

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 6/00

A61B 6/03

A61B 5/055



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410100098.4

[43] 公开日 2005 年 6 月 1 日

[11] 公开号 CN 1620988A

[22] 申请日 2004.11.29

[21] 申请号 200410100098.4

[30] 优先权

[32] 2003.11.28 [33] FR [31] 03/50927

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 G·卡尔蒙 T·-Y·李

D·德鲁蒙德 K·普罗克诺夫

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

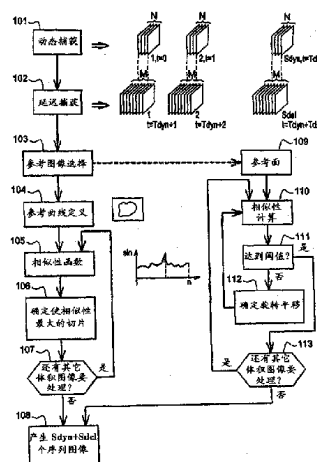
代理人 杨 凯 王忠忠

权利要求书 4 页 说明书 13 页 附图 2 页

[54] 发明名称 用于扫描活动对象的时间序列的方法和设备

[57] 摘要

为了延长扫描器进行检查的持续时间,该检查分成两个阶段来进行。在第一动态阶段(101)中,病人屏住呼吸,扫描器探查部位 R_{dyn},而在第二延迟阶段(102)中,病人自由地呼吸,扫描器探查部位 R_{del}。部位 R_{del}包括了部位 R_{dyn}。在延迟阶段捕获的图像与至少一个动态阶段图像对准(103-107, 109-113)。这种对准可以得到关于部位 R_{dyn}的覆盖长时段的图像序列。这种对准允许不受呼吸和心动周期的影响。



1. 一种用于从对象的第一部位 Rdyn(301)产生 S 个体积图像的序列的方法, 各体积图像包括 N 个剖面, 所述方法包括:

5 动态捕获(101)Sdyn 个体积图像, 此步骤延续第一时段 Tdyn;

 从所述对象的第二部位 Rdel(302)延迟捕获(102)Sdel 个体积图像, 各体积图像包括 M 个剖面, 所述延迟捕获延续与所述第一时段 Tdyn 相近的第二时段 Tdel, 所述第二部位 Rdel 包括所述第一部位 Rdyn;

10 对于在所述延迟捕获期间所得的 M 个剖面的各体积图像提取 (103-107,103-113)信息要素, 从而可以重构 N 个剖面, 所述重构的 N 个剖面对应于与来自所述动态捕获阶段的体积图像的 N 个剖面最相似的标准, 所述重构的 N 个剖面形成所述第一部位 Rdyn 的体积图像; 以及

15 生成(108)S 个体积图像的序列, 其中 S 等于所述动态和延迟捕获图像之和(Sdyn+Sdel), 这是通过将所捕获的动态(Sdyn)体积图像和所重构的(Sdel)体积图像按其捕获顺序并置在一起来实现的。

 2. 如权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, M 大于 N, 所述 M 个剖面所探查的部位关于所述 N 个剖面所探查的部位对称。

20 3. 如权利要求 1 或 2 所述的方法, 其特征在于, 在所述延迟捕获期间, 所述对象在活动面上保持不动, 所述活动面沿着平行于传感器的旋转轴的方向平移。

 4. 如权利要求 1 到 3 中任一项所述的方法, 其特征在于, 所述对象在所述动态捕获期间屏住呼吸, 而在所述延迟捕获期间自由地呼吸。

25 5. 如权利要求 1 到 4 中任一项所述的方法, 其特征在于, 从在所述第二时段 Tdel 期间捕获的体积图像中提取信息是由操作员来执行的。

6. 如权利要求 1 到 5 中任一项所述的方法, 其特征在于, 从在所述第二时段 Tdel 期间捕获的体积图像中提取信息是自动进行的。

7. 如权利要求 1 到 6 中任一项所述的方法, 其特征在于, 对在所述第二时段 Tdel 期间捕获的至少一个图像进行体积图像的重构包括:

从所述动态捕获的 Sdyn 个图像之中选择(103)参考体积图像;

为选定图像的各剖面定义(104)参考曲线;

将各选定图像剖面与在所述第二时段 Tdel 期间捕获的体积图像中的 M 个剖面进行比较(105), 以便为这 M 个剖面确定与所述选定图像中的剖面之间的相似值, 所述比较利用了与所述参考曲线对应的坐标点; 以及

为各选定图像剖面选择使相似值最大的在所述第二时段 Tdel 期间捕获的体积图像剖面, 所述选择的结果是 N 个剖面的体积图像。

8. 如权利要求 7 所述的方法, 其特征在于, 对在所述第二时段 Tdel 期间捕获的各体积图像, 至少重复(107)所述比较和选择步骤。

9. 如权利要求 1 到 6 中任一项所述的方法, 其特征在于, 对在所述延迟阶段期间捕获的至少一个图像进行下述步骤:

从所述动态捕获的 Tdyn 个图像中选择(103)参考图像;

在所述参考图像中确定(109)参考面;

计算(110)所述参考图像和在所述延迟阶段期间捕获的图像之间的相似值;

为在所述延迟阶段期间捕获的图像评估(111)处理结束的阈值;

确定(112)使在所述时段 Tdel 期间捕获的图像与通过旋转平移而变换的参考图像之间的相似性函数最大的旋转/平移; 以及

从在所述时段 Tdel 期间捕获的体积图像中提取(113)与已被施加了选定旋转/平移的所述参考图像的体积相对应的信息。

10. 如权利要求 9 所述的方法, 其特征在于, 对于在所述时段 Tdel 期间捕获的各体积图像, 至少重复所述计算、评估和确定步骤。

11. 一种用于从对象的第一部位 $R_{dyn}(30)$ 产生 S 个体积图像的序列的设备, 各体积图像包括 N 个剖面, 所述设备包括:

用于提供所发出辐射的源的装置(205);

5 用于接收穿过对象之后的所发出辐射的装置(206), 所述对象处于所述用于提供所发出辐射的源的装置和所述用于接收所发出辐射的装置之间;

用于处理穿过对象之后的所发出辐射的装置(209);

用于根据穿过对象的所发出辐射来捕获对象的图像的装置(203);

10 用于在第一时段 T_{dyn} 上进行 S_{dyn} 个体积图像的动态捕获(101)的装置:

15 用于从所述对象的第二部位 $R_{del}(302)$ 延迟捕获(102) S_{del} 个体积图像的装置, 各体积图像包括 M 个剖面, 所述延迟捕获延续与所述第一时段 T_{dyn} 相近的第二时段 T_{del} , 所述第二部位 R_{del} 包括所述第一部位 R_{dyn} ;

20 用于对于在所述延迟捕获期间获得的 M 个剖面的各体积图像提取(103-107,103-113)信息要素、从而可以重构 N 个剖面的装置, 所述重构的 N 个剖面对应于与来自所述动态捕获阶段的体积图像的 N 个剖面最相似的标准, 所述重构的 N 个剖面形成所述第一部位 R_{dyn} 的体积图像; 以及

用于生成(108) S 个体积图像的序列的装置, 其中 S 等于所述动态和延迟捕获图像之和($S_{dyn}+S_{del}$), 这是通过将所捕获的动态(S_{dyn})体积图像和所重构的(S_{del})体积图像按其捕获顺序并置在一起来实现的。

25 12. 如权利要求 11 所述的设备, 其特征在于, 在所述延迟捕获期间, 所述对象在活动面上保持不动, 所述活动面沿着平行于传感器的旋转轴的方向平移。

13. 一种计算机设备, 包括用于执行权利要求 1 的步骤的装置。

14. 一种计算机程序，包括当在计算机上运行时执行权利要求 1 的步骤的代码装置。

15. 一种载体上的计算机程序，该载体上携带了当在计算机上运行时执行权利要求 1 的步骤的代码。

用于扫描活动对象的时间序列的方法和设备

5 相关申请的交叉引用

本申请要求享有 2003 年 11 月 28 日提交的法国专利申请 No.0350927 的基于美国法典第 35 条第 119(a)-(d)款的优先权，将该申请的全部内容通过引用结合于本文中。

10 技术领域

本发明的一个实施例涉及用于扫描活动对象的时间序列的方法和设备。本发明的一个实施例涉及用于产生活体中器官的部位的体积图像序列的方法和设备。本发明的领域在于医疗成像和可从活体内的器官获得图像序列的设备，所述活体优选为人。具体来说，本
15 发明的领域是断层密度计量学(tomodensitometry)或传统成像以及磁共振成像。

背景技术

在现有技术中，采用包括 X 射线、断层密度计量学或磁共振在
20 内的若干技术来进行器官检查，同时病人要屏住呼吸。这使获得的一个图像序列可以平均至多延续 30 秒。在现有技术中，当然可以在病人再次开始呼吸的时候继续检查，但是这不太受人关注，或者根本就不受关注。事实上，大多数器官会受到呼吸和心动周期的影响。就呼吸周期而言，这种情况对靠近膈膜的器官更是如此。因此，在
25 现有技术中，在病人正常呼吸时获得的图像是不可用的。实际上，检查的目的是为了从器官的特定部位获得图像序列。呼吸的影响使得它促成器官位移，这导致的直接后果是，所捕获的图像不再对应于想要观察的部位，或者所捕获的图像对应于该部位，但器官已变

形，或者图像模糊。在所有情况中，图像序列都不可用，因为它是不可读的或者就局部而言是不恰当的。这在很大程度上是真实的，以致于在病人呼吸时进行图像捕获是不切实际的。

5 在现有技术中，希望对器官和器官中的血液流动特性进行研究。这是通过在血液中注入造影剂来显现的。然而，与病人能屏住呼吸的时段对应的检查持续时间不足以显示出在一次血液循环期间所产生的全部现象。具体地说，可以研究血液循环中的动脉相，但无法研究静脉相。换言之，现有技术无法对器官消除造影剂的循环进行成像。

10 存在许多用于提取信息的方法。一个例子是采用在动态图像和延迟图像之间的对准。因此，图像捕获在两个连续阶段进行，即病人屏住呼吸的动态阶段和病人自由呼吸的延迟阶段。换句话说，确定施加于动态图像上的平移和旋转，使得该图像很好地与延迟图像结合在一起。这就允许确定从延迟图像中提取的信息以完成动态图像序列。

15

发明内容

在本发明的一个实施例中，这些问题通过一种用于产生延续较长时间的图像序列的方法和设备以及通过在对象、如病人呼吸时处理所捕获的图像而得以解决。在本文中，除非另有说明，否则图像应理解为指的是体积图像。因此，图像捕获可在两个连续阶段进行，即在病人屏住呼吸的动态阶段和在病人自由呼吸的延迟阶段进行。在动态阶段中，测量设备从器官的部位 R 产生图像。每个图像包括一定数量的 N 个固定剖面；根据传感器的结构，该数量是固定的。

20 剖面可视为图像平面，多个图像平面的并置就可构成体积图像。在动态阶段中，病人一般是不动的。在延迟阶段中，测量设备产生包括部位 R 在内的部位的图像。因此，延迟图像包括 $N+2P$ 个剖面。这 $N+2P$ 个剖面在空间上以在动态阶段中所捕获的 N 个剖面为中心。

25

相对于传感器来移动病人可完成这一过程。因此，病人可躺在活动台上。活动台的位移是关于传感器的位置对称的。动态图像用于指在动态阶段捕获的图像，而延迟图像指在延迟阶段捕获的图像。对延迟阶段来说，通过相对于病人来移动传感器获得相同的图像。

- 5 在完成捕获后，采用由动态图像所产生的信息来从延迟图像中提取重构 N 个剖面所需的信息。换言之，从 $N+2P$ 个延迟图像剖面中提取与动态图像中的 N 个剖面最相似的 N 个剖面；这些提取的 N 个剖面使得可以重构与动态图像相当的图像。对于在延迟捕获阶段捕获的每个延迟图像重复这种重构过程。由此得到包括动态图像和
- 10 重构图像的图像序列。

附图说明

在阅读以下描述并查看附图后会最佳地理解本发明。这些描述和图是为举例说明而提供的，并不限制本发明。图中：

- 15 图 1 是根据本发明的一个实施例的方法的步骤的说明；
- 图 2a 和图 2b 是用于实现根据本发明的一个实施例的方法的设备的示意表示；
- 图 3 是不同捕获阶段的探查部位的说明；以及
- 图 4a 和 4b 是严格对准的原理的说明。

20

具体实施方式

- 图 1 示出用于从活体中的器官动态捕获体积图像的步骤 101。实际上以及出于说明的目的，活体是人。然而，本发明对于其它活体同样有效，事实上，对于所有较高级的生命体均有效。这样，调节
- 25 执行图像捕获的设备的捕获参数就足够了。

 图 2a 示意说明体积图像捕获设备。在描述中考虑传统的扫描仪，但实际上此设备也可以是磁共振设备。图 2a 示出其上固定有臂 202 的底架 201。底架 201 和臂 202 为捕获装置 203 和水平检查台 204 提

供支撑。捕获装置 203 是大致环状的，检查台 204 经过定位，使得躺在该检查台上的病人处于装置 203 的中央。装置 203 包括发射器 205 和传感器 206，在发射器发出的辐射已穿过病人身体和希望成像的器官之后，传感器 206 测量所述辐射。台 204 包括平台 207，可相对于底架 201 和装置 203 移动。这里应指出，这仅是图像捕获设备的一个例子。实际上，可以是传感器相对于台移动，并且台可以是垂直的或倾斜的。

图 2b 说明在直径方向上相对设置发射器 205 和传感器 206。在各幅图中，采用相同的标号来表示相同的元件。在检查过程中，发射器 205 和传感器 206 围绕平台 207、因此围绕躺在此平台上的病人 208 作圆周运动。在图像捕获期间，病人 208 固定于平台 207 上，平台 207 在图像捕获期间根据希望成像的病人部位来定位。

图 2b 还示出连接到处理装置 209 的装置 203。该处理装置 209 实施本发明中除图像捕获之外的步骤。处理装置 209 与图像捕获设备接口，或者与此设备集成在一起。因此，处理装置包括至少一个微处理器、连接到装置 203 的连接装置、程序和工作存储器以及人/机界面。当动作是自动的时，这意味着处理装置在不需要人干预的情况下执行动作。人/机界面使得根据本发明的处理的结果直观化。当动作由装置引起时，此动作由装置的微处理器在存储于装置的程序存储器中的指令代码的控制下执行。

如图 1 所示，在步骤 101，操作员让病人 208 躺在平台 207 上。然后，操作员根据必须要成像的器官来定位平台。该器官可以是任何器官，例如肝脏、肾脏或胰腺。因此，该平台定位成使病人的想要成像的部位 Rdyn 处于发射器 205 和传感器 206 之间。一旦完成该定位，就要求病人屏住呼吸，这样就开始了动态阶段。此动态阶段的持续时间 Tdyn 或者是预定的，或者与病人的屏气能力有关。因此，动态阶段的持续时间或者是任意预定的，或者是通过对病人进行屏气测试来预定，或者通过捕获设备检测病人的呼吸周期的重新开始

来确定。

在动态阶段中，图像捕获设备设置为在一定频率下捕获图像。图像结构、特别是构成图像的剖面的数量以及这些剖面的厚度与传感器的结构有关系。图 1 说明动态阶段的结果是一系列的 S_{dyn} 图像，各个图像均包括 N 个剖面。在图 1 中， N 等于 4，实际中 N 等于 16，但是，本发明仍可应用于具有任何数量的剖面的捕获图像。通常，部位 R_{dyn} 的宽度为 2 厘米。此宽度随所用传感器的类型而变。动态阶段持续 T_{dyn} 。在实际中， T_{dyn} 等于 30 秒，很少超过 45 秒。在 T_{dyn} 期间，设备例如以每秒一个图像的频率捕获图像。如果设备允许，还可采用更高的频率。如果检查不要求这种精度，可采用更低的频率。在动态阶段中可利用约 1 秒或更小的快速捕获频率，因为病人没有沿传感器的旋转轴的位移。

在以下描述中， T_{dyn} 等于 30 秒，图像捕获频率为每秒一个图像。因此，在步骤 101 结束时，装置 203 已经获取了 $S_{dyn}=30$ 个动态图像。这些图像记录在处理装置 209 中。

步骤 101 进行到用于延迟图像捕获的步骤 102。在此延迟阶段中，平台 207 沿着装置 203 的旋转轴进行平移运动。此平移方向还与装置 203 的成像方向正交。该方向是循环的，这样在一个循环期间对包括部位 R_{dyn} 在内的部位 R_{del} 进行成像。图 3 说明包括在部位 R_{del} 302 中的部位 R_{dyn} 301。在实际中，部位 R_{del} 以部位 R_{dyn} 为中心。部位 R_{del} 包括 M 个剖面， M 大于 N ， $M=N+2P$ 。在这种情况下，部位 R_{del} 在空间上对应于已在两侧增加了 P 个剖面的部位 R_{dyn} 。例如， P 等于 $N/2$ 。例如，部位 R_{del} 延伸了 4 厘米。这涉及假设 P 等于 8 或 N 等于 16。这种延伸根据成像器官相对于隔膜的位置可在其它数值之间变化。部位 R_{del} 不一定要关于部位 R_{dyn} 对称，但部位 R_{dyn} 必须包括在部位 R_{del} 中。

就病人相对于传感器移位的程度而言，不可能保证与在动态阶段中一样高的图像捕获频率。就延迟阶段而言，图像捕获频率约为

每 5 秒 1 个图像。延迟阶段持续 T_{del} 。 T_{del} 可以如所希望的那样长或短。在实际中， T_{del} 等于约 2 分 30 秒。因此在延迟阶段中，装置 203 捕获 $S_{del}=30$ 个图像，这些图像中的每一个均包括 M 个剖面。

因此在步骤 102 结束时，处理装置 209 已经记录了 $S=S_{del}+S_{dyn}$ 个图像。在该描述的示例中， S 等于 60，对应于 $T_{del}+T_{dyn}=3$ 分钟的检查。因此，时段 T_{del} 接近时段 T_{dyn} 。这意味着时段 T_{del} 紧跟时段 T_{dyn} 。要再次指出，对于延迟阶段的持续时间无任何限制，因此该时间也不限制在此阶段中可捕获的图像数量。

步骤 102 进行到用于选择参考图像或选定图像的步骤 103。根据此参考图像，装置 209 在延迟图像中搜索相关信息。动态图像的特征在于，它们都以地为参照物。即，如果考虑一个动态图像的体素，则此动态图像中具有相同坐标的所有体素都对应于成像器官的相同部位。因此，从选择的参照物的角度来看，所有动态图像都是等效的。在实际中采用第一个捕获的动态图像，然而也可以利用任何所捕获的动态图像来执行处理。

步骤 103 进行到用于定义参考曲线的步骤 104。该步骤针对每个参考图像剖面来进行。参考曲线是例如描绘在一个剖面中成像的器官的轮廓的曲线。参考曲线还可以是一个剖面中的任何曲线。参考曲线的点最好在成像器官中或接近该成像器官。该参考曲线或者由操作员利用装置 209 的人/机界面来绘制，或者由实现了形状识别算法的装置 209 来自动确定。参考曲线对于不同剖面可以相同。

步骤 104 进行到用于确定相似性函数的步骤 105。在此步骤之前，装置 209 已选择了一个延迟图像作为正处理的延迟图像。在步骤 104，装置 209 选择参考图像的一个剖面，并计算此剖面与所处理的各延迟图像剖面的相似值。相似值衡量两个剖面之间的相似程度。此计算的结果可由在其 y 轴上是相似值、在其 x 轴上是正处理的延迟图像剖面索引的曲线来表示。对于每个参考图像剖面计算这些曲线。因此，得到 N 个相似性曲线。

步骤 106 确定正处理的延迟图像中与参考图像剖面最相似的剖面。从相似性曲线中，为每个参考图像剖面选择所处理延迟图像的、使与参考图像剖面相关的相似性曲线最大的剖面。因此，在选择过程结束时，得到 N 个延迟图像剖面，使称为重构图像的 N 个剖面的图像可被重构。重构通过将选定剖面按照它们所对应的参考图像剖面的顺序并置在一起来进行。

在实际中不必计算相似性曲线，只需针对各参考图像剖面来确定哪个延迟图像剖面具有最大相似性，即哪个剖面最类似于参考图像剖面。引入相似性曲线是为了使选择过程清楚地直观化而作的变型。

例如通过计算在由第一剖面中的参考曲线所界定的关注部位(ROI)点和第二剖面中的类似 ROI 之间存在的共同信息，得到这两个剖面之间的相似值。获得两个剖面之间相似值的另一方式是计算由第一剖面中的参考曲线所界定的 ROI 体素值和第二剖面中的类似 ROI 体素值之间的平均偏差。在后一种情况中，由于计算的值较小，因此相似性均较大。可针对参考曲线或任意点或所有剖面点来计算这些值。

在一种变型中，可以使延迟图像剖面相对于参考图像剖面位移，以便提高与参考图像剖面的相似值。这种位移则在剖面平面中进行。在延迟阶段中，这种位移允许按照与平台 207 的位移方向不共线的方向来考虑器官位移。这便是对准。在这种变型中，相对于所处理的延迟图像剖面，考虑与参考图像剖面相关的几个位置，并且保持给出最佳相似值的位置。

步骤 106 进行到用于确定未处理延迟图像的数量步骤 107。在步骤 107，装置 209 确定在延迟阶段捕获的所有图像是否已被处理好。如果没有处理好，则处理那些尚未处理的图像中的下一个图像。也就是说，改变正在处理的延迟图像，从步骤 107 转到步骤 105。这事实上便是延迟图像的典型重复处理，因此对每个捕获的延迟图像得

到重构图像。延迟图像例如按照它们捕获的顺序来处理。在这种情况下，可在延迟捕获阶段结束前开始处理所捕获的第一延迟图像。

5 如果所有延迟图像均已被处理，那么步骤 108 从成像器官的部位 Rdyn 产生 Sdyn+Sdel 个图像的序列。该序列是通过按照捕获顺序并置动态图像、接着按照它们所对应的延迟图像的捕获顺序来并置重构图像而产生的。一旦产生了该序列，便可通过装置 209 的人/机接口和/或处理算法来直观化、处理和解释。

装置 209 可实现步骤 103 至 107。

10 在一种变型中，步骤 103 至 107 的过程由操作员来执行。操作员通过直观地评估剖面间的相似程度来执行相似性计算。

在另一种变型中，从步骤 103 转到用于定义参考面的步骤 109。该参考面是在参考图像体积中定义的，可能处于该图像的几个剖面中。该面用点来描绘，各点均具有坐标。该面最好包括在作为检查对象的器官中。

15 步骤 109 进行到用于计算相似性的步骤 110。在步骤 109 之前，装置 209 已经选择了一个延迟图像，它将被视为正处理的延迟图像。在该前一步骤中，装置 209 还将参考图像定位在正处理延迟图像中的开始位置。事实上已经知道，部位 Rdyn 包括在部位 Rdel 中。因此，可将动态图像置于延迟图像中。优选地，在该前一步骤中，将参考图像置于正处理的图像中央。

20 在步骤 110，装置 209 计算参考图像与所处理图像之间的相似性，该参考图像这时被置于所处理图像中。针对描绘参考面的点来进行此计算。对于每个参考面点，装置 209 还确定应沿哪个方向移动点，从而提高相似值。通过考虑定义参考面的各点的相邻点来确定该方向。这种点就是定义点。

25 因此，针对各定义点，计算与所处理图像中的所有相邻点的相似值。相邻点允许获得最佳相似值，这便确定了应沿哪个方向移动定义点，从而提高位于所处理图像中的参考图像的所计算相似值。

在步骤 110 中的相似性计算结束时, 装置 209 就完全知道了位于所处理图像中的参考图像的相似值。对于每个定义点, 装置 209 还完全知道了应当沿哪个方向移动定义点以提高上述相似值。

5 通过计算共同信息、各点的值之间的平均偏差或者其它任何可评估两个图像之间相似性的方法, 完成相似性计算。方向例如是单位向量。向量的源头是定义点, 它在定义点的相邻点的方向上延伸, 使得相似值得到最大的提高。在一种变型中, 方向具有无单位的向量长度, 该向量长度与由所述相邻点所导致的提高成比例。

10 步骤 110 进行到用于评估阈值的步骤 111。至少有两种可能的标准来评估阈值。第一标准是预定的相似值。一旦达到了该值, 就认为已经确定了与所处理图像最相似的参考图像的位置。第二阈值标准是用于处理延迟图像的最大重复次数。根据步骤 112, 该重复对应于位移。如果达到了该重复阈值, 就认为无法进一步提高参考图像和所处理图像之间的相似程度。这两种阈值标准可以结合起来使用, 15 或者单独使用。

如果达到了阈值, 就从步骤 111 转到步骤 113, 步骤 113 用于提取信息并确定要处理的下一个延迟图像。

如果未达到阈值, 就从步骤 111 转到步骤 112, 步骤 112 用于确定变换, 即平移和旋转。

20 在步骤 112, 装置 209 利用在步骤 110 中计算的方向来确定将设计的哪种合成变换施加到处于其当前位置的参考图像, 以便提高相似值。一旦确定后, 就将设计的合成变换施加到参考图像, 参考图像则到达所处理图像中的新位置。

25 该设计的合成变换是与定义点有关的所有方向的结果。因此, 得到施加于参考图像的平移和旋转, 从而在所处理图像中移动该图像。这种位移具有提高所处理图像和这样移动后的参考图像之间相似值的效果。这示于图 4b 中, 图中显示了包括由定义点确定的参考面的参考图像。在各定义点, 与之相关的方向由向量来表示。各向

量具有相对于其相连定义点的方向,各向量均具有向量长度。步骤 112 进行到步骤 110。

5 步骤 110 到 112 可重复进行,直到达到了阈值为止。这又回到使参考图像在所处理图像中一点一点地移动,直到发现了使相似值最大的参考图像的位置为止;即,直到所处理图像和这样定位的参考图像之间相似程度最大为止。

确定设计的合成变换的动作回到确定位移。该位移也用作重复结束的标准。当该位移变得小于预定值时,这种重复便中断。

10 在步骤 113,装置 209 知道了参考图像的位置。装置 209 还知道了使参考图像处于该位置的设计整体变换。这种设计的整体变换是在用于所处理图像的步骤 112 中所确定的所有设计合成变换的结果。在达到了阈值时,装置 209 便从所处理图像中提取与参考图像的位置对应的点。这样就得到提取图像,装置 209 将在该提取图像中施加设计整体变换的旋转的反向,以得到重构图像。这种重构图像与
15 参考图像相当,因为它具有相同的大小、相同的剖面数量,并对应于成像器官的相同部位。这示于图 4a 中,图中显示了延迟图像 402 中的参考图像 401 的位置。该位置是倾斜的。从该位置,通过施加与设计整体变换相反的旋转,从延迟图像 402 信息中得到重构图像 403,该重构图像 403 包括与参考图像 401 相同数量的剖面。

20 在步骤 113,装置 209 确定是否保留至少一个未处理的延迟图像。如果不这样,则从步骤 113 转到步骤 108。如果是这样,则装置 209 获取所处理图像中按捕获顺序的下一延迟图像。该图像成为正处理的新图像,并且进行到步骤 110。

25 步骤 109 到 113 的变型执行严格对准,也就是说,参考面不产生变形。在实际中,可以使用非严格对准,允许参考面变形。这用于除移动外还产生变形的器官。

装置 209 实现步骤 109 到 113。在一种变型中,操作员可评估使参考图像和所处理图像之间的相似性最大的位置。

上述严格对准的原理也可应用到步骤 105 到 107 的变型中。在这种情况下，考虑的是图像(剖面)，而不是考虑体积(图像)。这便构成另一种变型。

5 在利用严格对准的变型中，对于所有所处理的延迟图像来说，参考曲线可能是相同的，或者可以针对各延迟图像来重新定义。

本发明的一个实施例允许进行目的为产生图像序列的检查，这些检查具有长的持续时间。“长的”应理解成指的是超过 30 秒，或者是比人的正常屏气能力长的持续时间。

10 长持续时间的检查处理使外渗现象可以更好地直观化，建立更多的相关灌注图，并且更广义地说，允许具有长生理周期的所有现象的更佳直观化。

该过程的所有步骤 101 到 113 可由装置 209 自动地执行，即不需要操作员干预。

15 因此，本发明的实施例提供了一种用于从活体中器官的部位 R_{dyn} 生成 S 个体积图像的序列的方法和设备，各体积图像包括 N 个剖面，该过程包括 S_{dyn} 个体积图像的动态捕获步骤，此步骤在该活体屏气期间的时段 T_{dyn} 上持续进行。在动态捕获阶段中，该活体可在某一表面上保持不动，而该表面本身相对于传感器的旋转轴保持不动。

20 该过程包括下列步骤。在活体中器官的部位 R_{del} 中进行 S_{del} 个体积图像的延迟捕获，各体积图像包括 M 个剖面，该延迟捕获在与时段 T_{dyn} 相近的时段 T_{del} 上持续进行，部位 R_{del} 包括部位 R_{dyn} 。对在延迟捕获期间得到的 M 个剖面的各体积图像提取信息要素，使得能够重构 N 个剖面，这些重构的 N 个剖面对应于与来自动态捕获阶段中的体积图像的 N 个剖面最相似的标准，这些重构的 N 个剖面
25 形成了部位 R_{dyn} 的体积图像。通过按照其捕获顺序来并置 S_{dyn} 个捕获体积图像和 S_{del} 个重构体积图像，得到 S 个体积图像的序列，其中 $S=S_{dyn}+S_{del}$ 。

本发明的一个实施例能够产生包括大量图像的图像序列。本发

5 明的一个实施例能够产生覆盖了比检查对象的最大屏气能力或呼吸暂停更长的持续时间的图像序列。本发明的一个实施例能够产生覆盖器官中血流的动脉相和静脉相的图像序列。本发明的一个实施例能够使器官中的外渗现象直观化。本发明的一个实施例能够促进对癌症类疾病的诊断。本发明的另一目的是允许对器官进行非侵入性检查。

10 在该方法的一个实施例中， M 大于 N ， M 个剖面所探查的部位关于 N 个剖面所探查的部位对称。在该方法的一个实施例中，在延迟捕获步骤期间，活体在活动面上保持不动，该活动面在平行于传感器旋转轴的方向上平移。在该方法的一个实施例中，活体在动态捕获步骤期间屏住呼吸，并在延迟捕获步骤期间自由地呼吸。在该方法的一个实施例中，从在时段 T_{del} 期间所捕获的体积图像中提取信息由操作员来进行。在该方法的一个实施例中，从在时段 T_{del} 期间所捕获的体积图像中提取信息可自动地进行。

15 在该方法的一个实施例中，为了重构体积图像，对在时段 T_{del} 期间所捕获的至少一个图像实行下述步骤：从来自动态捕获步骤的 S_{dyn} 个图像中选择参考体积图像；为各选定的图像剖面定义参考曲线；将各选定图像剖面与在时段 T_{del} 期间所捕获的体积图像的 M 个剖面进行比较，以便为这 M 个剖面确定与选定图像剖面相比较的相似性，这种比较涉及到与参考曲线对应的坐标点；为各选定图像剖面选择相似值最大的在时段 T_{del} 期间所捕获的体积图像剖面，选择的结果就是 N 个剖面的体积图像。

在本发明的一个实施例中，对于在时段 T_{del} 期间所捕获的各体积图像，至少重复比较步骤和选择步骤。

25 在该方法的一个实施例中，对在延迟阶段捕获的至少一个图像进行下述步骤：从来自动态捕获步骤的 T_{dyn} 个图像中选择参考图像；在参考图像中确定参考面；计算参考图像和在延迟阶段捕获的图像之间的相似值；为在延迟阶段捕获的图像评估处理完成的阈值；确

定使在时段 Tdel 期间所捕获的图像与通过旋转平移而变换的参考图像之间的相似性函数最大的旋转/平移；以及从在时段 Tdel 期间所捕获的体积图像中提取与已施加了选定的旋转/平移的参考图像的体积相对应的信息。

- 5 在该方法的一个实施例中，对于在时段 Tdel 期间所捕获的各体积图像，至少重复计算、评估和确定步骤。

在不脱离本发明的范围的前提下，本领域的技术人员可以制订或提出对所公开实施例的功能和/或方式和/或结果和/或步骤和/或结构的各种修改及其等效物。

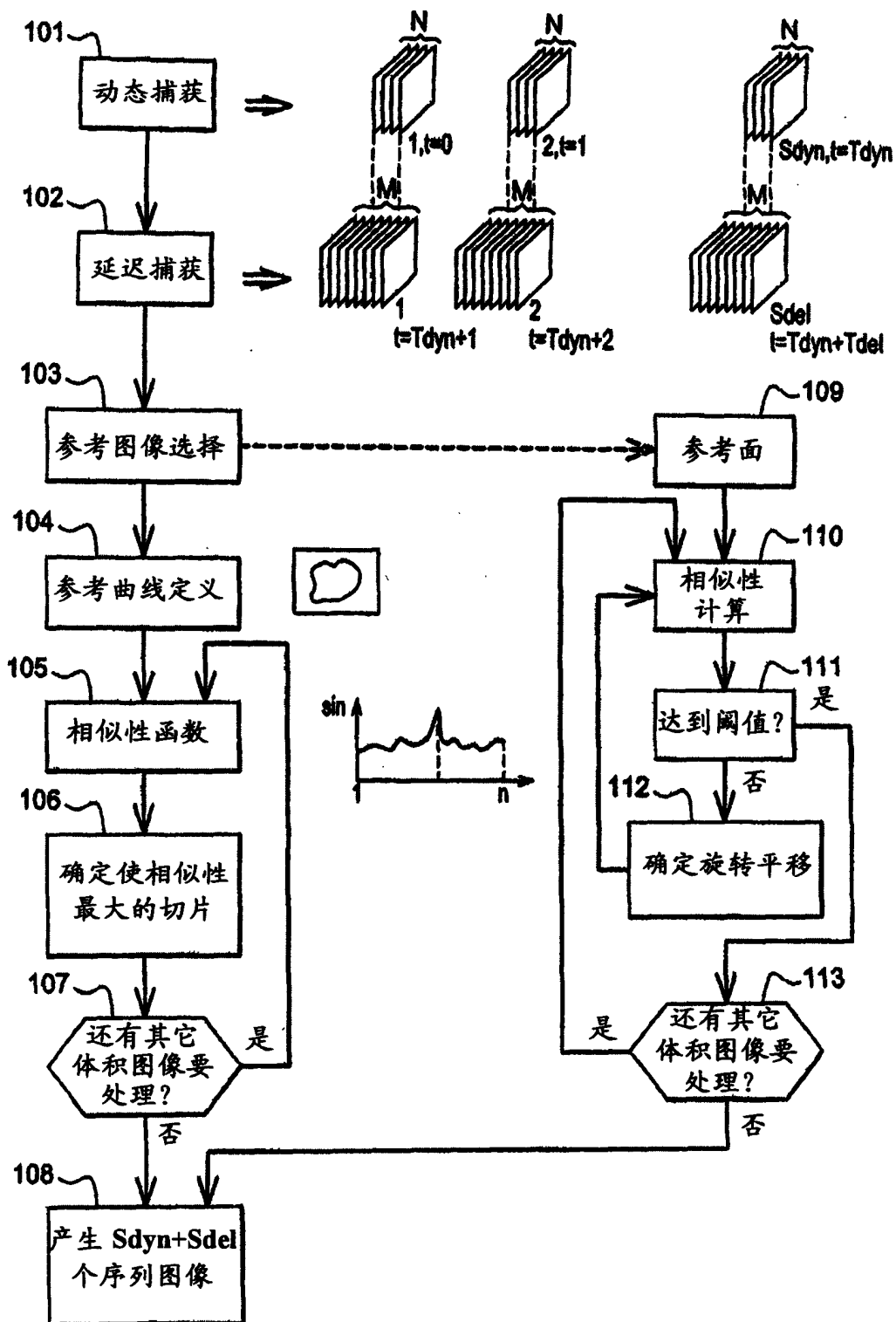


图 1

图 2a

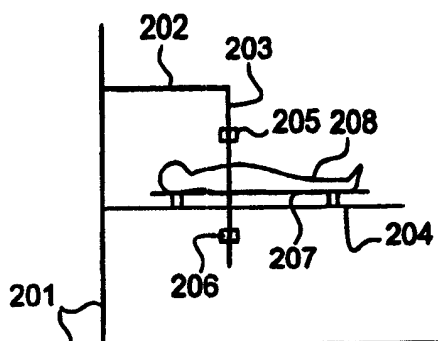


图 2b

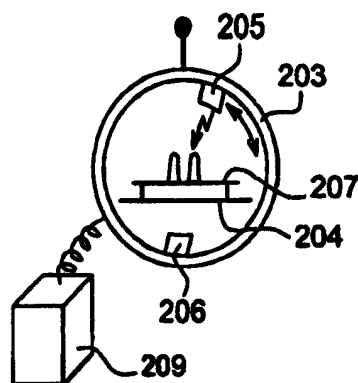


图 3

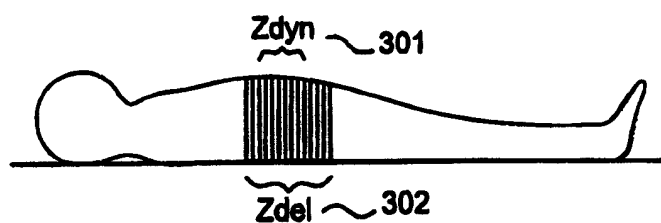


图 4a

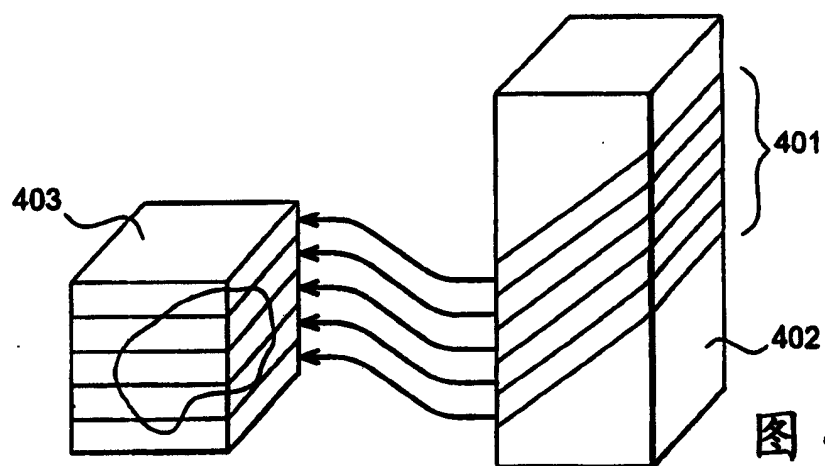


图 4b

