



(10) 授权公告号 CN 107110959 B

(45) 授权公告日 2021.05.18

(21) 申请号 201580058884.9

(22) 申请日 2015.10.30

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107110959 A

(43) 申请公布日 2017.08.29

(30) 优先权数据

62/072,801 2014.10.30 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2017.04.28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/058378 2015.10.30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02016/067253 EN 2016.05.06

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J-1·罗贝尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.

G01S 7/52 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2007161904 A1, 2007.07.12

US 2007161904 A1, 2007.07.12

US 2013226509 A1, 2013.08.29

US 2010128958 A1, 2010.05.27

CN 102288968 A, 2011.12.21

CN 102640012 A, 2012.08.15

CN 102279394 A, 2011.12.14

梁敬赛. 基于压缩感知的秘密图像分存.《数学及其应用新进展2010全国数学与信息科学研究生学术研讨会论文集》.2011,

审查员 赵雅琴

权利要求书3页 说明书9页 附图6页

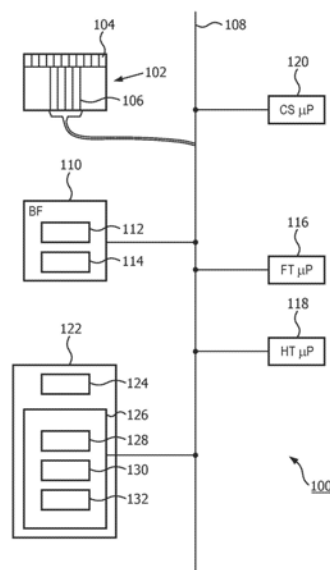
(54) 发明名称

在形成超声图像中的压缩感测

(57) 摘要

在图像压缩超声系统中,为了生成成像样本,延迟被逐换能器元件地应用到相应时间样本中。经延迟的样本在时间上被相干地加和,被相干地加和的延迟全体未聚焦。基于成像样本,并且除了仅经由所述成像样本之外,还基于用于成像样本的生成的延迟分别在功能上所取决于的角度(236),来稀疏化图。图像压缩处理器(120)可以最小化第一矩阵的第一p范数,所述第一矩阵是两个矩阵的乘积,一个的内容表示压缩基础中的图像。最小化经受以下约束:测量结果矩阵与图像-到-测量结果-基础变换矩阵、图像表示词典矩阵和表示压缩基础中的图像的矩阵的乘积之间的差异的第二p范数并不超过允许误差阈值。测量结果矩阵被填充有通道数据或者被应用到时间维度中的通道数据的希尔伯特变换的输出。

出。



1. 一种超声成像装置,包括:

图像样本采集电路,其能操作用于:为了生成未聚焦的波束形成样本(204)而逐换能器元件地应用延迟,并且在所述生成中根据所述延迟对采集的回波相关的时间样本(202)在时间上进行相干地加和,在所述加和中采用的所述延迟是全体未聚焦的;以及

压缩感测处理器,其能操作用于将图像稀疏化,基于在所述生成中所生成的未聚焦的波束形成样本,并且除了仅经由所述未聚焦的波束形成样本,还基于用于对所述未聚焦的波束形成样本的所述生成的所述延迟在功能上分别所取决于的角度(236),来执行所述稀疏化。

2. 根据权利要求1所述的装置,所述处理器被配置用于发现最稀疏图像(272),所述最稀疏图像不超过与所述未聚焦的波束形成样本相对应的允许误差阈值。

3. 根据权利要求1所述的装置,还包括超声换能器阵列,所述超声换能器阵列能由所述装置操作用于询问介质以采集所述图像,为了聚焦在所述介质(210)中的场点上,所述处理器还能操作用于使第一矩阵的第一 p 范数最小化,所述第一矩阵是两个矩阵的乘积,所述两个矩阵中的一个矩阵的内容以压缩基础表示所述图像,所述最小化经受如下约束:在测量结果矩阵(416)与图像-测量结果基础变换矩阵、图像表示词典矩阵和以所述压缩基础表示所述图像的所述矩阵的乘积之间的差异的第二 p 范数不超过允许误差阈值,所述测量结果矩阵被填充有在所述生成中所生成的所述未聚焦的波束形成样本,针对所述第一 p 范数和所述第二 p 范数, p 是不同的或相同的。

4. 根据权利要求3所述的装置,所述延迟与所述元件中的相应元件的横向位置(232、244)成正比。

5. 根据权利要求4所述的装置,所述阵列具有轴向方向(256),横向方向垂直于所述轴向方向。

6. 根据权利要求3所述的装置,所述应用针对存储的回波相关的时间样本中的相应的回波相关的时间样本,所采集的所述回波相关的时间样本(202)在所述相应的回波相关的时间样本之中。

7. 根据权利要求6所述的装置,还包括:

超声换能器元件的阵列(102),其能操作用于分别感测入射超声,所述装置被配置为基于所述感测来创建相应的回波相关的时间样本;以及

存储存储器,其用于存储所创建的回波相关的时间样本作为所述存储的回波相关的时间样本。

8. 根据权利要求7所述的装置,所述电路包括加法器(114),所述应用针对所有所述元件,所述装置被配置为将所述加法器用于所述加和,用于所述生成的所述加和将针对所述元件中的每个元件的经延迟的样本相加。

9. 根据权利要求7所述的装置,所述阵列是超声换能器元件的较大的物理阵列(257)的子阵列。

10. 根据权利要求7所述的装置,被配置为重复地执行所述创建(S308-S318),从而逐步地跨越所述图像。

11. 根据权利要求10所述的装置,来自所述元件中的元件的偏移的空间样式(252)与用于对所述未聚焦的波束形成样本的所述生成的所述延迟中的相应延迟的幅度(242、248)相

对应,所述空间样式具有一方向,用于生成所述未聚焦的波束形成样本中的相应的未聚焦的波束形成样本的所述延迟随着所述方向而变化。

12. 根据权利要求11所述的装置,还被配置为:为了形成单个帧,在发出单个发送(208)与执行用于逐步跨越的所述创建之间重复地交替,所述交替继续,使得针对所述帧的图像采集要求至少4个发送以及分别具有不同方向的至少32种不同的样式。

13. 根据权利要求7所述的装置,所述询问包括发送未聚焦的超声波束以产生创建要被延迟的所述样本所基于的所述入射超声,作为回波(220、222)。

14. 根据权利要求13所述的装置,还被配置用于使用所述发送并且使用最多三个其他超声波束作为发送来采集图像帧(S350)。

15. 根据权利要求14所述的装置,所述发送是被发出以用于采集所述图像帧的单个发送。

16. 根据权利要求1所述的装置,所述图像与要被存储为在对所述未聚焦的波束形成样本的所述生成中使用的所述存储的回波相关的时间样本的回波相关的时间样本相对应。

17. 根据权利要求1所述的装置,所述处理器还被配置为应用压缩感测,所述压缩感测聚焦在通过所述压缩感测定义的场点(214、216)上。

18. 根据权利要求1所述的装置,来自所述元件中的元件的偏移的空间样式与用于对所述未聚焦的波束形成样本的所述生成的所述延迟中的相应延迟的幅度相对应,所述空间样式表示来自所述角度之中的角度,所述处理器还被配置为:为了所述稀疏化,读取压缩-测量结果基础(404、408)变换矩阵的基于所述角度的条目。

19. 根据权利要求18所述的装置,所述处理器还被配置为:为了所述稀疏化,访问所述条目(424、428)中的条目,所述条目是根据所述角度中的相应不同角度的估计。

20. 根据权利要求1所述的装置,还包括傅里叶变换处理器(116),所述装置能操作用于将傅里叶变换应用到来自所述电路的未聚焦的波束形成样本,所述压缩感测处理器被配置为对来自经变换的样本之中的样本进行操作,以重建所述图像。

21. 根据权利要求1所述的装置,还包括希尔伯特变换处理器(118),所述装置能操作用于将希尔伯特变换应用到来自所述电路的未聚焦的波束形成样本,所述压缩感测处理器被配置为对来自经变换的样本之中的样本进行操作,以重建所述图像。

22. 一种超声成像方法,包括:

为了生成未聚焦的波束形成样本而逐换能器元件地应用延迟,并且在所述生成中根据所述延迟对采集的回波相关的时间样本在时间上进行相干地加和,在所述加和中采用的所述延迟是全体未聚焦的(S328);并且

基于在所述生成中所生成的未聚焦的波束形成样本,并且除了仅经由所述未聚焦的波束形成样本,还基于用于对所述未聚焦的波束形成样本的所述生成的所述延迟在功能上分别所取决于的角度,来将图像稀疏化。

23. 一种用于超声成像的计算机可读介质,所述介质包含有程序,所述程序具有能够由用于执行多个动作的处理器执行的指令,在所述多个动作之中存在如下动作:

为了生成未聚焦的波束形成样本而逐换能器元件地应用延迟,并且在所述生成中根据所述延迟对采集的回波相关的时间样本在时间上进行相干地加和,在所述加和中采用的所述延迟是全体未聚焦的;并且

基于在所述生成中所生成的未聚焦的波束形成样本,并且除了仅经由所述未聚焦的波束形成样本,还基于用于对所述未聚焦的波束形成样本的所述生成的所述延迟在功能上分别所取决于的角度,来将图像稀疏化。

在形成超声图像中的压缩感测

技术领域

[0001] 本发明涉及超声图像采样,并且更具体涉及压缩感测。

背景技术

[0002] 在过去十年中,压缩感测(CS)已经从信号处理群体取得了广泛的知名度和认可度。CS被用在诸如磁共振成像(MRI)的各种领域中,并且是非线性重建方法,其使用关于信号的先验信息,诸如被成像的介质,以利用较少的测量来实现高质量的重建。Schiffner等人在Proceedings of the 2013 IEEE IUS,Prague,Czech Republic上的“Compensating the Combined Effects of Absorption and Dispersion in Plane Wave Pulse-Echo Ultrasound Imaging Using Sparse Recovery”一文中提供了使用超声的CS的范例。此外,Bernard Olivier等人的(“Ultrasound Fourier slide imaging:a novel approach for ultrafast imaging technique”,2014 IEEE International Ultrasonics Symposium,2014年9月3日,第129-132页)公开了一种超声图像压缩装置,包括:图像样本采集电路,其为了生成成像样本能操作于逐换能器元件地应用延迟,并且在所述生成中,根据所述延迟对采集的时间样本在时间上进行相干地加和,在所述加和中采用的所述延迟是全体未聚焦的。此外,HervéLiebgott等人(“Pre-beamforming RF signal reconstruction in medical ultrasound using compressive sensing”,Ultrasonics,第53卷,第2号,2013年2月1日,第525-533页)公开了一种用于根据对压缩基础中的图像的p范数矩阵的最小化来进行超声图像压缩的装置,所述最小化经受以下约束:根据测量结果生成的并且被改变为图像压缩矩阵的另一p范数矩阵不超过允许误差阈值。

发明内容

[0003] 在本文中所提出的内容的第一方面中,在超声成像系统中,提供了一种图像样本采集电路。为了生成成像样本而逐换能器元件地施加延迟。时间样本根据所述延迟在时间上(in time)被相干地加和,相干地加和的延迟是全体未聚焦的。压缩感测(CS)处理器使图像稀疏化,即使图像更加稀疏。对此,使用基础(basis),其中,所述图像具有稀疏表示,或者如果不是稀疏的,则是可压缩的。稀疏的图像是固有地可压缩的。然而,更一般而言,即使在基础中不是稀疏的图像,在图像的系数由幅度排序的基础中、在衰减相对快速的基础中,所述图像在本文下文也将被称为可压缩的。归一化的幅度和系数计数的阈值能用于定义准则。基于如在本文上文中所描述地生成的成像样本,并且除了仅仅经由所述成像样本之外,还基于用于所述成像样本的生成的延迟分别在功能上所取决于的角度,来执行所述稀疏化。由CS实现在场点上的聚焦。

[0004] 在另一方面中,一种超声图像压缩装置,包括:超声成像阵列,其具有换能器元件,所述换能器元件被通信地连接到相应的数据通道。所述阵列能操作于在所述通道上生成表示图像的时间域通道数据。在所述装置中还包括图像压缩处理器,其用于使第一矩阵的第一p范数最小化,所述第一矩阵是两个矩阵的乘积,所述两个矩阵中的一个矩阵的内容以

压缩基础表示图像。所述最小化经受以下约束：测量结果矩阵与图像-到-测量结果-基础变换矩阵、图像表示词典矩阵和以压缩基础表示图像的矩阵的乘积之间的差异的第二 p 范数不超过允许误差阈值。所述测量结果矩阵被填充有通道数据或者被应用到时间维度中的通道数据的希尔伯特变换的输出。此处，针对所述第一 P 范数和所述第二 p 范数， p 是不同的或相同的。

[0005] 下文借助于附图，进一步阐述新颖的成像技术的细节，所述附图未按比例绘制。

附图说明

[0006] 图1是根据本发明的超声成像装置的一个范例的示意图；

[0007] 图2是示范图1的装置并且涉及图1的装置的概念概览图；

[0008] 图3A-3C是图示根据本发明的图1的装置的操作的可能设计的流程图；并且

[0009] 图4A-4F是表示并且用在可在本发明的版本中执行的计算中的数学表达式。

具体实施方式

[0010] 图1通过说明性和非限制性范例的方式描绘了用于压缩图像的超声成像装置100。装置100包括阵列102，阵列102例如是一维的，包括通信地连接到相应数据通道106的换能器元件104，例如，它们中的128个。对于在本文中所提出的内容，2D矩阵阵列的使用是备选的。通道通过线缆或无线地（如通过端口（未示出））通信地连接到通信介质108，诸如数据总线。具有发送和接收功能的波束形成器110包括：计时器或时钟112；以及加和单元或加法器114。波束形成器110在接收时以时间相干的方式对通道106上的经适当延迟的时间样本进行加和以生成成像样本。所述成像样本在本文中被称作波束形成样本，尽管在一些实施例中，延迟并不聚焦。该过程被反复重复以形成跨被采集的图像的深度的波束形成样本。所述波束形成样本之后被用于重建所采集的图像。在下文中，除非另行指示，术语“波束形成样本”将指代未聚焦的波束形成样本，使得用于创建样本的延迟未聚焦并且用于创建样本的波束形成未聚焦。装置100还包括微处理器116、118、120，其分别用于傅里叶变换、希尔伯特变换和压缩感测（CS）处理。还包括存储存储器122。其包括：永久存储器124，诸如针对逻辑的只读存储器（ROM）；以及临时存储器126，诸如针对数据的随机存取存储器（RAM）。临时存储器126包括时间样本缓存器128和波束形成样本缓存器130形式的存储设备。其还包括帧缓存器132，帧缓存器132可以接收时间样本、波束形成样本或者这两者。超声成像装置100中的处理能够利用软件、硬件和固件的任意组合来实施。

[0011] 图2提供了压缩感测可以如何实施的示范性概览。存在多种不同的设计或备选操作模式。CS处理器120能够对原始射频时间样本202进行操作，所述样本的流在图2中由“TS”来符号化。其还能够或者备选地被配置为对未聚焦的波束形成样本204进行操作，其在图2中由“UBFS”来符号化。UBFS样本的流从加法器114流动，如由图2中的箭头206所指示的。

[0012] 初始地，未聚焦的发送脉冲或“发送”208由阵列102朝向介质210发出，如由该方向上的箭头212所表示的。在当前范例中，未聚焦的发送208诸如要生成平面波。任何其他种类的未聚焦的发送208，诸如分开的一个，处在本文中所提出的内容的期望范围内。通过使用单个发送208来覆盖视场（FOV）内的整个介质210，能够提升成像帧率。因此，患者暴露时间和流程时间被减少。

[0013] 在当前范例中,是介质210中的点状散射体214、216正在被成像。如在本文中所提及的,由CS提供的一些优点是较少的发送208实现的增加的帧率。下文所讨论的采样不需要严格依附于尼奎斯特-香农采样率,并且替代地可以下降,同时仍然保持或者甚至增加图像质量,即使是在用于临床诊断或处置的医学图像的情况下。同样地,如下文进一步讨论的,所采集的图像可以被稀疏化,或者更一般地,被压缩,从而占用较少存储设备。为了提供这些潜在优点,CS使用先验信息,其是其中图像具有可压缩表示的基础的知识。在图2中并且通过范例的方式,先验信息的一部分是:是介质中的点状散射体、例如对比剂微泡正在被成像。CS在当前先验假设下工作良好,因为图像基础是像素基础,并且在像素基础中,图像散射体(如果数量不足够)是稀疏的。对于其他更有用的临床图像,能够选择除了像素基础之外的图像基础,其中,信号是稀疏的或可压缩的。这样的更复杂的基础能够基于小波、曲波、波原子、拉普拉斯等。对于该更复杂的基础,图像基础变换、“或者图像表示词典”、矩阵V,连同变换矩阵M或“图像-测量结果基础变换矩阵”一起,将提供从压缩基础到测量结果基础的变换,即到测量结果矩阵Y的变换。更一般地,M单独地或者M和V的乘积能够被称为图像-到-测量结果-基础变换矩阵。在稀疏性或可压缩性方面的最好基础能够使用诸如K-SVD的算法从相似图像(例如,心脏图像)的集合中获知。在美国专利公布2014/0037199(下文中称为“‘199公布”)中描述了该算法,其公开涉及K-SVD,开始于段落[0073]和图1,在此通过引用被并入本文。

[0014] 再次参考图2,CS,而非波束形成延迟,是在场点(此处,点散射体214、216)上提供聚焦218的内容。

[0015] 从场点214、216返回的回波(该返回在图2中由箭头220、222来表示)经由阵列102的换能器元件104来感测。通过装置100进行的采样创建了时间样本202。

[0016] 时间样本202的流被阅读或转发以用于处理,如在本文上文所提及的。

[0017] 然而,在操作的备选或额外的实施方式或模式中,未聚焦的波束形成样本204是基于时间样本202来生成的,并且作为流被阅读或转发以用于处理。

[0018] 备选属性在图2中由弯曲双头流选择箭头224来表示。在第一开关226的一个拨掷(throw)中,UBFS被选择。在另一拨掷中,TS被选择。

[0019] 在如下面描述的“平面波接收”模式或实施方式中的波束形成延迟根据定义 $t_i = x_i + \sin(\theta)/c$ 来计算。应用于通道i的延迟被指代为 t_i 。在当前范例中,每个换能器元件104与通道106一对一地对应。每个元件104具有在图2中由方向箭头228指代的横向方向中的相应位置 x_i 。例如,特定元件230占据具有在图2中由该线分段表示的幅度232的横向位置。作为另一范例,对于另一元件234, x_i 等于零。备选地,指数 $i=0$ 能够被分配到阵列102的中心元件,在该情况下,一侧上的指数将是负的,并且在另一侧上是正的。

[0020] 在定义 $t_i = x_i + \sin(\theta)/c$ 中,针对接收时的“平面波”,角度 θ 能够被类推为平面波角度236,即使从散射体返回来的波前不是直线。定义中的字母“c”指代介质210中的传播速度,此处传播是超声的传播。对于接收时的假设直线波前,即,在一角度处的进入平面波,定义中的延迟不能够用于“移除”入射的角度。图2通过延迟符号240的布置概念性地描绘了平面波角度 θ ,被指代为角度236。对于上述横向位置232,延迟是相应线分段的幅度242。类似地,对于另一换能器元件246的横向位置244,要被应用的延迟是对应线分段的幅度248。阵列102具有超声通信面134,并且幅度242、248是从面的偏移,如同线分段250要被放置在所

述面上。因此,对应于延迟中的相应延迟的幅度242、248的来自元件104中的一个元件的偏移的空间样式(pattern) 252具有一方向254。方向254与阵列102的轴向方向256不同在于平面波角度236。因此,延迟242、248与元件中的相应元件230、246的横向位置232、244成正比。延迟242、248还在功能上依赖于平面波角度236。对于阵列102中的每个元件104,应用相应延迟242、248。然而,应当注意,出于一般性,阵列102可能是超声换能器元件的大的物理阵列的子阵列,如由一系列斑点257所暗示的。

[0021] 延迟242、248并不聚焦。这不同于现有的延迟方案。在现有方案中,为了实现相对于场点的时间相干,选择来自更多地被延迟的更加横向远离的换能器元件的那些样本,以几何地容纳更大的飞行时间。通过对比,根据在本文中所提出的内容的聚焦涉及之后发生CS处理。

[0022] 如在现有波束形成中,为了生成成像样本,延迟被逐换能器元件地应用到所存储的时间样本中的相应样本,并且如由箭头258、260所表示的,延迟的样本根据所述延迟在时间上被相干地加和。然而,根据在本文中所提出的内容,在加和中采用的延迟242、248是全体未聚焦的——未聚焦在介质210中的任何场点214、216上,并且在任何方面中未聚焦。

[0023] 图像采集能够利用在特定期望、靶向或以其他方式预定义的角度值处的平面波角度236继续。因此,波束形成样本204是由成像深度逐步地生成的,以跨被采集的图像。

[0024] 同时地或随后立即地,波束形成针对经更新的平面波角度被重复。同时处理能够被比作多条接收线的常规并行处理。然而,此处,波束形成再次基于相同的采集。不存在针对波束形成的来自介质210的新的采集,其基于仅更新的平面波角度。波束形成也不聚焦。

[0025] 角度236的范围,例如 -45° 到 45° 或者 -30° 到 30° ,在图2中由从 θ_1 到 θ_n 的范围中的不同范围来表示。从角度到角度的移动等价于旋转262偏移或延迟幅度242、248的样式252。

[0026] 根据在本文中所提出的内容的可用的延迟方案并不限于基于平面波的定义 $t_i = x_i + \sin(\theta)/c$ 。

[0027] 用于分开波束的延迟的一般范例将是:

$$[0028] \quad \left(\sqrt{(x_i + \text{焦点}_{\text{深度}} * \sin(\theta))^2 + (\text{焦点}_{\text{深度}} * \cos(\theta))^2} - |\text{焦点}_{\text{深度}}| \right) / c,$$

[0029] 其中,焦点_{深度}是分开的波束的(负的)焦点深度,即, -10mm, θ 是分开的波束的角度,并且 x_i 是所考虑的换能器元件的方位(例如,针对从1到128的范围中的每个换能器元件,将存在一个延迟)。声音在介质210中的速度是 c 。此处,所述焦点深度被定义在极坐标中,使所有焦距在距探头中心的恒定半径处。此处,关于基于平面波角度的延迟242、248,延迟并不聚焦。

[0030] 其他方案也是可能的,其中,焦距并不位于半径上,而是例如在固定深度处。

[0031] 在一个可能的实施例中,分开的波束不被旋转但被平移。例如,整体阵列的子孔径能够被用于第一波束形成线。所述延迟对应于分开的波束,具有等于0的角度。同时地或者随后立即地,不同的平移的子孔径被用于不同线,再次具有对应于角度0的延迟。针对这样的方案的延迟的范例将是:

$$[0032] \quad \left(\sqrt{(x_i)^2 + (\text{焦点}_{\text{深度}})^2} - |\text{焦点}_{\text{深度}}| \right) / c,$$

[0033] 其中,在这种情况下, x_i 是针对每个子孔径(例如,相对于子孔径的中心)来定义的。也能够实施平移和旋转的混合。

[0034] 根据弯曲双头选择箭头266,第二开关264具有选择希尔伯特变换处理器118或傅里叶变换处理器116的一个拨掷,以及绕过两者处理器的另一拨掷。

[0035] 根据弯曲双头选择箭头270,第三开关268具有选择希尔伯特变换处理器118的一个拨掷,以及选择傅里叶变换处理器116的另一拨掷。

[0036] 压缩感测处理器120被配置用于并且因此能操作用于将从介质210采集的图像稀疏化,从而得到稀疏化的图像272。下文进一步提供关于CS处理的细节。

[0037] 操作性地,能够使用三个子过程。作为初始子过程,存在介质采样子过程302和波束形成子过程304。还存在主要子过程306。三个子过程302-306可以同时运行。

[0038] 在介质采样子过程302中,帧缓存器132通过对其进行清除来初始化(步骤S302)。未聚焦的发送208被发出(步骤S304)。当前由阵列102来感测回波,由此检测表示当前成像深度的射频(RF)数据(步骤S306)。针对换能器元件104中的每个换能器元件,创建时间样本202(步骤S308)。采样的计时能够被构建或编程为自动地影响延迟。时间样本被存储(步骤S314)。如果采样针对下一成像深度继续(步骤S316),则返回到回波感测步骤S306。否则,如果不存在要处理的下一成像深度(步骤S316),则检查帧关于时间样本是否完成(步骤S318)。在一些实施例中,在介质210的成像中仅仅需要单个发送208,从而得到帧率的增加。在其他实施例中,高达四个或者更多个发送208可以在当前图像帧完成之前发出,仍然得到比平常更少的发送,并且得到更高的帧率。每个发送208可以声穿透被成像的整个介质。在发送之间,采样通常针对不同平面波角度同时地发生,并且针对每个角度,接收波束形成逐步地被执行,从而跨所述图像。如果当前帧未完成(步骤S318),则处理返回到发送步骤S304。否则,如果当前帧完成(步骤S318),则其被标记为关于时间样本完成(步骤S320)。如果下一帧要被组装(步骤S322),则处理分支回到帧缓存器初始化步骤S302。否则,如果不存在要被组装的下一帧(步骤S322),则处理完成。

[0039] 波束形成子过程304仅被用在实施的波束形成的事件或操作的模式中。平面波角度236被设置为初始值 θ_i (步骤S324)。元件计数器被初始化为零(步骤S326)。延迟 $t_i = x_i + \sin(\theta) / c$,其中, i 是元件计数器,与第 i 个元件104相关联(步骤S328)。计数器被递增(步骤S330)。如果计数器小于 N_{e1} (步骤S332),元件104的数量,返回到延迟关联步骤S328。另一方面,如果计数器已经达到 N_{e1} (步骤S332),则波束形成现在已经针对当前平面波角度236被初始化。角度236被递增,使得 $\theta_i = \theta_i + \Delta$ (步骤S334)。此处,角度236被规则地间隔,但是并不需要这样。检查 θ_i 是否超过 θ_n (步骤S336)。如果没有超过 θ_n (步骤S336),则返回到元件计数器初始化步骤S326。否则,如果超过 θ_n (步骤S336),则波束形成现在已经针对所有平面波角度236被初始化。例如,可以总共存在16、32或64个不同平面波角度236。当在步骤S314中所存储的样本可用于处理(步骤S338)时,延迟242、248被应用于从所存储的样本进行选择(步骤S340)。经由并行处理,延迟242、248的集合被同时地应用于范围中的每个平面波角度236。选定的、即经延迟的样本在时间上被相干地加和,以产生针对每个角度236的一个波束形成样本(步骤S342)。存储加和、即波束形成样本(步骤S344)。如果成像深度、或者等价地基础时间要被递增(步骤S346),则其被递增(步骤S348)并且返回到延迟应用步骤S340。否则,如果不存在要被处理的下一深度(步骤S346),则检查另一发送208是否要针对当前帧发出(步

骤S350)。如果另一发送208要发出(步骤S350),则返回到样本可用检查步骤S338。否则,如果帧完成(步骤S350),则其为关于未聚焦波束形成样本被标记为完成(步骤S352)。如果处理继续(步骤S354),则其分支回到样本可用检查步骤S338。同样地,如上文所提及的,针对不同平面波角度236的波束形成可以是顺序的而非同时的。

[0040] 在主要子过程306中,当帧、包含时间样本或波束形成数据可用(步骤S356)时,则进行关于傅里叶变换是否要被执行(步骤S358)的询问。如果傅里叶变换要被执行(步骤S358),则傅里叶变换处理器116接收当前帧(步骤S360)。另一方面,如果傅里叶变换不被执行(步骤S358),则进行关于希尔伯特变换是否要被执行的询问(步骤S362)。如果希尔伯特变换要被执行(步骤S362),则希特波特变换处理器118接收当前帧(步骤S364)。在任何事件中,帧数据(被变换或未被变换)由CS处理器120来接收(步骤S366)。输出的稀疏化的图像被存储(步骤S368),如用于随后的由诸如医师的临床医师的查看。如果要导出下一稀疏化的图像(步骤S370),则返回到步骤S356以查看帧是否可用或者等待帧。对于上文所示处理流而言备选地,已经经历希尔伯特变换的数据然后可以在CS之前经受傅里叶变换。

[0041] 图4A-4F提供了关于CS处理的细节。

[0042] 图像-测量结果基础变换矩阵M自身在像素基础是压缩基础时提供从像素基础到测量结果基础的变换。由矩阵X以压缩基础表示所述图像,其是要被稀疏化或正在被稀疏化的图像的表示。测量结果基础中的图像由矩阵Y来表示。

[0043] 当像素基础并非压缩基础时,诸如如在本文下文进一步提及的当更复杂压缩基础被利用时,图像表示词典矩阵V能用在复合变换MV中。如在上文单独M的情况下,复合变换MV对矩阵X进行操作,结果同样在测量结果基础中。

[0044] 在对从介质210采集的图像进行稀疏化中, ΦX 的第一范数要经受约束而被最小化。矩阵 Φ 可以被设计用于将权重应用到X并且能够是权重的对角矩阵,所述权重在无加权的的情况下,缺省到识别矩阵。矩阵 ΦX 因此是两个矩阵的乘积,所述两个矩阵中的一个矩阵、即X的内容以压缩基础表示所述图像。第一范数能够是1-范数或另一p范数。最小化要被执行经受以下约束: $MVX-Y$ 的第二p范数,诸如2范数,小于允许误差阈值E。在图4A中示出了约束。在图4A中,矩阵M、V、X和Y分别由附图标记404、408、412和416来指代,并且允许误差阈值由附图标记420来指代。针对比像素基础更复杂的基础,基于小波、曲波、波原子、拉普拉斯等的任何组合来形成矩阵V。或者,其可以由通过K-SVD学习的词典来形成。在‘199公布中公开了这样的学习的范例。如果CS处理要对像素基础图像数据进行操作,则矩阵V可以类似地缺省到识别矩阵。在本公开中对矩阵V或矩阵 Φ 的任何参考通过缺省可以涉及识别矩阵,除非另行指示。经历以上约束的X的迭代最小化 $\|MVX-Y\| < E$ (其中, $\|\cdot\|$ 是2范数)是用于稀疏化数据中公知的凸状优化问题。最小化算法包括,但不限于:匹配追踪(MP),正交匹配追踪(OMP)、基础追踪去噪(BPDN)以及内部点方法。参见“‘199公布”,段落[0003]-[0010];还参见美国专利公布No. 2014/0140375,图2和说明书中的伴随文本;2011/0273320,段落[0106]-[0111];以及20110182353,段落[0015]-[0016]。这些公布中的每个的注释的公开通过引用被并入本文。

[0045] 矩阵X针对每个像素具有单个列和行。矩阵M的列的数量因此总是等于像素的数量,例如 $512 \times 512 = 2^{18}$,并且Y同样是单列矩阵。在图像表示词典矩阵408的非缺省版本的情况下,使得图像在非像素基础中被CS处理,X的尺度可以超过在由V定义的基础冗余的情况

下的像素的数量。

[0046] M和Y的尺度中的一个取决于被处理的图像数据的类型而变化。尺度由表示涉及数据的类型的参数的两个乘法因子来提供。所述因子中的一个还取决于成像是否在平面或体积中。此处为了说明方便,假设平面图像,但是当重建体积、即三维图像时,M能够具有例如 $512 \times 512 \times 512 = 2^{27}$ 列。

[0047] 图4B-4F是针对相应数据类型的 $M_{i,jkl}$ 条目。术语“通道数据”在此处被用于指代原始射频时间样本202,所述样本的流在图2中由“TS”符号化。

[0048] 在第一情况下,在图4B中所看到的,通道数据直接流到CS处理器120,而没有傅里叶变换或希尔伯特变换。Y的行的数量,以及等价地M的行的数量,等于换能器元件104的数量 N_{e1} 乘以在测量回波、即穿过介质210中的每元件的时间样本 N_t 的数量。对于 $M_{i,jkl}$,在图4B中示出了数学表达式。符号 t_j 是在第i换能器元件104处的时间样本; r_i 是第i换能器元件的横向位置向量(涉及横向位置232); r_{kl} 是场中的点散射体的位置向量,k是横向指数并且l是轴向指数(即,成像深度的指数)——应当注意,M的每列将由k的值并且由l的值来索引,对应于图像中的像素kl;||||指代“幅度”; z_l 是点散射体的成像深度或者轴向距离,其中,l是深度的指数; δ 是狄拉克 δ 函数;并且“c”是声音在介质210中的速度。 $M_{i,jkl}$ 并不需要由数学公式来指定;其能够从模拟获得。其在本范例中对应于针对被定位在像素kl处的点状散射体在由平面波进行声透射之后由换能器i在时间 t_j 处接收的波前样本的值。

[0049] 利用轻微修改,用于分开波束的公式能够从图4B导出:
$$\frac{\delta(t_j - \frac{z_k}{c} - \frac{(\|r_{kl} - r_i\| - \|r_i\|)}{c})}{2\pi\|r_{kl} - r_i\|},$$

其中, r_i 现在指代分开的波束焦点的位置,并且i是分开的波束的指数。额外的术语—— $\|r_i\|$ ——指代针对时间原点的选择。如果选择不同惯例,则该术语能够是不同的。

[0050] 图4C涉及已经经历傅里叶变换的未聚焦的波束形成样本(在接收情况下的平面波中)。符号 x_k 是点散射体的横向距离或方位距离,其中,k是横向距离的指数。指数i指代平面波角度236。Y矩阵仍具有单个列,但是行的数量等于接收线的数量乘以每条接收线的频率样本的数量。

[0051] 如从本文上文的讨论所看到的,矩阵Y被填充有波束形成样本。基于平面波角度236来形成样本。因此,矩阵Y也基于平面波角度236来形成。继而,基于矩阵Y的CS同样基于平面波角度236。然而,CS基于平面波角度236,不仅经由波束形成样本,而且更直接地经由取决于在图4D中被指代为角度 θ_i 的平面波角度236的矩阵M条目424、428。因此,由CS处理器120执行的稀疏化基于所生成的成像样本,并且除了仅仅经由成像样本,还基于用于成像样本的生成的延迟分别在功能所取决于的角度。

[0052] 在傅里叶变换之后,用于分开接收上的波束的公式被给出:

[0053]
$$\frac{\exp(-i * 2\pi / \lambda_j * (z_k + (\|r_{kl} - r_i\| - \|r_i\|)))}{2\pi\|r_{kl} - r_i\|},$$

[0054] 其中, r_i 指代分开的波束i的焦点。再次地,各项能够被相加以设置时间参考(其变为傅里叶域中的相位)。

[0055] 图4D涉及尚未经历任何傅里叶变换或希尔伯特变换的未聚焦的波束形成样本204。Y矩阵仍具有单个列,但是行的数量等于接收线的数量乘以每条接收线的波束形成样

本的数量。

[0056] 图4E涉及聚焦波束形成样本。符号“sinc”是基本sinc函数， λ_0 是信号的中心频率处的波长， D 是接收孔径的大小（其自身能够是深 z_1 度的函数）， x_i 是指数 i 的聚焦接收线的方位，并且 x_k 是像素的方位。

[0057] 图4F涉及要求聚焦波束形成的2D傅里叶实施方式。具体地，响应于从未聚焦的发送返回的RF数据，通道数据在接收中沿着不同的接收线方向被动态地聚焦，其中，每个方向对应于多线，如通常在多线波束形成中进行的。波束形成数据在图2中被表示为流动通过访问点274到第一开关226的第三拨掷。总体上，大数量的接收线，诸如128条，将被形成以跨图像。这能够同时完成，或者若干发送可以被发出以采集全部接收线。通过被配置用于将2D傅里叶变换应用到样本的傅里叶变换处理器116来操作波束形成样本。符号 f_{zi} 是轴向频率（其被链接到时间频率，因为在波束形成之后，时间尺度被链接到图像的深度），并且 f_{xj} 是横向频率。指数 i 和 j 两者识别频率样本（轴向和横向）。处理的流还可以跟随经由包括HT到FT选项的图2中的开关264、268的相应拨掷可用的其他路径。

[0058] 对于所有以上情况，希尔伯特变换的额外应用需要如在图4B-4F中示出的 M_{ijkl} 由高斯脉冲的希尔伯特变换来卷积。针对高斯脉冲的公式为 $g(t) = \sin(2\pi \cdot f_0 \cdot t) * \exp(-t^2/\sigma^2)$ ，其中， f_0 是波前的中心频率，并且 σ 是脉冲宽度的量度（方差）。高斯脉冲的希尔伯特变换是 $e^{-i2\pi f_0 t} e^{-\frac{t^2}{\sigma^2}}$ 。在图4B中，例如，希尔伯特变换与示出的 M_{ijkl} 条目的卷积产生：

$$[0059] \quad \frac{e^{-i2\pi f_0 \left(t_j - \frac{z_k}{c} - \frac{\|r_{kl} - r_i\|}{c}\right)} e^{-\frac{\left(t_j - \frac{z_k}{c} - \frac{\|r_{kl} - r_i\|}{c}\right)^2}{\sigma^2}}}{2\pi \|r_{kl} - r_i\|}。$$

[0060] 对于图4B-4F中的任一个而言，为了使得 M_{ijkl} 更加准确，各项能够被相加，对换能器带宽和方向性进行建模。为了对带宽进行建模，甚至在没有希尔伯特变换的简单情况下，这能够通过 M_{ijkl} 与高斯脉冲的卷积来完成。所述方向性能够通过模拟由换能器生成的场或者通过测量该场来确定。在平面波、分开的波束或者其他聚焦或未聚焦的波束的情况下，波束自身的方向性能够被考虑。例如， M_{ijkl} 能够并入与在每个像素处的波束的强度成比例的权重。所述强度能够从模拟、从波束传播的几何模型或者从测量结果获得。

[0061] 在图像压缩超声系统中，为了生成成像样本，延迟被逐换能器元件地应用到所存储的样本中的相应的样本。经延迟的样本在时间上被相干地加和，相干地加和的延迟是全体未聚焦的。基于成像样本，并且除了仅经由所述成像样本，还基于用于所述成像样本的生成的延迟分别在功能上所取决于的角度，来执行图像压缩。在另一方面中，图像压缩处理器使第一矩阵的第一p范数最小化，所述第一矩阵是两个矩阵的乘积，所述两个矩阵中的一个矩阵的内容以压缩基础表示所述图像。最小化经受以下约束：测量结果矩阵与图像-测量结果基础变换矩阵、图像表示词典矩阵和以压缩基础表示图像的矩阵的乘积之间的差异的第二p范数不超过允许误差阈值。所述测量结果矩阵被填充有通道数据或者被应用到时间维度中的通道数据的希尔伯特变换的输出。此处，针对所述第一p范数和所述第二p范数， p 是不同的或相同的。

[0062] 尽管已经在附图和前述描述中详细例示和描述了本发明，但是这样的例示和描述应当视为是例示性或示范性的，而非限制性的；本发明不限于公开的实施例。

[0063] 例如,离散余弦变换(DCT)基础可以被用作压缩基础。

[0064] 通过对附图、公开以及所附加权利要求的研究,在实践所主张的发明时,本领域技术人员可以理解和实现所公开实施例的其他的变化。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,不定冠词不排除复数。词语“示范性”在本文中用于意指“充当范例、实例或图示”。被描述为“示范性”的任何实施例并不必被解释为优选或优于其他实施例和/或运行来自其他实施例的特征的并入。权利要求书中的任何附图标记均不应被解释为限制范围。

[0065] 计算机程序能够即刻、临时或更长时期地储存在合适的计算机可读介质,诸如光存储介质或固态介质。仅从不是暂时的传播信号的意义上来说,这样的介质是非暂时的,但包括其他形式的计算机可读介质,诸如寄存器存储器、处理器缓存和RAM。

[0066] 单个处理器或者其它单元可以实现权利要求书中记载的若干项的功能。在互不相同的从属权利要求中列举特定手段的简单事实并不表示不能有利地使用这些手段的组合。

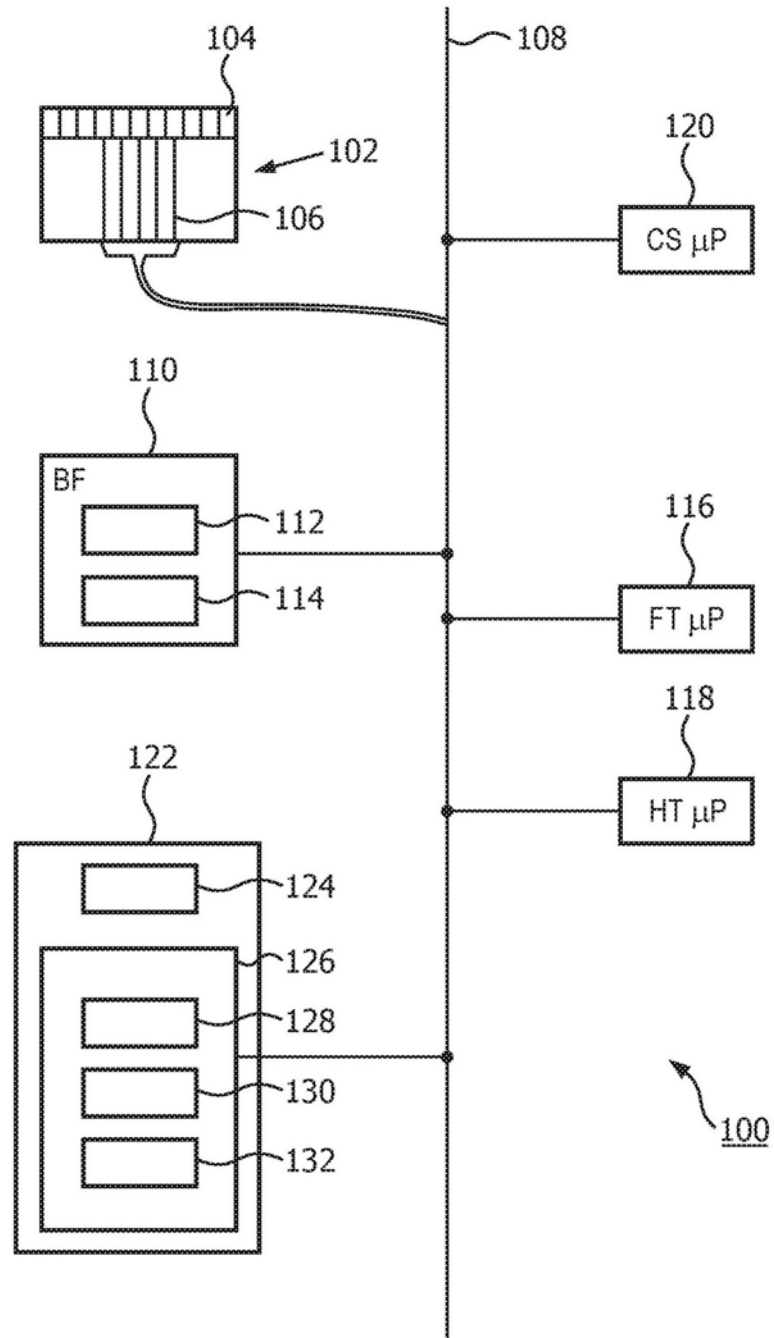


图1

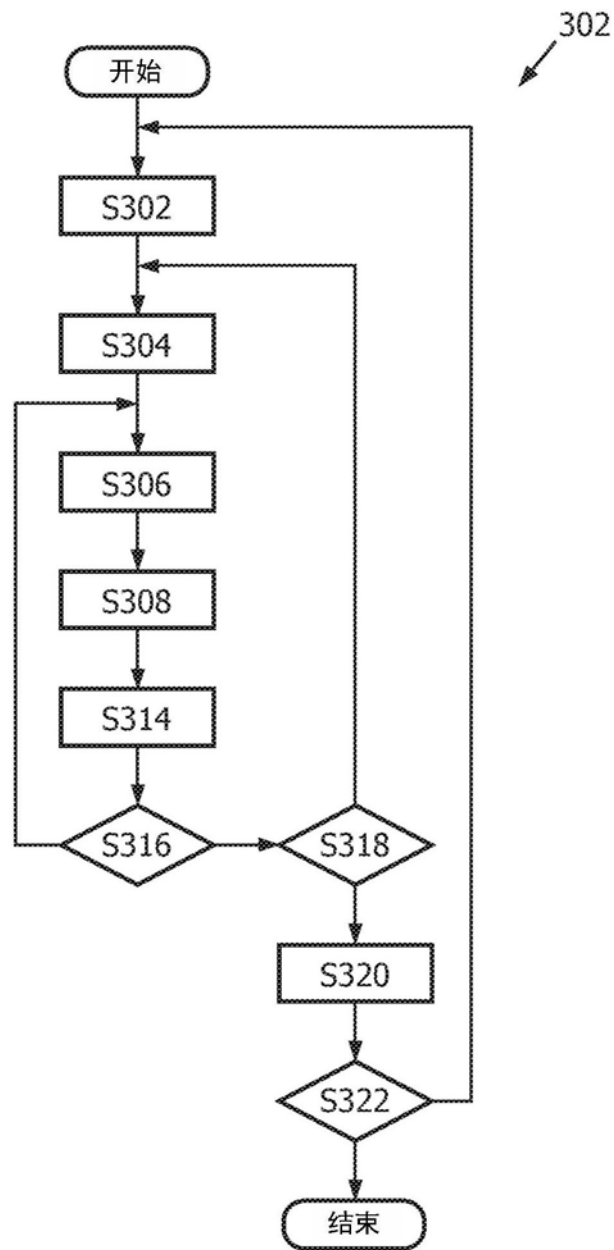


图3A

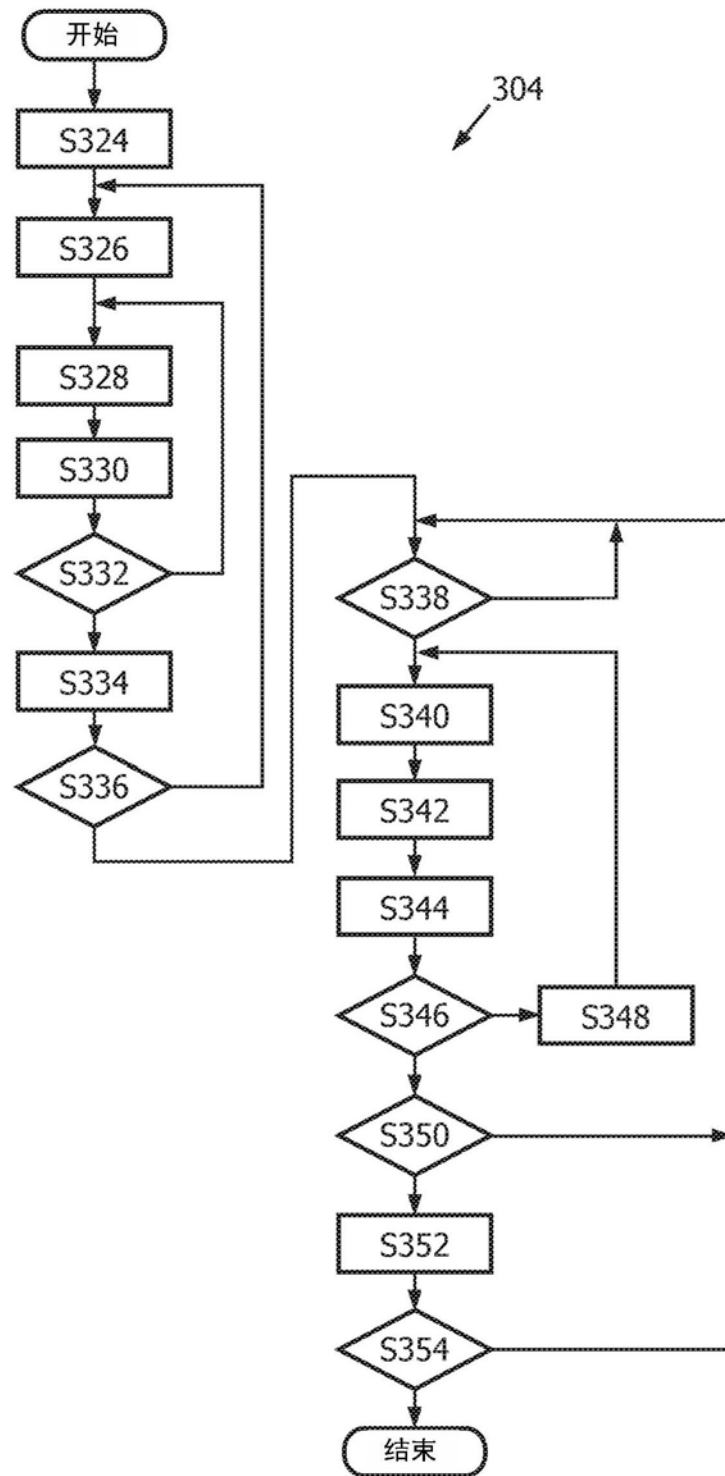


图3B

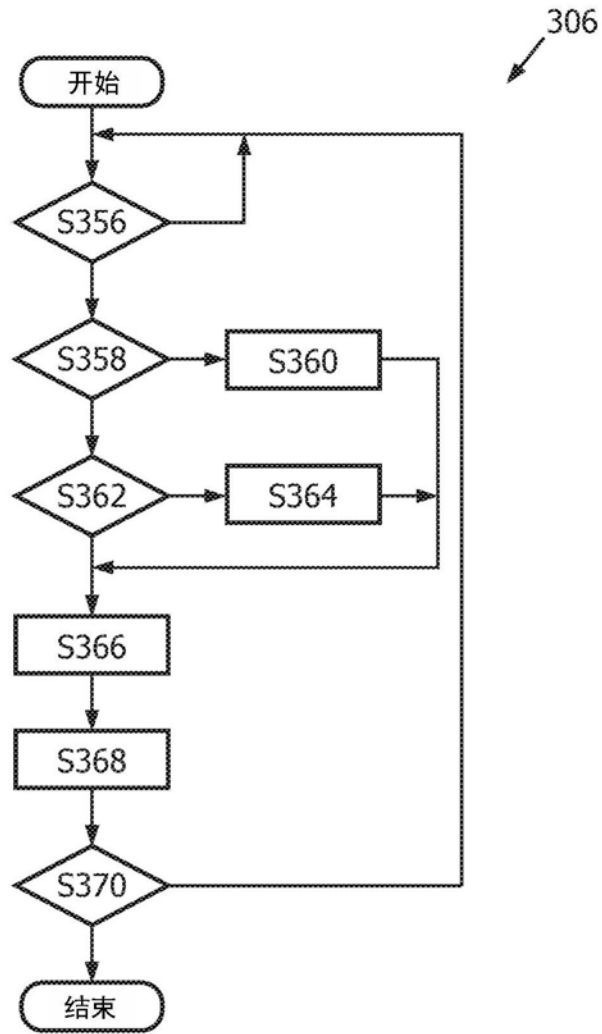


图3C

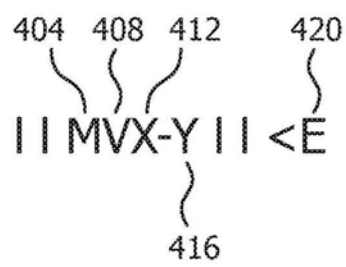


图4A

$$\frac{\delta(t_j - \frac{z_l}{c} - \frac{\|r_k - r_l\|}{c})}{2\pi \|r_k - r_l\|}$$

图4B

$$\exp(-i * 2\pi / \lambda_j * (z_l + z_l \cdot \cos(\theta_i) + x_k \cdot \sin(\theta_i)))$$

424

图4C

$$\delta(t_j - \frac{z_l}{c} - \frac{z_l \cdot \cos(\theta_i) + x_k \cdot \sin(\theta_i)}{c})$$

428

图4D

$$\delta(t_j - 2 * \frac{z_l}{c}) \operatorname{sinc}(\frac{(x_i - x_k) * D}{\lambda_0 * z_l})$$

图4E

$$\exp(-i * 2\pi * (f_{z_l} z_l + f_{x_j} x_k))$$

图4F