



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109124680 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201810619253.5

(22)申请日 2018.06.15

(30)优先权数据

10-2017-0076738 2017.06.16 KR

(71)申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72)发明人 D.A.彼得森 H.S.纪 M.H.吕

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 徐红燕 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

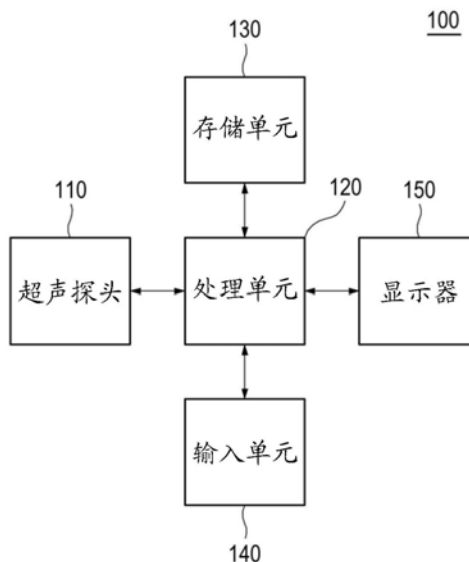
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

用于形成超声探头的超声信号的方法和超声系统

(57)摘要

本发明涉及用于形成超声探头的超声信号的方法和超声系统。提供了用于生成在造影增强超声图像模式中使用的超声探头的发射信号的方法和超声系统。超声系统生成脉冲控制信号对n和n+1以及阻尼补偿脉冲控制信号,基于脉冲控制信号对和阻尼补偿脉冲控制信号来生成具有彼此相反的极性的脉冲对n和n+1以及具有与第n+1脉冲的极性相反的极性的阻尼补偿脉冲,发射包括脉冲对和阻尼补偿脉冲的发射信号,基于发射信号生成超声信号,向目标对象发射超声信号,以及获取用于形成目标对象的造影增强超声图像的回波信号。在生成脉冲对之后相继地生成阻尼补偿脉冲。



1. 一种生成在造影增强超声图像模式中使用的超声探头的超声信号的方法,所述方法包括:

生成脉冲控制信号对(n,n+1)和阻尼补偿脉冲控制信号;

基于所述脉冲控制信号对(n,n+1)和所述阻尼补偿脉冲控制信号,生成具有彼此相反的极性的脉冲对(n,n+1)和具有与脉冲(n+1)的极性相反的极性的阻尼补偿脉冲;

将包括所述脉冲对(n,n+1)和所述阻尼补偿脉冲的发射信号发射到所述超声探头;以及

基于所述发射信号在所述超声探头中生成超声信号,向目标对象发射所述超声信号,并且获取来自所述目标对象的用于形成所述目标对象的造影增强超声图像的回波信号,

其中,在生成所述脉冲对(n,n+1)之后相继地生成所述阻尼补偿脉冲。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度具有比用于形成所述造影增强超声图像的超声系统的通带的高截止频率的倒数更低的值。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度具有3.125 ns到50 ns的值。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述脉冲对(n,n+1)和所述阻尼补偿脉冲被生成成具有相等的电压。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述脉冲的电压在1至5V的范围中。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述阻尼补偿脉冲衰减由所述脉冲对(n,n+1)生成的无阻尼分量以提高所述造影增强超声图像的质量。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,阻尼补偿脉冲包括在用于形成造影增强超声图像的非反相输出脉冲和反相输出脉冲中,并且

将被包括在所述非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度生成成具有相同的脉冲宽度或者具有不同的脉冲宽度。

8. 一种超声系统,包括:

处理单元,其被配置成:生成脉冲控制信号对(n,n+1)和阻尼补偿脉冲控制信号,基于所述脉冲控制信号对(n,n+1)和所述阻尼补偿脉冲控制信号来生成具有彼此相反的极性的脉冲对(n,n+1)和具有与脉冲(n+1)的极性相反的极性的阻尼补偿脉冲,发射包括所述脉冲对(n,n+1)和所述阻尼补偿脉冲的发射信号,以及在生成所述脉冲对(n,n+1)之后相继地生成所述阻尼补偿脉冲;以及

超声探头,其被配置成:基于所述发射信号来生成超声信号,向目标对象发射所述超声信号,以及获取来自所述目标对象的用于形成所述目标对象的造影增强超声图像的回波信号。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度具有比用于形成所述造影增强超声图像的所述超声系统的通带的高截止频率的倒数更低的值。

10. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度具有3.125 ns到50 ns的值。

11. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述处理单元将所述脉冲对(n,n+1)和所述阻尼补偿脉冲生成成具有相等的电压。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述脉冲的电压在1至5V的范围中。

13. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述处理单元使得所述阻尼补偿脉冲衰减由所述脉冲对(n,n+1)生成的无阻尼分量以提高所述造影增强超声图像的质量。

14. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述处理单元将阻尼补偿脉冲生成成包括在用于形成造影增强超声图像的非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的每一个中,并且

将被包括在所述非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度生成成具有相同的脉冲宽度或者具有不同的脉冲宽度。

用于形成超声探头的超声信号的方法和超声系统

技术领域

[0001] 本公开涉及用于生成在造影增强超声图像模式中使用的超声探头的超声信号的方法和超声系统。

背景技术

[0002] 超声系统由于其非侵入性和非破坏性特征而已在医疗领域中广泛用于获得目标对象中的信息。超声系统可以实时向医生提供目标对象的高分辨率图像,而无需对目标对象进行侵入性手术操作。因此,超声系统非常大量地用在医疗领域中。

[0003] 超声系统向目标对象发射超声信号,接收从目标对象反射的超声回波信号,并且通过对所接收的超声回波信号执行信号处理来生成超声数据。此外,超声系统通过对超声数据执行扫描转换或渲染处理来生成超声图像。

[0004] 还可以使用造影剂来清楚地观察目标对象的感兴趣区域(ROI)中的超声图像。在这种情况下,在将造影剂注入目标对象之后,通过使用超声系统获得造影增强超声图像。

发明内容

[0005] 技术问题

在造影增强超声模式中,通常通过使用低电压(1至5V左右)的发射脉冲来获得目标对象的造影增强超声图像。如果超声探头生成低电压的发射脉冲,则可能由于电容性负载效应而生成无阻尼分量。在此情况下,由于无阻尼分量会起到造影增强超声图像中的噪声的作用,因而会使得造影增强超声图像的质量下降。

[0006] 在优选实施例中,造影增强超声成像需要具有彼此相反的极性的非反相脉冲和反相脉冲来实现良好的图像质量。来自非反相脉冲和反相脉冲的无阻尼分量是不对称的,并且会影响非反相脉冲和反相脉冲之间的脉冲对消。正确选取的补偿脉冲在大体上不改变期望的换能器响应的情况下提高非反相脉冲和反相脉冲之间的对消。

[0007] 技术方案

根据一个实施例,一种生成在造影增强超声图像模式中使用的超声探头的超声信号的方法包括:生成脉冲控制信号对 $(n, n+1)$ 和阻尼补偿脉冲控制信号;基于所述脉冲控制信号对和所述阻尼补偿脉冲控制信号,生成具有彼此相反的极性的脉冲对 $(n, n+1)$ 和具有与第 $n+1$ 脉冲的极性相反的极性的阻尼补偿脉冲;将包括所述脉冲对和所述阻尼补偿脉冲的发射信号发射到所述超声探头;以及基于所述发射信号在所述超声探头中生成超声信号并向目标对象发射所述超声信号,并获取用于形成所述目标对象的造影增强超声图像的回波信号,其中,在生成所述脉冲对之后相继地(successively)生成所述阻尼补偿脉冲。

[0008] 在根据本公开的实施例的生成超声信号的方法中,所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度具有比用于形成所述造影增强超声图像的超声系统的通带的高截止频率的倒数更低的值。

[0009] 在根据本公开的实施例的生成超声信号的方法中,所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度具有3.125 ns到50 ns的值。

[0010] 在根据本公开的实施例的生成超声信号的方法中,所述脉冲对和所述阻尼补偿脉冲被生成成具有相等的电压。

[0011] 在根据本公开的实施例的生成超声信号的方法中,所述脉冲的电压在1至5V的范围中。

[0012] 在根据本公开的实施例的生成超声信号的方法中,所述阻尼补偿脉冲衰减由所述脉冲对生成的无阻尼分量以提高所述造影增强超声图像的质量。

[0013] 在根据本公开的实施例的生成超声信号的方法中,阻尼补偿脉冲包括在用于形成造影增强超声图像的非反相输出脉冲和反相输出脉冲中,并且将被包括在所述非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度生成成具有相同的脉冲宽度或者具有不同的脉冲宽度。

[0014] 根据另一实施例,一种超声系统包括处理单元和超声探头,所述处理单元被配置成:生成脉冲控制信号对(n,n+1)和阻尼补偿脉冲控制信号;基于所述脉冲控制信号对和所述阻尼补偿脉冲控制信号,生成具有彼此相反的极性的脉冲对(n,n+1)和具有与第n+1脉冲的极性相反的极性的阻尼补偿脉冲;发射包括所述脉冲对和所述阻尼补偿脉冲的发射信号;以及在生成所述脉冲对之后相继地生成所述阻尼补偿脉冲;并且所述超声探头被配置成:基于所述发射信号来生成超声信号;向目标对象发射所述超声信号;以及获取用于形成所述目标对象的造影增强超声图像的回波信号。

[0015] 在根据本公开的实施例的超声系统中,所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度具有比用于形成所述造影增强超声图像的所述超声系统的通带的高截止频率的倒数更低的值。

[0016] 在根据本公开的实施例的超声系统中,所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度具有3.125 ns到50 ns的值。

[0017] 在根据本公开的实施例的超声系统中,所述处理单元将所述脉冲对和所述阻尼补偿脉冲生成成具有相等的电压。

[0018] 在根据本公开的实施例的超声系统中,所述脉冲的电压在1至5V的范围中。

[0019] 在根据本公开的实施例的超声系统中,所述处理单元使得所述阻尼补偿脉冲衰减由所述脉冲对生成的无阻尼分量以提高所述造影增强超声图像的质量。

[0020] 在根据本公开的实施例的超声系统中,所述处理单元将阻尼补偿脉冲生成成包括在用于形成造影增强超声图像的非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的每一个中,并且将被包括在所述非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的所述阻尼补偿脉冲的脉冲宽度生成成具有相同的脉冲宽度或者具有不同的脉冲宽度。

[0021] 技术效果

根据本公开,能够通过减少可在形成造影增强超声图像时生成的无阻尼分量来提高造影增强超声图像的质量。

附图说明

[0022] 图1是示意性地示出根据本公开的实施例的超声系统的配置的框图。

[0023] 图2是示意性地示出根据本公开的实施例的处理单元的配置的框图。

[0024] 图3是示意性地示出根据本公开的实施例的脉冲控制信号和脉冲生成的例示图。

[0025] 图4是示意性地示出根据本公开的实施例的超声系统中的通带与阻尼补偿脉冲的

频率之间的关系为例示图。

[0026] 图5A和图5B是示出时域中的输出脉冲处的无阻尼分量的衰减效应的例示图。

[0027] 图6A和图6B是示出频域中的输出脉冲处的无阻尼分量的衰减效应的例示图。

[0028] 图7是示出根据本公开的实施例的生成超声信号的过程的流程图。

具体实施方式

[0029] 例示本公开的实施例以用于描述本公开的技术精神。根据本公开的权利要求的范围不限于下面描述的实施例或者这些实施例的详细描述。

[0030] 除非另外指明,否则本文使用的所有技术术语或科学术语具有由具有本公开所属领域的普通知识的人们一般理解的含义。本文使用的术语仅被选择用于更清楚地例示本公开,而不旨在限制根据本公开的权利要求的范围。

[0031] 本文使用的表述“包括”、“被提供有”、“具有”以及类似表述应当被理解为意味着包括其它实施例的可能性的开放式术语,除非在包括所述表述的短语或语句中另外提及。

[0032] 除非另外提及,否则单数表述可以包括复数的含义,并且这同样适用于权利要求中陈述的单数表述。

[0033] 这些实施例中使用的术语“单元”是指诸如现场可编程门阵列(FPGA)和专用集成电路(ASIC)之类的软件组件或硬件组件。然而,“单元”不限于软件和硬件,它可以被配置成是可寻址存储介质或者可以被配置成在一个或多个处理器上运行。例如,“单元”可以包括诸如软件组件、面向对象的软件组件、类组件和任务组件之类的组件,以及处理器、功能、属性、过程、子例程、程序代码段、驱动器、固件、微代码、电路、数据、数据库、数据结构、表格、阵列和变量。在组件和“单元”中提供的功能可以组合成更少数量的组件和“单元”,或者进一步细分成附加组件和“单元”。

[0034] 本文使用的表述“基于”用于描述影响包括相关表述的短语或语句中描述的决策、判断动作或操作的一个或多个因素,并且此表述不排除影响所述决策、判断动作或操作的附加因素。

[0035] 当某个组件被描述为“耦合到”或“连接到”另一组件时,这应当被理解为具有以下含义,即该某个组件可以被直接耦合或连接到该另一组件,或者该某一组件可以经由新的介于中间的组件而耦合或连接到该另一组件。

[0036] 在下文中,将参考附图描述本公开的实施例。在附图中,相似或相关的组件由相似的参考标号指示。在对实施例的以下描述中,将省略对相同或相关组件的重复描述。然而,即使省略了对组件的描述,也并不意图在实施例中排除这样的组件。

[0037] 本文使用的术语“目标对象”可以是使用超声系统获得其超声图像的对象或主体,并且可以是生物对象或无生命对象。另外,如果目标对象是生物对象,则目标对象可以意指人体的一部分,并且目标对象中可以包括诸如肝脏、心脏、子宫、大脑、乳房、腹部、血管(或血流)之类的器官或胚胎,并且目标对象中可以包括穿过人体的任何一个截面。另外,本文提到的“用户”指示能够操作和使用超声系统的医疗专业人员,并且可以是医生、护士、医疗技术人员、超声检查医师或其它医疗图像专家,但不限于此。

[0038] 图1是示意性地示出根据本公开的实施例的超声系统的配置的框图。

[0039] 如图1所示,超声系统100可以包括超声探头110、处理单元120、存储单元130、输入

单元140和显示器150。超声探头110是用于通过向目标对象发射超声信号、接收从目标对象反射的超声信号(或回波信号)、并且将所接收的超声信号提供给超声系统100来获得目标对象的临床信息的传感器,所述临床信息诸如空间信息、解剖结构等。在本公开中,术语“超声探头”可以用作与超声换能器或类似术语的相同的含义,并且可以包括例如凸探头、线性探头等。然而,超声探头可以不限于此。超声探头110可以包括将电信号转换成超声信号并且反之亦然的一个或多个压电元件(未示出),并且可以响应于输入到所述多个压电元件中的电信号(后文中称为“发射信号”)而向目标对象发射超声信号。目标对象可以是向其中注入了造影剂的身体(例如,人类身体的部位或器官,包括血管、心脏、肝脏等),并且身体可以包括正常组织或病变(例如,癌症组织、凝血等)。注入到身体中的造影剂包括包含诸如微气泡之类的气体的微粒并沿着血管移动。包括在造影剂中的微粒经受外部压力(例如,超声信号)并且重复舒张和收缩,并且当它们经受高于门限值的压力时爆炸。当微粒爆炸时,可以生成具有比微粒周围的正常组织的强度更高的强度的回波信号。因此,由于超声图像中包括造影剂的区域可以被显示为比不包含造影剂的其它区域相对更亮,所以可以在目标体的特定区域中获得增强的效果。此外,当超声探头110获取从接收到超声信号的目标对象反射的回波信号时,超声探头110可以将所获取的回波信号转换成电信号(后文中称为“接收信号”)。在一个实施例中,超声探头110可以响应于从处理单元120发射的多个发射信号来输出多个超声信号。此外,超声探头110可以响应于向目标对象发射多个超声信号而接收从目标对象反射的多个回波信号并生成多个接收信号。

[0040] 为了生成在造影增强超声图像模式中使用的超声探头110的超声信号以便形成造影增强超声图像,处理单元120可以生成脉冲控制信号对 n 和 $n+1$ 以及阻尼补偿脉冲控制信号。此外,处理单元120可以基于脉冲控制信号对和阻尼补偿脉冲控制信号来生成具有彼此相反的极性的脉冲对 n 和 $n+1$ 以及具有与第 $n+1$ 脉冲的极性相反的极性的阻尼补偿脉冲。在一个实施例中,如果第 n 脉冲具有+极性并且第 $n+1$ 脉冲具有-极性,则阻尼补偿脉冲可以具有+极性;并且如果第 n 脉冲具有-极性并且第 $n+1$ 脉冲具有+极性,则阻尼补偿脉冲可以具有-极性。此外,处理单元120生成非反相输出脉冲和反相输出脉冲。此处,非反相输出脉冲和反相输出脉冲具有彼此相反的极性以去除线性分量并且表示造影增强超声图像中的非线性分量,并且非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的每一个都包括阻尼补偿脉冲。也就是说,处理单元120可以生成包括脉冲控制信号对和阻尼补偿脉冲控制信号的非反相输出脉冲控制信号,以及包括脉冲控制信号对和阻尼补偿脉冲控制信号的反相输出脉冲控制信号。处理单元120可以将包括在非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的阻尼补偿脉冲的脉冲宽度生成成具有相同的脉冲宽度,或者生成彼此略微不同的脉冲宽度。通过将非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的阻尼补偿脉冲的脉冲宽度生成成具有略微不同的脉冲宽度来增强脉冲对消是可能的。此外,处理单元120可以基于非反相输出脉冲控制信号和反相输出脉冲控制信号来生成非反相输出脉冲和具有与非反相输出脉冲的极性相反的反相输出脉冲。在一个实施例中,如果非反相输出脉冲的第 n 脉冲具有-极性,则第 $n+1$ 脉冲具有+极性,并且阻尼补偿脉冲具有-极性;反相输出脉冲的第 n 脉冲可以具有+极性,第 $n+1$ 脉冲可以具有-极性,并且阻尼补偿脉冲可以具有+极性。在另一实施例中,如果非反相输出脉冲的第 n 脉冲具有+极性,则第 $n+1$ 脉冲具有-极性,并且阻尼补偿脉冲具有+极性;反相输出脉冲的第 n 脉冲可以具有-极性,第 $n+1$ 脉冲可以具有+极性,并且阻尼补偿脉冲可以具

有-极性。

[0041] 此外,处理单元120基于从超声探头110接收的多个接收信号来形成目标对象的造影增强超声图像。在一个实施例中,处理单元120可以通过对从超声探头110接收的所述多个接收信号执行各种信号处理(例如,低通滤波、增益调整、扫描转换等)来生成与造影增强超声图像对应的超声数据。在一个实施例中,所述超声数据包括RF(射频)数据或IQ(同相/正交)数据。然而,超声数据可以不限于此。此外,处理单元120可以在脉冲对的生成之后生成阻尼补偿脉冲。下面将描述由处理单元120生成的脉冲对和阻尼补偿脉冲的形状。

[0042] 存储单元130可以存储由处理单元120形成的目标对象的造影增强超声图像。在一个实施例中,存储单元130可以包括硬盘、非易失性存储器、CD-ROM(紧凑盘只读存储器)、DVD-ROM(数字多功能盘只读存储器)等。然而,存储单元可以不限于此。

[0043] 输入单元140可以接收来自用户的输入信息。输入信息可以包括由用户对用于在超声系统100中形成超声图像的超声图像模式的选择。在一个实施例中,超声图像模式可以包括能够将目标对象表示为二维形状的超声图像的B模式、能够使用多普勒效应将运动目标对象表示为连贯的超声图像的多普勒模式、能够形成目标对象的造影增强超声图像的造影增强超声图像模式等。然而,超声图像模式可以不限于此。在一个实施例中,输入单元140可以包括控制面板、轨迹球、键盘、鼠标、触摸屏等。然而,输入单元可以不限于此。

[0044] 显示器150可以显示由处理单元120形成的目标对象的造影增强超声图像。在一个实施例中,显示器150可以包括液晶显示器(LCD)、发光二极管(LED)显示器、有机发光二极管(OLED)显示器等。然而,显示器可以不限于此。

[0045] 图2是示意性地示出根据本公开的实施例的处理单元120的配置的框图。

[0046] 如图2所示,处理单元120包括脉冲器控制单元122、脉冲器124和电压发生器126。

[0047] 为了形成目标对象的造影增强超声图像,脉冲器控制单元122可以生成用于控制由脉冲器124生成的脉冲的脉冲控制信号。在一个实施例中,脉冲控制信号可以包括脉冲控制信号对 n 和 $n+1$ 以及阻尼补偿脉冲控制信号。脉冲控制信号可以包括用于生成具有+极性的脉冲的+控制信号和用于生成具有-极性的脉冲的-控制信号。在一个实施例中,脉冲器控制单元122可以分离地生成+控制信号和-控制信号,使得+控制信号和-控制信号可以被输入到脉冲器124的不同端口中。另外,脉冲器控制单元122可以将脉冲控制信号生成成使得用于形成造影增强超声图像的脉冲对 n 和 $n+1$ 可以具有彼此不同的极性。也就是说,脉冲器控制单元122可以将+控制信号生成成使得脉冲对中的第 n 脉冲可以具有+极性,将-控制信号生成成使得第 $n+1$ 脉冲可以具有-极性,将-控制信号生成成使得第 n 脉冲可以具有-极性,以及将+控制信号生成成使得第 $n+1$ 脉冲可以具有+极性。此外,脉冲器控制单元122可以将脉冲控制信号生成成使得第 $n+1$ 脉冲和阻尼补偿脉冲可以具有彼此不同的极性。也就是说,脉冲器控制单元122可以将-控制信号生成成使得第 $n+1$ 脉冲可以具有-极性,将+控制信号生成成使得阻尼补偿脉冲可以具有+极性,将+控制信号生成成使得第 $n+1$ 脉冲可以具有+极性,以及将-控制信号生成成使得阻尼补偿脉冲可以具有-极性。

[0048] 脉冲器124可以基于从脉冲器控制单元122接收的脉冲控制信号来生成脉冲。此外,脉冲器124可以从电压发生器126接收根据输入超声图像模式的发射电压,以便生成具有预定电压的脉冲。在一个实施例中,脉冲器124可以在用于形成造影增强超声图像的造影增强超声图像模式中接收1至5V的低电压作为发射电压。此外,脉冲器124可以在脉冲器124

从脉冲器控制单元122接收到+控制信号时生成具有+极性并且对应于发射电压的量值的脉冲,并且可以在脉冲器124从脉冲器控制单元122接收到-控制信号时生成具有-极性并且对应于发射电压的量值的脉冲。在一个实施例中,当接收到5V作为发射电压时,如果脉冲器124接收到+控制信号,则脉冲器124可生成+5V的脉冲,并且如果脉冲器124接收到-控制信号,则脉冲器124可以生成-5V的脉冲。此外,脉冲器124可以将脉冲对n和n+1以及阻尼补偿脉冲生成成具有相同的电压。在一个实施例中,在造影增强超声图像模式中,脉冲对n和n+1以及阻尼补偿脉冲的电压可以被设置成具有1至5V的范围。然而,电压可以不限于此。

[0049] 电压发生器126可以使用齐纳二极管等来生成恒定电压,所述齐纳二极管是具有PN结结构的一种半导体二极管。

[0050] 图3是示意性地示出根据本公开的实施例的脉冲控制信号和脉冲生成的例示图。

[0051] 如图3所示,脉冲器控制单元122可以分离地生成+控制信号和-控制信号。在一个实施例中,在第n脉冲控制信号PC1是+控制信号的情况下,第n+1脉冲控制信号PC2是-控制信号,并且阻尼补偿脉冲控制信号DPC是+控制信号,阻尼补偿脉冲控制信号DPC可以与第n脉冲控制信号PC1一起生成以被输入到脉冲器124的同一端口中,并且第n+1脉冲控制信号PC2可以被分离地生成以通过与第n脉冲控制信号PC1和阻尼补偿脉冲控制信号DPC的端口不同的端口被输入到脉冲器124中。如果脉冲器124从脉冲器控制单元122接收到该图中所示的控制信号PC1、PC2和DPC,则脉冲器124可以生成该图中所示的发射波形,即,其中相继地生成脉冲对PP和阻尼补偿脉冲DP的脉冲。

[0052] 图4是示意性地示出根据本公开的实施例的超声系统中的通带与阻尼补偿脉冲的频率之间的关系关系的例示图。

[0053] 如图4所示,脉冲器控制单元122可以将阻尼补偿脉冲控制信号生成成使得阻尼补偿脉冲可以具有预定脉冲宽度,所述预定脉冲宽度将其能量集中在通带PB之外且在死区DB之内,并且阻尼补偿脉冲的将其能量集中在通带PB之外且在死区DB之内的脉冲宽度可以具有比用于形成造影增强超声图像的超声系统100的通带PB的高截止频率 f_2 的倒数更低的值以及比从脉冲器控制单元122接收到的用以生成脉冲控制信号的主时钟的频率 f_M 的倒数更高的值。在一个实施例中,超声系统100的低截止频率 f_1 可以具有1 MHz的值,并且高截止频率 f_2 可以具有大约20 MHz的值。然而,低截止频率 f_1 和高截止频率 f_2 可以不限于此。在一个实施例中,超声系统100的主时钟的频率 f_M 可以具有大约40 MHz至320 MHz的值,并且阻尼补偿脉冲的将其能量集中在通带PB之外且在死区DB之内的脉冲宽度可以被设置成具有大约3.125 ns至50 ns的值。然而,阻尼补偿脉冲的将其能量集中在通带PB之外且在死区DB之内的脉冲宽度可以不限于此。

[0054] 图5A和图5B是示出时域中的输出脉冲处的无阻尼分量的衰减效应的例示图。

[0055] 如图5A所示,如果非反相输出脉冲NIOP和反相输出脉冲IOP中的每一个都不包括阻尼补偿脉冲,则非反相输出脉冲NIOP、反相输出脉冲IOP以及非反相输出脉冲NIOP和反相输出脉冲IOP的复合脉冲CP可能由于电容性负载效应而在尾相EP处未被充分衰减。另一方面,如果非反相输出脉冲NIOP和反相输出脉冲IOP中的每一个都包括具有分别与非反相输出脉冲NIOP和反相输出脉冲IOP的最后一个(the last)脉冲的极性相反的极性的阻尼补偿脉冲,如图5B所示,则对于非反相输出脉冲NIOP、反相输出脉冲IOP以及复合脉冲CP中的每一个的无阻尼分量可以朝向尾相EP显著地减小。通过减少可以在形成造影增强超声图像时

生成的无阻尼分量,能够提高造影增强超声图像的质量。

[0056] 图6A和图6B是示出频域中的输出脉冲处的无阻尼分量的衰减效应的例示图。

[0057] 由非反相输出脉冲或反相输出脉冲引起的频率响应TFR与由非反相输出脉冲和反相输出脉冲的复合脉冲引起的频率响应CFR之间的差可以被表示为脉冲对消性能,并且脉冲对消性能的单位可以被表示为dB。

[0058] 如图6A所示,如果非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的每一个都不包括阻尼补偿脉冲,则在超声系统100的中心频率(例如,5 MHz)中的区域RCF处的脉冲对消性能大约是45 dB。另一方面,如图6B所示,如果非反相输出脉冲和反相输出脉冲中的每一个都包括阻尼补偿脉冲,则超声系统100的中心频率中的区域RCF处的脉冲对消性能大约是65 dB。因此,脉冲对消性能由于阻尼补偿脉冲而增加了约20 dB。

[0059] 图7是示出根据本公开的实施例的生成超声信号的过程的流程图。

[0060] 尽管在该流程图中以有序顺序例示了过程步骤、方法步骤或者算法,但是这样的过程、方法、算法可以被配置成以任何合适的顺序进行操作。换句话说,要在本公开中描述的某些步骤序列或顺序不一定按照本公开中描述的顺序来执行。此外,即使一些步骤被解释为非同时执行,但是这些步骤可以在另一实施例中同时执行。另外,该图中描绘的过程的例示并不意味着以下情况:所例示的过程排除对其做出的其它改变和修改,所例示的过程或其步骤中的任何对于本公开中的一个或多个而言是必要的,以及所例示的过程是合期望的。

[0061] 如图7所示,在步骤S710处,生成脉冲控制信号对 n 和 $n+1$ 以及阻尼补偿脉冲控制信号。例如,参照图1至图4,超声系统100的处理单元120生成脉冲控制信号对和阻尼补偿脉冲控制信号以形成造影增强超声图像。此处,可以将脉冲控制信号生成成使得可以相继地生成脉冲对和阻尼补偿脉冲。因此,可以基于时间相继地生成第 n 脉冲、第 $n+1$ 脉冲和阻尼补偿脉冲,比如图3所示的发射波形。

[0062] 另外,在步骤S720处,生成具有彼此相反的极性的脉冲对和具有与第 $n+1$ 脉冲的极性相反的极性的阻尼补偿脉冲。例如,参照图1至图4,通过使用脉冲控制信号对和阻尼补偿脉冲控制信号,超声系统100的处理单元120可以生成具有彼此相反的极性的脉冲对 n 和 $n+1$ 以及具有与第 $n+1$ 脉冲的极性相反的极性的阻尼补偿脉冲。此处,可以在生成脉冲对之后相继地生成阻尼补偿脉冲。

[0063] 另外,在步骤S730处,将包括脉冲对和阻尼补偿脉冲的发射信号发射到超声探头。例如,参照图1至图4,超声系统100的处理单元120可以生成包括脉冲对和阻尼补偿脉冲的发射信号,并将所述发射信号发射到超声探头110。

[0064] 另外,在步骤S740处,可以获取用于形成造影增强超声图像的回波信号。例如,参照图1至图4,超声探头110可以基于从处理单元120接收到的发射信号来生成超声信号,并获取从目标对象反射的超声信号的回波信号。超声探头110可以使用回波信号来生成多个接收信号,并且处理单元120可以使用所述多个接收信号来形成目标对象的造影增强超声图像。

[0065] 虽然已经关于特定的实施例描述了前述方法,但是这些方法也可以被实现为计算机可读记录介质上的计算机可读代码。计算机可读记录介质包括可以由计算机系统读取的任何种类的数据存储设备。计算机可读记录介质的示例包括ROM、RAM、CD-ROM、磁带、软盘、

光学数据存储设备等,并且也包括以载波的形式实现的那些(例如,经由互联网的传输)。此外,计算机可读记录介质可以分布到通过网络连接的计算机系统,使得计算机可读代码可以以分布方式被存储和执行。此外,用于实现前述实施例的功能性程序、代码和代码段可以容易地由本公开所属领域的程序员推断出来。

[0066] 尽管上面已经描述了具体实施例,但是这些实施例是通过示例的方式呈现的,并且不应被解释为限制本公开的范围。本说明书的新颖的方法和设备可以以各种其它形式实现,并且还可以对本文公开的实施例做出各种省略、替换和改变而不脱离本公开的精神。附到本说明书的权利要求及其等同物应被解释为包括被涵盖在本公开的范围和精神中的所有形式和修改。

[0067] 参考标号说明

100:超声系统

110:超声探头

120:处理单元

130:存储单元

140:输入单元

150:显示器

122:脉冲器控制单元

124:脉冲器

126:电压发生器

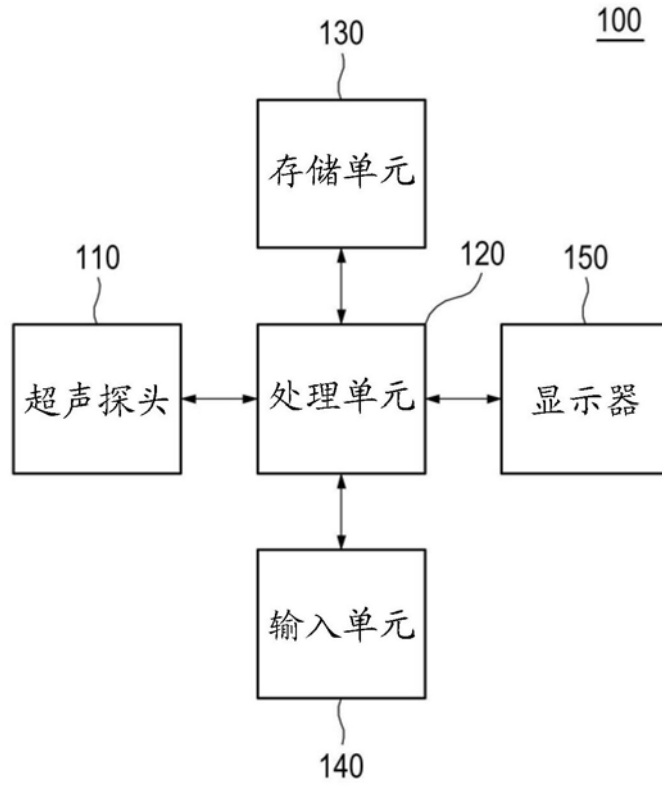


图 1

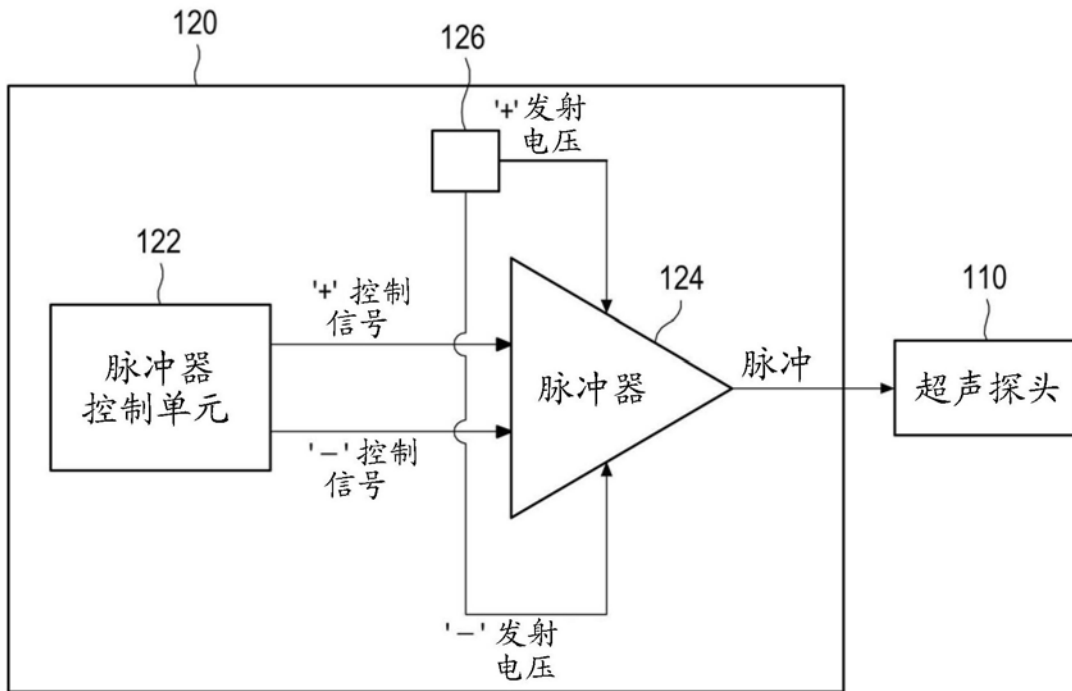


图 2

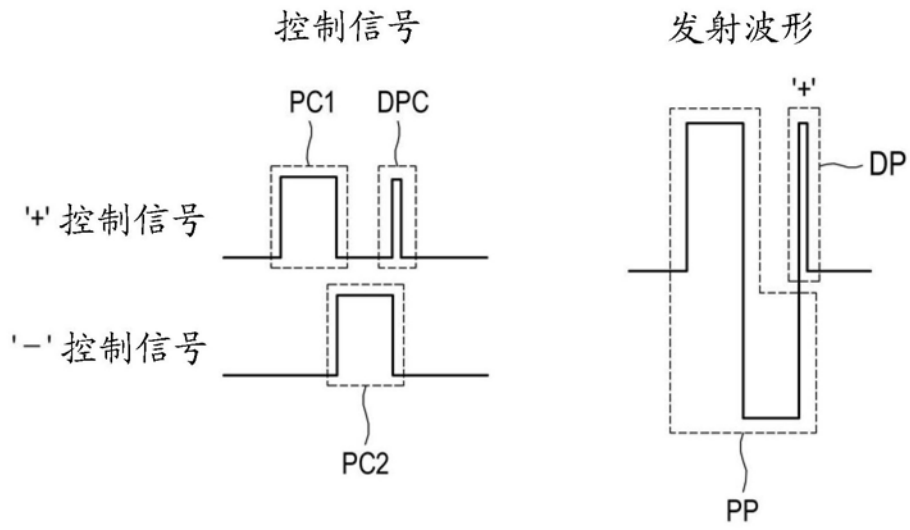


图 3

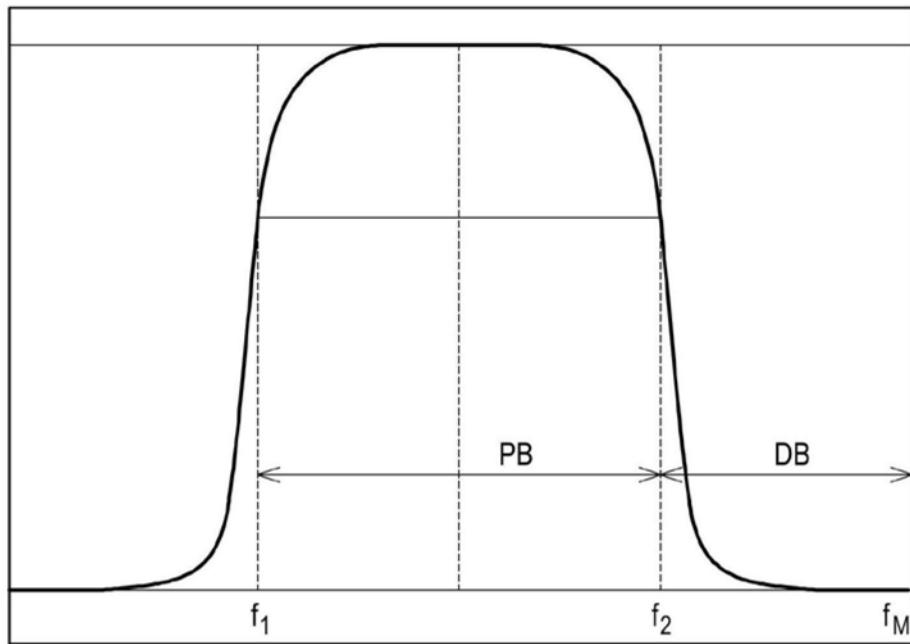


图 4

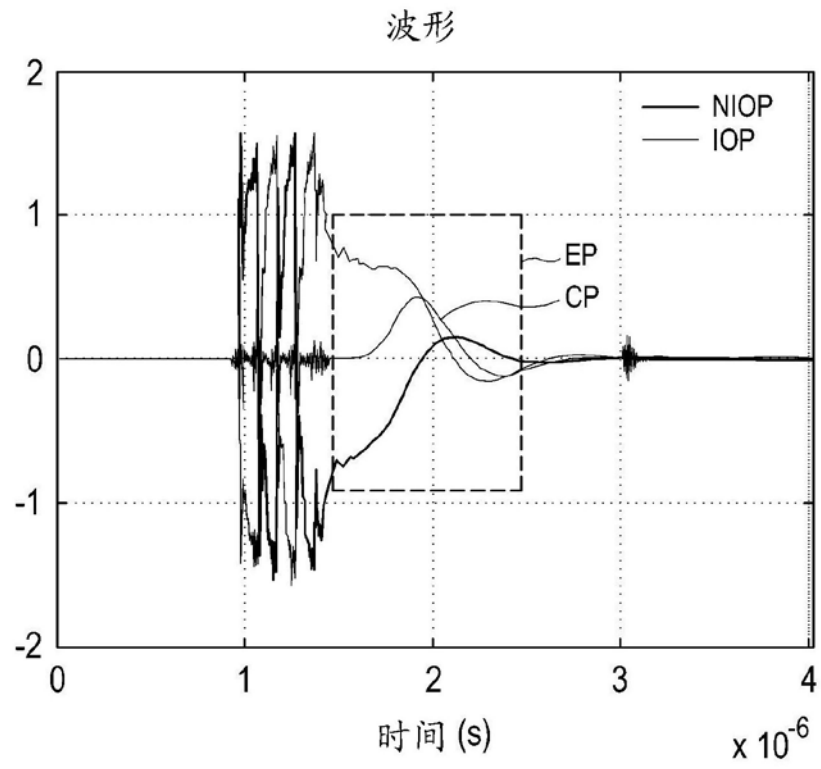


图 5A

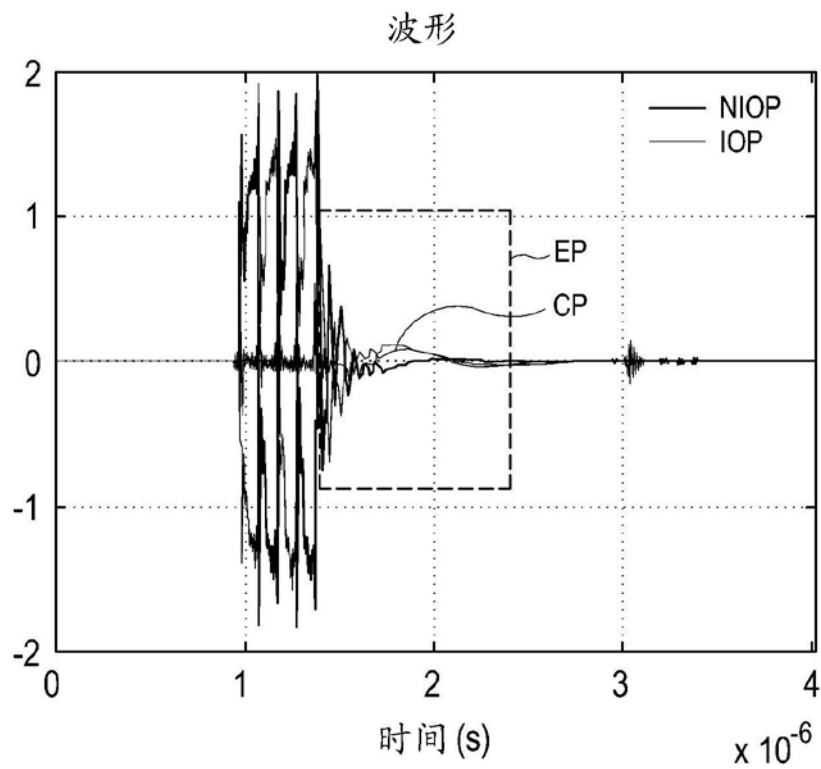


图 5B

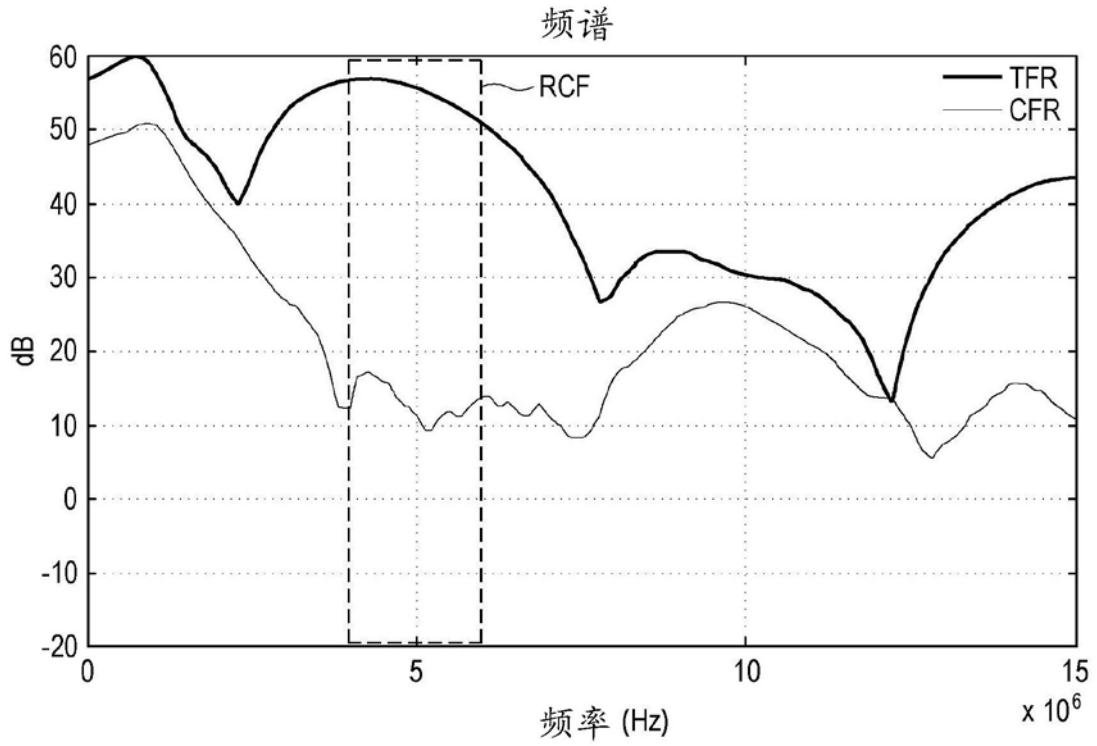


图 6A

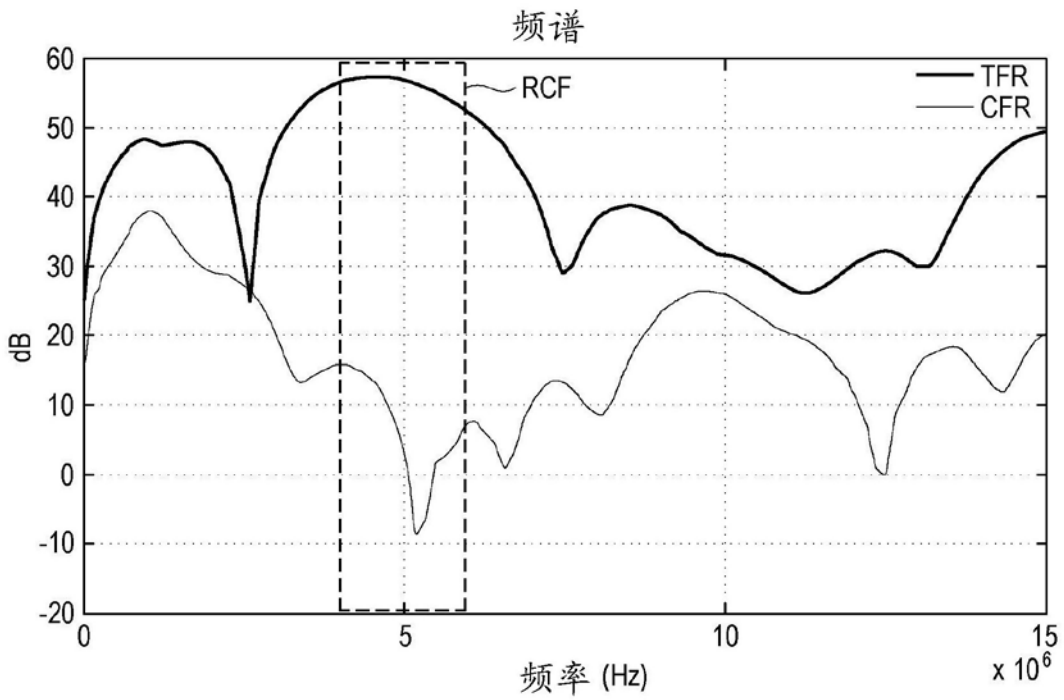


图 6B

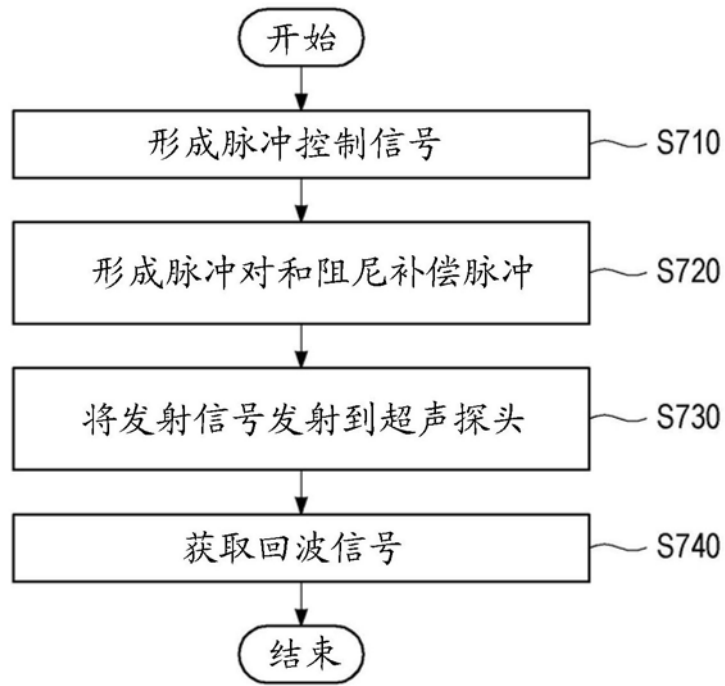


图 7

| | | | |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于形成超声探头的超声信号的方法和超声系统 | | |
| 公开(公告)号 | CN109124680A | 公开(公告)日 | 2019-01-04 |
| 申请号 | CN201810619253.5 | 申请日 | 2018-06-15 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 美国西门子医疗解决公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 美国西门子医疗解决公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 美国西门子医疗解决公司 | | |
| [标]发明人 | H S 纪 M H 吕 | | |
| 发明人 | D.A.彼得森 H.S.纪 M.H.吕 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | H03K5/08 A61B8/14 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/5269 A61B8/54 G01S7/5202 G01S7/52046 A61B8/4444 A61B8/461 | | |
| 代理人(译) | 徐红燕 刘春元 | | |
| 优先权 | 1020170076738 2017-06-16 KR | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明涉及用于形成超声探头的超声信号的方法和超声系统。提供了用于生成在造影增强超声图像模式中使用的超声探头的发射信号的方法和超声系统。超声系统生成脉冲控制信号对n和n+1以及阻尼补偿脉冲控制信号，基于脉冲控制信号对和阻尼补偿脉冲控制信号来生成具有彼此相反的极性的脉冲对n和n+1以及具有与第n+1脉冲的极性相反的极性的阻尼补偿脉冲，发射包括脉冲对和阻尼补偿脉冲的发射信号，基于发射信号生成超声信号，向目标对象发射超声信号，以及获取用于形成目标对象的造影增强超声图像的回波信号。在生成脉冲对之后相继地生成阻尼补偿脉冲。

