



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102549450 B

(45) 授权公告日 2014. 02. 26

(21) 申请号 201080044965. 0

(22) 申请日 2010. 09. 30

(30) 优先权数据

61/249, 388 2009. 10. 07 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 04. 06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2010/054419 2010. 09. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/042841 EN 2011. 04. 14

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 U·排 D·L·里士满

A·V·切列帕欣 杨昭文

V·沙姆达莎尼

(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.

A61B 8/08 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101455576 A, 2009. 06. 17,

CN 101252886 A, 2008. 08. 27,

WO 2007/110375 A1, 2007. 10. 04,

US 2009/0141957 A1, 2009. 06. 04,

US 6117080 A, 2000. 09. 12,

Rebecca C. Booi 等. Characterization of Cysts using Differential Correlation Coefficient Values from 2D Breast Elastography: Preliminary Study.

《Ultrasound Med Biol》. 2008, 第 34 卷 (第 1 期),

审查员 陈树

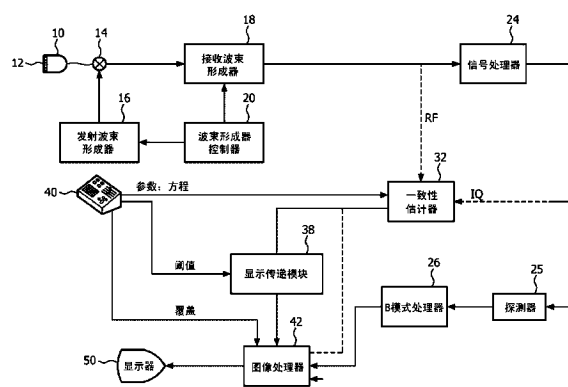
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

超声无回声成像

(57) 摘要

本发明涉及一种用超声对可能包含无回声和 / 或低回声回声的感兴趣区域进行成像的方法。该方法包括如下步骤: 提供第一和第二超声数据集, 所述两个数据集包括分别在两个不同时刻的同一感兴趣区域大的信息, 根据所述第一和第二数据集确定所述感兴趣区域的至少一区域的时间一致性值, 所述时间一致性值指示所述第一和第二超声数据集的内容相似性的程度, 以及根据所述时间一致性值产生指示该区域是低回声或无回声的图像。通过这样做, 根据本发明的方法产生的无回声图像相对于回声区域突出了无回声和 / 或低回声区域的绘制。



1. 一种用于产生身体之内感兴趣区域(100,200)的超声图像的方法,包括如下步骤:
 - 提供第一和第二超声数据集,所述第一和所述第二超声数据集包括分别在两个不同时刻的同一感兴趣区域(100,200)的信息,
 - 根据所述第一和所述第二超声数据集确定所述感兴趣区域(100,200)的至少一区域的时间一致性值,所述时间一致性值指示所述第一和所述第二超声数据集的内容相似性的程度,以及
 - 根据所述时间一致性值产生指示该区域是低回声或无回声的图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,包括如下步骤:向所述感兴趣区域(100,200)中发射超声信号,接收所述超声信号的回声,对所述超声回声进行波束形成以产生射频数据,以及根据所述射频数据提供所述第一和所述第二超声数据集。
3. 根据权利要求1所述的方法,包括如下步骤:向所述感兴趣区域(100,200)中发射超声信号,接收所述超声信号的回声,对所述超声回声进行波束形成以产生射频数据,将所述射频数据解调成同相和正交数据,以及根据所述同相和正交数据提供所述第一和所述第二超声数据集。
4. 根据权利要求1所述的方法,包括执行如下步骤:针对所述感兴趣区域(100,200)中的多个区域中的每个确定时间一致性值并根据这些区域各自的时间一致性值产生所述感兴趣区域(100,200)的指示这些区域是低回声和/或无回声的图像。
5. 根据权利要求1所述的方法,包括如下步骤:利用传递函数放大或减弱所述时间一致性值。
6. 根据权利要求1所述的方法,包括如下步骤:将所述时间一致性值转换成颜色值,所述颜色值指定无回声到有回声范围内的预定回声水平。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,指示所述区域是无回声或低回声包括在所述图像中显示所述时间一致性值,或将所述时间一致性值转换成指定无回声到有回声范围内的预定回声水平的数值并在所述图像中显示该数值。
8. 根据权利要求7所述的方法,包括如下步骤:基于在所述图像的与所述区域对应的像素中的点击动作显示所述数值。
9. 根据权利要求1所述的方法,包括如下步骤:在所述时间一致性值减小时突出与所述图像中的所述区域对应的像素的绘制,使得所述区域在与有回声相比被确定为无回声和低回声时,所述图像突出显示所述区域。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中,确定时间一致性值包括确定时间方差的步骤。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中,确定时间一致性值包括确定相关系数的步骤。
12. 根据权利要求1所述的方法,还包括如下步骤:在包括所述感兴趣区域(100,200)的B模式图像上覆盖所述图像。
13. 一种用于对身体之内的感兴趣区域(100,200)成像的超声设备,包括:
 - 超声换能器(12),和波束形成器(18),其被配置成提供第一和第二超声数据集,所述第一和所述第二超声数据集包括分别在两个不同时刻的同一感兴趣区域(100,200)的信息,
 - 时间一致性估计器(32),其被耦合到所述波束形成器(18)并配置成根据所述第一和所述第二超声数据集确定所述感兴趣区域(100,200)的至少一区域的时间一致性值,所述

时间一致性值指示所述第一和所述第二超声数据集的内容相似性的程度,以及

- 图像处理器(42),其被耦合到所述时间一致性估计器并配置成根据所述时间一致性值产生指示该区域是低回声或无回声的图像。

14. 根据权利要求13所述的超声设备,还包括:用于显示所述图像的显示器(50),所述显示器被耦合到所述图像处理器(42);以及开关,所述开关使得所述设备能够在无回声模式中操作,其中所显示的图像相对于被确定为有回声的区域突出显示被确定为无回声和低回声的区域。

超声无回声成像

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统和方法。具体而言,本发明涉及用于产生可能包含无回声或低回声区域的身体之内感兴趣区域的超声图像的方法。本发明尤其适用于乳腺囊肿和脉管斑块成像。

背景技术

[0002] 乳腺囊肿可能会提出诊断的两难问题。例如,具有出血内容的简单囊肿可能具有内部回声,并在常规超声上表现为可疑,因为恶性实体病灶常常是低回声的。

[0003] 在试图确定血管斑块的程度时也可能发生这种两难问题。这可能是有挑战性的,因为很多包含脂类的易损斑块可能表现为低回声并类似于血管内部的背景血液区域。

[0004] 因此,在超声上更好地对低回声区域进行可视化并且在这样的实体和流体区域之间进行更好区分对于癌症和血管病理的诊断和管理有很大的临床重要性。

[0005] 从专利公开 US6117080 已知旨在提供这种改善的方法。

[0006] 这篇文献旨在改善包括低回声区域的图像的绘制。更确切地说,这种方法包括如下步骤:使用不透明度函数通过以比正常组织更大的不透明度绘制任何低回声区域来改善 B 模式或彩色多普勒成像数据。

[0007] 尽管这种方法相对于其现有技术提供了稍微改善,但它可能仍然不够。

发明内容

[0008] 因此,本发明的目的是提供一种方法和系统,其进一步改善超声图像上低回声区域的可视化并在这样的实体和流体区域之间更好地进行区分。

[0009] 具体而言,可能需要尤其相对于回声区域,改善利用超声成像的无回声或低回声区域的对比度。

[0010] 为此目的,本发明旨在利用超声信号的时间一致性将低回声区域表征到实体和流体区域中。

[0011] 具体而言,本发明的目的是提供了一种一样产生身体之内感兴趣区域的超声图像的方法,其包括如下步骤:

[0012] • 提供第一和第二超声数据集,所述第一和所述第二超声数据集包括分别在两个不同时刻的同一感兴趣区域的信息,

[0013] • 根据所述第一和所述第二超声数据集确定所述感兴趣区域的至少一区域的时间一致性值,所述时间一致性值指示所述第一和所述第二超声数据集的内容相似性的程度,以及

[0014] • 根据所述时间一致性值产生指示该区域是低回声或无回声的图像。

[0015] 于是,根据本发明,通过观察与两个不同采集时刻对应的两个超声数据集之间的一致性,可以估计低回声的程度,或换言之,水平。

[0016] 本领域技术人员将要理解,也可以相对于不一致性来定义本发明。实际上,一致性

或不一致性实质上意味着两个这样的超声数据集之间至少特定信号模式(或特性)的相似性或不相似性的程度。

[0017] 具体而言,具有大的信号模式变异性的两个数据集可能缺少一致性:它们缺少内容相似性。

[0018] 例如,如果对象——例如囊肿存在于第一超声数据集中而不在第二超声数据集中,则两个数据集的时间一致性可能低,或反过来说,它们的不一致性可能高。

[0019] 因此,根据本发明,可以将时间一致性看做两个数据集或两个帧的内容有多么相似。

[0020] 假设有两个数据集,例如两个帧,其意图在两个不同时刻对同一感兴趣区域成像(从而通常可以固定超声换能器的位置)。那么,内容或模式方面两个帧之间的主要差异(如果有的话)将属于噪声区域。通常,这样的区域可以是缺少返回一致回声的组织散射物和界面的那些区域。有利地,这些噪声区域通常是没有实体组织的囊性和血液区域。于是,检查两个帧的相似性能够揭示出感兴趣区域是低于噪声水平的无回声区域。

[0021] 通过执行本发明的方法,可以更好地表征感兴趣区域的区域在多大程度上是低回声的,从而更好地相对于彼此或相对于回声区域区分低回声区域。

[0022] 这种方法的一些优选但非排他的方面如下:

[0023] - 数据集可以在更早时刻已被采集并存储在存储器中,以便及时执行本发明的方法。在这种情况下,提供这些数据的步骤可以包括从该存储器检索它们的步骤。

[0024] - 该方法可以包括如下步骤:向所述感兴趣区域中发射超声信号,接收所述超声信号的回声,对所述超声回声进行波束形成以产生射频(RF)数据并根据所述射频数据提供所述第一和所述第二超声数据集;代替地,还提议将 RF 数据解调成同相和正交(IQ)数据并根据所述同相和正交数据提供所述第一和所述第二超声数据集。

[0025] 于是,本发明的方法允许在数据生成流的上游工作,尤其是早在生成图像数据之前工作,该图像数据例如是 B 模式、彩色多普勒、应变或组织谐波数据。利用射频 RF 和 IQ 数据在上游工作的优点是可以根据从感兴趣区域的区域——例如组织返回的超声回声的幅度和相位信息确定时间一致性。相反,在例如 B 模式数据的下游工作仅可以提供幅度信息。

[0026] - 该方法还可以包括利用传递函数放大或减弱时间一致性值的步骤。这样能够更好地控制低回声区域相对于回声区域的突出,例如对比度。

[0027] - 该方法还可以包括将时间一致性值转换成颜色值的步骤,该颜色值指定无回声到有回声范围内的预定回声水平。于是,从业者能够获得感兴趣区域中低回声区域的高效概要。

[0028] - 可以显示时间一致性值自身或从后者导出的增强值。

[0029] - 时间一致性可能涉及时间方差或相关系数的计算。

[0030] - 可以在 B 模式图像上覆盖通过该方法产生的图像。

[0031] 根据本发明的另一目的,提议了一种用于对身体之内的感兴趣区域成像的超声设备,其包括:

[0032] • 超声换能器,和波束形成器,其被配置成提供第一和第二超声数据集,所述第一和所述第二超声数据集包括分别在两个不同时刻的同一感兴趣区域的信息,

[0033] • 时间一致性估计器,其被耦合到所述波束形成器并配置成根据所述第一和所述第二超声数据集确定所述感兴趣区域的至少一区域的时间一致性值,所述时间一致性值指示所述第一和所述第二超声数据集的内容相似性的程度,以及

[0034] • 图像处理器,其被耦合到所述时间一致性估计器并配置成根据所述时间一致性值产生指示该区域是低回声或无回声的图像。

[0035] 根据本发明的一方面,这种超声设备还包括:用于显示所述图像的显示器,所述显示器被耦合到所述图像处理器;以及开关,所述开关使得所述设备能够在无回声模式中操作,其中所显示的图像相对于被确定为有回声的区域突出显示被确定为无回声和低回声的区域。

附图说明

[0036] 在阅读作为非限制性示例给出并参考附图做出的本发明的优选实施例的以下详细描述后,本发明的其他方面、目的和优点将变得更加明显,在附图中:

[0037] 图 1 示出了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统的功能块;

[0038] 图 2 示出了用于产生无回声图像的本发明的方法的步骤;

[0039] 图 3 示出了组织 B 模式图像,其与根据本发明产生的同一组织的无回声图像相邻;

[0040] 图 4 示出了具有增大的增益设置的组织的 B 模式图像,其与根据本发明产生的同一组织的无回声图像相邻。

具体实施方式

[0041] 一开始要指出,根据本发明,词语“区域”是指要采集或已采集但尚未转换成图像数据的感兴趣区域中的位置。通常,区域可以指实际身体中的所述位置,并且应当将其与图像中的对应位置区分开。可以通过参照像素来定义图像世界中的区域的对应位置。

[0042] 参考图 1,示出了根据本发明的实施例构造的超声成像设备。这种设备主要包括本领域中已知的功能块,因此考虑到本领域技术人员将能够认识到可以做出哪些显而易见的变型,这里将不对其详细描述。

[0043] 本发明的设备包括超声探头 10。这个探头包括阵列换能器 12,以用于向身体中的感兴趣区域发射超声信号并从其接收回声信号。

[0044] 阵列换能器可以是换能器元件的一维阵列或换能器元件的二维阵列,以用于扫描身体中的二维像场或三维像场。

[0045] 阵列换能器的元件由发射波束形成器 16 驱动,如本领域中所知,波束形成器 16 通常能够控制来自阵列的发射波束的导引、聚焦和穿透。

[0046] 接收波束形成器 18 从换能器元件接收与回声信号对应的回声数据并组合这些数据以形成来自像场中的各点的相干回声数据。

[0047] 如本领域中所知,可以由发射/接收开关 14 将发射和接收波束形成器耦合到换能器阵列元件,在发射期间发射/接收开关 14 保护敏感的接收电路。

[0048] 波束形成器控制器 20 对波束形成器的操作进行同步和控制。

[0049] 信号处理器 24 利用正交带通(QBP)将来自接收波束形成器的射频(RF)数据解调

成同相和正交(I 和 Q)超声数据,并执行本领域中已知的进一步处理,例如增益调节。根据本优选实施例,向探测器 25 提供经处理的超声数据,探测器 25 利用方程 $(I^2+Q^2)^{1/2}$ 对超声数据进行幅度和 / 或相位探测。然后将这些数据提供给本领域中已知的 B 模式处理器 26。

[0050] 在优选实施例中,时间一致性估计器 32 耦合到接收波束形成器或信号处理器(两条虚线对应于这两个选项)。一致性估计器确定射频 RF 或同相和正交 IQ 超声数据的时间一致性。换言之,如上所述,时间一致性估计器确定在两个不同时刻采集的射频或 IQ 超声数据中的内容相似性(或在提及不一致性时为不相似性)的程度。

[0051] 为此目的,一致性估计器 32 可以包括处理器、DSP、FGA、ASIC 或任何这种类型的计算部件,以及用于存储定义时间一致性估计的数学形式的方程的存储器。

[0052] 就此而言,本发明想到利用很多形式,例如但不限于时间方差(V)。作为示例,可以由下式表达这种方差(V):

$$[0053] \quad R_0 = A^2 + B^2, \quad R_1 = A \cdot B^*$$

$$[0054] \quad V = R_0 / \sqrt{R_1^2}$$

[0055] 其中 A 和 B 是在两个不同时刻采集的来自同一组织的两个超声数据集, B* 表示 B 的共轭。

[0056] 作为时间一致性的另一种形式,也可以使用相关函数以生成相关系数(CC)。这种相关系数的示例可以是:

$$[0057] \quad CC = \sqrt{\frac{(A \cdot B^*)^2}{A^2 \cdot B^2}}$$

[0058] 时间一致性估计器 32 于是从两个超声数据集输出针对感兴趣区域中一个或多个区域的一个或多个时间一致性值。

[0059] 例如,如果在两个数据集中的同一区域中探测到表示对象的信号模式,则分别根据计算了时间方差还是相关系数,由时间一致性估计器输出针对这个区域的高或低不一致性值。

[0060] 从下文将会看到,在本发明的具体实施例中,时间一致性估计器 32 可以针对单一区域确定单一时间一致性值。

[0061] 在本发明的优选实施例中,时间一致性估计器 32 可以针对更多区域应用这种确定,由此确定多个时间一致性值。感兴趣区域的每个区域都可以被关注。

[0062] 在优选实施例中,超声设备还包括显示传递模块 38,其尤其能够将时间一致性值转换成图像世界中的像素值,例如用于显示的 8 比特的数据。显示传递模块还具有动态控制时间一致性值的幅度的功能。例如,如将要参考图 3 描述的,可以配置这种动态控制以提升特定范围的一致性值,以便相对于其他一致性值突出这个范围。

[0063] 显示传递模块 38 耦合到图像处理器 42。

[0064] 这个处理器 42 也耦合到 B 模式处理器 26,并能够从那里接收 B 模式数据。

[0065] 图像处理器 42 例如通过到期望图像格式的扫描转换、通过图像覆盖等来处理图像数据,并产生诸如无回声图像的图像,以在显示器 50 上显示。

[0066] 超声设备还包括能够用作用户接口的控制面板 40。如下文将要描述的,从业者能够操纵控制器,例如旋钮或开关,以便控制本发明的方法中使用的一些参数。

[0067] 现在参考图 2, 例示了根据本发明的优选实施例的方法。

[0068] 在步骤 62, 在基准时间 t_1 采集第一超声数据集。在步骤 64, 在基准时间 t_2 采集第二超声数据集。注意, 根据本优选实施例, 数据集是这样的, 使得该设备能够从该数据集生成感兴趣区域的图像帧。如上所述, 超声数据可以优选地是 RF 或 IQ 数据。

[0069] 在步骤 66, 根据数据的属性 (例如 2D 或 3D 数据集), 使用这样与两个帧对应的两个超声数据集来确定二维或三维中的时间一致性。

[0070] 为了确定时间一致性, 可以使用上述方差或相关方程, 但本领域技术人员将理解可以应用例如相关性的其他形式。

[0071] 仍然根据优选实施例, 在感兴趣区域的所有可能区域中执行时间一致性的确定, 例如, 生成包括所有对应时间一致性值的时间一致性图图像。也可以代替地生成时间一致性表格。

[0072] 在步骤 68, 向时间一致性图图像应用显示传递函数。参考图 3a、3b, 显示传递函数能够将时间一致性值转换成增强值, 在这些图中称为输出。

[0073] 根据图 3a, 示出了显示传递函数的第一示例。可以看出, 只要时间一致性值低于第一阈值 TH1, 就将输出设置为最大预定值 MAX。随着时间一致性值从第一阈值 TH1 增加到第二更高阈值 TH2, 输出从 MAX 值线性地减小到最小预定值 MIN。最后, 只要时间一致性值高于阈值 TH2, 就将输出设置为 MIN 值。

[0074] 可以使用阈值 TH1 和 TH2 来划分高于噪声水平 (有回声) 和低于噪声水平 (无回声) 的区域。

[0075] 可以理解, 向时间一致性值应用这种显示传递函数的结果是进一步从回声区域突出了低回声区域。

[0076] 当然, 在不期望这样的提升的其他实施例中, 可以不需要显示传递模块。

[0077] 图 3b 中示出了显示传递函数的第二示例。与图 3a 的第一示例相比, 第二示例使用单一阈值 ($TH1=TH2$)。

[0078] 本领域技术人员将认识到, 在本发明的方法中可以使用其他类型的显示传递函数。例如, 也可以使用在应用分段线性压缩之前应用对数压缩的显示传递函数。

[0079] 根据本发明的优选实施例, 可以对显示传递函数的输出进行颜色编码。这可以由显示传递模块或图像处理器执行。

[0080] 于是, 对于感兴趣区域中的每个区域, 确定对应的时间一致性值, 且然后进行颜色编码。

[0081] 然后能够在步骤 70 产生并显示无回声图像。

[0082] 在步骤 72, 用户可以任选地使用控制面板实现不同的目的, 例如请求超声设备在 B 模式图像上覆盖通过本发明产生的无回声图像。用户也可能期望通过调节显示绘制阈值、通过在显示的列表中选择显示传递函数或通过调节其参数 (例如 TH1、TH2) 来更好地描绘低回声或无回声区域。

[0083] 图 4 并排示出了分别使用标准 2D B 模式和根据本发明的无回声成像模式获得的感兴趣区域 100 的两幅图像。在后者中, 在 B 模式图像上覆盖无回声图像。

[0084] 在本发明的无回声成像模式中, 已经利用根据本发明的帧间一致性估计估计了低回声的程度。此外, 利用颜色图显示了无回声图像, 其中显示的颜色条 140 中的 A 和 E 分别

指示位于无回声和回声之间的范围的极限。换言之,颜色条 140 能够高效地区分无回声、低回声和回声区域。本发明中使用的颜色可以位于灰度级或 RGB 范围中。

[0085] 可以看出,感兴趣区域 100 包括乳腺体模中的囊肿 110。

[0086] 在左侧的 B 模式图像中,囊肿呈现为位于感兴趣区域中心处的白色亮圆斑 110。斑 110 周围的区域几乎都是灰色的(不同的灰度级)。

[0087] 即使不是不可能,也难以识别这个囊肿 110 的内部结构。

[0088] 相反,在右侧由本发明产生的无回声图像中,斑 110 和其周围的感兴趣区域 100 之间的对比度比在 B 模式图像中大。

[0089] 具体而言,斑 110 周围的感兴趣区域 100 主要是回声的,且在本示例中呈现为黄色。而对应于囊肿的斑 110 主要为无回声或低回声,主要呈现为蓝色。

[0090] 此外,可以看出,囊肿 110 的内部结构现在在本发明的无回声图像中呈现得更加清晰。分配给囊肿 110 的颜色(这里为蓝色)比在 B 模式图像中(完全白色)呈现得较不统一。

[0091] 例如,囊肿 110 在内部示出了有限数量的回声区域 120 (黄色)和更大数量的低回声或无回声区域 130 (蓝色)。更确切地说,可以识别出囊肿内部的小碎屑,例如中心处黄色的两个小回声碎屑(数字 120 指向它们之一)。

[0092] 现在参考图 5,示出了与图 4 相同的感兴趣区域,但 B 模式的增益已被显著增大。

[0093] 通过比较 B 模式图像(左侧)和根据本发明产生的无回声图像(右侧),可以看出,如本领域所知地增大 B 模式增益实际上并未改善感兴趣区域中低回声和回声区域之间的区别,例如对比度。实际上,在这幅 B 模式图像中实体碎屑稍微倾向于可区分,但从业者可能仍然不能自信地得出诊断结论。

[0094] 相反,相同的实体碎屑被示出在本发明的无回声图像中且显得非常清晰。在这种情况下,从业者可以自信地得出结论。

[0095] 当然,本发明不限于上述实施例。

[0096] 具体而言,在其他实施例中,可以在无回声图像中将感兴趣区域中特定区域相关联的时间一致性值直接显示为数值。可以在与该区域的位置对应的像素上或其附近显示这个数值。例如,可以计算 0 到 1 范围内的相关系数来表示时间一致性值。可以使用具有单一阈值 0.8 的显示传递函数来表明:高于 0.8 的相关系数意味着有回声,否则根据该值低于这个阈值多远来意味着低回声或无回声。

[0097] 此外,代替显示时间一致性值自身,可以将这个值转换成从业者更容易理解的另一数值。例如,经转换的值可能更容易带来临床指示,例如,时间一致性值被缩放以拟合在 0% 和 100% 之间,并被报告给用户。

[0098] 从业者也能够在其输入关注哪个像素时请求在无回声图像中显示特定区域的数值(为时间一致性值自身或其转换值,如上文特别所述)。

[0099] 例如,从业者能够在图 4 中与碎屑 120 相关联的像素上点击。

[0100] 然后可以在无回声图像中,例如接近图像中对应的像素处,显示针对对应的区域确定的数值(例如时间一致性值)。

[0101] 在本发明的其他实施例中,感兴趣区域的区域可能不与图像中仅一个像素对应。相反,它可能与像素组对应。在这种情况下,可以对每组像素确定单一时间一致性值。

[0102] 例如,图 6 示意性示出了被分成 9 乘 9 个类似区域(在图 6 中,数字 210 指示区域之一)的感兴趣区域 200。

[0103] 通过本发明的方法产生的图像能够包括 $N \times M$ 个像素(例如, 100×100 个像素)。

[0104] 在这幅图像中,由与同一时间一致性值相关联的像素的小尺寸块大致表示九个区域中的每个。

[0105] 作为另一示例,时间一致性值可以被确定并分配给每个区域的中心(在图 6 中,数字 220 指示区域 210 的中心)。

[0106] 在这种情况下,本发明的方法可以针对图 6 中作为非限制性示例示出的九个区域(对应的像素块)确定九个时间一致性值。

[0107] 而且,该方法还能够针对感兴趣区域的九个其他块的九个额外的中心确定九个额外的时间一致性值。例如,通过根据 X 方向上的一个像素距离平移图 6 中的九个块,能够确定九个额外的时间一致性值。

[0108] 可以重复这个过程,直到最小数量的中心区域或对应地为图像中的中心像素具有关联的时间一致性值为止。

[0109] 当然,可以使用除这里描述的平移之外的其他变换。就此而言,可以指出,一些或全部的块能够彼此交叠。

[0110] 在任何情况下,通过对多个时间一致性估计值求平均以导出块的一个时间一致性值或在对应于多个相邻像素而非单一像素的区域上计算时间一致性值,可以降低估计误差。这尤其适用于必须利用多个像素定义感兴趣区域中的模式的时候。

[0111] 尽管结合 B 模式成像描述了本发明,本发明可以不限于此。

[0112] 具体而言,也可以将本发明的方法与多普勒、组织谐波和弹性图成像组合。

[0113] 此外,尽管上文描述了根据本发明的方法能够基于 RF 和 IQ 超声数据确定时间一致性值,但其也可以基于由 B 模式处理器生成的 B 模式数据、由多普勒处理器生成的多普勒数据、由组织谐波处理器生成的组织谐波数据或由应变处理器生成的弹性图数据来工作。就此而言,本领域技术人员将能够在无需创造性技能的情况下调整本发明的设备和方法。

[0114] 如上所述,利用 RF 和 IQ 数据工作以确定时间一致性值的优点是幅度和相位信息是可用的并被在采集流的这个点上保存。与 RF 和 IQ 数据相比,基于例如 B 模式数据工作可能降低突出显示无回声区域的灵敏度。

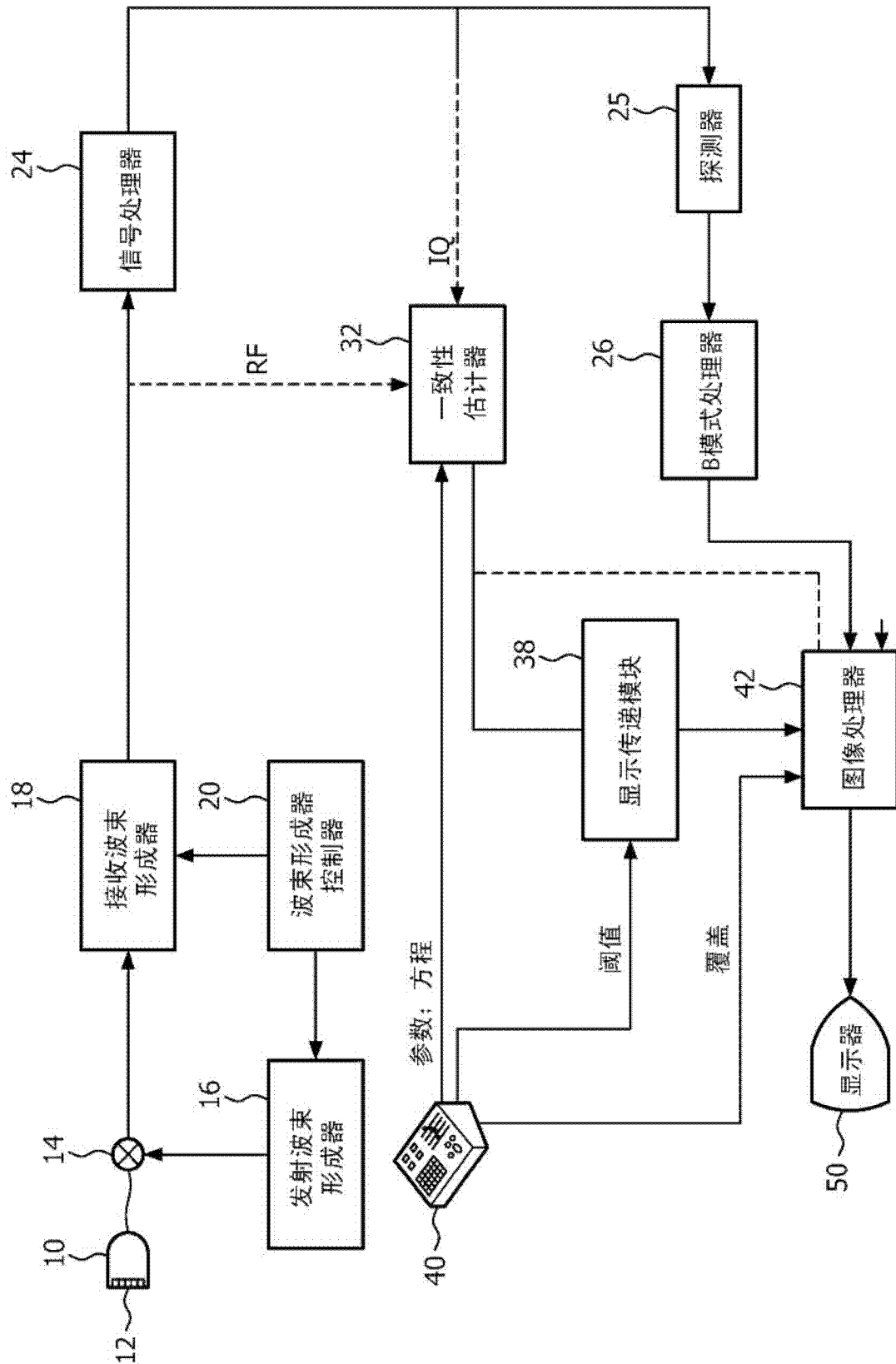


图 1

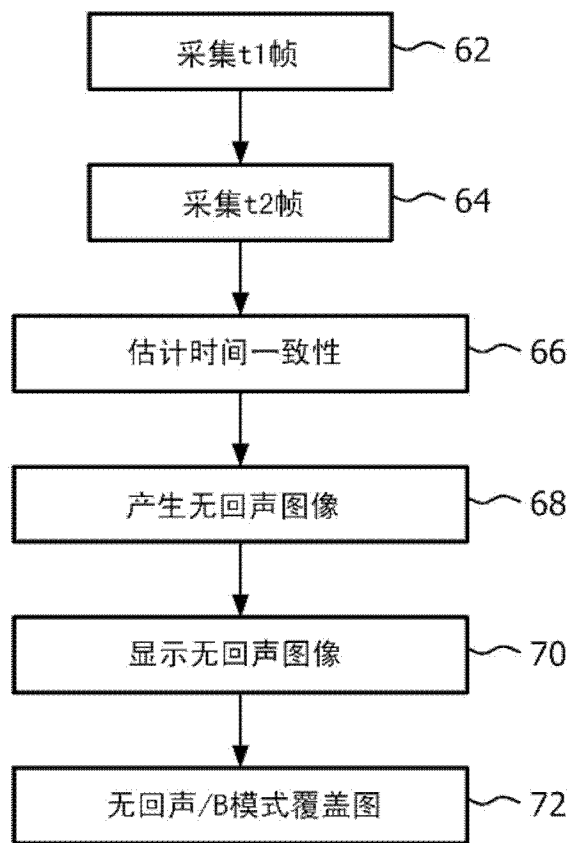


图 2

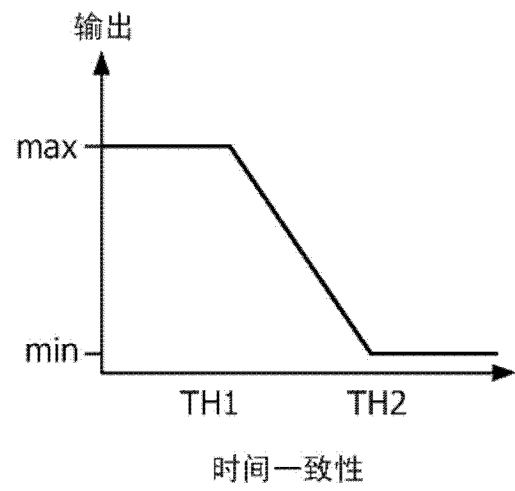


图 3a

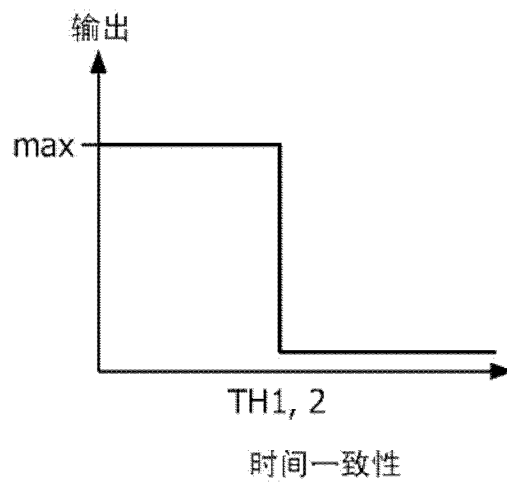


图 3b

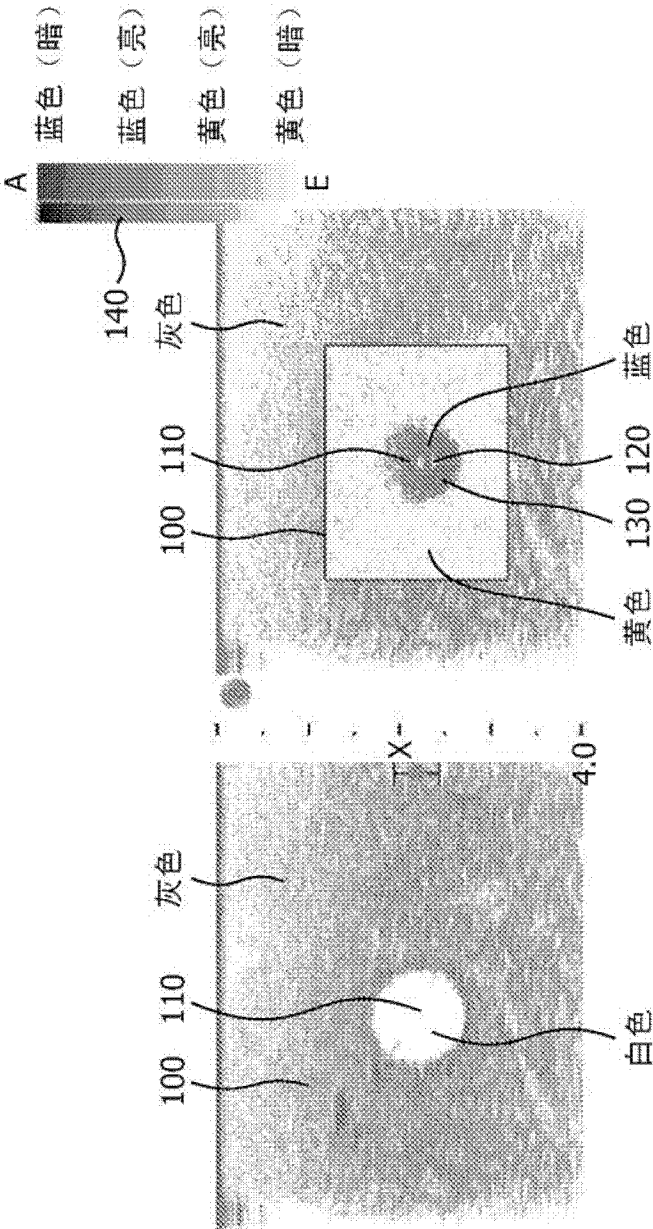


图 4

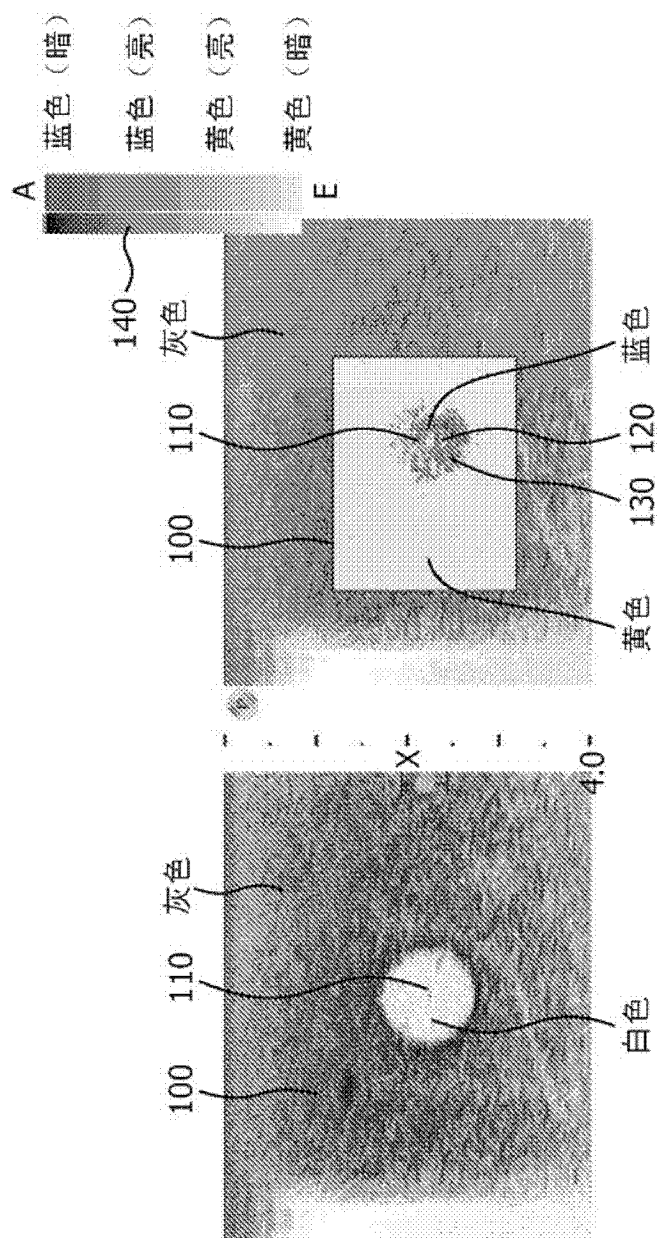


图 5

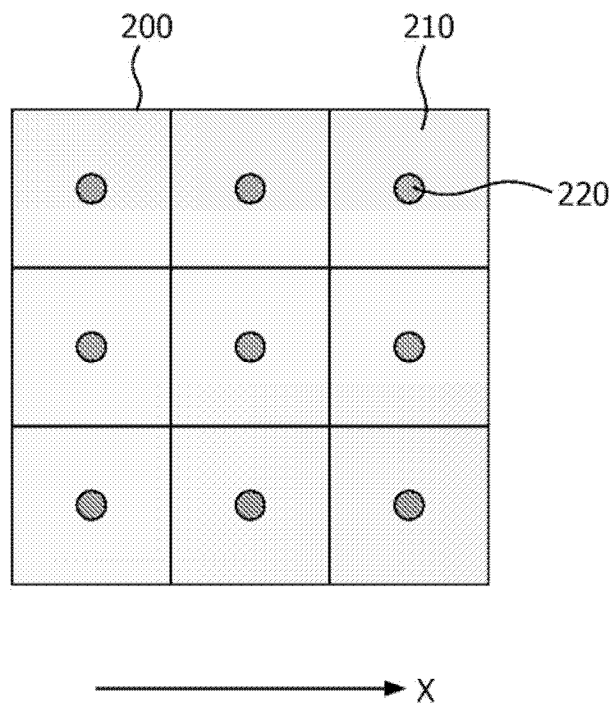


图 6

专利名称(译)	超声无回声成像		
公开(公告)号	CN102549450B	公开(公告)日	2014-02-26
申请号	CN201080044965.0	申请日	2010-09-30
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	U·徘 DL·里士满 AV·切列帕欣 杨昭文 V·沙姆达莎尼		
发明人	U·徘 D·L·里士满 A·V·切列帕欣 杨昭文 V·沙姆达莎尼		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52036 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S15/8977		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	陈树		
优先权	61/249388 2009-10-07 US		
其他公开文献	CN102549450A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用超声对可能包含无回声和/或低回声回声的兴趣区域进行成像的方法。该方法包括如下步骤：提供第一和第二超声数据集，所述两个数据集包括分别在两个不同时刻的同一感兴趣区域大的信息，根据所述第一和第二数据集确定所述感兴趣区域的至少一区域的时间一致性值，所述时间一致性值指示所述第一和第二超声数据集的内容相似性的程度，以及根据所述时间一致性值产生指示该区域是低回声或无回声的图像。通过这样做，根据本发明的方法产生的无回声图像相对于回声区域突出了无回声和/或低回声区域的绘制。

