



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102119002 A

(43) 申请公布日 2011.07.06

(21) 申请号 200980130909.6

(22) 申请日 2009.08.07

(30) 优先权数据

61/088,058 2008.08.12 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011.02.10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2009/053486 2009.08.07

(87) PCT申请的公布数据

W02010/018512 EN 2010.02.18

(71) 申请人 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 C·迪富尔 O·热拉尔 T·戈捷

(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)

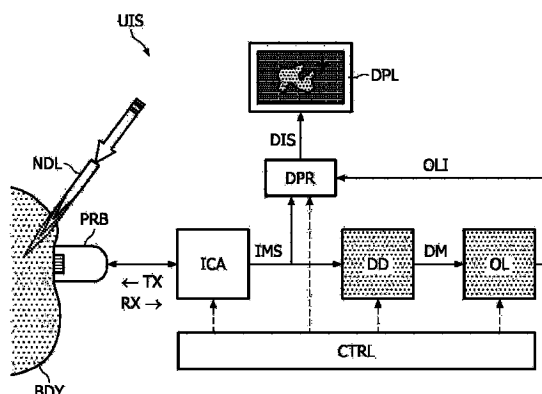
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 8 页

(54) 发明名称

超声成像

(57) 摘要

在一种超声成像系统 (UIS) 中, 在向身体中引入对象 (NDL) 的同时图像拍摄装置 (ICA) 拍摄身体 (BDY) 的超声图像序列 (IMS)。位移检测器 (DD) 从超声图像序列产生位移指示图 (DM)。位移指示涉及身体的特定部分并指示该部分经历的位移。对象定位器 (OL) 基于所述位移指示图提供与所述身体中的对象的位置相关的指示 (OLI)。



1. 一种超声成像方法,包括:
 - 图像拍摄步骤,其中,在向身体 (BDY) 中引入对象 (NDL) 的同时拍摄所述身体的超声图像序列 (IMS);
 - 位移检测步骤,其中,从所述超声图像序列产生位移指示图 (DM),位移指示与所述身体的特定部分相关并指示所述部分经历的位移;以及
 - 对象定位步骤,其中,基于所述位移指示图提供与所述对象在所述身体中的位置相关的指示 (OLI)。
2. 根据权利要求 1 所述的超声成像方法,包括:
 - 显示处理步骤,其中,形成显示图像 (DIS),所述显示图像包括超声图像和可视指示 (TP, DIR),所述可视指示是基于在所述对象定位步骤中提供的与所述对象在所述身体中的所述位置相关的所述指示 (OLI)。
3. 根据权利要求 1 所述的超声成像方法,所述对象定位步骤包括方向识别子步骤,在所述方向识别子步骤中在所述位移指示图 (DM) 中识别对称轴。
4. 根据权利要求 3 所述的超声成像方法,包括:
 - 显示处理步骤,其中,形成显示图像 (2DR),所述显示图像包括超声图像和所述对象 (NDL) 在所述身体 (BDY) 之内移动的方向的可视指示 (DIR),该可视指示基于在所述方向识别子步骤中已识别的所述对称轴。
5. 根据权利要求 3 所述的超声成像方法,所述对象定位步骤包括尖端部分识别子步骤,在所述尖端部分识别子步骤中识别沿所述对称轴的位移指示幅度的急剧减小。
6. 根据权利要求 5 所述的超声成像方法,包括:
 - 显示处理步骤,其中,形成显示图像 (2DR),所述显示图像包括超声图像和所述对象 (NDL) 的尖端部分 (TP) 的可视指示,该可视指示基于在所述尖端部分识别子步骤中已识别的沿所述对称轴的位移指示幅度的急剧减小。
7. 根据权利要求 1 所述的超声成像方法,其中,所述图像拍摄步骤涉及所述身体的三维扫描,所述三维扫描产生体数据,所述方法包括:
 - 视平面产生步骤,其中,基于在所述对象定位步骤中提供的与所述对象在所述身体中的所述位置相关的所述指示 (OLI) 从所述体数据产生与引入所述身体 (BDY) 中的所述对象 (NDL) 重合的视平面 (NVW);以及
 - 显示处理步骤,其中,形成包括所述视平面的显示图像 (3DR)。
8. 根据权利要求 1 所述的超声成像方法,所述位移检测步骤包括:
 - 运动估计步骤,其中,从时间上相邻的一对超声图像 (IM_k, IM_{k-1}) 产生基本位移指示图 (EDM),基本位移指示将该对图像中的一幅图像中的特定位置链接到另一幅图像中的特定位置;以及
 - 位移图累加步骤,其中,基于从各对超声图像产生的各个基本位移指示图产生累加位移指示图 (ADM),累加位移指示与链接各幅图像中各个位置的各个基本位移指示之和对应。
9. 根据权利要求 8 所述的超声成像方法,逐个图像地执行所述运动估计步骤和所述位移图累加步骤,其中,所述位移图累加步骤包括:
 - 存储器读取子步骤,其中,从存储器 (DMEM) 读取先前产生的所述累加位移指示图 (ADM) 的最新版;

- 累加步骤,其中,将从一对超声图像 (IM_k, IM_{k-1}) 产生的各个基本位移指示 (EDM) 应用于已从所述存储器读取的所述累加位移指示图中包括的对应的各个累加位移指示,以便获得累加位移指示图的更新版本;以及

- 存储器写入步骤,其中,将所述累加位移指示图的所述更新版本写入存储器中。

10. 根据权利要求 8 所述的超声成像方法,其中,在所述位移图累加步骤中,所述累加位移指示被表示为与初始图像中的各个位置相关联的各个点,作为已经在所述运动估计步骤中确定的各个基本位移指示的结果,所述各个点的图像位置被偏移。

11. 一种超声成像系统 (UIS),包括:

- 图像拍摄装置 (ICA),其适于在向身体 (BDY) 中引入对象 (NDL) 的同时拍摄所述身体的超声图像序列 (IMS);

- 位移检测器 (DD),其适于从所述超声图像序列产生位移指示图 (DM),位移指示与所述身体的特定部分相关并指示所述部分经历的位移;以及

- 对象定位器 (OL),其适于基于所述位移指示图提供与所述对象在所述身体中的位置相关的指示 (OLI)。

12. 一种包括一组指令的计算机程序产品,所述组指令在被加载到可编程处理器中时,令所述可编程处理器执行根据权利要求 1 所述的方法。

超声成像

技术领域

[0001] 本发明的一方面涉及一种超声成像方法。例如,可以将该方法用于提供与引入身体中的对象相关的可视信息。可视信息可以指示对象在身体之内的当前位置或对象在身体之内移动的当前方向,或以上二者。本发明的其他方面涉及一种超声成像装置和一种计算机程序产品。

背景技术

[0002] 超声成像通常涉及以下操作。抵着待检查的身体保持包括压电换能器的探头。发射机电路产生各个激活信号,将激活信号施加到探头的各个压电换能器。这导致探头向身体中发射超声波,通常以声束的形式。在身体之内发生超声波的反射。这些反射波中的至少一部分返回到探头。这使得各个压电换能器产生各自的接收信号。接收机电路处理这些接收信号以便获得身体的超声图像。

[0003] 期望在操作员向身体中引入对象时超声图像提供有用的可视反馈。超声图像可以引导操作员将对象移动到身体中特定的感兴趣区域。例如,超声图像可能潜在地引导向患者身体中引入针的临床医师。因此,能够避免在临床医师成功触及特定感兴趣区域之前需要几次反复试验。这种反复试验使患者感到不适,此外,对于临床医师而言耗费时间。

[0004] 然而,通常难以利用超声成像精确跟踪引入身体中的对象。超声图像通常提供位于给定平面或给定一组平面中的身体部分的结构细节,通常将这些平面称为视平面。可以将视平面视为身体的特定截面,对该截面拍摄照片甚至电影。对于二维(2D)超声成像而言,有一个视平面具有与声束取向对应的特定取向。对于三维(3D)超声成像而言,有若干不同取向的视平面。

[0005] 不论使用什么超声成像技术,2D或3D技术,始终都是视平面不表示位于该视平面之外的身体部分。结果,在没有任何视平面与引入身体中的对象或至少其大部分精确匹配的情况下,将几乎看不到或根本看不到对象。可以通过操控探头以手动方式,或通过发射机电路或接收机电路中适当处理以电气方式,或同时通过两种方式来调节视平面。然而,为了正确地调节视平面,需要关于对象的一些位置信息。例如,如果进行搜索程序,获得这种信息可能会相对耗时,或者可能需要相对昂贵的设备,或者两者都有。

[0006] 以编号 US 2007/0167769 公开的美国专利申请描述了一种能够显示穿刺针的插入路径的超声诊断设备。利用三维扫描活体的超声探头生成超声体数据。从超声体数据中选择层析成像平面以在显示设备上显示。在第一实施例中,手动进行这种平面选择。操作员首先必须指定超声体数据中的两个点:一个点与穿刺针的基部对应,另一个点与穿刺针的尖端部分对应。操作员必须手动从超声体数据选择相应的二维图像,以便使需要指明的穿刺针上述部分可视化。接下来,操作员通过指定绕轴旋转的角度选择感兴趣的层析成像平面,该轴是通过上述两个点的直线。在第二实施例中,平面选择基于由位置检测装置提供的位置信息,位置检测装置检测超声探头和包括穿刺针的治疗设备的位置。

发明内容

[0007] 需要一种改进的超声成像技术,该技术提供与被引入身体的对象相关的信息。

[0008] 根据本发明的一方面,在向身体中引入对象的同时拍摄身体的超声图像序列。从超声图像序列产生位移指示图。位移指示涉及身体的特定部分并表示该部分发生的位移。基于所述位移指示图提供与所述身体中的对象的位置相关的指示。

[0009] 对象的当前位置以及对象沿着的当前方向在相当大程度上决定着身体的各个部分发生的各个位移。位移指示图反映这些各个位移。结果,能够从这个图提取关于对象的当前位置以及其当前方向的信息。例如,经历相对大位移的身体部分通常相对接近已经被引入身体中的对象。各个位移沿其具有类似取向的线可能与对象当前方向对应。沿着这条线表现出位移幅度急剧减小的部位通常将与感兴趣对象的尖端部分对应。

[0010] 不需要对身体进行三维扫描,以便获得关于对象的当前位置或其当前方向的信息。尽管能够使用三维扫描,不过二维扫描就足够了。此外,不需要操作员在不同视平面中搜索并指明对象的部分来确定与对象匹配的视平面。也不需要检测对象在身体中的位置的特定设备。因此,本发明提供了一种低成本超声成像技术,其提供与引入身体中的对象相关的信息。此外,这种超声成像技术是用户友好且有时间效率的。

[0011] 本发明的实施方式有利地包括一个或多个以下附加特征,在与各个从属权利要求对应的独立段落中描述了这些附加特征。

[0012] 优选地,形成显示图像,其包括超声图像和可视指示,该可视指示基于与如上所述获得的对象在身体中的位置相关的指示。

[0013] 优选地,在位移指示图中识别对称轴。

[0014] 优选地,形成显示图像,其包括超声图像和对象在身体之内移动的方向的可视指示,该可视指示基于对称轴。

[0015] 优选地,识别沿对称轴的位移指示幅度的急剧减小。

[0016] 优选地,形成显示图像,其包括超声图像和对象的尖端部分的可视指示,该可视指示基于沿对称轴的位移指示幅度的急剧减小。

[0017] 在执行产生体数据的身体三维扫描的情况下,基于与所述对象在身体中的位置相关的指示根据所述体数据产生与引入所述身体中的对象重合的视平面。可以形成包括这个视平面的显示图像。

[0018] 优选地,如下获得位移指示图。从时间上相邻的一对超声图像产生基本位移指示图。基本位移指示将一对图像中的一幅图像中的特定位置链接到另一图像中的特定位置。基于从各对超声图像产生的各个基本位移指示图来产生累加位移指示图。累加位移指示对应于链接各个图像中各个图像位置的各个基本位移指示之和。

[0019] 可以逐个图像产生基本位移指示图和累加位移指示图。在这种情况下,从存储器读出先前产生的累加位移指示图的最新版本。将从一对图像产生的各个基本位移指示应用于已从存储器读出的包括于累加位移指示图中的对应的各个累加位移指示。因此,获得累加位移指示图的更新版本。然后向存储器中写入更新版本。

[0020] 可以将累加位移指示表示为与初始图像中与各个位置相关联的各个点。作为已经确定的各个基本位移指示的结果,这些各个点的图像位置将被偏移。

[0021] 参考附图,详细的描述例示了上文总结的本发明以及附加特征。

附图说明

- [0022] 图 1 是示出了超声成像系统的方框图；
- [0023] 图 2 是示出了位移检测器的方框图,位移检测器构成超声成像系统的一部分；
- [0024] 图 3-11 是示出了位移检测器的工作模式的概念图；
- [0025] 图 12 是示出了位移检测器可以提供的位移图的基于矢量的版本的数据图；
- [0026] 图 13 是示出了位移检测器可以提供的位移图的基于格点的版本的数据图；
- [0027] 图 14 是示出了超声成像系统可以基于二维超声扫描提供的 2D 模式显示图像的图画示意图；
- [0028] 图 15 是示出了超声成像系统可以基于三维超声扫描提供的 3D 模式显示图像的图画示意图。

具体实施方式

[0029] 图 1 示出了超声成像系统 UIS,该系统可以辅助临床医师将针 NDL 合适地插入患者身体 BDY。超声成像系统 UIS 包括探头 PRB、图像拍摄装置 ICA、显示处理器 DPR、显示设备 DPL 和控制器 CTRL。探头 PRB 可以包括例如压电换能器的二维阵列。图像拍摄装置 ICA 可以包括超声发射机和超声接收机,其可以包括射束形成模块。图像拍摄装置 ICA 还可以包括一个或多个滤波模块和所谓的 B 模式处理模块。控制器 CTRL 可以是例如适当编程的处理器形式。控制器 CTRL 还可以包括用户接口,出于方便的原因未示出用户接口。

[0030] 超声成像系统 UIS 还包括以下功能实体:位移检测器 DD 和对象定位器 OL。例如,可以利用一组已经加载到可编程处理器中的指令实施这些功能实体中的每个。在这种基于软件的实施方式中,指令组定义相关功能实体执行的操作,在下文中将描述它们。于是能够将图 1 视为表示一种方法,由此可以将功能实体或者一组功能实体视为该方法的处理步骤或一系列处理步骤。例如,位移检测器 DD 能够表示位移检测步骤;对象定位器 OL 能够表示对象定位步骤。

[0031] 超声成像系统 UIS 基本如下工作。假设探头 PRB 与患者的身体 BDY 接触,患者的身体上已经涂布有适当的油膏。图像拍摄装置 ICA 产生图像序列 IMS,图像序列是在临床医师向患者的身体 BDY 中插入针 NDL 时拍摄的。为此,图像拍摄装置 ICA 向探头 PRB 施加一组发射信号 TX 并处理来自探头 PRB 的一组接收信号 RX。该组接收信号 RX 包括发射信号 TX 的反射。这些反射发生在患者的身体 BDY 之内。图像序列 IMS 可以是根据这些接收信号 RX 产生的所谓 B 模式图像。图像可以是二维的或三维的。图像未必一定包括针 NDL 或其任何部分的可视表示。

[0032] 位移检测器 DD 基于从图像拍摄装置 ICA 接收的图像序列 IMS 产生一个或多个位移图 DM。位移图 DM 包括针对图像序列 IMS 中表示的身体 BDY 的各个部分的各个位移指示。位移指示可以是矢量形式的。这样的矢量可以具有与图像的水平轴和垂直轴对应的水平和垂直分量。在图像为三维的情况下,矢量将包括附加的分量。与身体 BDY 的特定部分相关联的位移指示表示在不同时刻拍摄的两幅图像之间该部分的位移。这种位移通常将是插入身体 BDY 中的针 NDL 造成的。

[0033] 位移检测器 DD 可以为拍摄的各个相继图像产生各自的相继位移图 DM。亦即,位

移检测器 DD 响应于由图像拍摄装置 ICA 提供的最新图像提供位移图 DM。位移图可以表示各个身体部分相对于初始图像的各自位移。在这种情况下,各个位移指示将随着拍摄的每幅新图像依次增大幅度。这是因为针 NDL 将随着拍摄的每幅新图像进入身体 BDY 中越来越深。身体部分通常会经历位移,位移幅度随着针 NDL 插入身体 BDY 中越来越深而增大。换言之,随着针 NDL 插入身体 BDY 中越来越深,各个身体部分的各自位移将变得更加明显。

[0034] 对象定位器 OL 基于由位移检测器 DD 产生的一个或多个位移图 DM 提供对象位置指示 OLI。对象位置指示 OLI 提供关于针 NDL 在身体 BDY 中的当前位置或针 NDL 在身体 BDY 中的当前方向,或两者的信息。对象定位器 OL 从位移图或一组位移图 DM(无论哪个适用)中有效地提取这种信息。位移图中表示各个身体部分的各自位移的各个位移指示提供了关于针 NDL 的当前位置或其当前方向的信息。例如,经历相对大位移的身体部分通常相对接近针 NDL。各个位移沿其具有类似取向的线可能与沿其插入针 NDL 的线对应。这条线通常与针 NDL 的方向对应。沿着这条线表现出位移幅度急剧减小的部位通常将与针 NDL 的尖端部分对应。

[0035] 对象定位器 OL 可以使用一个或多个预定义标准来基于一个或多个位移图 DM 产生对象位置指示 OLI。例如,对象定位器 OL 可以在位移图中有效地搜索和识别对称轴。对称轴指示针 NDL 的方向。对象定位器 OL 还可以搜索和识别沿对称轴的两个相邻位移指示,其中一个具有相对大幅度,另一个具有相对小幅度,其接近于零。这两个相邻位移指示指示针 NDL 的尖端部分。或者,对象定位器 OL 可以分析一系列相继的位移图 DM,以便搜索和识别各个位移图 DM 的各个位移指示在取向上保持类似的区域。这个区域可能与针 NDL 的方向对应。

[0036] 对象定位器 OL 可以为针对相继拍摄的图像产生的各个相继位移图 DM 提供各自的相继对象位置指示 OLI。亦即,对象定位器 OL 响应于由位移检测器 DD 提供的最新位移图提供对象位置指示 OLI。在这种情况下,对象定位器 OL 产生宛如与在将针插入身体 BDY 中同时由图像拍摄装置 ICA 提供的图像序列 IMS 同步的对象位置指示 OLI 的序列。换言之,对象定位器 OL 然后提供对象位置指示 OLI,对象位置指示利用在向身体 BDY 中插入针 NDL 同时采集的每幅新图像而被连续更新。

[0037] 显示处理器 DPR 基于图像拍摄装置 ICA 提供的图像序列 IMS 以及对象定位器 OL 提供的一个或多个对象位置指示 OLI 产生显示图像序列 DIS,其同样可以是上述的序列的形式。显示设备 DPL 显示显示图像序列 DIS。显示图像优选包括来自图像序列 IMS 中图像的视平面以及基于对象位置指示 OLI 的可视针指示。可视针指示可以包括,例如叠加在所拍摄图像上的一个或多个图形项。图形项可以利用其位置、其形状、其尺寸、其颜色或这些的任意组合向临床医师传达信息。例如,颜色编码的光标可以指示针 NDL 在身体 BDY 中的当前位置。作为另一示例,箭头可以指示针 NDL 的方向。

[0038] 图 2 示出了位移检测器 DD,或确切的说是其实施方式。位移检测器 DD 包括图像存储器 IMEM 和位移图存储器 DMEM,它们可以物理上包括在单一存储电路中。位移检测器 DD 还包括以下功能实体:运动估算器 ME 和位移图累加器 DMA。如上所述,可以利用一组已经加载到可编程处理器中的指令实施这些功能实体中的每个。在这种基于软件的实施方式中,运动估算器 ME 和位移图累加器 DMA 可以与相应软件模块对应,每个软件模块可以包括界定各个操作的相应子模块。

[0039] 位移检测器 DD 基本如下操作。图像存储器 IMEM 临时存储由图像拍摄装置 ICA 提供的图像序列 IMS 中包括的两个或更多后续图像。在任何给定时刻,图像存储器 IMEM 都包括由图像拍摄装置 ICA 最新提供的图像。在下文中将把这一图像称为当前图像 IM_k 。图像存储器 IMEM 还包括在当前图像 IM_k 紧前方的图像。在下文中将把这一图像称为在先图像 IM_{k-1} 。结果,在图像存储器 IMEM 从图像拍摄装置 ICA 接收新图像时,这一新图像变为当前图像 IM_k ,之前作为当前图像 IM_k 的图像变为在先图像 IM_{k-1} 。

[0040] 运动估算器 ME 为当前图像 IM_k 产生基本位移图 EDM。基本位移图 EDM 包括针对当前图像 IM_k 的各个部分的各个位移指示。位移指示指示相关图像部分相对于在先图像 IM_{k-1} 中对应图像部分的位移。亦即,属于给定图像的基本位移图 EDM 指示该图像和紧前方图像 IM_{k-1} 之间发生的位移。结果,基本位移图 EDM 表示相对短时段内,即两幅相继图像之间的位移。因此这些位移相对小。

[0041] 位移图累加器 DMA 为当前图像 IM_k 产生累加位移图 ADM。累加位移图 ADM 包括针对当前图像 IM_k 的各个部分的各个累加位移指示。累加位移指示指示相关图像部分相对于初始图像中的对应图像部分的位移。亦即,属于给定图像的累加位移图 ADM 指示图像和初始图像之间发生的位移。初始图像例如可以是恰好在向身体 BDY 中引入针 NDL 之前拍摄的图像。结果,累加位移图 ADM 表示相对长时间段内的位移。因此这些位移相对大。

[0042] 位移图累加器 DMA 通过以下方式产生累加位移图 ADM。位移图累加器 DMA 在位移图存储器 DMEM 中存储最新产生的累加位移图 ADM。假设在给定时刻,图像存储器 IMEM 刚从图像拍摄装置 ICA 接收到新图像。这一新图像于是构成当前图像 IM_k ,直到后续新图像到达为止。如上所述,运动估算器 ME 为当前图像 IM_k 产生基本位移图 EDM。位移图累加器 DMA 有效地将这一基本位移图 EDM 添加到位移图存储器 DMEM 中存储的累加位移图 ADM 上。该累加位移图 ADM 属于在先图像 IM_{k-1} 。因此,获得属于当前图像 IM_k 的新累加位移图 ADM。位移图累加器 DMA 在位移图存储器 DMEM 中存储这一累加位移图 ADM 并可以替换先前存储在其中的所产生的位移图。

[0043] 如上文参考图 1 所述,由位移检测器 DD 提供的位移图 DM 包括累加位移图 ADM。位移图 DM 可以任选地还包括位移图历史 HDM,其保持在位移图存储器 DMEM 中。位移图历史 HDM 可以包括运动估算器 ME 已为各个图像产生的各个基本位移图 EDM。因此,在运动估算器 ME 已经为当前图像 IM_k 产生基本位移图 EDM 时,运动估算器 ME 可以向位移图历史 HDM 增加这一基本位移图 EDM。

[0044] 运动估算器 ME 可以使用位移图存储器 DMEM 中存储的累加位移图 ADM 用于指明在先图像 IM_{k-1} 中的各个图像部分。这些图像部分表示初始图像中的对应的各个图像部分,由于向身体 BDY 中引入了针 NDL,该各个图像部分移动了。运动估算器 ME 然后可以估计相对于这些图像部分的位移。为此,运动估算器 ME 基于位移图存储器 DMEM 中存储的且属于在先图像 IM_{k-1} 中的累加位移图 ADM 来识别在先图像 IM_{k-1} 中的这些感兴趣图像部分。接下来,运动估算器 ME 在当前图像 IM_k 中搜索和识别对应图像部分。这导致了针对当前图像 IM_k 的基本位移图 EDM。

[0045] 在如前一段所描述的工作模式下,位移检测器 DD 有效地跟踪初始图像中这样的图像部分,该部分在向身体 BDY 中引入针 NDL 的同时所拍摄的整个图像序列 IMS 中移动。由于初始图像中的图像部分表示特定身体部分,这对应于跟踪相关身体部分的位移,该位移

基本是由向身体 BDY 中引入针 NDL 导致的。位移检测器 DD 逐个图像地跟踪这些位移,同时存储与每幅图像相关的身体部分的位置。累加位移图 ADM 反映这种记录。

[0046] 图 3-11 更详细地示出了位移检测器 DD 可以产生各个基本位移图 EDM 和各个累加位移图 ADM 的方式。这种例示涉及到位移检测器 DD 依次从图像拍摄装置 ICA 接收的若干图像:初始图像 IM_0 、第一后续图像 IM_1 、第二后续图像 IM_2 和第三后续图像 IM_3 。

[0047] 图 3-5 示出了位移检测器 DD 可以为第一后续图像 IM_1 产生第一基本位移图 EDM_1 和第一累加位移图 ADM_1 的方式。图 6-8 示出了位移检测器 DD 可以为第二后续图像 IM_2 产生第二基本位移图 EDM_2 和第二累加位移图 ADM_2 的方式。图 9-11 示出了位移检测器 DD 可以为第三后续图像 IM_3 产生第三基本位移图 EDM_3 和第三累加位移图 ADM_3 的方式。

[0048] 图 3-11 中的每个均包括水平轴和垂直轴,分别表示水平图像位置“x”和垂直图像位置“y”。由图像拍摄装置 ICA 提供的图像由图形元素构成,在下文中将图形元素称为纹素(texel)。在图像是二维的情况下,纹素可以与像素对应。在图像为三维的情况下,纹素可以与体素对应。亦即,纹素表示相关图像的最小可寻址单元。

[0049] 图 3 示出了初始图像 IM_0 中纹素的初始集合 S_0 。运动估算器 ME 可以指定多个这种纹素集合,其可以说覆盖初始图像 IM_0 。图 3 所示的纹素初始集合 S_0 具有三角形形状,因此包括三个顶点。在用于识别另一图像中的对应纹素集合的运动估算步骤中,可以对纹素的初始集合 S_0 进行操作,例如,平移、缩放、伸展和旋转。三个顶点具有相对于彼此的相应位置,该相应位置因为上述操作而变化。因此,三个顶点,或者确切的说这些顶点的变化可以反映出缩放、伸展和旋转或其任意组合。一纹素集合的三个顶点相对于另一纹素集合的三个顶点相应位置的相对位置可以反映两个相关纹素集合之间的位移。

[0050] 图 4 示出了第一后续图像 IM_1 中的第一对应纹素集合 S_1 。在发现这些各个纹素集合类似的意义上,第一对应纹素集合 S_1 对应于初始纹素集合 S_0 。运动估算器 ME 能够通过应用适当的搜索策略来识别第一对应纹素集合 S_1 。这种搜索策略可以涉及一种或多种上述操作:缩放、伸展和旋转。运动估算器 ME 确定第一位移矢量 DV_1 ,其表示第一对应纹素集合 S_1 相对于初始纹素集合 S_0 的位移。第一位移矢量 DV_1 构成第一基本位移图 EDM_1 的元素并具有其中的位置,其由第一位移矢量 DV_1 所关联的初始纹素集合 S_0 确定。运动估算器 ME 通过以类似方式对其他各个初始纹素集合确定其他相应第一位移矢量来为第一后续图像 IM_1 产生这一基本位移图。

[0051] 图 5 示出了属于图 3 所示初始纹素集合 S_0 的第一累加位移矢量 ADV_1 。为了说明这种关联,图 5 中,第一累加位移矢量 ADV_1 具有基点,该基点与初始纹素集合 S_0 的中心位置在水平图像位置“x”和垂直图像位置“y”方面是重合的。由于没有与初始图像 IM_0 相关联的累加位移图,所以第一累加位移矢量 ADV_1 对应于第一位移矢量 DV_1 。亦即,位移图累加器 DMA 宛如生成第一基本位移图 EDM_1 的副本,该副本构成第一累加位移图 ADM_1 。

[0052] 图 6-8 示出了为了产生第二基本位移图 EDM_2 和第二累加位移图 ADM_2 ,位移检测器 DD 执行的操作。在第二后续图像 IM_2 到达并存在于图像存储器 IMEM 中时,位移检测器 DD 执行这些操作。那么第二后续图像 IM_2 构成如上文定义的当前图像,而第一后续图像 IM_1 则构成在先图像。

[0053] 图 6 示出了运动估算器 ME 指定与图 3 所示初始图像 IM_0 中的初始纹素集合 S_0 对应的第一后续图像 IM_1 中的一纹素集合。运动估算器 ME 可以基于属于第一后续图像 IM_1 的

第一累加位移图 ADM_1 指定这一纹素集合, 其是第一对应纹素集合 S_1 。第一累加位移包括图 5 所示的第一累加位移矢量 ADV_1 , 该矢量属于图 3 所示的初始纹素集合 S_0 。

[0054] 图 7 示出了运动估算器 ME 识别第二后续图像 IM_2 中的第二对应纹素集合 S_2 。第二对应纹素集合 S_2 是第二后续图像 IM_2 中可以说与第一对应纹素集合 S_1 最佳匹配的纹素集合。由于第一对应纹素集合 S_1 与初始纹素集合 S_0 最佳匹配, 第二对应纹素集合 S_2 也将与初始纹素集合 S_0 匹配。运动估算器 ME 确定第二位移矢量 DV_2 , 其表示第二对应纹素 S_2 集合相对于第一对应纹素集合 S_1 的位移。第二位移矢量 DV_2 构成第二基本位移图 EDM_2 的元素并位于其中, 其由第二位移矢量 DV_2 所关联的初始纹素集合 S_0 确定。

[0055] 图 8 示出了属于图 3 所示初始纹素集合 S_0 的第二累加位移矢量 ADV_2 。位移图累加器 DMA 通过将如图 7 所示获得的第二位移矢量 DV_2 增加到如图 3-5 所示先前针对初始纹素集合 S_0 确定的第一累加位移矢量 ADV_1 上来产生第二累加位移矢量 ADV_2 。亦即, 第二累加位移矢量 ADV_2 是第一累加位移图中存在的第一累加位移矢量 ADV_1 和第二位移矢量 DV_2 的矢量和。位移图累加器 DMA 于是可以通过以类似方式对其他各个初始纹素集合确定其他相应第二累加位移矢量来产生第二累加位移图 ADM_2 。

[0056] 图 9-11 示出了为了产生第三基本位移图 EDM_3 和第三累加位移图 ADM_3 , 位移检测器 DD 执行的操作。在第三后续图像 IM_3 到达并存在于图像存储器 IMEM 中时, 位移检测器 DD 执行这些操作。然后第三后续图像 IM_3 构成如上文定义的当前图像, 而第二后续图像 IM_2 则构成在先图像。

[0057] 图 9 示出了运动估算器 ME 指定与图 3 所示初始图像 IM_0 中的初始纹素集合 S_0 对应的第二后续图像 IM_2 中的一纹素集合。运动估算器 ME 可以基于属于第二后续图像 IM_2 的第二累加位移图 ADM_2 指定这一纹素集合, 其是第二对应纹素集合 S_2 。第二累加位移包括图 8 所示的第二累加位移矢量 ADV_2 , 该矢量属于图 3 所示的初始纹素集合 S_0 。

[0058] 图 10 示出了运动估算器 ME 识别第三后续图像 IM_3 中的第三对应纹素集合 S_3 。第三对应纹素集合 S_3 是第三后续图像 IM_3 中可以说与第二对应纹素集合 S_2 最佳匹配的一纹素集合。由于第二对应纹素集合 S_2 与初始纹素集合 S_0 最佳匹配, 第三对应纹素集合 S_3 也将与初始纹素集合 S_0 匹配。运动估算器 ME 确定第三位移矢量 DV_3 , 其表示第三对应纹素 S_3 集合相对于第二对应纹素集合 S_2 的位移。第三位移矢量 DV_3 构成第三基本位移图 EDM_3 的元素并位于其中, 其由第三位移矢量 DV_3 所关联的初始纹素集合 S_0 确定。

[0059] 图 11 示出了属于图 3 所示初始纹素集合 S_0 的第三累加位移矢量 ADV_3 。位移图累加器 DMA 通过将如图 10 所示获得的第三位移矢量 DV_3 增加到如图 6-8 所示先前为初始纹素集合 S_0 确定的第二累加位移矢量 ADV_2 上产生第三累加位移矢量 ADV_3 。亦即, 第三累加位移矢量是第二累加位移图 ADM_2 中存在的第二累加位移矢量 ADV_2 和第三位移矢量 DV_3 的矢量和。位移图累加器 DMA 于是可以通过以类似方式对其他各个初始纹素集合确定其他相应第三累加位移矢量来产生第三累加位移图 ADM_3 。

[0060] 位移检测器 DD 可以连续执行如图 3-11 所示的操作, 以为由图像拍摄装置 ICA 提供的各个其他图像产生相应的其他基本位移图 EDM 和相应的其他累加位移图 ADM。亦即, 位移检测器 DD 可以为在如图 1 所示向身体中插入针时拍摄的每一其他图像提供基本位移图 EDM 和累加位移图 ADM。

[0061] 对于由位移检测器 DD 产生的每一其他累加位移图 ADM, 相应的累加位移矢量可以

说会幅度增大。结果,相应的累加位移矢量之间的差异通常会随着位移检测器 DD 处理的每幅图像而变得更加明显。换言之,位移对比将相继地增大。

[0062] 图 12 示出了位移检测器 DD 可以提供的基于矢量的位移图 DM-V。基于矢量的位移图 DM-V 对应于已经如上文参考图 3-11 所述获得的累加位移图 ADM。基于矢量的位移图 DM-V 包括针对各个初始纹素集合的相应累加位移矢量。累加位移矢量反映了由于已经引入身体中的针导致的由相关初始纹素集合表示的身体部分经历的位移。

[0063] 图 1 所示的对象定位器 OL 能够基于图 12 中所示的基于矢量的位移图 DM-V 来提供对象位置指示 OLI。如上文参考图 1 所述,对象定位器 OL 可以通过各种不同方式这样做。例如,对象定位器 OL 可以在基于矢量的位移图 DM-V 中搜索和识别对称轴,该对称轴指示针 NDL 的方向。为了方便起见,对称轴水平地位于图 12 中心。对称轴指示针 NDL 的方向。在实践中,例如,由于图 1 所示的探头相对于针的失准,对称轴可能不在中心。图 12 利用具有虚线边界线的矩形示出了这种失准。能够将这个矩形认为表示在实践中获得的位移图,其中对称轴不必水平地位于中心或与位移图的边界对准。

[0064] 对象定位器 OL 还可以搜索和识别累加位移矢量的幅度沿对称轴的急剧减小。感兴趣的急剧减小发生在累加位移矢量具有几乎为零的幅度处,而这个矢量前方是具有很大幅度的累加位移矢量。这种急剧减小表示针 NDL 的尖端部分,其在图 12 中的中间底部。

[0065] 应当指出,有很多种技术用于识别位移图中,例如图 12 中所示的基于矢量的位移图 DM-V 中的对称轴。在下文中简要指出了这种技术的示例。可以定义能够在图像中找到的纹素位置网格。各个格点可以与如上所述已经为其产生相应累加位移矢量的各个初始纹素集合相对应。将各个计数器分配给相应的格点。一开始,将各个计数器均设置到零。对于每个格点,沿着属于相关格点的累加位移矢量方向画一条线。对于穿过格点周围预定区域的每条线将格点的计数器增加一个单位。对称轴上的计数器将产生相对高的计数值。例如,可以通过将灰度值与计数值相关联使对称轴可视化。白色可以表示零计数值;黑色可以表示最大计数值。这样的灰度级图具有可以利用后期处理而增大的对比度,后期处理可以包括这样的操作:诸如噪声消减、线性回归或阈值处理或其任意组合。上述纹素位置网格越精细,就能够越精确地指示针的方向。

[0066] 上文参考图 3-12 的描述涉及这样的示例,其中累积位移图 ADM 包括矢量,这些矢量利用为每幅新图像执行的每个运动估计而被更新。亦即,通过依次对表示相继图像之间位移的短期矢量求和、利用矢量表达长期位移。术语“短期”涉及涵盖由图像拍摄装置 ICA 提供的多个相继图像的时段。不过,可以通过不同方式表示长期位移。

[0067] 例如,可以利用格点表示长期位移。可以为初始图像定义等距间隔点的网格。格点与初始图像中的特定位置对应,可以利用一组坐标表示该特定位置,例如对于二维图像而言用 (x, y) , 或对于三维图像而言用 (x, y, z) 。格点随着图 2 所示的运动估算器 ME 执行的每次运动估计来移动。因此,位移检测器 DD 为图像序列 IMS 中的每幅新图像产生格点图。为特定图像产生的格点图是为在先图像产生的格点图的更新版本。为此,位移检测器 DD 可以将为相关图像产生的基本位移图 EDM 应用到为在先图像产生的格点图。图 2 中所示的累加位移指示图 ADM 于是可以是格点图的形式,格点图被逐个图像地更新。

[0068] 图 13 示出了位移检测器 DD 可以提供的基于格点的位移图 DM-GP。基于格点的位移图 DM-GP 包括相对于为初始图像定义的格点移动过的各个格点。针对初始图像的等距

间隔点的网格可以说已经变形,因为各个格点经历了相应的位移。于是基于格点的位移图 DM-GP 反映了由已经被引入身体中的针导致的各个身体部分经历的相应位移。

[0069] 为了获得图 13 中所示的基于格点的位移图 DM-GP,图 1 和 2 中所示的位移检测器 DD 可以以与上文参考图 3-12 所述的方式不同的方式工作。例如,位移检测器 DD 可以通过以下方式为一对时间上相邻的图像进行运动估计。位移检测器 DD 可以根据标准模式在一对图像中的一个图像中指定各个纹素集合,标准模式不需要依赖于任何位移历史。位移检测器 DD 通过识别另一图像中的类似纹素集合来为每个纹素集合确定运动矢量。因此,获得了运动矢量图,其在功能上等价于参考图 3-12 的描述中的基本位移图 EDM。根据用于指定各个纹素集合的标准模式,运动矢量可以是等距间隔的。

[0070] 位移检测器 DD 可以向格点图应用运动矢量图,其在功能上等价于参考图 3-12 的描述中的累加位移图 ADM。例如,如图 13 所示,格点通常不是等距间隔的。亦即,格点不必与运动矢量重合。然而,格点将被运动矢量包围。然后格点可能经历位移,位移由周围运动矢量的加权组合定义。运动矢量与格点越近,给予该运动矢量的权重越高。因此,运动矢量图导致各个格点经历相应位移,以获得格点图的更新版本。通过基于为相继图像确定的相应运动矢量图更新格点图来实现长期位移跟踪。

[0071] 图 14 示出了图 1 所示的显示处理器 DPR 可以基于二维超声扫描提供的 2D 模式显示图像 2DR。显示图像包括表示身体 BDY 之内的感兴趣区域的拍摄图像。显示图像还包括与针的当前位置或其当前方向或两者相关的可视指示。这些可视指示基于由图 1 所示的对象定位器 OL 提供的对象位置指示 OLI。例如,显示图像可以包括如图 14 所示的方向指示 DIR 和尖端位置指示 TP。这仅仅是很多可能变体之一的例示。方向指示的形式例如可以是表示尖端位置的图形项延伸的直线。显示图像还可以包括带有字母数字信息的截面 ANI,其可以包括与针 NDL 的位置和方向相关的信息。

[0072] 图 15 示出了图 1 所示的显示处理器 DPR 可以基于三维超声扫描提供的 3D 模式显示图像 3DR。显示图像包括主视图 MVW 和针视图 NVW。主视图 MVW 可以是感兴趣区域的三维表示,或已经采集的体数据中的任意视平面。针视图 NVW 与针 NDL 所在的视平面对应。显示处理器 DPR 可以基于由对象定位器 OL 提供的对象位置指示 OLI 自动识别该视平面。显示图像还可以包括指出针 NDL 所在视平面位置的视平面指示。

[0073] 结语:

[0074] 上文参考附图进行的详细描述仅仅是权利要求中界定的本发明和附加特征的例示。可以通过很多不同方式实施本发明。为了例示这一点,简要指明了一些备选方案。

[0075] 可以有利地将本发明应用于与超声成像相关的很多种产品或方法。在执行根据本发明的超声成像同时向其中引入对象的身体不必一定有生物属性。例如,可以应用本发明以对复合材料进行操作。被引入的对象不必是针。例如,可以有利地应用本发明向主体中插入传感器或天线。例如,可以将天线用于临床目的。

[0076] 有很多根据超声图像序列产生位移指示图的方法。就此而言,应当指出,有大量关于运动估计的文献描述了很多不同的技术,可以使用这些技术来实施本发明。例如,可以使用用于 MPEG 编码的块匹配算法。仅举几个例子,同样可以使用基于特征的算法以及光流算法、相位相关算法。

[0077] 有很多方法基于位移指示提供对象在身体内位置的指示。例如,可以从所记录位

移指示历史导出指示,其可以在图中反映出。位移指示沿其有一致演变的线可以指示对象移动的方向。

[0078] 应当在广义上理解术语“图像”。该术语包括可以直接或通过适当处理相关数据或信号集而被可视表示的任何数据或信号集。术语图像包括实体,例如图片、帧或域。术语图像包括二维以及三维表示。

[0079] 在广义上,有很多利用硬件或软件或两者结合实施功能实体的方式。尽管一般优选进行如详细描述中指出的基于软件的实施方式,但决不排除基于硬件的实施方式。例如,同样可以利用专用电路实施上文描述的任何功能实体,专用电路具有特定拓扑,定义相关功能实体执行的一个或多个操作。在系统或功能实体中包括一个或多个专用电路以及一个或多个适当编程的处理器时,混合式实施方式也是可能的。

[0080] 尽管附图将不同功能实体示为不同块,但这决不排除单一实体执行若干功能或若干实体执行单一功能的实施方式。就此而言,附图是非常概略的。例如,参考图 1,可以对单一可编程电路编程控制以执行属于控制器 CTRL、位移检测器 DD 和对象定位器 OL 的操作。作为另一示例,参考图 2,运动估算器 ME 和位移图累加器 DMA 可以包括在单一集成电路中,该集成电路还可以包括图像存储器 IMEM 或位移图存储器 DMEM 或两种存储器。

[0081] 有很多种存储和分布一组指令的方法,亦即,允许可编程电路根据本发明工作的软件。例如,可以在诸如光盘或存储电路的适当介质中存储软件。可以将其中存储了软件的介质作为个体产品或与另一种可以执行软件的产品一起供应。这样的介质也可以是能够执行软件的产品的一部分。也可以通过通信网络分布软件,通信网络可以是有线的、无线的或混合式的。例如,可以通过因特网分布软件。可以使软件能够借助服务器下载。下载可以是收费的。

[0082] 本文前面做出的评论表明了参考附图做出的详细描述是为了例示而非限制本发明。有很多备选方案落在所附权利要求的范围中。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为限制权利要求。“包括”一词不排除权利要求中列举的元件或步骤以外的元件或步骤的存在。元件或步骤前的单数冠词不排除存在复数个这样的元件或步骤。各个从属权利要求界定各个附加特征的简单事实不排除对应于从属权利要求组合的附加特征的组合。

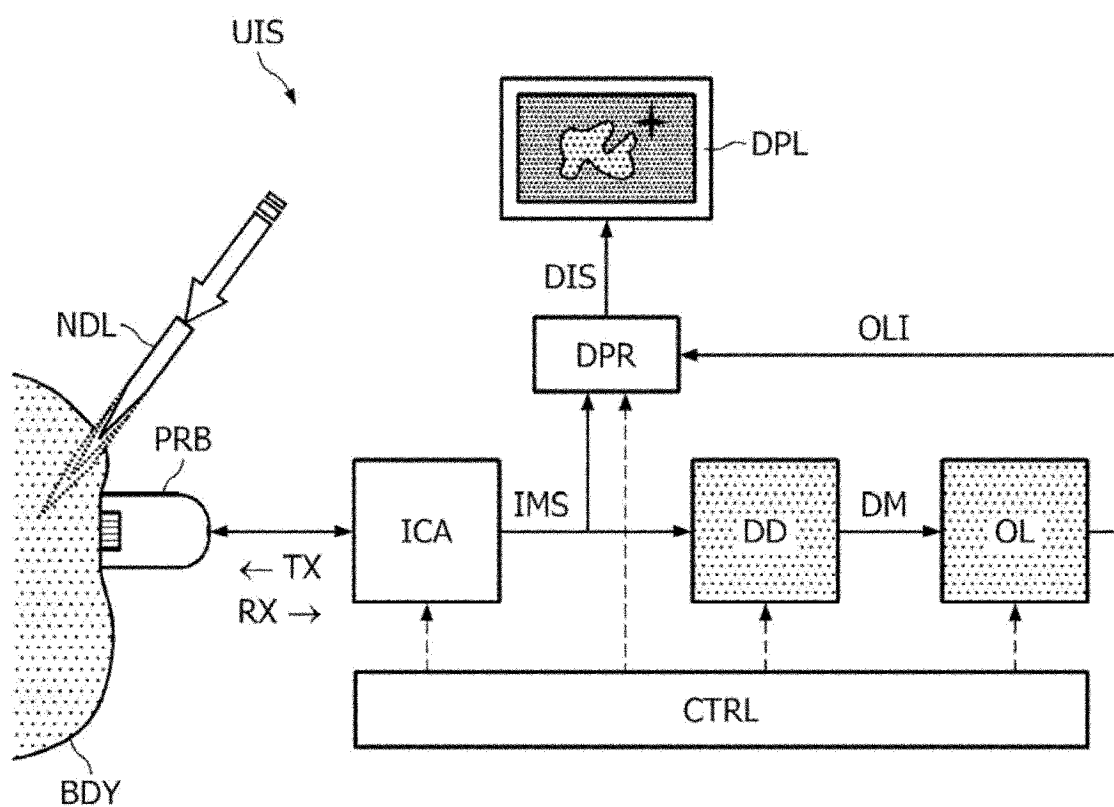


图 1

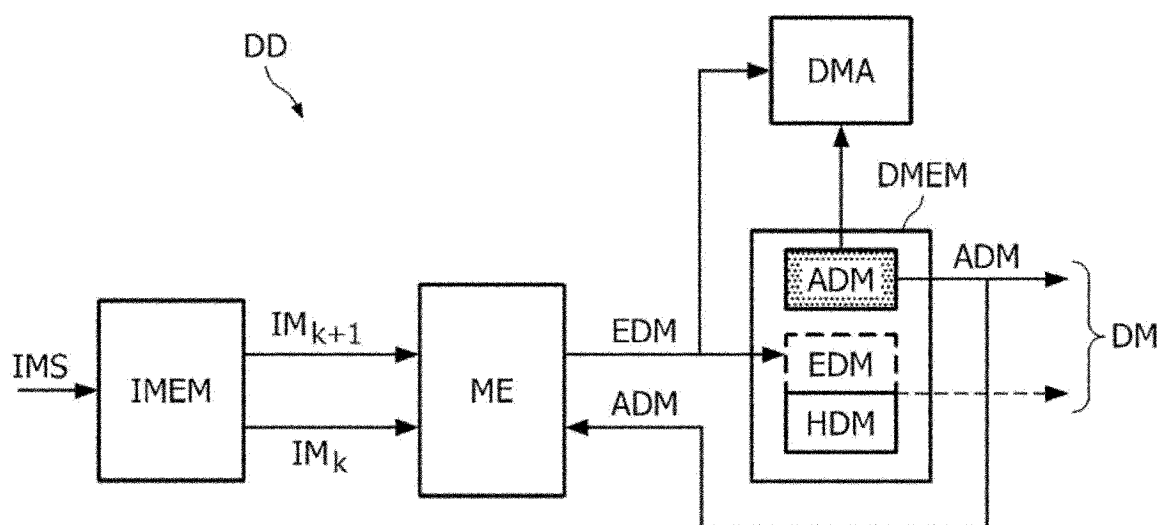


图 2

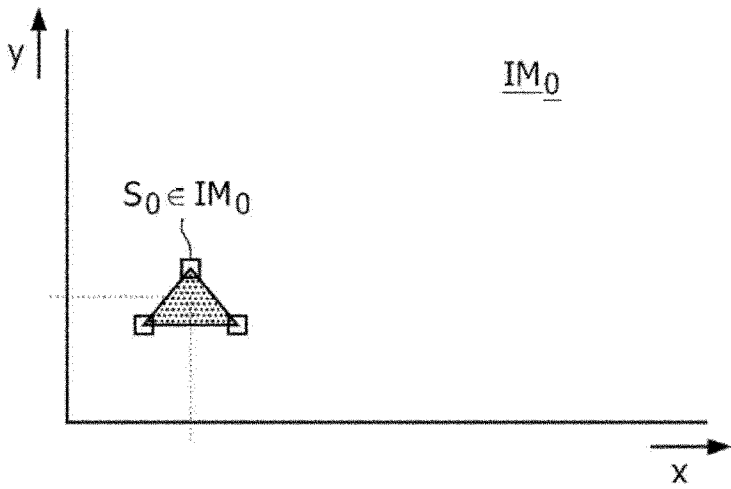


图 3

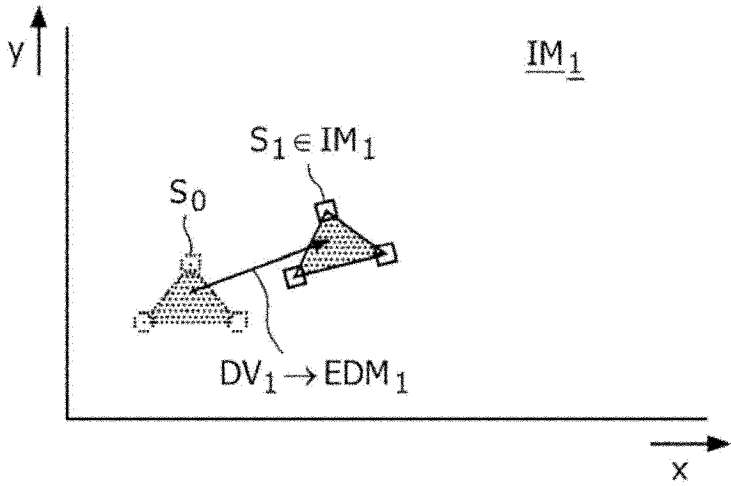


图 4

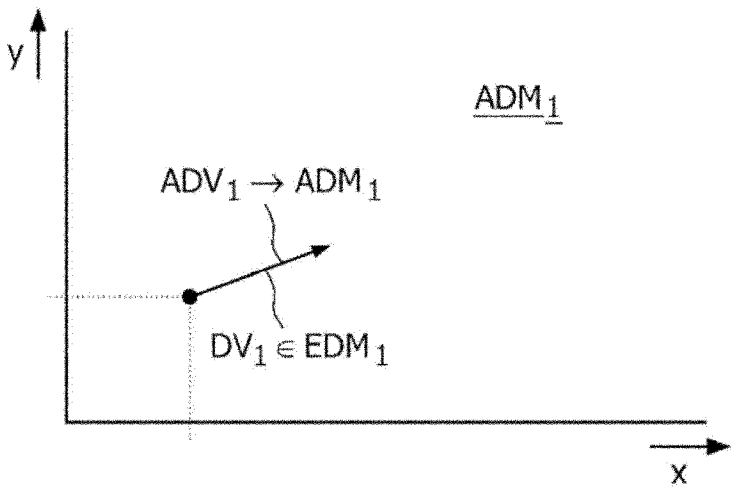


图 5

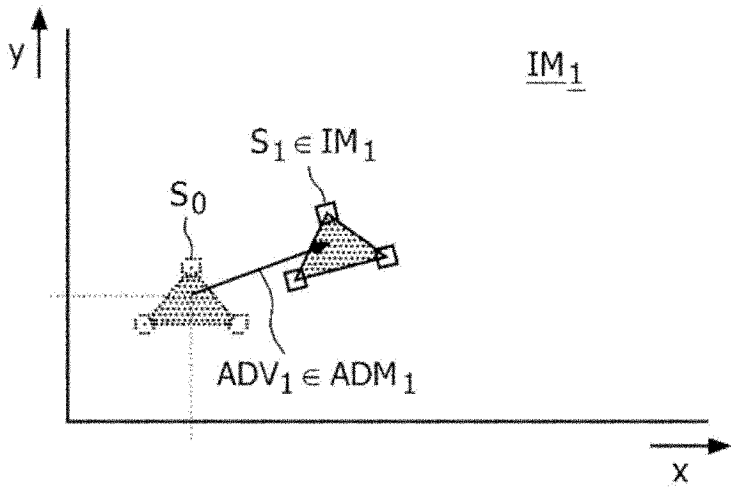


图 6

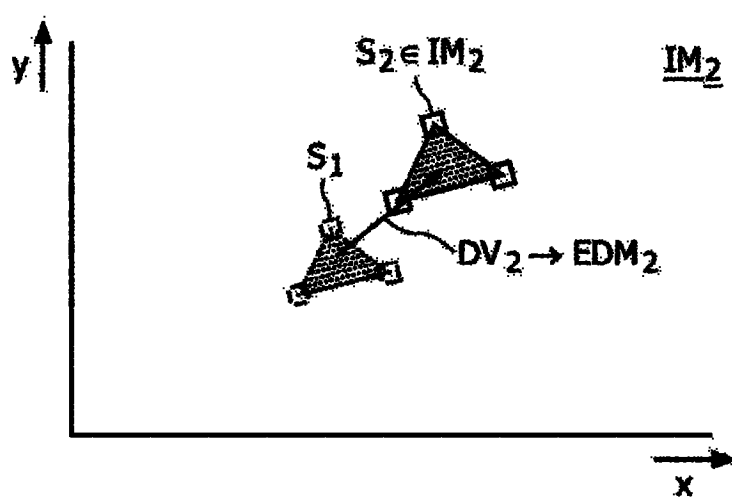


图 7

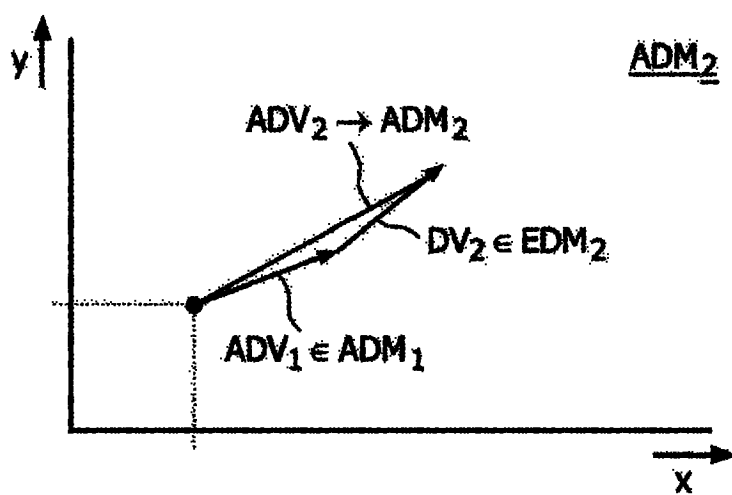


图 8

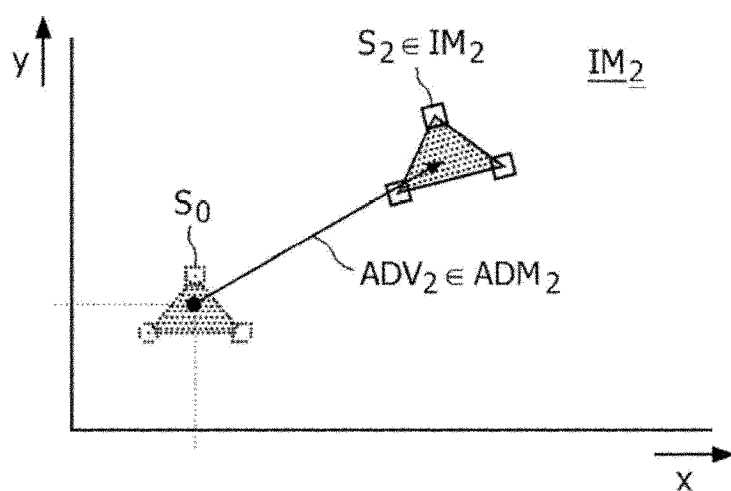


图 9

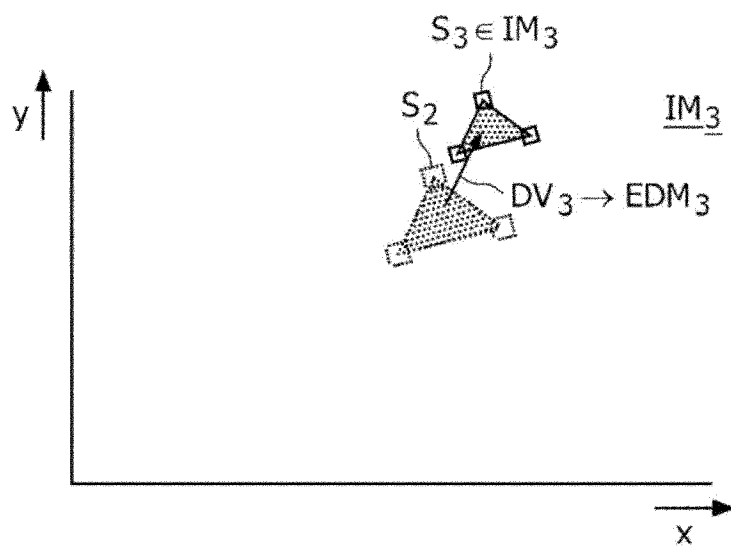


图 10

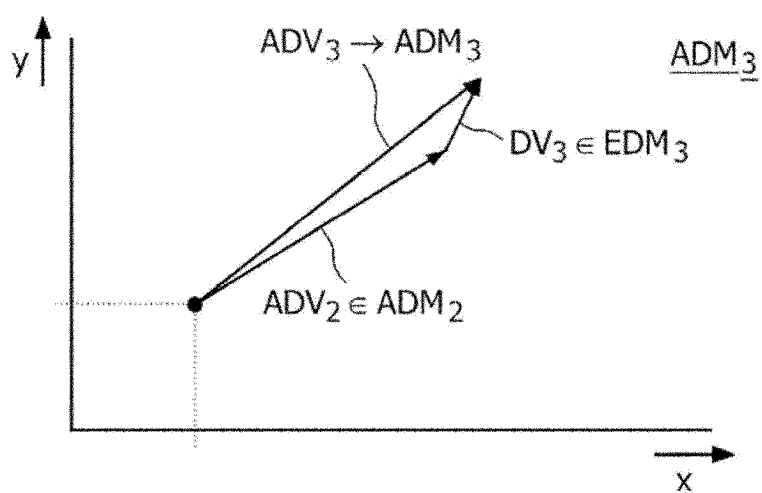


图 11

DM-V

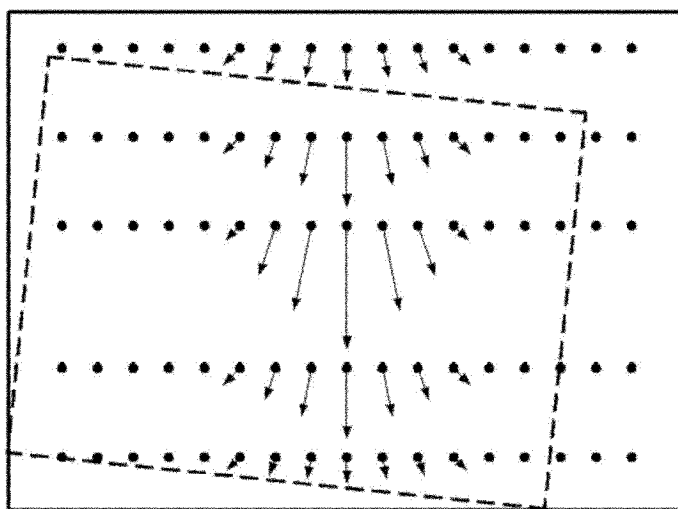


图 12

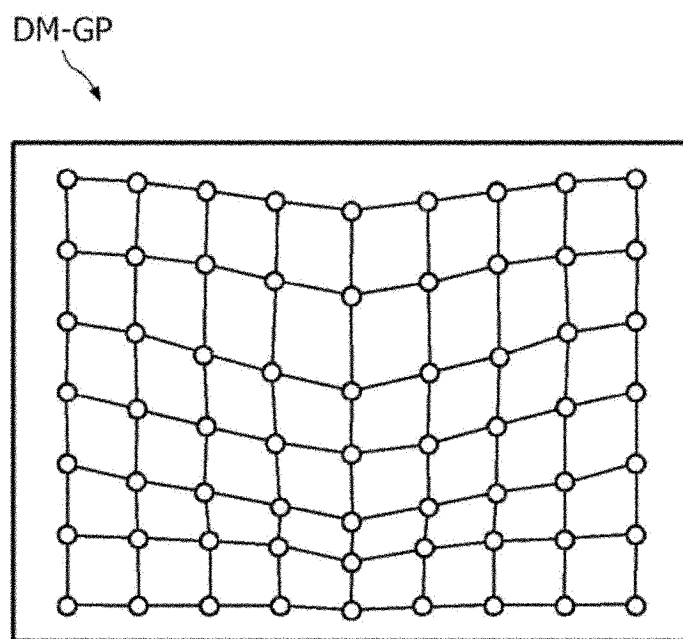


图 13

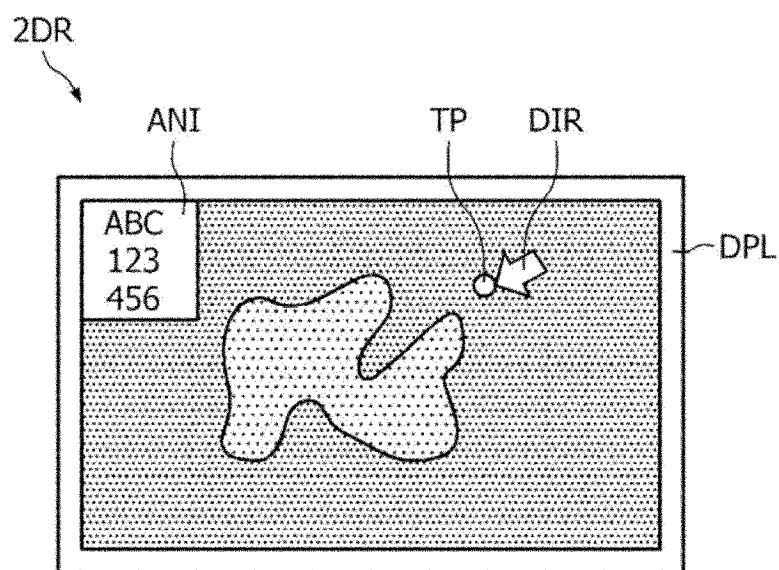


图 14

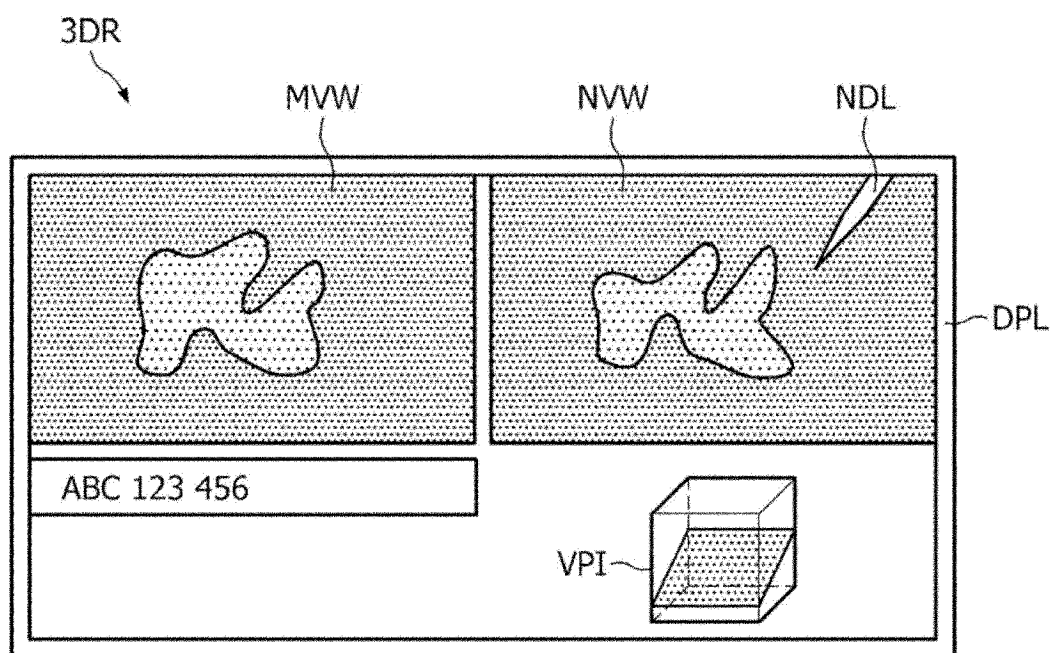


图 15

专利名称(译)	超声成像		
公开(公告)号	CN102119002A	公开(公告)日	2011-07-06
申请号	CN200980130909.6	申请日	2009-08-07
[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	C迪富尔 O热拉尔 T戈捷		
发明人	C· 迪富尔 O· 热拉尔 T· 戈捷		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/0841		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/088058 2008-08-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在一种超声成像系统(UIS)中，在向身体中引入对象(NDL)的同时图像拍摄装置(ICA)拍摄身体(BDY)的超声图像序列(IMS)。位移检测器(DD)从超声图像序列产生位移指示图(DM)。位移指示涉及身体的特定部分并指示该部分经历的位移。对象定位器(OL)基于所述位移指示图提供与所述身体中的对象的位置相关的指示(OLI)。

