



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101902970 B

(45) 授权公告日 2013. 08. 14

(21) 申请号 200880121131. 8

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22) 申请日 2008. 12. 16

72002

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

61/014, 083 2007. 12. 17 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 06. 17

审查员 张宇

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/055355 2008. 12. 16

(87) PCT申请的公布数据

W02009/077985 EN 2009. 06. 25

(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 D·霍普辛普森 U·徕

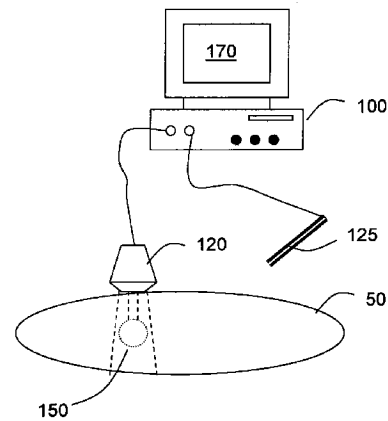
权利要求书2页 说明书7页 附图9页

(54) 发明名称

弹性成像中的应变增益补偿的方法和系统

(57) 摘要

本发明提供一种弹性成像中的应变增益补偿的方法和系统。该系统可以包括：探头 (120)，其用于将超声能量发射至患者 (50) 的生理结构 (150) 中并且接收回波；显示设备 (170)；以及处理器 (100)，其可操作地耦合至探头和显示设备。处理器能够处理与对患者的生理结构施加的应力相关联的超声成像数据。处理器能够基于以下的至少一个而生成与所施加的应力相关联的应变补偿函数：(i) 基于与生理结构的一部分相关联的预期结果的用户输入；(ii) 在处理超声成像数据之前生成的应变补偿模型；以及 (iii) 成像数据的至少一部分。处理器能够将应变补偿函数应用于成像数据，以生成经补偿的应变图像。处理器能够在显示设备上呈现经补偿的应变图像和经补偿的应变图像的逆像中的至少一个。公开了其他实施例。



1. 一种弹性成像的方法,所述方法包括:
 - 发射超声能量并从所述超声能量接收回波;
 - 处理来自与对患者的生理结构施加的应力相关联的所述回波的成像数据;
 - 基于以下中的至少一个获得与所施加的应力相关联的应变补偿函数:(i) 基于与所述生理结构的一部分相关联的预期结果的用户输入、(ii) 在处理所述成像数据之前生成的应变补偿模型以及(iii) 所处理的成像数据的至少一部分,其中,所述方法配置为补偿并非由组织中的实际刚度变化引起的应变变化;
 - 将所述应变补偿函数应用于所述成像数据,以生成经补偿的应变图像;以及
 - 呈现所述经补偿的应变图像,其中,所述经补偿的应变图像定性地加亮所述患者的所述生理结构的弹性差异。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述应变补偿模型是基于(i) 数学模型、(ii) 从物理模型测量的数据以及(iii) 来自另一生理结构的弹性成像的数据中的至少一个而生成的。
3. 如权利要求 2 所述的方法,其中,所述另一生理结构是不同的患者的,并且其中,所述另一生理结构具有基本上均匀的性质。
4. 如权利要求 1 所述的方法,还包括通过对所述患者在所述生理结构的区域中按压换能器而生成所施加的应力,其中,所述换能器发射所述超声能量并接收所述回波。
5. 如权利要求 1 所述的方法,还包括以下中的至少两个:
 - (a) 基于用户输入而调整所述应变补偿函数,所述用户输入基于与所述生理结构的一部分相关联的预期结果;
 - (b) 基于在执行所述弹性成像之前生成的应变补偿模型而确定所述应变补偿函数;以及
 - (c) 至少基于所处理的成像数据的一部分而确定所述应变补偿函数。
6. 一种计算设备,包括:
 - 用于处理与对患者的生理结构施加的应力相关联的超声成像数据的模块;
 - 用于基于以下中的至少一个生成与所施加的应力相关联的应变补偿函数的模块:(i) 基于与所述生理结构的一部分相关联的预期结果的用户输入、(ii) 在处理所述超声成像数据之前生成的应变补偿模型以及(iii) 所处理的成像数据的至少一部分,其中,所述计算设备配置为补偿并非由组织中的实际刚度变化引起的应变变化;以及
 - 用于将所述应变补偿函数应用于所述成像数据,以生成经补偿的应变图像的模块,其中,所述经补偿的应变图像定性地加亮所述患者的所述生理结构的弹性差异。
7. 如权利要求 6 所述的计算设备,还包括用于使所述计算设备呈现所述经补偿的应变图像和所述经补偿的应变图像的逆像中的至少一个的模块。
8. 如权利要求 6 所述的计算设备,其中,所述应变补偿模型是基于(i) 数学模型、(ii) 从物理模型测量的数据以及(iii) 来自另一生理结构的弹性成像的数据中的至少一个而生成的。
9. 如权利要求 8 所述的计算设备,其中,所述另一生理结构是不同的患者的生理结构,并且其中,所述另一生理结构具有基本上均匀的性质。
10. 如权利要求 6 所述的计算设备,其中,所述应变补偿函数是基于(a) 所述用户输入、(b) 所述应变补偿模型以及(c) 所处理的成像数据的所述至少一部分中的两个或更多而生

成的。

11. 一种超声成像系统(10),包括:

探头(120),其用于将超声能量发射至患者(50)的生理结构(150)中并接收回波;

显示设备(170);以及

处理器(100),其可操作地耦合至所述探头和所述显示设备,

其中,所述处理器处理与对所述患者的所述生理结构施加的应力相关联的超声成像数据,

其中,所述处理器基于以下中的至少一个生成与所施加的应力相关联的应变补偿函数:(i)基于与所述生理结构的一部分相关联的预期结果的用户输入、(ii)在处理所述超声成像数据之前生成的应变补偿模型以及(iii)所处理的成像数据的至少一部分,其中,所述超声成像系统配置为补偿并非由组织中的实际刚度变化引起的应变变化,

其中,所述处理器将所述应变补偿函数应用于所述成像数据,以生成经补偿的应变图像,其中,所述经补偿的应变图像定性地加亮所述患者的所述生理结构的弹性差异,并且

其中,所述处理器在所述显示设备上呈现所述经补偿的应变图像和所述经补偿的应变图像的逆像中的至少一个。

12. 如权利要求 11 所述的系统(10),还包括补偿函数控制(205),其中,所述补偿函数控制的致动调整所述应变补偿函数的幅值。

弹性成像中的应变增益补偿的方法和系统

[0001] 本公开通常涉及成像系统,更具体地,本发明涉及用于弹性成像的方法和系统。

[0002] 弹性成像包括引起生物组织中的运动和使用诊断成像技术评价组织的反应。弹性成像能够用于揭示组织的机械性质,诸如泊松比、杨氏模量或其他刚度测量。测量可以提供数据的阵列,在该阵列中,位置与图像平面中的组织位置相对应。数据的阵列可以被映射到灰度或彩色图以形成图形。弹性成像可以包括:在外部或内部施加的组织运动或变形期间捕获数据;评价组织反应;以及呈现代表组织性质的图像。

[0003] 弹性成像技术可以基于组织激励技术而分类为两组。静态方法使用准静态压缩并估计作为结果的组织应变。在所施加的力的作用下,刚性组织示出比更软的组织更小的应变。因而,通过估计压缩所引起的组织应变,可以获得组织刚度信息。所估计的应变还可以用于组织弹性模量的重建。另一分类基于引起组织中的动态激励(动态方法)。在声弹性中,将低频振动($< 1\text{kHz}$)施加至组织,并且检查组织反应。该分类中的另一方法是声远程触诊,其中,在局部组织区域中施加声辐射力,并且估计作为结果的位移。

[0004] 在弹性成像中,记录压缩之前和压缩之后的超声数据,以使用相关方法来确定轴向运动和横向运动。所确定的沿着超声传播方向的运动表示组织的轴向位移图并用于确定轴向应变图。然后,应变图显示为灰度或彩色编码的图像,并且被称为弹性图。

[0005] 然而,在弹性成像期间施加的应力在图像平面内可以是不均匀的。甚至对于具有均匀的刚度的组织而言,这也可能导致具有视场上的可变的外观的应变图像。例如,由于深度上的应力衰变,应变图像可以随着均匀组织中的深度而变化。这可能误导用户察觉应变变化是由于组织刚度的变化而产生的。

[0006] 因而,存在对用于对并非由组织中的实际刚度变化而引起的应变变化进行补偿的方法和系统的需要。还存在对呈现具有正常组织和病灶之间的可更容易识别的差异的图像的这样的方法和系统的进一步需要。还存在对提供异常应变的更容易识别的局部区域的这样的方法和系统的进一步需要。

[0007] 发明内容被提供为遵守 37C. F. R. § 1. 73, 要求本发明的发明内容简要地指示本发明的性质和实质。在发明内容并不用于解释或限制权利要求书的范围或意义的这一理解下提交发明内容。

[0008] 在本公开的一个示范性的实施例中,提供一种弹性成像的方法。该方法包括:发射超声能量并从超声能量接收回波;处理来自与对患者的生理结构施加的应力相关联的回波的成像数据;基于以下中的至少一个获得与所施加的应力相关联的应变补偿函数:(i) 基于与所述生理结构的一部分相关联的预期结果的用户输入、(ii) 在处理所述成像数据之前生成的应变补偿模型以及(iii) 所处理的成像数据的至少一部分,其中,所述方法配置为补偿并非由组织中的实际刚度变化引起的应变变化;将应变补偿函数应用于成像数据,以生成经补偿的应变图像;以及呈现经补偿的应变图像,其中,所述经补偿的应变图像定性加亮所述患者的所述生理结构的弹性差异。

[0009] 在另一示范性的实施例中,提供一种计算设备,包括:用于处理与对患者的生理结构施加的应力相关联的超声成像数据的模块;用于基于以下的至少一个而生成与所施加

的应力相关联的应变补偿函数的模块:(i)基于与生理结构的一部分相关联的预期结果的用户输入;(ii)在处理超声成像数据之前生成的应变补偿模型;以及(iii)所处理的成像数据的至少一部分,其中,所述计算设备配置为补偿并非由组织中的实际刚度变化引起的应变变化;以及用于将应变补偿函数应用于成像数据,以生成经补偿的应变图像的模块,其中,所述经补偿的应变图像定性地加亮所述患者的所述生理结构的弹性差异。

[0010] 在又一示范性的实施例中,提供一种超声成像系统,该系统具有:探头,其用于将超声能量发射至患者的生理结构中并且接收回波;显示设备;以及处理器,其可操作地耦合至探头和显示设备。处理器可以处理与对患者的生理结构施加的应力相关联的超声成像数据。处理器能够基于以下的至少一个而生成与所施加的应力相关联的应变补偿函数:(i)基于与生理结构的一部分相关联的预期结果的用户输入;(ii)在处理超声成像数据之前生成的应变补偿模型;以及(iii)所处理的成像数据的至少一部分,其中,所述超声成像系统配置为补偿并非由组织中的实际刚度变化引起的应变变化。处理器可以将应变补偿函数应用于成像数据,以生成经补偿的应变图像,其中,所述经补偿的应变图像定性地加亮所述患者的所述生理结构的弹性差异。处理器可以在显示设备上呈现经补偿的应变图像和经补偿的应变图像的逆像中的至少一个。

[0011] 技术效果包括但不限于呈现定性地加亮身体的生理结构的弹性差异的图像。技术效果还包括但不限于呈现加亮正常组织和病灶之间的差异的图像。技术效果仍然还包括但不限于呈现加亮异常应变的局部区域的图像。

[0012] 从下列详细的说明书、附图以及所附权利要求书,本领域技术人员将意识到并理解本公开的上述及其他特征和优点。

[0013] 图1是根据本发明的示范性的实施例的用于执行弹性成像的系统的示意性图解;

[0014] 图2是图1的系统的一部分的示意性图解;

[0015] 图3是可以由图1的系统使用以执行根据本发明的示范性实施例的弹性成像的方法;

[0016] 图4是可以由图1的系统使用以执行根据本发明的另一示范性实施例的弹性成像的方法;

[0017] 图5是可以由图1的系统使用以执行根据本发明的另一示范性实施例的弹性成像的方法;

[0018] 图6是示出具有硬的内含物的组织的未补偿的应变图像的弹性图;

[0019] 图7是示出图6的未补偿的应变图像的逆像的弹性图;

[0020] 图8是根据图1-5的系统或方法而生成的许多示范性的应变补偿函数之一的图像;

[0021] 图9是使用图8的应变补偿函数而生成的示范性的经补偿的应变图像的弹性图;

[0022] 图10是示出图9的经补偿的应变图像的逆像的弹性图;

[0023] 图11是根据图1-5的系统或方法而生成的许多示范性的应变补偿函数的另一函数的图像;以及

[0024] 图12是示出使用图11的应变补偿函数而生成的示范性的经补偿的应变图像的弹性图。

[0025] 关于数据捕获和身体的成像而描述本公开的示范性的实施例,该身体的成像由超

声成像设备基于关于身体的生理结构而检查的应变来执行。本领域普通技术人员应当理解,本公开的示范性的实施例可以应用于身体的各种部分和各种生理结构,无论是人类还是动物,诸如组织、器官等等,包括肝。导致本公开的检查到的应变的所施加的应力可以是在身体的外部或内部。所施加的应力的来源可以变化,诸如从利用换能器压下生成、由单独的设备生成、通过施加穿过组织的波的传播而生成或者由身体本身创建,包括患者中的动脉脉动或呼吸变化。所施加的应力的量和 / 或时机也可以变化,包括根据本公开的示范性的实施例的定性检查的周期性地施加的应力。

[0026] 本公开的示范性实施例能够提供超声系统的更均匀的应变图像,诸如对于视场上的均质组织或均质组织的一部分,并且,能够加亮各种生理结构差异,诸如正常组织和病灶之间的生理结构差异。在一个实施例中,可以通过利用修正应力或估计应力使应变图像标准化而生成弹性成像的图像。如稍后所描述的,修正应力或估计应力可以是用户生成的和 / 或系统生成的。

[0027] 正在被检查的应变与应力和组织的弹性模量如下地有关:

$$[0028] \quad \text{应变}(X, Y) = \text{应力}(X, Y) / (\text{弹性模量}(X, Y)) \quad (1)$$

[0029] 或者,等价地:

$$[0030] \quad \text{应变}(X, Y) / \text{应力}(X, Y) = 1 / (\text{弹性模量}(X, Y)) \quad (2)$$

[0031] 对于所施加的应力,可以生成应力的修正或估计 $SC(X, Y)$ 。于是,修正应力 $SC(X, Y)$ 能够用于如下生成对弹性模量分布的估计:

$$[0032] \quad (1 / \text{弹性模量}(X, Y)) \propto (\text{应变}(X, Y) / SC(X, Y)) \quad (3)$$

[0033] 或者,等价地:

$$[0034] \quad (\text{弹性模量}(X, Y)) \propto (SC(X, Y) / \text{应变}(X, Y)) \quad (4)$$

[0035] 本公开预期根据本公开的示范性实施例而生成的经补偿的应变图像能够提供具有比未补偿的应变图像更均匀的外观的正常组织,有助于加亮异常病变的局部区域。本公开的经补偿的应变图像所提供的定性结果甚至在修正应力 $SC(X, Y)$ 与组织中的实际应力分布显著地偏离的情况下也可以是可应用的。

[0036] 参考这些图,并且特别参考图 1,根据本发明的一个示范性实施例的超声成像系统被示出并且通常由参考数字 10 表示。系统 10 能够在患者的身体 50 上执行超声成像,诸如器官或组织 150 的超声成像,并且,系统 10 可以包括处理器或其他控制设备 100、探头或换能器 120 以及显示设备 170。系统 10 可以包括用于生成应力并将应力施加至身体 50 的应力设备 125。应力设备 125 可以是外部和 / 或内部使用的设备,并且可以将所施加的应力以包括能量波的传播或机械地生成的力的许多不同的方式提供至感兴趣区域。

[0037] 另外参考图 2,处理器 100 可以包括用于执行超声成像的各种部件,并且可以采用各种成像技术,诸如关于数据捕获、分析和呈现。例如,如稍后所描述的,处理器 100 可以包括应变函数控制或致动器 205 以调整应变补偿函数。处理器 100 还可以包括时间增益补偿控制或致动器 210 和横向增益补偿控制或致动器 215 以及其他超声部件,诸如发射器 / 接收器、波束形成器、回波处理器以及视频处理器。本公开还预期结合这些部件的一个或多个。

[0038] 在一个实施例中,超声探头 120 可以包括超声换能器元件 225 的线性阵列,该超声换能器元件 225 诸如在波束形成器的控制下发射并接收超声能量。例如,波束形成器可以

通过在适当的时间启动发射器 / 接收器的换能器脉冲发生器而控制换能器阵列元件 225 的致动的时机。在另一实施例中,探头 120 可以是提供被操纵和聚焦的超声束的矩阵阵列换能器。

[0039] 然后,诸如在视频处理器的帮助下,显示设备 170 可以用于呈现处理器 100 所生成的图像。可以由系统 10 利用各种其他部件和技术以生成、发射和接收超声能量以及用于处理所接收的超声能量。系统 10 的部件和技术允许身体 50 的感兴趣区域的应变图像以 2D 或 3D 呈现在显示设备 170 上。在一个实施例中,系统 10 还可以包括存储器设备,诸如 CINELOOP® 存储器。例如,存储器设备可以存储系统 10 所处理的数据,以形成第一应变图像或数据流,从而可以从第一应变图像或数据流生成随后的应变图像或数据流。其他部件和 / 或技术也可以与处理器 100 一起使用,诸如可以关于所呈现的图像而定义解剖边界并在图形上覆盖解剖边界的自动边界检测处理器。本公开还预期使用除了上面所描述的系统 10 的部件之外其他部件和 / 或技术,或者使用其他部件和 / 或技术而代替上面所描述的系统 10 的部件。

[0040] 另外参考图 3,系统 10 的运行的示范性的方法被示出并且通常由参考数字 300 表示。对本领域普通技术人员显而易见的是,在不背离以下所描述的权利要求的范围的情况下,图 3 中未描述的其他实施例是可能的,包括身体的其他部分的检查。

[0041] 方法 300 可以以步骤 302 开始,在步骤 302 中,诸如通过由探头 120 进行的超声能量或脉冲的发射和接收与感兴趣区域中所施加的应力结合而由系统 10 捕获成像数据。如以上所描述的,所施加的应力可以由许多来源提供,这些来源包括使用换能器探头 120 在身体的皮肤水平下施加压力,或者如由身体本身产生,诸如心脏脉动或呼吸变化。在步骤 304 中,可以从所捕获的数据确定起因于所施加的应力的应变。

[0042] 在步骤 306 中,系统 10 可以监测诸如由临床医师或其他用户通过对应变补偿函数控制 205 进行旋转或其他调整而对应变补偿函数的调整的用户输入。如果检测到对应变补偿函数的调整,那么,可以生成应变补偿函数或者如在步骤 308 中调整应变补偿函数。在一个实施例中,应变补偿函数可以起初统一地设置,从而应变图像起初呈现为未补偿的应变图像。

[0043] 对应变补偿函数的调整可以是根据深度的应变补偿函数的幅值。本公开还预期对应变补偿函数的调整是横向位置和 / 或竖直(elevation)位置的函数。在一个实施例中,临床医师或其他用户可以基于预期结果而调整应变补偿函数,诸如通过调整,直到组织或具有预期的均匀的性质的其他生理结构在所呈现的图像上看起来基本上均匀为止。在另一实施例中,对应变补偿函数的调整可以基于临床医师或其他用户对实时的图像或图像流的主观的观察以及图像的局部区域中的已知的生理结构,从而可以关于不具有均匀的性质的图像的其他区域而呈现定性的图像。

[0044] 本公开预期在各种时间执行对应变补偿函数的调整。例如,调整可以是如以上所描述的实时的,或者可以在循环中呈现所捕获的数据,并且,临床医师可以在循环呈现期间进行调整,诸如在患者的检查期间或在患者的检查之后不久进行调整。

[0045] 如在步骤 310 中,应变补偿函数可以应用于确定的应变数据或者任何随后的应变的确定。在步骤 312 中,可以在诸如显示设备 170 上呈现经补偿的应变图像。在步骤 314 中,在如期望基于已知的或预期的局部结果以及所呈现的经补偿的应变图像而调整应变补

偿函数之后,可以呈现弹性图或其他打印输出,诸如基于经补偿的应变图像而生成的其他数据的弹性图或打印输出。

[0046] 参考图 1-2 和 4,系统 10 的运行的示范性方法被示出并通常由参考数字 400 表示。对本领域普通技术人员显而易见的是,在不背离以下所描述的权利要求的范围的情况下,图 4 中未描述的其他实施例是可能的,包括身体的其他部分的检查。例如,方法 400 的可能的变形以折线示出。

[0047] 方法 400 可以以步骤 402 开始,在步骤 402 中,诸如通过由探头 120 进行的超声能量或脉冲的发射和接收与感兴趣区域中所施加的应力结合而由系统 10 捕获成像数据。在步骤 404 中,可以从捕获或者检索的数据确定起因于所施加的应力的应变。

[0048] 在步骤 406 中,可以获得应变补偿函数模型并将该模型应用于所捕获的数据。使用许多技术可以生成或者获得应变补偿函数模型。例如,应变补偿函数模型可以在数学上建立模型、在使用具有已知的性质的生理结构关于相同的患者或其他患者而优化的期间凭经验设置和 / 或在仿均匀的组织体模或针对要被成像的特定的生理结构的其他物理模型上测量。然后,可以存储应变补偿函数模型并将该模型应用于随后的针对相同的患者或不同的患者的成像检查。在一个实施例中,选择应用哪个模型可以基于许多因素,诸如正在检查的生理结构的类型、患者的年龄等等。

[0049] 如在步骤 408 中,可以基于先验的应变补偿函数模型而生成或者调整应变补偿函数。在一个实施例中,应变补偿函数可以起初统一地设置,从而应变图像起初呈现为未补偿的应变图像。在另一实施例中,在步骤 409 中,系统 10 可以监测诸如通过临床医师或其他用户对应变补偿函数控制 205 进行的旋转或其他调整而对应变补偿函数的调整。如果检测到对应变补偿函数的调整,那么,可以相应地调整从先验的模型确定的应变补偿函数。

[0050] 如在步骤 410 中,应变补偿函数可以应用于确定的应变数据或者任何随后的应变的确定。在步骤 412 中,可以在诸如显示设备 170 上呈现经补偿的应变图像。在步骤 414 中,在呈现经补偿的应变图像之后,可以呈现弹性图或其他打印输出,诸如基于经补偿的应变图像而生成的其他数据的弹性图或打印输出。

[0051] 参考图 1-2 和 5,系统 10 的运行的示范性的方法被示出并通常由参考数字 500 表示。对具有本领域普通技术的技工显而易见的是,在不背离以下所描述的权利要求的范围的情况下,图 5 中未描述的其他实施例是可能的,包括身体的其他部分的检查。例如,方法 500 的可能的变形以折线示出。

[0052] 方法 500 可以以步骤 502 开始,在步骤 502 中,诸如通过由探头 120 进行的超声能量或脉冲的发射和接收与感兴趣区域中所施加的应力结合而由系统 10 捕获成像数据。在步骤 504 中,可以从捕获或者检索的数据确定起因于所施加的应力的应变。

[0053] 在步骤 505 和 506 中,所捕获的数据可以用于生成应变补偿函数。例如,可以基于根据深度而计算的中值应变而生成应变补偿函数。基于根据深度的中值应变而设置应变补偿函数得到标准化的应变函数。

[0054] 在步骤 507 中,所生成的代表应变补偿函数的曲线可以被平滑,从而不存在突然的方向变化。在一个实施例中,步骤 508 中的用户输入或者步骤 509 中的先验模型或者这两者还可以用于生成或者调整应变补偿函数。

[0055] 如在步骤 510 中,应变补偿函数可以应用于确定的应变数据或者任何随后的应变

的确定。在步骤 512 中,可以在诸如显示设备 170 上呈现经补偿的应变图像,包括实时地或者以流循环。在步骤 514 中,在呈现经补偿的应变图像之后,可以呈现弹性图或其他打印输出,诸如基于经补偿的应变图像而生成的其他数据的弹性图或打印输出。

[0056] 方法 500 预期包括横向增益补偿技术的其他技术和算法,利用这些技术和算法以从所捕获的数据生成应变补偿函数。在一个实施例中,以上关于方法 300、400 和 500 而描述的两种或更多种技术可以应用于生成经补偿的应变图像。

[0057] 参考图 6,示出了未补偿的应变图像,该图像具有硬内含物,在基本上均匀的背景组织中,弹性模量是周围组织的大约三倍。在该示例中,通过在仿组织体模或模型中在深度方向上推动线性阵列换能器而生成所施加的应力,但是结果可应用于实际的组织上的施加。如在图 6 的矩形选择中可以看出的,甚至在包围内含物的均匀的组织中,由于所施加的应力中的与深度有关的变化,应变随着深度而变化。在图 7 中,图 6 的未补偿的应变图像的数学逆像被示出,而且指示甚至在类似的组织性质的区域中的应变的大的变化。

[0058] 参考图 8,示出了代表应变补偿函数的图像,该图像可以由系统 10 基于根据深度的中值应变而生成。在图 9 中,示出了基于图 8 的应变补偿函数而由系统 10 生成的经补偿的应变图像。具有均匀的性质并且包围硬的内含物的组织看起来更均匀,从而引起对内含物的注意。在该示例中,在图像中,内含物看起来比图像中的周围组织更硬 2 至 3 倍,而实际刚度是周围组织的三倍。

[0059] 图 10 示出了图 9 的经补偿的应变图像的数据逆像。包围硬的内含物的组织看起来处于更均匀的水平,从而给内含物提供更好的对比度。

[0060] 参考图 11,示出了代表另一个示范性的应变补偿函数的图像,该图像可以由系统 10 生成,同时轴向地且横向地变化,以便作为二维的。在图 12 中,示出了基于图 11 的应变补偿函数而由系统 10 生成的经补偿的应变图像。

[0061] 系统 10 可以基于许多技术提供应变的定性成像,这些技术包括:根据深度、横向位置和 / 或竖直位置补偿应变的用户控制;基于存储在系统上的预定的补偿函数来根据深度补偿应变;和 / 或使用在检查期间捕获的数据而解释 2D 或 3D 视场上非均匀施加的应力的对应变图像的自适应补偿。本文所描述的方法和系统可应用于 2D 成像或 3D 成像或这两者中的经补偿的应变图像。

[0062] 弹性图不但可以包括应变图像,而且还可以包括与组织弹性有关的测量(例如,病灶 / 正常组织的应变的比、泊松比)。根据本公开的系统和方法而生成的经补偿的应变图像可能并不直接对用户显示,并且可以得到进一步处理以产生弹性图。

[0063] 本公开预期应变补偿函数基于一个或多个下列来源:用户输入(经由控制);先验数据 / 模型;当前的和过去的应变数据的值。另外,示范性的实施例的方法可以包括呈现应变数据以便显示(图像和 / 或图形)和 / 或存储 / 输出。在一个实施例中,可以执行对数据的进一步处理,对数据的进一步处理包括平滑、重新映射(例如,1/ 经补偿的应变、Fn(经补偿的应变)等等)、时间的持续以及以上的任意组合。本文所执行的成像可以包括用于 2 维图像数据或 3 维图像数据或这两者的其他技术。

[0064] 包括以上所描述的方法的步骤的本发明可以在硬件、软件或硬件和软件的组合中实现。本发明可以以集中的方式在一个计算机系统中实现,或者以不同的元件遍布若干个互相连接的计算机系统的分布的方式实现。任何种类的适于实施本文所描述的方法的计算

机系统或其他装置都是适合的。典型的硬件和软件的组合可以是具有计算机程序的通用的计算机系统, 计算机程序在被载入并执行时控制计算机系统, 从而使得计算机系统执行本文所描述的方法。

[0065] 包括以上所描述的方法的步骤的本发明可以嵌入计算机程序产品中。计算机程序产品可以包括计算机可读存储介质, 在计算机可读介质中嵌入计算机程序, 该计算机程序包括指导计算设备或基于计算机的系统执行本文所描述的各种程序、过程和方法的计算机可执行代码。目前的背景下的计算机程序是指一组指令的以任何语言、代码或符号的任何表达, 该组指令意在使具有信息处理能力的系统直接或在下列 a) 或 b) 之后或者在 a) 和 b) 这两者之后执行特定的函数: a) 转换至另一种语言、代码或符号; b) 以不同的材料形式再生。

[0066] 本文所描述的实施例的图解意在提供对各种实施例的结构的一般理解, 并不意在用作对可能利用本文所描述的结构的所有元件和特征的完整的描述。在审查以上的说明书的基础上, 许多其他实施例将对本领域技术人员显而易见。可以利用其他实施例, 并且, 可以从以上的说明书推导其他实施例, 从而在不偏离本公开的范围的情况下可以进行结构的和逻辑的替代和改变。这些图也仅仅是代表性的, 并且可能不按比例绘制。可以夸大一定的比例的图, 同时, 可以使其他图最小化。因此, 详细说明书和附图被视为说明性的意义而不是限制性的意义。

[0067] 因而, 尽管本文已图解并描述具体的实施例, 但应当意识到, 所计算的实现相同的目的的任何布置可以替代所示出的具体的实施例。本公开意在覆盖各种实施例的任何以及全部调整或变化。在审查以上的说明书的基础上, 以上的实施例的组合以及本文未具体地描述的其他实施例将对本领域技术人员显而易见。因此, 其意在本公开不限于作为针对实施本发明而预期的最佳模式而公开的(多个) 特定的实施例, 而是本发明将包括落入所附权利要求书的范围内的所有实施例。

[0068] 本公开的摘要被提供为遵守 37C. F. R. § 1. 72 (b), 要求摘要允许读者快速地确定技术公开的性质。在摘要并不用于解释或限制权利要求书的范围或意义的这一理解下而提交。

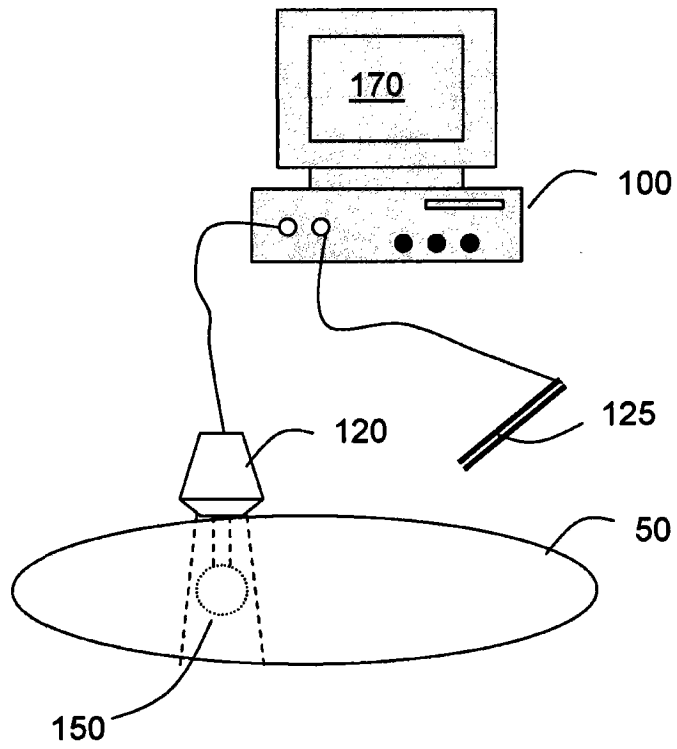


图 1

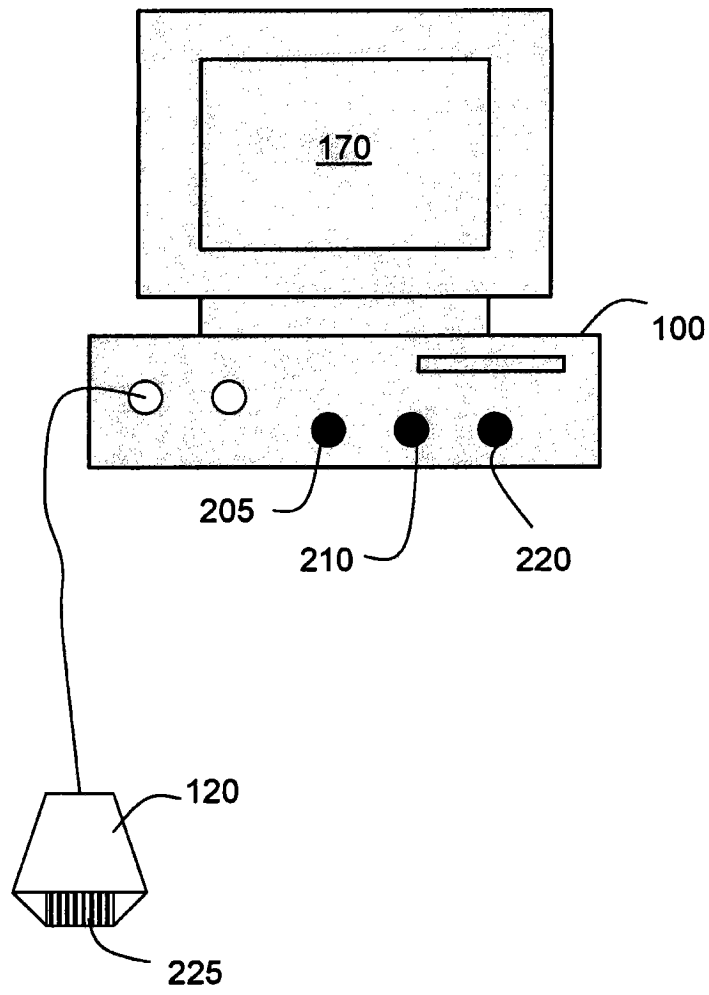


图 2

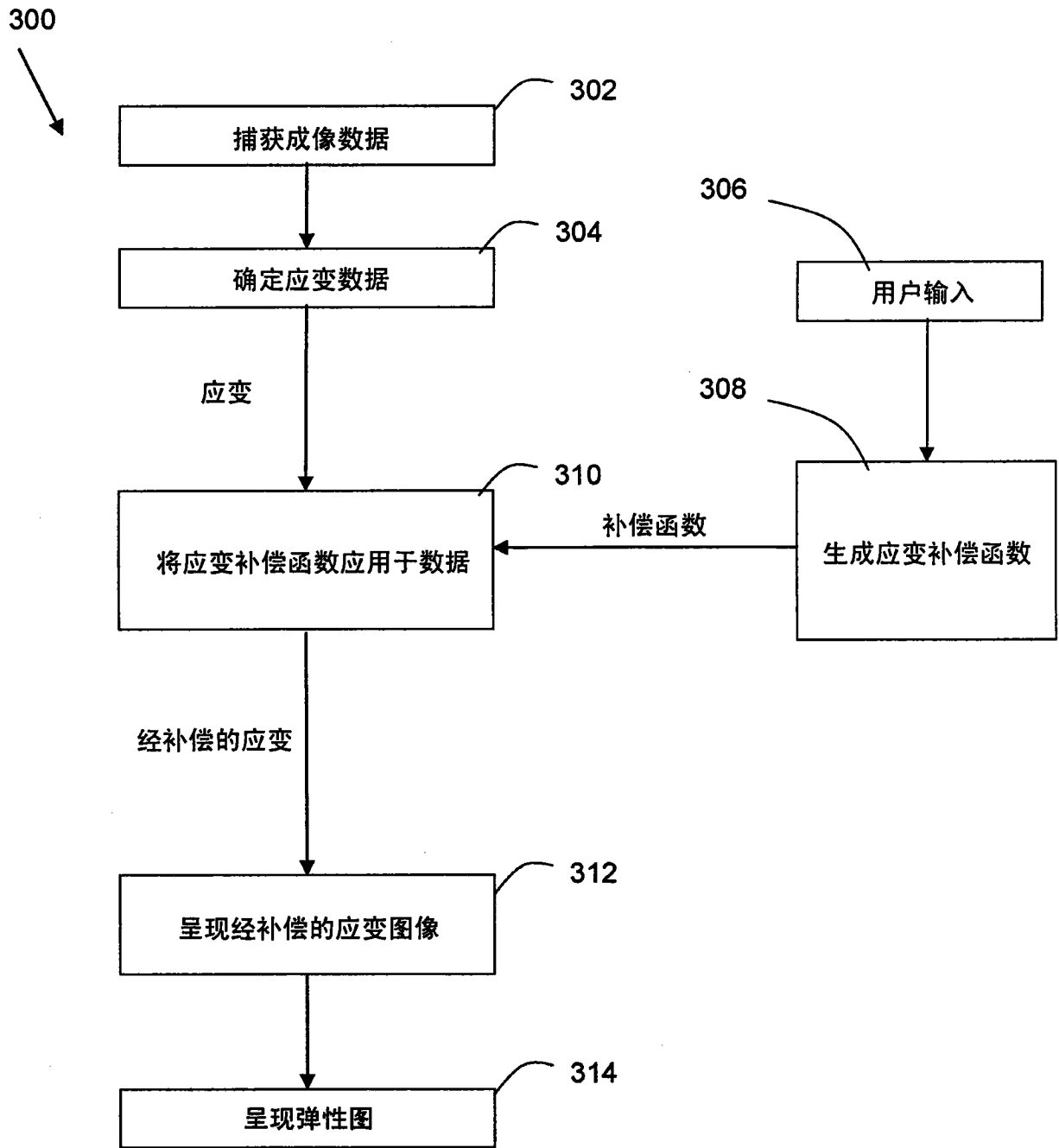


图 3

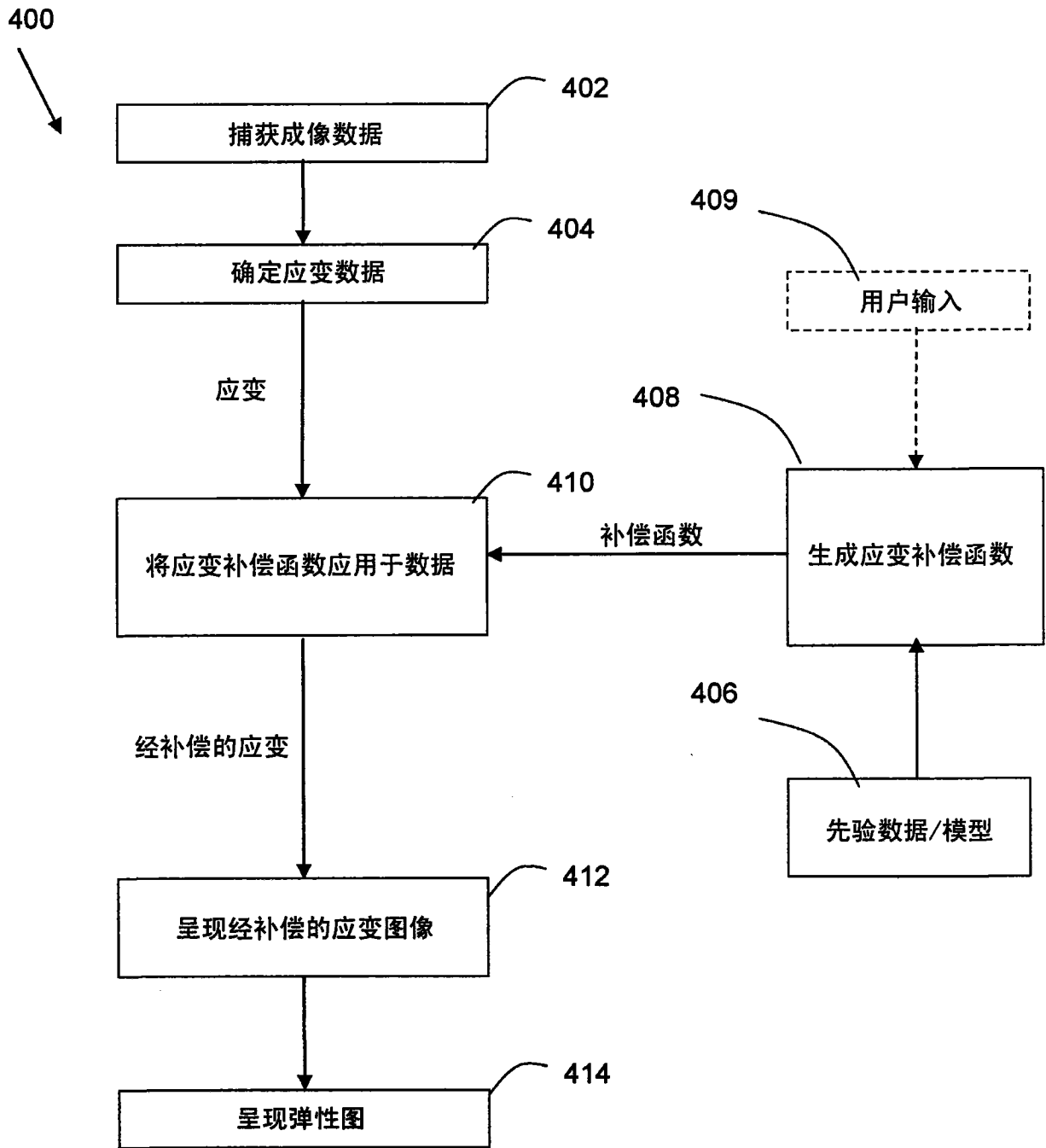


图 4

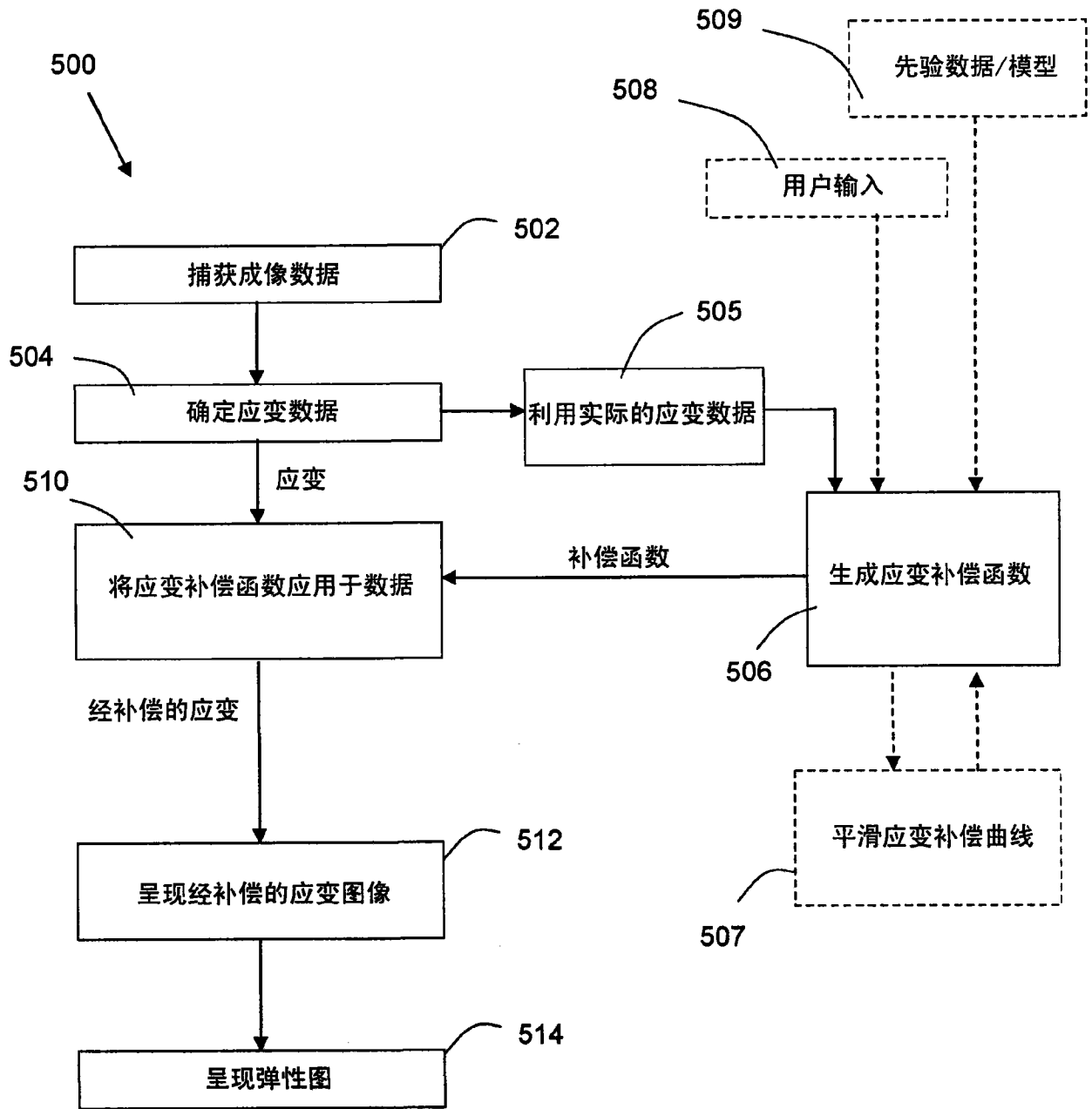


图 5

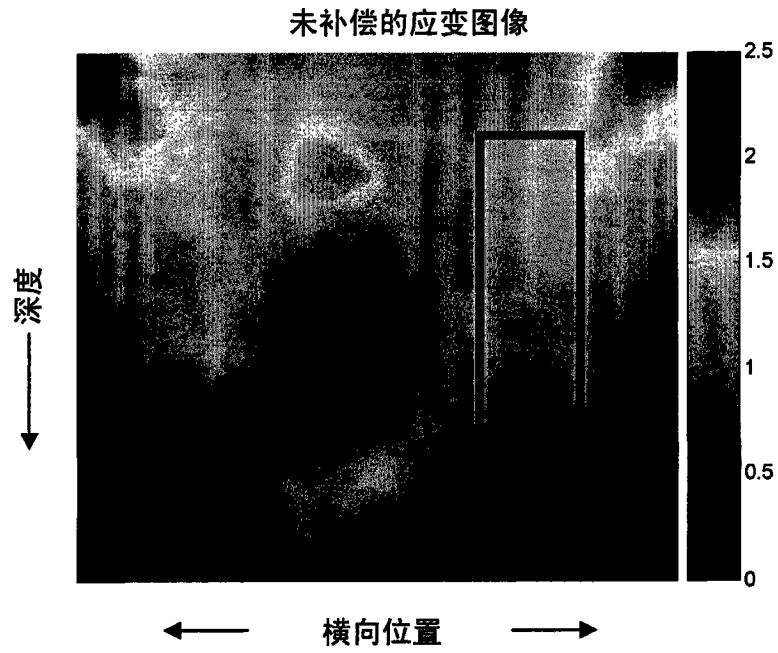


图 6

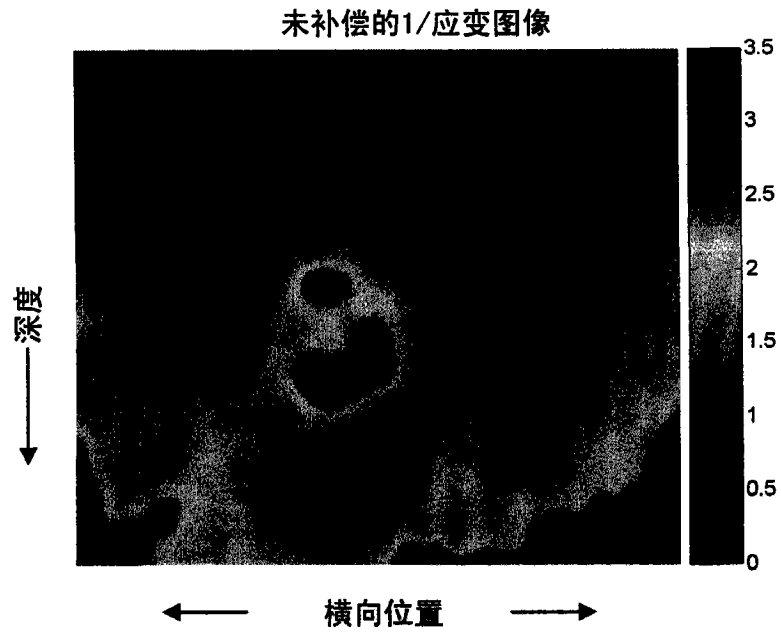


图 7

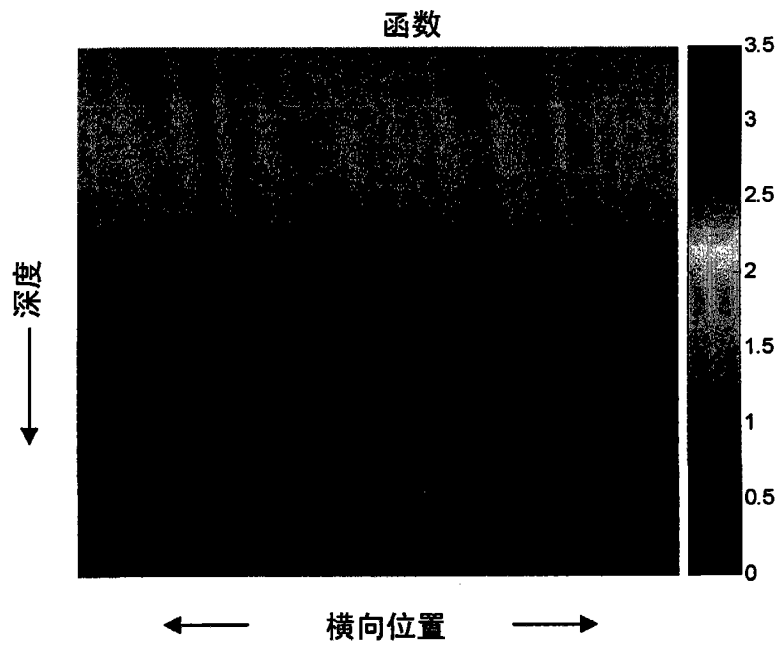


图 8

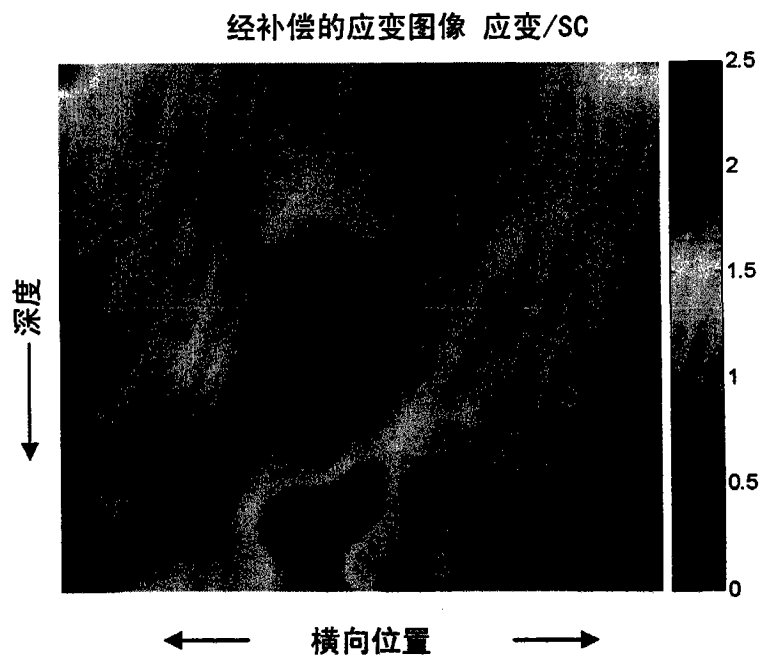


图 9

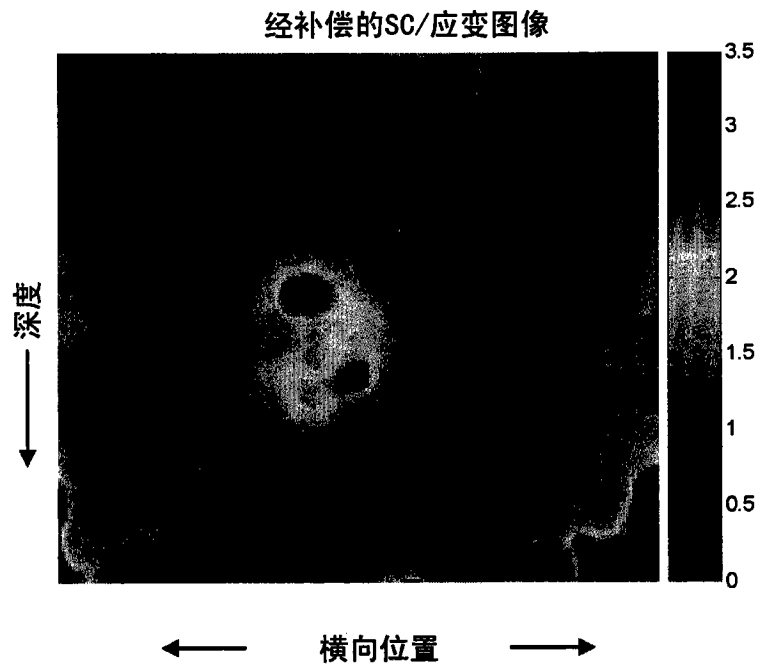


图 10

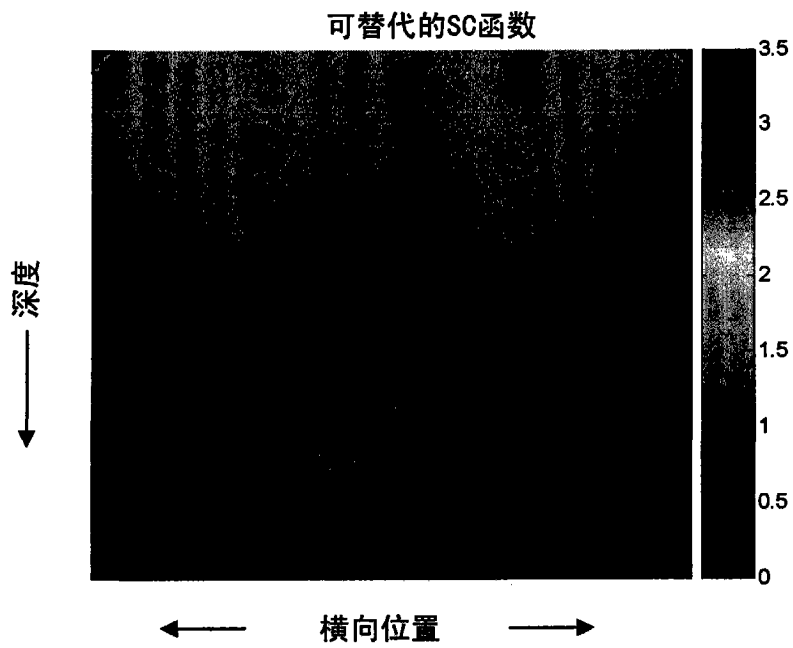


图 11

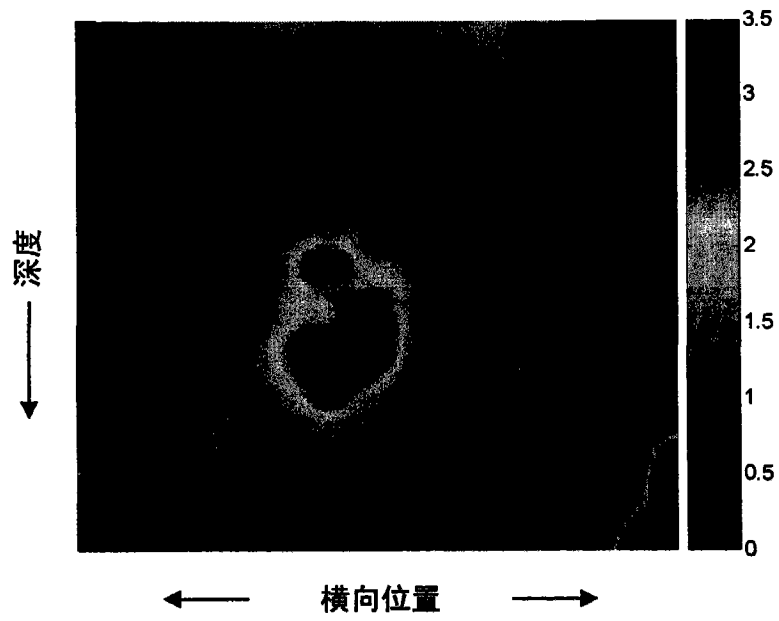


图 12

专利名称(译)	弹性成像中的应变增益补偿的方法和系统		
公开(公告)号	CN101902970B	公开(公告)日	2013-08-14
申请号	CN200880121131.8	申请日	2008-12-16
[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	D霍普辛普森 U·徕		
发明人	D·霍普辛普森 U·徕		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/467 A61B5/0048 A61B5/0053 A61B8/461		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	张宇		
优先权	61/014083 2007-12-17 US		
其他公开文献	CN101902970A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种弹性成像中的应变增益补偿的方法和系统。该系统可以包括：探头(120)，其用于将超声能量发射至患者(50)的生理结构(150)中并且接收回波；显示设备(170)；以及处理器(100)，其可操作地耦合至探头和显示设备。处理器能够处理与对患者的生理结构施加的应力相关联的超声成像数据。处理器能够基于以下的至少一个而生成与所施加的应力相关联的应变补偿函数：(i)基于与生理结构的一部分相关联的预期结果的用户输入；(ii)在处理超声成像数据之前生成的应变补偿模型；以及(iii)成像数据的至少一部分。处理器能够将应变补偿函数应用于成像数据，以生成经补偿的应变图像。处理器能够在显示设备上呈现经补偿的应变图像和经补偿的应变图像的逆像中的至少一个。公开了其他实施例。

