



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102908167 B

(45)授权公告日 2016.08.03

(21)申请号 201210413027.4

CN 1754511 A, 2006.04.05, 说明书第9页第15行至第15页第21.

(22)申请日 2012.10.25

CN 102631223 A, 2012.08.15, 说明书第2页第[0009]段至第3页第[0017]段, 附图1和2.

(73)专利权人 武汉超信电子工程有限公司

地址 430074 湖北省武汉市东湖开发区关东工业园9号地(鼎新工业园二楼)

审查员 方炜园

(72)发明人 杜春宁 胡立钢 彭江 邱秀分

(74)专利代理机构 北京汇泽知识产权代理有限公司 11228

代理人 刘付兴

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

WO 00/54517 A1, 2000.09.14, 全文.

JP 特开2002-233528 A, 2002.08.20, 全文.

US 2005/0265267 A1, 2005.12.01, 全文.

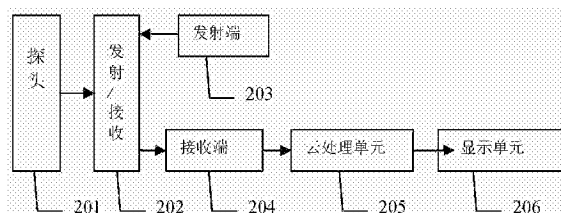
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

医用超声诊断仪的云成像处理系统及其方法

(57)摘要

本发明公开了一种医用超声诊断仪的云成像处理系统及其方法,属于超声成像技术领域。该云成像处理系统的发射端多次发射脉冲信号激励探头上的超声换能器阵列发出超声波信号,接收端接收回波信号并送云处理单元进行云处理,并将经云处理后的信号发送至显示单元显示超声图像。本发明,能够通过多次发射超声波实现成像空间中的每个目标点的多次合成,不仅可以获得更高的信噪比,且很大程度上抑制斑点噪声及其他杂波干扰,从而提高了成像质量。



1.一种医用超声诊断仪的云成像处理方法,其特征在于,该方法包括:

A、启动发射端,在成像空间多个位置连续多次发射脉冲信号以产生超声波信号形成发射连续聚集,使得到的超声波信号多次且覆盖所述成像空间的每个目标点;所述的超声波信号为高斯型加权函数;

B、使接收端接收所述成像空间的每个目标点的回波信号,其通过成像空间中的每个目标点的信息经多次发射相互重叠部分接收合成得到;所述的回波信号通过探头换能器发射孔径中的阵元经加权系数加权并延时叠加后得到;接收端接收到的信号 $r(t)$ 为:

$$r(t) = \sum_{j=1}^N A\phi_j w(j) \sin(\omega t - \theta_j);$$

其中: N 为接收孔径大小, $A\phi_j$ 为接收孔径中第 j 个阵元的接收加权系数, θ_j 为发射相位偏转角;

C、将所述回波信号送至云处理单元进行云处理,使成像空间中的每个目标点的信息经由多次发射/接收到的回波信号合成得到,并将经过所述云处理单元处理后的信号发送至显示单元显示超声图像;所述成像空间目标点接收到的信号为:

$$r'(t) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N A\phi_i A\phi_j w(j) \sin(\omega t - \theta_j - \rho_i);$$

其中: M 为成像空间中点重叠的次数, N 为接收孔径大小, ρ_i 为发射相位偏转角, θ_j 为接收相位偏转角。

医用超声诊断仪的云成像处理系统及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声成像及诊断技术,尤其涉及医用超声诊断仪的云成像处理系统及其方法。

背景技术

[0002] 目前,随着超声医疗设备的不断普及,对设备精度的要求越来越高,如果能向医生提供更多真实而有用的超声诊断信息,可以更方便地诊断患者病情。人体软组织病变与正常组织只有很小的差异,如果在成像时未被扫描到,病变组织很有可能被忽略,因此如何能提供更多更有用的信息并且保证实时显示图像是当前研究的重要问题。传统的超声成像技术发射聚焦波束,并沿发射聚焦进行接收波束合成,使得覆盖的范围小且容易遗漏信息。

发明内容

[0003] 有鉴于此,本发明的主要目的在于提供一种医用超声诊断仪的云成像处理系统及其方法,以获得更高的信噪比和提升超声诊断仪的成像质量。

[0004] 为达到上述目的,本发明的技术方案是这样实现的:

[0005] 一种医用超声诊断仪的云成像处理系统,包括探头、发射/接收开关和显示单元;还包括发射端、接收端以及云处理单元;所述发射端在成像空间连续多次发射脉冲信号激励探头上的超声换能器阵列,以发出超声波信号,所述超声波信号覆盖所述成像空间的每个目标点,所述接收端接收所述每个目标点的回波信号,其通过成像空间中的每个目标点的信息经多次发射相互重叠部分接收合成得到;然后将所述回波信号送至所述云处理单元进行云处理,最后将经过所述云处理单元处理后的信号发送至所述显示单元显示超声图像。

[0006] 其中:所述发射端在成像空间中多个位置发射超声波形成发射连续聚焦。

[0007] 所述云处理单元接收所述的回波信号,并对所述的回波信号进行信号处理,以适应显示单元的显示需要。

[0008] 一种医用超声诊断仪的云成像处理方法,该方法包括:

[0009] A、启动发射端,在成像空间连续多次发射脉冲信号以产生超声波信号,使超声波信号得到最大覆盖区域,以覆盖所述成像空间的每个目标点;

[0010] B、使接收端接收所述每个目标点的回波信号,其通过成像空间中的每个目标点的信息经多次发射相互重叠部分接收合成得到;

[0011] C、将所述回波信号送至所述云处理单元进行云处理,最后将经过所述云处理单元处理后的信号发送至所述显示单元显示超声图像。

[0012] 其中:步骤A所述的超声波信号为高斯型加权函数。

[0013] 步骤B所述的回波信号通过探头换能器发射孔径中的阵元经加权系数加权并延时叠加后得到;接收端接收到的信号 $r(t)$ 为:

$$[0014] \quad r(t) = \sum_{j=1}^N A\phi_j w(j) \sin(\omega t - \theta_j);$$

[0015] 其中： N 为接收孔径大小， $A\phi_j$ 为接收孔径中第 j 个阵元的接收加权系数， θ_j 为发射相位偏转角。

[0016] 步骤C所述成像空间目标点接收到的信号为：

$$[0017] \quad r'(t) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N A\phi_i A\phi_j w(j) \sin(\omega t - \theta_j - \rho_i);$$

[0018] 其中： M 为成像空间中点重叠的次数， N 为接收孔径大小， ρ_i 为发射相位偏转角， θ_j 为接收相位偏转角。

[0019] 本发明所提供的医用超声诊断仪的云成像处理系统及其方法，具有以下优点：

[0020] 该超声诊断仪的云成像处理系统能够利用云处理的强大计算能力，通过成像空间中的每点信息均由多次发射相互重叠部分接收合成得到，以获得更高的信噪比，且很大程度上抑制斑点噪声及其他杂波干扰，从而提高成像质量。

附图说明

[0021] 图1为现有典型的超声成像系统结构示意图；

[0022] 图2为本发明的医用超声诊断仪的云成像处理系统结构示意图；

[0023] 图3a为现有的超声成像系统发射覆盖区域示意图；

[0024] 图3b为现有的超声成像系统接收覆盖区域示意图；

[0025] 图4a为本发明的云成像处理系统的多次发射覆盖区域示意图；

[0026] 图4b为本发明的云成像处理系统的多次接收覆盖区域示意图；

[0027] 图5为本发明超声诊断仪扫描空间目标点的多次合成效果示意图。

具体实施方式

[0028] 下面结合附图及本发明的实施例对本发明的云成像处理系统及其方法作进一步的说明。

[0029] 图1为现有典型的超声成像系统结构示意图，如图1所示，该系统包括由超声换能器组成的探头，发射/接收开关、发射端、接收端、波束合成器、信号处理单元、扫描变换单元和显示装置。其中，发射端发射脉冲信号激励探头上的超声换能器阵列发出超声波信号，接收端接收回波信号并送至信号处理单元进行信号处理，经扫描变换后显示超声图像。

[0030] 传统技术典型的超声成像系统中的发射聚焦波束，沿发射聚焦进行接收波束合成，使得覆盖的范围小且容易遗漏信息。

[0031] 为克服上述现有技术的缺点，本发明现提出一种医用超声诊断仪的云成像处理系统。

[0032] 图2为本发明的医用超声诊断仪的云成像处理系统结构示意图，如图2所示，其主要包括探头201、发射/接收开关202、发射端203、接收端204、云处理单元205以及显示单元206；其中：

[0033] 发射端203连续多次发射脉冲信号激励探头201上的超声换能器阵列，以发出超声波信号，接收端204接收回波信号并送至云处理单元205进行云处理，然后将经过云处理单

元205处理后的信号发送到显示单元206,由该显示单元206直接显示出来。

[0034] 图3a和图3b分别为现有传统超声成像系统的发射、接收覆盖区域示意图,其中区域301为发射覆盖区域内的目标点,在传统发射模式下,该点信息经接收端信号处理和扫描变换后,接收端无论采取单线接收还是2线、4线接收,由于聚焦不连续而容易造成信息缺失,因而会导致信息遗漏。

[0035] 图4a和图4b分别为本发明的云成像处理系统的多次发射和多次接收覆盖区域示意图,如图所示,其发射时与现有的发射模式(参考图3a所示)相比较不难看出,其发射覆盖区域明显比现有传统的覆盖区域要大,而且本发明实施例中经多次发射可使得同一目标点401被第一发射区域402、第二发射区域403、第三发射区域404、第四发射区域405、第五发射区域406或者更多的发射区域所覆盖,这些发射区域在成像空间中存在相互重叠部分,并且由不同位置发射而得。其接收时与传统接收模式(参考图3b)相比较可看出,其接收覆盖区域也比现有传统的接收覆盖区域更大,并且能够覆盖空间中的每一个目标点,在发射时覆盖的目标点即空间点401在接收时仍能收到该目标点的信息,其为多个超声波覆盖区域的合成。

[0036] 图5为本发明超声诊断仪扫描空间目标点的多次合成效果示意图,如图5所示,其成像空间点401处的信号可由多个不同发射区域由公式(7)得到,形成了沿接收聚焦上的连续聚焦。

[0037] 假设超声成像系统发射端发射超声波为 $s_0(t) = \sin(\omega t)$,为降低旁瓣电平,一般采用高斯型加权函数,如hanning函数,hamming函数或blackman函数。

[0038] Hanning窗: $w(n) = 0.5(1 - \cos(2\pi \frac{n}{N-1}))$, $n=0, \dots, N-1$ (1)

[0039] Hamming窗: $w(n) = 0.54 - 0.46 \cos(2\pi \frac{n}{N-1})$, $n=0, \dots, N-1$ (2)

[0040] Blackman窗: $w(n) = 0.42 - 0.5 \cos(2\pi \frac{n}{N-1}) + 0.08 \cos(4\pi \frac{n}{N-1})$, $n=0, \dots, N-1$ (3)

[0041] 探头换能器发射孔径中的阵元经加权系数加权并延时叠加后得到的回波信号为:

[0042] $s(t) = \sum_{j=1}^N w(j) \sin(\omega(t - \tau_j))$ (4)

[0043] 令 $\theta = \omega \tau$,则式(4)可写成:

[0044] $s(t) = \sum_{j=1}^N w(j) \sin(\omega t - \theta_j)$ (5)

[0045] 接收端接收到的信号为:

[0046] $r(t) = \sum_{j=1}^N A \rho_j w(j) \sin(\omega t - \theta_j)$ (6)

[0047] 其中: N 为接收孔径, $A \rho_j$ 为接收孔径中第 j 个阵元的接收加权系数, θ_j 为发射相位偏转角。

[0048] 本发明采用多次发射接收,得到成像空间目标点接收到的信号为:

[0049]
$$r'(t) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N A\rho_i A\rho_j w(j) \sin(\omega t - \theta_j - \rho_i) \quad (7)$$

[0050] 其中:M为成像空间中点重叠的次数,N为接收孔径大小, ρ_i 为发射相位偏转角, θ_j 为接收相位偏转角。

[0051] 这样,通过合理控制本发明所述的发射次数就能够有效覆盖到成像空间中的所有点,从而形成了发射/接收的连续聚焦。

[0052] 以上所述,仅为本发明的较佳实施例而已,并非用于限定本发明的保护范围。

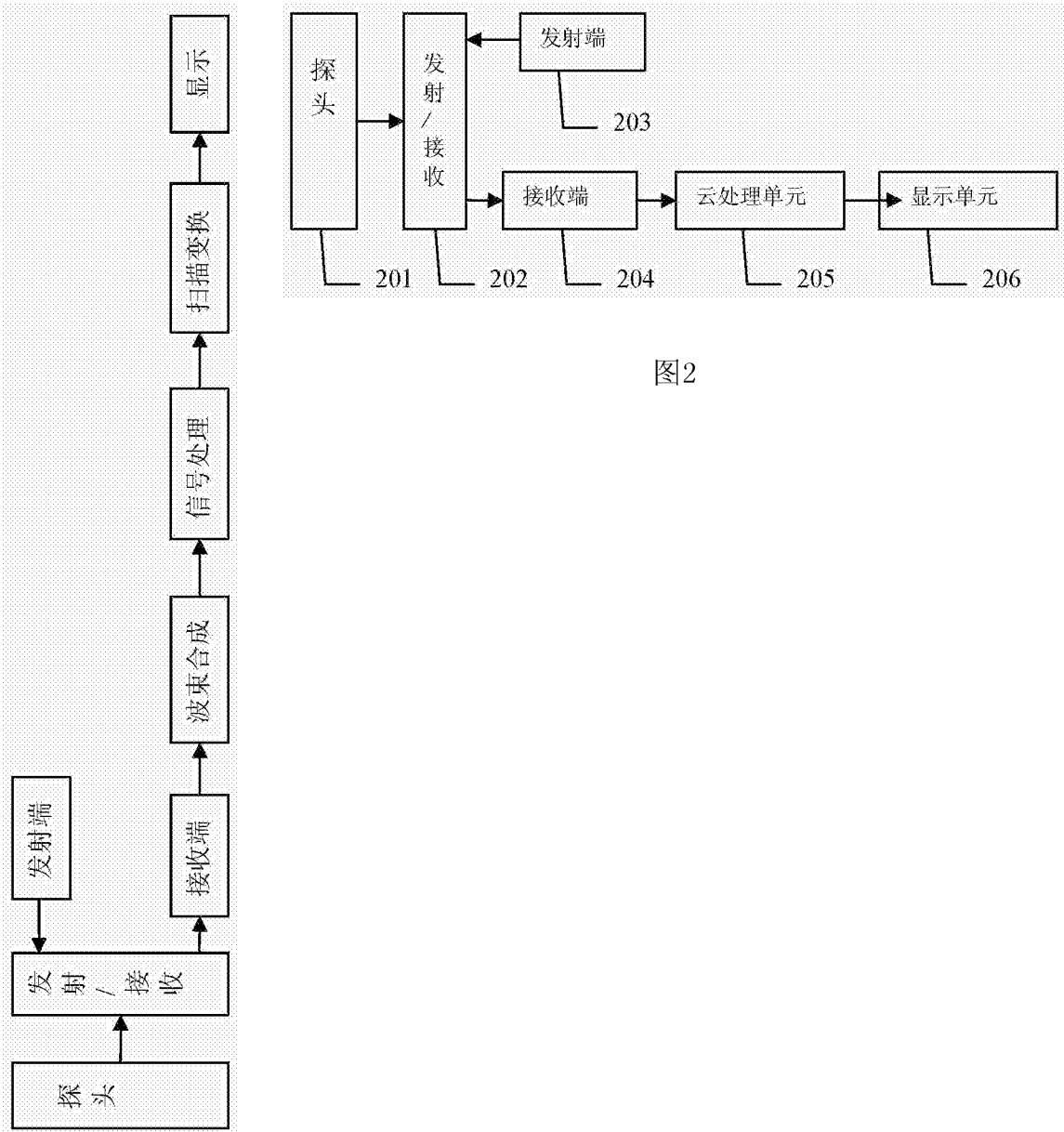


图2

图1

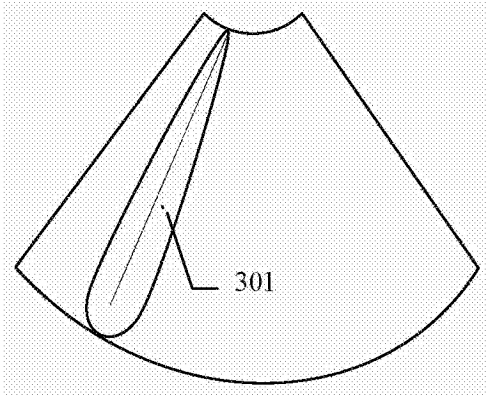


图3a

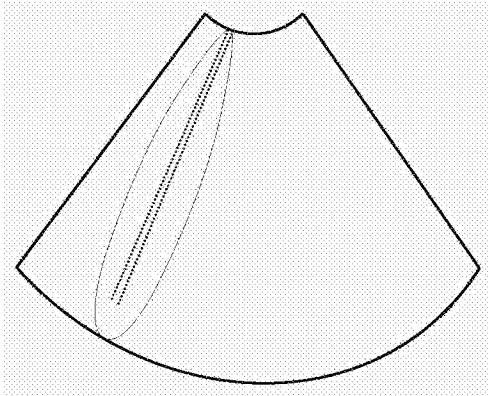


图3b

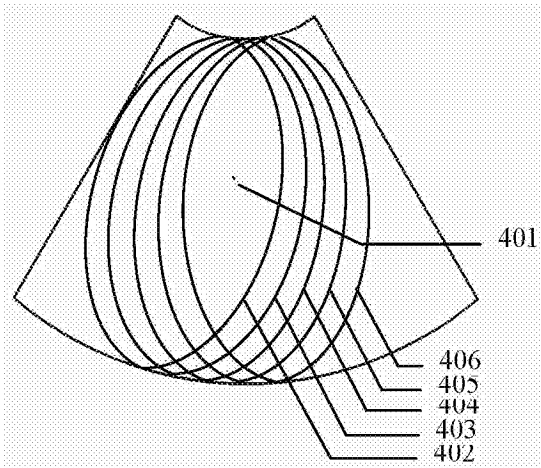


图4a

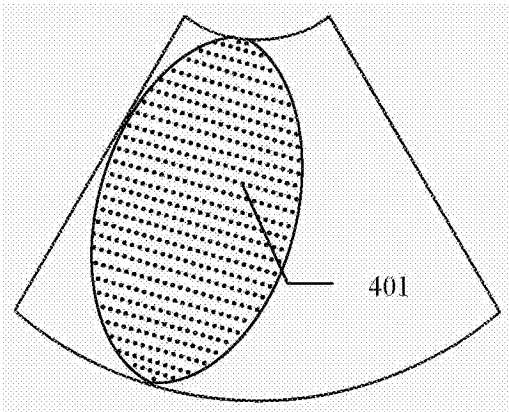


图4b

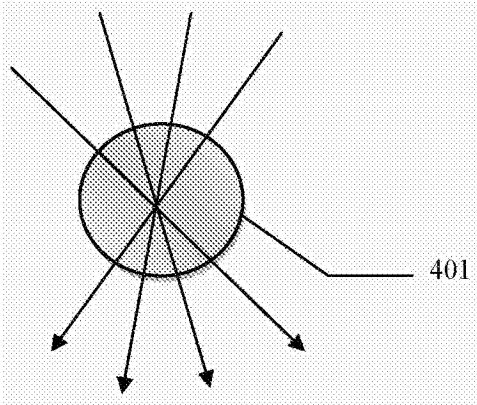


图5

专利名称(译)	医用超声诊断仪的云成像处理系统及其方法		
公开(公告)号	CN102908167B	公开(公告)日	2016-08-03
申请号	CN201210413027.4	申请日	2012-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	武汉百呐电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	武汉百呐电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	武汉超信电子工程有限公司		
[标]发明人	杜春宁 胡立钢 彭江 邱秀分		
发明人	杜春宁 胡立钢 彭江 邱秀分		
IPC分类号	A61B8/08		
其他公开文献	CN102908167A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种医用超声诊断仪的云成像处理系统及其方法，属于超声成像技术领域。该云成像处理系统的发射端多次发射脉冲信号激励探头上的超声换能器阵列发出超声波信号，接收端接收回波信号并送至云处理单元进行云处理，并将经云处理后的信号发送至显示单元显示超声图像。本发明，能够通过多次发射超声波实现成像空间中的每个目标点的多次合成，不仅可以获得更高的信噪比，且很大程度上抑制斑点噪声及其他杂波干扰，从而提高了成像质量。

