



# [12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200820144535.6

[45] 授权公告日 2009 年 9 月 23 日

[11] 授权公告号 CN 201312811Y

[22] 申请日 2008.12.17  
 [21] 申请号 200820144535.6  
 [73] 专利权人 中国医学科学院生物医学工程研究所  
 地址 300192 天津市南开区白堤路 236 号 1-403  
 [72] 发明人 王立伟 王延群 王晓春 周盛 段炳柱

[74] 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理  
 事务所  
 代理人 刘国威

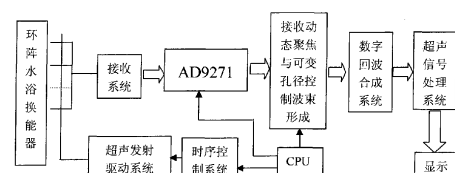
权利要求书 1 页 说明书 3 页 附图 2 页

## [54] 实用新型名称

高频环阵数字化超声系统

## [57] 摘要

本实用新型属于超声波检测技术领域，特别涉及高频环阵数字化超声系统。为克服线阵等扫描技术只能一维聚焦的缺点，提高各向分辨率，有效提高信噪比，最大限度的提高图象质量，本实用新型采用的技术方案是：包括：依次相连的环阵换能器、接收系统、模数转换器、接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块、数字回波合成模块、超声信号处理模块、显示单元，还包括处理器，处理器依次通过时序控制系统、超声发射驱动系统与环阵换能器相连接，处理器还分别与模数转换器、接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块相连接。本实用新型主要应用于超声波检测仪器的设计制造。



- 1、一种高频环阵数字化超声系统，其特征在于，包括：依次相连的环阵换能器、接收系统、模数转换器、接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块、数字回波合成模块、超声信号处理模块、显示单元，还包括处理器，处理器依次通过时序控制系统、超声发射驱动系统与环阵换能器相连接，处理器还分别与模数转换器、接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块相连接。
- 2、根据权利要求1所述的一种高频环阵数字化超声系统，其特征在于，环阵换能器是中心频率10MHz的五环高频环阵换能器，由一组同心圆的多阵元晶体组成，每一个晶体均独立连接到超声发射/接收驱动系统，换能器的环半径从最外环到中心环分别为：3.60mm、3.22mm、2.97mm、2.28mm、1.61mm，五环换能器各环面积相等。
- 3、根据权利要求1所述的一种高频环阵数字化超声系统，其特征在于，模数转换器为单芯片8通道超声接收器，型号为AD9271。
- 4、根据权利要求1所述的一种高频环阵数字化超声系统，其特征在于，超声发射驱动系统的结构为：FPGA芯片输出的脉冲信号电压经电压转换芯片形成两路输出，一路输出经电容连接到场效应管栅极，另一路输出连接到另一个场效应管的栅极，连接电容的场效应管漏极接电源，其源极接另一个场效应管的漏极并作为发射输出端，另一个场效应管的源极接地。
- 5、根据权利要求1所述的一种高频环阵数字化超声系统，其特征在于，接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块、数字回波合成模块、超声信号处理模块、处理器集成设置在一片现场可编程门阵列FPGA中。

## 高频环阵数字化超声系统

### 技术领域

本实用新型属于超声波检测技术领域、检测仪器，特别涉及一种高频环阵数字化超声系统。

### 背景技术

在目前常用的B型超声诊断仪中，主要采用单晶片换能器和线阵换能器，侧向分辨率比轴向分辨率差几倍，这将影响对小病变的检测。单晶片换能器焦点确定，只在焦点区有较高分辨率；线阵换能器采用电子聚焦，能获得从近距离道远距离的合成视野深度，但仅能获得声束截面一维的聚焦效果。

### 实用新型内容

为克服现有技术的不足，本实用新型的目的在于：克服线阵等扫描技术只能一维聚焦的缺点，提高各向分辨率，有效提高信噪比，最大限度的提高图象质量。

为了达到上述目的，本实用新型采用的技术方案是，一种高频环阵数字化超声系统，包括：依次相连的环阵换能器、接收系统、模数转换器、接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块、数字回波合成模块、超声信号处理模块、显示单元，还包括处理器，处理器依次通过时序控制系统、超声发射驱动系统与环阵换能器相连接，处理器还分别与模数转换器、接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块相连接。

环阵换能器是中心频率 10MHz 的五环高频环阵换能器，由一组同心圆的多阵元晶体组成，每一个晶体均独立连接到超声发射/接收驱动系统，换能器的环半径从最外环到中心环分别为：3.60mm、3.22mm、2.97mm、2.28mm、1.61mm，五环换能器各环面积保持相等。

模数转换器为单芯片 8 通道超声接收器，型号为 AD9271。

超声发射驱动系统的结构为：FPGA 芯片输出的脉冲信号电压经电压转换芯片形成两路输出，一路输出经电容连接到场效应管栅极，另一路输出连接到另一个场效应管的栅极，连接电容的场效应管漏极接电源，其源极接另一个场效应管的漏极并作为发射输出端，另一个场效应管的源极接地。

接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块、数字回波合成模块、超声信号处理模块、处理器集成设置在一片现场可编程门阵列 FPGA 中。

本实用新型具备以下技术效果：

本实用新型提供的高频环阵水浴旋转式超声探头，及相应的发射、接收电路，经 AD9271 数字化处理后进行数字信号处理，实现二维全程动态聚焦，提高各向分辨率，采用数字化成像技术可有效提高信噪比，最大限度的提高图象质量，提高早期乳腺肿块的检出率。

### 附图说明

图 1 是高频环阵检测系统结构图。

图 2 是环阵探头截面图。

图 3 是发射电路原理图。

图 4 是激励脉冲信号波形图。

图 5 是接收电路原理图。

### 具体实施方式

高频环阵超声检测系统的结构框图如图 1 所示。高频超声检测系统由微处理器控制超声探头发射/接收电路，通过环阵水浴探头对乳腺进行检测，回波信号在通过接收电路后，经 AD9271 进行 A/D 转换，数字化后的信号再进行一系列数字信号处理后形成视频信号显示，数字化成像技术可有效提高信噪比，最大限度的提高图象质量。一种高频环阵数字化超声系统，包括，探头、探头的发射/接收电路、A/D 转换电路、信号控制及处理电路。

#### 探头：

环阵换能器由一组同心圆的多阵元晶体组成，每一个晶体通过脉冲信号激励，通过电子聚焦是波束在沿轴方向聚焦成为非常精确的点，通过调整脉冲延时，可以实现连续动态聚焦，同时采用可变孔径的方法，随着扫查深度的增加，有效孔径逐渐增大，环阵的合成视野深度得到增加，从而提高了整个成像深度的侧向分辨率，实现二维全程动态聚焦。

根据研究需要，探头设计了中心频率在 10MHz 的五环高频环阵换能器，换能器的环半径从最外环到中心环分别为：3.60mm、3.22mm、2.97mm、2.28mm、1.61mm，五环换能器各环面积保持相等，截面图如图 2 所示。考虑到超声波频率越高，在组织内的衰减越快，我们选定的组织检测深度是 0-50mm。超声频率 10MHz、探测深度 50mm、轴向分辨力 150 微米、侧向分辨力 200 微米，满足超声检测需要，可有效提高早期疾病的检出率，同时数字化成像技术可有效提高信噪比，最大限度的提高图象质量。

#### 发射/接收电路：

超声发射驱动系统即超声发射电路是脉冲回波法超声诊断设备的关键部分，主要用来产生高压窄脉冲信号来激励超声波换能器发射超声波。发射脉冲的幅度和宽度是两个重要的指标。通常情况下，幅度大则超声功率强，接收灵敏度高；脉宽窄，则分辨率高，盲区小。电路低压可调脉宽的激励脉冲信号由 FPGA 芯片 EP2K35672C6 提供，由于 FPGA 芯片的 I/O 端口电压为 3.3V，可以采用电压转换芯片对脉冲信号电压进行升压输出，使相应的场效应管导通，从而激励换能器的发射。发射电路的原理图如图 3 所示，FPGA 芯片输出的脉冲信号 DINA 输出到电压转换芯片的 IN-A、IN-B 输入端，电压转换芯片的 PD、GND 端接地，VDD 端接 5v，VH 端接 12V，输出端 OA 经电容 C2 接场效应管 Q1 栅极，电阻 R1 确定 Q1 工作电压，Q1 通过并接的二极管 D1、电阻 R9 接场效应管 Q2 的漏极，Q2 的栅极连接电压转换芯片 OB 端，Q2 的源极接地，Q1 的源极经过反向并接的二极管 D9、D10 进行脉冲输出，脉冲输出直流分量被电感 L1 短接到地，脉冲输出是通过电阻 R10 和阻抗匹配电阻 R11 输出，电容 C1、C3、C4、C5、C41、C42、C301 为电源滤波电容。

接收系统电路如图 5 所示，包括二极管 D60、D61、D62、D63，电阻 R212、R213、R230，来自换能器的信号经串接的二极管 D60、D61 间的输入端接入，最终通过电容 C209 接入模数

转换器 AD9271, Q3s 器件为 MMBD4148se, 是封装的两个不同方向的二极管, sot23 封装, 电阻 R95、R96、R97、R109, 电容 C171、C172、C175、C176、C215 为 AD9271 外围器件。

激励脉冲信号有 FPGA 芯片 EP2C35672C6 产生, 最后经场效应管放大后的探头激励脉冲信号如图 4 所示。

接收电路如图 5 所示, 回波信号经过二极管隔离后直接进行 A/D 转换。控制信号由 FPGA 芯片 EP2C35672C6 产生。

接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块、数字回波合成模块、超声信号处理模块、处理器集成设置在前述 FPGA 芯片 EP2C35672C6 中。

#### A/D 转换电路:

传统全数字超声仪器中放大器电路和 A/D 转换电路分别集成在不同的芯片上, 这种多芯片分立组成回波信号通路的技术目前已经很成熟, 目前被众多厂家所采用。但在多通道超声仪器中采用这种方案不可避免的造成回波通路芯片数量众多, 电路板占用面积大, 功耗高, 导致仪器体积大, 无法满足目前超声仪器向低功耗、便携式方向发展的要求。在全数字超声仪器中, 接收到的超声回波模拟信号要经过放大、A/D 转换后变为回波数字信号以便于后期的数字信号处理。为解决上述问题, 本设计采用美国模拟器件公司 (ADI) 新推出的单芯片 8 通道超声接收器——AD9271。AD9271 是首例将 8 信道的放大器电路和 A/D 转换器集成在 1 枚芯片上的产品, 相当于 2 个 4 通道放大器 AD8335 和 8 通道 A/D 转换器 AD9222 集成在了 1 枚芯片上。这种前所未有的高集成度芯片可使超声系统的信号通道尺寸减少 50%, 功耗降低 25%, 电路板占用面积减少近 40%。同时, 噪声水平及其他性能均达到检测所要求。

#### 效果:

本实用新型最终获得的是从 AD9271 中输出的数字信号。为验证设计的正确性, 利用探头对水杯杯底进行了检测, 并将所得数字信号经过 D/A 转换为模拟信号并经示波器显示所得结果与预想相同, 证明回波信号是正确的。本实验采用的 10M 发射脉冲, 随着发射脉冲频率的提高, 分辨率就能提高, 探测深度  $\geq 50\text{mm}$ , 轴向分辨力 150 微米, 侧向分辨力 200 微米。

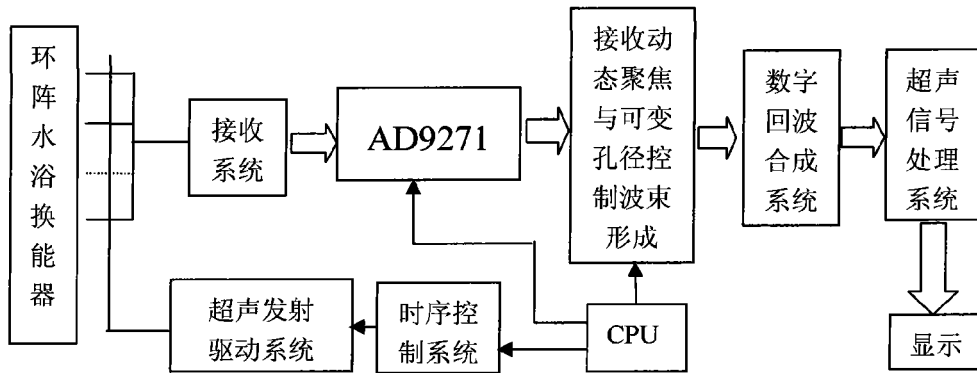


图 1

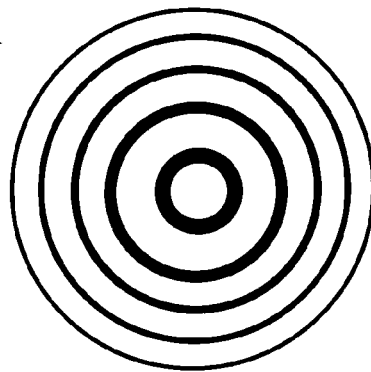


图 2

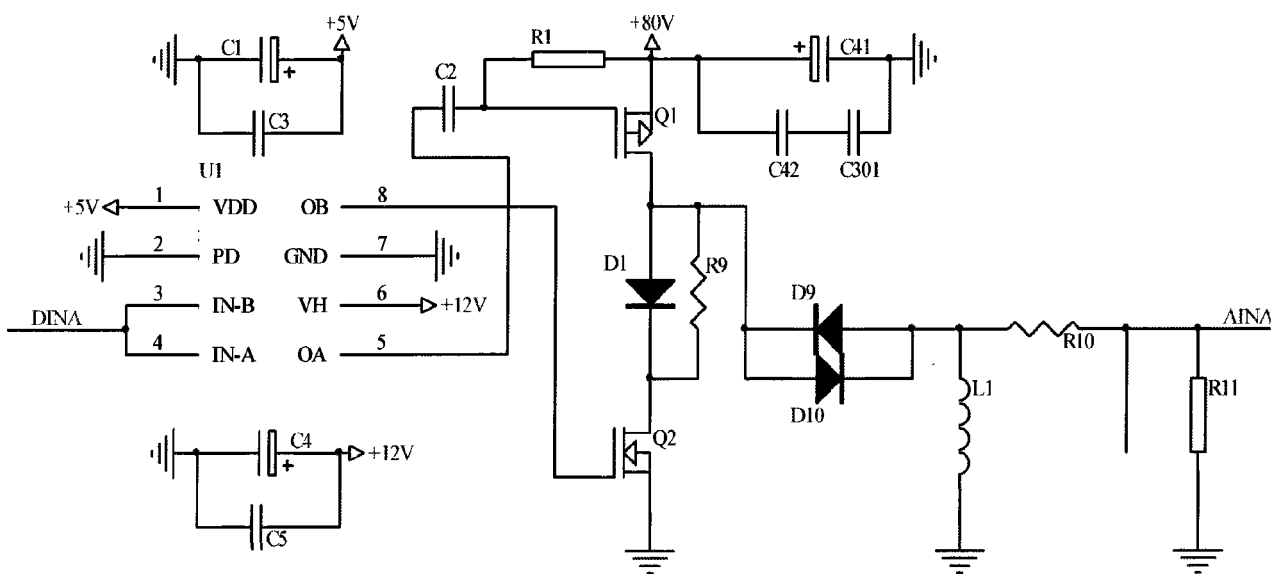


图 3

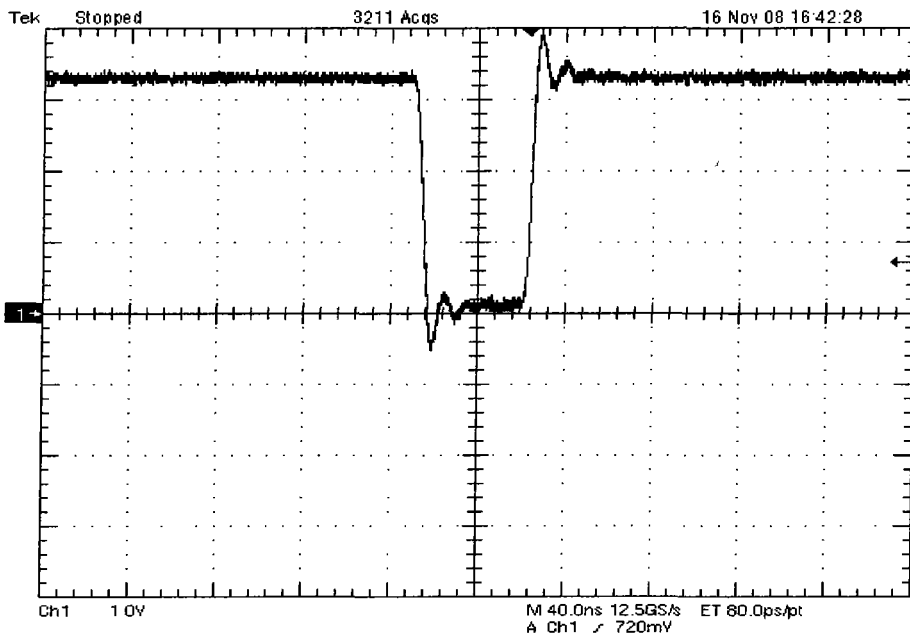


图 4

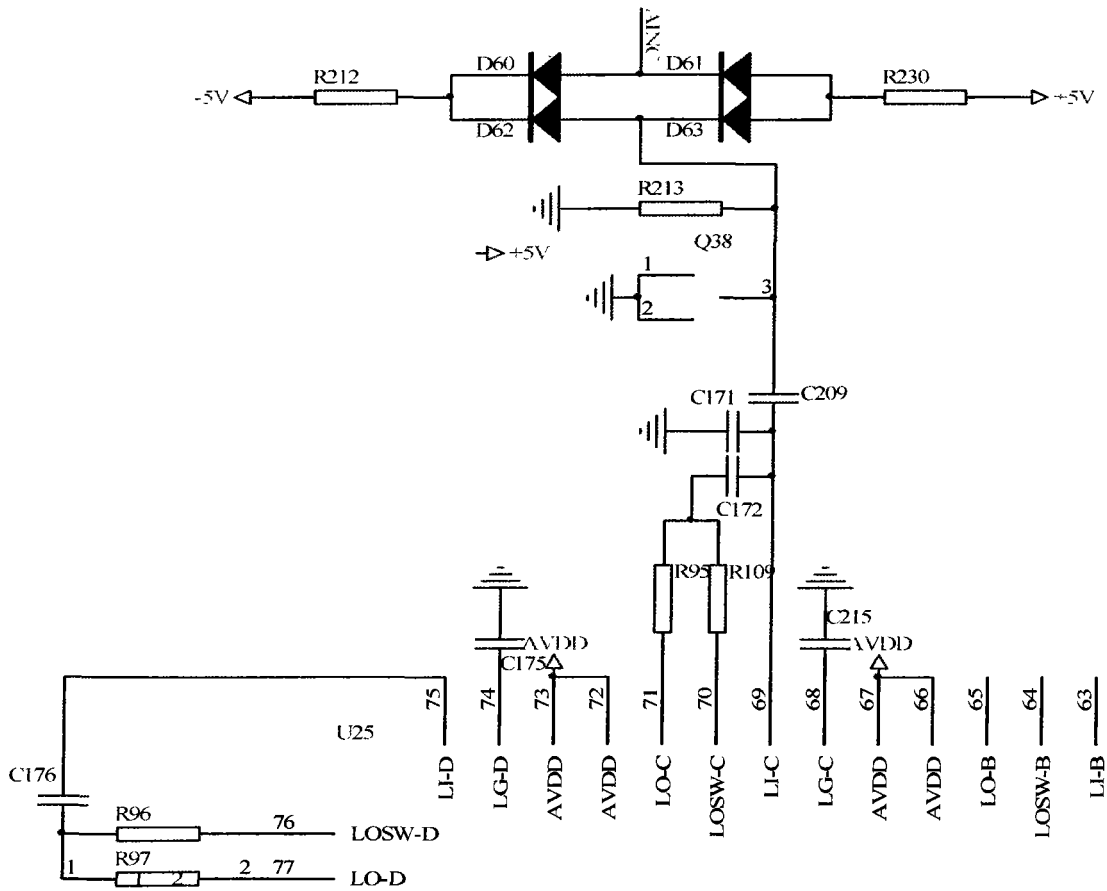


图 5

专利名称(译)	高频环阵数字化超声系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN201312811Y</a>	公开(公告)日	2009-09-23
申请号	CN200820144535.6	申请日	2008-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
[标]发明人	王立伟 王延群 王晓春 周盛 段炳柱		
发明人	王立伟 王延群 王晓春 周盛 段炳柱		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	刘国威		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本实用新型属于超声波检测技术领域，特别涉及高频环阵数字化超声系统。为克服线阵等扫描技术只能一维聚焦的缺点，提高各向分辨率，有效提高信噪比，最大限度的提高图象质量，本实用新型采用的技术方案是：包括：依次相连的环阵换能器、接收系统、模数转换器、接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块、数字回波合成模块、超声信号处理模块、显示单元，还包括处理器，处理器依次通过时序控制系统、超声发射驱动系统与环阵换能器相连接，处理器还分别与模数转换器、接收动态聚焦与可变孔径控制波束形成模块相连接。本实用新型主要应用于超声波检测仪器的设计制造。

