



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105120759 B

(45)授权公告日 2018.02.23

(21)申请号 201480013511.5

(22)申请日 2014.03.13

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105120759 A

(43)申请公布日 2015.12.02

(30)优先权数据

61/778,757 2013.03.13 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.09.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/025253 2014.03.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/159819 EN 2014.10.02

(73)专利权人 火山公司

地址 美国加利福尼亚

(72)发明人 J·朴 P·D·科尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

审查员 孙晓彤

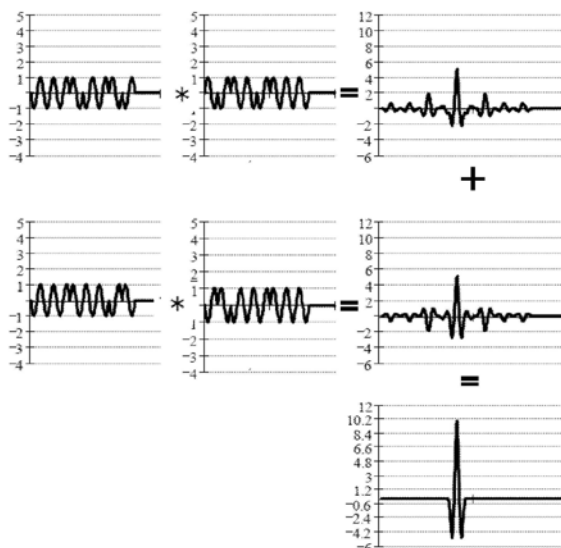
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

用于从旋转血管内超声设备产生图像的系统和方法

(57)摘要

本发明总体上涉及用于从旋转血管内超声设备产生图像的系统和方法。在超声成像中,空间分辨率和穿透深度是用于定量评估图像质量的重要参数。一般地,在超声中心频率处的波长确定空间分辨率,同时随着频率增大分辨率得到改善。然而,组织衰减通常作为频率的线性函数而增大,甚至在血管内超声成像应用中常用的较高频率(例如,大于40MHz)处变成非线性的。



1. 一种用于从旋转血管内超声设备产生图像的方法,所述方法包括:

执行对从血管内超声设备中的多个换能器接收到的互补格雷码的回声的脉冲压缩,包括对接收到的回声进行加权并且将奇数的加权回声进行相加,其中,所述互补格雷码被交替地发送到所述血管内超声设备中的所述多个换能器,中央回声被给予1.0的权重值并且其邻域的加权和构成格雷对的互补回声;并且

根据所压缩的回声来产生图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括显示所述图像。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,格雷码是通过在所述格雷码上应用双相窗来产生的。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述双相窗是双相矩形窗、双相汉明窗、双相汉宁窗和双相巴特利特窗中的一个。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述方法还包括计算对互补码的接收到的回声的卷积。

6. 一种用于从旋转血管内超声设备产生图像的系统,所述系统包括:

处理器,其被配置为:

交替地向血管内超声设备中的多个换能器发送互补格雷码;

从所述换能器接收互补码的回声;

执行对所述回声的脉冲压缩,包括对接收到的回声进行加权并且将奇数的加权回声进行相加,其中,中央回声被给予1.0的权重值并且其邻域的加权和构成格雷对的互补回声;并且

根据所压缩的回声来产生图像。

7. 根据权利要求6所述的系统,还包括所述旋转血管内超声设备。

8. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述处理器耦合到显示设备并且使得所述图像被显示。

9. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述格雷码是通过在所述格雷码上应用双相窗来产生的。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述双相窗是双相矩形窗、双相汉明窗、双相汉宁窗和双相巴特利特窗中的一个。

11. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述处理器引起对所述互补码的接收到的回声的卷积。

用于从旋转血管内超声设备产生图像的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2013年3月13日递交的美国临时专利申请序列号61/778,757的权益和优先权,将其全部内容通过引用并入本文中。

技术领域

[0003] 本申请总体上涉及用于从旋转血管内超声设备产生图像的系统和方法。

背景技术

[0004] 在超声成像中,空间分辨率和穿透深度是用于定量评估图像质量的重要参数。通常,在超声中心频率处的波长确定空间分辨率,同时随着频率增大分辨率得到改善。然而,组织衰减通常作为频率的线性函数而增大,甚至在血管内超声成像应用中常用的较高频率(例如,大于40MHz)处变成非线性的。尽管高频率超声促进在近场中的高分辨率成像,但是穿透深度将被损害,从而致使深层组织结构难以识别。

[0005] 为了增强穿透深度而不损失空间分辨率,通常增大发射电压电平来向成像目标发射更多的发射能量。然而,该方法受限于诊断医学超声的规定和血管内超声成像环境的本质两者,例如,超声换能器元件和成像系统电子设备之间的长线缆长度以及集成有安装换能器的导管的电子器件的小尺寸。

[0006] 不增大发射电压电平,使用延长的调制发射脉冲串的编码激励方法已经被采用于解决维持穿透深度同时增大操作频率以改善空间分辨率的困境。该方法被称作脉冲压缩。使用脉冲压缩的超声成像装置采用编码长脉冲而不是传统的短脉冲。一种类型的编码激励方法使用格雷码。格雷码是以短脉冲串调制的二进制码。(特定序列的)两种不同的二进制码构成格雷对。当分别对两种码进行解码和相加时,距离旁瓣被完全消除,只留下主瓣。由于格雷码的这种特性,已经对将格雷码利用于超声成像装置中作出了很大努力。

[0007] 在实践中,由于组织结构内的非线性超声传播、运动伪影和其它非理想因素,并未完全去除距离旁瓣。尤其对于旋转血管内超声,连续的旋转引起用于产生格雷对的相邻A型扫描的轻微的角度错位,从而导致增大的距离旁瓣水平。

发明内容

[0008] 本发明使用短脉冲串调制的格雷码与多波束方法一起来抑制格雷码旋转血管内超声(IVUS)中的运动伪影。与格雷码一起使用的多波束策略涉及交替地发送互补格雷码并且之后将(大于一的)奇数数量的加权的解码的A型扫描进行相加。

[0009] 在某些方面中,本发明提供一种用于从旋转血管内超声设备产生图像的方法。所述方法涉及交替地向血管内超声设备中的多个换能器发送互补格雷码。额外地,所述方法涉及从所述换能器接收互补码的回声并执行对所述回声的脉冲压缩。所述脉冲压缩涉及对接收到的回声进行加权并且将奇数的加权回声进行相加,其中,中央回声被给予1.0的权重值并且其邻域的加权和构成格雷对的互补回声。根据所压缩的回声来产生图像,并且可以

显示所述图像。本发明的方法可以额外地涉及计算对所述互补码的接收到的回声的卷积。

[0010] 可以使用在本领域中已知的任何技术来产生格雷码。在某些实施例中，格雷码是通过在所述格雷码上应用双相窗来产生的。所述双相窗可以是双相矩形窗、双相汉明窗、双相汉宁窗和双相巴特利特窗中的一个。

[0011] 本发明的另一方面是提供一种用于从旋转血管内超声设备产生图像的系统。所述系统包括：处理器；以及与所述处理器耦合的多个波束模块。每个模块包括：用于从所述处理器接收触发信号的接收器；利用格雷码编程的复杂可编程逻辑器件；高电压切换发射器；以及超声换能器。

[0012] 所述处理器将触发信号交替地发送到所述波束模块，由此使得所述波束模块交替地发送互补格雷码。所述处理器接收所述互补码的回声。所述处理器执行对所述回声的脉冲压缩，包括对接收到的回声进行加权并且将奇数的加权回声进行相加，其中，中央回声被给予1.0的权重值并且其邻域的加权和构成格雷对的互补回声。所述处理器根据所压缩的回声来产生图像。所述处理器耦合到显示设备并使得所述图像被显示。

附图说明

[0013] 图1是示出使用长度为8的格雷互补序列对的旁瓣相消原理的一组图。

[0014] 图2示出了本发明的系统。

[0015] 图3是示出如何执行本发明的方法的图。

具体实施方式

[0016] 本发明总体上涉及用于从旋转血管内超声 (IVUS) 设备产生图像的系统和方法。本发明的系统和方法对于旋转IVUS尤其有用。在旋转IVUS导管中，具有压电晶体的单个换能器被快速旋转（例如，每分钟大约1800转数），同时换能器以电脉冲间歇地被激励。激励脉冲使得换能器振动，从而发送出一系列发射脉冲。以允许接收回声信号的时间的频率发送发射脉冲。穿插有接收信号的发射脉冲序列提供重建血管的完整横截面图像所需的超声数据。

[0017] 旋转IVUS导管的一般设计和构造被示出在例如Yock的美国专利No.4,794,931、5,000,185和5,313,949;Sieben等人的美国专利No.5,243,988和5,353,798;Crowley等人的美国专利No.4,951,677;Pomeranz的美国专利No.5,095,911;Griffith等人的美国专利No.4,841,977;Maroney等人的美国专利No.5,373,849;Born等人的美国专利No.5,176,141;Lancee等人的美国专利No.5,240,003;Lancee等人的美国专利No.5,375,602;Gardineer等人的美国专利No.5,373,845;Seward等人的Mayo Clinic Proceedings 71 (7):629-635 (1996);Packer等人的Cardiostim Conference 833 (1994), "Ultrasound Cardioscopy", Eur. J. C. P. E. 4 (2):193 (1994年6月);Eberle等人的美国专利No.5,453,575;Eberle等人的美国专利No.5,368,037;Eberle等人的美国专利5,183,048;Eberle等人的美国专利No.5,167,233;Eberle等人的美国专利No.4,917,097;Eberle等人的美国专利5,135,486;以及在涉及管腔内超声设备和模态的领域中已知的其它参考文献中。导管通常将具有近侧区和远侧区，并且将包括被定位在远侧区的成像端部。这种导管具有获得当成像端部被定位在患者的身体内部的感兴趣区域时成像端部周围区域的回声图像

(echographic image)的能力。所述导管及其相关联的电子电路还能够限定导管轴相对于在感兴趣区域中获得的每个回声数据集的位置。

[0018] 本发明的系统和方法使用格雷码。在超声中对格雷码的使用例如被描述在美国专利号7,535,797、6,958,042、6,663,565、6,638,227、6,491,631、6,375,618、6,350,240、6,312,384、6,210,332、6,186,949和6,146,328中,将其全部内容通过引用并入本文中。

[0019] 格雷互补序列是二进制码对,属于称作互补对的信号的大家族,其包括两个相同长度N的码,所述码的自相关函数具有在幅值上相等但是在符号上相反的旁瓣。将其相加得到具有峰值为2N和零旁瓣的复合自相关函数。图1示出了每个长度等于8比特的有符号的一对的旁瓣相消的原理。

[0020] 基本上存在用于生成格雷对的若干算法。假设变量 a_i 和 b_i ($i=1,2,\dots,n$) 是两个等于‘+1’或‘-1’, [3]的长度为n的互补序列的元素,A

$$\begin{aligned} A &= a_1, a_2, \dots, a_n; \\ B &= b_1, b_2, \dots, b_n. \end{aligned} \quad (1)$$

[0022] 当且仅当关联多项式

$$\begin{aligned} A(x) &= a_1 + a_2 x + \dots + a_n x^{n-1}, \\ B(x) &= b_1 + b_2 x + \dots + b_n x^{n-1}, \end{aligned} \quad (2)$$

[0024] 满足洛朗多项式环等式 $Z[x, x^{-1}]$ 中的恒等式

$$A(x)A(x^{-1}) + B(x)B(x^{-1}) = 2n \quad (3)$$

[0026] 时,有序对(A;B)是长度为n的格雷序列。

[0027] 假设序列A和B的各自的自相关函数 N_A 和 N_B 分别由以下公式定义:

$$\begin{aligned} N_A(j) &= \sum_{i \in \mathbb{Z}} a_i a_{i+j} \\ N_B(j) &= \sum_{i \in \mathbb{Z}} b_i b_{i+j} \end{aligned} \quad (4)$$

[0029] 其中,在 $k \notin (1 \dots n)$ 时设定 $a_k = 0$ 。现在,条件(3)可以由和 $N_A + N_B$ 表达,并且

$$N_A(j) + N_B(j) = \begin{cases} 2N, & j = 0 \\ 0, & j \neq 0 \end{cases} \quad (5)$$

[0031] 在 $j=0$ 处是两个自相关函数的和并且在其它处归零。

[0032] 下面呈现构造格雷的序列的第二递归方法。假设变量 $a(i)$ 和 $b(i)$ 是长度为 2^n 的具有元素+1和-1的两个互补序列的元素($i=0,1,2,\dots,2^n-1$),

$$\begin{aligned} a_0(i) &= \delta(i) \\ b_0(i) &= \delta(i) \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} a_n(i) &= a_{n-1}(i) + b_{n-1}(i - 2^{n-1}) \\ b_n(i) &= a_{n-1}(i) - b_{n-1}(i - 2^{n-1}) \end{aligned} \quad (7)$$

[0035] 其中 $\delta(i)$ 是克罗内克符号函数。

[0036] 等式(7)示出了在每个步骤中通过串联长度为n的元素 $a_n(i)$ 和 $b_n(i)$ 而产生序列的

新元素。

[0037] 示例:

[0038] 假设 $n=1$,则 i 取值0和1。

[0039] $a_1(0)=a_0(0)+b_0(-1)=1$;

[0040] $b_1(0)=a_0(0)-b_0(-1)=1$;

[0041] $a_1(1)=a_0(1)+b_0(0)=1$;

[0042] $b_1(1)=a_0(1)-b_0(0)=-1$ 。

[0043] 作为最后结果,我们获得长度为 2^n 的两个互补序列:

[0044] $a_1=\{1,1\}$;

[0045] $b_1=\{1,-1\}$ 。

[0046] 一旦递归地针对 $n=2,3,4\cdots$ 执行这些操作,就会获得后续互补序列:

[0047] $a_2=\{1,1,1,-1\}$;

[0048] $b_2=\{1,1,1,-1,1\}$ 。

[0049] $a_3=\{1,1,1,-1,1,1,-1,1\}$;

[0050] $b_3=\{1,1,1,-1,-1,-1,1,-1\}$ 。

[0051] $a_4=\{1,1,1,-1,1,1,-1,1,1,1,-1,-1,-1,1,-1\}$;

[0052] $b_4=\{1,1,1,-1,1,1,-1,1,-1,-1,-1,1,1,1,-1,1\}$;

[0053] 已经由Mendieta等人(Complementary sequence correlations with applications to reflectometry studies,Instrumentation and Development,3,6,1996)描述了生成互补码对的类似方法,仅在所应用的数学形式体系方面不同,将其全部内容通过引用并入本文中。

[0054] 图2-3示出了本发明的系统和方法。所述系统包括处理器以及与所述处理器耦合的多个波束模块。每个模块包括用于从处理器接收触发信号的接收器、利用格雷码编程的复杂可编程逻辑器件、高电压切换发射器以及超声换能器。

[0055] 所述处理器交替地将触发信号发送到波束模块,由此使得所述波束模块交替地发送互补格雷码。在超声传输的第一实例中,换能器阵列的奇数换能器发送对应于第一码序列(格雷码1(G1))的超声脉冲信号。换能器阵列的偶数换能器传送对应于第二码序列(格雷码2(G2))的超声脉冲信号。将超声脉冲信号发送到诸如人体的目标对象和接收从目标对象反射回的信号同时发生。在第一超声传输和第二超声传输中,在换能器阵列相对于对应的格雷码的偶数换能器与奇数换能器之间的切换减少了栅瓣。栅瓣是在以不期望的方式补充超声信号时生成的波束图案的峰值。

[0056] 所述处理器接收所述互补码的回声。所述处理器执行对所述回声的脉冲压缩,包括对接收到的回声进行加权并且将奇数的加权回声进行相加,其中,中央回声被给予1.0的权重值并且其邻域的加权和构成格雷对的互补回声。例如,图3示出了使用三个波束来生成一个复合格雷编码激励扫描线。该图示出了每个发射信号与多个格雷码配对。所述系统被设置使得配对交替(G1、G2、G1、G2、G1、G2等)。作为示例,查看上方三个波束。通过将来自格雷码2的一对中的一个成员和格雷码1的一对中的两个成员进行相加来产生第一扫描线。格雷码2的一对的成员是中心线,其中,格雷码1的一对邻近格雷码2的一对的成员。中心波束(格雷码2)的权重是1.0,而邻近波束(格雷码对G1和G1)的权重每个是0.5。以这种方式,来

自格雷码1的一对彼此相消,仅留下格雷码2的成员的中心线波束,由此为扫描线1去除旁瓣并为所述扫描线消除运动伪影。

[0057] 然后针对每个扫描线重复所述过程,并且根据扫描线来汇集图像。所述处理器耦合到显示设备并使得所述图像被显示。

[0058] 通过引用并入

[0059] 贯穿本公开引用和引证了其它文档,例如专利、专利申请、专利公开、期刊、书籍、文章、网页内容。出于所有的目的,将所有这些文献通过引用全部并入本文中。

[0060] 等效方案

[0061] 除了本文中示出和描述的那些实施例之外,从本文档的全部内容,包括对本文中引用的科学和专利文献的引用,本领域技术人员将显而易见对本发明的各种修改及其多个进一步的实施例。本文中的主题包含能够适于在本发明的各个实施例及其等效方案中实践本发明的重要信息、例证和指导。

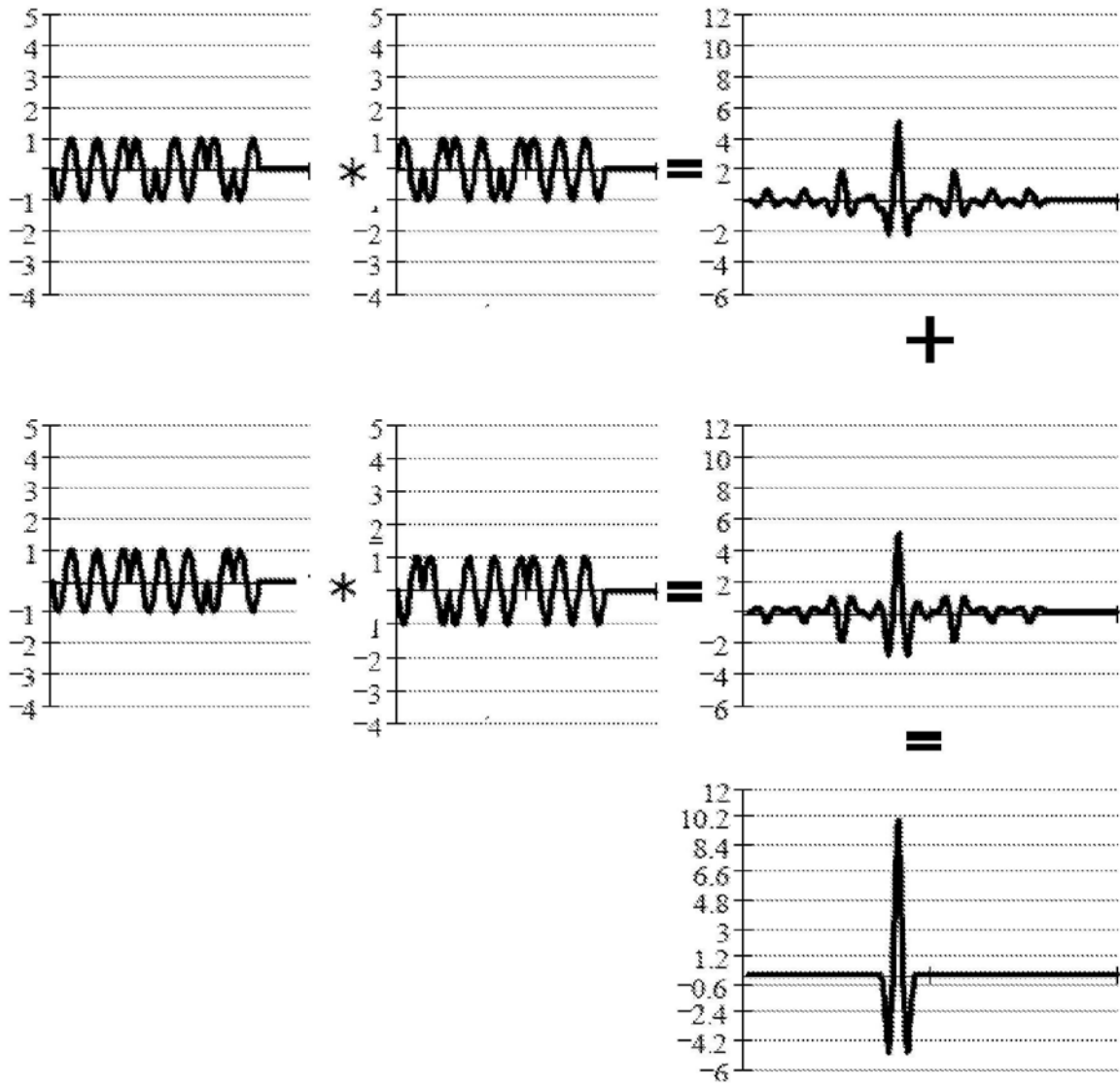


图1

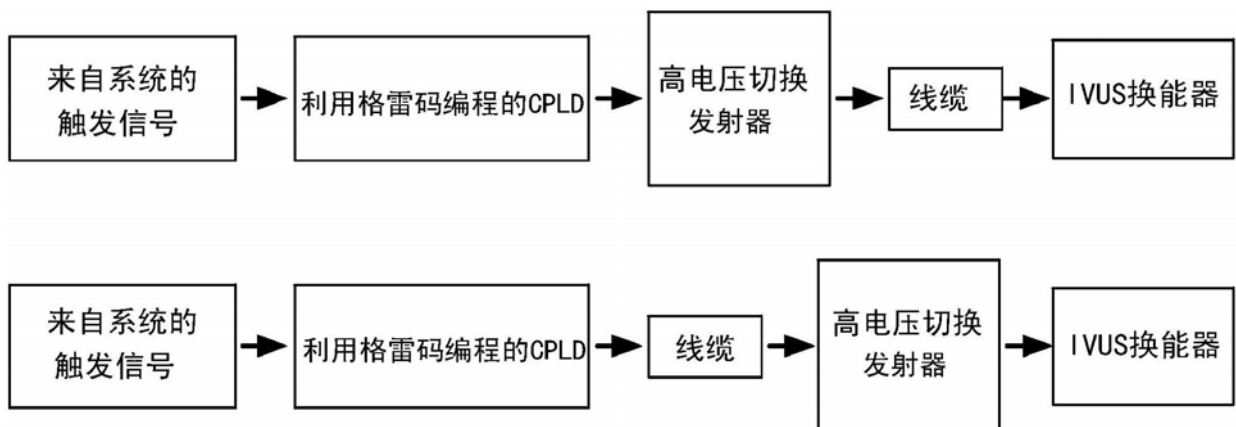


图2

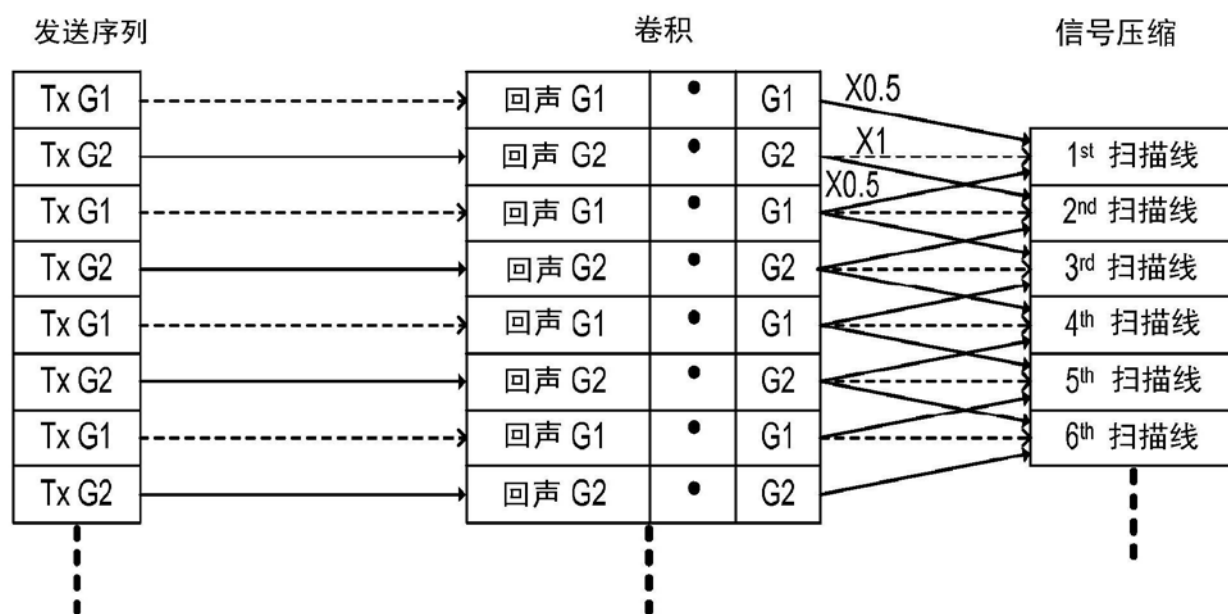


图3

专利名称(译)	用于从旋转血管内超声设备产生图像的系统和方法		
公开(公告)号	CN105120759B	公开(公告)日	2018-02-23
申请号	CN201480013511.5	申请日	2014-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	火山公司		
申请(专利权)人(译)	火山公司		
当前申请(专利权)人(译)	火山公司		
[标]发明人	J朴 PD科尔		
发明人	J·朴 P·D·科尔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/5207 A61B8/5276 G01S15/8956 G01S15/8961		
代理人(译)	李光颖 王英		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	61/778757 2013-03-13 US		
其他公开文献	CN105120759A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明总体上涉及用于从旋转血管内超声设备产生图像的系统和方法。在超声成像中，空间分辨率和穿透深度是用于定量评估图像质量的重要参数。一般地，在超声中心频率处的波长确定空间分辨率，同时随着频率增大分辨率得到改善。然而，组织衰减通常作为频率的线性函数而增大，甚至在血管内超声成像应用中常用的较高频率(例如，大于40MHz)处变成非线性的。

