



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101861600 A

(43) 申请公布日 2010. 10. 13

(21) 申请号 200880116125. 3

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22) 申请日 2008. 11. 05

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

60/987, 796 2007. 11. 14 US

61/045, 307 2008. 04. 16 US

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 05. 14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/054620 2008. 11. 05

(87) PCT申请的公布数据

W02009/063361 EN 2009. 05. 22

(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 J·克吕克尔 S·徐

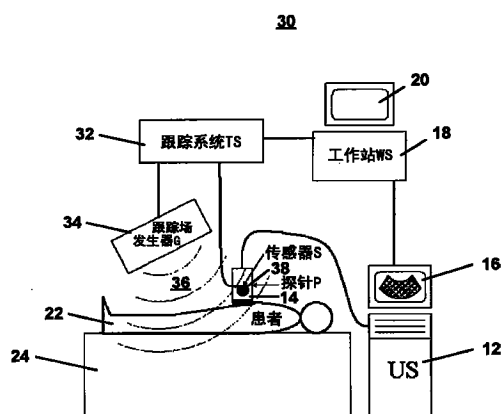
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 3 页

(54) 发明名称

用于定量 3D CEUS 分析的系统和方法

(57) 摘要

一种用于定量 3D 对比增强超声 (CEUS) 分析的方法 (50) 包括采集 (54) 解剖体的初始的超声对比图像和组织图像对。在初始采集的组织图像中建立 (56) 感兴趣区域 (ROI) 或感兴趣体积 (VOI), 使其变成基准组织图像。所建立的 ROI/VOI 从初始组织图像自动配准 (58) 到初始对比图像, 使其变成基准对比图像。在基准对比图像的 ROI/VOI 上执行 (60) 定量分析。该方法还包括采集 (62) 下一个超声对比图像和组织图像对, 其对应于第 i 个当前对比图像和组织图像对。在 (i) 当前组织图像和 (ii) 基准组织图像之间建立 (64) 帧到帧配准, 在当前组织图像和基准组织图像之间使用 (66) 该帧到帧配准以将 ROI/VOI 从 (i) 基准对比图像传递到 (ii) 当前对比图像, 由此在当前对比图像中创建经变换的 ROI/VOI。然后对当前对比图像的经变换的 ROI/VOI 执行 (68) 定量分析。



1. 一种用于定量 3D 对比增强超声 (CEUS) 分析的方法,其包括:  
采集 (54) 给定解剖体的期望部分的初始超声对比图像和组织图像对;  
在初始采集的组织图像中建立 (56) 感兴趣区域 (ROI) 或感兴趣体积 (VOI) 之一,其中,对应的组织图像变成基准组织图像;  
将所建立的 ROI 或 VOI 从所述初始组织图像自动配准 (58) 到所述初始对比图像,其中对应的对比图像变成基准对比图像;  
对所述基准对比图像的所述 ROI 或 VOI 执行定量分析 (60);  
采集 (62) 下一个超声对比图像和组织图像对,其对应于第 i 个当前对比图像和组织图像对;  
在 (i) 所述当前组织图像和 (ii) 所述基准组织图像之间建立帧到帧配准 (64);  
在当前组织图像帧和基准组织图像帧之间使用所述帧到帧配准 (66) 以将所述 ROI 或 VOI 从 (i) 所述基准对比图像传递到 (ii) 所述当前对比图像,由此在所述当前对比图像中创建经变换的 ROI 或 VOI ;以及  
对所述当前对比图像的所述经变换的 ROI 或 VOI 执行定量分析 (68)。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述初始对比图像和组织图像对可以包括为了所述定量 CEUS 分析而选择作为初始图像对的任何图像对,这并不必然意味着该图像对必须包括所获得的第一个图像对。
3. 如权利要求 1 所述的方法,其中,在所述初始采集的组织图像中建立所述 ROI 或 VOI 包括手动识别在所述基准组织图像内的所述 ROI 或 VOI 。
4. 如权利要求 1 所述的方法,其中,采集所述初始对比图像和组织图像对的步骤包括以所述对比图像和所述组织图像彼此自动配准的方式同时或几乎同时采集所述对比图像和所述组织图像。
5. 如权利要求 4 所述的方法,其中进一步地,在所述基准组织图像中限定的所述 ROI 或 VOI 在所述基准对比图像中描绘出相同 ROI 或 VOI 。
6. 如权利要求 1 所述的方法,其中,采集所述当前对比图像和组织图像对包括以所述当前对比图像和所述当前组织图像彼此自动配准的方式同时或几乎同时采集所述当前对比图像和所述当前组织图像,其中进一步地,在所述当前组织图像中限定的所述 ROI 或 VOI 在所述当前对比图像中描绘出相同 ROI 或 VOI 。
7. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:  
重复以下步骤:即采集下一个对比图像和组织图像对;建立所述下一个当前组织图像和所述基准组织图像之间的帧到帧配准;使用所述下一个当前组织图像帧和所述基准组织图像帧之间的所述帧到帧配准来将所述 ROI 或 VOI 从 (i) 所述基准对比图像传递到 (ii) 所述下一个对比图像;由此在所述下一个当前对比图像中创建经变换的 ROI 或 VOI ;并且对所述下一个当前对比图像的所述经变换的 ROI 或 VOI 执行定量分析。
8. 如权利要求 7 所述的方法,还包括:  
将 CEUS 定量分析和从包括各附加诊断程序、各治疗程序的组中选择的至少一个整合在一起,并且为介入程序和 / 或局部化治疗提供目标信息、导航和指引。
9. 如权利要求 1 所述的方法,其中,以下步骤一起包括基于图像的配准:(i) 采集下一个对比图像和组织图像对、(ii) 建立帧到帧配准、以及 (iii) 使用所述当前组织图像帧和

所述基准组织图像帧之间的所述帧到帧配准来将所述 ROI 或 VOI 从所述基准对比图像传递到所述当前对比图像,其中,所述基于图像的配准自动补偿可能在所述初始基准对比图像和所述当前对比图像的采集之间已经发生的所述当前对比图像中的组织运动。

10. 如权利要求 9 所述的方法,其中,使用所述基于图像的配准实时进行对组织运动的自动补偿。

11. 如权利要求 1 所述的方法,其中,采集所述初始对比图像和组织图像对包括在采集所述对比图像之前采集所述组织图像。

12. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述当前对比图像和组织图像对包括第  $i$  个对比图像和第  $i$  个组织图像,其中,建立所述帧到帧配准包括确定从所述基准图像到所述第  $i$  个组织图像的 ROI 或 VOI 运动变换  $T_i$ ,其中,根据所述基准图像的所述 ROI 或 VOI 内的图像信息到所述第  $i$  个组织图像的配准来确定所述运动变换  $T_i$ 。

13. 如权利要求 12 所述的方法,其中, $T_i$  是描述对应平移和旋转的变换,且其中使用所述帧到帧配准来传递所述 ROI 或 VOI 包括应用所述变换  $T_i$  以将所述基准对比图像 ROI 或 VOI 分别变换成所述第  $i$  个对比图像帧的  $ROI^i$  或  $VOI^i$ 。

14. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:

将采集所述初始超声对比图像和组织图像对和下一个超声对比图像和组织图像对的步骤与位置跟踪系统整合到一起。

15. 如权利要求 14 所述的方法,还包括:

利用所述跟踪系统测量超声探针的位置和取向中的至少一个,并且使用所测量的位置/取向来更接近地对准所述基准组织图像中和所述第  $i$  个组织图像帧中的所述 ROI 或 VOI,并为它们之间的基于图像的帧到帧配准提供改进的起始点。

16. 如权利要求 15 所述的方法,还包括:

使用探针跟踪来消除所述超声探针的运动的旋转分量,其中,基于图像的配准被进一步限制到对应于  $(x, y, z)$  坐标系中的平移的三个自由度 (3DOF) 而不是对应于  $(x, y, z, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$  坐标系中的平移和旋转的六个自由度 (6DOF)。

17. 如权利要求 16 所述的方法,还包括:

同时处理来自所述跟踪系统的跟踪位置信息和来自超声扫描仪的图像流,其中,所述超声扫描仪配置用于采集所述初始组织图像帧和对比图像帧以及第  $i$  个组织图像帧和对比图像帧;

在基准图像采集过程中存储所述超声探针的姿态  $T_{\text{基准}}$ ,且针对每个后续第  $i$  个组织图像,计算第  $i$  个组织图像帧与所述基准组织图像之间的姿态差异  $T_{\text{基准}}^i$ ;

使用所述姿态差异  $T_{\text{基准}}^i$  来确定  $T_i^0$ ,其对应于在假定没有组织运动的情况下与所述基准组织图像帧的 ROI 相比所述第  $i$  个组织图像帧中的 ROI 或 VOI 姿态差异,其中,任何明显运动仅是由相对于所述组织移动所述探针而引入的;以及

使用所述姿态差异  $T_i^0$  作为基于图像的配准过程的起始位置,用于确定从所述基准组织图像到所述第  $i$  个组织图像的 ROI 或 VOI 运动变换  $T_i$ ,其中,根据所述基准图像的所述 ROI 或 VOI 内的图像信息到所述第  $i$  个组织图像的配准来确定所述运动变换  $T_i$ 。

18. 如权利要求 1 所述的方法,其中,执行对所述第  $i$  个对比图像帧的  $ROI^i$  或  $VOI^i$  内的图像内容的定量分析包括生成定量结果,所述方法还包括:

分析从多个后续采集的第  $i$  个对比图像帧中的单独各个获得的一时间序列的定量结果以确定可以提供诊断信息的参数。

19. 如权利要求 18 所述的方法,其中,所述定量分析包括计算亮度的平均值和标准偏差,且其中所述参数包括组织灌注常数。

20. 一种超声扫描仪设备,其配置用于实现根据权利要求 1 所述的方法的定量 3D 对比增强超声 (CEUS) 分析。

## 用于定量 3D CEUS 分析的系统和方法

[0001] 本申请要求 Jochen Kruecker 等人于 2007 年 11 月 14 日在先提交的名为“SYSTEM AND METHOD FOR QUANTITATIVE 3D CEUS ANALYSIS”的临时申请第 60/987796 号的权益,且该申请被转让给本发明的受让人。

[0002] 本发明实施例大体涉及超声系统,且更具体地涉及一种用于定量 3D 对比增强超声分析的方法和设备。

[0003] 由于呼吸(和其他)组织运动,目前在对比增强超声(CEUS)成像中的局部化瞬态效应的定量分析是困难和繁琐的,其需要手动识别每个单独超声帧中期望的感兴趣区域(ROI)或感兴趣体积(VOI)。

[0004] 对比增强超声(CEUS)成像指的是在静脉内注射超声造影剂(诸如 Definity<sup>®</sup>, Bristol-Myers Squibb)之后的超声成像。在现代超声扫描仪上,已经实现特定成像模式以利用造影剂的非线性声学响应,由此仅突显吸收了造影剂的组织。最终的图像被称为“对比图像”并且与非对比图像相比具有非常不同的外观。也有可能注入造影剂之后以规则灰度模式对组织成像。在后一种情况下,最终的图像被称为“组织图像”并且看起来类似于没有注入造影剂时获得的灰度图像,仅在吸收造影剂的区域中显示出少量增强。

[0005] 造影剂(例如流入/流出)的瞬态可视化可以提供关于局部组织灌注的有价值信息,其可以用于区分良性和恶性肿瘤。然而,组织运动(例如由于呼吸作用)使得必须手动识别每个超声帧中期望的 ROI。因此,不利的是,该分析是耗时的、依赖用户的并且仅可能回顾地执行,这阻碍了利用瞬态 CEUS 信息来指引活组织检查或治疗程序。

[0006] 因此,期望一种改进的方法和系统来克服本领域的问题。

[0007] 图 1 是根据本公开的一个实施例的用于定量 CEUS 分析的系统的框图;

[0008] 图 2 是根据本公开的另一个实施例的用于利用位置跟踪进行定量 CEUS 分析的系统的框图;

[0009] 图 3 是图示说明根据本公开的实施例的、图 2 中用于定量 CEUS 分析的系统的各个部分之间的变换的局部框图;以及

[0010] 图 4 是图示说明根据本公开的另一个实施例的定量 CEUS 分析方法的流程图。

[0011] 在附图中,类似的参考数字指代类似的元件。另外,应该注意,附图可能不是按比例绘制的。

[0012] 一种用于采集对比增强超声(CEUS)数据的设备和方法,其使用基于图像的配准来自动并实时地补偿组织运动。该 CEUS 图像和对应的组织图像是基本上同时采集的并且是自动配准的,即在一个图像中限定的感兴趣区域(ROI)或感兴趣体积(VOI)在其他图像中描绘出相同组织的轮廓。该组织图像在施用造影剂的过程中将不改变(或仅以较小的程度改变),并且因此可以用于将当前图像配准到基准图像,在该基准图像中识别 ROI 或 VOI。超声探针可以与外部位置跟踪装置整合,提供一种架构以直接使用定量 CEUS 信息来导航和指引活组织检查和局部治疗。本发明使得能够自动地、定量分析瞬态对比成像参数。结果,每个单独超声帧中 ROI 或 VOI 的手动识别对于一系列帧的每个超声帧不再是必需的,而该手动识别由于呼吸(和其他)组织运动是困难且繁琐的,其却是当前分析方法需要的。

[0013] 根据本公开的一个实施例,一种用于定量 CEUS 分析和方法,其采集 CEUS 数据,使得可以自动且实时地补偿组织运动。这使得能够自动地、定量分析瞬态对比成像参数。另外,该系统提供了这样一种架构,在该架构中这种定量分析的结果可以被立即用于指引活组织检查或治疗程序。

[0014] 根据本公开的另一实施例,提供一种用于定量 CEUS 分析和方法,其 (a) 自动地补偿组织运动,允许自动分析 ROI 或 VOI,该 ROI 或 VOI 已经仅在单一超声帧中被识别,该单一超声帧对应于基准组织图像(这将在此进一步讨论),并且 (b) 与介入程序(例如活组织检查)或局部化治疗指引系统整合以基于 CEUS 分析的结果提供目标信息。

[0015] 本公开的实施例克服了在瞬态 CEUS 采集的每个帧中 ROI/VOI 的手动和耗时的识别,并因此克服了当前瞬态 CEUS 要进行回顾分析的限制。通过 CEUS 采集,可能在几分钟内显现出瞬态对比效应,因此易于要求在以 10Hz 频率采集的时间序列中识别多于一千 ( $>1000$ ) 个 ROI/VOI。本公开的实施例有利地通过使用基于图像的配准来解决这种问题,尽管由于 CEUS 图像的低信息容量和帧到帧可变性,瞬态 CEUS 图像的基于图像的配准是困难和非稳健的。

[0016] 本公开的实施例有利地通过使用同时采集 CEUS 图像和对应的组织图像来克服这一问题,这将在在此进一步讨论。在施用造影剂的给定持续时间内,组织图像的某些特性在施用造影剂的过程中不改变(或仅将以不显著的程度改变),并且可以由此用于配准当前对比图像到基准组织图像,其中,ROI 是在在该基准组织图像中识别的。另外,由于同时或几乎同时采集组织图像和对比图像,对应的组织图像和对比图像是自动配准的,即在一个图像中限定的 ROI 在其他图像中描绘出完全相同组织的轮廓,这将在在此进一步讨论。

[0017] 另外,本公开的实施例还包括将超声探针与外部位置跟踪装置整合在一起。超声探针与外部位置跟踪装置的整合有利地使得能够补偿探针在 CEUS 采集过程中的徒手运动,因此进一步增强了基于图像的配准的稳健性,并减少搜索空间的维度(由于 ROI 的呼吸诱导运动典型地可以通过仅平移变换来近似)。此外,与外部位置跟踪装置的整合提供了这样一种架构:其直接使用定量 CEUS 信息来导航和指引介入程序(例如活组织检查)和/或局部化治疗。

[0018] 现在参考附图,图 1 是根据本公开的一个实施例用于定量 CEUS 分析的系统 10 的框图。系统 10 包括装配有和/或耦合有超声成像探针 14 的超声扫描仪 (US) 12。在一个实施例中,超声扫描仪 12 包括例如可以从 Philips 医疗系统商业获得的 iU22 超声扫描仪。成像探针 14 包括任何适当的 3D 成像探针。另外,超声扫描仪 12 包括扫描仪显示器 16。此外,超声扫描仪 12 配置用于同时采集对比图像和组织图像。超声扫描仪 12 还配置用于经由例如数据流实时传递图像到外部工作站 18。例如,可以使用带有数字导航链路 (Digital Navigation Link) 软件的 iU22 超声扫描仪来实现图像的实时传递。

[0019] 仍然参考图 1,工作站 18 包括工作站显示器 20。另外,工作站 18 包括加载到其存储器中的软件,该软件包括这样的指令,该指令可由工作站的处理器执行以 (i) 存储同时采集的(并由此自动配准的)对比图像和组织图像,(ii) 允许手动识别在一个所采集的组织图像中的 ROI 或 VOI,其中具有所识别的 ROI 或 VOI 的对应组织图像随后被称为“基准图像”,(iii) 将基准图像中的 ROI/VOI 内的图像信息与随后的组织图像配准以确定从基准图像到第  $i$  个组织图像的 ROI/VOI 运动  $T_i$ ,其中  $T$  是描述对应的平移和旋转或更高阶(非刚

性) 变换参数的变换, (iv) 应用同一变换  $T_i$  以将基准 ROI/VOI 变换到第  $i$  个对比图像帧, 由此确定第  $i$  个对比图像的 ROI 或 VOI, 下文中表示为  $ROI^i$  ( $VOI^i$ ), 以及 (v) 执行对第  $i$  个对比帧中的  $ROI^i$  ( $VOI^i$ ) 内的图像内容的定量分析。该软件还可以包括这样的指令, 该指令可由工作站 18 的处理器执行以 (vi) 分析整个时间序列的来自单独的帧的定量结果以确定能够提供诊断信息的参数。执行定量分析可以包括但不限于计算第  $i$  个对比帧中  $ROI^i$  ( $VOI^i$ ) 内的图像内容的亮度平均值和标准偏差等。另外, 通过分析该时间序列的定量结果所确定的诊断信息参数可以包括但不限于组织灌注常数等。

[0020] 在操作中, 超声扫描仪 12、探针 14 以及工作站 18 被用于患者 22, 该患者 22 的解剖体经受给定的超声诊断和 / 或对应的处理或医学程序, 其中患者 22 被放置在病床 24 上。超声扫描仪 12 配置用于以“并行模式”采集对比图像和组织图像 (这对应于对比帧和组织帧的隔行扫描采集), 并发送两种所采集的图像到工作站 18。工作站 18 执行软件以实施以下工作流程。

[0021] 在一个实施例中, 该工作流程包括在一个所采集的组织图像中执行 VOI 的手动识别, 其中为了本文所述的定量分析方法的, 对应的组织图像变成了“基准图像”。可以用球体、椭球体或任何其他用户定义的 3D 几何形状来定义 VOI。在一个实施例中, 通常的 VOI 被描述为在形状表面上的一组点, 相邻点用线连接, 并且成组为描述该形状的表面碎片的三角形, 从而可以容易地确定 VOI 的“内侧”和“外侧”。基准组织图像中的 VOI 的内侧及其附近的图像信息被存储为组织模板  $I_{\text{基准}}^{VOI}$  以便后续的基于图像的配准。对对比图像中的 VOI 内侧的相应图像信息  $I_{\text{对比},0}^{VOI}$  进行定量分析 (例如计算平均亮度、亮度的标准偏差等) 用于评估瞬态对比效应。将结果 (一个或多个) 存储为一组  $M$  个特征  $p_o^k$ , 其中  $k = 1 \dots M$  是特征系数且下标表示帧数。在这一示例中, 基准正好在造影剂注射之前。然后将造影剂施予到患者。

[0022] 对于后续组的对比 / 组织图像 (即后续对比图像和组织图像对), 基准组织模板  $I_{\text{基准}}^{VOI}$  与当前组织图像配准, 得到描述模板在图像坐标中从基准组织图像到第  $i$  个组织图像帧的运动的变换  $T_i$ 。该变换  $T_i$  包括旋转 / 平移或更高阶 (非刚性) 变换并且可以被实时计算。将同样的变换  $T_i$  应用于描述 VOI 的形状, 得到  $VOI^i$ 。经变换的  $VOI^i$  在第  $i$  个组织帧中描绘出与基准组织图像中所描绘的 VOI 相同的组织。另外, 假定同时 (或几乎同时) 采集对于第  $i$  帧的对比图像和组织图像, 则对应的对比图像和组织图像自动地彼此配准, 且在一个图像中定义的 ROI/VOI 描绘出与在另一个图像中的完全相同的组织。然后如上所述分析第  $i$  个对比图像的  $VOI^i$  内包含的图像信息  $I_{\text{对比},i}^{VOI}$ , 得到针对第  $i$  帧的一组特征  $p_i^k$ ,  $k = 1 \dots M$ 。

[0023] 该方法针对所有后续图像帧继续重复配准步骤和分析步骤, 直到发生采集的中断。该采集的中断可以包括例如系统用户中断或其他系统启动的中断。这种中断可能通常发生在对比效果已经从 VOI 消失之后。另外, 现在可以直接使用适当的方法将对于所有帧  $i$  的该组特征  $p_i^k$  用于量化所选择 VOI 中的组织灌注。例如, M. Krix 的 “Quantification of perfusion of liver tissue and metastases using a multivessel model for replenishment kinetics of ultrasound contrast agents,” *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 30, pp. 1355–1363, 2004 公开了一种量化所选择 VOI 的组织灌注的方法。

[0024] 图 2 是根据本公开的另一实施例的利用位置跟踪的定量 CEUS 分析系统的框图。图

2 的实施例类似于图 1 的实施例,其区别如下。在图 2 的实施例中,系统 30 通过与外部位置跟踪系统 (TS) 32 的整合得以增强。该外部位置跟踪系统 32 包括配置用于产生跟踪场 (通常用参考数字 36 指示) 的跟踪场发生器 34。传感器 38 耦合到超声探针 14,其中响应于将传感器放置于感测场 36 的范围内,可以通过跟踪系统 32 跟踪传感器的位置和取向。在一个实施例中,工作站 18 耦合到跟踪系统 32 并配置用于根据给定定量 CEUS 分析实施方式的需求在工作站 18 和跟踪系统 32 之间传送跟踪信息和 / 或提供跟踪指令。跟踪系统 32 可以包括任何适当的跟踪系统,例如加拿大沃特卢的 Northern Digital Inc. 的电 - 磁 “Aurora” 系统。

[0025] 如本文所公开的,系统 30 包括提供多个优点的综合体。第一优点在于该系统 30 增强了根据本公开实施例的基于图像的配准的稳健性。例如,扫描仪的徒手操作中的无意或有意的探针运动可能在连续帧的图像内容中产生大的差异,由此使得难以评估对应的明显 ROI/VOI 运动  $T_i$ 。然而,使用利用跟踪系统 32 测量的探针 14 的位置 / 取向为基于图像的配准过程提供了改进的起始点,使得基准图像和第  $i$  个图像帧中的 ROI/VOI 在对应配准过程的一开始时就靠得比较近。

[0026] 第二优点在于系统 30 减小了搜索空间的维度。也就是说,相对于呼吸次要的 ROI 运动通常很好地通过平移 (即非旋转) 近似。然而,旋转超声探针运动可以将旋转引入到 ROI 的明显帧到帧运动中。通过使用探针跟踪来消除旋转分量,基于图像的配准可以被限制到对应于在  $(x, y, z)$  中的平移的三 (3) 个自由度 (DOF) 而非对应于平移  $(x, y, z)$  和旋转  $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$  的六 (6) 个自由度。

[0027] 系统 30 的另一个优点在于跟踪系统 32 提供了这样的构架,其用于随后导航 / 指引到使用根据本公开的定量 CEUS 分析的方法实施例的定量 ROI 分析所识别的目标。该指引可以通过融合实时超声和预采集的 3D 图像 (如 CT 或 MRI) 和 / 或通过空间上跟踪装配有小型跟踪传感器的介入性或外科装置来提供 (例如参见 JVIR 2007 :Jochen Krücker, Sheng Xu, Neil Glossop, Anand Viswanathan, **Jörn** Borgert, Heinrich Schulz, and Bradford J. Wood. Electromagnetic Tracking for thermal ablation and biopsy guidance :Clinical evaluation of spatial accuracy. JVIR, vol. 18, pp. 1141-1150, 2007)。

[0028] 除了在这里参考图 1 的系统 10 讨论的功能性外,在图 2 的系统 30 中,工作站 18 还包括加载到其存储器中的软件,该软件包括这样的指令,这些指令可以被工作站的处理器执行以 : (i) 同时处理来自跟踪系统 (TS) 32 的跟踪位置信息和来自 US 扫描仪 12 的图像流 ; (ii) 存储超声探针在基准图像采集期间的姿态  $T_{\text{基准}}$ , 且针对每个后续图像  $i$ , 计算当前帧  $i$  和基准图像之间的姿态差异  $T_{\text{基准}}^i$  ; (iii) 使用  $T_{\text{基准}}^i$  来确定  $T_i^0$ , 其中  $T_i^0$  对应于在没有组织运动的假设下 (即仅通过相对于组织移动探针来引入明显运动) 与基准相比的第  $i$  帧中的 ROI 姿态差异 ; 以及 (iv) 使用  $T_i^0$  作为基于图像的配准过程的起始位置来确定第  $i$  帧中的对应 ROI/VOI 运动  $T_i$ 。

[0029] 在图 2 的实施例的系统 30 中,外部位置跟踪系统 (TS) 32 如电 - 磁 “Aurora” 系统 (加拿大沃特卢的 Northern Digital Inc.) 设置成靠近患者 22。一个 6 自由度 (6DoF) 的位置传感器 (S) 38 耦合超声探针 14, 并且将跟踪场发生器 34 定位使得探针位置可以用跟踪场 36 跟踪。跟踪系统 32 也可以包括光学跟踪系统,其中跟踪场发生器 34 包括照相机,用



于光学跟踪对应于光学视场的跟踪场 36 内的超声探针 14。图 3 是图示说明根据本公开的实施例的、图 2 中用于定量 CEUS 分析的系统各种部分之间的变换的部分框图。特别地，图 3 是 3D 超声图像、依附到探针的跟踪传感器以及跟踪系统的坐标系之间的变换的图示说明。在一个实施例中，图 3 图示说明 6DoF 位置传感器、跟踪系统和对应超声帧之间的变换关系。

[0030] 变换  $T_{跟踪}$  描述跟踪传感器 14 相对于跟踪系统 (32, 34) 的当前位置和取向 (“姿态”)。换句话说，变换  $T_{跟踪}$  描述跟踪系统的坐标系  $C_{跟踪}$  与跟踪传感器的坐标系  $C_{传感器}$  之间的关系。变换  $T_{跟踪}$  由跟踪系统提供并被实时发送到工作站 18。变换  $T_{校准}$  描述 3D 超声图像的坐标系  $C_{3DUS}$  (即体素坐标) 与依附到探针 14 的跟踪传感器 38 的坐标系  $C_{传感器}$  之间的关系。在一次校准程序中确定变换  $T_{校准}$  并且对于刚性依附到超声探针 14 的给定跟踪传感器 38 变换  $T_{校准}$  保持固定。

[0031] 来自跟踪传感器 (S) 38 的跟踪信息以以下方式为基础图像的配准提供起始点。在基准图像中的 3D 超声图像 (3DUS) 体素坐标中限定在图 3 中由参考数字 40 指示并且由在基准位置 14(0) 的超声探针 14 获得的初始 VOI，且存储基准图像的对应跟踪姿态  $T_{基准}$  (例如由跟踪系统 32 存储或存储在工作站 18 的适当存储器中)。对于例如利用在后续位置 14(i) 处的探针 14 获得的每个后续图像，该方法包括利用以下表达式来计算变换  $T_i^0$  (即仅通过相对于组织移动探针所引入的明显图像运动)：

[0032]

$$T_i^0 = T_{校准}^{-1} \cdot T_{跟踪,i}^{-1} \cdot T_{基准} \cdot T_{校准}$$

[0033] 其中  $T_{跟踪,i}$  是第 i 个图像帧的跟踪姿态，且其中指数  $^{-1}$  表示矩阵求逆。

[0034] 现在可以将  $T_i^0$  用作将要如上所述确定  $T_i$  的基于图像的配准过程的起始位置。另外，由于已经消除了潜在的旋转分量 (例如由探针旋转引入的)，该基于图像的配准现在可以被简化到仅有平移的搜索。

[0035] 图 4 是图示说明根据本公开另一实施例的定量 CEUS 分析方法 50 的流程图。该方法 50 开始于步骤 52，该步骤可以包括用于启动该方法的任何适当动作，只要其可以适用于给定定量 CEUS 分析的需求即可。在步骤 52 的开始之后，该方法进行到步骤 54。在步骤 54，针对给定解剖体的期望部分采集初始对比图像和组织图像对。该初始对比图像和组织图像对可以包括为了定量 CEUS 分析的目的而被选择作为初始图像的任何图像对，其并不必然意味着该图像对必须包括由该系统获得的第一个图像对。在步骤 56，在初始采集的组织图像中建立 ROI/VOI。然后用于建立 ROI/VOI 的组织图像变成“基准”组织图像。在初始采集的组织图像中建立 ROI/VOI 可以包括手动建立该 ROI/VOI。还预期存在在初始采集的组织图像中建立 ROI/VOI 的其他方法，例如，经由配置用于检测组织图像内给定感兴趣区域或体积的适当图像处理。在步骤 58，从初始组织图像所建立的 ROI/VOI 被自动配准到初始对比图像，且对应的对比图像变成“基准”对比图像。如前面所讨论的，因为组织图像和对应的对比图像是同时 (或几乎同时) 采集的，所以它们彼此自动配准，即组织图像中限定的感兴趣区域 (ROI) 或感兴趣体积 (VOI) 在对比图像中描绘出相同 ROI 或 VOI。在步骤 60，对基准对比图像的 ROI/VOI 执行定量分析。

[0036] 在步骤 62，该方法采集下一个对比图像和组织图像对，其对应于当前对比图像和组织图像对。该当前对比图像和组织图像对是同时 (或几乎同时) 被采集的，其中该当前

对比图像和该当前组织图像彼此自动配准。在步骤 64, 该方法包括建立 (i) 当前组织图像与 (ii) 基准组织图像之间的帧到帧配准。如本文所述, 该组织图像通常比可以用于配准的对应对比图像具有更多的信息内容, 且因此有利地使得能够进行当前组织图像帧与基准组织图像帧之间的基于图像的帧到帧配准 (与当前对比图像与基准对比图像之间的直接帧到帧配准相比较而言)。在步骤 66, 当前组织图像帧与基准组织图像帧之间的帧到帧配准被用于将 ROI/VOI 从 (i) 基准对比图像传递到 (ii) 当前对比图像。在将基准对比图像的 ROI/VOI 变换到当前对比图像之后, 该方法包括在步骤 68 执行对当前对比图像的经变换的 ROI/VOI 的定量分析。在另一个实施例中, 步骤 66 可以将 ROI/VOI 从当前对比图像变换到基准对比图像。另外, 在一个实施例中, 该配准和处理可以是实时的。在另一个实施例中, 可以首先采集所有的图像 (和跟踪) 数据, 且然后可以执行用于配准和定量分析的处理。

[0037] 在步骤 70, 该方法询问是否对下一个对比图像和组织图像对的采集重复这一过程。如果要重复这一过程, 则该方法进行到步骤 62 并如上所述继续执行。否则, 如果用于 CEUS 定量分析的后续对比图像和组织图像对的采集的方法部分结束, 则该方法进行到步骤 72。步骤 72 表示可以根据给定 CEUS 定量分析实施方式或应用的需求执行的更多步骤。例如, 步骤 72 可以包括进一步处理以用于对比增强超声成像研究。步骤 72 也可以包括与例如通过提供目标信息和对活组织检查和 / 或治疗程序的指引来整合诊断和治疗相关的进一步处理。

[0038] 到目前为止, 应该认识到已经公开了一种用于定量 3D 对比增强超声 (CEUS) 分析的方法, 该方法包括采集给定解剖体的期望部分的初始超声对比图像和组织图像对。在该初始采集的组织图像中建立感兴趣区域 (ROI) 或感兴趣体积 (VOI), 其中对应的组织图像变成基准组织图像。将所建立的 ROI 或 VOI 从初始组织图像自动配准到初始对比图像, 其中对应的对比图像变成基准对比图像。对基准对比图像的 ROI 或 VOI 执行定量分析。采集下一个超声对比图像和组织图像对, 其对应于第  $i$  个当前对比图像和组织图像对。在采集下一个超声对比图像和组织图像对之后, 在 (i) 当前组织图像和 (ii) 基准组织图像之间建立帧到帧配准。在当前组织图像帧和基准组织图像帧之间使用帧到帧配准以将 ROI 或 VOI 从 (i) 基准对比图像传递到 (ii) 当前对比图像, 由此在当前对比图像中创建经变换的 ROI 或 VOI。然后对当前对比图像的经变换的 ROI 或 VOI 执行定量分析。在一个实施例中, 采集初始对比图像和组织图像对包括在采集对比图像之前采集组织图像。

[0039] 根据另一个实施例, 该初始对比图像和组织图像对可以包括为了定量 CEUS 分析的目的而被选择作为初始图像对的任何图像对, 这并不必然意味着该图像对必须包括所获得的第一个图像对。在另一个实施例中, 建立在初始采集的组织图像中的 ROI 或 VOI 包括手动识别基准组织图像内的 ROI 或 VOI。在另一实施例中, 采集初始对比图像和组织图像对的步骤包括以对比图像和组织图像彼此自动配准的方式同时或几乎同时采集对比图像和组织图像。结果, 在基准组织图像中定义的 ROI 或 VOI 在基准对比图像中描绘出相同 ROI 或 VOI。另外, 采集当前对比图像和组织图像对包括以当前对比图像和当前组织图像彼此自动配准的方式同时或几乎同时采集当前对比图像和当前组织图像, 另外, 其中在当前组织图像中定义的 ROI 或 VOI 在当前对比图像中描绘出相同 ROI 或 VOI。

[0040] 根据又一个实施例, 该方法还包括重复以下步骤: 即采集下一个对比图像和组织图像对、建立下一个当前组织图像和基准组织图像之间的帧到帧配准、使用下一个当前组

织图像帧和基准组织图像帧之间的帧到帧配准来将 ROI 或 VOI 从 (i) 基准对比图像传递到 (ii) 下一个对比图像,由此在下一个当前对比图像中创建经变换的 ROI 或 VOI,并对下一个当前对比图像的经变换的 ROI 或 VOI 执行定量分析。另外,该方法包括将 CEUS 定量分析和从以下的组中选择的至少一个整合在一起,该组包括各附加诊断程序、各治疗程序,并且为介入程序和 / 或局部化治疗提供目标信息、导航和指引。

[0041] 在一个实施例中,(i) 采集下一个对比图像和组织图像对、(ii) 建立帧到帧配准以及 (iii) 使用当前组织图像帧和基准组织图像帧之间的帧到帧配准来将 ROI 或 VOI 从基准对比图像传递到当前对比图像的步骤一起包括基于图像的配准,该基于图像的配准对可能在初始基准对比图像和当前对比图像的采集之间已经发生的当前对比图像中的组织运动进行自动补偿。使用基于图像的配准实时产生对组织运动的自动补偿。

[0042] 根据另一个实施例,该方法还包括采集包括第  $i$  个对比图像和第  $i$  个组织图像的当前对比图像和组织图像对。建立帧到帧配准包括确定从基准图像到第  $i$  个组织图像的 ROI 或 VOI 运动变换  $T_i$ 。另外,根据基准图像的 ROI 或 VOI 内的图像信息到第  $i$  个组织图像的配准来确定该运动变换  $T_i$ 。 $T_i$  是描述对应的平移和旋转的变换。该方法使用帧到帧配准来传递 ROI 或 VOI,并且包括应用该变换  $T_i$  来将基准对比图像的 ROI 或 VOI 分别变换成第  $i$  个对比图像帧的  $ROI^i$  或  $VOI^i$ 。

[0043] 在又一个实施例中,该方法还包括对利用位置跟踪系统采集初始超声对比图像和组织图像对以及下一个超声对比图像和组织图像对的步骤进行整合。另外,该方法还包括用该跟踪系统测量超声探针的位置和取向中的至少一个,并且使用所测量的位置 / 取向来更接近地对准基准组织图像中和第  $i$  个组织图像帧中的 ROI 或 VOI 并为它们之间的基于图像的帧到帧配准提供改进的起始点。另外,该方法包括使用探针跟踪来消除超声探针运动的旋转分量,其中基于图像的配准被进一步限制到对应于  $(x, y, z)$  坐标系中的平移的三个自由度 (3DOF) 而不是对应于  $(x, y, z, \theta_x, \theta_y, \theta_z)$  坐标系中的平移和旋转的六个自由度 (6DOF)。

[0044] 在另一个实施例中,该方法包括同时处理来自跟踪系统的跟踪位置信息和来自超声扫描仪的图像流,其中该超声扫描仪配置用于采集初始组织图像帧和对比图像帧以及第  $i$  个组织图像帧和对比图像帧。在基准图像采集过程中存储超声探针的姿态  $T_{\text{基准}}$ ,且针对每个随后第  $i$  个组织图像,计算第  $i$  个组织图像帧与基准组织图像帧之间的姿态差异  $T_{\text{基准}}^i$ 。该姿态差异  $T_{\text{基准}}^i$  被用于确定  $T_i^0$ ,其对应于在假设无组织运动的情况下与基准组织图像帧的 ROI 相比第  $i$  个组织图像帧的 ROI 或 VOI 姿态差异,其中任何明显运动仅是由相对于组织移动探针而引入的。最后,该姿态差异  $T_i^0$  被用作基于图像的配准过程的起始位置,以便确定从基准组织图像到第  $i$  个组织图像的 ROI 或 VOI 运动变换  $T_i$ ,其中根据基准图像的 ROI 或 VOI 内的图像信息到第  $i$  个组织图像的配置来确定该运动变换  $T_i$ 。

[0045] 根据另一个实施例,执行对第  $i$  个对比图像帧的  $ROI^i$  或  $VOI^i$  内的图像内容的定量分析包括生成定量结果。该方法还包括分析从多个随后采集的第  $i$  个对比图像帧中的单独各个获得的一时间序列的定量结果,以确定可以提供诊断信息的参数。另外,该定量分析包括计算亮度的平均值和标准偏差,且该参数包括组织灌注常数。

[0046] 更进一步地,超声扫描仪设备配置用于实现根据本公开的方法的各种实施例的定量 3D 对比增强超声 (CEUS) 分析。

[0047] 如本文讨论的,本公开的实施例涉及:使得能够自动量化体积超声对比图像,允许通过图像处理来创建包含从“原始”对比图像提取的信息的“参数”图像。根据本公开的实施例的方法有利地克服了现有方法中这种参数图像的创建由于图像运动伪影而显得繁琐的问题。本公开的实施例有利地自动补偿组织运动。

[0048] 本公开的实施例还包括空间跟踪系统,这为缺少空间跟踪系统的实施例的图像处理方法添加了稳健性。另外,该空间跟踪系统还可以用于整合所得的“参数”图像和图像指引系统,其中该“参数”对比图像(与“原始”对比图像相对)可以用于提供诊断信息以便在介入或治疗期间进行指引。

[0049] 虽然上面仅详细描述了几个示例性实施例,但本领域技术人员将容易认识到有可能在这些示例性实施例中做出很多修改而本质上并不偏离本公开的实施例的新颖教导和优点。例如,可以将本公开的实施例应用于对比增强超声成像研究。特别地,本发明可以通过提供目标信息和对活组织检查及治疗程序的指引来整合诊断和治疗。另外,超声扫描仪和 workstation 也可以包括单一单元,该单一单元配置用于实施本文所述的 CEUS 定量分析方法的各个方面。因此,旨在将所有这些修改包括在由随附权利要求限定的本公开的实施例的范围内。在这些权利要求中,装置加功能权项意欲覆盖本文描述的执行所述功能的结构,其不仅是结构等价物,而且是等价的结构。

[0050] 另外,一个或多个权利要求中置于括号内的任何参考符号都不应被解读为限制这些权利要求。词语“包括”和“包含”等整体上并不排除存在除任何权利要求或说明书中列出的元件或步骤外的其他元件或步骤。元件的单数指代并不排除这种元件的复数指代,反之亦然。一个或多个实施例可以借助于包括若干不同元件的硬件和/或借助于适当编程的计算机来实现。在列举若干装置的设备权利要求中,这些装置中的一些可以由一个且同一个硬件项体现。在彼此不同的从属权利要求中描述某些措施这一仅有事实并不表示不能使用这些措施的组合进行改进。

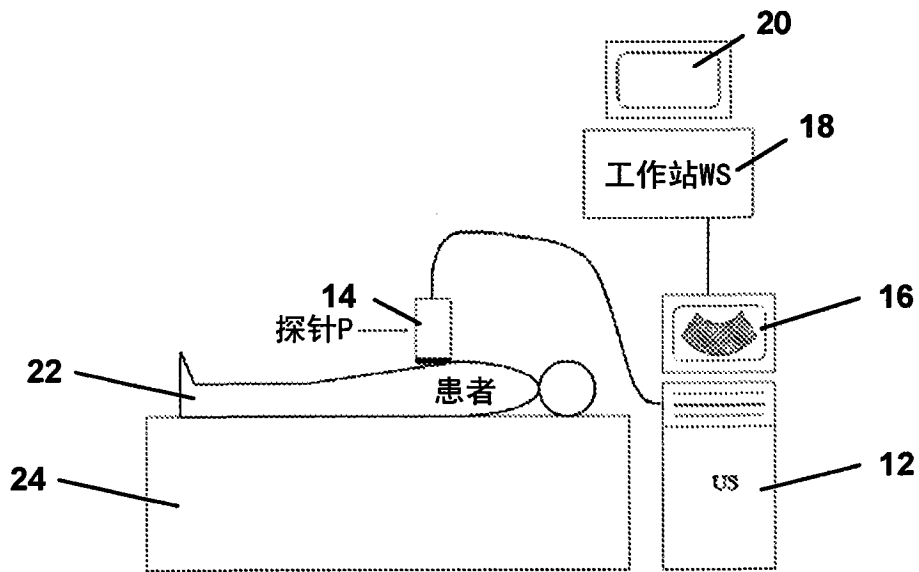
**10**

图 1

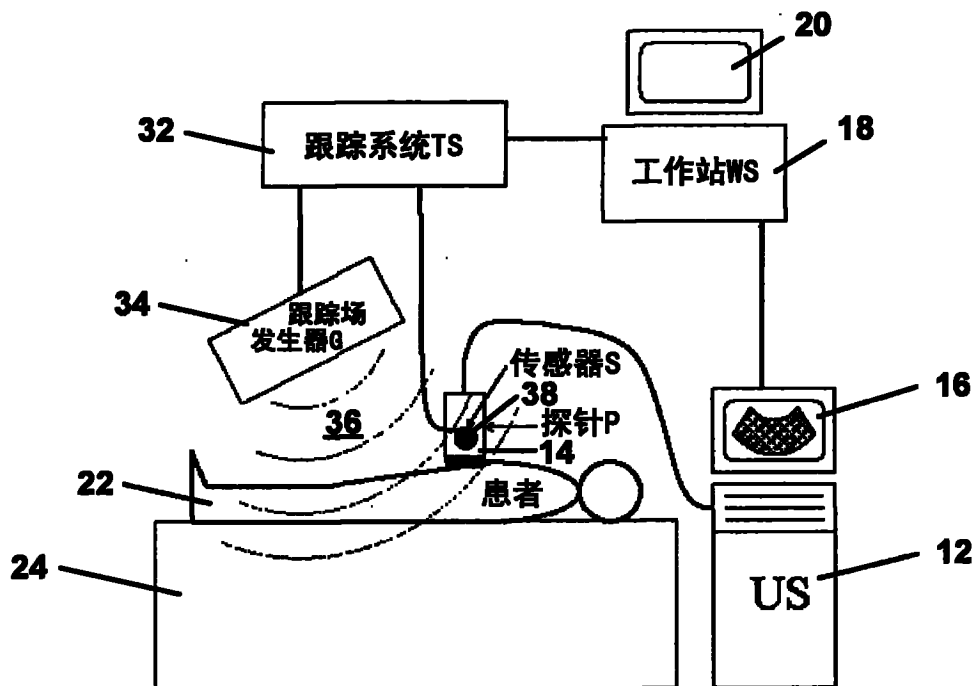
**30**

图 2

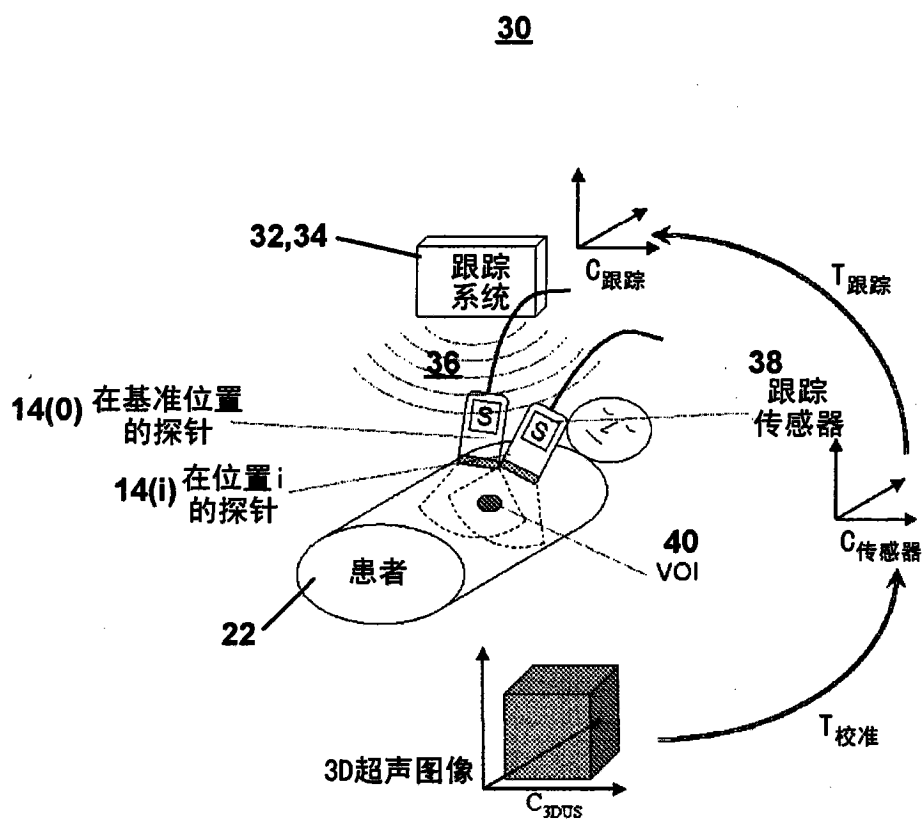


图 3

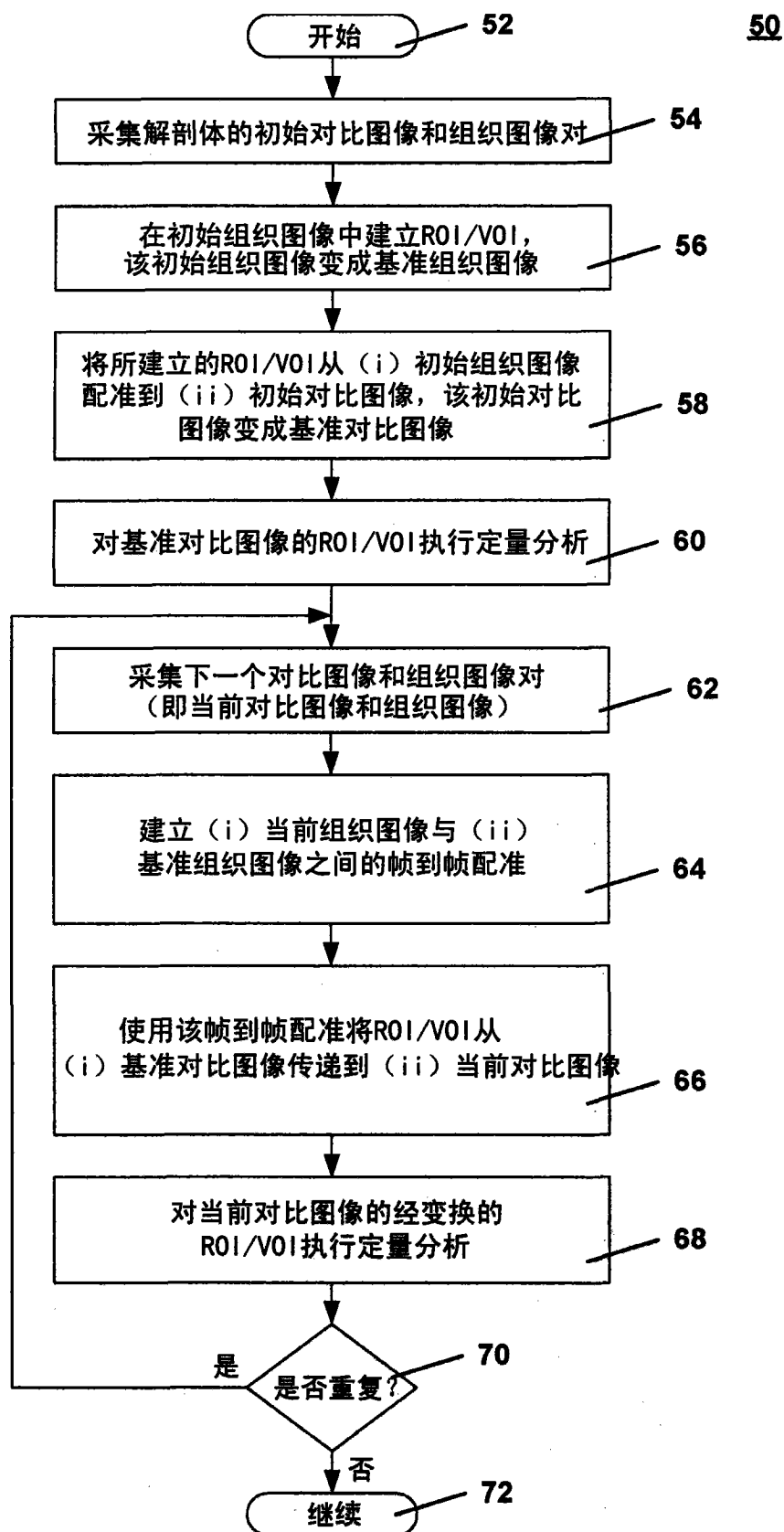


图 4

专利名称(译)	用于定量3D CEUS分析的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101861600A</a>	公开(公告)日	2010-10-13
申请号	CN200880116125.3	申请日	2008-11-05
[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	J克吕克尔 S徐		
发明人	J·克吕克尔 S·徐		
IPC分类号	G06T7/00 A61B8/00		
CPC分类号	G06T2207/30004 G06T7/0038 G06T2207/10132 A61B8/481 A61B8/4254 A61B8/4245 G06T7/38		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	60/987796 2007-11-14 US 61/045307 2008-04-16 US		
其他公开文献	CN101861600B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

一种用于定量3D对比增强超声(CEUS)分析的方法(50)包括采集(54)解剖体的初始的超声对比图像和组织图像对。在初始采集的组织图像中建立(56)感兴趣区域(ROI)或感兴趣体积(VOI)，使其变成基准组织图像。所建立的ROI/VOI从初始组织图像自动配准(58)到初始对比图像，使其变成基准对比图像。在基准对比图像的ROI/VOI上执行(60)定量分析。该方法还包括采集(62)下一个超声对比图像和组织图像对，其对应于第i个当前对比图像和组织图像对。在(i)当前组织图像和(ii)基准组织图像之间建立(64)帧到帧配准，在当前组织图像和基准组织图像之间使用(66)该帧到帧配准以将ROI/VOI从(i)基准对比图像传递到(ii)当前对比图像，由此在当前对比图像中创建经变换的ROI/VOI。然后对当前对比图像的经变换的ROI/VOI执行(68)定量分析。

