



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110301936 A

(43)申请公布日 2019.10.08

(21)申请号 201910231710.8

(22)申请日 2019.03.26

(30)优先权数据

15/937215 2018.03.27 US

(71)申请人 美国西门子医疗系统股份有限公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72)发明人 Y.拉拜德

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 周学斌 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

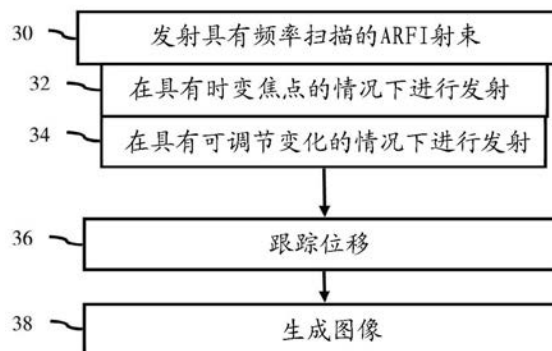
权利要求书2页 说明书13页 附图4页

## (54)发明名称

用于声辐射力脉冲的频率扫描

## (57)摘要

本发明涉及用于声辐射力脉冲的频率扫描。在声辐射力脉冲(ARFI)扫描中对频率进行扫描(30)。在ARFI期间的不同时间处使用不同的频率。例如,在ARFI发射波束中,不同的频率被聚焦(32)到不同深度。由于频率扫描被用于ARFI推动脉冲而不是针对其接收回波的发射脉冲,因此频率的变化率不受声速的影响。频率的变化率可以是可调节的或者基于诸如组织类型之类的其他因素来设定(34)。与时变焦点位置相结合,与单独的焦点扫描相比,频率扫描可以更好地补偿损失。与单点聚焦ARFI相比,频率扫描可以更好地补偿损失。



1. 一种用于由超声系统(10)进行的声辐射力脉冲扫描中的扫描频率的方法,所述方法包括:

由所述超声系统(10)并且从超声换能器(14)发射(30)具有频率扫描的发射波束作为声辐射力脉冲,其中所述发射波束的不同频率聚焦在不同深度处;

由所述超声系统(10)使用所述超声换能器(14)来跟踪(36)在不同深度处的组织的位移,所述位移响应于所述声辐射力脉冲;以及

生成(38)图像,所述图像是在所述不同深度处的组织的位移的函数。

2. 如权利要求1所述的方法,其中发射(30)包括:发射(32)具有所述频率扫描和时变焦点位置的发射波束。

3. 如权利要求1所述的方法,其中发射(30)包括:生成具有元件波形的发射波束,所述元件波形随时间推移是连续的并且具有一百个或更多个周期。

4. 如权利要求1所述的方法,其中发射(30)包括:在频率上随时间推移的变化是可调节的情况下进行发射(34)。

5. 如权利要求4所述的方法,其中发射(30)包括:在所述变化不同于基于声速的情况下进行发射(30),并且其中跟踪(36)包括:在不从所述发射波束接收回波的情况下进行跟踪(36)。

6. 如权利要求4所述的方法,其中发射(30)包括:在所述变化的设定是基于组织类型、关注区域的大小和关注区域的位置所设定的变化率的情况下进行发射(34)。

7. 如权利要求2所述的方法,其中发射(30)包括:在具有所述时变焦点位置的情况下进行发射(32)包括作为深度范围的克罗内克delta函数的函数并且利用频率范围的正弦函数来生成元件波形。

8. 一种用于声辐射力脉冲扫描中的扫描频率的系统,所述系统包括:

超声换能器(14),其用于在患者体内发射(30)声辐射力脉冲;

发射波束成形器(12),其被配置成生成针对所述声辐射力脉冲的波形,导致声辐射力脉冲的所述波形使较高频率被聚焦到更靠近换能器(14)的焦点区,而较低频率被聚焦到更远离所述换能器(14)的焦点区;

接收波束成形器(16),其被配置成响应于由于所述声辐射力脉冲所引起的组织运动,作为所接收到的声信号的函数来输出表示空间位置的数据;

处理器(18),其被配置成作为所述输出数据的函数来估计患者体内的组织随时间推移的位移;以及

显示器(20),其可操作成显示图像,所述图像是所述位移的函数。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中所述发射波束成形器(12)被配置成作为频率范围的函数来提供所述较高频率和较低频率,所述频率范围是所述组织的衰减的函数。

10. 根据权利要求8所述的系统,其中所述接收波束成形器(16)被配置成在没有来自所述声辐射力脉冲的声学回波的情况下输出所述数据,并且其中所述发射波束成形器(12)被配置成提供独立于声速的所述较高频率和较低频率。

11. 如权利要求8所述的系统,其中所述发射波束成形器(12)被配置成基于针对频率变化率的设定来提供所述较高频率和较低频率,以生成针对所述声辐射力脉冲的时变焦点位置的波形,所述时变焦点位置基于针对焦点变化率的设定。

12. 一种用于由超声系统(10)进行的声辐射力脉冲扫描中的扫描频率的方法,所述方法包括:

由所述超声系统(10)并且从超声换能器(14)发射(30)作为声辐射力脉冲的发射波束,其中所述发射波束的不同频率聚焦在不同深度处并且具有时变焦点位置;

由所述超声系统(10)使用所述超声换能器(14)来跟踪(36)在不同深度处的组织的位移,所述位移响应于所述声辐射力脉冲;以及

生成(38)图像,所述图像是在所述不同深度处的组织的位移的函数。

13. 如权利要求12所述的方法,其中发射(30)包括:利用针对所述时变焦点位置的可调节焦点变化率和针对相对于不同深度的不同频率的可调节频率变化率进行发射(32,34)。

## 用于声辐射力脉冲的频率扫描

### 背景技术

[0001] 本实施例涉及声辐射力脉冲 (ARFI) 成像。通过发射 ARFI 推动脉冲, 超声可以被用来直接地或通过生成剪切波或纵波来使组织移位。可以使用另外的超声扫描来测量由推动脉冲产生的位移。弹性、剪切或其他类型的参数成像基于由 ARFI 脉冲引起的位移来测量组织特性。具有不同特性的组织以不同方式对位移进行响应。

[0002] ARFI 脉冲作为聚焦波束而被发射。波束具有沙漏形状, 其中窄部分处于单焦点处。波束形状引起不均匀的响应, 从而导致对于在某些位置中测量的位移的较小信噪比。因此, 有限范围的位置可用于针对给定 ARFI 脉冲测量组织特性。为了在一定深度范围内进行测量, 生成了被聚焦在不同深度处的单独 ARFI 脉冲的快速序列。在横向上, 焦点处的窄波束宽度限制了可以应用测量的横向范围。重复 ARFI 推动脉冲来在不同横向间隔位置处测量位移。ARFI 的重复可能导致不期望的换能器发热并且可能引入扫描方面的延迟。

[0003] 在美国专利 No. 9, 332, 963 中, 使 ARFI 的焦点在深度上进行扫描以获得在深度上的更均匀的推动。因此, 扩展了可使用的成像深度跨度, 并且减少了由固定聚焦 ARFI 脉冲的沙漏形状所引起的图像伪像。由于衰减, ARFI 推动脉冲的强度随深度减小。使焦点进行扫描可能不足以补偿这种损失。

### 发明内容

[0004] 通过介绍的方式, 下面描述的优选实施例包括用于声辐射力脉冲 (ARFI) 扫描中的对频率进行扫描的方法、指令和系统。在 ARFI 期间的不同时间处使用不同的频率。例如, 在 ARFI 发射波束中, 不同频率被聚焦到不同深度。由于频率扫描被用于 ARFI 而不是针对其接收回波的发射脉冲, 因此频率的变化率不受声速影响。频率的变化率可以是可调节的或者基于诸如组织类型之类的其他因素来设定。与时变焦点位置相结合, 与单独的焦点扫描相比, 频率扫描可以更好地补偿损失。与单点聚焦 ARFI 相比, 频率扫描可以更好地补偿损失。

[0005] 在第一方面, 提供了一种用于由超声系统进行的声辐射力脉冲扫描中的扫描频率的方法。超声系统从超声换能器发射具有频率扫描的发射波束作为声辐射力脉冲。发射波束的不同频率被聚焦在不同深度处。超声系统使用超声换能器来跟踪在不同深度处的组织的位移。该位移响应于声辐射力脉冲。作为在不同深度处的组织的位移的函数来生成图像。

[0006] 在第二方面, 提供了一种用于声辐射力脉冲扫描中的扫描频率的系统。超声换能器用于在患者体内发射声辐射力脉冲。发射波束成形器被配置成生成针对声辐射力脉冲的波形。导致声辐射力脉冲的波形使得较高频率被聚焦到更靠近换能器的焦点区, 而较低频率被聚焦到更远离换能器的焦点区。接收波束成形器被配置成响应于由于声辐射力脉冲所引起的组织的运动, 作为所接收到的声信号的函数来输出表示空间位置的数据。处理器被配置成作为输出数据的函数来估计患者体内的组织随时间推移的位移。显示器可操作成显示图像。图像是位移的函数。

[0007] 在第三方面, 提供了一种用于由超声系统进行的声辐射力脉冲中的扫描频率的方法。超声系统从超声换能器发射作为声辐射力脉冲的发射波束, 其中发射波束的不同频率

被聚焦在不同深度处并且具有时变焦点位置。超声系统使用超声换能器来跟踪不同深度处的组织的位移。该位移响应于声辐射力脉冲。作为在不同深度处的组织的位移的函数来生成图像。

[0008] 由所附权利要求来限定本发明,并且本部分中的没有任何内容应当被看作是对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例来讨论本发明的另外的方面和优点,并且可以之后独立地或以组合方式要求保护本发明的另外的方面和优点。

### 附图说明

[0009] 组件和各图不一定是按比例,而是将重点放在说明本发明的原理上。另外,在各图中,相同的附图标记贯穿不同视图标明对应的部分。

[0010] 图1是用于声辐射力脉冲扫描中的扫描频率的方法的一个实施例的流程图;

图2是用于ARFI中的频率扫描的作为时间的函数的示例频率;

图3是用于生成具有图2的频率扫描的发射波束的在一个元件处的波形信号的示例频谱;

图4示出了针对具有扫描频率和时变焦点的ARFI发射波束的作为时间的函数的示例信号量值;

图5示出了来自图4的信号的频谱;以及

图6是用于声辐射力脉冲扫描中的扫描频率的系统的实施例。

### 具体实施方式

[0011] ARFI使用频率扫描。例如,高频率被聚焦在浅深度处,并且低频率被聚焦在深深度处。由于没有接收和处理针对ARFI的声学回波,因此频率的变化率可以基于除声速之外的考虑因素,诸如组织类型(例如,针对不同衰减是不同的)。

[0012] 在一个实施例中,扫描频率和焦点两者都被用于ARFI。同时扫描ARFI推动脉冲的焦点和频率。关注组织、关注区域的大小和关注区域的位置可以被用来确定ARFI脉冲的最佳持续时间、频率和焦点的变化率和/或光圈增长率。

[0013] 频率扫描可以提供随着深度的更均匀的推动脉冲,从而限制信噪比变化并且增加了可用于响应于单个ARFI来测量组织特性的位置的数量。可以避免换能器发热和对于发射多个ARFI来测量区域中的组织特性的延迟。使用频率扫描和聚焦扫描两者可以提供甚至更大的均匀性,从而导致更准确的测量结果。

[0014] 图1示出了用于由超声系统进行的ARFI扫描中的频率扫描的方法。超声发射被用来生成组织位移。通过扫描给定ARFI脉冲的频率,单个发射波束提供更均匀的声能分布。不同频率不同地进行衰减,所以按深度扫描频率可以提供对于使组织移位而言更均匀的分布,从而允许在其上可以检测到位移的更大的深度范围和/或更大的横向范围。

[0015] 该方法由图6的系统或不同的系统来实现。例如,发射波束成形器被用来生成元件波形,并且换能器响应于元件波形来生成ARFI发射波束。发射波束成形器和接收波束成形器被用来跟踪由ARFI发射波束所引起的组织中的位移。超声系统根据位移生成图像。

[0016] 可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如,在没有在动作38中生成图像的情况下来实行该方法。作为另一示例,在没有动作32或34中的一个或多个的情况下来实行动作

30。在又另一示例中,提供了用于根据位移来估计组织特性或属性的动作。

[0017] 以所描述或示出的次序(即,顶部到底部或按数字)来实行动作,但是可以以其他次序来实行动作。例如,基于针对换能器的元件所生成的波形,同时实行动作32和34。

[0018] 在动作30中,发射了声辐射力脉冲 (ARFI) 波束。该波束具有频率扫描。超声换能器中的元件阵列发射由电波形所转换的ARFI波束。具有频率扫描的声能被发射到患者体内的组织。

[0019] 发射声波形以便生成作为应力的剪切波、纵波或其他波以使组织移位。激励是超声推动脉冲。声能被聚焦以施加足够能量来引起从一个或多个焦点位置行进穿过组织的一个或多个波的生成。声波形本身可以使组织移位。

[0020] 一个或多个剪切波在焦点区域处生成,并且从焦点区域横向地、轴向地和/或在其他方向上传播。波可以在多个方向上行进。当波行进穿过组织时,波在幅度上减小。

[0021] 为了生成波,高幅度或功率激励是期望的。例如,激励在任何焦点位置处和/或在视场中具有接近但不超过1.9的机械指数。为了是保守的并且计及探头变化,1.7或其他水平的机械指数可以被用作上限。可以使用更大(例如,MI超过1.9)或更小的功率。

[0022] 将应用于元件的波形生成成为连续的波形。波形进行变化,诸如是方波、正弦波或其他单极或双极交替波形。除了开始和结束波形之外,波形没有任何零输出的延长时段。延长时段是一个或多个周期。可能每个周期存在一定的部分处于零,诸如对于单极方波而言,但是周期的另一部分具有每周期的非零(正或负)输出。

[0023] ARFI波束以具有任何数量的周期的波形来发射。在一个实施例中,针对发射事件的一个、大多数或全部波形具有100-2000个周期。对于被应用于用于ARFI波束的阵列的元件的连续发射波形而言,周期数是数十、数百、数千或更多。与是1-5个周期的成像脉冲不同,ARFI推动脉冲具有更大数量的周期以生成足够的应力来引起用于以足以检测的幅度使组织进行移位的波(例如,剪切波)。发射具有声能的推动脉冲波束。通过在该时段内将连续发射波形应用于阵列的元件来从该阵列发射ARFI。

[0024] 发射的长度与幅度相结合将声功率提供给组织。该功率可以在组织中引起温度上的上升。沿着相同或邻近的扫描线进行发射可以使组织随时间推移而在温度上降低。生物效应可以包括:在约41-45°C的组织温度下的高热、在43-45°C以上的温度下的蛋白质变性以及在50°C以上的温度下的组织坏死。组织硬度甚至可能在低于43-45°C的温度下受到影响。在高于43-45°C的温度下,可能出现粘度和/或硬度中的增加。在高于50°C的温度下,组织可能具有高硬度和/或高衰减。通过防止温度增加超过2摄氏度来限制生物效应。替换地,发射可能引起生物效应。

[0025] 通过与扫描焦点一起使用扫描频率,对于每个ARFI波束,更宽的区域经受了组织位移,从而导致为了扫描给定的关注区域而对于换能器和/或组织而言的更小温度升高。激励聚焦在多个位置处,以允许在关注组织(例如,围绕和/或包括可能的肿瘤的组织区域)中的更宽范围的深度上检测所得到的一个或多个剪切波。将不同频率聚焦在不同深度处可以允许比在时变焦点上使用单个焦点或单个频率更宽的组织区域中对位移进行采样。

[0026] 利用恒定的幅度调制来生成ARFI波束。在替换的实施例中,发射波束的幅度与频率改变一起随时间推移而变化。例如,为在较深深度处的焦点位置提供更大幅度。应用于元件来生成波束的电波形的幅度随时段推移作为时间的函数而变化。变化率是恒定的,但可

以变化。

[0027] 利用恒定的光圈来生成ARFI波束。例如,为每个频率使用全部128或256个元件。在其他实施例中,光圈大小(例如,通道障板)随时变频率变化。为了维持恒定的F#,光圈的大小可以基于频率而增加或减小。一些元件被用于扫描的一些频率而不是全部频率。对于较低频率,光圈可以较小(例如,较少数量的元件),并且对于较高频率,光圈可以较大。

[0028] ARFI发射波束具有频率扫描。在发射时段期间,频率含量改变。例如,初始周期的中心频率与最后一个周期的中心频率不同。在一个实施例中,在频率随时间线性改变的情况下使用线性调频脉冲(chirp)。图2示出了示例。在其他实施例中,使用随时间推移的非线性频率扫描。可以使用作为时间的函数在频率斜率上的阶跃或变化。类似地,频带随时间推移进行移位。在连续ARFI发射期间,频率的范围、最低频率和/或最高频率随时间推移而变化。可以使用针对频带边缘的任何量度,诸如从峰值向下10或20 dB。

[0029] 为每个元件波形提供相同的频率扫描。每个元件在相同或不同的时间处以相同或相似(例如,在5%之内)的中心频率发射声能。在焦点为固定的情况下,相对延迟或定相规定了每个元件的频率,以使得由元件生成的声能在会聚于焦点位置处时具有相同或相似的中心频率。在元件的中心频率随时间推移而变化的情况下,一个或多个焦点位置处的发射波束的频率也随时间推移而变化。通过发射波束成形器改变脉冲发生器进行脉冲的频率和/或通过生成具有频率扫描的波形来实现频率扫描。对于响应于将波形应用到换能器而生成的发射波束,在发射波束的一个或多个焦点位置处的频率随时间推移而变化。

[0030] 结合扫描焦点,ARFI的发射波束具有被发射到不同深度的不同频率。不同的中心频率被发射到不同的深度。随着在频率扫描中频率随时间推移而改变,焦点深度在时变焦点中变化。相继更高的频率被聚焦到相继更近的焦点区,或反之亦然。可以使用任何位置范围和/或频率范围。焦点深度随时间推移的改变可能导致元件波形之间的相对频率上的改变,使得在期望的焦点位置处提供期望的频率。

[0031] 在动作32中扫描用于生成一个或多个波的焦点。为了扫描焦点,焦点的位置随时间推移而被改变。给定的ARFI发射在一定时段内发生。一个或多个元件首先开始输出声能,并且其他元件基于相对延迟或定相而在不同时间处加入。使针对每个元件的波形延续,其中一些波形在其他波形结束之前结束。该时段被用于一个波束或推动脉冲发射,并且从阵列开始生成声能的时间处延伸,并且在阵列然后停止生成声能的时间处结束。在用于生成给定发射波束的时段期间发生焦点扫描和/或频率扫描方面的扫描。

[0032] 使用具有或不具有机械焦点的相控阵列(phased array)来聚焦激励。可以为给定方向提供机械焦点,诸如仰角焦点(elevation focus)。可以提供方位角和/或轴向机械焦点。在至少一个方向上并且可能地在全部三个方向(例如,轴向、方位角和仰角)上,元件的阵列是电子聚焦的。电子焦点允许在该时段期间的焦点变化。频率的扫描发生在被应用于每个元件的波形中。

[0033] 时变焦点可以具有线焦点。线是直的或弯曲的。线是连续的,但是可以是针对多个离散区域的(不是连续的)。焦点在生成发射波束的时段内改变位置。

[0034] 为了扫描焦点,在动作32中,在时段内更改相位分布、延迟分布或两者。可以使用用于扫描焦点的其他方法。为了发射具有单个焦点的波束,相位分布在时间上是恒定的。在该时段期间,使用不同元件的波形之间的相同的相对相位。对于扫描焦点,跨阵列的相位分

布在该时段期间变化。阵列的两个或更多个元件波形之间的相对相位差的量进行改变。相位针对某些波形和对应的元件相比于针对其他波形和对应的元件以不同方式改变。为了在不同的位置处聚焦,使用不同的相位分布。通过在元件之间具有不同的相对延迟,相位分布是不同的。在扫描焦点以移动焦点位置时,实现了不同的延迟分布。在该时段中的不同时间处,应用了不同的相对定相。

[0035] 当生成了针对给定元件的给定波形时,相对于其他波形的相位进行改变。可以使用相位旋转器或延迟调节。替换地,波形被生成为具有在相对相位或延迟方面的方差。跨阵列在相对相位或延迟方面的改变使相应波形的部分被聚焦在不同的位置处。发射波束的焦点在生成波束的时段期间变化。波形被生成和/或应用到换能器以包括对于扫描焦点和频率扫描两者的变化。

[0036] 任何改变函数都可以被用于相位或延迟。在一个实施例中,相位分布随时间推移不断改变。每发射波束成形器的N个时钟周期发生该改变,其中N是整数。对于不断的改变,N可以是1。对于较不频繁的改变,N可以是更大的数字。在其他方法中,不断的改变被提供有N大于1但足以引起沿着连续焦点区域从峰值向下小于2 dB。

[0037] 取决于焦点位置,针对一个或多个波形和/或元件的相位可以根本不改变或者在多个时钟周期内不改变。例如,被应用于针对阵列的中心元件的波形的相位(其中焦点沿着阵列的法线轴向地扫描)可以在整个时段内是相同的。针对在光圈末端处的元件的波形的相位可以具有最大方差和变化率。对于阵列而言,一个或多个相位项不断改变。

[0038] 可以使用相位旋转器来实现相位改变。在一个实施例中,使用不同的相位项来控制相位,该相位项诸如是恒定相位项、线性相位项和二次相位项。可以使用附加的、不同的或更少的相位项。为了针对单个焦点维持相同的相对相位,相位项在时间上是恒定的。为了扫描焦点,一个、多个或全部相位项可以随时间推移而变化。针对扫描焦点的相位项是通道和时间相关的,而不仅仅是针对单个焦点位置而通道相关的。

[0039] 针对给定元件的相位或相位分布方面的变化率是恒定的。取决于转向角和光圈内的元件位置,对于不同元件而言速率可以是不同的。在其他实施例中,相位上的变化率进行变化。例如,对于某些范围的焦点位置,变化率可能较慢,以增加聚焦在该区域或位置范围中时的停留时间或所发射的声能的量。对于某些焦点位置(至少在该时段中的一部分内),变化率可以是零。焦点位置可以利用位置上的离散阶跃而不是恒定方差而随时间推移进行变化。

[0040] 利用时变焦点位置和频率扫描来发射单个发射波束。在其他实施例中,给定的发射事件可以形成多于一个波束(例如,同时的多波束)。一个、一些或全部发射波束具有时变焦点和频率扫描。无论是在给定的发射事件期间发射单个波束还是多个波束,发射事件都在由阵列不间断地生成声能的时段内发生。至少一个元件将在该时段期间的任何点处生成声能。随后的波束可以以非连续的方式形成,诸如通过具有一个或多个波形周期的时段而阵列的任何元件都不生成声能。非连续可以基于大多数元件或不生成声能的其他数量的元件。

[0041] 焦点位置和对应的频率轴向地、横向地或者轴向地且横向地变化。时变焦点位置和频率按轴向位置而变化。

[0042] 在一个实施例中,通过以下方式来提供频率扫描:生成具有频率扫描的元件波形



以及通过延迟器或相位旋转器对波形进行相对延迟或定相,以便应用于换能器。在另一实施例中,生成元件波形以提供频率扫描和时变焦点两者。例如,假设焦点和频率随时间线性改变,则ARFI推动脉冲被表示为:

$$s(t) = \sin(\omega_{max}t + 0.5\alpha t^2) \quad (1)$$

其中,t是时间, $\omega_{max}$ 是最大角频率,并且 $\alpha$ 是角频率中的变化率。对于脉冲持续时间 $\Delta t$ ,频率上的变化率是:

$$\alpha = \frac{\omega_{min} - \omega_{max}}{\Delta t} \quad (2)$$

其他函数可以被用于变化率,包括线性或非线性的。可以使用恒定速率或时变速率。时间相关焦点被表示为:

$$F(t) = \frac{d_{max} - d_{min}}{\Delta t} t + d_{min} = \beta t + d_{min} \quad (3)$$

其中d是深度,并且 $\beta$ 是焦点的变化率。其他函数可以被用于变化率,包括线性或非线性的。可以使用恒定速率或时变速率。

[0043] 在线性阵列上的方位角位置 $x_i$ 处的每个换能器元件*i*的时间相关延迟(其中*i*从1到L)由下式给出:

$$\tau(t, x_i) = \frac{\sqrt{F(t)^2 + x_i^2} - F(t)}{c} \quad (4)$$

公式1的 $s(t)$ 可以被改写为:

$$s(nT, x = 0) = \sum_{n=0}^{N-1} \sin(\omega_{max}nT + 0.5\alpha(nT)^2)\delta(t - nT), \quad (5)$$

其中n是指数, $\delta$ 是克罗内克delta函数,并且T是两个delta函数之间的时段。可以使用其他延迟或定相函数。delta函数将相对延迟和/或定相引入到针对每个元件的波形。每个元件上所发射的波形由下式给出:

$$s(nT, x = x_i) = \sum_{n=0}^{N-1} \sin(\omega_{max}nT + 0.5\alpha(nT)^2)\delta(t - nT + \tau(nT, x_i)) \quad (6)$$

可以使用其他函数,诸如来计及阵列中的曲率。正弦函数项提供频率扫描,而克罗内克delta函数项提供对应的时变焦点。

[0044] 针对光圈中的每个元件生成的波形是方波或正弦波。将所生成的波形以同步方式应用于元件,从而导致生成具有频率扫描和焦点扫描的ARFI发射波束。

[0045] 频率上的变化率和/或时变焦点的变化率可以是可调节的。可以使用不同的设定。例如,针对速率的一个设定被用于一种类型的组织,并且另一个设定被用于另一种类型的组织。关注区域(即,ARFI扫描区域)的大小和/或关注区域的位置可以另外或替换地被用来设定速率。可以使用相同或不同的信息来设定频率上的变化率和时变焦点上的变化率。可以使用衰减和/或其他信息。

[0046] 在发射波束被用来接收响应回波的情况下,则变化率对应于声速。在动态接收聚焦中,焦点位置随声速改变。为了将发射和接收焦点对准,则发射焦点和对应的频率扫描随声速改变。由于ARFI被用来引起组织位移并且不接收响应回波,因此可调节的速率可以与声速不同。例如,频率上的变化率可以是100 m/s,这与声速(1540 m/s)相差10倍。可以使用

其他差别。

[0047] 由于速率是可调节的,因此可以使用各种线性或非线性函数。上面的公式2是一个示例。由于速率是可调节的,因此可以基于来自用户的输入来设定速率。例如,用户选择应用。该应用指示了组织的类型。不同组织具有作为频率的函数的不同衰减和/或吸收。频率和焦点位置上的变化率是基于所选择的应用来设定的。作为另一示例,由用户来输入关注区域(例如,剪切波要被成像的区域)的位置和/或大小。焦点位置和频率的范围可以与关注区域的大小相关。区域的位置可以确定最小和/或最大频率和/或焦点位置。频率和/或焦点位置上的变化率是基于关注区域大小和位置来设定的。在又另一示例中,用户直接选择针对速率的设定,诸如选择速率值。使用用户输入速率值代替公式2,或者用户输入速率值被用来然后设定最大和最小频率以提供所选择的速率。

[0048] 图4和图5示出了基于公式6的根据元件波形所生成的示例发射波束。ARFI脉冲持续时间  $\Delta t = 400\mu s$ 。频率从  $f_{max} = 4MHz$  到  $f_{min} = 2MHz$  进行改变。初始焦点是  $d_{min} = 2cm$ ,

并且最终焦点  $d_{max} = 10cm$ 。因而,频率上的变化率为  $\alpha = \frac{\omega_{min} - \omega_{max}}{\Delta t} = -\pi 10^{10} (1/s^2)$ , 以及

焦点深度上的变化率为  $\beta = \frac{d_{max} - d_{min}}{\Delta t} = 200 (m/s)$ 。图4示出了作为时间的函数的不同深度

(例如,3、5、7和9 cm)处的发射波束的ARFI信号。使用频率扫描和时变焦点来生成发射波束。不同的频率被发射到不同的深度。虽然由于图4中脉冲的较长持续时间而不可能将振荡的频率随时间进行可视化,但是提供了在关注频率(例如,在浅深度处的高频和在深深度处的低频)处具有最大能量的线性调频脉冲。图5示出了图4的信号频谱。在图5中,频谱示出了在特定深度处,大部分推动能量集中在窄频带中。图4表示与图5相同的信息,但是以时域来表示。由于衰减和/或衍射,信号在不同深度处的幅度是不同的。幅度调制可以被用来使幅度更相似。

[0049] 在动作36中,使用波束成形器、换能器和图像处理器的超声系统跟踪由根据ARFI发射波束所生成的波所引起的组织中的位移。波束成形器生成发射波形,换能器将波形转换成发射波束,并且将发射波束的回波转换成接收信号,波束成形器根据接收信号来形成接收波束,并且图像处理器使接收波束或来自接收波束的数据相关以确定位移。

[0050] 组织响应是由ARFI波束和组织特性所产生的波的函数。组织随时间推移的位移可以被表达为波形和组织特性或响应的卷积。组织响应反映了组织的粘弹性属性。为了测量粘弹性属性,测量响应于推动脉冲的组织随时间推移的位移。随时间推移来确定由所产生的波或ARFI脉冲本身所引起的组织的位移。当波经过给定位置时,组织移过一定量或距离,该量或距离增加到峰值量,并且然后随着组织回到静止而减小。

[0051] 在动作36中,作为时间的函数来计算位移。对组织进行多次扫描来确定位移,诸如扫描一个区域至少十次来确定在九个不同时间处的位移。使用能够在组织对推动波形的响应期间针对位移进行扫描的任何成像模态来对组织进行扫描。扫描发生在其中期望的波形(例如,剪切波)将穿过组织的一定范围的时间内。

[0052] 对于超声扫描,在与针对ARFI推动脉冲的焦点区域邻近和/或间隔开的位置处对波进行检测。为了检测对于关注区域中的波的组织响应,做出针对该区域的发射,并且在该区域中实行检测。这些其他发射被用于检测波或位移而不是引起波或位移。用于检测的发

射可以具有较低功率和/或短脉冲(例如,1-5个载波周期)并且使用与ARFI波束相同或不同的扫描线。用于检测的发射可以具有沿至少一个维度(诸如横向地)的更宽的波束分布,以用于沿多个扫描线同时形成接收样本。

[0053] ARFI发射波束不被用于接收回波。被用于发射的跟踪波形的频率和用于接收的频率独立于被用于ARFI波束的频率。例如,ARFI具有1-3 MHz的线性调频脉冲,而跟踪波束是B模式波束,其具有1.5 Mhz的中心发射频率和1.5 Mhz或3 MHz谐波的接收频率。由于ARFI不被用于接收,因此来自ARFI的信号并不具有对用于跟踪的接收信号的干扰或者具有对用于跟踪的接收信号的有限干扰。

[0054] 可以在一个、两个或更多个方向上监测波或位移。监测关注区域以检测波。关注区域是任何大小。由于使用扫描焦点位置和/或频率扫描来扩展焦点区域,因此监测可以在更大的深度、横向范围、面积或体积上进行。沿焦点生成波。对于一个示例中的轴向扩展的焦点,可以监测深度为4 cm且方位角为6 mm的区域。针对每个深度独立地监测横向间隔开的位置。对于每个深度,在多个横向间隔开的位置中的每一个处跟踪位移。实行跟踪而不将在一定深度范围内的信息进行组合。这是可能的,因为在轴向范围上应用了足够的推动强度,从而允许在具有更大深度分辨率的情况下进行ARFI成像。

[0055] 通过超声来监测检测区域。针对任何数量的扫描线来实行监测。例如,响应于每个监测发射,形成四个、八个或更多个接收波束。在发射频率扫描ARFI激励以生成波或位移之后,沿着一个或多个发射扫描线重复地实行B模式发射,并且沿着对应的接收扫描线来实行接收。在其他实施例中,响应于每个发射仅形成单个接收波束或者其他数量的接收波束。超声数据中的一些(诸如在重复的开始或结束处的超声数据)可能不响应于波或位移。

[0056] 图像处理器根据超声扫描数据来计算位移(例如,波束成形的样本或B模式检测的数据)。组织在两次扫描之间移动。一次扫描的数据相对于另一次扫描中的数据在一维、二维或三维中进行转换。对于每个可能的相对位置,针对在一个位置周围的数据来计算相似量。利用相关性(诸如互相关)来确定相似量。可以使用绝对差值的最小总和或其他函数。具有最高或足够的相关性的空间偏移指示了针对给定位置的位移的量和方向。在其他实施例中,计算从不同时间接收到的数据的相位偏移。相位偏移指示了位移量。在另外其他实施例中,使表示在不同时间处的线(例如,轴向的线)的数据相关以确定针对沿着该线的多个深度中的每个深度的移位。

[0057] 在不同时间处确定针对给定位置的位移,这与顺序扫描相关联。相对于扫描数据的初始或参考帧(即,累积位移)来确定该位移。替换地,根据紧接在先的扫描数据帧来确定位移,这在持续基础上(即,增量位移)将先前帧指定为参考。针对给定位置的时间分布指示随时间推移由波引起的位移。

[0058] 在焦点区域充分扩展以获得期望测量结构的情况下,使用单个ARFI推动脉冲。在尽管有时变焦点但仍存在更广泛的关注区域的情况下,可以重复动作30-36。用于位移检测的发射和接收与ARFI波束交错以扫描不同组织区域。为了监测更大区域,针对其他位置重复动作30-36。对于每个接收波束位置,提供运动信息(即,位移)的时间分布。针对每个轴向深度和/或横向位置提供单独的时间分布。

[0059] 具有或不具有时间分布的位移信息被用来确定组织的特性。在每个位置处确定特性。可以确定任何特性,诸如弹性、应变、剪切速度、纵波速度、模量或其他粘弹性属性。位移

本身可以被用来表示组织,诸如位移的量值。

[0060] 在动作38中,生成图像。该图像表示组织特性或属性。图像是位移的函数。使用位移本身或从位移导出的特性(例如,剪切模量或速度),计算要显示的信息。例如,可以显示属性的数字或文本指示。在其他实施例中,输出标绘图和/或拟合线和斜率值。例如,针对一个或多个位置中的每一个位置显示随时间推移的位移。将粘弹性属性在图像中传送给用户。图像可以是图表,诸如作为位置的函数的值的标绘图。

[0061] 图像可以包括作为空间或位置的函数的属性、位移或其他波信息的一维、二维或三维表示。例如,显示遍及区域的剪切速度。剪切速度值调制在灰度调制的B模式图像中的区域中的像素的颜色。图像可以表示位移信息,诸如针对不同位置的剪切或模量(例如,剪切模量)。显示网格可以与扫描网格和/或针对其计算位移的网格是不同的。作为根据位移导出的信息的函数来调制像素的颜色、亮度、发光度、色调或其他特性。

[0062] 在其他实施例中,位移被用于剪切波速度成像。确定二维或三维区域中的剪切速度的分布并且将其映射到图像值。在另一实施例中,实行剪切波速度点量化。在一个位置处的剪切波速度的值被显示为文本或数值。

[0063] 在一个实施例中,图像是来自不同深度的位移的函数。使用一维、二维或三维成像,图像中表示的组织的不同位置包括不同的深度。对于数字或文本信息,来自不同深度的位移被用来导出针对不同深度的一个或多个值。由于ARFI波束的扫描焦点,可以检测到不同深度处的位移。检测针对不同横向位置的位移。通过扩展针对ARFI波束的焦点,可以监测面积或体积中的更多位置并且将其用于成像。通过使用频率扫描,针对位置的信噪比优于没有频率扫描的情况。可以对更大区域进行采样和/或所确定的组织特性比没有频率扫描的情况更准确。使用频率扫描,作为针对ARFI的深度的函数的强度可以是更均匀的。

[0064] 图6示出了用于ARFI扫描中的频率扫描的系统10的一个实施例。超声生成组织位移(诸如通过产生剪切波或纵波来生成),并且响应于对位移做出响应的组织的扫描数据被用来确定属性。对于用于测量针对给定ARFI发射的位移的增加的区域大小和/或用于测量位置的更好的信噪比,在具有频率扫描的情况下发射ARFI。通过将不同频率聚焦到不同深度来提供进一步的改进。

[0065] 系统10是医学诊断超声成像系统。在替换的实施例中,系统10是个人计算机、工作站、PACS站或者在相同位置处或分布在网络上用于实时或后采集成像的其他布置。来自波束成形器实行的扫描的数据是通过计算机网络或存储器可获得的,以供计算机或其他处理设备进行处理。

[0066] 系统10实现图1的方法或其他方法。系统10包括:发射波束成形器12、换能器14、接收波束成形器16、图像处理器18、显示器20和存储器22。可以提供附加的、不同的或更少的组件。例如,用户输入被提供用于手动或辅助标明要针对其获得信息的关注区域,或者用于录入应用、组织类型和/或频率和/或焦点位置上的变化率设定。

[0067] 发射波束成形器12是超声发射器、存储器、脉冲发生器、波形发生器、模拟电路、数字电路或其组合。发射波束成形器12被配置成生成用于具有不同或相对幅度、延迟和/或定相的多个通道的波形。波形包括随时间推移的频率变化。频率从开始到结束或在连续波形的一部分期间线性地或非线性地扫描或变化。对于给定的ARFI(例如,100-1000个周期),波形的频率(例如,中心频率和/或频带)发生改变。对发射波束成形器12的全部通道或通道的

子集实行该频率变化。

[0068] 在一个实施例中,生成波形并且将其应用于具有时变焦点的换能器阵列。例如,相对定相在发射波束的生成期间随时间推移而变化。每个通道的波形结合了相位变化,从而导致具有扫描焦点或多个焦点位置的ARFI脉冲或波束。与频率变化相对应地,不同的频率聚焦到不同的深度或位置。例如,1 MHz聚焦在10 cm处,3 MHz聚焦在3 cm处,并且在3 MHz与1 MHz之间,其他中心频率线性地映射到沿从3 cm到10 cm的线的位置。由于按频率在衰减上的差异,较高频率被聚焦到更靠近换能器14的焦点区,而较低频率被聚焦到更远离换能器14的焦点区。替换地,较高频率可以被聚焦得比较低频率更远。

[0069] 被用于扫描的频率范围是可调节的。正被检查的组织的衰减和/或吸收可以被用来设定频率范围。例如,肝脏组织具有与乳房组织不同的衰减,因此不同的频率和得到的扫描范围对于不同类型的组织是不同的。

[0070] 关注区域的位置和大小可以确定频率范围。大小和位置确定了被扫描的位置。由于衰减,被用于最深位置的频率可能低于被用于最靠近位置的频率。对于分辨率而言期望更高的频率,但衰减限制了传播到更深位置的频率。

[0071] 所使用的频率(例如,频率范围)独立于声速。并非是这样的频率扫描,即其中频率随时间推移的斜率是基于声速的,而是频率扫描可以独立于声速。在针对来自发射的回波接收到信号的情况下,动态接收聚焦导致具有被聚焦在不同深度处的频率的发射频率扫描必须匹配动态聚焦,该动态聚焦以声速发生。由于没有针对ARFI实行的接收操作,因此频率和对应的焦点位置可以以任何速率改变。频率和焦点位置的变化率是可调节的,诸如是用户可设定的、基于应用(例如,组织类型)可设定的和/或基于区域大小和位置进行设定。

[0072] 在针对时变焦点的另一实施例中,发射波束成形器12包括每个通道中的相位旋转器13。每个相位旋转器13被控制成一次将一个相位应用到所生成的波形或正在生成的波形。发射波束成形器12的通道的相位旋转器13被配置成随时间推移跨换能器14的光圈应用不同的相位分布和/或将不同的相位分布应用于相同的正在进行的波形。得到的波形由发射波束成形器12来生成,以用于产生ARFI脉冲。相位旋转器13响应于如在单个发射波束期间扫描焦点所需的相位上的改变。使焦点横向地、轴向地或横向和轴向两者地进行移位,诸如在相同的发射波束中随时间推移产生焦点线。

[0073] 在另一实施例中,发射波束成形器12的波形发生器(例如,脉冲发生器或具有数模转换器的存储器)生成用于通道的波形,其具有作为波形的部分的相对延迟或定相。例如,如上面针对公式6所描述的,克罗内克delta函数被用来实现具有频率扫描的时变焦点。

[0074] 发射波束成形器12诸如通过发射/接收开关而与换能器14连接。在响应于所生成的波形而从换能器14发射声波时,一个或多个波束在给定的发射事件期间成形。至少一个波束是具有频率扫描的、具有或不具有扫描焦点的ARFI脉冲。

[0075] 为了扫描组织位移,在发射ARFI之后生成其他发射波束的序列。发射波束的序列扫描一维、二维或三维区域。可以使用Sector、Vector<sup>®</sup>、线性或其他扫描格式。多次扫描同一区域。在发射ARFI脉冲之后发生由发射波束成形器12进行的扫描。换能器14的相同元件被用于扫描和使组织移位二者,但是可以使用不同的元件、换能器和/或波束成形器。

[0076] 换能器14是压电或电容性薄膜元件的1维、1.25维、1.5维、1.75维或2维阵列。换能器14包括用于在声能与电能之间换能的多个元件。例如,换能器14是具有大约64-256个元

件的一维PZT阵列。

[0077] 换能器14与发射波束成形器12连接,以用于将电波形转换成声波形,并且与接收波束成形器16连接,以用于将声学回波转换成电接收信号。换能器14发射ARFI。ARFI的发射波束聚焦在患者体内的组织区域或关注位置。响应于将电波形应用于换能器元件来生成声波形。ARFI直接地或者通过生成波(例如,剪切波)来引起组织位移。

[0078] 为了利用超声进行扫描以检测位移(跟踪),换能器14基于来自发射波束成形器12的另外的波形来发射声能并且接收回波。响应于撞击在换能器14的元件上的超声能量(回波)来生成接收信号。

[0079] 接收波束成形器16包括具有放大器、延迟器和/或相位旋转器的多个通道以及一个或多个求和器。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束成形器16响应于针对检测的每个发射来应用相对延迟、相位和/或变迹以形成一个或多个接收波束。可以提供对接收的动态聚焦。接收波束成形器16使用所接收到的声信号来输出表示空间位置的数据。来自不同元件的信号相对延迟和/或定相和求和提供了波束成形。在替换的实施例中,接收波束成形器16是用于使用傅里叶变换或其他变换来生成样本的处理器。

[0080] 接收波束成形器16可以包括:滤波器,诸如用于将处于二次谐波或相对于发射频带的其他频带处的信息进行隔离的滤波器。这样的信息可以更有可能包括期望的组织、对比剂和/或流量信息。在另一实施例中,接收波束成形器16包括:存储器或缓冲器以及滤波器或加法器。组合两个或更多个接收波束以隔离在期望频带(诸如二次谐波、三次基波或另一频带)处的信息。

[0081] 接收波束成形器16输出表示空间位置的波束求和数据。输出针对单个位置、沿着线的位置、针对面积的位置或针对体积的位置的数据。数据可以被用于不同目的。例如,针对B模式或组织数据实行与针对剪切波检测不同的扫描。替换地,针对B模式成像的扫描被用于确定组织位移。接收波束成形器16响应于由于ARFI所引起的组织运动,作为所接收到的声信号的函数来输出表示空间位置的数据。当来自ARFI的直接回波撞击在换能器14上时,接收波束成形器16不运行,所以接收波束成形器16被配置成在没有来自ARFI的声学回波的情况下输出数据。

[0082] 处理器18是B模式检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、相关处理器、傅里叶变换处理器、专用集成电路、通用处理器、控制处理器、图像处理、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、其组合或者用于检测和处理来自波束成形的超声样本的信息的其他现在已知或之后开发的设备。

[0083] 在一个实施例中,处理器18包括:一个或多个检测器和单独的处理器。单独的处理器是控制处理器、通用处理器、数字信号处理器、图形处理单元、专用集成电路、现场可编程门阵列、网络、服务器、处理器组、数据路径、其组合或者用于确定位移和/或计算组织属性的其他现在已知或之后开发的设备。处理器18被软件和/或硬件配置成实行动作。

[0084] 在一个实施例中,处理器18估计作为来自接收波束成形器16的输出数据的函数的随时间推移的组织位移。位移被估计为表示作为时间的函数的位移的量值的曲线的分布或数据。可以通过使参考数据与在不同时间处获得来表示组织的数据相关或者以其他方式确定两种数据之间的相似性水平来获得位移分布。

[0085] 处理器18被配置成根据组织随时间推移的位移来计算组织特性。例如,根据随时

间推移的位移来计算剪切速度。位移量除以时间提供了速度。在一个实施例中,处理器18计算粘度和/或模量。处理器18可以计算其他属性,诸如应变或弹性。在另外其他实施例中,处理器18确定最大位移或者位移的其他特性或者作为特性的位移分布。

[0086] 处理器18生成并且输出从属性映射到显示器20的图像或显示值。例如,确定剪切模量或其他值。向用户显示属性的文本或数字指示。可以显示随时间推移的属性的图表。

[0087] 在一个实施例中,属性被显示为位置的函数。响应于具有单个焦点的ARFI脉冲,针对有限数量的位置的位移是可得的。利用针对ARFI脉冲的扫描焦点,针对更大数量的位置的位移以及相应的更大的线性、面积或体积范围是可得的。利用频率扫描,针对位置提供了更好的信噪比,从而允许要被用于单个ARFI的更大区域。可以使用不同位置处的位移来显示值、图表和/或组织表示。与针对ARFI脉冲的单个焦点相比,通过使用扫描焦点,可以利用更少ARFI脉冲发射来监测相同数量的位置以用于准实时(例如,5-19 Hz)成像。与针对ARFI脉冲的单个焦点相比,通过使用扫描焦点,可以提供针对位移的更大空间分辨率和对应的组织特性。通过使用频率扫描,可以提供更均匀的波生成,从而导致比没有频率扫描的情况下使用扫描焦点更好的信噪比。由于更好的信噪比,位移的估计更可能是准确的,因此为医师提供用于诊断、预后和/或治疗的更好信息。

[0088] 对于组织的表示,组织特征的量值调制了表示组织区域的不同像素的颜色、色调、亮度和/或其他显示特性。处理器18确定像素值(例如,RGB)或被转换成像素值的标量值。将图像生成为标量值或像素值。图像可以被输出到视频处理器、查找表、色图或直接输出到显示器20。

[0089] 处理器18和发射波束成形器12依照存储在存储器22或另一存储器中的指令进行操作。指令通过被加载到控制器中、通过引起对值表(例如,相位分布表)的加载和/或通过被执行来配置处理器18和/或发射波束成形器12以用于操作。发射波束成形器12由指令配置,以引起生成具有或不具有扫描焦点、具有频率扫描的ARFI波束。处理器18被编程用于测量组织位移以及生成图像。

[0090] 存储器22是非临时性计算机可读存储介质。用于实现本文中讨论的过程、方法和/或技术的指令被提供在计算机可读存储介质或存储器(诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器或其他计算机可读存储介质)上。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。响应于存储在计算机可读存储介质中或存储在计算机可读存储介质上的一个或多个指令集,执行在各图中图示的或在本文中描述的功能、动作或任务。功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略,并且可以由单独地或以组合形式操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等等来实行。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等等。在一个实施例中,将指令存储在可移除介质设备上以用于由本地或远程系统读取。在其他实施例中,将指令存储在远程位置中以用于通过计算机网络或通过电话线传输。在另外其他实施例中,指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统内。

[0091] 显示器20是CRT、LCD、投影仪、等离子体或用于显示二维图像或三维表示的其他显示器。显示器20显示表示了组织特性或根据位移导出的其他信息的一个或多个图像。作为示例,显示了作为位置的函数的位移或组织特性的二维图像或三维表示。替换地或附加地,图像是值或图表的图表表示、数字表示或文本表示。例如,剪切速度、剪切模量、应变、弹性

或其他值或图表被显示为图像。

[0092] 虽然在上面已经通过参考各种实施例描述了本发明,但是应该理解的是,可以在不偏离本发明的范围的情况下做出许多改变和修改。因此,意图的是将前述详细描述视为说明性的而不是限制性的,并且要理解的是,意图限定本发明的精神和范围的是所附权利要求(包括全部等价方式)。



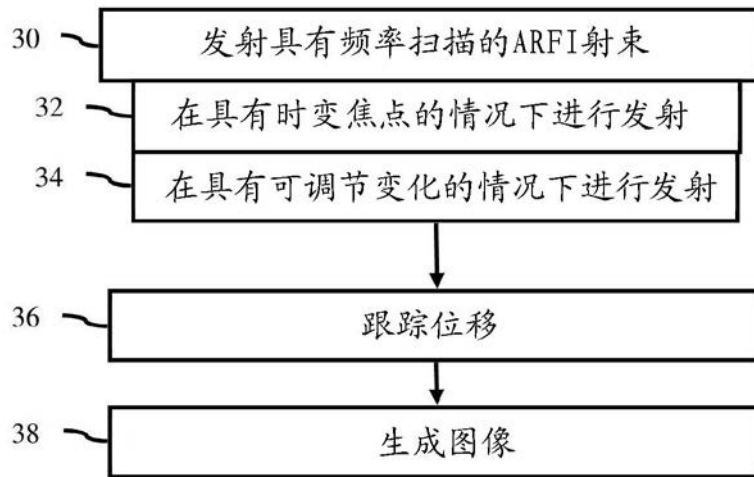


图 1

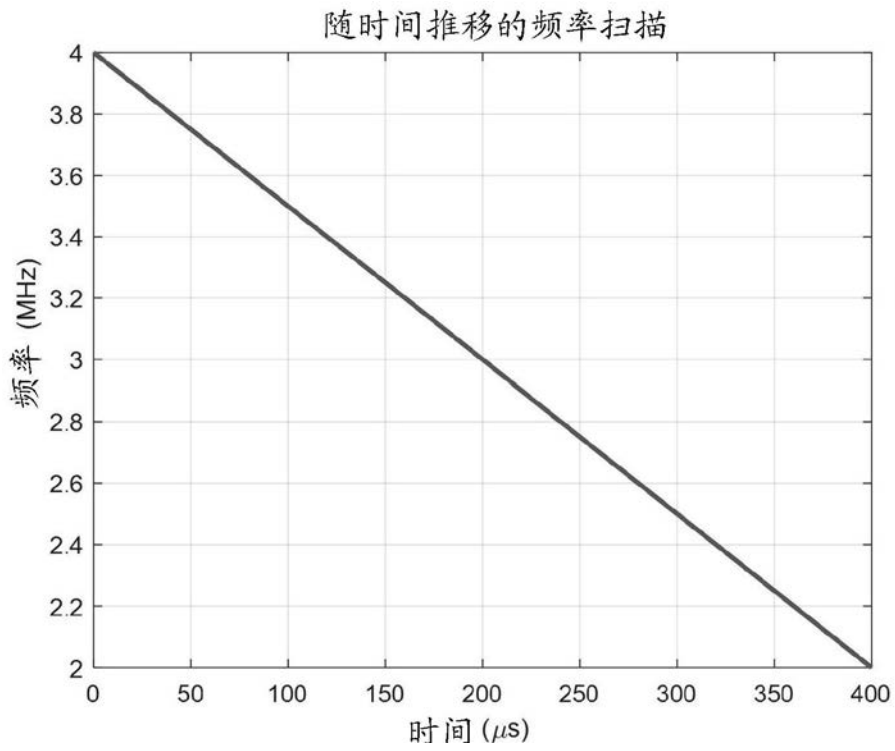


图 2

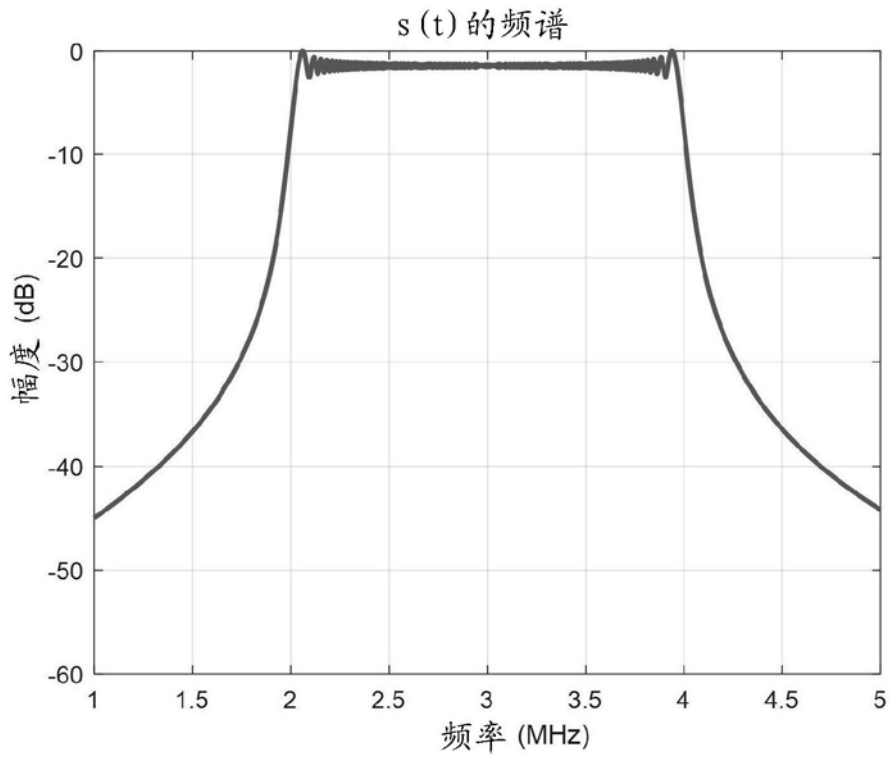


图 3

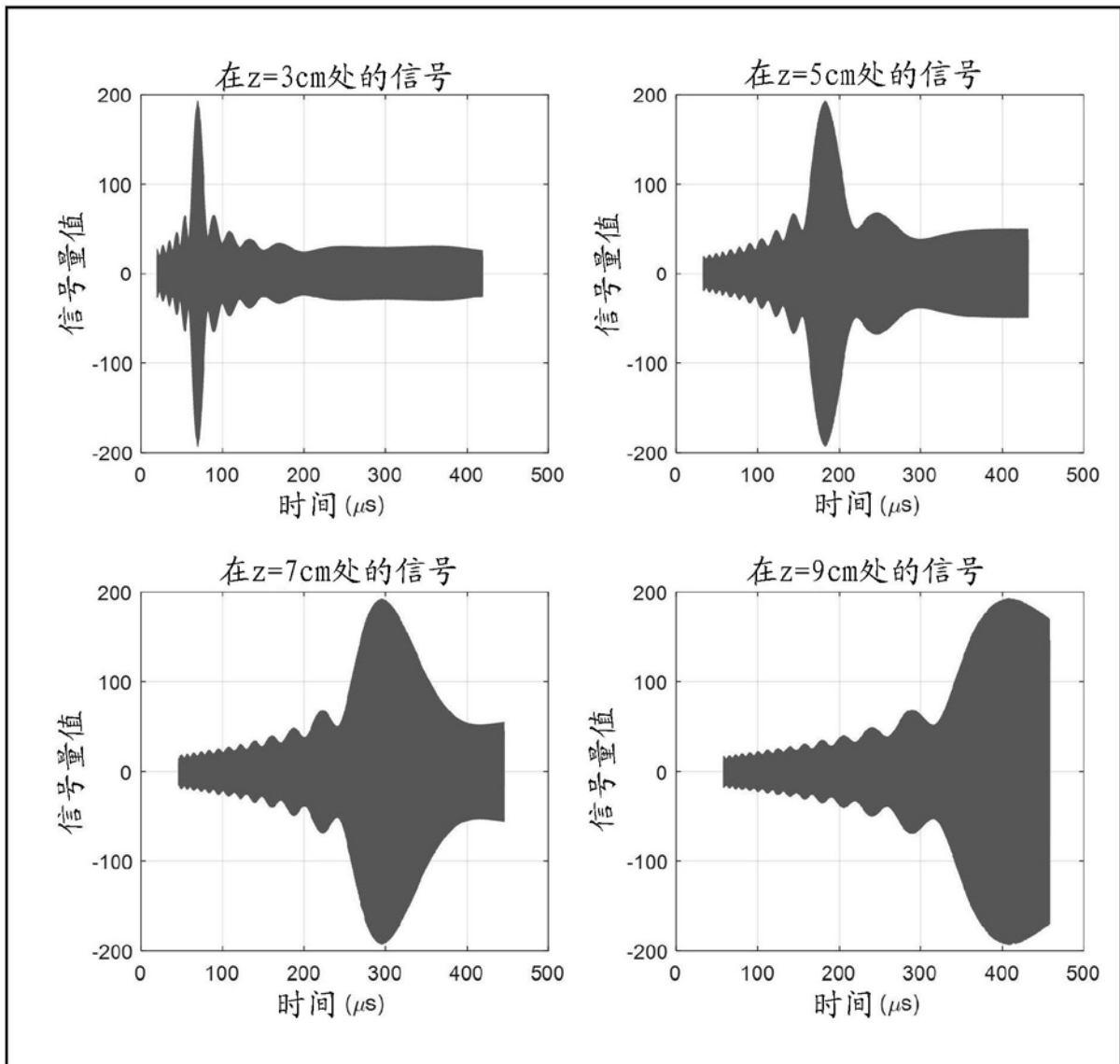


图 4

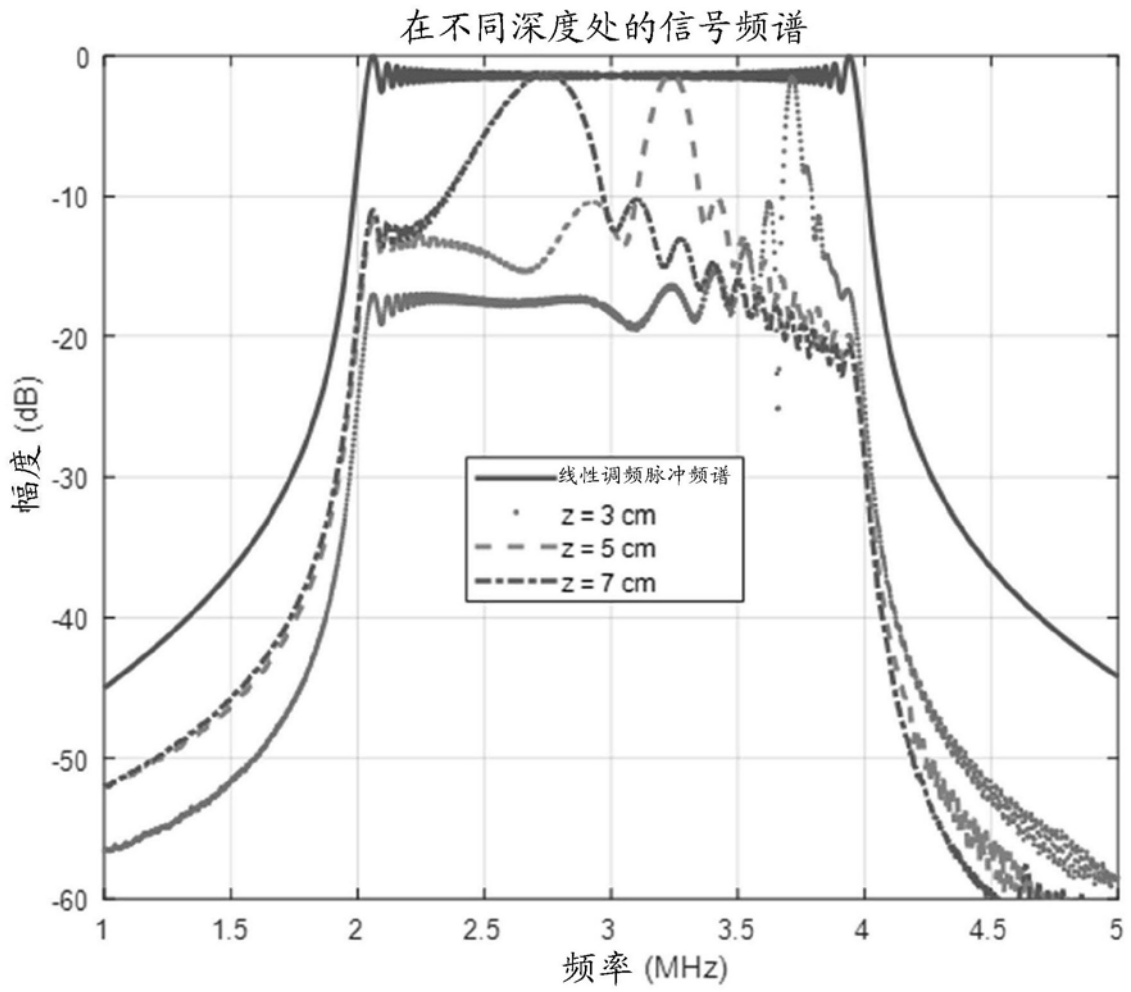


图 5

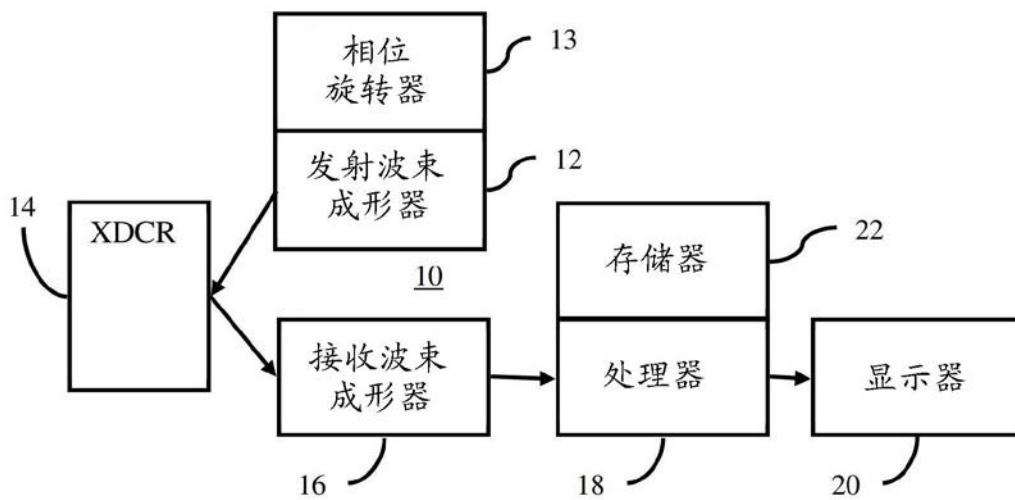


图 6