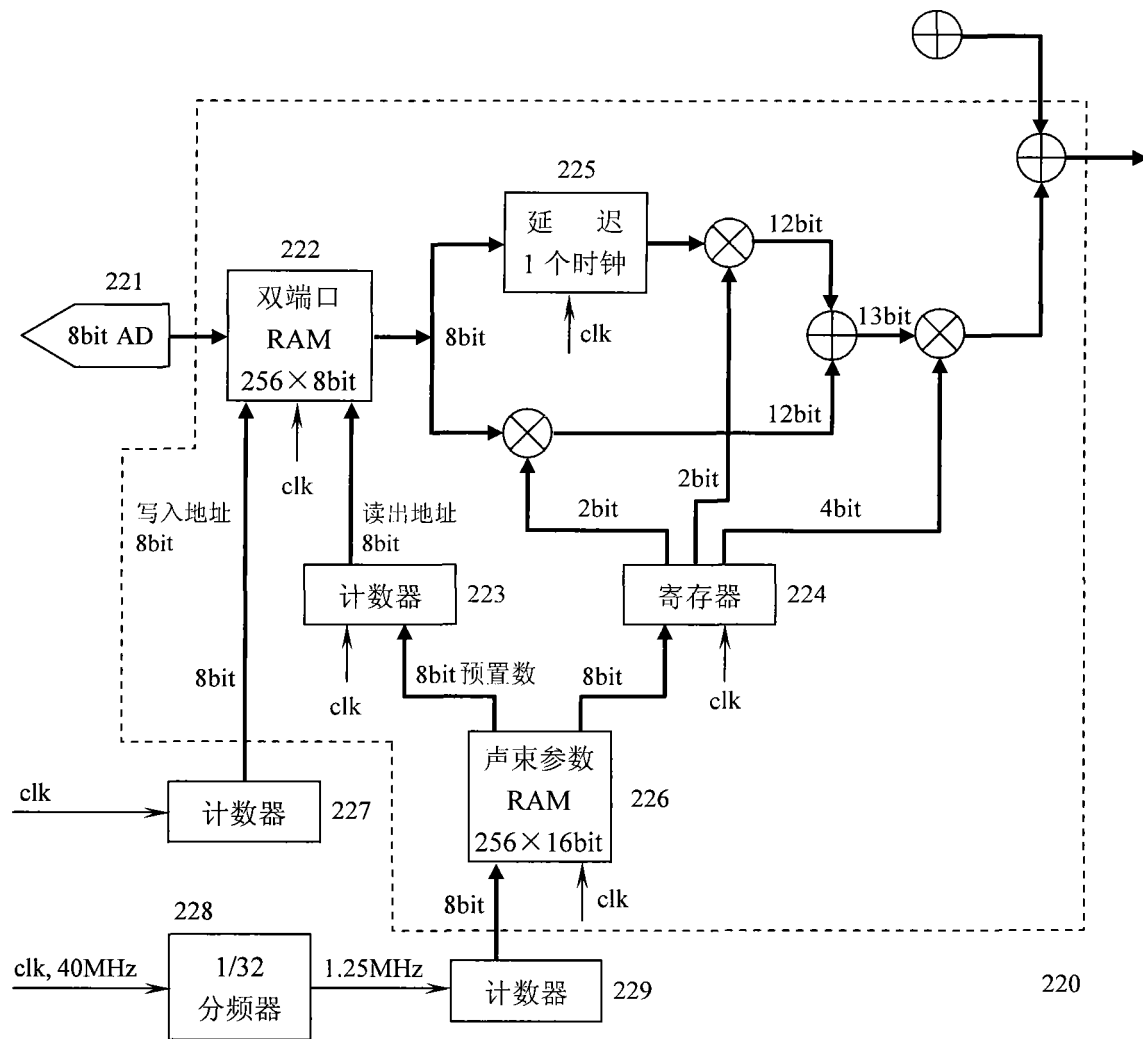


图 4

专利名称(译)	动态自调整声束形成装置		
公开(公告)号	CN101125092A	公开(公告)日	2008-02-20
申请号	CN200710144420.7	申请日	2007-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学(威海)		
申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学(威海)		
当前申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学(威海)		
[标]发明人	冯乃章 马立勇 沈毅 孙明健		
发明人	冯乃章 马立勇 沈毅 孙明健		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/34		
其他公开文献	CN100546548C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种动态自调整声束形成装置，属于医学超声成像领域。本发明采用现场可编程门阵列FPGA实现声束形成逻辑，利用FPGA的在线可重构特性，先将参数识别逻辑配置给FPGA，FPGA对被测目标的超声回波特性进行估计识别，并将识别结果保存到上位机，上位机根据该结果对声束形成装置的聚焦延时参数进行调整，然后将声束形成逻辑配置给FPGA，进行超声扫查工作。本发明通过增加被测目标特性的识别过程，使得声束形成的聚焦延时参数可根据当前被测目标的特点进行动态调整，对不同人群、不同检查部位都能获得最佳的超声聚焦效果，有效提高超声图像的横向分辨率和对比分辨率，在医学超声系统中有着广泛的应用前景。

