



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105050505 B

(45)授权公告日 2019.01.29

(21)申请号 201480016719.2

(22)申请日 2014.03.12

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105050505 A

(43)申请公布日 2015.11.11

(30)优先权数据

61/803,634 2013.03.20 US

61/907,022 2013.11.21 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.09.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/059657 2014.03.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/147517 EN 2014.09.25

(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-L·罗贝尔 S-W·黄

E·G·勒杜列斯库

F·G·G·M·维尼翁

R·Q·埃尔坎普

(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 8/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 101023376 A,2007.08.22,

CN 101378700 A,2009.03.04,

I. Christoyianni.Computer aided diagnosis of breast cancer in digitized mammograms.《Computerized Medical Imaging and Graphics》.2002,第26卷(第5期),正文309-319页.

审查员 陈煜

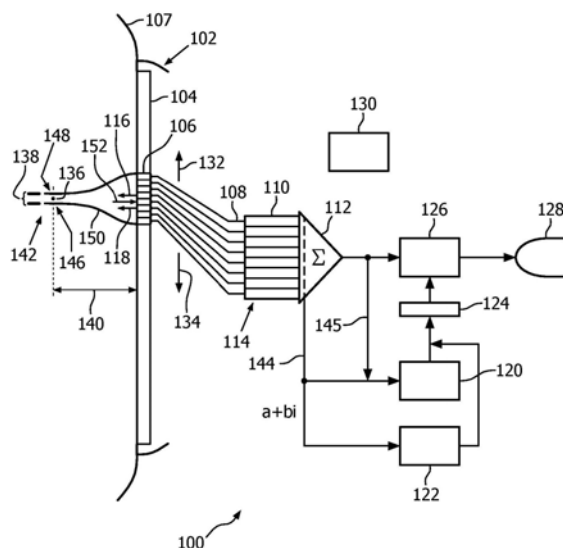
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

用于超声微钙化检测的波束形成技术

(57)摘要

一种医学超声采集-数据分析设备经由在通道上接收到的超声来采集通道数据(144)、使用采集到的通道数据来估计数据一致性并推导通道协方差矩阵的特征值的显性度、并且基于所述估计和显性度来对微钙化(142)和背景进行区分。然后可以经由突出显示、着色、注释等来使微钙化在屏幕上能在视觉上区分。能够进行估计的通道数据可以是已经经受波束形成延迟的,并且可以在估计中运行的波束形成流程中被加和。在估计和推导中,两种逐场点多个串行发射(116、118)都可以被用于每个场点。在一个实施例中,估计和推导的结果被逐点相乘并且被提交到阈值处理。



1. 一种医学超声采集-数据分析设备,具有多个通道(108)并且被配置用于:
经由在所述通道上接收到的超声来采集通道数据;
其特征在于:

采集到的通道数据被用于估计所述数据的一致性并推导通道协方差矩阵的特征值的显性度,所述使用包括估计在具有以下全部两项的空间点处的所述数据的一致性:a) 相关联的接收波束;以及b) 空间深度或时间;并且

基于所述估计和推导出的显性度来对微钙化(142)和背景进行区分。

2. 如权利要求1所述的设备,包括显示器(128)并且还被配置用于在所述显示器上将区分出的微钙化显示在超声视图中。

3. 如权利要求2所述的设备,还被配置用于在所述显示器上将所述微钙化显示在基于所述区分的结果在视觉上辨别(S504)所述微钙化和所述背景的演示中。

4. 如权利要求1所述的设备,所述使用包括使用所述数据(144)来关于分别具有以下全部两项的多个空间点来独立地估计所述数据的一致性:a) 相关联的接收波束;以及b) 空间深度或时间。

5. 如权利要求4所述的设备,所述使用还包括关于多个点逐点地单独在所述推导(S360)中使用所述通道数据。

6. 如权利要求4所述的设备,还被配置用于针对所述多个点逐点地将所述估计与所述推导组合(S427)。

7. 如权利要求6所述的设备,所述组合包括针对所述多个点(146)逐点地将所述估计乘以所述推导。

8. 如权利要求6所述的设备,所述组合产生各自的值,所述设备还被配置用于对所述值进行阈值处理(S428),所述阈值处理的输出在空间上识别所述微钙化。

9. 如权利要求1所述的设备,所述估计包括通过在多个发射波束上对所述数据的关于以下项的函数进行加和来对一致性因子(204)进行空间复合:a) 给定的接收波束;以及b) 给定的空间深度或时间。

10. 如权利要求9所述的设备,所述估计(306)还包括在所述通道上对所述函数进行加和。

11. 如权利要求1所述的设备,还被配置用于来自所述采集到的通道数据中的为复数的、其实部和虚部都非零的基准,在用于所述估计并用于所述推导之后,在所述使用后所述数据经受波束形成延迟(S310)。

12. 如权利要求1所述的设备,所述使用包括使采集到的通道数据经受波束形成延迟。

13. 如权利要求12所述的设备,所述设备还被配置为使得通过加和来对所述延迟数据进行所述估计,由此执行波束形成(145)。

14. 如权利要求12所述的设备,所述设备还被配置为使得逐通道地单独对所述延迟数据进行所述推导。

15. 如权利要求1所述的设备,所述矩阵(210)具有多个特征值,所述特征值在所述多个特征值中,所述显性度是表示在所述特征值与所述多个特征值之间的比较的指标,所述设备被配置用于根据所述采集到的通道数据来创建所述矩阵,所述推导包括计算所述特征值。

16. 如权利要求1所述的设备,所述通道数据在所述推导后为已经被应用波束形成延迟的复数射频通道数据,所述推导包括取得所述通道数据的矩阵的共轭转置(220),所述共轭转置的项随通道而变化。

17. 如权利要求16所述的设备,所述推导包括:

形成乘积矩阵,所述形成包括将所述通道数据的所述矩阵乘以共轭转置;以及在空间深度(140)或时间的范围上对所述乘积矩阵求平均,以推导与给定空间点相对应的所述显性度。

18. 如权利要求16所述的设备,所述推导包括:

形成乘积矩阵,所述形成包括将所述通道数据的所述矩阵(222)乘以所述共轭转置;以及

在多个发射上对所述乘积矩阵求平均。

19. 如权利要求16所述的设备,被配置用于在创建所述复数射频通道数据中使用回顾性地重新创建聚焦发射波束的算法。

20. 如权利要求1所述的设备,所述区分包括基于对所述估计的结果应用一致性阈值来决定(S440)微钙化位于给定的空间点处。

21. 如权利要求20所述的设备,所述区分包括在所述决定不是微钙化位于所述给定的空间点处的情况下检查所述结果和所述推导出的显性度是否分别满足另一一致性阈值和显性度阈值(S444、S446)。

22. 如权利要求1所述的设备,针对微钙化颗粒的所述采集是利用空间分辨率(138)执行的,所述颗粒小于所述分辨率。

23. 如权利要求1所述的设备,所述背景是所述微钙化所处的身体组织(107)。

24. 一种体现用于医学超声采集-数据分析的程序的计算机可读介质,所述程序具有能由处理器运行的指令以用于执行多个动作,在所述多个动作中存在以下动作:

经由在多个通道上接收到的超声来采集通道数据;

使用采集到的通道数据来估计所述数据的一致性并推导通道协方差矩阵的特征值(212)的显性度,所述使用包括估计在具有以下全部两项的空间点处的所述数据的一致性:

a) 相关联的接收波束;以及b) 空间深度或时间;以及

基于所述估计和推导出的显性度来对微钙化和背景进行区分。

用于超声微钙化检测的波束形成技术

技术领域

[0001] 本发明涉及用于识别微钙化的医学成像,并且更具体地涉及对超声作为成像模式的使用。

背景技术

[0002] 乳房X线照相术用于筛查乳腺癌的成功主要归因于其可靠地对钙化进行成像的能力,钙化是早期乳腺癌的重要标记。乳腺癌中的60-80%中存在微钙化,并且微钙化是良性和恶性病变两者的可靠指示物。微钙化的关键诊断特征是它们的位置、数量、大小、形态、分布、图样以及对质量的关系。这些特征帮助对恶性肿瘤的风险进行分层,并且通常是癌症的仅有的标记。相关范例为原位管癌(DCIS),其占乳腺癌的20%。

[0003] I.Christoyianni的文章“Computer aided diagnoses of breast cancer in digitized mammograms”(Computerized Medical Imaging and Graphics,26卷,5号,2002年9月1日,309-319页,XP055131857,ISSN:0895-6111)公开了一种用于乳腺癌识别的CAD系统的实现方式,其能够在数字乳房X线照相图中精确定位疑似区域。所使用的独立成分分析能够在肿瘤与健康组织之间进行区分。

[0004] US 2006/0171573 A1公开了计算机辅助检测(CAD)系统输出显示用于提供对后续检查的区域的准确表示的使用。在数字乳房X线照相图像中,检测到成簇的微钙化。CAD系统输出被用于改进针对与癌症相关联的区域的检测的灵敏度和特异性。

[0005] 然而,乳房X线照相术在致密的乳房组织,即乳房的非脂肪部分中显示差的性能。致密的乳房组织更常见于较年轻的女性,以及特定的地方(例如中国)的女性中。

[0006] 而且,尽管有用于减少剂量的措施,但乳房X线照相术仍使患者暴露于电离辐射。此外,由于需要压板而存在患者舒适性的问题。

[0007] 非电离并且不需要压板的常规超声的主要限制是其对微钙化的差的灵敏度。对微钙化的灵敏度在50-80%以内。Sheng-Wen Huang等人的文章“Ultrasonic computed tomography reconstruction of the attenuation coefficient using a linear array”(IEEE Transactions on ultrasonics,ferroelectrics and frequency control,IEEE,美国,52卷,11号,2005年11月1日,2011-2022页)公开了除常规B-模式超声以外,乳房中的声速分布和衰减系数分布能够被用在诊断中,这是因为声速在癌性组织中比在脂肪中更快,并且衰减系数在癌性组织中比在囊肿中更高。基于角谱方法和重建的声速分布已经公开了针对衰减系数分布的重建方法。

[0008] Mallart公开了通过使用接收聚焦标准针对介质的非均匀性对超声发射波束的相位畸变校正,所述接收聚焦标准独立于介质的散射横截面和所发射的能量两者。见R.Mallart和M.Fink的“Adaptive focusing in scattering media through sound-speed inhomogeneities:The van Cittert Zernike approach and focusing criterion”(J.Acoust.Soc.Am.,96卷,6号,3721-3732页,1994年)。

发明内容

[0009] 本文中下面提出的设计解决上述问题中的一个或多个。

[0010] 通道数据包含比在超声接收波束形成之后获得的B-模式图像多得多的信息。因此,基于通道数据的波束形成技术能够提供比图像处理技术更好的针对微钙化检测的灵敏度和/或特异性。本文中提出的新颖技术增强了微钙化与背景之间的对比度,所述背景即钙化所处的身体组织,典型地是诸如致密乳房组织的软组织。

[0011] 除了上面指出的在将超声用于早期乳腺癌检测中的优势以外,筛查和随访诊断流程将由于仅使用一种模态的医学评估而被大大简化。对微钙化的良好灵敏度也将有助于在超声引导的活检中对肿瘤位置的更早的识别,改进工作流和诊断置信度。

[0012] 根据本文中所提出的,一种具有通道的医学超声采集-数据分析设备被配置用于:经由在所述通道上接收到的超声来采集通道数据;使用采集到的通道数据来估计所述数据的一致性并推导通道协方差矩阵的特征值的显性度;并且基于所述估计和推导出的显性度来对微钙化和背景进行区分。

[0013] 对于这样的设备,一种计算机可读介质,或者备选地,一种瞬态传播信号是本文中所提出的部分。如下文描述的被体现在计算机可读介质内,或者备选地被体现在瞬态传播信号内的计算机程序具有能由处理器运行的指令,以用于执行以下动作:使用采集到的通道数据来估计所述数据的一致性并推导通道协方差矩阵的特征值的显性度;以及基于所述估计和推导出的显性度来对微钙化和背景进行区分。

[0014] 下面借助于未按比例绘制的附图、公式表和流程图来公开该新颖的超声微钙化识别技术的细节。

附图说明

[0015] 图1是根据本发明的超声微钙化识别设备的示意图;

[0016] 图2是根据本发明的一组示范性数学定义和关系;以及

[0017] 图3A-图3D、图4A-图4C以及图5是根据本发明的示范性超声微钙化识别过程的流程图。

具体实施方式

[0018] 图1通过说明性且非限制性的范例描绘了医学超声采集-数据分析设备,所述设备可以被表征为超声微钙化识别设备100。

[0019] 设备100包括超声成像探头102,所述超声成像探头102具有换能器元件106的阵列104。探头102被示为被压成与乳房组织107声学接触。

[0020] 设备100还包括与元件106连接的通道108。所述通道具有各自的样本延迟元件110。后者连接到一致加法器112,加法器和接收延迟元件110一起构成接收波束形成器114。延迟元件110可以被增强为还提供幅度加权。能够实现用于使发射波束116、118转向和聚焦的延迟元件,但未示出。多个发射波束116、118可以是平行的,或者可以成不同角度,即被转向。

[0021] 还被包括在设备100中的是一致性因子(CF)确定模块120、特征值显性度确定模块

122、微钙化识别模块124、信号与图像处理器126、显示器128以及扫描控制器130。控制器130控制如由图1中的取向相反的扫描方向箭头132、134所指示的扫描以及图1中示出的设备100的其他部件。

[0022] 用于微钙化检测的波束形成策略是含有基于通道数据的参数,所述参数有利于小于诸如在该成像深度140处的横向分辨率138的空间分辨率的点目标136。微钙化142在声学上与这样的目标136类似。

[0023] 微钙化142是在其分辨率单元上的显性散射体,并且引起各向同性的散射。一致性因子和特征值显性度标准(两者均在下文中被讨论)被用于分别评估微钙化的各向同性散射和显性度。在背景组织中,没有这样的单个的各向同性散射体的显性度。

[0024] 因此,本文中所提出的两分法的两部分是使用多个发射波束的一致性估计和用来提取特征值的协方差矩阵分析。

[0025] 更一般地,首先指出,在应用波束形成延迟之后并在一致性加和之前的通道数据,即“延迟后通道数据”144是由加法器112输出的。如图1所示,这是一般为“a+bi”的形式的复数数据,即使得基准的实部分量和虚部分量都能够是非零的。通道数据144被路由到特征值显性度确定模块122。相同的数据144能被路由到CF模块120,以用于在那里加和,尽管如从图1中的备选路径145可见,备选地或额外地,能够在加法器112中执行加和。由CF模块120完成的波束形成也能够是在形成场点中独立的,以用于在信号与图像处理器126中的进一步的图像处理。或者备选地或额外地,加法器112的加和输出能够被提交用于由信号与图像处理器126处理,其中,例如可以在加法器中对所述加和输出进行幅度加权。在任何一种事件中,信号与图像处理器126都将经波束形成的数据准备用于显示,执行诸如频率复合、对数压缩和扫描转换的功能。

[0026] 现在参考两分法的第一部分,一致性估计,设 $S(m, n, tx, rx)$ 指代复数RF通道数据(或“延迟数据”)144,即在应用波束形成延迟以及任选的幅度加权之后。这里, 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 是接收波束指数。在具有单一发射波束116的空间点 (m, rx) 或场点处的一致性因子(CF)或“聚焦标准”为:

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

[0028] 其中 N 为通道108的数量。项 $\left| \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx) \right|^2$ 被表示为 $I_c(m, rx)$,其中,下标“c”代表一致的,其能够被解释为在点 (m, rx) 处的通道上的平均一致强度。右边的分母能够被表达为

$$[0029] \quad \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |S(m, n, rx, rx)|^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |\Delta S(m, n, rx, rx)|^2 + \left| \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N S(m, n, rx, rx) \right|^2,$$

[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 $\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |\Delta S(m, n, rx, rx)|^2$ 被表示为 $I_{inc}(m, rx)$, 其中, 下标“inc”代表不一致。这是因为 $I_{inc}(m, rx)$ 反映不一致信号的平均强度 (在由关于发射的聚焦质量决定的 (m, rx) 的环境中), 并且当通道数据144完全一致时 $I_{inc}(m, rx)$ 为零。替换项

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

[0034] 因此, $CF_0(m, rx)$ 指示点 (m, rx) 比其环境亮多少。 CF_0 的范围在0与1之间并且其在且只在通道144完全一致时达到最大值1。完全一致性意味着 $S(m, 1, rx, rx) = S(m, 2, rx, rx) = \dots = S(m, N, rx, rx)$ 。在强点目标或反射体周围, CF_0 值是高的。

[0035] 为了对背景组织148中的微钙化142在声学上与之类似的点目标与平面反射体进行区分, 能够将多个发射波束116、118并入CF估计中。CF由此能被重新定义为:

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

[0037] 与以下的类似, 在图2中重复该定义。

[0038] 如上文提及的, 空间点 (m, rx) 146是相关联的接收波束 rx 150和空间深度140或时间两者的函数。通过加和来对延迟数据144进行估计, 由此执行波束形成。CF (m, rx) 估计, 或者估计的结果204包括通过加和, 在多个发射波束116、118上对CF、平方幅值函数206和平方波束和 (beamsum) 208的空间复合, 即波束形成的加和结果。函数206和波束和208都通过在通道108上的加和来形成的。

[0039] 现在参考两分法的第二部分, 设 $R(m, rx)$ 指代通过在时间或空间深度140的范围214上进行时间求平均而获得的在点 (m, rx) 处的协方差矩阵或“相关性/协方差矩阵”210:

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

[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 $R(m, rx)$ 为半正定的, 因此其所有特征值212都是实数且是非负的。用 $\{\gamma_i(m, rx)\}_{i=1}^N$ 指代特征值, 其中 $\gamma_i \geq \gamma_{i+1}$ 。则 $R(m, rx)$ 的迹为

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

[0045] 第一特征值218的显性度216被表示为

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

[0047] 如果对于 $i \geq 2$, $\gamma_1(m, rx) = 0$ (即如果 $R(m, rx)$ 的秩为1), 如 $Tr\{R(m, rx)\} = \gamma_1(m, rx)$, 则上式为无穷大, 否则为有限的。还能够在相关性矩阵分析中应用在若干发射116、118上的加和(波束平均), 如:

$$[0048] \quad R(m, rx) = \frac{1}{(2d+1)(2g+1)} \sum_{p=m-d}^{m+d} \sum_{tx=rx-g}^{rx+g} S(p, tx, rx) S^H(p, tx, rx), \quad (\text{定义6})$$

[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] 组合发射的另一种方式是根据通过回顾性地重新创建聚焦发射波束的算法生成的数据来形成协方差矩阵。采用回顾性动态发射(RDT)聚焦的范例如下, 并且, 针对其他这样的算法, 例如平面波成像(见G.Montaldo、M.Tanter、J.Bercoff、N.Benech和M.Fink的“Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography”, IEEE Trans.Ultrason.Ferroelectr.Freq.Control, 56卷, 3号, 489-506页, 2009年)和合成孔径波束形成(见J.A.Jensen、S.I.Nikolov、K.L.Gammelmark和M.H.Pedersen的“Synthetic aperture ultrasound imaging”, Ultrasonic, 44卷增补, e5-e15页, 2006年), 类似的特征值显性度计算应用:

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

[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道数据 $S(m, n, tx, rx)$ 上的回顾性动态发射(RDT)而获得的动态发射波束形成的复数RF通道数据。见Burcher等人的美国专利 No.8317712。

[0056] 在以上的两分法中, 能够通过空间深度或时间140的范围214上的时间平均化, 类似地获得 $CF_0(m, rx)$ 或 $CF(m, rx)$, 如具有显性度的。也能够使用动态发射波束形成的通道数据估计一致性因子, 如下:

$$[0057] \quad CF_{RDT}(m, rx) = \frac{\left| \sum_{n=1}^N S_{RDT}(m, n, rx) \right|^2}{N \sum_{n=1}^N |S_{RDT}(m, n, rx)|^2}$$

[0058] 根据J.R.Robert和M.Fink的“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.,123卷,2号,866-877页,2008年),能够通过 $1/(1-CF_1(m,rx))$ 来近似第一特征值 $ev_d(m,rx)$ 的显性度,其中, $CF_1(m,rx)$ 是根据通道数据 $S(m,n,tx,rx)$ 获得的一致性因子。时间平均230、在多个发射波束116、118上的平均、和/或RDT能够被应用在计算 $CF_1(m,rx)$ 中。相反,能够通过利用适当的求平均来推导出的特征值显性度来近似一致性因子。

[0059] 图3A-图3D涉及超声微钙化识别过程的直到度量计算的部分。下文描述的流程是实况、动态、实时成像的范例,尽管其能够被简化为返回带有区分出的钙化的单个B-模式图像。

[0060] 如图3A所示,根据扫描过程302,发出发射116、118(步骤S302)。这能够使用例如RDT扫描序列在接收波束150的中心152周围的范围中的顺序发射来完成。对于每个发射,能够有多个接收波束,造成每个接收波束多个发射。或者可以每个接收波束150发出单个发射116,如用于对 $CF_0(m,rx)$ 的估计所完成的,所述估计不具有波束平均。在单个发射的情况下或者在多个发射的情况下,针对每个发射存在经由接收波束150的接收(步骤S304)或存在多个接收。发射116和接收150继续,指导扫描完成或者以其他方式停止(步骤S306)。

[0061] 图3B中示出的同时的通道数据采集子过程304采集复数通道数据(步骤S308),并且通过通道来延迟数据样本(步骤S310)。这重复地发生,直到扫描完成或以其他方式停止(步骤S312)。

[0062] 在图3C中所见的同时的一致性因子估计子过程306中,获得随通道变化的样本(步骤S314)。它们被一致地加和,由此完成波束形成流程(步骤S316)。逐通道地计算每个样本的幅值(步骤S318)。如果针对当前的被询问的空间点146存在用于波束平均的下一发射116(步骤S320),则使发射计数器递增(步骤S322),并且处理返回到样本获得步骤S314。否则,如果不存在下一发射116(步骤S320),则发射计数器复位(步骤S324)。针对当前空间点146在所有发射116上执行用于波束形成的加和和对样本幅值的加和(步骤S326)。计算一致性因子 CF_{204} (步骤S328)。

[0063] 同时,在图3D的同时的显性度推导子过程308中,获得随通道变化的样本(步骤S330)。形成以通道为排序的样本的列矩阵的共轭转置220(步骤S332)。对两个矩阵取乘积222(步骤S334)。如果针对当前空间点146存在用于波束平均的下一发射116(步骤S336),则使发射计数器递增(步骤S338),并且处理返回到样本采集步骤S330。否则,如果不存在下一发射116(步骤S336),则重置发射计数器(步骤S340)。然后做出对是否存在用于时间求平均的下一相邻点224的询问(步骤S342)。如果下一相邻点224存在(步骤S342),则使相邻点计数器递增(步骤S346),并且处理返回到样本采集步骤S330。否则,如果下一相邻点224不存在(步骤S342),则重置相邻计数器(步骤S348)。在发射116和相邻点224上加和来自步骤S334的乘积矩阵(步骤S350)。如从图2中的定义2看出的,基于相加的积222来计算具有波束平均226的协方差矩阵(步骤S352)。通过本领域周知的方法针对协方差矩阵226来计算特征值212的集合(步骤S354)。从特征值中找到最大的特征值218(步骤S356)。将其与所述集合进行比较228(步骤S358)。计算显性度216(步骤S360)。

[0064] 在图4A中呈现的扫描子过程402的背景中运行估计子过程306和推导子过程308。

在第一步骤中,针对当前空间点146来计算量度(步骤S402)。步骤S402与估计子过程306或推导子过程308相对应。因此,一致性因子(CF)确定模块120和特征值显性度确定模块122两者都调用瞬时扫描子过程402。如果时间而非空间深度是时间跟踪的索引(步骤S404),并且针对当前接收波束150存在下一时间(步骤S406),则使时间计数器递增(步骤S408)并且返回到步骤S402。类似地,如果空间深度而非时间是时间跟踪的索引(步骤S404),并且针对当前接收波束150存在下一空间深度(步骤S410),则使空间深度计数器递增(步骤S414)并且返回到步骤S402。另一方面,如果不存在下一时间或空间深度(步骤S406、S410),则相应地重置时间或空间深度计数器(步骤S416、S418)。如果在此当口,在当前的帧或扫描中存在下一接收波束150(步骤S420),则使接收波束计数器递增(步骤S422)。否则,如果不存在下一接收波束150(步骤S420),则重置接收计数器(S424)。如果下一帧存在(步骤S425),则处理指向下一帧(步骤S426)并且返回到度量计算步骤S402。

[0065] 微钙化识别模块124同时运行图4B中示出的微钙化映射子过程的第一版本404。首先,如通过相乘来将CF 204和显性度216组合(步骤S427)。如果乘积足够大以满足组合阈值(步骤S428),则将各自的(并且当前的)空间点146添加到针对当前成像帧的微钙化图(步骤S430)。因此已经对微钙化142和背景148进行区分。如果在帧中存在下一点(步骤S432),则处理指向该下一点(步骤S434),并且返回到子过程404的开始。否则,如果在当前帧中没有下一点(步骤S432),但存在待处理的下一帧(步骤S436),则处理指向下一点(步骤S434)并且返回到子过程404的开始。

[0066] 备选地或额外地,微钙化识别模块124同时运行微钙化子过程的第二版本406,如从图4C看出的。如果第一一致性阈值被满足,即CF 204足够大以满足它(步骤S440),则将当前空间点146添加到针对当前成像帧的微钙化图(步骤S442)。另一方面,即使第一一致性阈值不被满足(步骤S440),但CF 204足够大以满足另一阈值,即第二预定一致性阈值(步骤S444)并且显性度216足够大以满足显性度阈值(步骤S446),则将当前空间点146添加到微钙化图(步骤S442)。如果当前帧中存在下一点(步骤S448),则处理指向该下一点(步骤S450)并且返回到步骤S440。另一方面,在第一一致性阈值未被满足(步骤S440)的情况下,如果第二一致性阈值或显性度阈值中的一个类似地也未被满足或者两者均未被满足(步骤S444、S446),并且如果下一点存在(步骤S448),则处理指向该下一点(步骤S450)并且返回到步骤S440。在任何事件中,当当前帧中不存在下一点时(步骤S448),如果下一帧存在(步骤S452),则处理指向该下一帧(步骤S454)并且返回到步骤S440。

[0067] 微钙化识别模块124还同时调用图5中表示的视觉钙化辨别子过程502。为了显示当前帧,应用对应的微钙化图(步骤S502)。当前帧中的所有空间点146(例如体素)均已经在微钙化映射子过程的第一版本404或第二版406中被处理。当前微钙化图的条目指代微钙化142并且要被在视觉上区分以在屏幕上呈现(步骤S504)。这是通过突出显示、着色或区别着色、利用标签注释和/或屏幕指针等来完成的,并且借助于叠加、对灰阶的调节或者任意其他已知且适合的手段来完成。显示带有区分出的钙化的图像(步骤S506)。如果下一帧存在(步骤S508),则处理指向该下一帧(步骤S510),并且返回到映射应用步骤S502。

[0068] 医学超声采集-数据分析设备经由在通道上接收到的超声来采集通道数据、使用采集到的通道数据来估计数据一致性并推导通道协方差矩阵的特征值的显性度、并且基于所述估计和显性度来对微钙化和背景进行区分。然后可以经由突出显示、着色、注释等来使

微钙化在屏幕上能在视觉上区分。能够进行估计的通道数据可以是已经经受波束形成延迟的,并且可以在估计中运行的波束形成流程中被加和。在估计和推导中,两种逐场点多个串行发射都可以被用于每个场点。在一个实施例中,估计和推导的结果被逐点相乘并且被提交到阈值处理。

[0069] 尽管已经在附图和前文的描述中详细说明并描述了本发明,但这种说明和描述被视为说明性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0070] 例如,如以下描述的,在本文中所提出的期望的范围内的是一种计算机可读介质,例如体现具有指令的计算机程序的集成电路,所述指令可执行用于以上针对微钙化辨别描述的子过程306、308、404、406、502。能通过软件、硬件和固件的任意组合来实现功能。

[0071] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践要求保护的本发明时,能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0072] 计算机程序能够被瞬时地、暂时地或在较长的时间段期间存储在适合的计算机可读介质上,例如光学存储介质或固态介质。这样的介质仅在不是瞬态传播信号的意义上是非瞬态的,但包括其他形式的计算机可读介质,例如寄存器存储器、处理器缓存、RAM或其他易失性存储器。

[0073] 单个元件或其他单元可以满足权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

$$\begin{aligned}
 \text{CF}(m,rx) &\equiv \frac{\sum_{tx=rx-\Delta}^{rx+\Delta} \left| \sum_{n=1}^N S(m,n,tx,rx) \right|^2}{\sum_{tx=rx-\Delta}^{rx+\Delta} N \sum_{n=1}^N \left| S(m,n,tx,rx) \right|^2} \quad \text{(定义1)} \\
 R(m,rx) &\equiv \frac{1}{2d+1} \sum_{p=m-d}^{m+d} s(p,rx) s^H(p,rx) \quad \text{(定义2)} \\
 \text{其中 } s(p,rx) &= \begin{bmatrix} S(p,1,rx,rx) \\ S(p,2,rx,rx) \\ \vdots \\ S(p,N,rx,rx) \end{bmatrix} \quad \text{(定义3)} \\
 \text{Tr}\{R(m,rx)\} &\equiv \sum_{i=1}^N R_{ii}(m,rx) = \sum_{i=1}^N \gamma_i(m,rx) \quad \text{(定义4)} \\
 \text{ev}_d(m,rx) &\equiv \frac{1}{1 - \frac{\gamma_1(m,rx)}{\text{Tr}\{R(m,rx)\}}} \quad \text{(定义5)} \\
 R(m,rx) &\equiv \frac{1}{(2d+1)(2g+1)} \sum_{p=m-d}^{m+d} \sum_{tx=rx-g}^{rx+g} s(p,tx,rx) s^H(p,tx,rx) \quad \text{(定义6)} \\
 \text{其中 } s(p,tx,rx) &= \begin{bmatrix} S(p,1,tx,rx) \\ S(p,2,tx,rx) \\ \vdots \\ S(p,N,tx,rx) \end{bmatrix} \quad \text{(定义7)}
 \end{aligned}$$

图2

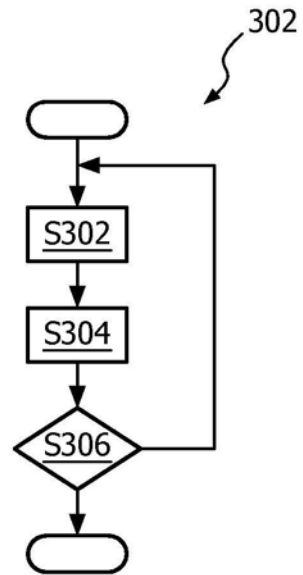


图3A

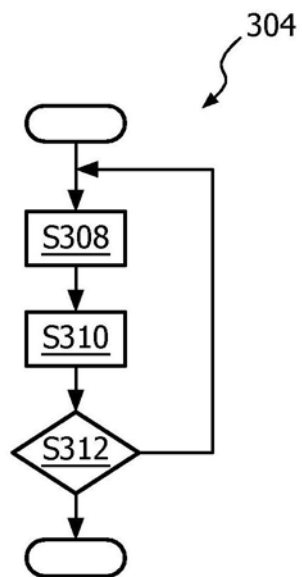


图3B

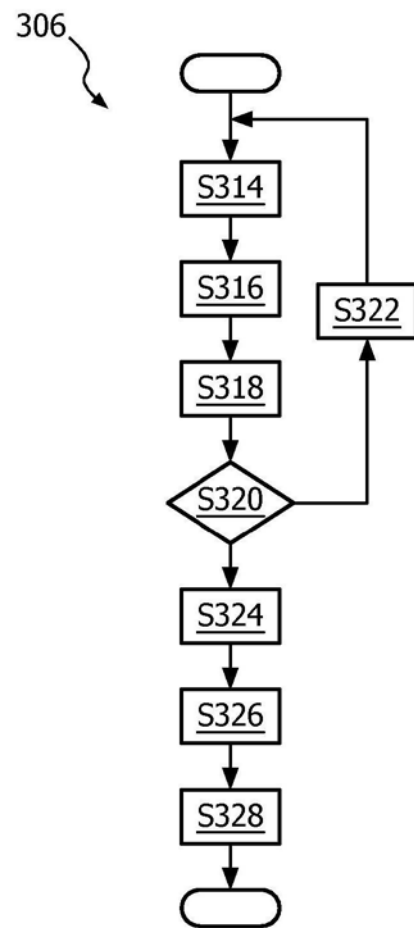


图3C

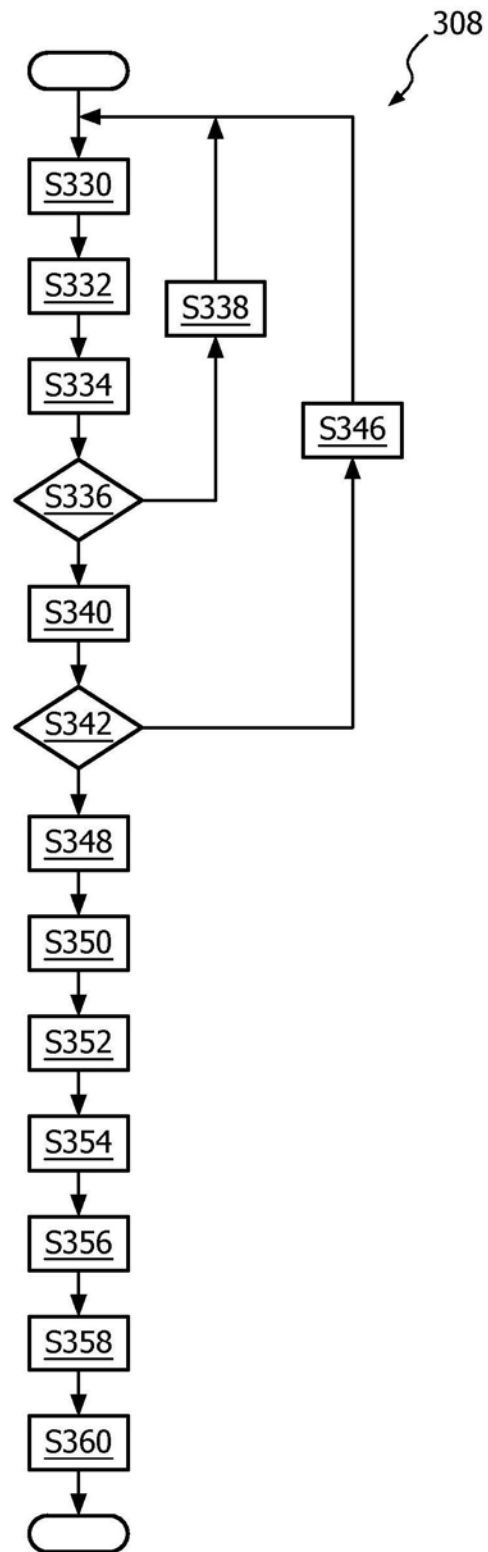


图3D

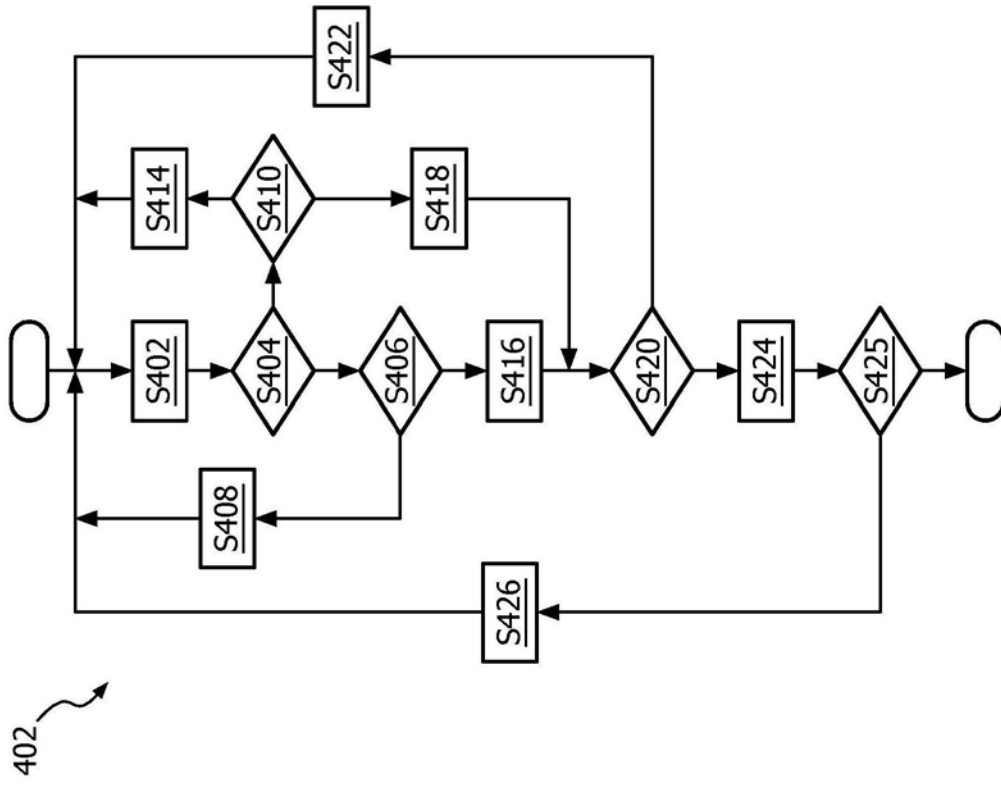


图4A

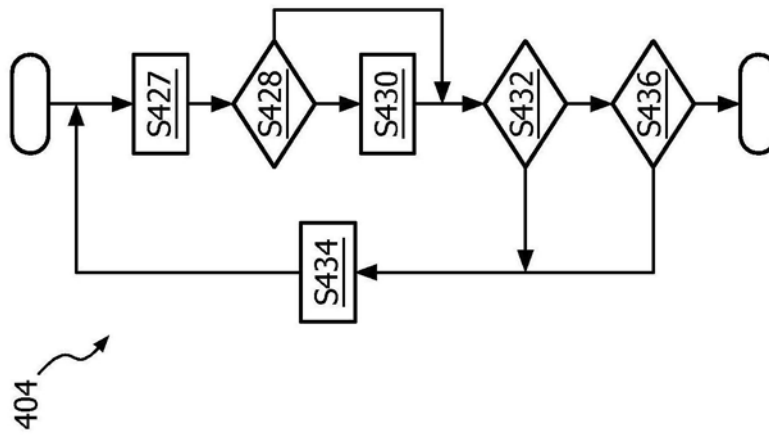


图4B

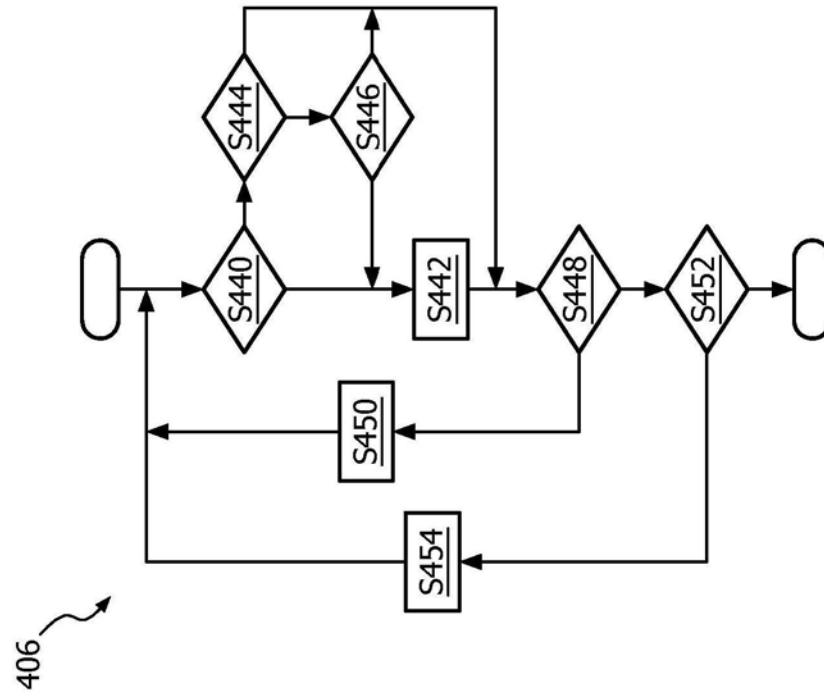


图4C

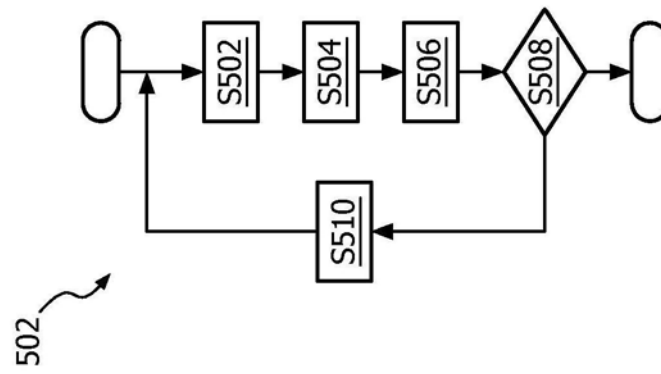


图5

专利名称(译)	用于超声微钙化检测的波束形成技术		
公开(公告)号	CN105050505B	公开(公告)日	2019-01-29
申请号	CN201480016719.2	申请日	2014-03-12
[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	J L罗贝尔 S W黄 EG勒杜列斯库 FGGM维尼翁 RQ埃尔坎普		
发明人	J-L·罗贝尔 S-W·黄 E·G·勒杜列斯库 F·G·G·M·维尼翁 R·Q·埃尔坎普		
IPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	李光颖 王英		
审查员(译)	陈煜		
优先权	61/803634 2013-03-20 US 61/907022 2013-11-21 US		
其他公开文献	CN105050505A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种医学超声采集-数据分析设备经由在通道上接收到的超声来采集通道数据(144)、使用采集到的通道数据来估计数据一致性并推导通道协方差矩阵的特征值的显性度、并且基于所述估计和显性度来对微钙化(142)和背景进行区分。然后可以经由突出显示、着色、注释等来使微钙化在屏幕上能在视觉上区分。能够进行估计的通道数据可以是已经经受波束形成延迟的，并且可以在估计中运行的波束形成流程中被加和。在估计和推导中，两种逐场点多个串行发射(116、118)都可以被用于每个场点。在一个实施例中，估计和推导的结果被逐点相乘并且被提交到阈值处理。

