



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101273901 B

(45) 授权公告日 2011.04.06

(21) 申请号 200710020959.1

审查员 陈响

(22) 申请日 2007.03.30

(73) 专利权人 中国科学技术大学

地址 230026 安徽省合肥市金寨路 96 号

(72) 发明人 彭虎 李洪旺

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/04 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5720708 A, 1998.02.24, 全文.

US 5873829 A, 1999.02.23, 说明书第 5 栏第 58 行—第 8 栏第 40 行、附图 1, 2A.

US 4159462 A, 1979.06.26, 全文.

CN 1708257 A, 2005.12.14, 全文.

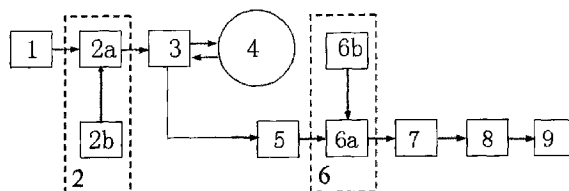
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

(54) 发明名称

基于单一功率信号源及其开关网络的高帧率超声成像方法

(57) 摘要

一种基于单一功率信号源及其开关网络的高帧率 (HFR) 超声成像方法, 本发明只用一个功率信号源和简单电子开关网络就可实现 HFR 的超声发射。与传统超声成像相比仅用一个通道的功率信号源和简单的电子开关网络代替了 N 路功率信号 (源) 放大电路, 使 HFR 系统大大简化, 电路功耗极大降低。由于近似只有一半超声阵元发射信号, 仪器的发射能量降低, 将使未来的便携式医学超声诊断成像仪采用电池供电成为可能。本发明可以直接在成熟的商用机器上实现, 并省去价格不菲的延迟电路。再利用 HFR 成像算法对接收信号进行图像重建即可输出高质量的成像。



1. 一种基于单一功率信号源及其开关网络的高帧率超声成像方法,其特征在于用单极二值周期函数控制功率信号源,经多刀单掷开关网络驱动具有多个阵元的超声探头,单极二值周期函数为超声传感器阵元的空间位置函数,所述单极二值周期函数信号源受有限衍射阵列波控制,函数值的 1 或 0 控制多刀单掷开关网络的“开”或“关”,使超声探头中的对应阵元与激励功率信号源接通或断开。

基于单一功率信号源及其开关网络的高帧率超声成像方法

技术领域：

[0001] 本发明属于医学超声应用领域,基于非衍射波的高帧率 (High Frame Rate, HFR) 成像的超声发射系统,为 HFR 超声成像理论的实现创造有利条件。

背景技术：

[0002] 目前在高帧率 (High Frame Rate, 简称 :HFR) 成像系统中,发射信号采用了有限衍射波阵列 (Array Beam) 作为发射信号。在实际实现中,一般超声探头具有若干个发射阵元,每一个发射阵元就需要一个功率信号源驱动。如果超声探头有 N 个发射阵元,则需要 N 个功率信号源分别驱动每个发射阵元,这 N 个功率信号源之间的关系 :波形是一样的,但相位和幅度不同,因此为了能有效地把超声能量传递给每个超声发射阵元,仅用电阻网络分压产生的信号来驱动超声发射阵元是不能满足要求的,必需设计 N 个超声功率放大电路 (相当于 N 个信号源) 或采用 N 个参数不同的延迟电路,驱动不同的超声发射阵元才能最终实现有限衍射波 Array Beam 的发射。对于现代的二维超声 B 超, N 一般在 128 个以上,这就意味着需要 128 个驱动功率信号源。而对于三维超声成像系统,如果超声探头为 64×64 阵元,则 N 为 4096 个,这将意味着需要 4096 个功率发射电路! 因此由于发射电路系统的复杂和臃肿庞大,电路功耗过大,直接限制了这种新型超声成像系统的实现和发展。

[0003] 近年,国外学者曾提出了一个简化方案,即用两种极性相反的信号源作为发射激励信号和电子开关网络,根据不同参数的衍射波 Array Beam 信号来确定电子开关的导通和闭合,这样超声传感器发射阵元就只需发射两种激励信号,产生近似的衍射波 Array Beam 声场。由于这种方法极大的简化了 HFR 的发射电路,与直接发射 Array Beam 声场相比,所得到的成像质量效果几近相同。

[0004] 但是,该方案虽然大大简化 HFR 系统的发射电路,仍然需要设计两种具有正负极性的功率信号源。电子开关网络具有双掷功能,其导通与闭合状态,受不同参数的衍射波 Array Beam 信号控制。双掷电子开关网络,每个开关具有两个触点分别接正负极性信号源,因不同位置的超声阵元,在角谱为高频的 Array Beam 波时,由于相邻的超声阵元发射的信号相位相反,在距离超声传感器较远的空间位置上,传播的信号幅度近似相等,叠加的结果是相互抵消,因此角谱为高频的 Array Beam 波传播距离受到限制。

[0005] 为了进一步简化发射电路,提出本发明。

[0006] 发明内容：

[0007] 针对现有技术的现状,本发明提出只用一个功率信号源和电子开关网络实现 HFR 系统中所需要的发射电路。本申请中将 HFR 中的发射功率信号源个数及其超声功率发射电路个数降低到了极限,即一个功率信号源和简单电子开关网络就可实现 HFR 的超声发射。

[0008] 单一功率信号源激励的高帧率 (HFR) 超声成像技术,特征在于用单一具有单极二值周期函数控制功率信号源,经多刀单掷电子开关网络驱动具有 N 个阵元的超声探头。所述单极二值周期函数信号源是受有限衍射阵列波 (Array Beam) 的控制。超声探头具有 N 个阵元,其中 N 为大于 1 的正整数。所述单极二值周期函数,其中‘二值’可以取‘0 或 1’;

‘0 或 -1’。当单极二值周期函数为其中一个状态时,对应的超声探头中的阵元与激励功率信号源断开;当单极二值周期函数为另一状态时,则对应的超声探头中的阵元与激励功率信号源接通。

[0009] 本发明的实现方式:通过 Array Beam 所确定的函数构造一个单极二值周期函数,取值为‘0 或 1’或‘0 或 -1’。该函数是超声传感器阵元空间位置函数。信号源是否激励超声传感器阵元就由此函数的值来决定。如果函数值等于 1,则激励信号源与超声传感器阵元相接,即发射激励信号。如果函数值等于 0 时,则激励信号源和超声传感器阵元断开,即无激励信号发射。当然函数值‘1/0’或‘0/1’或‘0/-1’或‘-1/0’互换位置,仍可保接通或断开状态。以单极二值周期函数等于 1 时为例,和激励信号源连接的超声传感器阵元发射超声波,其回波信号被接收后,经过相关预处理,并通过 HFR 成像算法即可得到物体的图像。

[0010] 本发明虽然只用一个功率信号源,但其成像质量和采用 N 个信号源的 HFR 系统的成像质量几乎没有什么区别。因此本发明进一步大大简化了 HFR 成像系统,为 HFR 超声成像理论的实现奠定了一个新的基础。

[0011] 本发明在 HFR 超声成像系统中具有重要意义:第一仅用一个通道的功率信号源和简单的(多刀单掷)电子开关网络代替了 N 路功率信号(源)放大电路或延迟线电路,使 HFR 系统大大简化;第二由于功率信号源被压缩到一个, HFR 成像仪的电路功耗大大降低,另外对于角谱为高频的 ArrayBeam 波,由于近似只有一半(即函数值为 1 时)的超声阵元发射信号,而另一半(函数值为 0 时)不工作,从而仪器的发射能量进一步降低,这将使未来的便携式医学超声诊断成像仪采用电池供电成为可能;第三本发明各阵元要么不发射超声波,要么发射相位相同的超声波,因此声波辐射的能量可以传播得较远;第四现代商业上所用超声成像仪,大部分是把超声探头阵元和电子开关结合在一起构成发射振荡电路,当电子开关接通时,电路产生几个周期的衰减信号并由超声探头阵元发射出去。显然本发明可以直接在这种成熟的商用机器上实现,并省去了价格不菲的延迟线部件。再利用 HFR 成像算法对接收信号进行图像重建即可输出高质量的成像。

[0012] 在国家自然科学基金资助下已从理论和实验两方面提出一种功能较强而结构更为简化的高帧率(High Frame Rate, HFR)三维医学超声成像模型及其系统。这个系统首先在角谱域中重建图像频谱,通过频谱合成,形成一幅完整图像的宽带频谱,然后通过 Fourier 变换得到图像。该系统在理论上可以给出每秒 3750 帧图像(成像深度为 200mm),具有很高的时间分辨率和空间分辨率。

附图说明:

[0013] 图 1 为总体结构框图:可分成三大部分:第 I,是输入电路,包括:功率信号源 [1]、开关网络 [2],其中 2a 为多刀单掷电子开关,2b 为开关控制器(即波形发生器)。第 II,是信号收发转换电路,包括:医用超声线性探头 [3](简称:超声探头 [3]),它具有 N 个超声阵元 [3a], N 为大于 1 的正整数、被测人体 [4] 和信号前端处理器 [5],在这一器件里面包括三部分(图中未画出):超声信号接收转换开关 [5a] 和 高频放大器 [5b] 以及模数(即 A/D)转换器 [5c]。第 III,数据处理成像电路,包括:数据预处理 [6],其中 6a 为数据减法器,6b 为数据存储器、快速傅立叶变换(FFT)器 [7](简称:傅立叶变换器 [7])、变量转换部件

[8] 和重建图像单元 [9]。

[0014] 图 2 为输入电路 [1] 与超声探头 [3] 之间的逻辑连接示意图。

[0015] 图 3 为背景技术中输入电路所采取的激励方案,其中:10 为正负双极性激励信号源、11 为多刀双掷开关网络、12 是具有正负极性的开关控制波形。

[0016] 图 4 为成像结果的比较:4a 是具有 N 个 (如 128 个等) 激励信号源的成像示图;4b 是最新国外采用正负激励信号源成像示图;4c 是本发明采用单一激励信号源成像示意图。

具体实施方式:

[0017] 下面结合附图对本发明具体实施方式作一步说明。

[0018] 首先说明一下目前传统超声成像激励状况:

[0019] 为清楚起见,仅给出超声探头中的一维线性阵元的发射电路,其原理可以直接扩展到二维阵元的发射电路

[0020] 对于一维超声线性探头,发射参数为 k'_x 的 Array Beam 的表达式是:

$$[0021] \quad \phi_{array}(x, z) = A(k) e^{j(k'_x x + k'_z z)} \quad (1.1)$$

$$[0022] \quad \phi_{array}(x, z) = A(k) e^{j(-k'_x x + k'_z z)} \quad (1.2)$$

[0023] 这里 $A(k)$ 是信号源 $a(t)$ 的频谱在波数 k 上的表达式,其中 $k = \omega/c$, c 为超声波在人体中的传播速度。 k, k'_x 和 k'_z 之间的关系是

$$[0024] \quad k^2 = (k'_x)^2 + (k'_z)^2 \quad (2)$$

[0025] 如果直接采用 (1) 式发射信号,设传感器在 $z = 0$ 的 (x, y) 平面上,则每个传感器阵元施加的激励信号为 $\phi_{array}(x) = A(k) e^{jk'_x x}$ 或 $\phi_{array}(x) = A(k) e^{-jk'_x x}$,这里 x 是超声传感器阵元的坐标位置。由于每个阵元所需的激励信号不同,对于有 N 个阵元的超声传感器来说,将需要 N 个功率信号放大器 (源) 或用 N 个价格昂贵不同延迟参数的延迟线作为 N 个激励信号源。

[0026] 下面为本发明具体实施方式。本发明采用单一功率信号源 [1] 的发射电路模式,由功率信号源 [1] 输出所设定波形,经开关网络 [2] 与选定的超声探头 [3] 连接,由开关 [2b] 控制多刀单掷电子开关 [2a] 的导通和断开,电子开关具有 $S_1 S_2 \cdots S_i \cdots S_n$ 个单刀触点。开关控制器 [2b] 为了产生控制电子开关 [2a] 导通和断开的条件,首先构造两种单值的脉冲信号 $f_1(k'_x x)$ 和 $f_2(k'_x x)$

[0027] $f_1(k'_x x)$ 取值如下:

$$[0028] \quad \begin{cases} f_1(k'_x x) = 1 & \cos k'_x x > \text{const} \tan t \\ f_1(k'_x x) = 0 & \cos k'_x x \leq \text{const} \tan t \end{cases} \quad (3)$$

[0029] $f_2(k'_x x)$ 取值如下:

$$[0030] \quad \begin{cases} f_2(k'_x x) = 1 & \sin k'_x x > \text{const} \tan t \\ f_2(k'_x x) = 0 & \sin k'_x x \leq \text{const} \tan t \end{cases} \quad (4)$$

[0031] 如果 $x = x_i$,则表示的是第 S_i 开关对应的传感器阵元 [3a] 的坐标。 constant 是常数,这里取 0,因此单值的脉冲信号 $f_1(k'_x x)$ 和 $f_2(k'_x x)$ 峰—峰值为 0 和 1 的方波信号。 $f_1(k'_x x)$ 和 $f_2(k'_x x)$ 之间的相位差为 90 度。

[0032] 开关控制器 [2b] 决定电子开关 [2a] 第 S_i 个开关闭合或断开的条件如下：如果方波信号 $f_1(k'_x x_i)$ 或 $f_2(k'_x x_i)$ 函数值为 0，则相应的坐标位置上的传感器阵元 [3a] 不发射信号，对应的开关断开。而在函数值为 1 的坐标位置上的传感器阵元 [3a] 发射信号，对应的开关 S_i 闭合。

[0033] 在成像过程中发射信号主要分如下两步：

[0034] 第一步，开关网络 [2] 中的所有开关： $S_1 S_2 \cdots S_i \cdots S_n$ 全部闭合，由功率信号源 [1] 产生的功率信号直接和所有的超声线性探头 [3] 中的每个超声阵元 [3a] 连接。超声探头 [3] 中被激励的超声阵元 [3a] 发射超声信号，此时所发射的信号为沿 z 轴传播的脉冲平面波。超声信号在被测人体 [4] 中传播并经被测人体 [4] 中的组织反射，该反射信号经信号前端处理器 [5] 放大并转换为数字信号 $y_0(x, t)$ ， x 是超声探头 [3] 中超声阵元 [3a] 的坐标。所说数字信号 $y_0(x, t)$ 由数据存储部件 [6b] 暂存，该数字信号 $y_0(x, t)$ 是相对于发射信号沿 z 轴传播的脉冲平面波的回波信号。

[0035] 第二步，然后 k'_x 取非 0 值，开关控制器 [2b] 根据上述关系（公式 (3) 或 (4)）产生开关控制信号给电子开关 [2a]，控制电子开关 [2a] 中的相应开关 S_i 的闭合与断开。这样功率信号源 [1] 所产生的功率信号有选择地和超声线性探头 [3] 中的超声阵元 [3a] 连接。在超声探头 [3] 中被激励的超声阵元 [3a] 发射超声信号，该超声信号在被测人体 [4] 中传播并由被测人体 [4] 中的组织反射，反射信号经前端处理器 [5] 放大并通过模数转换后，分别得到对应于公式 (3) 和 (4) 的信号 $y_{\cos}(x, t)$ 和 $y_{\sin}(x, t)$ 。

[0036] 在图像重建过程中，数据预处理 [6] 首先对数据进行预处理。从数据存储部件 [6b] 中取出相对于发射信号沿 z 轴传播的脉冲平面波的回波信号 $y_0(x, t)$ ，并取其幅值的一半与 k'_x 为非 0 值时对应的接收信号 $y_{\cos}(x, t)$ 和 $y_{\sin}(x, t)$ 作减法处理，即：

$$[0037] \quad \begin{cases} y'_{\cos}(x, t) = y_{\cos}(x, t) - 0.5y_0(x, t) \\ y'_{\sin}(x, t) = y_{\sin}(x, t) - 0.5y_0(x, t) \end{cases} \quad (5)$$

[0038] 所得差构成复数函数：

$$[0039] \quad r_{k'_x, k'_y}(x, t) = y'_{\cos}(x, t) + iy'_{\sin}(x, t) \quad (6.1)$$

$$[0040] \quad r_{-k'_x, k'_y}(x, t) = y'_{\cos}(x, t) - iy'_{\sin}(x, t) \quad (6.2)$$

[0041] 然后就可利用 HFR 成像算法进行成像。其过程如下：

[0042] 傅立叶变换器 [7] 通过快速 Fourier 变换得到式 (6) 的频谱表示式：

$$[0043] \quad R_{k'_x}(k_x, k) = F[r_{k'_x}(x, t)] \quad (7.1)$$

$$[0044] \quad R_{-k'_x}(k_x, k) = F[r_{-k'_x}(x, t)] \quad (7.2)$$

[0045] 这里 $F(\cdot)$ 表示 Fourier 变换。

[0046] 变量转换部件 [8] 利用关系式 (2) 及如下关系式

$$[0047] \quad \begin{cases} k'_x = k'_x + k_x \\ k'_z = k'_z + \sqrt{k^2 - k_x^2} \end{cases} \quad (8)$$

[0048] 把 $R_{k'_x}(k_x, k)$ 转换为 $R_{k'_x}(k'_x, k'_z)$ ，把 $R_{-k'_x}(k_x, k)$ 转换为 $R_{-k'_x}(k'_x, k'_z)$ ，即

$$[0049] \quad R_{k'_x}(k'_x, k'_z) = R_{k'_x}(k_x, k) \quad (9.1)$$

[0050] $R_{-k'_x}(k'_x, k'_z) = R_{-k'_x}(k_x, k_z)$ (9.2)

[0051] 重建图像单元 [9] 中把 $R_{k'_x}(k'_x, k'_z)$ 和 $R_{-k'_x}(k'_x, k'_z)$ 合成为最后的图像的频谱：

[0052] $R(k'_x, k'_z) = R_{k'_x}(k'_x, k'_z) + R_{-k'_x}(k'_x, k'_z)$ (10)

[0053] 并进行 Fourier 反变换输出超声成像

[0054] $y(x, z) = F^{-1}[R(k'_x, k'_z)]$ (11)

[0055] 这里 $F^{-1}(\cdot)$ 表示 Fourier 反变换

[0056] 可以看出重建图像单元 [9] 中也可利用 Foureir 变换把 $R_{k'_x}(k'_x, k'_z)$ 或 $R_{-k'_x}(k'_x, k'_z)$ 分别转换为两帧图像。

[0057] 附图 4 是在 2 维空间 (x, z) 的成像结果。显示灰度为对数标度, 规一化取值为 -40 ~ 0dB。其中, 图 4a 为用发射信号为 N 个激励信号源所得到的成像; 图 4b 为对比技术采用正负双极性激励信号源所得到的成像; 图 4c 为本发明采用单一激励信号源所得到的成像。可以看出, 成像质量几乎是一致的, 但本发明所涉及的发射信号的电路模式是非常简单的。

[0058] 需要指出的是根据线性系统的特点, 数据预处理 [6] 和傅立叶变换器 [7] 的位置是可以互移的。如果数据预处理 [6] 在傅立叶变换 [7] 的后面, 这时数据存储部件 [6b] 所存储的信息是 $y_0(x, t)$ 的频谱。

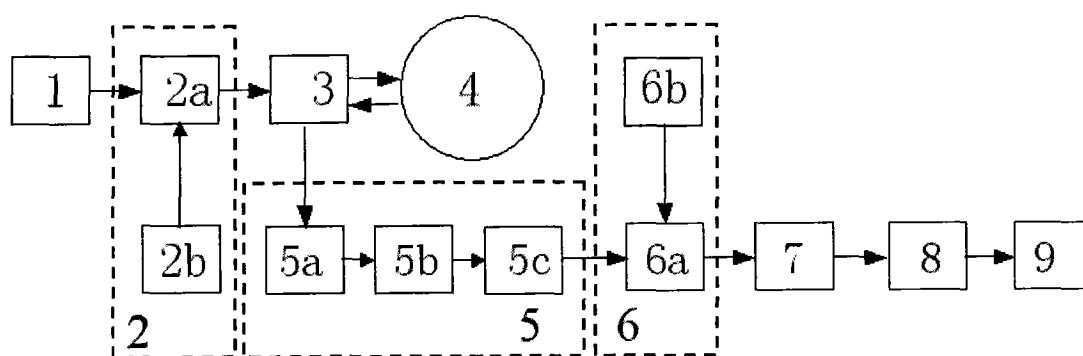


图 1

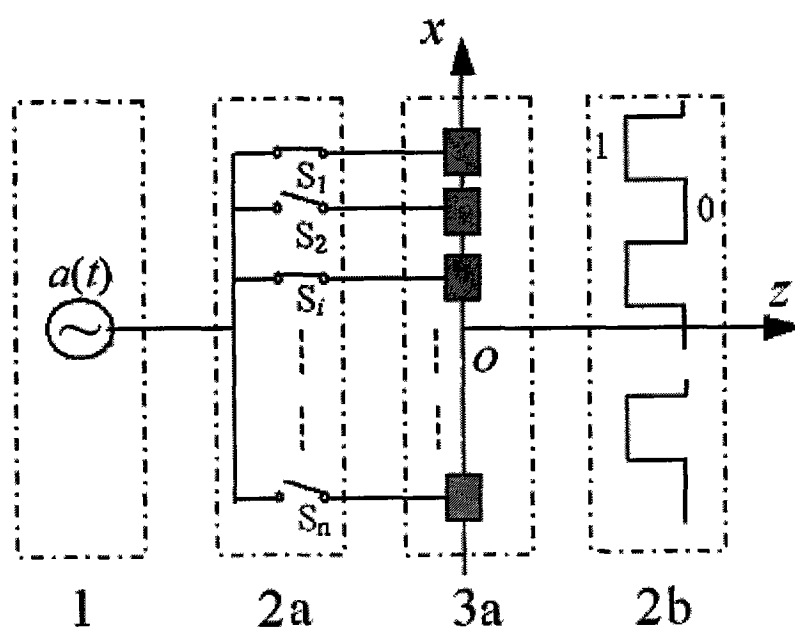


图 2

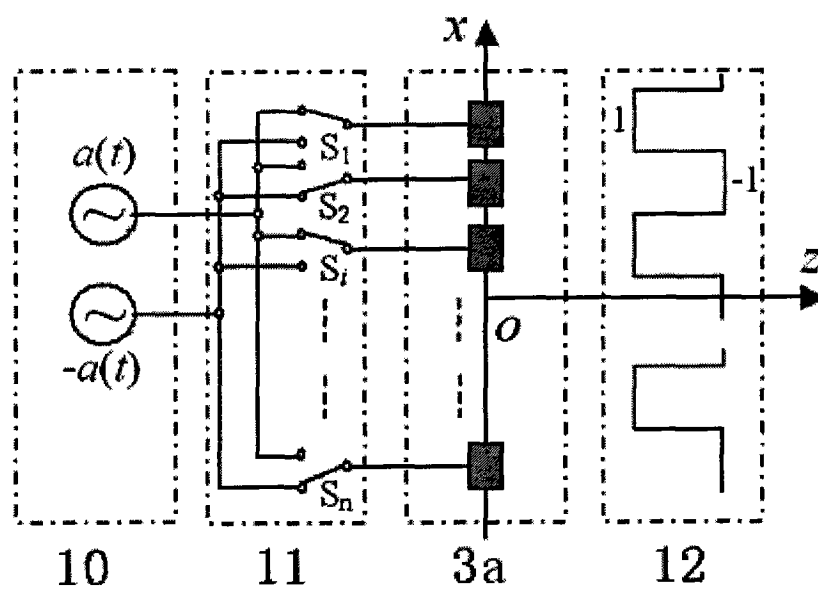


图 3

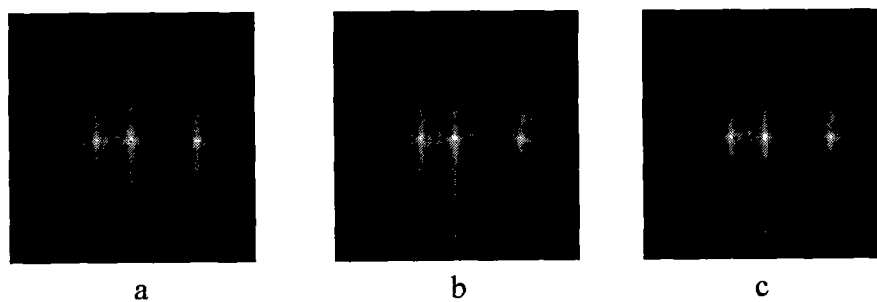


图 4

专利名称(译)	基于单一功率信号源及其开关网络的高帧率超声成像方法		
公开(公告)号	CN101273901B	公开(公告)日	2011-04-06
申请号	CN200710020959.1	申请日	2007-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
[标]发明人	彭虎 李洪旺		
发明人	彭虎 李洪旺		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/04		
CPC分类号	A61B8/56		
审查员(译)	陈响		
其他公开文献	CN101273901A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于单一功率信号源及其开关网络的高帧率(HFR)超声成像方法，本发明只用一个功率信号源和简单电子开关网络就可实现HFR的超声发射。与传统超声成像相比仅用一个通道的功率信号源和简单的电子开关网络代替了N路功率信号(源)放大电路，使HFR系统大大简化，电路功耗极大降低。由于近似只有一半超声阵元发射信号，仪器的发射能量降低，将使未来的便携式医学超声诊断成像仪采用电池供电成为可能。本发明可以直接在成熟的商用机器上实现，并省去价格不菲的延迟电路。再利用HFR成像算法对接收信号进行图像重建即可输出高质量的成像。

