



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105813572 A

(43)申请公布日 2016.07.27

(21)申请号 201480067139.6

(22)申请日 2014.12.08

(30)优先权数据

61/913,452 2013.12.09 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.08

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/066691 2014.12.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/087227 EN 2015.06.18

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 F·G·G·M·维尼翁 W·候

J·I·罗贝尔 E·G·勒杜列斯库

J·曹

(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)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/13(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

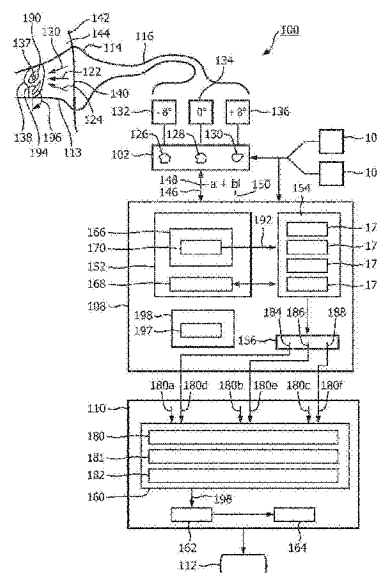
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

基于图像信息的图像复合

(57)摘要

一种图像复合装置,经由超声采集感兴趣区域的基于像素的图像(126-130)以用于通过复合形成所述区域的混合图像。所述图像包括分别空间地对应于所述图像的像素的混合像素(191)。还包括像素处理器,其用于关于来自所述像素之中的像素进行波束成形并且用于关于所述复合像素并且根据所采集的数据(146)评估所述图像的各自的图像的局部信息内容的量。所述处理器基于所述评估,确定在所述形成中用于各自应用到空间对应于所述混合像素的所述图像的所述像素的权重。在一些实施例中,所述评估不迟于所述波束成形开始在所述数据上进行操作。在一些实施例中,亮度值被分配给空间对应的像素;并且在空间对应性中,确定最大值和平均值。然后,它们用在所述复合进行加权中。



1. 一种局部自适应像素复合成像装置,包括:

成像采集模块(102),其被配置用于经由超声来采集感兴趣区域的多幅基于像素的图像以用于通过复合形成所述区域的图像,所述图像包括分别空间地对应于所述图像的像素的多个像素;以及

像素处理器(108),其被配置用于:

关于来自所述多个像素之中的像素进行波束成形;

基于在所述采集中采集的数据,关于来自所述多个像素之中的所述像素,评估所述图像的各自的图像的局部信息内容的量;并且

基于所述评估,确定在所述形成中用于各自应用到空间对应于所述像素的所述图像的所述像素的权重,所述评估不迟于所述波束成形开始在所述数据上进行操作。

2. 根据权利要求1所述的装置,在所述开始后,所述数据(192)在没有总计为关于所述像素的所述波束成形的求和的情况下已经经历波束成形延迟。

3. 根据权利要求1所述的装置,所述像素(191)是体积像素,所述多个像素是多个体积像素。

4. 根据权利要求1所述的装置,所述感兴趣区域(138)驻留在具有外表面的成像对象内,所述装置还包括超声成像探头并且被配置用于经由所述探头从所述表面上的单个超声声学窗对所述图像进行所述采集。

5. 根据权利要求1所述的装置,被配置用于通过空间复合或时间复合(181)来进行所述形成。

6. 根据权利要求5所述的装置,所述图像分别是由电子操纵在所述探头保持就位时经由所述探头所采集的所述感兴趣区域的不同角度视图(120-124),所述装置被配置用于经由所述视图的空间复合的所述形成。

7. 根据权利要求1所述的装置,被配置用于通过频率复合(182)的所述形成。

8. 根据权利要求1所述的装置,所述应用形成加权平均值的被加数(S368)。

9. 根据权利要求1所述的装置,被配置用于基于所述局部信息内容在来自所述图像之中的图像中检测特征(194)和取向(196)中的至少一个,所述确定基于所述检测的结果。

10. 根据权利要求1所述的装置,所述数据包括通道数据(146),所述评估包括评估所述通道数据关于所述像素的相干性。

11. 根据权利要求1所述的装置,所述数据包括通道数据,所述评估包括计算表示所述通道数据关于所述像素的协方差的协方差矩阵的特征值的显性(216)。

12. 根据权利要求1所述的装置,被配置用于在形成来自空间地对应的所述像素之中并且来自所述权重之中的权重被应用到其的像素中进行回顾性动态发射(RDT)聚焦和非相干RDT聚焦(S310)中的至少一个。

13. 根据权利要求12所述的装置,被配置用于迭代地在所述多个像素上逐像素实时进行所述波束成形(S312)、所述评估和所述确定,所述评估包括评估所述通信数据关于所述像素的相干性。

14. 根据权利要求1所述的装置,被配置用于将亮度值分别分配给所述多个像素,并且被配置用于将来自所述值之中的最大值用在针对所述权重(180d-180f)中的多个权重的所述确定中。

15. 根据权利要求14所述的装置,被配置用于识别来自所述值之中的最小值,并且将所识别的最小值用在针对所述权重的多个权重的所述确定(S364)中。

16. 根据权利要求1所述的装置,被配置用于以多尺度方式进行所述复合。

17. 根据权利要求1所述的装置,所述数据是通道数据,所述装置被配置用于评估所述数据关于所述像素的相干性(204),所述权重与所述评估功能上相关。

18. 根据权利要求1所述的装置,所述形成包括针对所述图像的所述多个像素重复(S370)逐像素进行所述波束成形、所述评估和所述确定。

19. 根据权利要求18所述的装置,还被配置用于自动地进行所述形成,而不需要用户干预。

20. 根据权利要求1所述的装置,所述波束成形形成所述像素的值,所述值指示所述像素的亮度(S354)。

21. 根据权利要求1所述的装置,其被配置用于执行在复数上的所述操作,来自所述数字之中的数字具有两者为非零的实(148)部和虚(150)部。

22. 根据权利要求1所述的装置,被配置用于:逐像素对空间对应的图像进行平均以产生平均值图像;对所述平均值图像与所述区域的所述图像之间的差进行低通滤波;并且将所述差添加到所述平均值图像。

23. 一种实现用于局部自适应像素复合的程序的计算机可读介质,所述程序包括能够由用于执行多个动作的处理器执行的指令,在所述动作之中,存在以下动作:

经由超声(113)采集感兴趣区域的多幅基于像素的图像以用于通过复合形成图像,所述图像包括分别空间地对应于所述图像的像素的多个像素;

关于来自所述多个像素之中的像素进行波束成形;

基于所述采集中采集的数据,关于来自所述多个像素之中的所述像素来评估所述图像的各自的图像的局部信息内容的量;并且,

基于所述评估,确定在所述形成中用于各自应用到空间地对应于所述像素的所述图像的所述像素的权重,所述评估不迟于所述波束成形开始在所述数据上进行操作。

24. 一种局部自适应像素复合医学成像装置,包括:

成像采集模块,其被配置用于经由超声采集感兴趣的身体组织区域的多幅基于像素的图像以用于通过复合形成所述区域的图像,所述图像包括分别空间地对应于所述图像的像素的多个像素(180a-180c);以及

像素处理器,其被配置用于:

基于所述采集中采集的数据,关于来自所述多个像素之中的像素来评估所述图像的各自的图像的局部信息内容的量;并且,

基于所述评估,确定在所述形成中用于各自应用到空间地对应于所述像素的所述图像的所述像素的权重;以及

像素复合器,其被配置用于通过所述应用来创建加权像素,并且将所述加权像素进行求和以产生空间地对应于所述像素的所述像素的加权平均值。

基于图像信息的图像复合

技术领域

[0001] 本发明涉及用于图像复合的加权,并且更具体而言,涉及根据局部图像内容进行加权的调整。

背景技术

[0002] 超声中的复合包括利用不同声调参数对相同介质进行成像并且对所得视图进行平均。

[0003] 例如,在空间复合中,在视角处对介质进行成像。这导致板状散射体(边界)的减少的斑点变化和增加的可见性以及其它图像质量改进。平均减少了噪声并且改进了图像质量,因为尽管视图具有各自地不同的噪声模式,但是其在医学超声的背景下描绘类似解剖特征。另外,某些结构仅在某些角处是可见或更可见的,并且能够通过空间复合增强。

[0004] 然而,由于声速在软组织中变化多达14%,因此针对不同的视图存在结构的细小定位失配。复合然后引起模糊。

[0005] 空间复合可以自适应地变化以改进结果。

[0006] Tran等人使用利用边缘检测作为图像度量的非刚性配准对视图进行重新对齐。参见Tran等人SPIE 2008“Adaptive Spatial Compounding for Improving Ultrasound Images of the Epidural Space on Human Subjects”。

发明内容

[0007] 本文所提出的内容涉及解决所述以上问题中的一个或多个。

[0008] 空间复合是针对线性和曲线阵列的多数商业的超声平台上的缺省成像模式。

[0009] 然而,如上文所提到的,简单地对所述视图进行平均不是最佳过程:声速错误导致所述视图的误配准,从而导致特别是大深度处的所述图像的模糊方面;对不同视角处的所述点扩散函数的所述旁瓣进行平均,这导致到囊肿中的组织的增加的拖尾效应;来自所述角度视图的栅瓣损坏所述图像;并且有时仅在给定角度处可见的结构未得到这样的高可见性增强,因为所述最好的子视图与其它次佳那些平均。所有这些影响导致所复合的视图关于单视图图像的减少的对比度。

[0010] 通道数据包含比在超声接收波束成形之后所获得的B模式图像多得多的信息。因此,基于通道数据的波束成形技术能够提供较好的灵敏度和/或特异性。因此,基于信号度量和任选地额外的图像度量的局部自适应复合能够被有利地使用。

[0011] 根据本文提出的,通过超声采集感兴趣区域的多幅基于像素的图像。它们被采集用于通过复合形成图像,所述图像包括分别空间地对应于多幅图像的像素的多个像素。关于来自所述多个像素之中的像素执行波束成形。基于所采集的数据,关于该像素,对所述多幅图像的各自的图像的局部信息内容的量做出评估。基于所述评估,确定用于在图像的形成中各自应用到空间对应于该像素的多幅图像的像素的权重。所述评估不迟于所述波束成形开始在所述数据上进行操作。

[0012] 能够通过局部自适应像素复合成像装置执行所述以上步骤。对于这样的设备而言,计算机可读介质或备选地暂态传播信号是本文提出的或其部分。在如下文所描述的计算机可读介质内所实现或备选地在暂态传播信号内所实现的计算机程序具有由用于执行以上指定的步骤的处理器可执行的指令。

[0013] 在另一版本中,局部自适应像素复合医学成像装置包括成像采集模块,其被配置用于经由超声采集感兴趣的身体组织区域的多幅基于像素的图像以用于通过复合形成所述区域的图像。所述图像包括分别空间地对应于所述图像的像素的多个像素。所述装置还包括像素处理器,所述像素处理器被配置用于基于所采集的数据,关于要形成的所述图像的像素评估所述图像的各自的图像的局部信息内容的量。其还被配置用于基于所述评估,确定在所述形成中用于各自应用到空间对应于所述像素的所述图像的所述像素的权重。其还特写了像素复合器,所述像素复合器被配置用于通过所述应用来创建加权像素,并且将所述加权像素进行求和以产生空间地对应于要形成的图像的像素的所述像素的加权平均值。

[0014] 所述新颖的局部自适应像素复合的细节在未按比例绘制的以下附图和以下公式表和流程图的帮助下被公开。

附图说明

[0015] 图1是根据本发明的局部自适应像素复合装置的示意图;

[0016] 图2是根据本发明的一组数学定义和关系;并且

[0017] 图3A-3C是根据本发明的基于信号度量的局部自适应像素复合过程的流程图。

具体实施方式

[0018] 图1通过说明性而非限制性范例描绘了局部自适应像素复合装置100。其包括成像采集模块102、回顾性动态发射(RDT)聚焦模块104和/或不相干RDT聚焦模块106、像素处理器108和图像处理器110、成像显示器112和通过电缆116连接到成像采集模块102的成像探头114。

[0019] 根据从发射波束113返回的回波数据,经由成像探头114采集的成像电子地被操纵到角度视图120、122、124,其构成各自的视角132、134、136处的各自的基于像素的图像126、128、130。后者在图1中被表示为例如 -8° 、 0° 和 $+8^{\circ}$ 。可以利用不同的角化和不同数量的图像。像素137是体积的(即,体素)并且在三个体积图像126-130之一内。像素137与剩余体积图像中的每个的特定像素空间一致,并且与要形成的复合的图像的像素空间一致。作为对体积处理的备选,图像126-130是二维的(诸如扇形扫描)并且由非体积像素组成。此处,从成像对象144(例如人类患者或动物)的外表面142或皮肤上的单个声学窗140获得感兴趣区域138的不同地角度视图120-124。备选地或者额外地,甚至在没有电子操纵的情况下,视图组(甚至单向的)能够被频率复合。而且,备选地或者额外地,外表面42上的超过一个声学窗能够被用于采集对应地不同地角度视图。能够逐个窗口移动探头114,或者额外探头可对应地放置在窗口处。多幅图像的时间复合是装置100的另一能力。

[0020] 像素处理器108被配置用于接收通道数据146,所述通道数据的数据由复数表示为具有非零实分量148和非零虚分量150。像素处理器108包括波束成形模块152、图像内容评

估模块154和权重确定模块156。

[0021] 图像处理器110包括像素复合器160、对数压缩模块162和扫描转换模块164。

[0022] 电子操纵模块166和波束成形求和模块168被包括在波束成形模块152中。电子操纵模块166包括波束成形延迟模块170。

[0023] 图像内容评估模块154包括分类器模块172、相干因子模块174、协方差矩阵分析模块176和Wiener因子模块178。

[0024] 像素复合器160包括空间复合器180、时间复合器181和频率复合器182。针对像素复合器160的输入包括空间地对应于要形成的复合图像的当前像素(即,当前复合图像像素)的三个图像126-130的像素180a、180b、180c。这些输入伴随有针对由权重确定模块156所确定的各自的权重184、186、188的输入180d、180e、180f。权重184-186中的每个可以特定于来自相互空间地对应的那些之中的单个各自的像素180a、180b、180c。或者每个权重184-188可以用作用于应用到来自三幅图像126-130之中的图像的邻近像素的组190的整体权重,该组与组成要形成的复合图像中的一组像素的邻近像素一致。像素复合器160的输出是被形成的复合的图像的像素191。

[0025] 相干因子模块174和协方差矩阵分析模块176基于以下原理。

[0026] 关于相干评估,令 $S(m, n, tx, rx)$ 指代复数RF,波束成形延迟通道数据192,即在应用波束成形延迟之后但是在波束求和之前。此处, m 是成像深度/时间计数器或指数, n 是通道指数, tx 是发射波束指数,并且 rx 为接收波束指数。具有单个发射波束的像素 (m, rx) 或场点137处的相干因子(CF)或“聚焦准则”是:

$$[0027] \quad CF_0(m, rx) \equiv \frac{\left| \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx) \right|^2}{N \sum_{n=1}^N \left| S(m, n, rx, rx) \right|^2} = \frac{\left| \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx) \right|^2}{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left| S(m, n, rx, rx) \right|^2},$$

[0028] 其中, N 是通道的数量。项 $\left| \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx) \right|^2$ 被指代为 $l_c(m, rx)$,其中,下标“c”代表相干的,因为其能够被解释为在点 (m, rx) 处的通道上的平均相干强度。右边的分母能够被表达为:

[0029]

$$\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left| S(m, n, rx, rx) \right|^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left| \Delta S(m, n, rx, rx) \right|^2 + \left| \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx) \right|^2$$

[0030] 其中

$$[0031] \quad \Delta S(m, n, rx, rx) = S(m, n, rx, rx) - \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx)。$$

[0032] 项 $\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left| \Delta S(m, n, rx, rx) \right|^2$ 被指代为 $l_{inc}(m, rx)$,其中,下标“inc”代表不相干的。这是因为 $l_{inc}(m, rx)$ 反映(在由发射时的聚焦质量所决定的 (m, rx) 的周围中的)非相干信号的平均强度并且当通道数据144完全相干时为零。将项带入,

$$[0033] \quad CF_0(m, rx) = \frac{I_c(m, rx)}{I_{inc}(m, rx) + I_c(m, rx)} = \frac{1}{\frac{I_{inc}(m, rx)}{I_c(m, rx)} + 1}。$$

[0034] 因此, $CF_0(m, rx)$ 指示点 (m, rx) 比其周围亮多少。 CF_0 在 0 与 1 之间范围并且当且仅当延迟通信数据 192 完全相关时, CF_0 到达最大值 1。完全相干意指 $S(m, 1, rx, rx) = S(m, 2, rx, rx) = \dots = S(m, N, rx, rx)$ 。在强的点目标或反射器周围, CF_0 值是高的。

[0035] 如果多个发射波束被并入 CF 评估中, 则 CF 可重新定义为:

$$[0036] \quad CF(m, rx) \equiv \frac{\sum_{tx=rx-\Delta}^{rx+\Delta} \left| \sum_{n=1}^N S(m, n, tx, rx) \right|^2}{\sum_{tx=rx-\Delta}^{rx+\Delta} N \sum_{n=1}^N \left| S(m, n, tx, rx) \right|^2} \quad (\text{定义 1})$$

[0037] 在图 2 中重复如以下的那些的所述定义。通过计算 $CF(m, rx)$ 的关于 (m, rx) 的局部图像内容的评估不迟于波束成形(即, 求和 $\sum_{n=1}^N S(m, n, tx, rx)$) 开始在延迟通道数据 192 上进行操作。

[0038] 如上文所提到的, 像素 (m, rx) 137 是相关联的接收波束 rx 和空间深度或时间两者的函数。评估通过求和在延迟通道数据 192 上进行操作, 从而执行波束成形。 $CF(m, rx)$ 评估或评估 204 的结果包括通过在多个发射波束上对平方幅值函数 206 和平方波束和 208 (即, 波束成形的求和结果) 进行求和的 CF 的空间复合。通过在通道上进行求和形成函数 206 和波束和 208 两者。

[0039] 现在参考协方差矩阵分析, 令 $R(m, rx)$ 指代协方差矩阵, 或由时间或空间深度的范围 214 上的时间平均所获得的 (m, rx) 点处的“相关性/协方差矩阵” 210:

$$[0040] \quad R(m, rx) \equiv \frac{1}{2d+1} \sum_{p=m-d}^{m+d} s(p, rx) s^H(p, rx) \quad (\text{定义 2})$$

[0041] 其中,

$$[0042] \quad s(p, rx) = \begin{bmatrix} S(p, 1, rx, rx) \\ S(p, 2, rx, rx) \\ \vdots \\ S(p, N, rx, rx) \end{bmatrix} \quad (\text{定义 3})$$

[0043] 由于 $R(m, rx)$ 是半正定的, 因而所有其特征值 212 是实数和非负的。通过 $\{\gamma_i(m, rx)\}_{i=1}^N$ 指代特征值, 其中, $\gamma_i \geq \gamma_{i+1}$ 。然后, $R(m, rx)$ 的轨迹:

$$[0044] \quad \text{Tr}\{R(m, rx)\} \equiv \sum_{i=1}^N R_{ii}(m, rx) = \sum_{i=1}^N \gamma_i(m, rx) \quad (\text{定义 4})$$

[0045] 第一特征值 218 的显性 216 被表示为:

$$[0046] \quad \text{ev}_d(m, rx) \equiv \frac{1}{1 - \frac{\gamma_1(m, rx)}{\text{Tr}\{R(m, rx)\}}} \quad (\text{定义 5})$$

[0047] 如果当 $\text{Tr}\{R(m, rx)\} = \gamma_1(m, rx)$ 时对于 $i \geq 2$, $\gamma_i(m, rx) = 0$ (即, 如果 $R(m, rx)$ 的次序是 1), 则其是无限的, 并且在其他情况下是有限的。在若干发射上的求和(波束平均)还可以应用在相关性矩阵分析中, 如下:

[0048]

$$R(m, rx) \equiv \frac{1}{(2d+1)(2g+1)} \sum_{p=m-d}^{m+d} \sum_{tx=rx-g}^{rx+g} s(p, tx, rx) s^H(p, tx, rx) \quad (\text{定义 6})$$

[0049] 其中

$$[0050] \quad s(p, tx, rx) = \begin{bmatrix} S(p, 1, tx, rx) \\ S(p, 2, tx, rx) \\ \vdots \\ S(p, N, tx, rx) \end{bmatrix} \quad (\text{定义 7})$$

[0051] 组合发射的另一方式是根据由回顾性地重新创建聚焦的发射波束的算法所生成的数据形成协方差矩阵。利用RDT聚焦的范例如下,并且针对其他这样的算法,诸如1DRT、平面波成像以及合成孔径波束成形,类似特征值显性计算应用:

$$[0052] \quad R(m, rx) \equiv \frac{1}{2d+1} \sum_{p=m-d}^{m+d} s_{RDT}(p, rx) s_{RDT}^H(p, rx)$$

[0053] 其中

$$[0054] \quad s_{RDT}(p, rx) = \begin{bmatrix} S_{RDT}(p, 1, rx) \\ S_{RDT}(p, 2, rx) \\ \vdots \\ S_{RDT}(p, N, rx) \end{bmatrix},$$

[0055] 并且 $S_{RDT}(p, n, rx)$ 是通过执行聚焦在原始通信数据上的回顾性动态发射(RDT)获得的动态发射波束成形的复RF通道数据 $S(m, n, tx, rx)$ 。参见Burcher等人的美国专利No.8317712。通过计算 $R(m, rx)$ 的关于 (m, rx) 的局部图像内容的评估不迟于波束成形(即,求和 $s_{RDT}(p, rx) s_{RDT}^H(p, rx)$)开始在延迟通道数据192上进行操作。

[0056] 在以上分支的方法中,就显性而言, $CF_0(m, rx)$ 或 $CF(m, rx)$ 能够同样地由时间或空间深度140的范围214上的时间平均获得。

[0057] 根据J.R.Robert和M.Fink“Green’s function estimation in speckle using the decomposition of the time reversal operator:Application to aberration correction in medical imaging”(J.Acoust.Soc.Am.,第123卷、第2号、第866-877页(2008年)),第一特征值 $ev_d(m, rx)$ 的显性能够由 $1/(1-CF_1(m, rx))$ 近似,其中, $CF_1(m, rx)$ 是从通道数据 $S(m, n, tx, rx)$ 所获得的相干因子。能够在计算中应用在多个发射波束116、118和/或RDT上进行平均的时间平均230。相反,相干因子能够由利用适当的平均所导出的特征值显性来近似。

[0058] 除CF度量和特征值显性量外,信号度量的另一范例是适用在RDT和1RDT的情况下的Wiener因子。用于导出Wiener因子的Wiener因子模块178基于以下原理。

[0059] 为了计算对应于像素137的Wiener因子,采取以下步骤:

[0060] 1)K超声波前(发射)顺序地对介质进行声穿透。由介质反向散射的波由阵列记录并且在接收中被波束成形以聚焦在相同像素137上。此处,假定像素由RDT或1RDT聚焦形成。分别参见Burcher等人的美国专利No.8317712和Robert等人的美国专利No.8317704,通过引用将这两者专利整体并入本文。

[0061] 2)结果是对应于来自像素137的信号的尺寸N个样本的K个“接收向量” $r_i(P)$ ($i=1 \cdots K$)的集合(每阵列元素一个样本)。向量中的每个能够被看作像素137的不同的观察。 $r_i(P)$ 的条目是复数,使得处理被设计为操纵具有当非零时的实分量和虚分量两者的数字。

[0062] 3)接收向量中的每个跨接收元素被加权(由切趾向量,其通常是Box或Hamming/

Hanning或Riesz窗)并且求和。这产生对应于如利用K个不同的声透射所获得的样本值(SV)的K波束和值:

[0063] $\{SV_1(P)=a^H r_1(P); SV_2(P)=a^H r_2(P); \dots SV_K(P)=a^H r_K(P)\}$ (表达式1)

[0064] 这些K样本值的集合被称为“RDT向量”。注意,通过对RDT向量的值进行求和获得RDT样本值:

[0065] $SV_{RDT} = \sum_{i=1}^K a^H r_i(P)$ (表达式2)

[0066] Wiener因子是:

[0067] $w_{wiener}(P) = \frac{|\sum_{i=1}^K a^H r_i(P)|^2}{\sum_{i=1}^K |a^H r_i(P)|^2}$ (表达式3)

[0068] 分子是RDT向量的元素的相干和的平方,换言之,平方的RDT样本值。分母是RDT向量的平方的元素的不相干和。换言之,如果将不相干RDT样本值(SV_{IRDT})定义为分子的平方根,那么,

[0069] $w_{wiener}(P) = \frac{|SV_{RDT}(P)|^2}{|SV_{IRDT}(P)|^2}$

[0070] Wiener因子是相干RDT能量和不相干RDT能量之间的比率。因此,其是波束空间中的相干因子。其可作用于RDT和1RDT聚焦的信号度量。通过计算 $w_{wiener}(P)$ 的关于像素137的局部图像内容的评估不迟于波束成形(即,求和 $\sum_{i=1}^K a^H r_i(P)$)开始在接收向量 $r_i(P)$ 上进行操作。

[0071] 图像度量还能够代替基于信号的相干因子被使用。例如,文献中的已知置信度量通常基于图像的局部梯度和拉普拉斯算子。参见例如Frangi等人“Multiscale vessel enhancement filtering”,MICCAI 1998)。“置信因子”从预压缩数据可计算如下:在每个像素处,近似20乘1像素的矩形框关于框的中间的空间地对应的像素180a-180c旋转。框以10度的增量从0度旋转到170度。对于框的每个取向而言,记录框内的度量像素值/平均像素值。最后的度量等于跨越所有角度的该度量的最大值。因此,无论何时在给定角处在感兴趣点与其周围之间存在鲜明对比时,这样所导出的“置信因子”采取高值。尽管由置信因子计算所执行的评估在压缩模块162中的处理之前,但是其在波束成形阶段之后而不是在该阶段处或后发生。

[0072] 图3A到3C是本文所提出的基于信号度量的局部自适应像素复合的示范性流程图。

[0073] 参考图3A,从每个视角132、134、136由成像采集模块102对应地采集图像126-130(步骤S302)。处理指向要形成的复合的图像的第一像素191和角度取向的图像126-130的空间对应的像素180a-180c(步骤S304)。处理还指向第一角度132-136(步骤S306)。波束成形延迟模块170接收从被用于接收波束成形第一像素191的接收孔所导出的复数通道数据146,并且应用通道特异性延迟以产生波束成形延迟通道数据192(步骤S308)。如果RDT和/或1RDT聚焦要被执行(步骤S310),则Wiener因子模块178以上面在本文中所讨论的方式在波束成形延迟通道数据192上进行操作以导出Wiener因子(步骤S312)。在装置100中,RDT和/或1RDT聚焦被实施或二者都不被实施。如果既不执行RDT聚焦也不执行1RDT聚焦(步骤S310),但是要计算相干因子度量(步骤S314),则相干因子模块174在波束成形延迟通道数

据192上进行操作以计算相干因子(步骤S316)。如果既不计算Wiener因子也不计算相干因子(步骤S314),则协方差矩阵分析模块176在波束成形延迟通道数据192上进行操作以计算通道协方差矩阵的第一特征值的显性(步骤S318)。在计算通道度量之后,如果存在下一角度视图120-124(步骤S320),则处理指向该下一角度(步骤S322),并且返回到延迟应用步骤S308。如果不存在下一角度视图120-124(步骤S320),则重置角度计数器(步骤S326),并且关于在当前视图中是否存在要处理的下一像素191做出询问(步骤S328)。如果存在下一像素191(步骤S328),则处理更新到该下一像素(步骤S330)。否则,如果不存在下一像素191(步骤S328),则如在步骤S304中,处理再次指向要形成的复合的图像的第一像素191和角度取向的图像126-130的空间对应的像素180a-180c(步骤S332)。重置角度计数器(步骤S333)。如果局部信息内容的分类被实施(步骤S334),则如从图3B可以看到,关于是否当在前图像126-130中关于当前像素191局部检测到预定特征194做出询问。出于该目的,局部信息内容在任何给定空间范围内是可搜索的,例如居中在当前像素191上的立方体的124像素。如果特征194未局部检测到(步骤S336),则关于是否在当前图像126-130中关于当前像素191局部检测到预定取向196做出询问(步骤S338)。在Cohen-Bacrie等人的美国专利公开No. 2006/0173324中公开了用于检测诸如管状的特征或取向的图像分类器的范例,通过引用将其整体并入本文。如果检测到特征194或者取向196(步骤S336、S338),则出于复合中的加权的目的,当前像素191被标记为重要的(步骤S340)。在任何情况下,如果下一角度132-136存在(步骤S342),则处理指向该下一角度(步骤S344),并且返回到步骤S336。否则,如果下一角度132-136不存在(步骤S342),则重置角度计数器(步骤S346)。如果下一像素191存在(步骤S348),则处理指向该下一像素(步骤S350)。否则,如果下一像素191不存在(步骤S348)或如果未实施分类数据,则如从步骤S334可以看到,亮度图由逐像素的逐角度最大亮度组成(步骤S352)。换言之,在各自的视角132、134、136处的所有基于像素的图像126、128、130上并且对于给定像素位置而言,选择最大亮度的像素。所选择的像素的亮度被供应到图上的给定像素位置。这逐像素位置重复,直到图被填满。图构成增强各向异性结构的可见性的图像。然而,组织拖尾效应被最大化,并且使对比度恶化。图还由逐像素的逐角度平均亮度组成(步骤S354)。通过向所有视图120-124给出相等权重,实现使斑点区平滑的益处。如果将做出最小图(步骤S356),则其由逐像素的逐角度最小亮度组成(步骤S358)。该图像欠佳地描绘各向异性结构,但是有利地产生囊肿内的低亮度值。目标是不增强囊肿区,并且不将旁瓣散射带入囊肿中。信号度量图也由逐像素逐角度最大相干因子组成(步骤S359)。在备选实施方式中,类似逐像素图能够代替地基于图像度量值。针对信号度量图的值由其最大值归一化,从而使得图值完全占据从零到一的范围。该步骤对于取决于可以存在于给定采集中的畸变的数量而重新缩放度量是必要的。任选地,能够通过例如平滑(理想地利用几个分辨率单元的空间平均)或诸如在Lee滤波器或本领域中已知的其他算法中的自适应平滑处理信号度量图。代替于相干因子,任何其他信号度量是有用的,并且图像度量能够任选地额外地用在以下在本文中所描述的加权复合中。实际上,如以下在本文中将说明的,分类准则是图像度量的额外使用的范例。现在参考图3C,处理指向要形成的复合的图像的第一像素191(步骤S360)。如果角度取向的图像126-130的空间对应的像素180a-180c中的任一个被标记为重要为步骤S340(步骤S362),利用针对被标记为重要的空间地对应的像素180a-180c的整体的权重和利用分配给当前第一像素的剩余的空间地对应的像素180a-

180c的零对加权平均值进行分配(步骤S364)。备选地,步骤S340中的标记可以在找到的特征194与找到的取向196之间进行区分,例如向特征给出更多重要性和优先性。另一备选是对被标记为重要的两个像素180a-180c之间划分加权平均值。而且,取代获得全部整体权重,利用信号度量分析或影响针对其他空间对应的像素的加权的其他图像度量结果,重要性的标记可以被给予诸如0.75的高权重。然而,如果角度取向的图像126-130的空间对应的像素180a-180c都没有被标记为重要的是步骤S340(步骤S362),则权重被计算为平均并且作为步骤S352-S359的亮度图和信号度量图的函数(步骤S368)。以下在本文中讨论了基于相干因子(CF)的示范性实施方式。更一般地,现在,目标是基于信号度量图,决定向最小、平均和最大空间对应的像素180a-180c给予哪个权重以形成最后的混合图像,即,要形成的复合的图像,其包含具有最大可见性的所有结构和具有最大对比度的所有囊肿。

[0074] 说明了两个可能的实施方式,其中的一个使用最小图像并且另一个不使用最小图像。使用最小图像通过减少囊肿杂乱增加图像对比度,但是可能导致来自真实结构的不想要的信号降低。

[0075] 在第一实施方式中,对平均和最大图像取得逐像素加权平均值。三个规则是:1)当CF高于给定阈值 $t_{\max}$ 时,从最大图像选择像素;2)当CF低于给定阈值 $t_{\min}$ 时,从平均图像选择像素;和3)在之间时,组合两个像素。这可以数学上形式化如下:

[0076] -归一化 $t_{\min}$ 与 $t_{\max}$ 之间的CF:

$$[0077] \quad CF_{\text{norm}} = \max\left(0, \min\left(\frac{CF - t_{\min}}{t_{\max} - t_{\min}}, 1\right)\right)$$

[0078] -基于归一化的CF来确定权重:

$$[0079] \quad w_{\text{mean}} = 1 - CF_{\text{norm}}; w_{\max} = CF_{\text{norm}}$$

[0080] 因此,代替于直接复合所采集的图像126-130,每个混合像素191是由逐像素逐角度平均亮度组成的亮度图中的其对应部分和由逐像素逐角度最大亮度组成的亮度图中的其对应部分的加权平均值,那两个对应部分像素分别由 w_{mean} 和 $w_{\max}$ 来加权。权重= $f(\text{CF})$ 还能够具有二次多项式或指数表达式。

[0081] 第二实施方式找到最小、平均和最大图像的逐像素加权平均值。三个规则是:1)当CF高于给定阈值 $t_{\max}$ 时,从最大图像选择像素;2)当CF低于给定阈值 $t_{\min}$ 时,从最小图像选择像素;并且3)在之间时,组合来自最小图像、平均图像和最大图像的像素,但是CF的一些潜在值将排他性地选择来自平均图像的像素。

[0082] 这能够数学上形式化如下:

[0083] -归一化 $t_{\min}$ 与 $t_{\max}$ 之间的CF:

$$[0084] \quad CF_{\text{norm}} = \max\left(0, \min\left(\frac{CF - t_{\min}}{t_{\max} - t_{\min}}, 1\right)\right)$$

[0085] -基于归一化的CF来确定权重:

$$[0086] \quad w_{\text{mean}} = (1 - CF_{\text{norm}})^2; w_{\max} = (CF_{\text{norm}})^2; w_{\text{mean}} = 1 - w_{\text{mean}} - w_{\max}。$$

[0087] 权重= $f(\text{CF})$ 还能够具有线性多项式或指数表达式。

[0088] 在任一种情况下,即,以上所描述的分类或者信号度量是否用在加权中并且不管额外度量、信号或图像被使用,如果下一像素191存在(步骤S370),则处理指向该下一像素

(步骤S372)并且处理返回到步骤S362。另一方面,如果没有下一像素192剩余(步骤S370),逐像素应用权重以形成加权像素,对加权像素进行求和以形成针对每个像素191的加权平均值,这些后者像素共同地构成复合图像(步骤S374)。

[0089] 能够移除由自适应方法所引入的斑点伪影,同时保留对比度增益,如下。从在步骤S374中所创建的复合图像减去步骤S354中所创建的平均图像(步骤S376)。对所得的差异图像进行低通滤波(步骤S378)。经低通滤波的图像被添加到平均图像以产生去除斑点的图像(步骤S380)。因此,保留低频图像改变(诸如较大的结构和囊肿),同时消除高频改变(诸如斑点增加)。低通滤波器是通过与例如高斯或框核的卷积可实现的。现在,复合图像就位以供显示。

[0090] 备选地,关于斑点降低,可编程数字滤波器197能够被引入以接收波束成形的数据并且将包含斑点信号的较高空间频率的数据与较低空间频率的数据分离。在该多尺度方法中,多尺度模块198仅将低频数据传递给图像内容评估模块154以供自适应复合。在权重确定模块156中,对较高频数据分配相等复合权重。而且,可以在每个子尺度处有利地应用于基于度量将复合的子视图组合为图像的不同的度量和不同公式。例如,低空间频率可以比较高频子尺度更积极地被增强。

[0091] 如果图像采集要继续(步骤S382),则返回到步骤S302。

[0092] 任选地,可以诸如通过平均组合空间对应的像素180a-180c的邻域中所确定的权重。邻域能够是居中在当前像素上的像素的聚类。在该情况下,以较小的粒度(即,逐邻域而不是逐像素)执行复合。

[0093] 图像复合装置经由超声采集感兴趣区域的基于像素的图像以用于通过复合形成区域的混合图像。图像包括空间地分别对应于图像的像素的混合像素。还包括像素处理器,其用于关于来自像素之中的像素进行波束成形并且用于关于混合像素并根据所采集的数据,评估图像的各自的图像的局部信息内容的量。处理器基于所述评估,确定在形成中用于各自地应用到空间地对应于混合像素的图像的像素的权重。在一些实施例中,评估不迟于波束成形开始在数据上进行操作。在一些实施例中,亮度值被分配给空间对应的像素;并且在空间对应性中,确定最大值和平均值。然后,其用在对复合进行加权中。

[0094] 尽管在附图和前述描述中已经详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述被认为是说明性或示范性,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0095] 例如,在本文提出的预期范围内是一种计算机可读介质,如所描述的,诸如实现为具有可执行以用于执行图3A-3C中所表示的过程的指令的计算机程序的集成电路。处理是由软件、硬件和固件的任何组合可实施的。

[0096] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。权利要求中的附图标记不应被解释为对范围的限制。

[0097] 计算机程序能够临时、暂时或者针对更长时间段存储在诸如光学存储介质或固态介质的适合的计算机可读介质上。这样的介质仅在不是暂态传播信号的意义上是非暂态的,但是包括诸如寄存器存储器、处理器高速缓存、RAM和其他易失性存储器的其他形式的计算机可读介质。

[0098] 单个处理器或其他单元可以履行权利要求中记载的若干项目的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

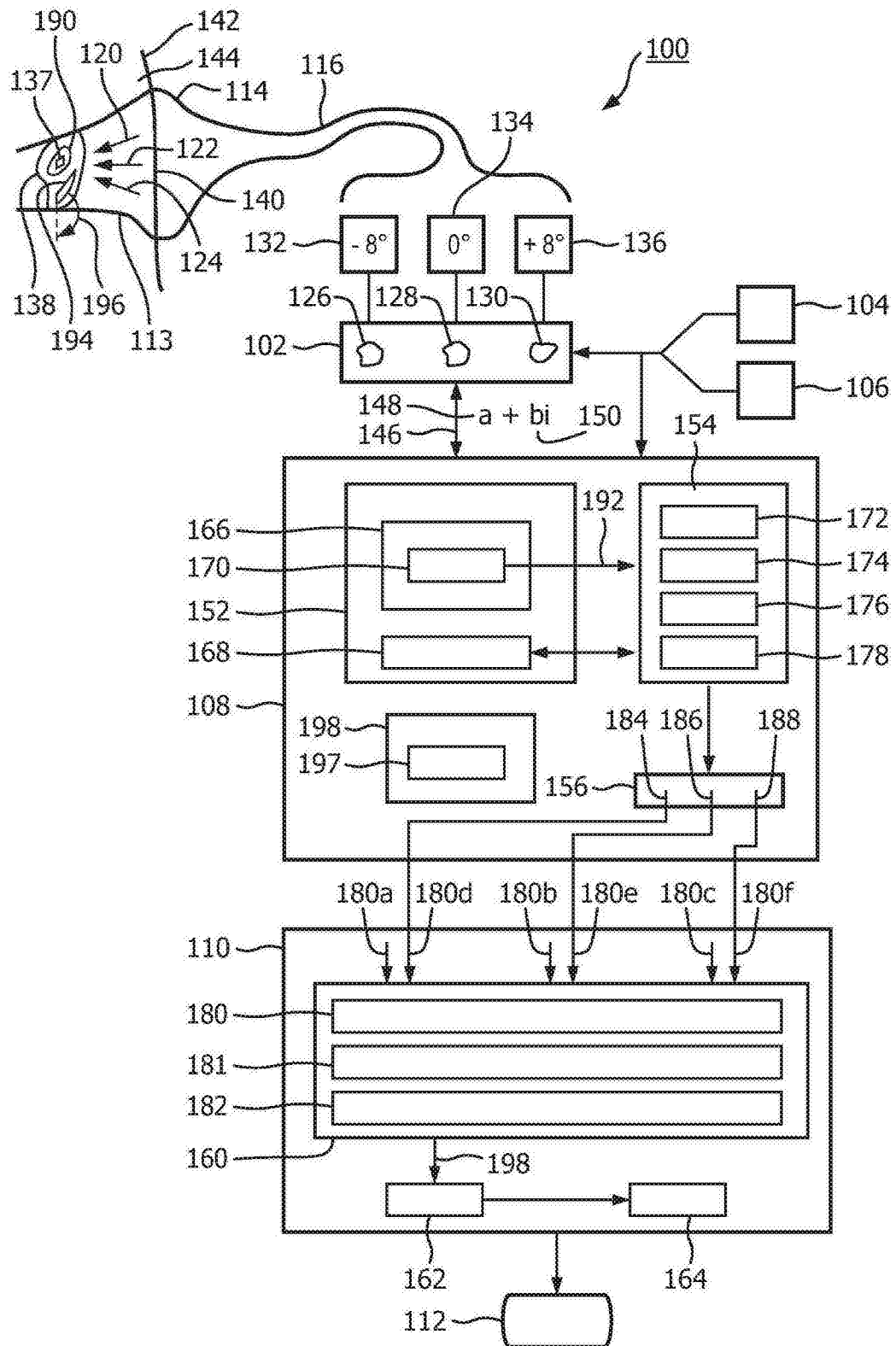


图1

$$204 \quad CF(m, rx) \equiv \frac{\sum_{tx=rx-\Delta}^{rx+\Delta} \left| \sum_{n=1}^N S(m, n, tx, rx) \right|^2}{\sum_{tx=rx-\Delta}^{rx+\Delta} N \sum_{n=1}^N \left| S(m, n, tx, rx) \right|^2} \quad 208 \quad (定义1)$$

$$210 \quad R(m, rx) \equiv \frac{1}{2d+1} \sum_{p=m-d}^{m+d} s(p, rx) s^H(p, rx) \quad 206 \quad (定义2)$$

其中

$$s(p, rx) = \begin{bmatrix} S(p, 1, rx, rx) \\ S(p, 2, rx, rx) \\ \vdots \\ S(p, N, rx, rx) \end{bmatrix} \quad 214 \quad (定义3)$$

$$Tr\{R(m, rx)\} \equiv \sum_{i=1}^N R_{ii}(m, rx) = \sum_{i=1}^N \gamma_i(m, rx) \quad 212 \quad (定义4)$$

$$216 \quad ev_d(m, rx) \equiv \frac{1}{1 - \frac{\gamma_1(m, rx)}{Tr\{R(m, rx)\}}} \quad 218 \quad (定义5)$$

$$R(m, rx) \equiv \frac{1}{(2d+1)(2g+1)} \sum_{p=m-d}^{m+d} \sum_{tx=rx-g}^{rx+g} s(p, tx, rx) s^H(p, tx, rx) \quad (定义6)$$

其中

$$s(p, tx, rx) = \begin{bmatrix} S(p, 1, tx, rx) \\ S(p, 2, tx, rx) \\ \vdots \\ S(p, N, tx, rx) \end{bmatrix} \quad (定义7)$$

图2

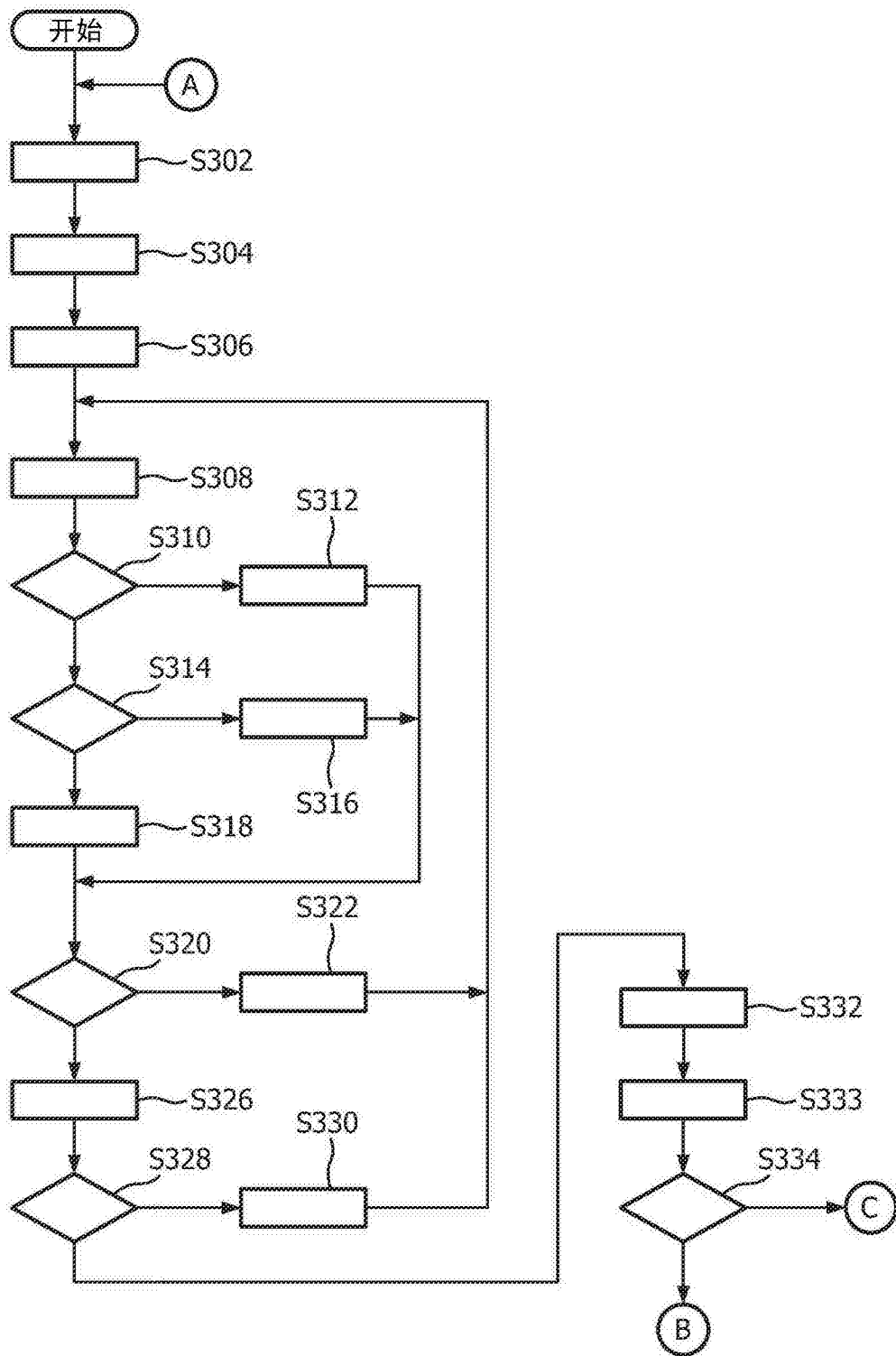


图3A

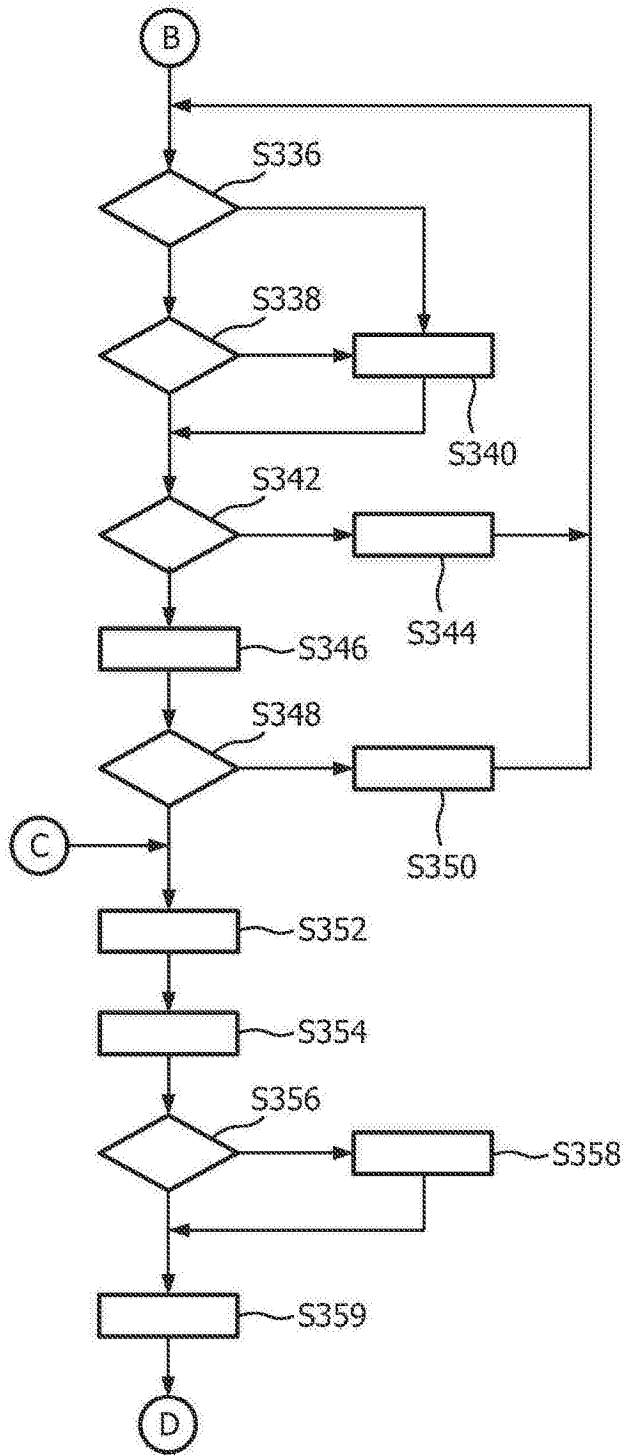


图3B

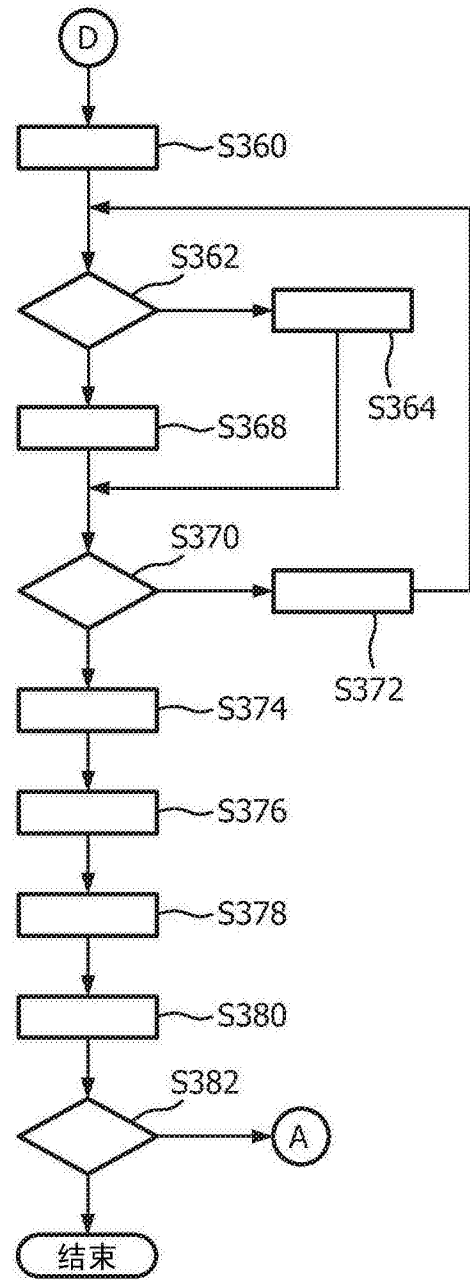


图3C

专利名称(译)	基于图像信息的图像复合		
公开(公告)号	CN105813572A	公开(公告)日	2016-07-27
申请号	CN201480067139.6	申请日	2014-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	FGGM维尼翁 W候 J L罗贝尔 EG勒杜列斯库 J曹		
发明人	F·G·G·M·维尼翁 W·候 J-L·罗贝尔 E·G·勒杜列斯库 J·曹		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/13 A61B8/14 G01S15/89		
CPC分类号	G06T7/11 A61B8/483 A61B8/5253 A61B8/5269 G01S7/52047 G01S15/8915 G01S15/8995 G06T5/20 G06T2207/10132 G06T2207/20024 G10K11/346		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/913452 2013-12-09 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种图像复合装置，经由超声采集感兴趣区域的基于像素的图像(126? 130)以用于通过复合形成所述区域的混合图像。所述图像包括分别空间地对应于所述图像的像素的混合像素(191)。还包括像素处理器，其用于关于来自所述像素之中的像素进行波束成形并且用于关于所述复合像素并且根据所采集的数据(146)评估所述图像的各自的图像的局部信息内容的量。所述处理器基于所述评估，确定在所述形成中用于各自应用到空间对应于所述混合像素的所述图像的所述像素的权重。在一些实施例中，所述评估不迟于所述波束成形开始在所述数据上进行操作。在一些实施例中，亮度值被分配给空间对应的像素；并且在空间对应性中，确定最大值和平均值。然后，它们用在对所述复合进行加权中。

