



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102596054 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 18

(21) 申请号 201080049841. 1

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22) 申请日 2010. 11. 03

72002

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

61/258, 626 2009. 11. 06 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 05. 03

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2010/054979 2010. 11. 03

(87) PCT申请的公布数据

W02011/055312 EN 2011. 05. 12

(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 T·P·J·A·戈捷 G·J·哈里森

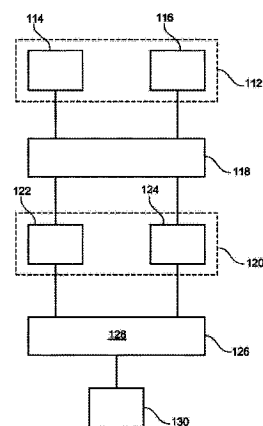
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 5 页

(54) 发明名称

多平面成像中的定量结果

(57) 摘要

本发明涉及用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的超声医学成像。具体而言,本发明涉及用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的超声医学成像系统和方法。为了改善为用户提供的定量信息,提供了一种用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的方法,该方法包括如下步骤:在第一采集步骤 112 中,采集对象 12 的至少第一 114 和第二超声图像平面 116。此外,确定 118 对象的至少第一和第二图像平面中的感兴趣区域。然后,从第一图像平面确定 120 感兴趣区域的第一定量 122 数据并从第二图像平面确定感兴趣区域的第二定量数据 124。接下来,通过组合所确定的第一图像平面的第一定量数据和所确定的第二图像平面的第二定量数据来生成 126 合成定量测量结果 128。此外,向用户提供 130 合成定量测量结果。



1. 一种用于提供关于对象 (12) 的感兴趣区域的信息的超声医学成像系统 (10), 所述系统包括:

- 超声图像数据采集装置 (14), 其包括具有超声换能器 (18) 的超声探头 (16);
- 数据处理单元 (20);
- 显示装置 (22); 以及
- 接口单元 (24);

其中, 所述图像数据采集装置 (14) 适于采集对象 (12) 的至少第一 (114;34) 和第二超声图像平面 (116;36);

其中, 所述接口单元 (24) 适于在所述对象的所述至少第一和第二图像平面中确定感兴趣区域 (42);

其中, 所述数据处理单元 (20) 适于从所述第一图像平面确定所述感兴趣区域的第一定量数据 (122); 从所述第二图像平面确定所述感兴趣区域的第二定量数据 (124); 并通过组合所确定的所述第一图像平面的第一定量数据和所确定的所述第二图像平面的第二定量数据来生成合成定量测量结果 (130); 并且

其中, 所述显示装置 (22) 适于向所述用户提供所述合成定量测量结果。

2. 根据权利要求 1 所述的成像系统, 其中, 所述图像数据采集装置 (14) 适于在不同几何平面 (38、40) 中采集所述第一图像平面和所述第二图像平面。

3. 根据权利要求 1 所述的成像系统, 其中, 所述图像数据采集装置 (14) 适于从第一几何平面 (38) 采集第一图像平面序列并从第二几何平面 (40) 采集第二图像平面序列。

4. 根据权利要求 1 所述的成像系统, 其中, 所述图像数据采集装置 (14) 适于在一段时间内采集若干序列; 其中, 所述序列每个均包括至少两个图像平面;

其中, 所述接口单元 (24) 适于在所述序列的图像平面中确定感兴趣区域;

其中, 所述数据处理单元 (20) 适于从所述图像平面确定所述感兴趣区域的至少第一和第二定量数据;

其中, 所述数据处理单元 (20) 适于通过组合所确定的每个序列的至少一部分图像平面的定量数据来针对所述序列中的每个生成合成定量测量结果; 比较所述合成定量测量结果以检测差异和关系; 并且

其中, 所述显示装置 (24) 适于向所述用户提供所述差异和关系。

5. 一种用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的方法, 所述方法包括:

- 采集 (112) 对象 (12) 的至少第一 (112) 和第二 (114) 超声图像平面;
- 在所述对象的所述至少第一和第二图像平面中确定 (118) 感兴趣区域;
- 从所述第一图像平面确定 (120) 所述感兴趣区域的第一定量数据 (122); 并从所述第二图像平面确定 (120) 所述感兴趣区域的第二定量数据 (124);
- 通过组合所确定的所述第一图像平面的第一定量数据 (122) 和所确定的所述第二图像平面的第二定量数据 (124) 来生成 (126) 合成定量测量结果 (128); 以及
- 向所述用户提供 (130) 所述合成定量测量结果。

6. 根据权利要求 5 所述的方法, 其中, 在不同几何平面中采集所述第一图像平面和所述第二图像平面。

7. 根据权利要求 5 所述的方法, 其中, 采集至少一个图像平面序列; 其中, 所述第一和

第二图像平面属于所述序列；并且其中，针对所述序列的至少一部分图像平面确定所述感兴趣区域的定量数据。

8. 根据权利要求7所述的方法，其中，从第一几何平面采集第一图像平面序列，并从第二几何平面采集第二图像平面序列。

9. 根据权利要求5所述的方法，其中，所述定量测量结果包括随时间的函数(50、52)。

10. 根据权利要求8所述的方法，其中，在一段时间内采集若干序列(212a、212b、212c)；其中，所述序列每个均包括至少两个图像平面；

其中，在所述序列的图像平面中确定(214)感兴趣区域(214a、214b、214c)；

其中，针对所述图像平面中的所述感兴趣区域确定至少第一和第二定量数据(216a、216b、216c)；

其中，通过组合所确定的每个序列的至少一部分图像平面的定量数据针对所述序列中的每个生成(218)合成定量测量结果(218a、218b、218c)；

其中，比较(222)所述合成定量测量结果以检测差异和关系(224)；并且

其中，向所述用户提供(226)所述差异和关系。

11. 一种用于控制根据权利要求1到4中的一项所述的系统的计算机程序单元，所述计算机程序单元在由处理单元执行时，适于执行根据权利要求5到10中的一项所述的方法步骤。

12. 一种存储有根据权利要求5所述的程序单元的计算机可读介质。

多平面成像中的定量结果

技术领域

[0001] 本发明涉及用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的超声医学成像。具体而言，本发明涉及用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的超声医学成像系统和方法。

背景技术

[0002] 超声成像用于为例如诸如外科医生的医师提供关于对象的感兴趣区域的信息。超声的诸多优点之一在于，例如由于施加至患者的超声是无害的，所以容易适用。因此，在很多医学领域中使用超声。为了获得增强的信息，例如已知有对比度增强的超声，其中，例如，使用由微泡构成的超声造影剂。超声例如在肿瘤学、心血管和炎性疾病的领域中用于诊断和预后的目的。这些与变更的区域和 / 或体系灌注相关联，如果进行准确并且可再现的测量，可能是用于诊断和预后的目的的重要生物标志物。近来，人们对例如利用对比度增强的超声来评估组织灌注变化有了越来越大的兴趣。在检测和表征病灶肝脏肿瘤和监测局部消融治疗中常规上使用诸如微泡的超声造影剂。过去十年间，出现了针对肿瘤血管生成和血管分布的新型疗法，突出对更准确并且可再现的定量技术的需求，以评估细微的组织灌注变化。诸如动态对比度增强计算机断层摄影 (DCE-CT) 和磁共振成像 (DCE-MRI) 的成像模态已经被用于在监测癌症患者抗血管生成治疗中评估灌注变化。然而，这些模态是有局限的，因为所使用的造影剂会自由渗露到胞间隙中，从 DCE-CT 和 DCE-MRI 灌注研究的量化导出的参数反映了组合的流量和渗透率。此外，已经表明未满足再现性方面。作为另一缺点，例如在肿瘤诊断和特征鉴别中，以及在评估肿瘤对治疗的响应方面，定量结果的可靠性以及那些结果真实表示例如全面肿瘤灌注的确定性对于很多临床应用而言并不令人满意。

发明内容

[0003] 因此，可能需要改进为用户提供的定量信息。

[0004] 根据本发明的示范性实施例，提供了一种用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的方法，包括如下步骤：在第一步骤中，采集对象的至少第一和第二超声图像平面。此外，确定对象的至少第一和第二图像平面中的感兴趣区域。然后，从第一图像平面确定感兴趣区域的第一定量数据并从第二图像平面确定感兴趣区域的第二定量数据。接下来，通过组合所确定的第一图像平面的第一定量数据和所确定的第二图像平面的第二定量数据来生成合成定量测量结果。此外，向用户提供合成定量测量结果。

[0005] 术语“图像平面”是指在采集图像期间在几何平面中采集的图像数据。术语“几何平面”不仅指平坦的平面，而且指弯曲或褶皱的层。该术语例如还包括自由形状的层。术语“图像”是指在一个时间点的采集图像数据的结果。例如，图像可以包括一个图像平面的采集。也可能在一个图像期间采集两个图像平面。

[0006] 例如，可以采集两个平面，使得不同平面的感兴趣区域在空间上彼此相交，诸如双平面成像。

[0007] 此外，图像还可以包括采集多个图像平面以及采集三维图像数据，即 3D 体积。

- [0008] 例如,可以采集 3D 图像数据以生成图像平面。
- [0009] 根据本发明的示范性实施例,在一个时间点在一幅图像中采集第一和第二图像平面。
- [0010] 根据本发明的示范性实施例,在同一几何平面中,在一个时间点在一幅图像中采集第一和第二图像平面。
- [0011] 根据本发明的示范性实施例,在不同几何平面中,在一个时间点在一幅图像中采集第一和第二图像平面。
- [0012] 根据本发明的示范性实施例,在同一几何平面中,在两个时间点在两幅图像中采集第一和第二图像平面。
- [0013] 根据本发明的示范性实施例,在不同几何平面中,在两个时间点在两幅图像中采集第一和第二图像平面。
- [0014] 根据本发明的示范性实施例,在一个或多个图像中和 / 或在同一或不同几何平面中采集超过两个图像平面,即多个图像平面。
- [0015] 优点之一在于,上述合成定量测量结果比例如第一和第二定量数据包含更多信息。这是因为合成定量测量结果组合了至少两个图像平面的定量数据。简单地讲,在简单地用户示出采集的图像数据、即图像平面的情况下,可以说这表示第一级信息。在超声图像中,然后能够例如通过测量图像平面中示出的特定特征来分析超声图像数据。使用超声图像数据产生数值的过程被称为“定量”。因此,超声图像数据被转换成涉及所确定方面的数值,针对所确定的方面在本发明的描述中使用术语定量。然后可以向用户提供这种定量数据作为第二级数据或第二级信息。根据本发明,然后组合两个图像平面的定量数据以生成合成定量测量结果。于是这种合成定量测量结果表示进一步或更高级别的信息或数据。通过向用户提供合成定量测量结果,为用户提供了可用于改善临床护理,诸如患者随访或诊断的增强信息。
- [0016] 根据本发明的示范性实施例,代表用户的输入确定感兴趣区域。
- [0017] 这样提供了如下可能:用户,例如医师或外科医生,能够根据当前状况造成的特定需求调节感兴趣区域。
- [0018] 可以说,根据设定值或参数,通过自动检测也能够支持感兴趣区域的这种人工确定。当然,除了混合人工和自动化确定感兴趣区域之外,也能够自动实现这种功能。
- [0019] 根据本发明的示范性实施例,向用户显示合成定量测量结果。
- [0020] 这样提供了如下优点:可以将合成定量测量结果集成到用户熟悉的视觉界面中。
- [0021] 根据本发明的示范性实施例,提供了一种方法,其中,在不同几何平面中采集第一图像平面和第二图像平面。
- [0022] 例如,在双平面模式中采集图像平面,其中,感兴趣区域彼此相交,诸如处在垂直布置中。
- [0023] 尽管仅在 2D 中执行图像平面的成像和定量,但在不同几何平面中采集图像平面提供了空间信息,从而赋予用户关于感兴趣区域中三维状况的增强信息。
- [0024] 根据本发明的示范性实施例,采集图像平面的至少一个序列。第一和第二图像平面属于该序列。针对序列的至少一部分图像平面确定感兴趣区域的其他定量数据。
- [0025] 因此,能够为后续步骤选择图像平面,例如具有高对比度的图像平面,从而提供更

多详细信息。

[0026] 根据本发明的示范性实施例,从多个图像平面针对感兴趣区域确定定量数据。通过组合所确定的多个图像平面的定量数据来生成合成定量测量结果。

[0027] 利用多个图像平面,例如超过仅两个图像平面,具有如下优点:为用户提供的合成定量测量结果由于多个图像平面的原因表示了更多的信息。

[0028] 根据本发明的示范性实施例,例如,在双平面模式中,从第一几何平面采集第一图像平面序列,并从第二几何平面采集第二图像平面序列。

[0029] 分别从第一和第二几何平面提供第一和第二图像平面序列实现了关于感兴趣区域的特异性信息以及具有最高质量图像数据的图像平面的选择。

[0030] 根据本发明的示范性实施例,几何平面之一是仰角(elevation)平面,而第二平面是垂直于仰角平面的方位(azimuthal)平面。

[0031] 方位平面是利用非矩阵换能器成像的唯一扫描平面,而仰角平面是针对双平面图像的范例。应当指出的是,双平面成像仅在矩阵换能器上是有效的。两个垂直平面于是比仅有正常的方位平面提供了更多的信息。

[0032] 根据本发明的示范性实施例,第一和第二序列的图像平面(在时间上)是配准的。此外,针对第一序列的图像平面以及针对第二序列的图像平面确定定量数据。再者,组合所确定的第一和第二序列的经配准的图像平面的定量数据以生成合成定量测量结果。

[0033] 根据本发明的示范性实施例,生成合成定量测量结果的序列。

[0034] 这些实施例提供了如下优点:向用户提供合成定量测量结果的序列,由于时间配准的原因,为用户赋予了相对于时间关于感兴趣区域的增强信息。

[0035] 根据本发明的示范性实施例,生成合成定量测量结果的步骤包括对在不同时间点从一个感兴趣区域获得的定量数据求平均。

[0036] 求平均的流程是一种基本的数学组合,例如,适于复杂的定量数据以及相当简单的定量数据。当然,可以应用更为复杂的数学函数、公式或算法以生成合成定量测量结果。一种额外的数学函数可以是归一化,例如由如下操作构成:将来自第一感兴趣区域的定量数据除以来自第二感兴趣区域的定量数据。

[0037] 根据本发明的示范性实施例,组合所确定的定量测量结果的步骤包括对不同几何平面的图像平面的同一感兴趣区域的定量结果求平均。

[0038] 通过在不同几何平面的图像平面的定量结果求平均,针对特定观察深度的特异性感兴趣区域考虑关于对象中状况的信息。于是,方便了图像或平面的采集,因为该方法允许在采集步骤期间有一定的近似定位。例如,当监测肿瘤响应时,重要的是在处置过程中的不同时间点对肿瘤中大致相同的几何平面进行成像,以确保定量结果的变化是因为治疗效率而不是将处置过程中的一个时间点的平面A与处置过程中的稍晚时间点的不同于平面A的平面B进行比较。于是,根据本发明的方法允许在跟踪肿瘤时比较特定时间段内获得的定量结果。利用若干平面的定量,可以说是三维定量,组合了位于若干扫描平面中的与多个感兴趣区域相关联的各个定量结果。此外,合成定量测量结果还实现了优点,例如关于总体肿瘤血流量的优点。肿瘤灌注通常是不均质的,在一些扫描平面中可以看到动脉、较大血管的馈送,但在其他平面中看不到。换言之,那么在单个平面中收集的信息将不表示总体肿瘤血流量。

[0039] 根据本发明的示范性实施例,组合所确定的定量测量结果的步骤包括对一个平面的合成定量测量结果和另一平面的合成定量测量结果求平均,每个合成定量测量结果都涉及同一感兴趣区域。

[0040] 根据本发明的示范性实施例,所述定量测量结果包括随时间的函数。

[0041] 这样能够提供涉及取决于动态行为的方面的信息,例如涉及血流行为的方面。

[0042] 根据本发明的示范性实施例,随时间的函数为时间-强度曲线。

[0043] 时间强度曲线提供了例如肿瘤血流的更全面表示。这是因为,例如利用了关于肿瘤血管分布的更多信息。例如,针对不同平面为每个感兴趣区域计算时间强度曲线以及“平均时间强度曲线”,不同平面例如是方位平面或仰角平面,平均时间强度曲线与虚拟感兴趣区域相关联,虚拟感兴趣区域由方位平面的感兴趣区域以及仰角平面的感兴趣区域的重新结合构成。于是,通过生成合成定量测量结果,向用户提供了可谓是增强的时间强度曲线。

[0044] 例如,在更先进的成像模式中,例如矩阵换能器上有效的模式,其中,实时地对多个(例如超过两个)几何平面成像并可用于定量,然后可以在超过两个感兴趣区域的集合上进行定量结果的平均,其中,例如,在每个扫描平面上绘示一个感兴趣区域。

[0045] 这种假想的实时相乘成像模式相对于矩阵换能器上当前可用的实时三维模式的优点在于更高的帧速率,与实时 3D 相比,随着扫描平面数量的减小,帧速率增大。与对比度增强的超声相比,足够高的帧速率极其重要,因为这是实现实时组织灌注成像和定量的依据,两者都无法利用其他对比度增强的成像模式实现,诸如 DCE-CT 或 DCE-MR。

[0046] 根据本发明的示范性实施例,使用微泡增强图像数据的分辨率和对比度。

[0047] 根据本发明的示范性实施例,在一段时间内采集若干序列,其中,所述序列每个均包括至少两个图像平面。然后,在序列的图像平面中确定感兴趣区域。此外,从图像平面确定感兴趣区域的至少第一和第二定量数据。通过组合所确定的每个序列的至少一部分图像平面的定量数据针对所述序列中的每个生成合成定量测量结果。比较合成定量测量结果以检测差异和关系。向用户提供所述差异和关系。

[0048] 这样比较结果并向用户呈现结果在一段时间内评估例如医学进展对用户提供支持。

[0049] 根据本发明的示范性实施例,一种用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的超声医学成像系统,其中,该系统包括超声图像数据采集装置,该超声图像数据采集装置包括具有超声换能器的超声探头、数据处理单元、显示装置和接口装置。图像数据采集装置适于采集对象的至少第一和第二超声图像平面。接口单元适于在所述对象的至少第一和第二图像平面中确定感兴趣区域。数据处理单元适于从第一图像平面确定感兴趣区域的第一定量数据并从第二图像平面确定感兴趣区域的第二定量数据。数据处理单元还适于通过组合所确定的第一图像平面的定量数据和所确定的第二图像平面的定量数据来生成合成定量测量结果。显示装置适于向用户提供所述合成定量测量结果。

[0050] 根据本发明的示范性实施例,接口单元适于代表用户的输入确定感兴趣区域。

[0051] 根据本发明的示范性实施例,所述图像数据采集装置适于在不同几何平面中采集所述第一图像平面和所述第二图像平面。

[0052] 根据本发明的示范性实施例,超声换能器是机械换能器或矩阵换能器,以采集实况 3D 图像数据。

[0053] 根据本发明的示范性实施例,图像数据采集装置适于采集图像平面的至少一个序列。第一和第二图像平面属于该序列。数据处理单元适于针对该序列的至少一部分图像平面确定感兴趣区域的定量数据。

[0054] 作为范例,可以在单个几何平面或在不同几何平面中采集平面。

[0055] 根据本发明的示范性实施例,数据处理单元适于从多个图像平面确定感兴趣区域的定量数据,并通过组合所确定的多个图像平面的定量数据来生成合成定量测量结果。

[0056] 根据本发明的示范性实施例,所述图像数据采集装置适于从第一几何平面采集第一图像平面序列并从第二几何平面采集第二图像平面序列。

[0057] 根据本发明的示范性实施例,几何平面之一是仰角平面,而第二平面是垂直于仰角平面的方位平面。

[0058] 根据本发明的示范性实施例,数据处理单元适于(在时间上)配准第一和第二序列的图像平面。数据处理单元适于针对第一序列的图像平面确定定量数据以及针对第二序列的图像平面确定定量数据,并组合所确定的第一和第二序列的配准图像平面的定量数据以生成合成定量测量结果。

[0059] 根据本发明的示范性实施例,数据处理单元适于生成合成定量测量结果的序列。

[0060] 根据本发明的示范性实施例,数据处理单元适于生成合成定量测量结果,包括对同一几何平面的图像平面的同一感兴趣区域的定量结果求平均。

[0061] 根据本发明的示范性实施例,所述定量测量结果包括随时间的函数。

[0062] 根据本发明的示范性实施例,随时间的函数为时间-强度曲线。

[0063] 根据本发明的示范性实施例,图像数据采集装置适于在一段时间内采集若干序列。数据处理单元适于通过组合所确定的每个序列的至少一部分图像平面的定量数据针对序列中的每个生成合成定量测量结果。数据处理单元还适于比较合成定量测量结果以检测差异和关系。显示装置适于向用户提供所述差异和关系。

[0064] 在本发明的另一示范性实施例中,提供了一种计算机程序或计算机程序单元,其特征在于,适于在适当的系统上,例如在根据上述实施例之一的系统上,执行根据前述实施例之一的的方法的方法步骤。

[0065] 因此,可以将计算机程序单元存储在计算机装置上,其也可以是本发明实施例的部分。这种计算单元可以适于执行或诱发执行上述方法的步骤。此外,它可以适于操作上述设备的部件。计算单元可以适于自动工作和/或执行用户的命令。可以将计算机程序加载到数据处理器的存储器中。于是可以装备数据处理器以执行本发明的方法。

[0066] 本发明的这一示范性实施例覆盖了从一开始就使用本发明的计算机程序,以及利用现有技术将现有程序转换成利用本发明的程序的计算机程序。

[0067] 此外,计算机程序单元可以提供所有必要步骤以完成如上所述的方法的示范性实施例流程。

[0068] 根据本发明的另一示范性实施例,提供了一种计算机可读介质,诸如 CD-ROM,其中,计算机可读介质上存储了计算机程序单元,即前面部分描述的计算机程序单元。

[0069] 然而,也可以在像万维网那样的网络上提供计算机程序并可以从这种网络向数据处理器的工作存储器中下载计算机程序。根据本发明的另一示范性实施例,提供了一种使计算机程序单元能够下载的介质,该计算机程序单元被布置成执行根据本发明的前述实施

例之一的方法。

[0070] 必须要指出的是,本发明的实施例是参考不同主题描述的。具体而言,一些实施例是参考方法类型的权利要求描述的,而其他实施例是参考装置类型的权利要求描述的。然而,本领域的技术人员将从以上和下面的描述中了解到,除非另行指出,除了属于一种主题的特征的任何组合之外,涉及不同主题的特征之间的任何组合也被认为是本申请公开的。然而,可以组合所有特征,提供了超过特征的简单相加的协同效应。

附图说明

[0071] 本发明的上述方面和其他方面、特征和优点也可以从本文后面要描述的实施例的范例导出,并参考实施例的范例加以解释,但本发明不限于这些范例。在下文中将参考附图更为详细地描述本发明。

[0072] 图 1 示出了超声医学成像系统;

[0073] 图 2 示出了根据本发明的示范性实施例的方法步骤的示意图;

[0074] 图 3 示出了对象的第一和第二超声图像平面;

[0075] 图 4 示意性示出了两个不同图像平面的布置;

[0076] 图 5 示出了针对两个不同图像平面的时间强度曲线形式的定量数据;

[0077] 图 6 示出了根据本发明的合成定量测量结果;以及

[0078] 图 7 示意性示出了根据本发明的另一示范性实施例的方法步骤。

具体实施方式

[0079] 图 1 示意性示出了用于提供关于对象 12 的感兴趣区域的信息的超声医学成像系统 10,其中,系统 10 包括超声图像数据采集装置 14,该超声图像数据采集装置包括具有超声换能器 18 的超声探头 16、数据处理单元 20、显示装置 22 和接口单元 24。例如,超声探头 16 通过线缆连接 26 连接到数据处理单元 20。换能器 18 向对象 12(例如患者的身体)的图像区域中发射超声能量。换能器 18 然后接收从患者身体(未进一步示出)之内的其他器官或其他特征反射的超声能量。由曲线 28、30 表示超声能量的发射和接收。

[0080] 图像数据采集装置 14 适于采集对象 12 的至少第一和第二超声图像平面。提供接口单元 24,使得可以例如由用户确定所采集的对象 12 的第一和第二图像平面中的感兴趣区域。

[0081] 在未示出的另一示范性实施例中,由超声图像数据采集装置 14 提出感兴趣区域,例如可以在显示器 22 上显示,然后用户能够通过例如经接口 24 输入命令来确认提议。

[0082] 数据处理单元 20 适于从第一图像平面确定感兴趣区域的第一定量数据并从第二图像平面确定感兴趣区域的第二定量数据。数据处理单元 20 还适于通过组合所确定的第一图像平面的定量数据和所确定的第二图像平面的定量数据来生成合成定量测量结果。然后可以向用户,例如通过显示装置 22 提供合成定量测量结果。

[0083] 在下文中,将参考图 2 描述根据本发明的示范性实施例的基本方法步骤。在采集步骤 112(由虚线指示)中,采集对象的第一超声图像平面 114 和第二超声图像平面 116。在确定步骤 118 中,确定对象的至少第一和第二图像平面 114、116 中的感兴趣区域。然后,在也由虚线框指示的另一确定步骤 120 中,从第一图像平面 114 确定感兴趣区域的第一定

量数据 122, 并从第二图像平面 116 确定感兴趣区域的第二定量数据 124。

[0084] 然后, 在生成步骤 126 中, 通过组合所确定的第一图像平面 114 的第一定量数据 122 和所确定的第二图像平面 116 的第二定量数据 124 来生成合成定量测量结果 128。最后, 在提供步骤 130 中, 向用户提供合成定量测量结果 128。根据示范性实施例, 在确定步骤 118 中代表用户的输入确定感兴趣区域。例如, 提供步骤 130 包括例如在显示装置 22 上向用户显示合成定量测量结果 128。

[0085] 根据示范性实施例, 在不同的几何平面中采集第一图像平面 114 和第二图像平面 116。根据未进一步示出的示范性实施例, 采集步骤 112 包括采集图像平面的至少一个序列, 其中, 第一和第二图像平面 114、116 属于该序列, 并且其中, 针对该序列的至少一部分图像平面确定感兴趣区域的定量数据。

[0086] 根据示范性实施例, 采集步骤 112 包括从第一几何平面采集第一图像平面序列并从第二几何平面采集第二图像平面序列。例如, 几何平面可以是仰角平面和垂直于仰角平面的方位平面 (参见图 4)。例如, 第一和第二序列的图像平面在时间上是配准的。针对第一序列的图像平面并针对第二序列的图像平面确定定量数据, 然后组合所确定的第一和第二序列的配准图像平面的定量数据以生成合成定量测量结果。

[0087] 参考图 3, 在下文中描述示范性实施例。图 3 示出了显示装置 22 示出的显示 32 的一部分。在显示区 32 的左手侧部分中, 示出了对象的第一超声图像平面 34, 在显示区 32 的右手侧部分中示出了第二超声图像平面 36。

[0088] 例如, 所显示的超声图像平面 34 来自图 2 中采集的第一图像平面 114, 所显示的第二超声图像平面 36 来自图 2 中的所采集的第二超声图像平面 116。在方位平面 38 中采集第一超声图像平面 34, 而在仰角平面 40 中采集在右手侧显示的第二超声图像平面 36。

[0089] 从图 4 可以看出, 方位平面 38 垂直于仰角平面 40。图 4 中所示的两个几何平面 38、40 的示意性布置可以说是从顶部看到的。

[0090] 在图 3 中所示的来自图像平面的图像中, 由第一图像平面 34 中的自由轮廓线 42 和第二图像平面 36 中的第二轮廓线 44 指示对象的感兴趣区域。线 42、44 指示的感兴趣区域涉及例如由简化的矩形指示的肿瘤 46。采集所采集的图像平面 34、36 的两个几何平面 38、40 彼此垂直, 根据视图的不同方向, 表示肿瘤的矩形 46 具有不同形状。

[0091] 在采集图像平面并确定感兴趣区域之后, 针对感兴趣区域确定定量数据, 如图 5 所示。作为范例, 图 5 示出了针对图 5 左侧部分中的方位平面 38 用于感兴趣区域 42 的第一时间强度曲线 50。在曲线图的坐标系的 Y 轴上列出强度, 在 X 轴上指示时间。在图 5 的右半部中, 针对仰角平面 40 的感兴趣区域示出了第二时间强度曲线 52。

[0092] 根据本发明, 为了为用户提供增强的信息, 组合所确定的第一图像平面的定量数据和所确定的第二图像平面的定量数据, 生成合成定量测量结果 54, 如图 6 所示。在本文, 坐标系的 Y 轴指强度, X 轴指时间。

[0093] 作为生成过程的范例, 组合所确定的第一和第二图像平面的定量数据包括作为数学函数的求平均。

[0094] 图 7 中示意性示出了根据本发明的另一示范性实施例。在一段时间内采集若干序列 212a、212b、212c。所述序列的每个都包括至少两个图像平面。这一段时间可能涉及例如医学流程。一段时间也可以涉及例如复杂或更长的操作或患者住院。然后, 在包围各个步

骤的虚线指示的确定步骤 214 中针对序列的图像平面确定感兴趣区域。感兴趣区域的确定可以直接发生于在采集步骤 212a、212b 和 212c 中采集图像平面之后。

[0095] 根据示范性实施例,一旦已经采集所有序列 212a、212b、212c,就进行对感兴趣区域的确定。

[0096] 接下来,从序列 212a、212b 和 212c 针对感兴趣区域确定至少第一和第二定量数据 216a、216b、216c。该序列包括从不同几何平面采集的至少两个图像平面。确定步骤 216 包括从特定序列 212 的第一图像平面并从第二图像平面至少针对感兴趣区域确定定量数据。在虚线指示的生成步骤 218 中,通过组合若干序列的定量数据来生成合成定量测量结果 218a、218b、218c。此外,在比较步骤 222 中比较定量测量结果 218a、218b 和 218c 以检测合成定量测量结果的差异和关系 224。例如,在显示步骤 226 中向用户提供检测到的差异和关系。

[0097] 尽管已经在附图和前面的描述中详细例示和描述了本发明,但这样的例示和描述应当被认为是例示性或示范性的,而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、公开和从属权利要求,本领域技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变型。

[0098] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以完成权利要求中所叙述的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中列举特定措施的简单事实并不表示不能有利地使用这些措施的组合。

[0099] 可以在适当的介质上存储和 / 或分布计算机程序,介质例如是与其他硬件一起提供或作为其他硬件的一部分提供的光存储介质或固态介质,但也可以以其他形式分布,诸如通过互联网或其他有线或无线电信系统。

[0100] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为限制范围。

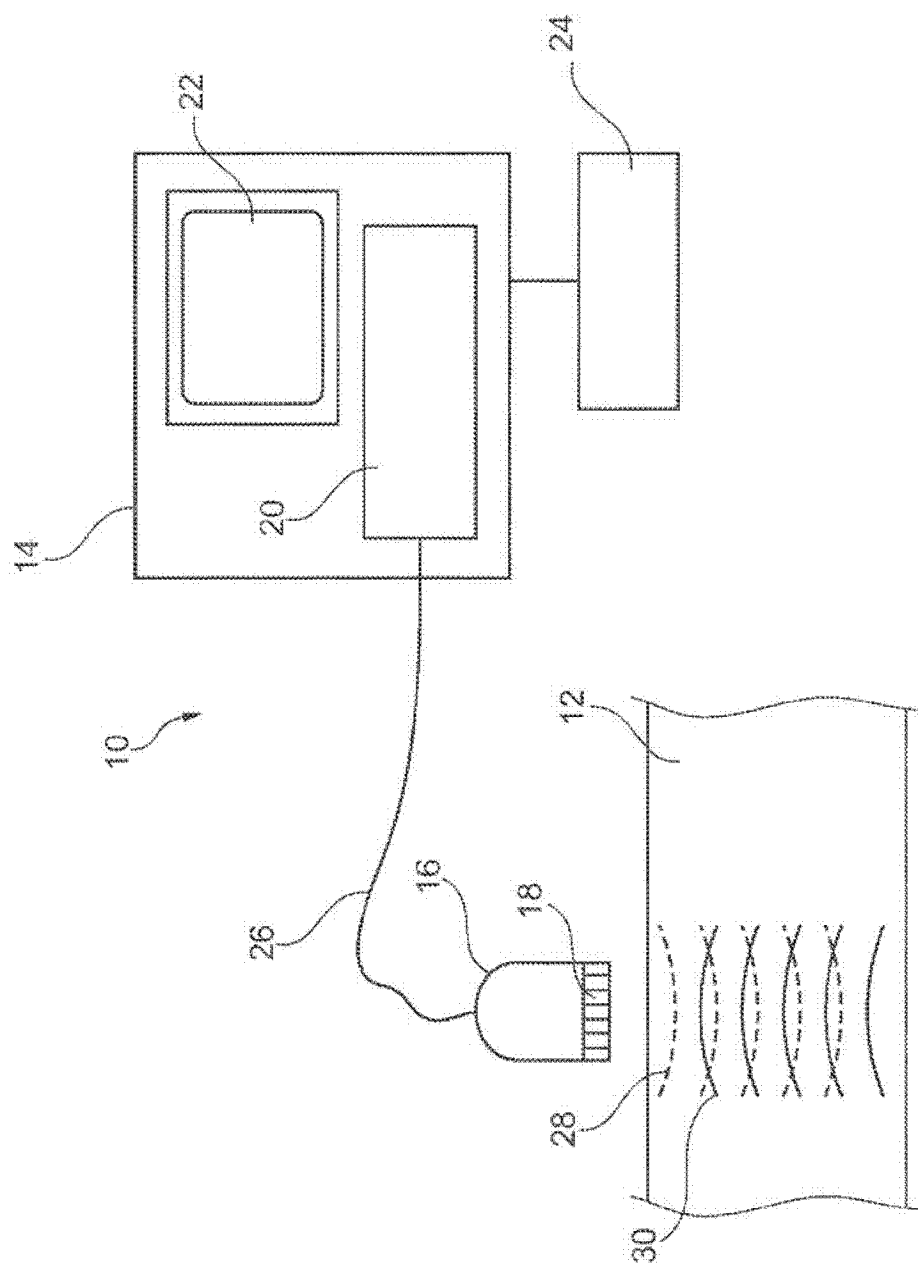


图 1

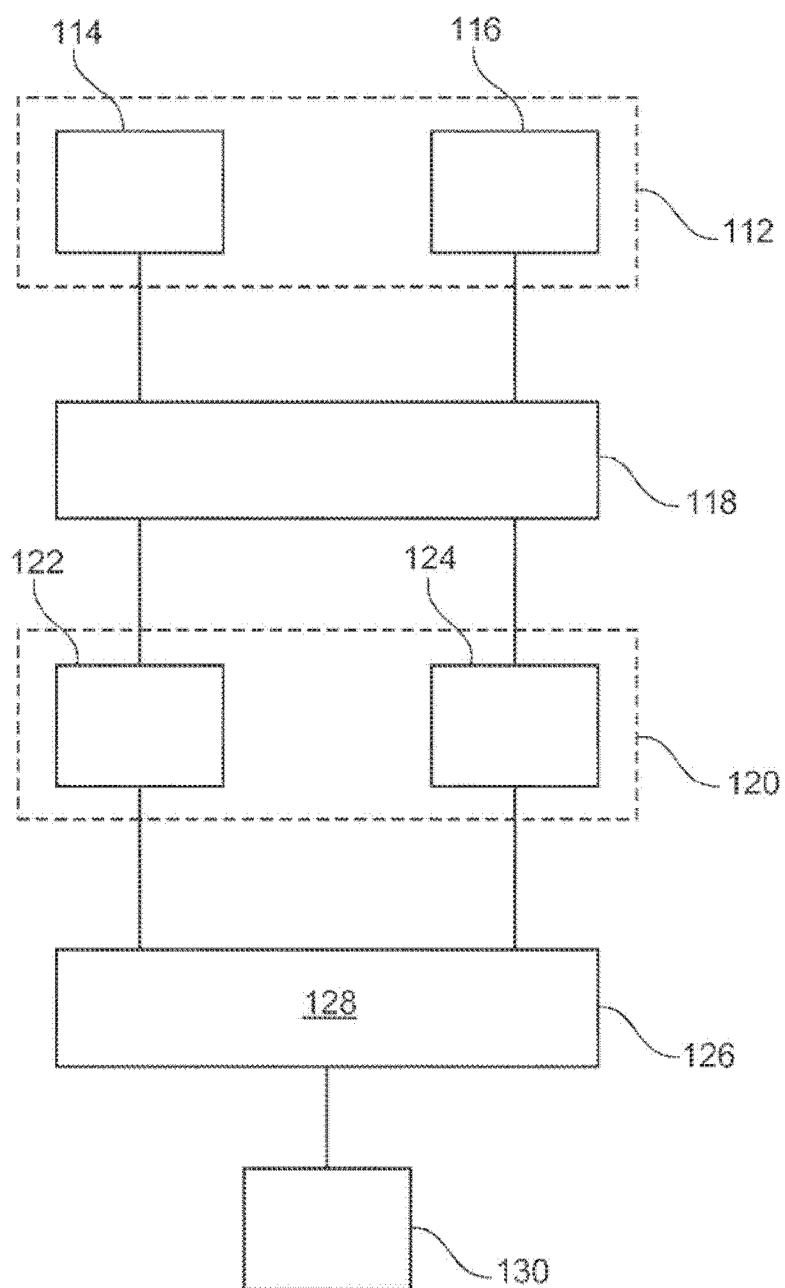


图 2

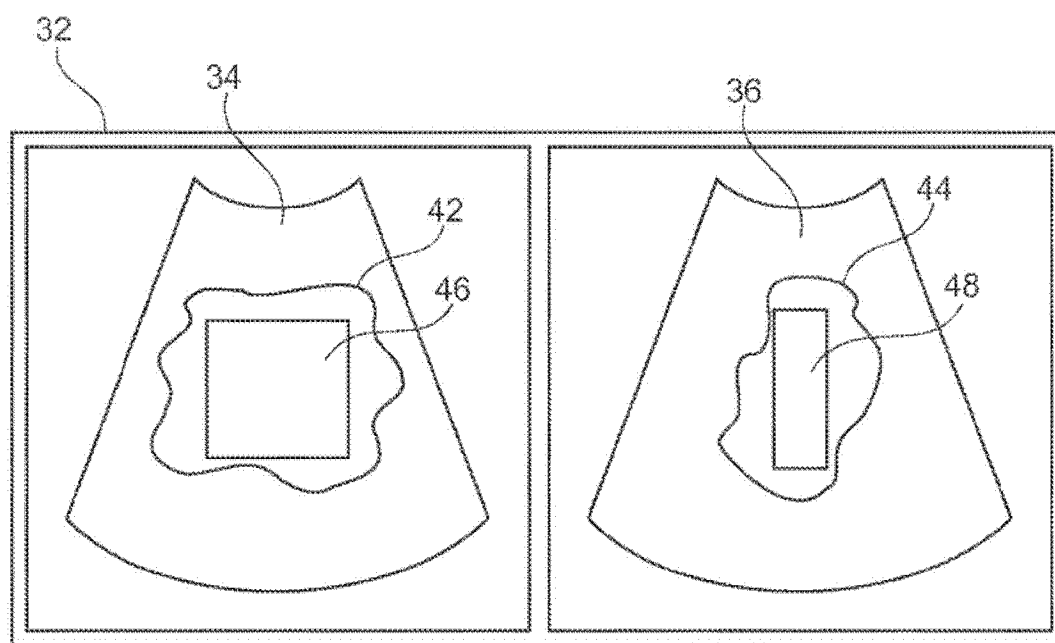


图 3

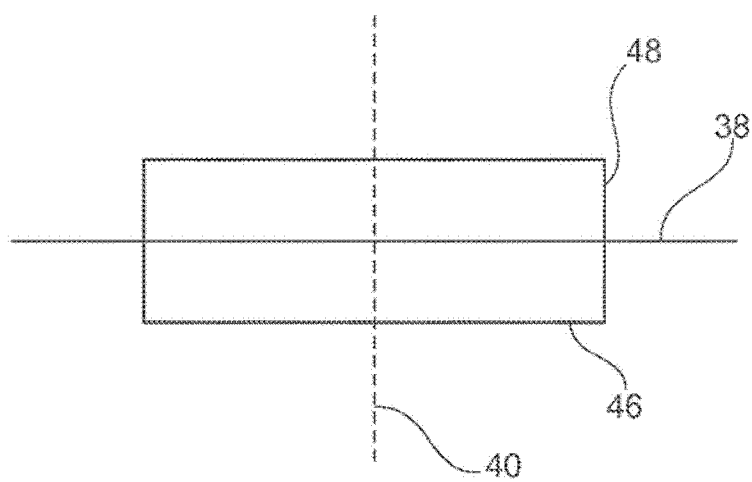


图 4

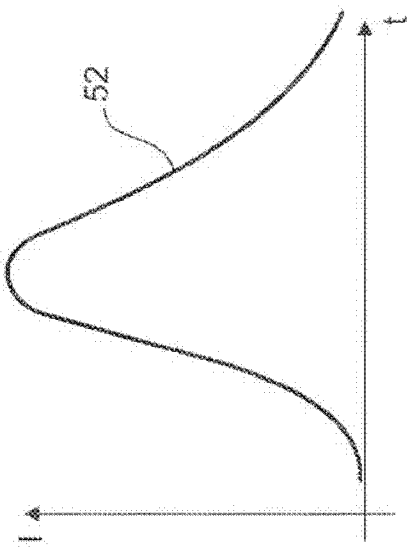


图 5

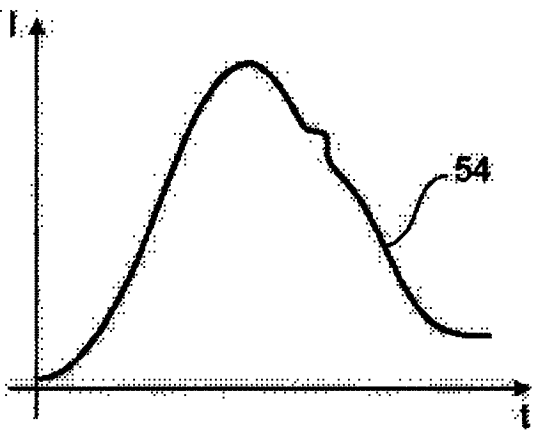
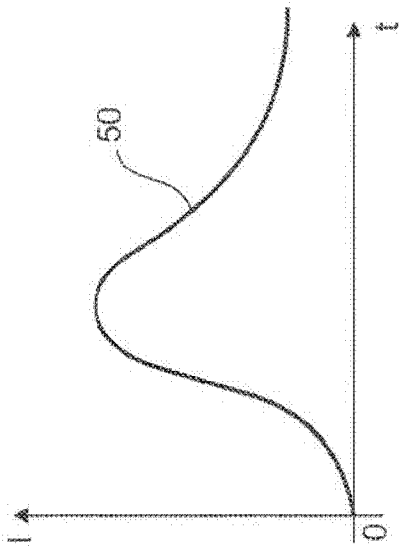


图 6



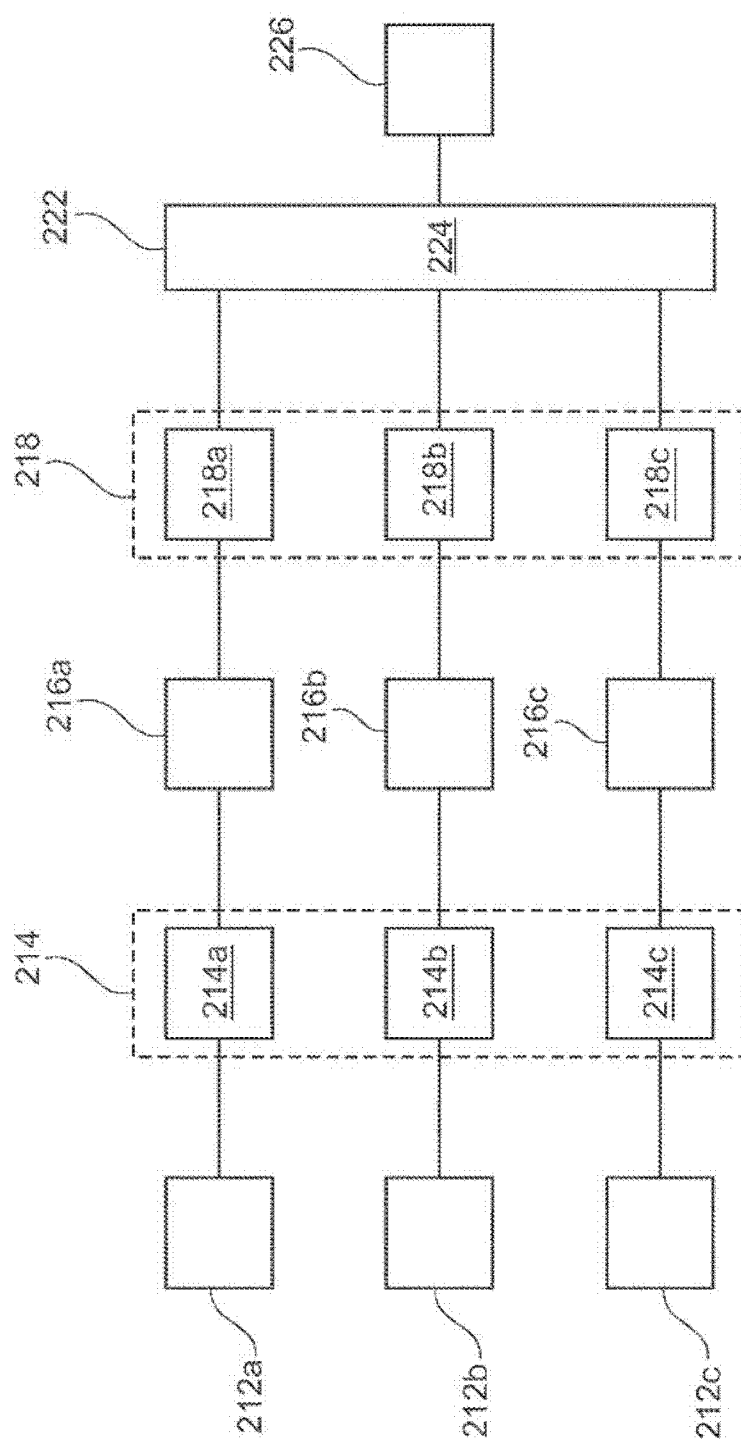


图 7

专利名称(译)	多平面成像中的定量结果		
公开(公告)号	CN102596054A	公开(公告)日	2012-07-18
申请号	CN201080049841.1	申请日	2010-11-03
[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	TPJA戈捷 GJ哈里森		
发明人	T·P·J·A·戈捷 G·J·哈里森		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/469 G01S7/52074 A61B8/14		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/258626 2009-11-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的超声医学成像。具体而言，本发明涉及用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的超声医学成像系统和方法。为了改善为用户提供的定量信息，提供了一种用于提供关于对象的感兴趣区域的信息的方法，该方法包括如下步骤：在第一采集步骤112中，采集对象12的至少第一114和第二超声图像平面116。此外，确定118对象的至少第一和第二图像平面中的感兴趣区域。然后，从第一图像平面确定120感兴趣区域的第一定量122数据并从第二图像平面确定感兴趣区域的第二定量数据124。接下来，通过组合所确定的第一图像平面的第一定量数据和所确定的第二图像平面的第二定量数据来生成126合成定量测量结果128。此外，向用户提供130合成定量测量结果。

