



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101057785 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 10

(21) 申请号 200710103547. 4

(22) 申请日 2007. 03. 30

(30) 优先权数据

60/787, 772 2006. 03. 31 US

11/728, 686 2007. 03. 26 US

(73) 专利权人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 L·范 C·M·罗维里

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 刘春元 魏军

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 19/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005/0033123 A1, 2005. 02. 10,

US 6858010 B2, 2005. 02. 22,

US 6068598 A, 2000. 05. 30,

JP 特开 2006-68102 A, 2006. 03. 16,

US 2004/0116810 A1, 2004. 06. 17,

审查员 胡亚婷

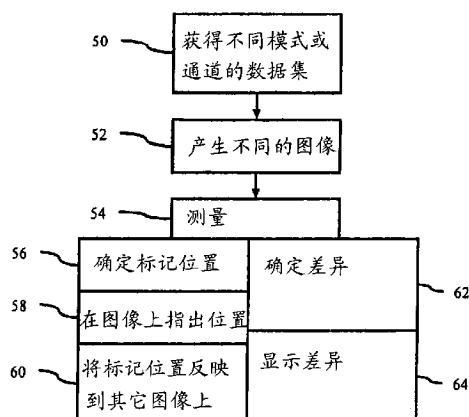
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 2 页

(54) 发明名称

用于诊断医学成像的对照测量

(57) 摘要

诊断医学成像中的测量被对照。对一种数据类型所做的测量 (54) 被反映 (60) 到另一数据类型的图像中。例如, 根据超声数据测量 (54) 长度。将与长度相关联的线条显示 (58) 在超声图像上。在磁共振图像 (MRI) 中, 在相对应的位置显示 (60) 相同的线条。相同的测量 (54) 也可利用 MRI 数据进行并被反映 (60) 到超声图像中。在这一实例中, 每幅图像都展示两种测量。来自不同数据类型的相同测量中的差异 (62) 对诊断是有用的。在上面的实例中, 根据超声和根据 MRI 测量 (54) 长度。两个所测量的长度之间的差异 (62) 可提供在诊断上有用的信息。



1. 一种用于对照诊断医学成像中的测量的方法,该方法包含:
获得 (50) 代表一区域的第一类型的第一数据;
获得 (50) 代表所述区域的第二类型的第二数据,第一类型不同于第二类型;
根据第一数据产生 (52) 第一图像;
根据第二数据产生 (52) 第二图像;
针对第一测量,在第一图像上确定 (56) 第一标记位置;和
将第一标记位置反映 (60) 到第二图像上。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中,获得 (50) 第一和第二数据包含利用相同的扫描类型和不同的检测模式来获得 (50)。
3. 如权利要求 2 所述的方法,其中,相同的扫描类型包含超声扫描,而不同的检测模式包含 B 模式和应变。
4. 如权利要求 1 所述的方法,其中,获得 (50) 第一和第二数据包含利用两种不同的扫描类型来获得 (50)。
5. 如权利要求 1 所述的方法,其中,产生 (52) 第一和第二图像包含在相邻显示的基本上相同的时间产生 (52) 第一和第二图像。
6. 如权利要求 1 所述的方法,其中,确定 (56) 第一标记位置包含:接收第一图像上的第一标记位置的用户指示,利用处理器 (14) 根据第一数据的处理器 (14) 分析确定第一标记位置,或两者组合。
7. 如权利要求 1 所述的方法,其中,反映 (60) 包含在第一和第二图像上的第一标记位置处同时显示第一标记。
8. 如权利要求 1 所述的方法,其中,反映 (60) 包含在第一和第二图像上产生具有相同形状、大小、颜色、纹理或其组合的第一标记。
9. 如权利要求 1 所述的方法,进一步包含:
针对第二测量,在第二图像上确定 (56) 第二标记位置,第一和第二测量是相同的测量,但是第一和第二测量是针对不同的第一和第二图像的测量;以及
将第二标记位置反映 (60) 到第一图像上。
10. 如权利要求 9 所述的方法,进一步包含:
确定 (62) 第一和第二测量之间的差异。
11. 如权利要求 1 所述的方法,其中,确定 (56) 第一标记位置包含确定 (56) 针对距离的端点的、针对边界定位的、针对面积周边的、针对体积表面的或其组合的第一标记位置。
12. 一种用于对照诊断医学成像中的测量的系统,该系统包含:
存储器 (16),该存储器 (16) 可运行来分别存储第一和第二不同模式或成像系统通道的第一和第二数据集;
处理器 (14),该处理器 (14) 可运行来识别分别根据第一和第二数据集独立确定的相同测量的第一和第二测量相关位置;
显示器 (20),该显示器 (20) 可运行来显示分别对应于第一和第二数据集的第一和第二图像,并可运行来包括第一和第二图像中的每个图像中的第一和第二测量相关位置的指示。
13. 如权利要求 12 所述的系统,其中,第一和第二数据集包含与不同成像系统相关联

的不同模式的数据。

14. 如权利要求 12 所述的系统,其中,第一和第二数据集包含相同成像系统的不同成像系统通道的数据。

15. 如权利要求 12 所述的系统,其中,第一和第二数据集表示相同区域,并且其中,所述显示器可运行来在基本上相同的时间显示第一和第二图像以及指示。

16. 如权利要求 12 所述的系统,进一步包含:

用户输入 (18),该用户输入 (18) 可运行来给处理器 (14) 输出第一和第二测量相关位置的用户指示。

17. 如权利要求 12 所述的系统,其中,第一和第二图像中的第一测量相关位置的指示具有相同的颜色、纹理、或者相同的颜色和纹理,并且其中,第一和第二图像中的第二测量相关位置的指示具有相同的颜色、纹理、或者相同的颜色和纹理,第一测量相关位置的指示不同于第二测量相关位置的指示。

18. 如权利要求 12 所述的系统,其中,处理器 (14) 可运行来确定基于第一数据集的测量与基于第二数据集的测量之间的差异。

用于诊断医学成像的对照测量

技术领域

[0001] 本实施例涉及用于诊断医学成像的测量。距离、面积、体积、流量、速度、加速度、比率、位置或其它测量结果可辅助诊断。例如，胎儿、损伤或肿瘤的大小可被用来进行诊断。

背景技术

[0002] 本专利文献要求于 2006 年 3 月 31 日提交的、序列号为 60/787,772 的临时美国专利申请的依据 35 U. S. C. § 119(e) 的申请日的权益，该临时美国专利申请在此并入作为参考。

[0003] 不同数据类型可用于不同或相同的测量。医学成像包括不同的扫描模式，诸如包括超声、x 射线、计算机断层扫描、磁共振或正电子发射。对于这些模式中的一些模式，可利用不同的处理通道。例如，超声成像检测所反射的声音的强度（B 模式）、流量（多普勒或流动模式中的速度、能量和 / 或方差）、基波响应、谐波响应或其它特征。某些模式和通道可提供用于测量的不同信息。

[0004] 多模态数据或多通道数据彼此互补并共同用于决策中。在医学成像测量应用的实例中，采集两种模式的图像数据，并独立获得来自这两种图像模式的测量结果。医护人员使用该信息用于诊断。然而，由于模式或测量结果的差异可能存在一些混乱。

发明内容

[0005] 作为介绍，下面描述的优选实施例包括用于对照（cross-referencing）诊断医学成像中的测量的方法、系统、计算机可读介质和指令。将对一种数据类型所做的测量反映（reflect）到另一数据类型的图像中。例如，根据超声数据测量长度。将与长度相关联的线条显示在超声图像上。在磁共振图像（MRI）中，在相对应的位置处显示相同的线条。还可利用 MRI 数据做出相同的测量，并将该相同的测量反映到超声图像中。在这个实例中，每幅图像展示两种测量。

[0006] 来自不同数据类型的相同测量对诊断是有用的。在上面的实例中，根据超声和根据 MRI 测量长度。这两个所测量的长度之间的差异可提供在诊断上有用的信息。

[0007] 可独立或结合使用与一种数据类型相关联的测量在另一数据类型的图像中的反映和来自不同数据类型的相同特征的测量中的差异的微分。

[0008] 在第一方面，提供了一种用于对照诊断医学成像中的测量的方法。获得代表一区域的第一类型的第一数据，并获得代表该区域的第二类型的第二数据。第一类型不同于第二类型。根据第一数据产生第一图像，并根据第二数据产生第二图像。对于第一测量确定第一图像上的第一标记位置。将第一标记位置反映到第二图像上。

[0009] 在第二方面，提供了一种用于对照诊断医学成像中的测量的系统。存储器可运行来分别存储第一和第二不同模式或成像系统通道的第一和第二数据集。处理器可运行来识别分别从第一和第二数据集中独立确定的相同测量的第一和第二测量相关位置。显示器可运行来显示分别对应于第一和第二数据集的第一和第二图像，并可运行来包括第一和第二

图像中的每个图像中的第一和第二测量相关位置的指示。

[0010] 在第三方面,计算机可读介质在其中已存储数据,该数据代表可由已编程处理器执行的、用于对照诊断医学成像中的测量的指令。该存储介质包括指令,用于:获得不同数据类型的数据集,这些数据集代表患者的相同区域;以相同的方式根据每一数据集进行测量;以及确定不同类型数据的数据集的测量之间的差异。

[0011] 本发明由随后的权利要求进行限定,并且不应将这部分中的任何事物视为对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例来讨论本发明的其它方面和优点,并且这些其它方面和优点随后可单独或组合来要求保护。

附图说明

[0012] 组件和附图不一定是成比例的,而是将重点放在阐明本发明的原理上。此外,在附图中,相同的参考编号表示整个不同视图中的相对应的部分。

[0013] 图 1 是用于对照医学成像中的测量的系统的一个实施例的框图;

[0014] 图 2 是对照测量的显示的一个实施例的图形表示;和

[0015] 图 3 是表示根据一个实施例的用于对照医学成像中的测量的方法的流程图。

具体实施方式

[0016] 不同图像类型之间的测量的差异可提供用于进行决策的有意义的信息。将来自一种数据类型的测量反映到另一数据类型的数据集中同样可提供用于进行决策的有意义的信息。为了比较提供来自多模态或多通道数据的测量信息。

[0017] 当采集多模态或多通道数据时,同样记录包括缩放比例、平移和旋转信息的相关联的对准信息。可同时显示所选数据集的图像。当对一幅图像应用手动测量操作时,相同的测量标记(诸如线条或踪迹)也同时被显示在另一图像上。相同的颜色或纹理被用于该反映,以易于对照最初的测量操作标记。该测量可基于另一数据来执行。测量的差异被导出并被显示,从而提供用于进行决策的进一步信息。

[0018] 图 1 示出了用于对照诊断医学成像中的测量的系统 10。系统 10 是医学成像系统,诸如超声系统、计算机断层扫描系统、磁共振系统、x 射线系统、正电子发射系统及其组合、或者其它现在已知或以后研发的医学成像系统。在可替换的实施例中,系统 10 是个人计算机、工作站、影像存档系统或其它图像处理系统。

[0019] 系统 10 包括处理器 14、存储器 16、用户输入 18 和显示器 20。可提供另外的、不同的或更少的组件。例如,在自动进行测量的地方不提供用户输入 18。作为另一实例,在将差异或图像进行传送而不是进行显示的地方不提供显示器 20。在另一实例中,提供前端扫描组件,诸如提供超声波束生成器和换能器、x 射线发射器和检测器或者磁线圈。

[0020] 存储器 16 是随机存取存储器、只读存储器、缓冲器、高速缓冲存储器、硬盘驱动器、光学介质、可移动介质、便携介质、数据库及其组合、或其它现在已知或以后研发的存储器。存储器 16 由处理器 14 进行访问。处理器 14 或其它装置(诸如输入/输出装置或网络连接)允许从数据或指令的存储器 16 中进行输入和输出。

[0021] 存储器 16 可运行来存储数据集。这些数据集对应于诸如与二维图像相关联的数据帧。这些数据集可以是诸如 M 模式线条或者频谱多普勒超声数据的一维显示或扫描的数

数据集,或者是三维表示的数据集。这些集合与基本上相同的时间或时期相关联。例如,这些数据集代表诸如一个或多个心跳周期的时期上的区域。可替换地,不同的集合相对于其它集合对应于不同的时期。

[0022] 每个数据集代表相同的区域。一个数据集也可代表不同的区域,诸如两个集合都代表重叠的或相同的区域,而一个或两个集合都同样代表其它相邻的区域。该区域是被扫描患者的一维、二维或三维部分,诸如患者的内部。

[0023] 这些数据集涉及不同模式或成像系统通道。例如,一个数据集是一种模式的数据集,而另一数据集是另一模式的数据集。不同的模式是不同的成像系统或采集物理性质的模式。例如,不同的模式包括超声、x 射线、计算机断层扫描、磁共振、正电子发射或其它现在已知或以后研发的成像类型。一个或多个数据集利用一种模式(例如,超声)进行采集,而一个或多个其它数据集利用不同的模式(例如,计算机断层扫描)进行采集。

[0024] 可替换地或另外地,这些数据集涉及利用相同的模式或成像物理性质的不同的通道或检测类型。例如,相同成像系统具有不同的检测类型。不同的成像系统可用于利用相同的模式或物理性质的不同的检测类型。在一个实施例中,使用检测的不同超声类型。例如,不同的通道是 B 模式、多普勒或流动模式(例如,速度、方差、功率或其组合)、应变(例如,应变或应变率)、谐波、基波、频谱多普勒、M 模式或其它检测类型中的任意两个或多个。每个通道使用具有超声的扫描,但不同地运行,以检测到不同的信息。

[0025] 处理器 14 是通用处理器、控制处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、模拟电路、数字电路及其组合、或其它现在已知或以后研发的处理数据装置。处理器 14 是单个装置或多个装置,诸如是与连续或并行处理相关联的单个装置或多个装置。

[0026] 处理器 14 可运行来识别测量位置。例如,图 2 示出了两幅图像 32、34 的显示器 30。线条 36、38 的端点或者这些线条的其它部分是长度测量相关联的测量位置。可以识别与面积、体积、流率或其它测量类型相关联的测量位置。

[0027] 这些位置可从用户输入自动地或半自动地进行识别。在一个实施例中,处理器 14 接收一个或多个用户选择。在图 2 的实例中,处理器 14 可接收针对线条 40a 的端点的圆环位置的用户指示。处理器 14 从用户输入中识别端点位置。用户可追踪边界、画线、选点、或提供与测量相关联的一个或多个位置的其它输入。

[0028] 在另一实施例中,处理器 14 处理数据,以识别位置。在图 2 的实例中,处理器 14 检测到边界(例如,椭圆形 36b)并沿该边界检测到想得到的位置,诸如检测到线条 40a 的端点。可使用任何图像处理,诸如区域增长、滤波、取阈值、模式匹配、相关性或其组合。例如,一算法可运行来沿心脏壁或在瓣膜处识别出位置或边界。任何算法可被用于从数据中识别出感兴趣的位置。

[0029] 在另一实施例中,处理器 14 使用用户输入来半自动地识别出位置。例如,用户沿边界选择点。处理器 14 根据该数据和用户输入的点来确定连续的或部分边界线条。作为另一实例,用户选择端点,并且处理器 14 确定端点之间的线条。

[0030] 对于一个或多个测量,由处理器 14 识别出位置。例如,长度和面积都可被确定。作为另一实例,面积和流率都可被确定。

[0031] 在另一实例中,确定相同类型的测量中的两个,诸如确定两个长度。这些测量是基于或源自一种或多种数据类型。例如,在两种不同数据类型中执行相同的测量。一种数据

类型被用来确定所扫描对象的度量（例如，长度）。不同数据类型被用来确定该所扫描的对象的相同度量（例如，长度）。对相同对象执行该测量两次，但是该测量基于不同的数据集。独立执行这些测量，诸如对每一集合的测量独立于其它集合中的测量。可替换地，其中一种测量是独立的，但是另一种是附属的。一个数据集可包括来自多个通道或模式的数据。基于在集合之间至少一种类型的数据不同而在两个或多个数据集中执行相同的测量。

[0032] 处理器 14 可产生与这些测量相关联的指示符，诸如一幅图像中的一测量在另一幅图像上的反映。基于位置测量或扫描参数，确定不同数据集的相对对准。在对准之后，将一幅图像上的线条、面积、踪迹或其它测量指示符定位在另一图像中的相同位置处。该指示符与所扫描的区域的所表示的对象可以对准或不对准，这些区域诸如在较低的分辨率模式或通道中执行原始测量的地方，并且在与较高清晰度数据或图像相比该原始测量有偏差的地方。

[0033] 图 2 示出了一实例。测量长度。在一种数据类型的图像 32 中，对象 36a 通常呈现为圆形。沿图像 32 中的线条 38a 确定直径。将相同的线条 38a 作为线条 38b 反映到另一数据类型的另一图像 34 上。由于对象 36b 在另一图像 34 中具有不同的空间定向（诸如呈现出椭圆形），所以所反映的线条 38b 并不与对象 36b 对准。类似地，在另一图像 34 中测量相同的直径。该直径由线条 40a 表示。将线条 40a 作为线条 40b 反映到图像 32 上。

[0034] 处理器 14 可运行来确定测量之间的差异。在相同的测量（例如长度）被执行两次的地方，处理器 14 确定差异。例如，确定线条 38 和 40 的长度差（参见图 2）。作为另一实例，确定偏移量，诸如确定一维、二维或三维的未对准端点之间的距离。在其它实例中，确定两种或多种度量之间的差异的其它特征（例如，方差、均值、中值、平均值、标准偏差、最近距离或相关性）。

[0035] 用户输入 18 是键盘、鼠标、轨迹球、触摸板、触摸屏、按钮、旋钮、滑块、其组合、或其它现在已知或以后研发的用户输入装置。用户输入 18 接收与用户界面相关联的用户输入。例如，接收显示器上与位置相关联的选择。该用户输入是给处理器 14 的输出，诸如输出与测量相关联的测量或位置的用户指示。用户输入 18 可接收并触发激活，诸如触发基于以前输入位置的测量的确定。

[0036] 显示器 20 是监控器、CRT、LCD、等离子体、投影仪、触摸屏、其组合、或者其它现在已知或以后研发的显示装置。显示器 20 直接或间接连接处理器 14，用于接收带有或不带有测量指示符的图像。

[0037] 显示器 20 可运行来显示一幅或多幅图像。例如并如图 2 中所示，显示器 20、30 包括两幅图像 32、34。每幅图像对应于不同数据类型，诸如对应于不同的数据组合。不同的数据集被用来产生图像 32、34。将这些数据集进行滤波、检测、扫描转换或以其它方式处理成显示值。图像是灰度等级图、彩色图、或者灰度等级和彩色图。图像 32、34 按基本上相同的时间进行显示。图像 32、34 可以在相邻或空间分隔的独立监控器上或在同一监控器上。刷新率是相同或不同的。

[0038] 一幅或多幅图像 32、34 可包括与测量相关联的指示。例如，将一幅图像 32 中的测量反映到另一图像 34 中。可将另一图像 34 中的测量反映到一幅图像 32 上。可替换地，不同图像 32、34 的测量不会被反映到其它图像 34、32 中。这些指示包括标记、点、线条、突出、阴影、纹理、着色、区域或其它标志。

[0039] 为了将一个数据集中的测量反映到另一数据集的图像上,可将相对应的指示符进行编码或匹配。例如在图 2 中,线条 38a 与所反映的线条 38b 具有相同的纹理(例如,虚线)和/或相同的颜色。线条 40a 与所反映的线条 40b 具有相同的纹理(例如,点线)和/或相同的颜色。纹理、颜色或其它匹配指示对于相同测量的不同情况(例如虚线与点线 38、40)是不同的。

[0040] 显示器 20 可运行来显示利用不同数据的两个相同测量之间的差异的指示。例如,提供连接测量位置的线条。也可使用其它可视差异指示符,诸如对非重叠区域进行加阴影或着色。作为另一实例,给用户显示了差异的量化。

[0041] 图 3 示出了一种用于对照诊断医学成像中的测量的方法。该方法利用图 1 的系统 10 或不同的系统来实现。以所示次序或不同的次序来执行这些动作。可提供另外的、不同的或更少的动作。例如,在没有动作 62 和 64 的情况下,或者在没有动作 56、58 和 60 的情况下执行该方法。作为另一实例,动作 52 是可选的。

[0042] 在动作 50,获得不同数据类型的数据集。该数据通过扫描来获得,该扫描诸如是医学成像模式的实时扫描。该扫描可通过相同系统或不同系统来执行。获得不同模式或通道的数据。可替换地,从存储或远程装置中检索或接收该数据。例如,从患者病历中加载以前的扫描。

[0043] 不同的数据集代表患者的相同区域。不同的数据可与不同的采集时期或基本上相同的时间相关联。例如,一个数据集可已通过比另一数据集更近期地扫描(诸如早几分钟、几小时、几天或几年扫描)来进行采集。作为另一实例,通过在基本上相同的时间来隔行扫描而获得两个或更多的数据。

[0044] 数据集包含诸如与不同模式和/或通道相关联的不同类型的数据。例如,利用相同的扫描类型和用于检测的不同通道来获得数据集,诸如利用具有 B 模式的超声扫描和应变检测(例如,其中在屏幕上均并排产生并显示 B 模式图像和应变图像的弹性成像模式)来获得数据集。作为另一实例,使用两种或多种不同的扫描类型来获得数据。

[0045] 在动作 52,产生图像。这些图像彼此相邻地显示,诸如在基本上相同的时间显示在同一屏幕上。可使用单独的空间或时间显示。根据一个或多个数据集产生每幅图像。根据至少一个不同的数据集来产生不同的图像。

[0046] 在动作 54,执行与一个或多个数据集和/或图像相关联的测量。该测量由处理器自动、半自动或根据用户输入来执行。利用不同的数据和/或图像可执行相同的测量。例如,根据不同数据或图像测量由不同数据或图像代表的同一对象的长度或其它特征。以相同的方式根据每个数据集执行该测量。

[0047] 如由动作 56、58 和 60 所表示的那样,将该测量反映到另一图像中,或如由动作 62 和 64 所表示的那样,将该测量用于确定在具有其它数据的图像中的与相同测量的差异。反映和差异确定都可被使用。

[0048] 在动作 56,针对测量确定一个或多个标记位置。这些标记位置对应于由数据表示的空间位置,诸如图像上的位置。该标记位置可从图像上的用户指示接收到。该标记位置可利用处理器根据数据的处理器分析来确定。该标记位置可根据用户输入和处理器分析的组合来确定。

[0049] 这些标记位置与测量相关联。例如,标记位置是:距离测量的端点;点定位;边界

的点、线、面积或体积定位 ; 面积的周边 ; 体积的表面 ; 或其组合。

[0050] 针对每一测量确定标记位置。对一个数据集和 / 或图像可执行不同的测量。对不同的数据集和 / 或图像可执行相同的测量。

[0051] 在动作 58, 在一图像上显示与测量或标记位置相关联的一个或多个指示。从数据集中产生图像。将根据数据集或图像所执行的任意测量展示在相对应的图像上。在每幅图像中包括每个来自数据集的测量的指示。

[0052] 在动作 60, 反映了用于测量的标记位置。例如, 在另一图像中反映来自一幅图像的指示。在同时显示两幅或多幅图像的地方, 同时将与其中一幅图像相关联的测量的指示反映到其它图像中。将与不同图像相关联的标记位置反映到其它图像中。可将标记位置从与无图像或以前所显示的图像相关联的测量反映到所显示的图像中。

[0053] 在不同的图像中以相同或不同的方式指示所反映的标记位置。相同的形状、大小、颜色、纹理、或其组合可用于测量指示符和不同图像中的测量的反映。其它测量 (诸如根据不同数据执行的相同测量) 具有相同或不同的特征。类似 (但是不同的) 特征可用于相同的测量, 诸如仅在颜色、纹理和 / 或点的形状上有所区别。例如, 针对测量, 独立于不同数据类型而测量的同一对象的长度都用线条指示, 但具有不同的颜色。这些反映具有如镜像指示符那样的相对应的外表, 但是不同于该镜像指示符。

[0054] 所反映的标记位置可能没有对准被测对象。对准图像和数据。将位置测量和 / 或扫描参数用来对准数据和图像。可替换地使用相关性或其它处理用于进行对准。该对准是一维、二维或三维中的对准。可使用平移、旋转或即平移又旋转的对准。该对准可包括缩放比例。

[0055] 在对准数据之后, 由于分辨率、阴影或者扫描或检测的物理性质的其它特征, 该对象仍与不同的空间位置相关联。由于可能的未对准, 标记位置可能不在相对于不同图像中的所成像对象的相同位置处。所反映的标记位置展示了这一差异。

[0056] 在动作 56、58 和 60 的一个实例实施例中, 显示不同的通道数据 (B 模式和应变) 以及相关联的图像。用户手动指示用于测量的标记位置。对于损伤, 用户可在 B 模式图像上追踪损伤边界。利用适当的比例和平移将相同的踪迹复制到应变图像上。当操作者追踪应变图像上的损伤边界时, 利用适当的比例和平移将相同的踪迹复制并显示在 B 模式图像上。由于 B 模式和应变图像是相同损伤的两种不同物理现象的表示, 所以取决于损伤属性, 损伤边界可以或不会出现在相同的位置处。

[0057] 如上面实例中所表示的那样, 可重复动作 56、58 和 60。在相同或不同的图像中执行相同或不同的测量。将附加测量的标记位置反映到一个或多个其它图像中。

[0058] 在动作 62 和 64 的一个实施例中, 执行相同的测量, 但根据不同的数据类型来执行。差异在诊断上可能是有用的。测量可在有或没有反映、指示标记位置或显示图像的情况下执行。

[0059] 在动作 62, 确定测量之间的差异。该差异是数学差 (即, 减法) 或其它不同的特征 (例如, 位置、平移、旋转、形状、空间分布或统计学关系)。可计算不只一个差异。可将不同的差异结合或独立地维持不同的差异。该差异可能与所期望的差异相关联, 诸如计算实际差异与所期望的差异的偏离。两个或多个测量中的测量差异为诊断和手术规划中的决策提供信息。

[0060] 在动作 64, 根据差异来显示信息。显示该差异, 诸如显示指示差异的文本。连接器或所突出的区可指示两种测量之间的差异。该差异在具有或不具有测量指示符的情况下进行显示。测量指示符可指示该差异。可使用文本、阴影、颜色、图形、形状、纹理或其它指示来突出图像中的差异。该差异可在多个图像中被突出。对不同的图像能以相同或不同的方式指示该差异。

[0061] 参考图 1, 存储器 16 可用于指令。存储器 16 是在其中已存储数据的计算机可读存储介质, 该数据代表可由已编程处理器执行的、用于对照诊断医学成像中的测量的指令。在计算机可读存储介质或存储器 (诸如高速缓冲存储器、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其它计算机可读存储介质) 上提供用于实现上面所讨论的过程、方法和 / 或技术的指令。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性或非易失性存储介质。执行在附图中所示出的或在此所描述的功能、动作或任务, 以响应于被存储在计算机可读存储介质中或计算机可读存储介质上的一个或多个指令集。这些功能、动作或任务与特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略无关并可由单独或结合运行的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行。类似地, 处理策略可包括多处理、多任务、并行处理等等。在一个实施例中, 将指令存储在可移动介质装置上, 用于由本地或远程系统读取。在其它实施例中, 将指令存储在遥远的位置, 用于通过计算机网络或经由电话线进行传送。在另外其它实施例中, 将指令存储在给定的计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0062] 虽然上面参考各个实施例已经描述了本发明, 但是应当理解的是, 在不偏离本发明的范围的情况下可进行许多改变和修正。因此, 意图将前面详细的描述看作示例而非限制, 并且应理解, (包括所有等效物的) 下面的权利要求意图限定本发明的精神和范围。

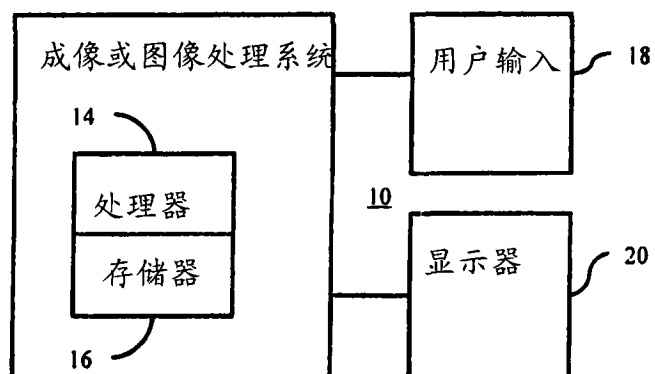


图 1

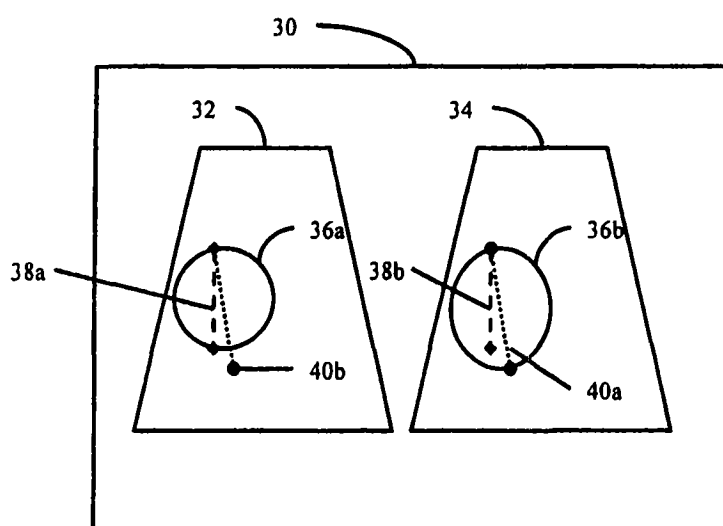


图 2

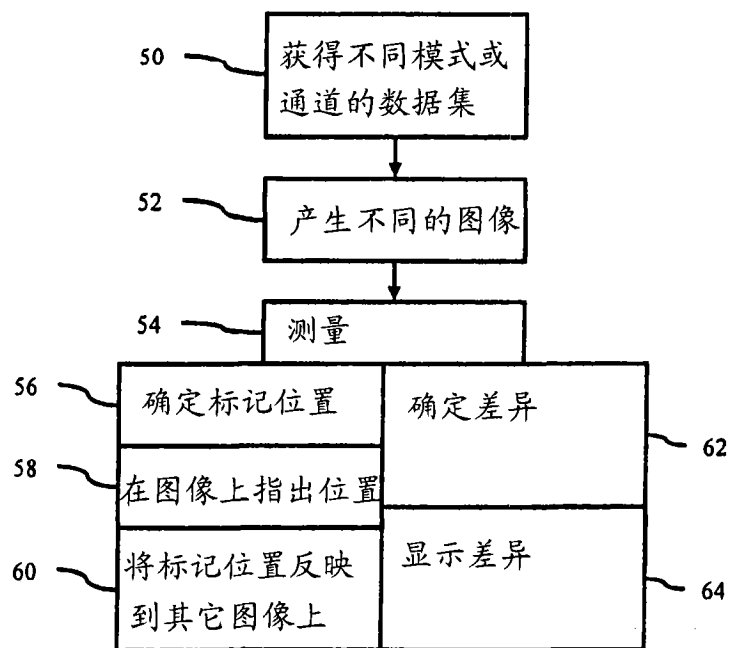


图 3