



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 208511051 U

(45)授权公告日 2019.02.19

(21)申请号 201720884472.7

(22)申请日 2017.07.20

(73)专利权人 朗昇科技(苏州)有限公司

地址 215107 江苏省苏州市吴中区东山镇
工业园

(72)发明人 龚任

(74)专利代理机构 北京众元弘策知识产权代理
事务所(普通合伙) 11462

代理人 孙东风

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

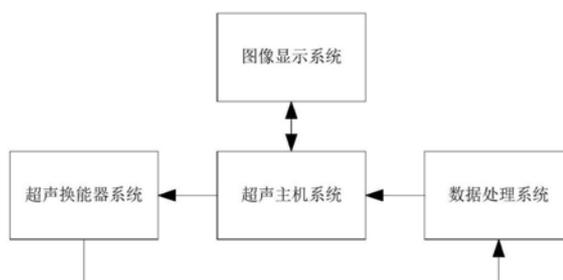
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)实用新型名称

一种合成孔径超声成像装置

(57)摘要

本实用新型公开了一种合成孔径超声成像装置。本实用新型包括超声主机系统、图像显示系统、数据处理系统和超声换能器系统。本实用新型对现有技术的系统复杂度进行了优化,实现超声系统的便携式突破,具有声功率低、成像质量高、控制方式灵活、功耗低等特点。



1. 一种合成孔径超声成像装置,其特征在于,包括超声主机系统、图像显示系统、数据处理系统和超声换能器系统;所述超声主机系统为包括FPGA处理器的超声装置主体;所述超声换能器系统与所述超声主机系统连接;所述超声换能器系统用于发射和接收超声波,并实现电信号与超声波的转换;所述数据处理系统对所述超声换能器系统反馈的电信号进行数据处理形成图像信息;所述图像显示系统对所述数据处理系统形成的图像信息进行图像显示。

2. 根据权利要求1所述的合成孔径超声成像装置,其特征在于,所述超声换能器系统包括探头、能量施加装置、模拟前端模块、发送接收选择开关;所述模拟前端模块包括压控增益放大器和模数转换;所述模拟前端模块、发送接收选择开关、能量施加装置、探头依次连接。

3. 根据权利要求2所述的合成孔径超声成像装置,其特征在于,所述FPGA处理器包括驱动单元、超声单元、波束合成单元和低通滤波单元;所述驱动单元与所述能量施加装置连接以驱动所述能量施加装置;所述超声单元与所述发送接收选择开关连接以控制超声换能器系统发射和接收超声波;所述波束合成单元对波束进行合成处理;所述低通滤波单元对合成的波束进行低通滤波处理。

4. 根据权利要求3所述的合成孔径超声成像装置,其特征在于,所述数据处理系统包括对信号的解调、滤波、坐标转换的数据处理。

一种合成孔径超声成像装置

技术领域

[0001] 本实用新型涉及医用超声探测设备领域,尤其涉及一种合成孔径超声成像装置。

背景技术

[0002] 医学超声成像技术在现代医学影像技术中发挥着重要的作用,与其它影像诊断技术相比,超声诊断成像的实时、无创、便携和低成本尤其受到医护人员和患者的青睐。尽管如此,超声成像的便携与诊断图像之间的矛盾仍没有充分的解决。当前的超声诊断设备在保证图像性能的前提下由于超声系统本身的物理通道数限制仍然无法达到像移动通讯设备一样便携方便。

[0003] 衡量超声诊断图像的主要指标包括:图像空间分辨率、图像的对比度、图像的时间分辨率。超声系统的通道数从根本上决定了以上指标,同时也决定了系统的面积、体积等便携式指标。目前的便携式超声系统都是为了保证图像的质量,在系统通道数上无法进行妥协,只能通过电子制造工艺技术的改进减少通道链路上的器件面积和体积,尽可能的满足便携的要求。

实用新型内容

[0004] 为解决上述技术问题,本实用新型提供了一种合成孔径超声成像装置,针对现有技术中的不足,以优化系统的复杂度和实现超声系统的便携式突破,解决了超声诊断设备在保证图像性能的前提下由于超声系统本身的物理通道数限制仍然无法达到像移动通讯设备一样便携方便的问题。

[0005] 为达到上述目的,本实用新型的技术方案如下:一种合成孔径超声成像装置,包括超声主机系统、图像显示系统、数据处理系统和超声换能器系统;所述超声主机系统为包括FPGA处理器的超声装置主体;所述超声换能器系统与所述超声主机系统连接;所述超声换能器系统用于发射和接收超声波,并实现电信号与超声波的转换;所述数据处理系统对所述超声换能器系统反馈的电信号进行数据处理形成图像信息;所述图像显示系统对所述数据处理系统形成的图像信息进行图像显示。

[0006] 作为上述装置的一种优选方案,所述超声换能器系统包括探头、能量施加装置、模拟前端模块、发送接收选择开关;所述模拟前端模块包括压控增益放大器和模数转换;所述模拟前端模块、发送接收选择开关、能量施加装置、探头依次连接。

[0007] 作为上述装置的一种优选方案,所述FPGA处理器包括驱动单元、超声单元、波束合成单元和低通滤波单元;所述驱动单元与所述能量施加装置连接以驱动所述能量施加装置;所述超声单元与所述发送接收选择开关连接以控制超声换能器系统发射和接收超声波;所述波束合成单元对波束进行合成处理;所述低通滤波单元对合成的波束进行低通滤波处理。

[0008] 作为上述装置的一种优选方案,所述数据处理系统包括对信号的解调、滤波、坐标转换的数据处理。

[0009] 本实用新型操作时采用以下方式进行一帧图像的扫描：

[0010] S1：由所述超声主机系统进行控制，控制所述超声换能器系统从一侧至另一侧以合成发射模式进行发射，对人体组织进行扫描；合成发射模式根据配置，每次以系统物理通道数的最大值进行发射；

[0011] S2：切换超声主机控制系统，转为合成发射模式下对应的合成接收模式，接收通道数据，进行合成发射模式和合成接收模式下的波束合成处理，形成的扫描波束在数据处理系统中进行缓存处理。

[0012] S3：重复S1-S2中的合成发射模式和合成接收模式，每一次合成发射模式和合成接收模式周期内都对该次形成的波束与上一次形成的波束进行叠加处理，直到整个合成发射模式和合成接收模式完毕后形成扫描线。

[0013] S4：扫描线经过所述数据处理系统形成图像，通过所述图像显示系统进行超声诊断图像的显示。

[0014] 该方法中，S1中确定发射阵列组合；S1还包括：

[0015] 确定发射模式中阵元的个数 x ，系统的通道数 c ，确定 x 个阵元对应的标准聚焦延时，发射的阵列组合 $n \geq \text{fix}(x/c)$ ；

[0016] 该方法中，S2中确定接收阵列组合；S2还包括：

[0017] 确定接收模式中阵元的个数 y ，系统的通道数 c ，确定 y 个阵元对应的标准聚焦延时，接收的阵列组合 $m \geq \text{fix}(y/c)$ ；

[0018] 该方法中，S3还包括：

[0019] S3.1：共可获得 $\max(m, n)$ 个发射波束和接收波束，每形成一个波束都进行延时叠加处理，对 $\max(m, n)$ 个波束全部处理完毕后形成完整的扫描线；

[0020] S3.2：通过配置不同的延时参数，可以形成多条完整的扫描线，并对这些扫描线在数据处理系统中进行缓存处理；

[0021] 该方法中，S4还包括：

[0022] 对S3中形成的多条扫描线，依次选取1条扫描线数据进行数据处理形成图像数据，在此过程中，同时进行S3步骤，达到在串行处理完毕扫描线数据后再次形成新的扫描线数据。

[0023] 通过上述技术方案，本实用新型技术方案的显著有益效果是：

[0024] 声功率低：比起常规的32及以上通道系统，本实用新型若采用8通道系统，则发射功率至少降低至1/4。在对超声发射功率有要求的特殊应用领域，可以发挥重要的作用。

[0025] 成像质量高：相比于传统的低通道系统，本实用新型通过扩展孔径有效地提高了通道数据量，提高了图像的对比度和空间分辨率；通过一种多波束的处理过程，弥补了由于孔径扩展导致的时间分辨率下降的问题，使得系统的时间分辨率满足临床应用的需求。

[0026] 控制方式灵活、功耗低：归纳总结发射和接收的组合方式，形成固定物理通道数下的合成孔径归纳方法，通过主机系统控制不同的发射-接收组合，实现多重复用的资源配置；同时在数据处理模块中充分利用发射-接收过程的时间，串行处理多条扫描线，也实现了多重复用的资源配置，尤其是乘法器资源，大大降低了资源的消耗，便于工程实现上选择更低级的功能芯片，降低功耗和面积。

附图说明

[0027] 为了更清楚地说明本实用新型实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本实用新型的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0028] 图1是本实用新型的合成孔径超声成像装置的原理图。

[0029] 图2是本实用新型的合成孔径成像原理的基本流程图。

[0030] 图3是本实用新型的合成孔径成像的合成模式示意图。

具体实施方式

[0031] 下面将结合本实用新型实施例中的附图,对本实用新型实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本实用新型一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本实用新型中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本实用新型保护的范围。

[0032] 结合图1,本实用新型提供了一种合成孔径超声成像装置,包括超声主机系统、图像显示系统、数据处理系统和超声换能器系统。所述超声主机系统为包括FPGA处理器的超声装置主体。所述超声换能器系统与所述超声主机系统连接。所述超声换能器系统用于发射和接收超声波,并实现电信号与超声波的转换。所述数据处理系统对所述超声换能器系统反馈的电信号进行数据处理形成图像信息。所述图像显示系统对所述数据处理系统形成的图像信息进行图像显示。

[0033] 具体的,所述超声换能器系统包括探头、能量施加装置、模拟前端模块、发送接收选择开关;所述模拟前端模块包括压控增益放大器和模数转换;所述模拟前端模块、发送接收选择开关、能量施加装置、探头依次连接。所述FPGA处理器包括驱动单元、超声单元、波束合成单元和低通滤波单元;所述驱动单元与所述能量施加装置连接以驱动所述能量施加装置;所述超声单元与所述发送接收选择开关连接以控制超声换能器系统发射和接收超声波;所述波束合成单元对波束进行合成处理;所述低通滤波单元对合成的波束进行低通滤波处理。所述数据处理系统包括对信号的解调、滤波、坐标转换的数据处理。

[0034] 本实用新型操作时以下方式进行一帧图像的扫描:

[0035] S1:由所述超声主机系统进行控制,控制所述超声换能器系统从一侧至另一侧以合成发射模式进行发射,对人体组织进行扫描;合成发射模式根据配置,每次以系统物理通道数的最大值进行发射;

[0036] S2:切换超声主机控制系统,转为合成发射模式下对应的合成接收模式,接收通道数据,进行合成发射模式和合成接收模式下的波束合成处理,形成的扫描波束在数据处理系统中进行缓存处理。

[0037] S3:重复S1-S2中的合成发射模式和合成接收模式,每一次合成发射模式和合成接收模式周期内都对该次形成的波束与上一次形成的波束进行叠加处理,直到整个合成发射模式和合成接收模式完毕后形成扫描线。

[0038] S4:扫描线经过所述数据处理系统形成图像,通过所述图像显示系统进行超声诊

断图像的显示。

[0039] 作为对上述方法的补充和优化：

[0040] S1还包括：确定发射模式中阵元的个数 x ，系统的通道数 c ，确定 x 个阵元对应的标准聚焦延时，发射的阵列组合 $n \geq \text{fix}(x/c)$ ；

[0041] S2还包括：确定接收模式中阵元的个数 y ，系统的通道数 c ，确定 y 个阵元对应的标准聚焦延时，接收的阵列组合 $m \geq \text{fix}(y/c)$ ；

[0042] S3.1：共可获得 $\max(m, n)$ 个发射波束和接收波束，每形成一个波束都进行延时叠加处理，对 $\max(m, n)$ 个波束全部处理完毕后形成完整的扫描线；

[0043] S3.2：通过配置不同的延时参数，可以形成多条完整的扫描线，并对这些扫描线在数据处理系统中进行缓存处理；

[0044] 对S3中形成的多条扫描线，依次选取1条扫描线数据进行数据处理形成图像数据，在此过程中，同时进行S3步骤，达到在串行处理完毕扫描线数据后再次形成新的扫描线数据。

[0045] 结合图2、图3，假设第 k 次扫描方式，该次扫描共形成 q 条扫描线，整帧图像共有 $k*q$ 条扫描线。每次扫描方式共 $\max(m, n)$ 个发射-接收波束，令其中一次的合成模式为 i 。

[0046] 合成发射模式的第 k 次扫描中的第 i 种发射模式表示为 T_{ki} ，其中 $i = [1, \max(m, n)]$ 。发射完毕后，立即切换到合成接收模式的第 k 次扫描中的第 i 种接收模式，表示为 R_{ki} 。然后根据不同的延时参数在数据处理系统中缓存 T_{ki} - R_{ki} 发射接收模式下得到的 q 条扫描波束 $B_{i1} \sim B_{iq}$ 。当 $i = \max(m, n)$ 时，表示本次合成孔径扫描完毕，得到 q 条完整的扫描线为 $B_1 \sim B_q$ 。

[0047] 形成 q 条扫描线之后，进行第 $k+1$ 次扫描，重复发射接收模式，在第 i 次发射接收模式中，除了进行本次的波束合成扫描之外，同时根据 i 依次对第 k 次形成的波束进行解调、滤波等数据处理。所有的波束都采用同一解调滤波数据处理模块进行处理，在整个串行链路上，该处理过程要求形成的波束个数 $q \leq \max(m, n)$ 。

[0048] 在形成 $k*q$ 条扫描线之后，形成一帧的扫描图像。

[0049] 在图2中的合成孔径成像原理流程中，对于发射和接收的合成模式通过图3进行详细阐述。

[0050] 在第 i 次发射过程中，选用对应的发射阵元，在 i 次接收过程中，切换到对应的接收模式。在发射和接收过程中，每种组合的通道延时值参考如下公式：

$$[0051] \quad \tau = \frac{2z}{c} \left(1 - \sqrt{1 + \frac{D^2}{z^2}} \right)$$

[0052] 其中， τ 表示接收或发射的延时时间， c 表示声速， z 表示发射或者接收焦点的深度， D 为孔径的大小。

[0053] 在合成孔径过程中，每一次波束的形成通过如下公式合成：

$$[0054] \quad S(t) = \sum w_i S_i(t - \tau_i)$$

[0055] $S_i(t)$ 为回波信号； w_i 为匹配滤波器加权值，用于抑制叠加后图像中所产生的距离旁瓣； τ_i 为延迟时间；下标 i 表示换能器通道标号。通过上述具体实施例，本实用新型的有益效果是：声功率低：比起常规的32及以上通道系统，本实用新型若采用8通道系统，则发射功

率至少降低至1/4。在对超声发射功率有要求的特殊应用领域,可以发挥重要的作用。

[0056] 成像质量高:相比于传统的低通道系统,本实用新型通过扩展孔径有效地提高了通道数据量,提高了图像的对比度和空间分辨率;通过一种多波束的处理过程,弥补了由于孔径扩展导致的时间分辨率下降的问题,使得系统的时间分辨率满足临床应用的需求。

[0057] 控制方式灵活、功耗低:归纳总结发射和接收的组合方式,形成固定物理通道数下的合成孔径归纳方法,通过主机系统控制不同的发射-接收组合,实现多重复用的资源配置;同时在数据处理模块中充分利用发射-接收过程的时间,串行处理多条扫描线,也实现了多重复用的资源配置,尤其是乘法器资源,大大降低了资源的消耗,便于工程实现上选择更低级的功能芯片,降低功耗和面积。

[0058] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本实用新型。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本实用新型的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本实用新型将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

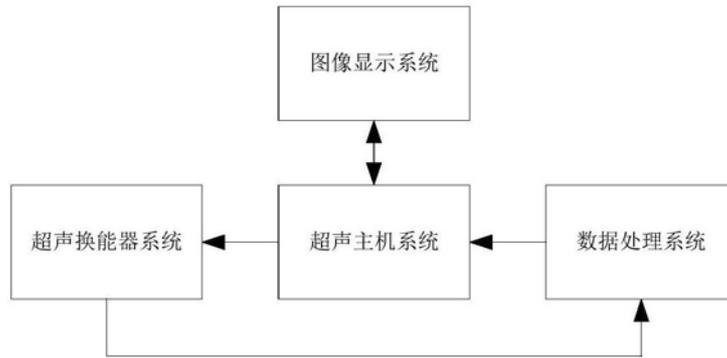


图1

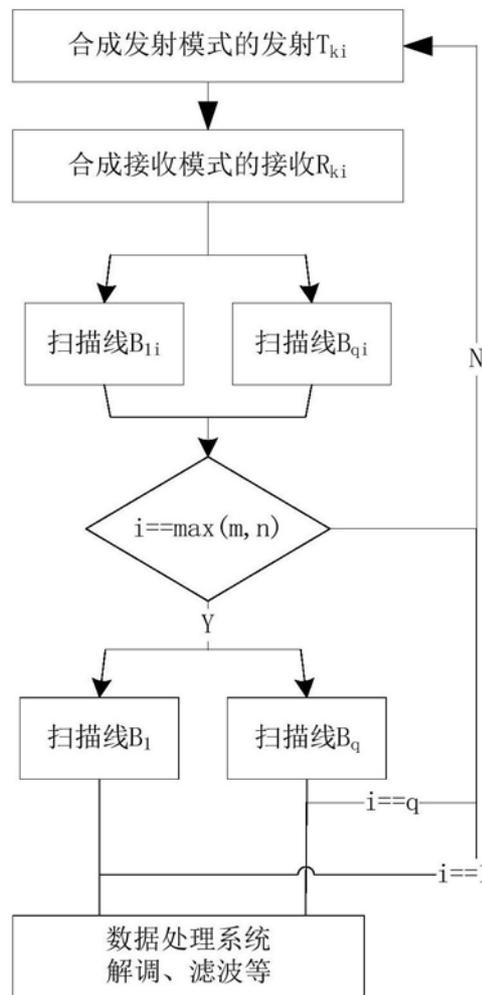


图2

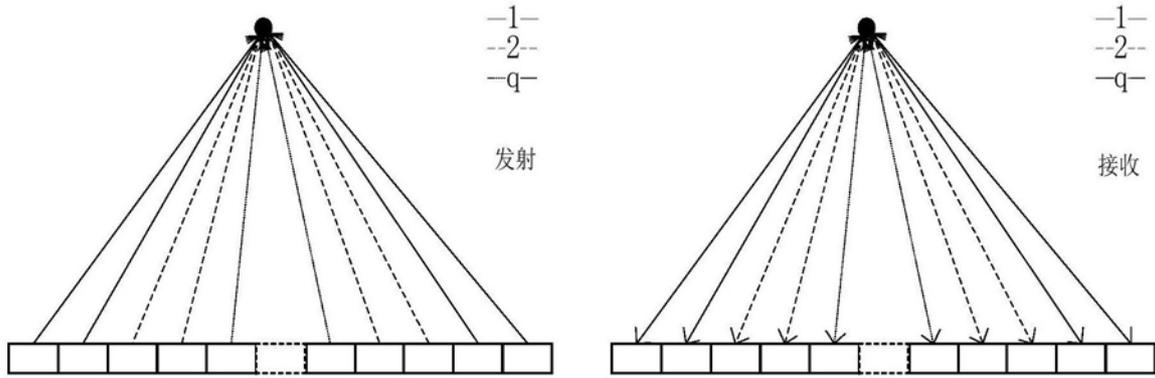


图3

专利名称(译)	一种合成孔径超声成像装置		
公开(公告)号	CN208511051U	公开(公告)日	2019-02-19
申请号	CN201720884472.7	申请日	2017-07-20
[标]申请(专利权)人(译)	朗升科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	朗升科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	朗升科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	龚任		
发明人	龚任		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	孙东风		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种合成孔径超声成像装置。本实用新型包括超声主机系统、图像显示系统、数据处理系统和超声换能器系统。本实用新型对现有技术的系统复杂度进行了优化，实现超声系统的便携式突破，具有声功率低、成像质量高、控制方式灵活、功耗低等特点。

