



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103648397 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 19

(21) 申请号 201280031580. X

地址 荷兰艾恩德霍芬

(22) 申请日 2012. 06. 21

(72) 发明人 A·K·贾殷 D·A·斯坦顿

(30) 优先权数据

C·S·霍尔

61/501, 271 2011. 06. 27 US

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

72002

2013. 12. 26

代理人 刘瑜 王英

(86) PCT国际申请的申请数据

(51) Int. Cl.

PCT/IB2012/053138 2012. 06. 21

A61B 8/00 (2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

A61B 8/08 (2006. 01)

W02013/001424 EN 2013. 01. 03

G06T 7/00 (2006. 01)

G06T 3/00 (2006. 01)

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

权利要求书2页 说明书10页 附图15页

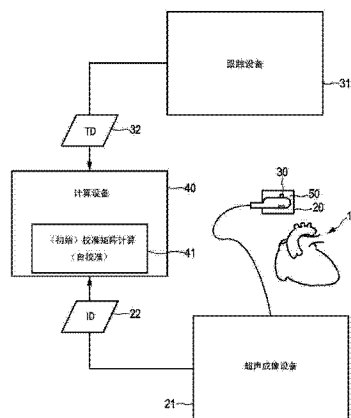
(54) 发明名称

超声图像引导的系统与基于体积运动的校准方法

(VM IB) 表示从所述成像数据 (22) 导出的至少两个图像体积 (13i、13j) 的图像运动。所述基于跟踪的体积运动 (VM TB) 表示从所述跟踪数据 (32) 导出的所述图像体积 (13i、13j) 的跟踪运动。

(57) 摘要

本发明涉及一种超声图像引导的系统以及一种用于操作这种系统的基于体积运动的校准方法。所述系统包括一个或多个超声探头 (20)，所述一个或多个超声探头能用于生成解剖对象 (10) 的图像体积 (13i、13j)。所述系统还包括适配器设备 (50)，所述适配器设备包括至少一个位置传感器 (30)，所述适配器设备 (50) 针对一个使用事件能附接到所述超声探头 (20) 之一。所述至少一个位置传感器 (30) 从一个使用事件到另一个使用事件，相对于所述一个或多个超声探头 (20) 处于可变位置。所述系统还包括跟踪设备 (51)，所述跟踪设备能用于生成跟踪数据 (32)，所述跟踪数据表示在坐标系 (11) 内对所述至少一个位置传感器 (20) 的跟踪；以及超声成像设备 (21)，所述超声成像设备能用于基于所述图像体积 (13i、13j) 生成所述解剖对象 (10) 的成像数据 (22)。所述系统还包括计算设备 (40)，所述计算设备能用于针对每个使用事件，通过使用基于图像的体积运动 (VM IB) 和基于跟踪的体积运动 (VM TB) 计算校准矩阵 (51)，来相对于所述至少一个位置传感器 (30) 的所述坐标系 (11) 自动地自校准所述成像数据 (22)。所述基于图像的体积运动



1. 一种超声图像引导的系统,所述系统包括:

- 一个或多个超声探头(20),其能用于生成解剖对象(10)的图像体积(13i、13j);
- 适配器设备(50),其包括至少一个位置传感器(30),所述适配器设备(50)针对一个使用事件能附接到所述超声探头(20)之一,其中,所述至少一个位置传感器(30)从一个使用事件到另一个使用事件,相对于所述一个或多个超声探头(20)处于可变位置;
- 跟踪设备(51),其能用于生成跟踪数据(32),所述跟踪数据表示在坐标系(11)内对所述至少一个位置传感器(20)的跟踪;
- 超声成像设备(21),其能用于基于所述图像体积(13i、13j)生成所述解剖对象(10)的成像数据(22);以及
- 计算设备(40),其能用于针对每个使用事件,通过使用基于图像的体积运动(VM_{TB})和基于跟踪的体积运动(VM_{TB})计算校准矩阵(51),来相对于所述至少一个位置传感器(30)的所述坐标系(11)自动地自校准所述成像数据(22),

所述基于图像的体积运动(VM_{TB})表示从所述成像数据(22)导出的至少两个图像体积(13i、13j)的图像运动,

所述基于跟踪的体积运动(VM_{TB})表示从所述跟踪数据(32)导出的所述图像体积(13i、13j)的跟踪运动。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,在所述计算设备(40)相对于所述至少一个位置传感器(30)的所述坐标系(11)自动地自校准所述成像数据(22)之前,所述系统为未校准的。

3. 如权利要求1所述的系统,其中,所述适配器设备(50)能重复用于多个使用事件。

4. 如权利要求1所述的系统,其中,所述适配器设备(50)为硬壳,所述硬壳具有被集成在其中或被附接到其的所述至少一个位置传感器(30)。

5. 如权利要求4所述的系统,其中,所述硬壳被分成适于彼此夹紧的至少两个部分。

6. 如权利要求1所述的系统,其中,所述适配器设备(50)为弹性管。

7. 如权利要求6所述的系统,其中,所述弹性管被热收缩在所述超声探头上。

8. 如权利要求1所述的系统,其中,所述适配器设备(50)为无弹性预成型管。

9. 如权利要求8所述的系统,其中,所述预成型管具有内部粘胶层。

10. 如权利要求1所述的系统,其中,所述基于图像的体积运动(VM_{TB})被计算为相对于第二图像体积(13j)在所述坐标系(11)内的图像位置(VL_{ji})的第一图像体积(13i)在所述坐标系(11)内的图像位置(VL_{ii})的函数,和/或其中,所述基于跟踪的体积运动(VM_{TB})被计算为如由所述跟踪数据(32)表示的第一图像体积(13i)在所述坐标系(11)内的跟踪位置(VL_{it})和如由所述跟踪数据(32)表示的第二图像体积(13j)在所述坐标系(11)内的跟踪位置(VL_{jt})的函数。

11. 如权利要求1所述的系统,其中,所述计算设备(40)能用于通过使用所述基于跟踪的体积运动和所述基于图像的体积运动求解线性方程,来计算所述校准矩阵。

12. 如权利要求1所述的系统,其中,所述至少一个位置传感器(30)为电磁传感器并且所述跟踪设备(51)为电磁跟踪设备。

13. 如权利要求1所述的系统,所述计算设备(40)还能用于执行对从所述自动自校准导出的所述校准矩阵(51)的验证测试,所述验证测试包括对所述基于图像的体积运动(VM_{TB})与所述基于跟踪的体积运动(VM_{TB})之间的绝对偏差的测试。

14. 一种用于操作超声图像引导的系统的基于体积运动的校准方法,所述系统包括:一个或多个超声探头(20),所述一个或多个超声探头能用于生成解剖对象(10)的图像体积(13i、13j);以及适配器设备(50),所述适配器设备包括至少一个位置传感器(30),所述适配器设备(50)针对一个使用事件能附接到所述超声探头(20)之一,其中,所述至少一个位置传感器(30)从一个使用事件到另一个使用事件相对于所述一个或多个超声探头(20)处于可变位置,所述方法包括如下步骤:

a) 生成跟踪数据(32),其表示在坐标系(11)内对所述至少一个位置传感器(30)的跟踪;

b) 基于所述图像体积(13i、13j)生成所述解剖对象(10)的成像数据(22);并且

c) 针对每个使用事件,通过使用基于图像的体积运动(VM_{IB})和基于跟踪的体积运动(VM_{TB})计算校准矩阵(51),来相对于所述至少一个位置传感器(30)的所述坐标系(11)自动地自校准所述成像数据(22),

所述基于图像的体积运动(VM_{IB})表示从所述成像数据(22)导出的至少两个图像体积(13i、13j)在所述坐标系(11)内的图像运动,

所述基于跟踪的体积运动(VM_{TB})表示从所述跟踪数据(32)导出的所述图像体积(13i、13j)在所述坐标系(11)内的跟踪运动。

15. 一种包括程序代码模块的计算机程序,所述程序代码模块用于当所述计算机程序在计算机上执行时,令所述计算机执行如权利要求 14 所述的方法的步骤。

超声图像引导的系统与基于体积运动的校准方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声图像引导的系统,其包括能用于生成解剖对象的图像体积的一个或多个超声探头。本发明还涉及一种用于操作这种超声图像引导的系统的基于体积运动的校准方法以及一种实施这种方法的计算机程序。

背景技术

[0002] 超声在过去的几十年里已开始变成用于介入程序,例如用于微创介入的优选模式。具体范例为程序中跳动心脏的手术及治疗。具体而言,超声图像引导的介入是非常感兴趣的,例如范围从瓣膜放置到活检,到消融。在这里超声图像能帮助外科医生或治疗师导航或引导临床器械,例如针或导管。

[0003] 这些超声图像引导(导航)的系统的主要限制之一为需要预校准的超声探头,其中,用于跟踪的位置传感器需要被附接到超声探头,并且必须执行对系统/超声探头的校准,更具体地必须执行超声探头与位置传感器的图像之间的校准。已显示该校准确定了整个系统的性能,使得传感器集成既有挑战性又昂贵。其要求昂贵的预校准过程,并且系统的工厂制造也是昂贵的。

[0004] 例如,US2010/0081920A1 公开一种用于超声和其他成像模式引导的医学程序的电磁(EM)跟踪系统。该系统包括电磁(EM)传感器能够被可释放地固定于其上的各种部件的工具集合。所述工具集合包括EM可跟踪套针、装配EM传感器的托架、开槽针导、装配EM传感器的适配器、以及外部皮肤标记物。然而,该系统复杂且要求特殊的预校准。这得到相当昂贵的系统。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种较便宜但仍提供医学介入所需要的可靠结果的超声图像引导的系统。另一目的是提供一种用于操作这种系统的基于体积运动的校准方法,以及一种实施这种方法的计算机程序。

[0006] 在本发明的第一个方面中,提出一种超声图像引导的系统,其包括:一个或多个超声探头,所述一个或多个超声探头能用于生成解剖对象的图像体积;以及适配器设备,所述适配器设备包括至少一个位置传感器。所述适配器设备针对一个使用事件,能附接到所述超声探头之一,其中所述至少一个位置传感器从一个使用事件到另一个使用事件,相对于所述一个或多个超声探头处于可变位置。所述系统还包括:跟踪设备,所述跟踪设备能用于生成跟踪数据,所述跟踪数据表示在坐标系内对所述至少一个位置传感器的跟踪;以及超声成像设备,所述超声成像设备能用于基于所述图像体积生成所述解剖对象的成像数据。所述系统还包括计算设备,所述计算设备能用于针对每个使用事件,通过使用基于图像的体积运动和基于跟踪的体积运动计算校准矩阵,来相对于所述至少一个位置传感器的所述坐标系自动地自校准所述成像数据。所述基于图像的体积运动表示从所述成像数据导出的至少两个图像体积的图像运动。所述基于跟踪的体积运动表示从所述跟踪数据导出的所述

图像体积的跟踪运动。

[0007] 在本发明另一方面中,提出一种用于操作超声图像引导的系统的基于体积运动的校准方法,所述超声图像引导的系统包括:一个或多个超声探头,所述一个或多个超声探头能用于生成解剖对象的图像体积;以及适配器设备,所述适配器设备包括至少一个位置传感器。所述适配器设备针对一个使用事件,能附接到所述超声探头之一。所述至少一个位置传感器从一个使用事件到另一个使用事件,相对于所述一个或多个超声探头处于可变位置。所述方法包括如下步骤:a)生成跟踪数据,其表示在坐标系内对所述至少一个位置传感器的跟踪;b)基于所述图像体积生成所述解剖对象的成像数据;并且c)针对每个使用事件,通过使用基于图像的体积运动和基于跟踪的体积运动计算校准矩阵,来相对于所述至少一个位置传感器的所述坐标系自动地自校准所述成像数据。所述基于图像的体积运动表示从所述成像数据导出的至少两个图像体积在所述坐标系内的图像运动。所述基于跟踪的体积运动表示从所述跟踪数据导出的所述图像体积在所述坐标系内的跟踪运动。

[0008] 在本发明另一方面中,提出一种包括代码模块的计算机程序,所述代码模块用于当所述计算机程序在计算机上执行时,令所述计算机执行本文公开的方法的步骤。

[0009] 本发明的基本思想是使用不精确的适配器设备,结合于特定自动自校准方法,以用于计算校准矩阵。提供一种具有适配器设备的(未校准的)系统或超声探头,所述适配器设备具有能附接到或被附接到所述超声探头的(一个或多个)位置(跟踪)传感器,其中,所述适配器设备能够被不精确地制造。因此,不需要针对特定超声探头提供特殊制造的适配器。所述适配器设备尤其能配合多种不同的超声探头(或超声探头的类型)。以此方式,提出一种显著更便宜的更加即插即用的机构(适配器设备)。因此,所述适配器设备能够被大量制造,例如使用提供微米级可重复性的浇铸或快速原型制造/打印技术。具体而言,所述适配器设备能够可移除地能附接到或被附接到所述超声探头。具体而言,所述适配器设备和/或超声探头能够适于体内应用或使用。

[0010] 包括(一个或多个)所述位置传感器的不精确制造的适配器设备针对一个使用事件,能附接到或被附接到所述超声探头之一。使用事件是指所述适配器设备与所述超声探头之一的附接,以及该适配器-探头组合的使用(例如在诸如微创介入的医学介入中)。所述适配器设备被设计使得(一个或多个)所述位置传感器针对一个使用事件到另一个使用事件,相对于所述一个或多个超声探头处于或能够处于可变位置。所述适配器设备的所述位置传感器相对于所述超声探头的定位或布置不需要为可重复的。(一个或多个)所述位置传感器能够被集成到所述适配器设备中或被附接到所述适配的设备(例如粘合到所述适配器设备)。或者,(一个或多个)所述位置传感器能够被可移除地附接到或集成到所述适配器设备(例如,使用具有(一个或多个)所述位置传感器的单独的可移除部分)。

[0011] 在一个范例中,一个适配器设备从一个使用事件到另一个使用事件,能附接到或被附接到所述超声探头中确切的一个。然而,从所述一个使用事件到其他使用事件,由于所述适配器设备的不精确制造,例如由于容差,(一个或多个)所述位置传感器相对于这一个超声探头处于可变位置。

[0012] 在另一个范例中,所述适配器设备针对第一使用事件,能附接到或被附接到第一超声探头,并且针对第二使用事件,能附接到或被附接到第二、不同的超声探头。由于所述适配器设备的不精确制造(例如,容差),从所述第一使用事件到所述第二使用事件,相比较

于所述第一超声探头, (一个或多个) 所述位置传感器相对于所述第二超声探头处于可变位置。换言之, 相比较针对所述第一使用事件的(一个或多个)所述位置传感器的位置, 针对所述第二使用事件, (一个或多个) 所述位置传感器处于另一个位置。

[0013] 然而, 由于根据本发明使用特殊的自动自校准, 在所述(未校准的) 系统中使用不精确制造的适配器设备仍然起作用。该自动自校准针对每个使用事件, 通过使用基于图像的体积运动和基于跟踪的体积运动计算校准矩阵, 来相对于(一个或多个) 所述位置传感器自动地自校准所述成像数据。所述基于图像的体积运动表示从所述成像数据导出的至少两个图像体积在所述坐标系内的图像运动。所述基于跟踪的体积运动表示从所述跟踪数据导出的所述图像体积在所述坐标系内的跟踪运动。自动自校准意指不再需要执行特殊的预校准(例如使用模型)。在所述系统的使用期间(例如处置或外科手术期间)以任意方式生成的所述跟踪数据和成像数据能够用于该校准。具体而言, 能够在自身介入(例如外科手术) 期间执行所述自校准。所述自校准无需来自用户(例如医生) 的手动输入而发生。所述校准无需改变现有的临床工作流程而发生。因此所述不精确适配器的使用, 结合于所述自动自校准方法, 简化了临床工作流程。

[0014] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应理解, 要求保护的基于体积运动的校准方法或计算机程序具有与要求保护的超声图像引导的系统相似和 / 或相同的优选实施例, 如在从属权利要求中所限定的。

[0015] 在一个实施例中, 在所述计算设备相对于所述至少一个位置传感器的所述坐标系自动地自校准所述成像数据之前, 所述系统为未校准的。因此, 所述系统在所述使用事件之前能够为未校准的。在该情况中, 所计算的校准矩阵为初始校准矩阵。这意味着, 之前没有针对该特定超声探头计算校准矩阵。

[0016] 在另一个实施例中, 所述适配器设备能重复用于多个使用事件。这降低了所述系统的成本。

[0017] 在另一实施例中, 其中, 所述适配器设备为硬壳, 所述硬壳具有被集成在其中或被附接到其上的至少一个位置传感器。这提供了鲁棒的适配器设备。

[0018] 在该实施例的变型中, 所述硬壳被分成适于彼此夹紧的至少两个部分。这提供了可移除的适配器设备, 这尤其可重复用于多个使用事件。

[0019] 在备选实施例中, 所述适配器设备为弹性管。这提供最佳安装于所述超声探头的适配器设备。

[0020] 在该实施例的变型中, 所述弹性管被热收缩在所述超声探头上。这提供将所述适配器设备附接到所述超声探头的容易且可靠的方式。

[0021] 在另一个备选实施例中, 所述适配器设备为无弹性预成型管。这提供了鲁棒的适配器设备。

[0022] 在该实施例的变型中, 所述预成型管具有内部粘胶层。这提供将所述适配器设备附接到所述超声探头的容易且可靠的方式。

[0023] 在另一实施例中, 每个图像体积均为所述解剖对象的基线图像体积的不同子集。例如, 所述基线图像体积能够为心脏的完整超声体积扫描。

[0024] 在另一实施例中, 所述基于图像的体积运动被计算为相对于第二图像体积在所述坐标系内的图像位置的第一图像体积在所述坐标系内的图像位置的函数。备选地或累积

地,所述基于跟踪的体积运动被计算为如由所述跟踪数据表示的第一图像体积在所述坐标系内的跟踪位置和如由所述跟踪数据表示的第二图像体积在所述坐标系内的跟踪位置的函数。

[0025] 在该实施例的变型中,所述基于图像的体积运动的计算包括所述第一图像体积与所述第二图像体积的配准,尤其是配准到所述解剖对象的基线图像体积。备选地或累积地,所述基于跟踪的体积运动的计算包括作为所述第一图像体积在所述坐标系内的跟踪位置、所述第二图像体积在所述坐标系内的跟踪位置以及所述校准矩阵的函数的,所述第一体积图像与所述第二体积图像之间的配准变换。

[0026] 在另一变型中,所述基于图像的体积运动的计算包括针对所述解剖对象在所述坐标系内的移动的补偿。

[0027] 在另一个实施例中,所述跟踪数据和所述成像数据是同时生成的。具体而言,所述解剖对象的多个图像体积,以及跟踪信号的多个读数(经由至少一个位置传感器)能够同时生成,其中,所述跟踪信号的每个读数对应于所生成的图像体积。数目可以对应于所述超声探头的不同姿态的数目。以此方式,提供多个运动对,所述多个运动对之后能够用于所述校准矩阵的计算。

[0028] 在另一个实施例中,所述计算设备能用于通过使用所述基于跟踪的体积运动和所述基于图像的体积运动求解线性方程,来计算所述校准矩阵。具体而言,能够使用所述线性方程,使所述基于跟踪的体积运动和所述基于图像的体积运动相同,因为运动的量应是相同的。使用这种线性方程提供闭型解和快速校准。与例如非线性优化方法相比较,所述计算不能被困在局部最小值。在该实施例的变型中,使用对偶四元数求解所述线性方程。

[0029] 在另一实施例中,所述校准矩阵表示所述图像体积与所述至少一个位置传感器之间的空间关系。

[0030] 在另一个实施例中,所述至少一个位置传感器为电磁传感器并且所述跟踪设备为电磁跟踪设备。在备选实施例中,所述至少一个位置传感器为光学传感器并且所述跟踪设备为光学跟踪设备。也能够使用任意其他合适类型的位置传感器与跟踪系统,例如 FOSSL 传感器与跟踪系统或者 RFID 传感器与跟踪系统。

[0031] 在另一实施例中,所述计算设备还能用于执行对从所述自动自校准导出的所述校准矩阵的验证测试,所述验证测试包括对所述基于图像的体积运动与所述基于跟踪的体积运动之间的绝对偏差的测试。这在医学介入期间,例如在手术程序(例如心脏程序)期间提供对所述超声探头的术中质量控制,更具体而言提供校准。具体而言,对所述校准矩阵的验证能够被连续地测试。如果在任一点,所述校准矩阵因任何原因变得无效,则可以通过所述系统发出警示。

附图说明

[0032] 本发明的这些及其他方面将从后文描述的(一个或多个)实施例变得显而易见,并参考后文描述的(一个或多个)实施例得以阐明。在以下附图中:

[0033] 图 1 图示根据本发明的超声图像引导的系统的示范性实施例;

[0034] 图 2 图示在本领域已知的解剖对象的两(2)个图像体积的示范性体积运动;

[0035] 图 3a 图示根据本发明的系统的适配器设备的第一实施例;

- [0036] 图 3b 图示根据本发明的系统的适配器设备的第二实施例；
- [0037] 图 4 图示根据本发明的超声图像引导的系统的示范性操作；
- [0038] 图 5 图示了流程图,其表示根据本发明的第一实施例的基于体积运动的校准方法；
- [0039] 图 6 图示了流程图,其表示根据本发明的基于图像的体积运动计算方法的示范性实施例；
- [0040] 图 7A 和图 7B 图示了流程图,其表示根据本发明的基于图像的配准方法的两(2)个示范性实施例；
- [0041] 图 8 图示了流程图,其表示根据本发明的心脏运动建模方法的第一示范性实施例；
- [0042] 图 9 图示了流程图,其表示根据本发明的基于跟踪的体积运动计算方法的示范性实施例；
- [0043] 图 10 图示根据本第二实施例的超声图像引导的系统的示范性操作；
- [0044] 图 11 图示了流程图,其表示根据第二实施例的基于体积运动的校准方法；
- [0045] 图 12 图示了流程图,其表示校准阈值计算方法的示范性实施例；
- [0046] 图 13 图示根据本发明的超声图像引导的系统或基于体积运动的校准方法在临床环境中的示范性操作；并且
- [0047] 图 14a 和图 14b 每个图示了利用根据本发明的系统或方法获得的结果。

具体实施方式

[0048] 图 1 图示了超声图像引导的系统的示范性实施例。所述系统采用超声成像系统、跟踪系统和计算设备 40。

[0049] 出于本发明的目的,所述超声成像系统在本文中被广泛定义为包括以下内容的任意系统:一个或多个超声探头 20,其能用于或在结构上被配置为在坐标系内生成解剖对象(例如心脏 10)的图像体积;以及超声成像设备 21,其能用于或在结构上被配置为基于所述图像体积(处理所述图像体积)生成解剖对象的成像数据 22。具体而言,每个图像体积能够为所述解剖对象的基线图像体积的不同子集。所述超声成像系统尤其能够使用 3D 经食道回波(“TEE”)探头。在一个实施例中,由 Philips Healthcare 商业出售的 iIEEE 智能回波系统可以充当超声成像系统。然而,能够使用任意其他合适的超声成像系统。

[0050] 出于本发明的目的,所述跟踪系统在本文中被广泛定义为包括以下内容的任意系统:适配器设备 50,其包括至少一个位置传感器 30;以及跟踪设备,其能用于或在结构上被配置为生成跟踪数据 32,跟踪数据 32 表示在坐标系内对至少一个位置传感器 30 的跟踪(在所述坐标系内跟踪(一个或多个)位置传感器 30)。适配器设备 50 针对一个使用事件,能附接到或被附接到超声探头 20 之一。使用事件是指适配器设备 30 与所述超声探头之一的附接以及该适配器-探头组合的使用。适配器设备 30 被设计为使得至少一个位置传感器 30 从一个使用事件到另一个使用事件,相对于所述一个或多个超声探头处于可变位置。因此,所述适配器设备能够被不精确地制造。所述跟踪系统的范例包括,但不限于,任意类型的电磁跟踪系统以及任意类型的光学跟踪系统,例如形状感测。在一个实施例中,由 NDI 商业出售的 Aurora™ 电磁跟踪系统可以充当电磁跟踪系统。然而,能够使用任意其他合适的跟踪

系统。

[0051] 图 3a 图示了适配器设备的第一实施例并且图 3b 图示了适配器设备的第二范例。在图 3a 的实施例中,适配器设备 50 为硬壳,其具有被集成在其中或被附接到其上的两个位置传感器 30。在图 3a 和图 3b 的实施例中,位置传感器 30 为电磁(EM)传感器。图 3a 中所示的硬壳被分成适于彼此夹紧的两个部分。能够保持该两个部分分开放置在超声探头 20 上,并之后将它们彼此夹紧。以此方式,所述适配器设备完全包裹住所述超声探头。适配器设备 50 和超声探头 20 适于体内应用或使用。在图 3b 的实施例中,适配器设备 50 为弹性管。所述弹性管被热收缩在声音探头 20 上。

[0052] 出于本发明的目的,计算设备 40 在本文中被广泛定义为任意这样的设备,其能用于或在结构上被配置为针对每个使用事件,通过使用基于图像的体积运动和基于跟踪的体积运动计算校准矩阵,来相对于至少一个位置传感器 30 的坐标系,自动地自校准成像数据 22。这能够在计算设备 40 的校准单元 41 中得以执行,如在图 1 中图示的。计算设备 40 还能用于将所述图像体积配准到解剖对象 10 的所述基线图像体积(例如心脏 10 的完整 US 体积)。为此,由计算设备 40 利用校准矩阵作为转换所述坐标系中的图像体积的体素的坐标的变换,以用于跟踪位置传感器 30。换言之,校准矩阵表示所述图像体积与至少一个位置传感器 30 之间的空间关系。

[0053] 为了便于理解所述校准矩阵,图 2 图示坐标系 11(例如跟踪坐标系)内解剖对象的基线图像体积 12(例如心脏的完整 US 体积扫描)。超声探头 20(图 1)用于依次生成体积图像 13i 和体积图像 13j,并且随着由探头 20 生成体积图像 13,位置传感器 30(图 1)在坐标系 11 内被跟踪。实践中,体积图像 13 可以交叠,但在图 2 中出于清楚示出每个个体体积图像 13 的目的,体积图像 13 是隔离的。

[0054] 所述校准矩阵提供将图像体积 13 中的体素的坐标转换到坐标系 11 中的变换。这使得图像体积 13 能够被映射到所述坐标系中,以用于图像重建。针对自动自校准,计算设备 40 测量来自两个源的图像体积 13 之间的运动 14。第一个源为图像体积 13 的图像运动,并且第二个源为图像体积 13 的跟踪运动。由此,测量来自两个源的图像体积运动:a)基于图像的体积运动和(b)基于跟踪的体积运动。所述基于图像的体积运动因此表示从所述成像系统导出的至少两个体积的图像运动,并且所述基于跟踪的体积运动表示所述图像体积的跟踪运动。

[0055] 现在将在本文中提供对图 4 至图 9 的描述,以提供对根据本发明的自动自校准的更详细解释。

[0056] 图 4 图示了所述超声图像引导的系统的各个示范性操作状态。首先是用于经由探头 20(图 1)生成解剖对象(例如心脏 10)的 N 个图像体积 61 的体积成像状态 60,以及用于经由位置传感器 30(图 1)获得跟踪信号 71 的 N 个读数的传感器跟踪状态 70,其中,跟踪信号 71 的每个读数对应于生成的图像体积 61。这对应于成像数据 22 的生成以及对应于跟踪数据 32 的生成。该数据之后用于自校准状态 50,如在图 4 中所示。在自校准状态 50 中,通过使用基于图像的体积运动和基于跟踪的体积运动计算校准矩阵 51,来执行针对该使用事件,相对于坐标系 11 对成像数据 22 的自动自校准。校准矩阵 51 尤其能够为初始校准矩阵。校准矩阵 51 的准确度对于经由跟踪信号在所述坐标系内定位每个图像体积是至关重要的。通过由计算设备 40 执行的基于体积运动的校准方法实施状态 50,如联系对图 5

至图 9 的描述在本文中进一步解释的。

[0057] 图 5 图示了流程图 100, 其表示所述基于体积运动的校准方法的一个实施例。流程图 100 的阶段 S101 包括计算设备 40 对基于图像的体积运动 VM_{TB} 的计算, 并且流程图 100 的阶段 S102 包括由计算设备 40 对基于跟踪的体积运动 VM_{TB} 的计算。出于本发明的目的, 基于图像的体积运动 VM_{TB} 在本文中被广泛定义为从图像体积 61 的成像数据 22 (图 1) 导出的, 坐标系 (例如图 2 中所示的坐标系 11) 的解剖对象的图像体积 61 (图 4) 之间的任意运动, 并且基于跟踪的体积运动 VM_{TB} 在本文中被广泛定义为从跟踪数据 32 (图 1) 导出的, 所述坐标系内的所述解剖对象的图像体积 61 之间的任意运动。流程图 100 的阶段 S103 包括使用基于图像的体积运动 VM_{TB} 以及基于跟踪的体积运动 VM_{TB} 的初始校准矩阵计算。具体而言, 能够通过将基于运动的校准问题以方程表示为线性方程 $AX=B$, 来计算所述校准矩阵, 其中, X 为所述校准矩阵 (例如从超声图像空间 US 到传感器空间 S 的校准变换, 由 $X=T_{S \cdot US}$ 表示), A 代表基于跟踪的体积运动 VM_{TB} (例如从姿态 2 到姿态 1 的运动, 由 $A=(T_{S \cdot S1})^{-1}T_{S \cdot S2}$ 表示), 并且 B 代表基于图像的体积运动 (例如从超声图像 $US2$ 到位置超声图像 $US1$ 的运动, 由 $B=T_{US1 \cdot US2}$ 表示, 其中, US_i 对应于姿态 i)。具体而言, 能够使用线性方程使基于跟踪的体积运动 VM_{TB} 和基于图像的体积运动 VM_{TB} 相等, 因为运动的量应是相同的。使用这样的线性方式提供了闭型解和快速校准。与例如非线性优化方法相比较, 所述计算不会被困在局部最小值。在该实施例的变型中, 使用对偶四元数求解所述线性方程。

[0058] 在一个范例中, 能够使用对偶四元数求解所述线性方程。这种对偶四元数例如在 Daniilidis K 的《Hand-eye calibration using dual quaternion》(The Int. J. of Robotics Research, 18 (3): 第 286-298 页, 1999 年) 中得以描述。

[0059] 示范性的计算算法例如能够包括: 提供运动对 A_i, B_i ; 提供运动的螺纹表示 (screw representation) (使用运动对 A_i, B_i), 其得到矩阵 $T=[S1, \dots, S_n]$; 执行对矩阵 T 的奇异值分解; 并且将校准矩阵 X 提供为奇异值分解的函数, $X=f(SVD)$ 。

[0060] 图 6 图示了流程图 110, 其表示可以在阶段 S101 (图 5) 中执行的基于图像的体积运动计算方法。该方法涉及处理图像体积 (例如图 2 中所示的图像体积 13) 的对 (i, j) 。具体地, 流程图 110 的阶段 S111 包括图像体积 61a 和图像体积 61b 在坐标系 (例如图 2 中所示的坐标系 11) 内的位置的确定, 并且流程图 110 的阶段 S112 包括基于对解剖对象 (例如心脏 10) 的运动的建模, 对图像体积 61a 和 61b 所确定的位置的运动补偿。

[0061] 在阶段 S111 (图 6) 的一个实施例中, 如图 7A 中所示的流程图 120 包括阶段 S121, 阶段 S121 包括经由已知的基于图像的刚性或可变形配准以及已知的优化度量 (例如互信息、交叉相关等), 对图像体积 61a 和 61b 的对 (i, j) 进行基于图像的配准。流程图 120 还包括阶段 S122, 阶段 S122 包括利用对图像体积 61a 和 61b 的配准, 以确定相对于图像体积 61b 在所述坐标系内的位置 VL_{ji} , 图像体积 61a 在所述坐标系内的位置 VL_{ii} 。

[0062] 在阶段 S111 (图 6) 的备选实施例中, 如图 7B 中所示的流程图 130 包括阶段 S131, 阶段 S131 包括图像体积 61a 和 61b 的对 (i, j) 与所述解剖对象的基线图像体积 62 (例如完整 US 图像) 的基于图像的配准。可以经由基于图像的刚性或可变形配准和已知的优化度量 (例如互信息、交叉相关等) 执行这些配准。流程图 130 还包括阶段 S132, 阶段 S132 包括利用对图像体积 61a 与基线图像体积 62 的配准, 以确定在所述坐标系内相对于基线图像体积 62, 图像体积 61a 的位置 VL_{ii} 。类似地, 图像体积 61b 与基线图像体积 62 的配准用于确

定在所述坐标系内,相对于基线图像体积 62,图像体积 61b 的位置 VL_{ji} 。这方便了确定在所述坐标系内相对于图像体积 61b 的位置 VL_{ji} ,图像体积 61a 的位置 VL_{ii} 。

[0063] 在阶段 S112 (图 6)的一个实施例中,如图 8 中所示的流程图 140 包括阶段 S141,阶段 S141 包括对解剖对象在所述坐标系内的运动的预测。例如,在所述解剖对象为心脏 10 时,利用针对心脏相位的心电图信号 82、针对呼吸相位的胸带信号 83、以及任意其他额外的感测信号以预测心脏 10 在所述坐标系内的运动的已知学习算法能够被使用。流程图 140 还包括阶段 S142,阶段 S142 包括质量图像控制,其涉及经由解剖对象的预测运动,对图像体积 61a 和 61b 进行运动补偿。在所述解剖对象为心脏 10 的一个实施例中,出于质量控制的目的,由阶段 S113 (图 6)专门利用经由 ECG 信号 82 对应于心脏 10 的舒张期的图像体积 61,并且阶段 S103 (图 5)将仅处理这些所选的图像体积 61 的体积运动。请注意,该选择假设呼吸运动为最小的。

[0064] 在备选实施例中,出于质量控制的目的,由阶段 S113 (图 6)专门利用当呼吸相位和心脏相位回到相同循环时的时间间隔处的图像体积 61,并且 S103 (图 5)将仅处理这些选择的图像体积 61 的体积运动。

[0065] 返回参考图 6,流程图 110 的阶段 S113 包括将基于图像的体积运动 VM_{TB} 计算为相对于图像体积 61b 在所述坐标系内的位置 VL_{ji} 的图像体积 61a 在所述坐标系内的位置 VL_{ii} 的函数,如本领域已知的。所计算的基于图像的体积运动 VM_{TB} 在初始校准矩阵计算期间由阶段 S103 (图 5)实施。

[0066] 图 9 图示了流程图 150,其表示基于跟踪的体积运动计算方法,该方法可以在阶段 S102 (图 5)期间被执行。流程图 150 的阶段 S151 包括经由跟踪信号 71a 和校准矩阵 51,确定图像体积 61a 在所述坐标系内的位置 VL_{it} ,如本领域已知的。所确定的图像体积 61a 的位置 VL_{it} 可以利用所述解剖对象的所述基线图像体积的位置得以证实。

[0067] 流程 150 的阶段 S152 包括经由跟踪信号 71b 和校准矩阵 51 确定图像体积 61b 在所述坐标系内的位置 VL_{jt} ,如本领域已知的。所确定的图像体积 61b 的位置 VL_{jt} 可以利用所述解剖对象的所述基线图像体积的位置得以证实。

[0068] 流程图 150 的阶段 S153 包括将基于跟踪的体积运动 VM_{TB} 计算为相对于体积 61b 在所述坐标系内的位置 VL_{jt} ,图像体积 61a 在所述坐标系内的位置 VL_{it} 的函数,如本领域已知的。在一个实施例中,可以如本领域已知的,在阶段 S153 期间,执行基于图像体积 61a 的位置 VL_{it} 、体积 61b 的位置 VL_{jt} 以及校准矩阵 51 的图像体积 61a 和 61b 之间的配准变换。该计算的基于跟踪的体积运动 VM_{TB} 在初始校准矩阵计算期间,由阶段 S103 (图 5)实施。

[0069] 图 14a 和图 14b 每个图示了利用上文描述的所述超声图像引导的系统和 / 或所述基于体积运动的校准方法获得的结果。通过使用具有基准标志物的心脏模拟对象的视觉探查和量化验证,获得校准的性能的结果,已简单地测试所述系统 / 方法的性能。这些标记物被定位在计算机断层摄影图像与超声图像两者中,并且之后计算校准验证度量,所述校准验证度量包括单一标记物在多次测量上的点模糊度 (blowing),如图 14b 中所示,以及多个标记物的距离准确度,如图 14a 中所示。由于硬模拟对象的高质量计算机断层摄影图像,这些标记物在计算机断层摄影图像中的位置被用作黄金标准。如从图 14a 和图 14b 中能够看出,结果是:所述校准的性能非常准确。

[0070] 图 10 至图 12 图示根据本发明的所述系统与方法的另一个(第二)实施例。该实施

例基本上对应于上文描述的第一实施例,除了与所述校准矩阵的有效性测试相组合。通过自动自校准计算的所述校准矩阵可能因多种原因而变得不准确,例如不可预料的场失真、位置传感器 30 相对于探头 20 的意外物理移动以及位置传感器 30 的部分故障。为了测试所述校准矩阵的有效性,计算设备 40 再次测量来自两个源的图像体积 13 之间的运动 14、基于图像的体积运动以及基于跟踪的体积运动。

[0071] 现在将在本文中提供对图 10 至图 12 的描述,以提供对所述校准矩阵的有效性测试的更详细解释。

[0072] 图 10 图示如参考图 4 解释的超声图像引导的系统的操作状态。进一步地,所述系统从自校准状态 50 移动到校准矩阵验证状态 80。校准矩阵 51 的准确度对于经由跟踪信号 71 在所述坐标系内定位每个图像体积 61 来说是至关重要的。因此,校准验证状态 80 利用图像体积 61 和跟踪信号 71,以证实所述校准矩阵的有效性。鉴于无效校准矩阵,状态 80 继续进行到校准警报状态 90。能够通过由计算设备 40 执行的校准矩阵验证测试方法,实施状态 80,如在本文中联系对图 11 至图 12 的描述进一步解释的。

[0073] 图 11 图示了流程图 200,其表示根据本发明的所述校准方法与校准矩阵验证测试方法相组合的第二实施例。步骤 S101、S102 和 S103 对应于参考图 4 所解释的步骤。额外地,流程图 200 的阶段 S104 包括计算设备 40 对基于图像的体积运动 VM_{IB} 进行另一计算,并且流程图 100 的阶段 S105 包括计算设备 40 对基于跟踪的体积运动 VM_{TB} 进行另一计算。

[0074] 流程图 100 的阶段 S106 包括基于图像的体积运动 VM_{IB} 与基于跟踪的体积运动 VM_{TB} 之间的绝对偏差对相对于校准阈值 CT 的测试。如果所述绝对偏差小于校准阈值 CT,则流程图 200 的阶段 S107 包括对所述校准矩阵的有效验证,这方便了图像体积 61 的连续生成。相反,如果所述绝对偏差不小于校准阈值 CT,则流程图 200 的阶段 S108 包括所述校准矩阵的无效验证,这方便了对于图像体积 61 的可能失真或不准确的警报。

[0075] 在阶段 S107 和 S108 的一个示范性实施例中,实时校准警报被停止,因为图像体积 61 是利用有效校准矩阵生成的,并且实时校准警报被激活为一旦验证所述校准矩阵的无效时的对图像体积 61 的可能失真或不准确的警报。在阶段 S108 的示范性实施例中,所述解剖对象的区域图被显示为对与所述区域图相关联的图像体积 61 的可能失真或不准确的警报。在阶段 S107 和 S108 的另一个示范性实施例中,可以显示所述解剖对象的图,通过将所述图中相关联于无效校准矩阵的(一个或多个)区域与所述图中相关联于有效校准矩阵的(一个或多个)区域区分开来,以提供对与(一个或多个)无效区域相关联的图像体积 61 的可能失真或不准确的警报。

[0076] 图 12 图示了流程图 210,其表示校准阈值计算方法。流程图 210 的阶段 211 包括对所述校准矩阵的可能准确度边界的计算。随机误差信息 54 能够与所述跟踪系统相关联,已知统计学准确度数据 55 与术前校准过程相关联,并且图像配准准确度数据 56 可以用于计算所述可能准确度边界。流程图 200 的阶段 S212 包括将校准阈值 CL 计算为所计算的可能准确度边界以及与所述系统的应用相关联的期望准确度边界的函数。

[0077] 图 13 图示在临床环境中,根据本发明的所述超声图像引导的系统或所述基于体积运动的校准方法的示范性操作。操作性地,提供或制造超声探头 20,并且提供或制造适配器设备 50 (具体而言,是如前文描述的所述超声探头和适配器设备)。之后开始外科手术。在外科手术刚开始时(临近手术时),将适配器设备 50 附接到超声探头 20。因此,本文公开

的(不精确制造的)适配器设备 50 能够恰好在外科手术之前被(不准确地)附接到超声探头 20。该适配器设备例如能够为被夹紧在超声探头上,并且结合图 3a 描述的硬壳。之后在患者上执行适配器设备 / 超声探头组合的正常使用,由此生成图像数据和跟踪数据。该数据之后在术中用于相对于位置传感器自动地自校准所述系统或超声探头。该经校准的超声探头与适配器(适配器设备 - 超声探头)之后用于在外科手术期间,对外科器械(例如针或导管)进行导航和引导。在术中,所述校准矩阵能够被验证用于质量监控。具体而言,所述适配器设备和超声探头在该情况中适于体内应用或使用。针对外科手术,外科器械能够被置于超声图像 / 体积内部。或者,外科器械能够在超声图像 / 体积外部,并且具体而言能够用于规划和瞄准。

[0078] 尽管已在附图和前文的描述中详细说明并描述了本发明,但这样的说明和描述应被认为是说明性或示范性的,而非限制性的;本法不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书以及权利要求书,本领域技术人员在实施要求保护的本发明时,能理解并实现对所公开实施例的其他变型。

[0079] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且量词“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以完成权利要求中记载的若干项目的功能。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0080] 计算机程序可以存储 / 分布在适当的介质上,所述介质例如是与其他硬件一起供应或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或其他有线或无线的远程通信系统。

[0081] 权利要求书中的任何附图标记均不得被解释对为范围的限制。

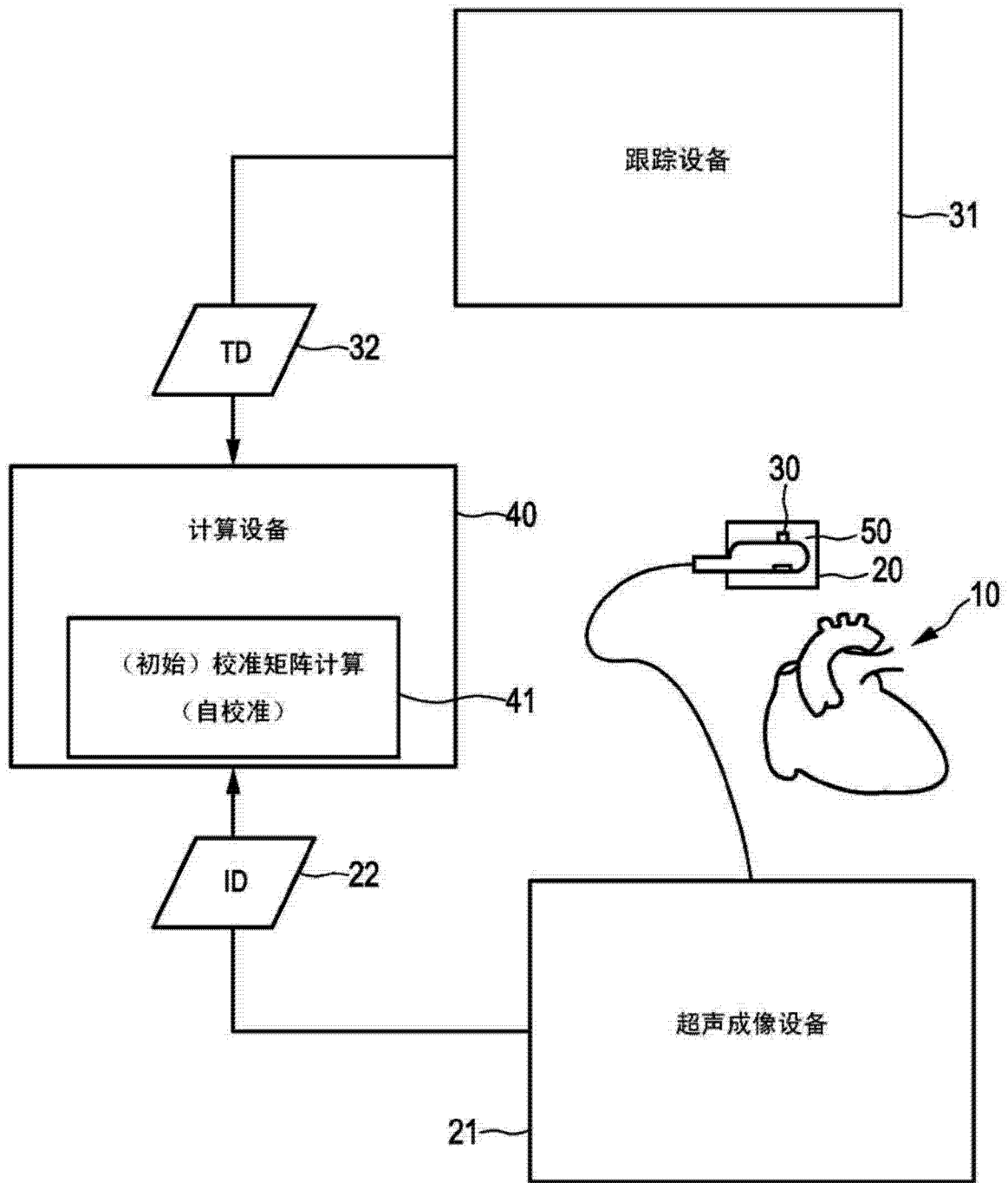


图 1

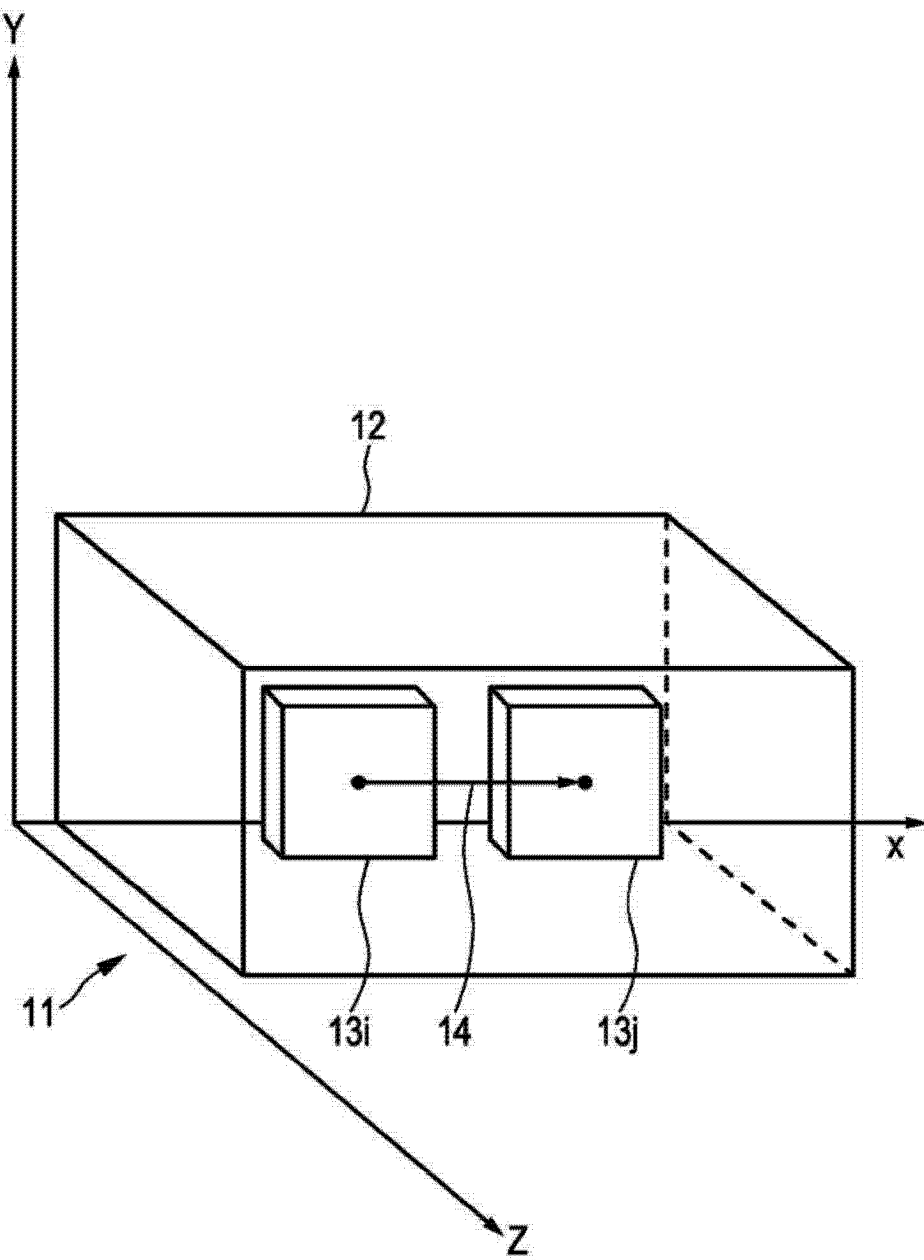


图 2(现有技术)

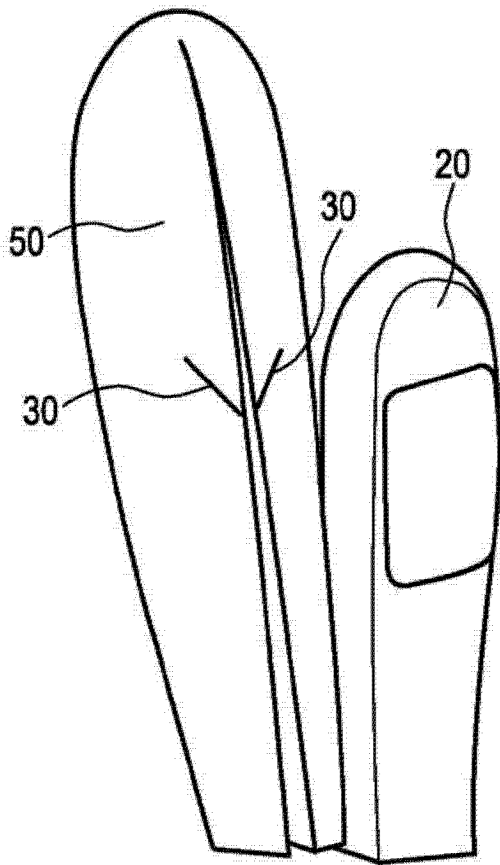


图 3a

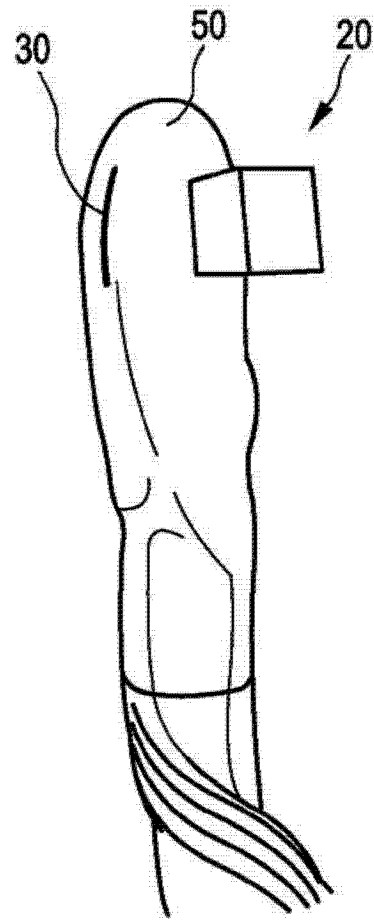


图 3b

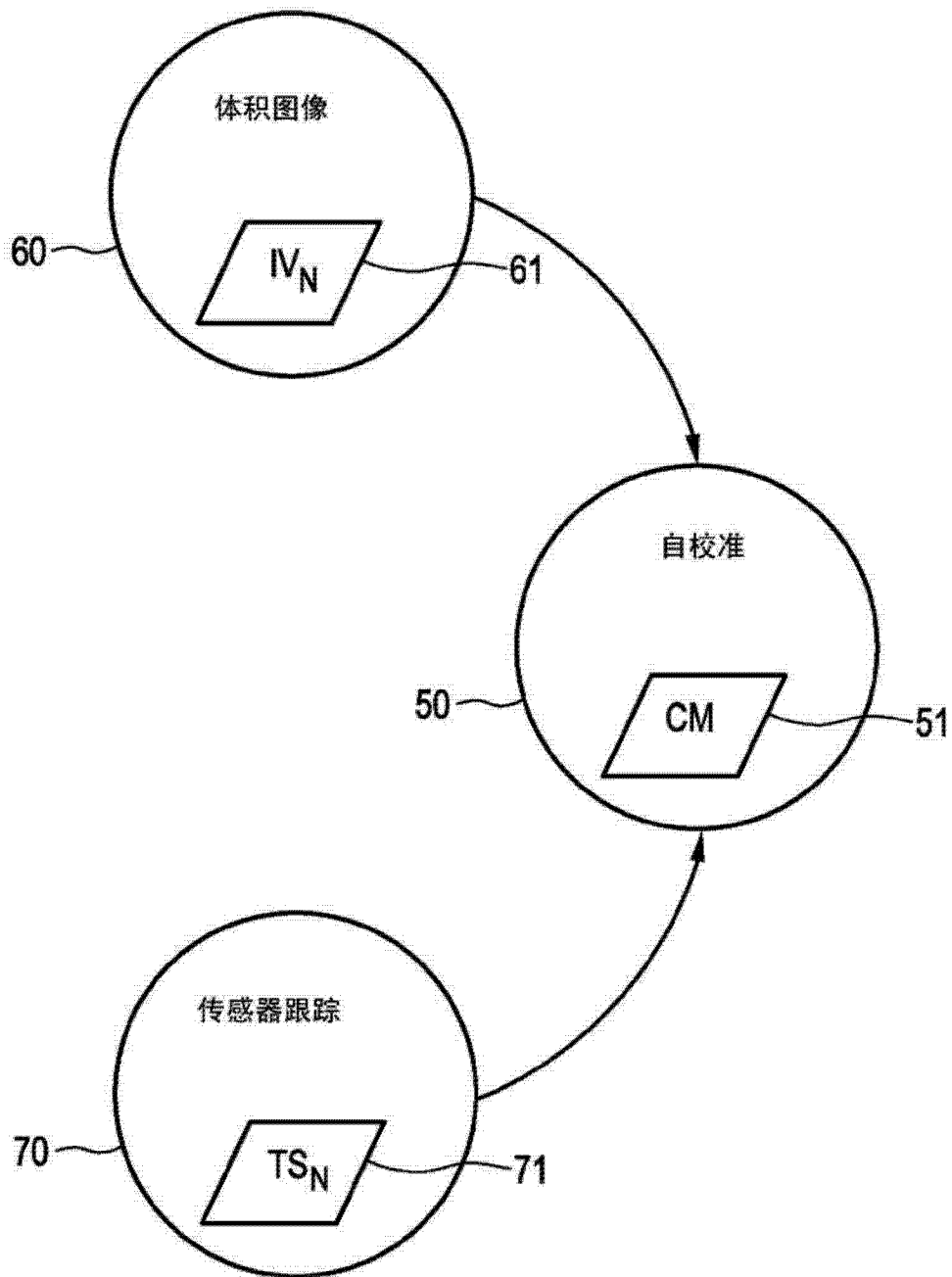


图 4

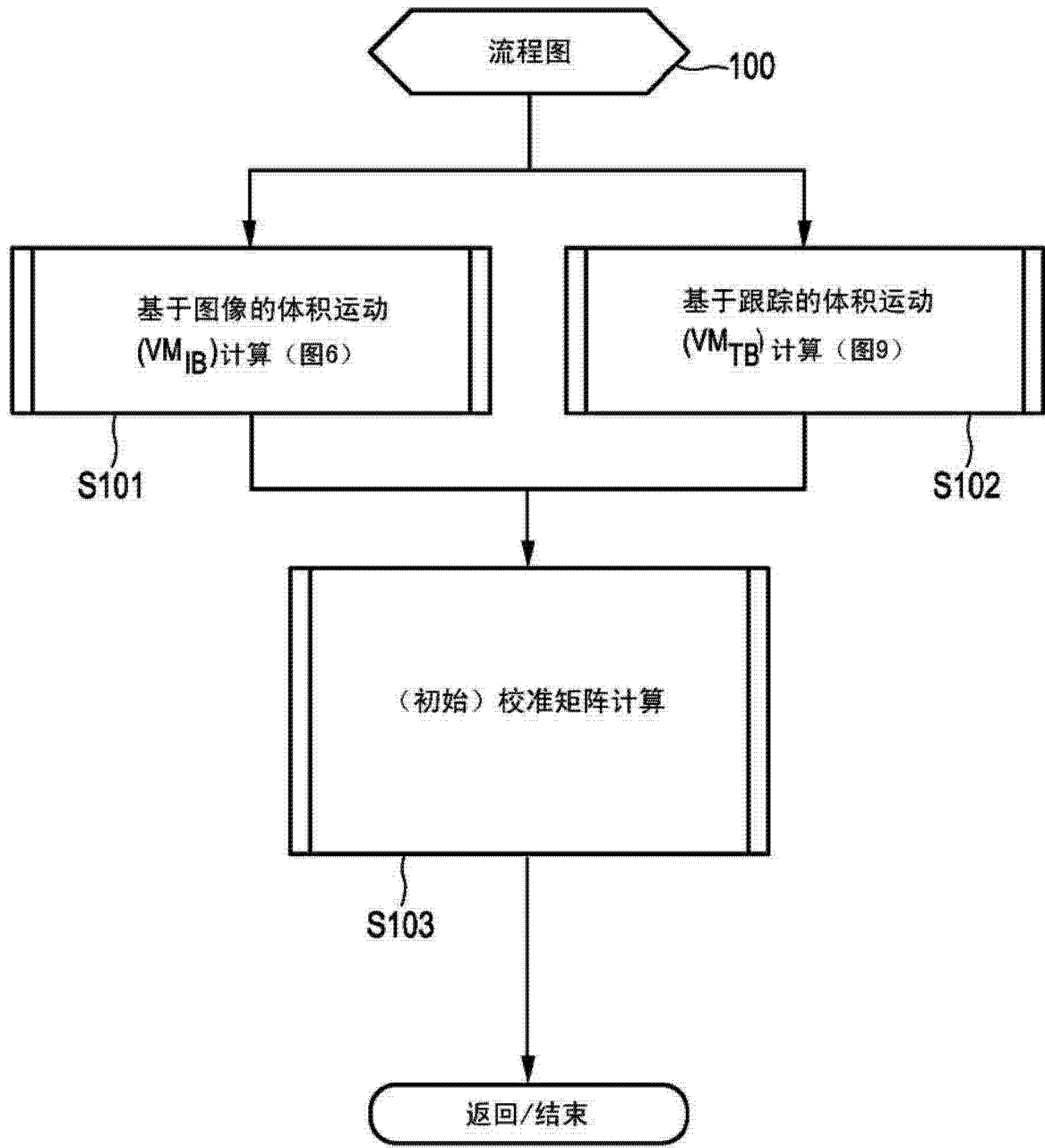


图 5

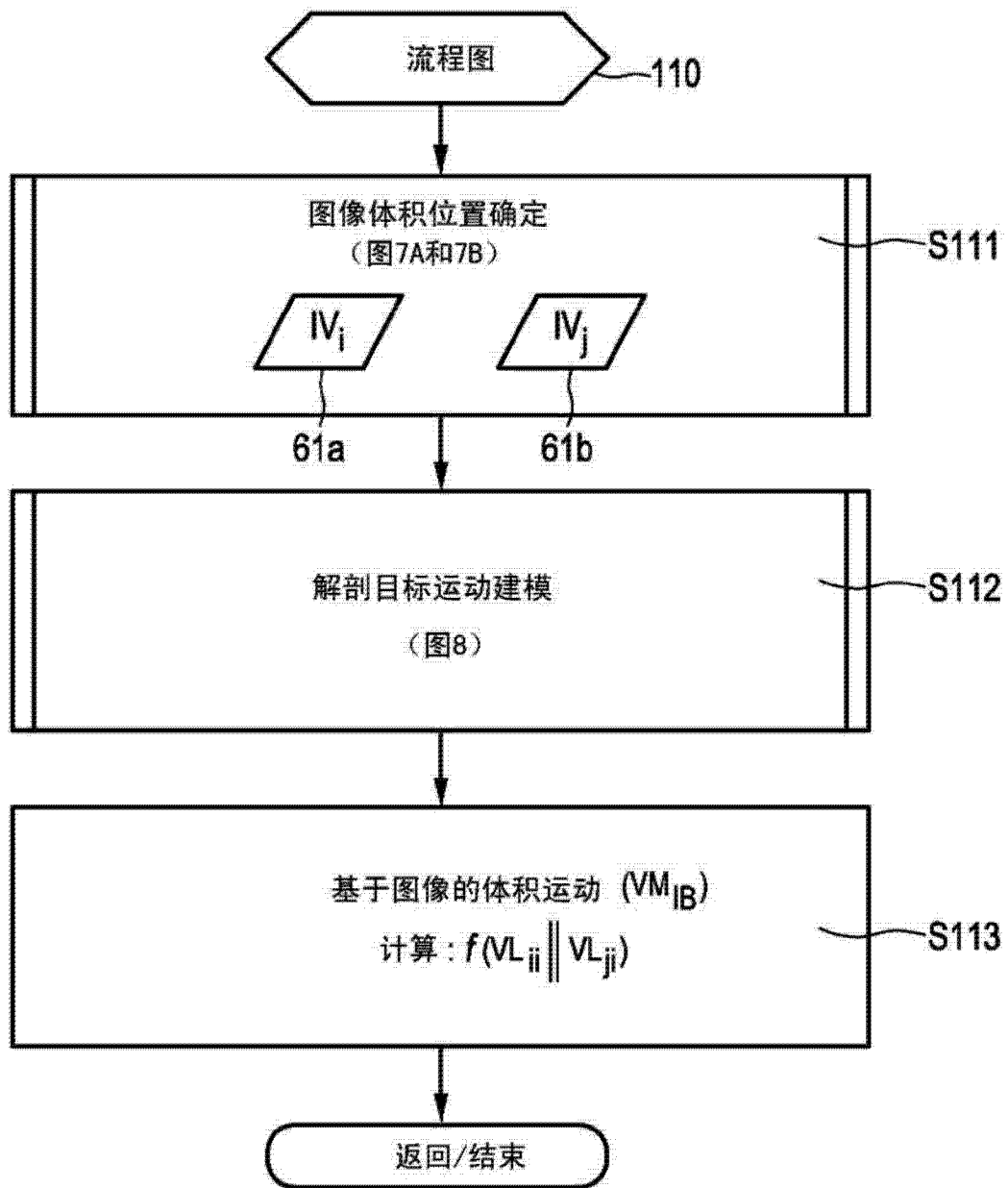


图 6

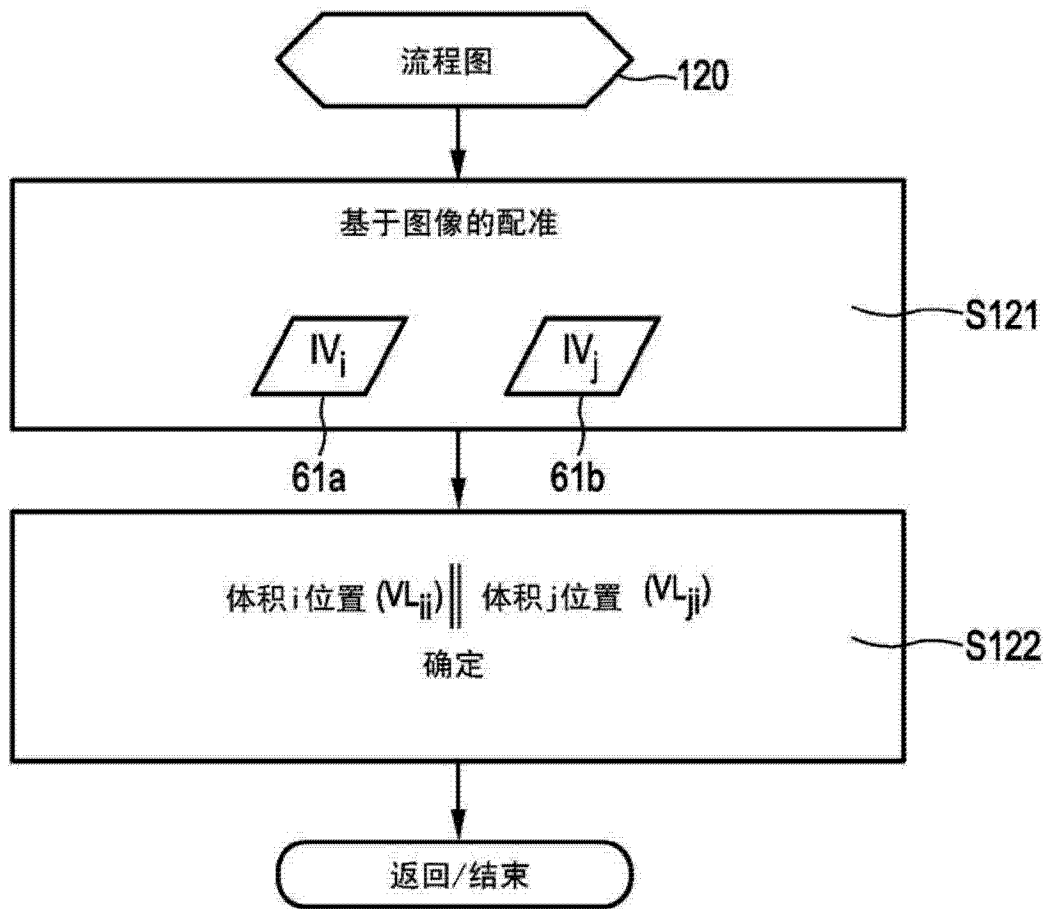


图 7A

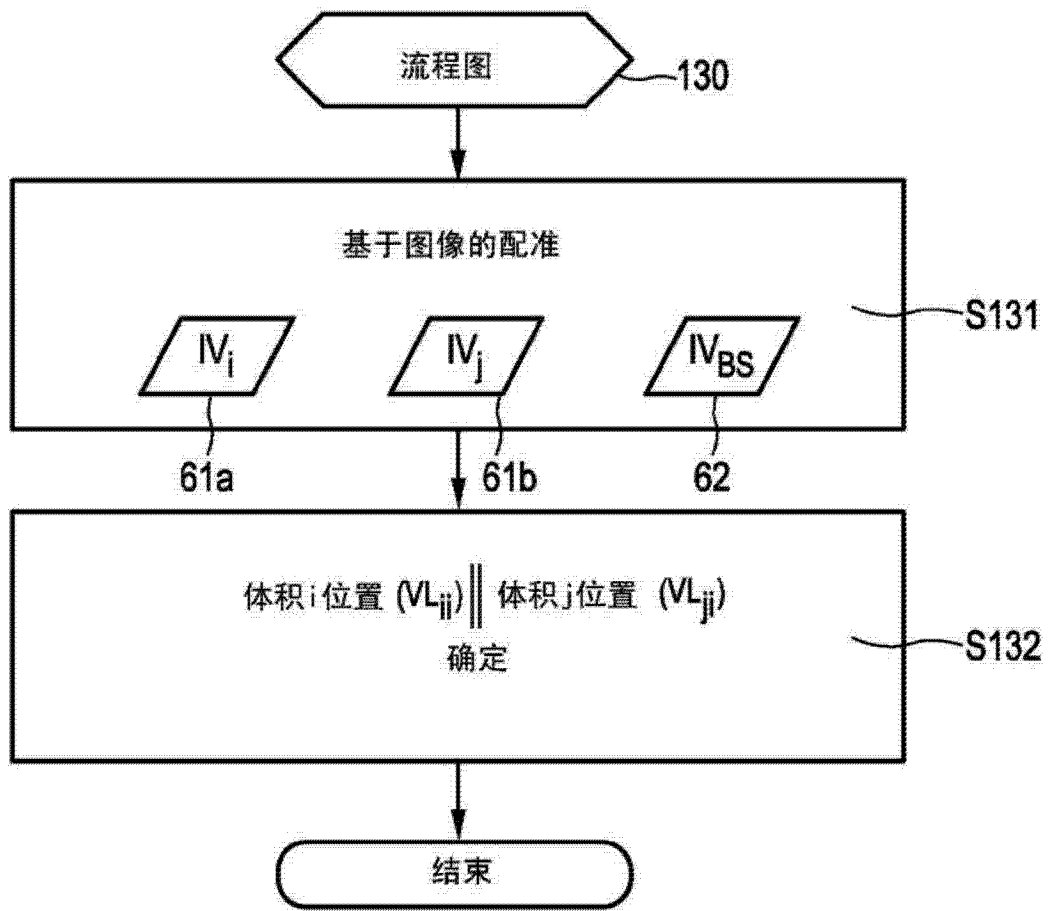


图 7B

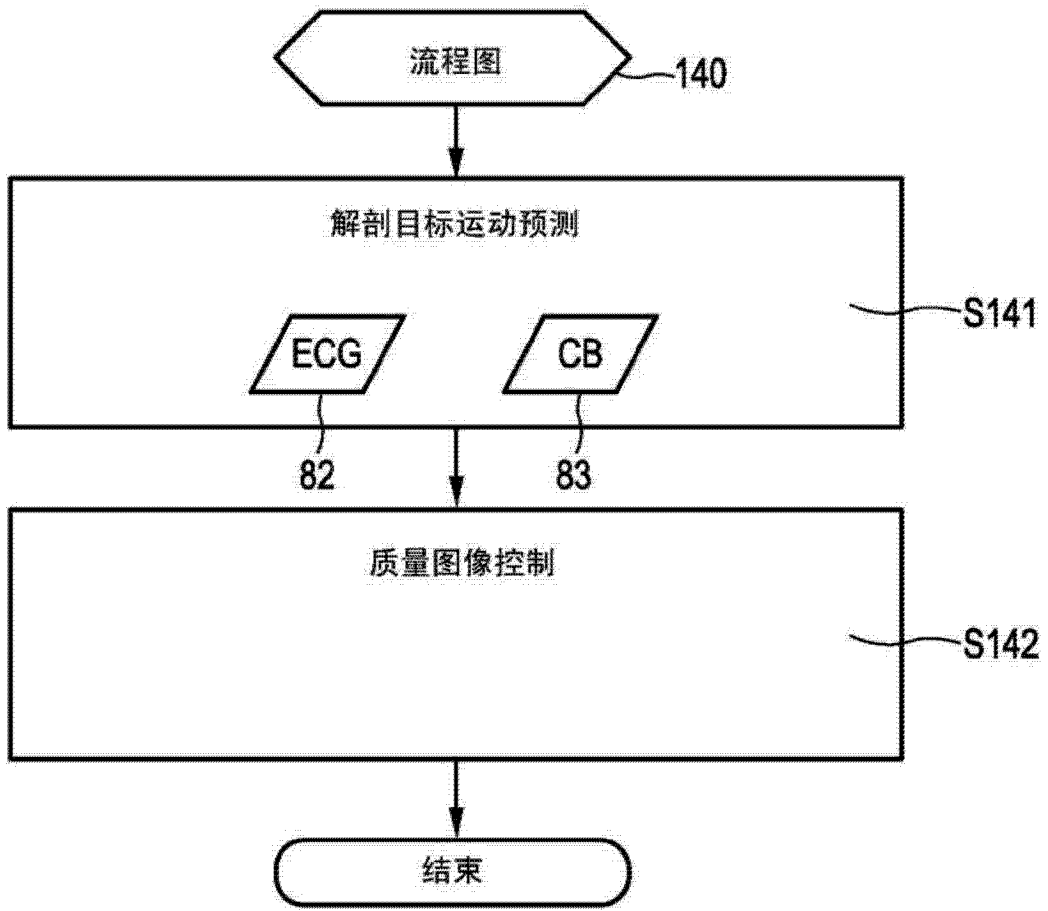


图 8

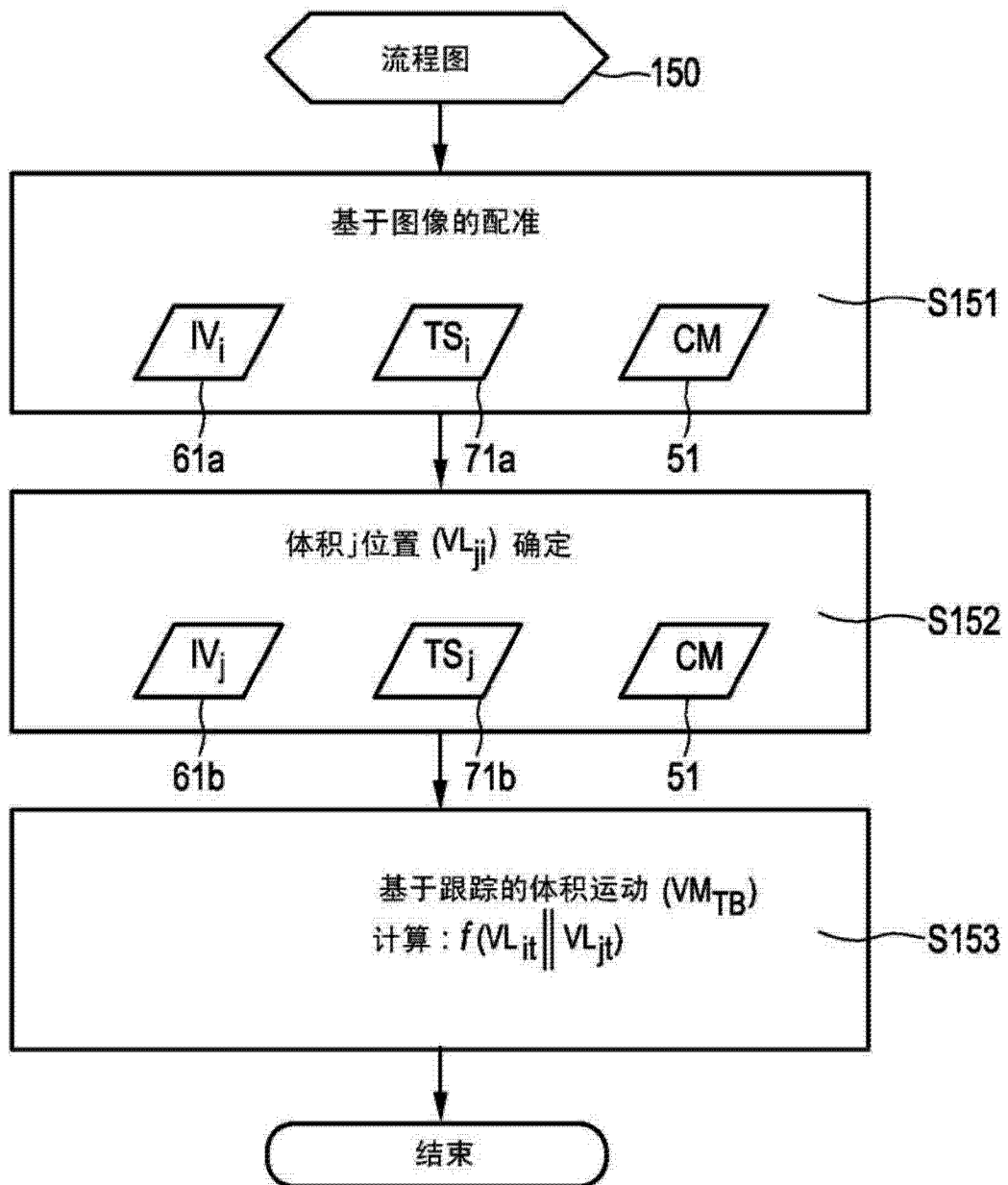


图 9

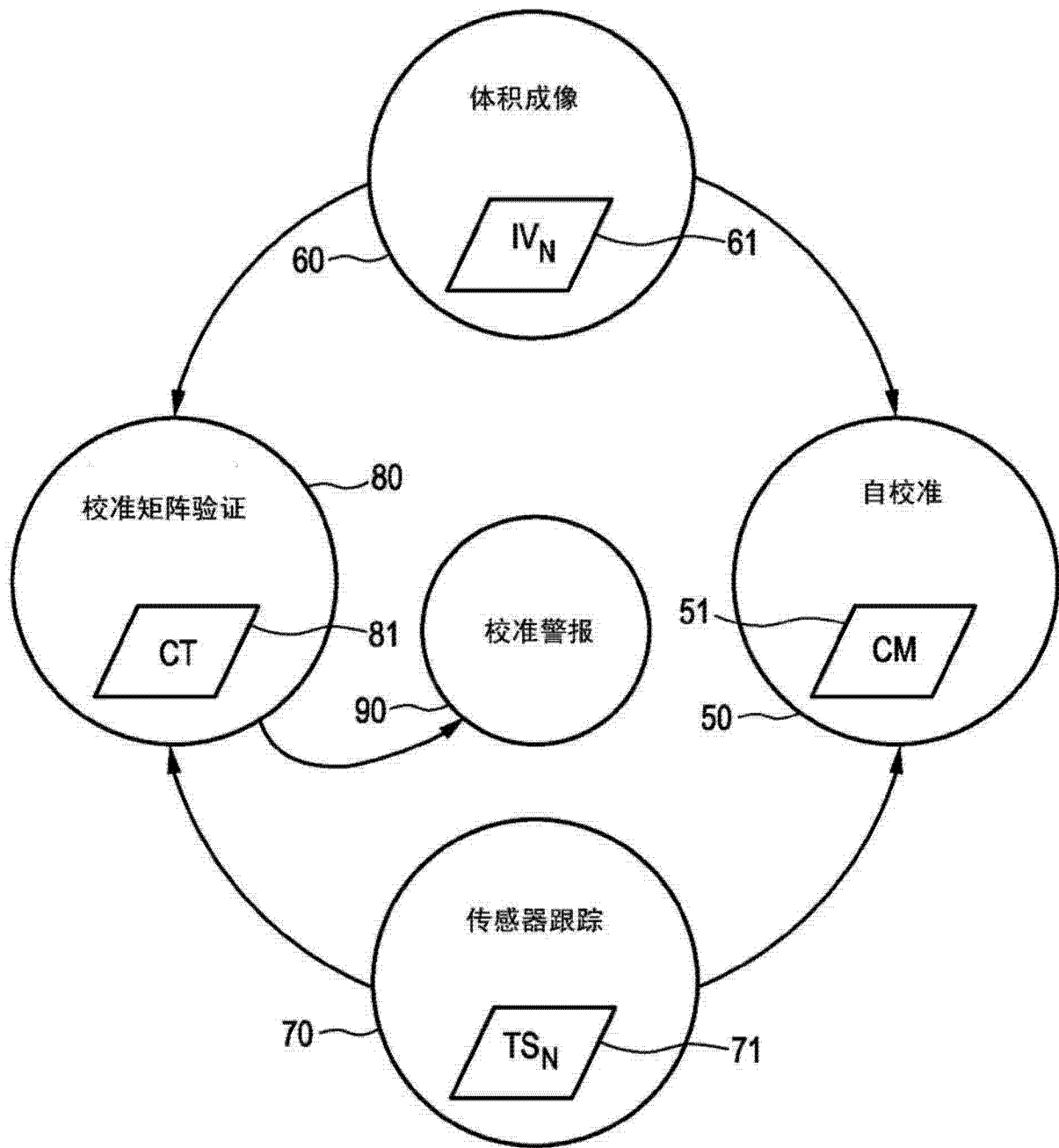


图 10

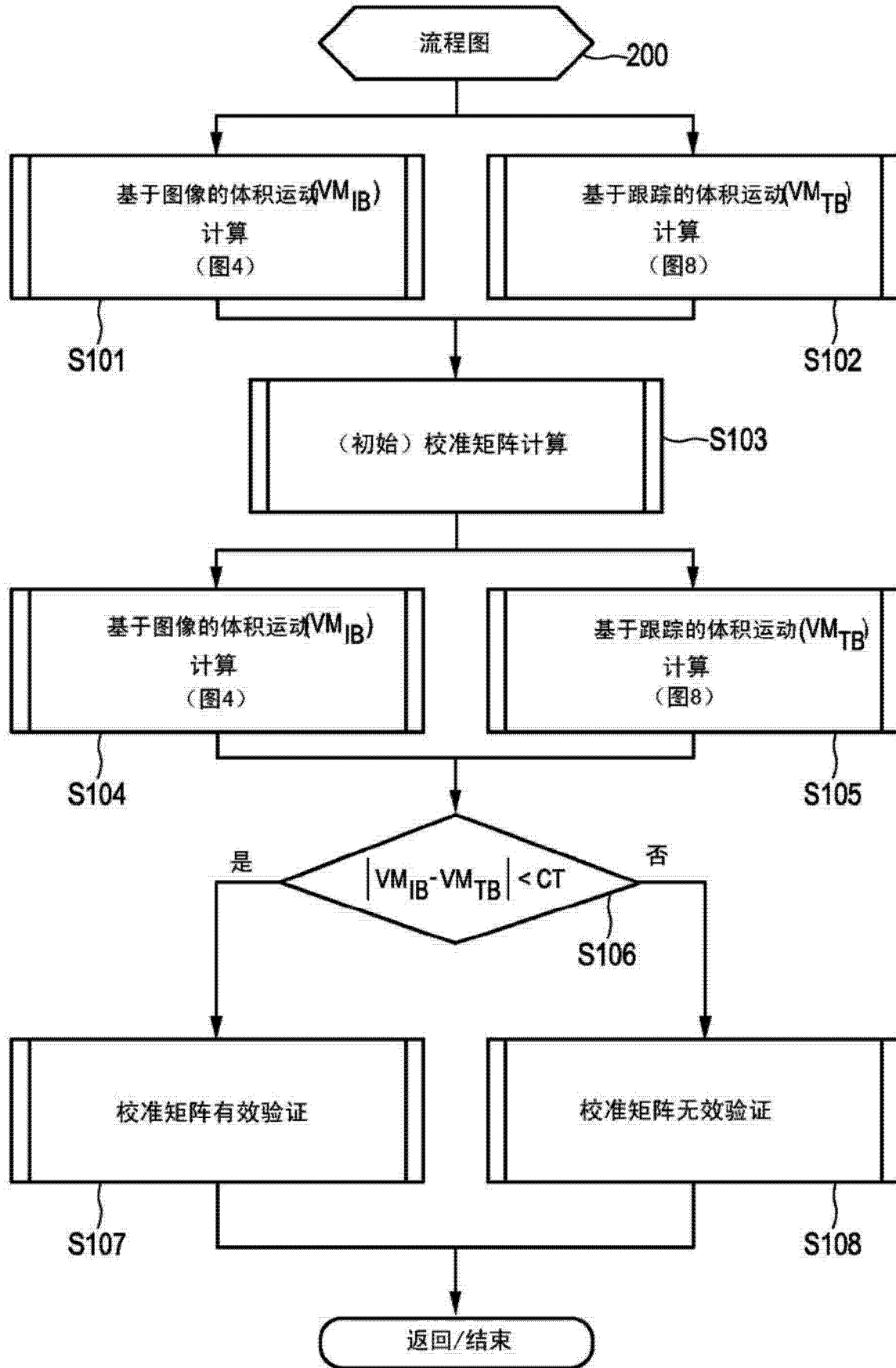


图 11

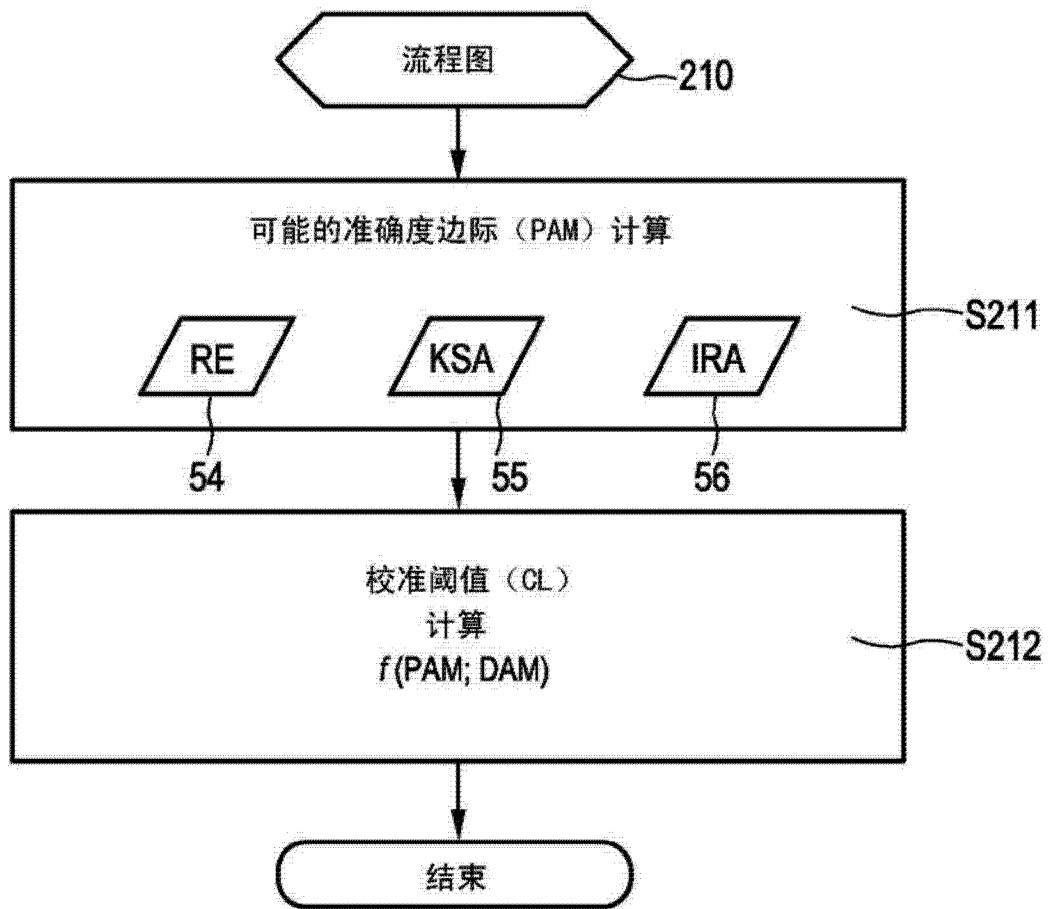


图 12

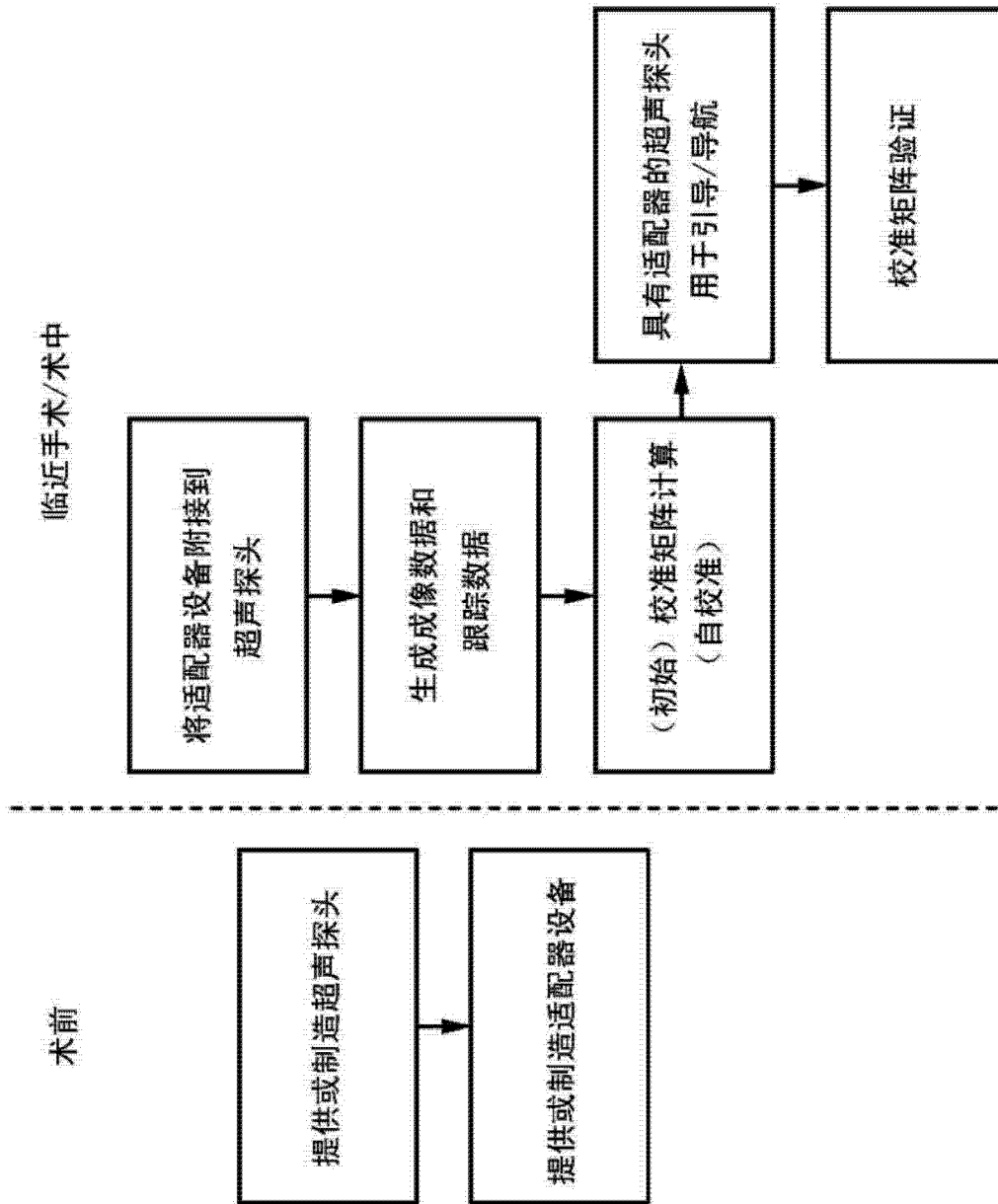


图 13

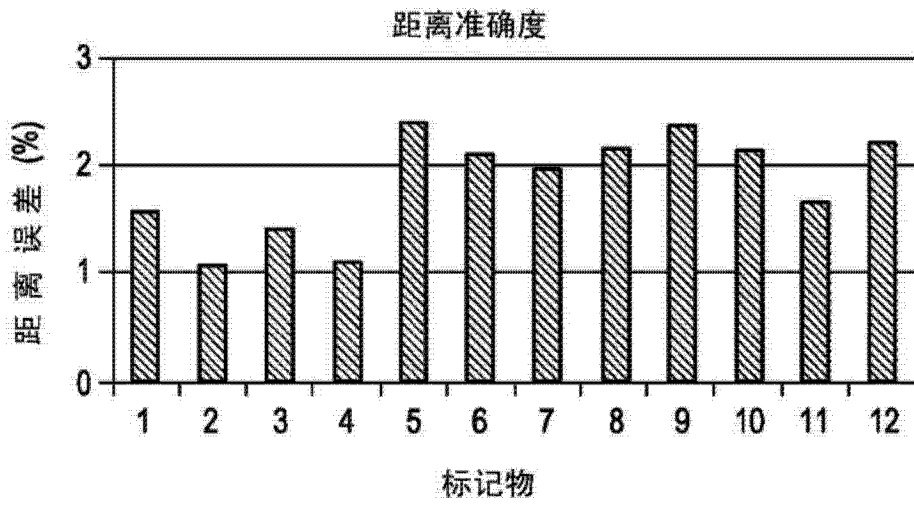


图 14a

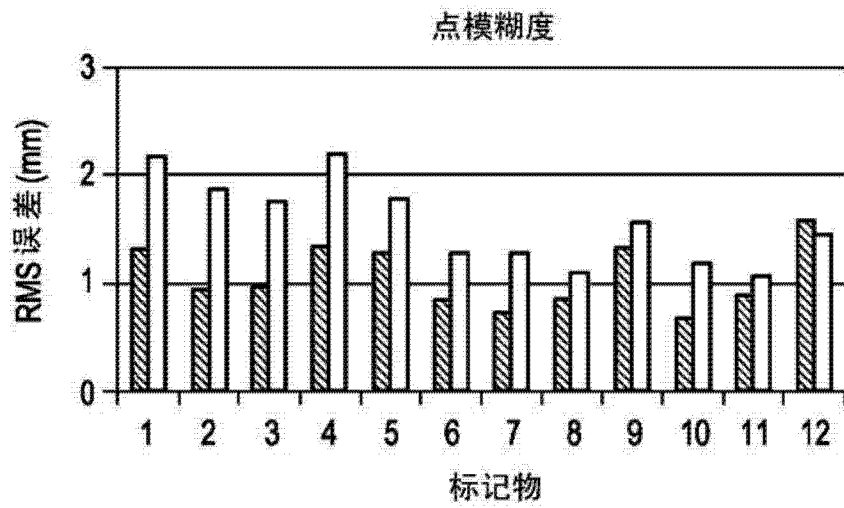


图 14b

专利名称(译)	超声图像引导的系统与基于体积运动的校准方法		
公开(公告)号	CN103648397A	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	CN201280031580.X	申请日	2012-06-21
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	AK贾殷 DA斯坦顿 CS霍尔		
发明人	A·K·贾殷 D·A·斯坦顿 C·S·霍尔		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G06T7/00 G06T3/00		
CPC分类号	A61B8/585 G06T2207/10136 A61B8/4455 A61B8/0883 A61B8/4477 A61B8/58 A61B8/486 A61B8/0841 A61B8/4254 A61B8/5207 G06T7/0018 A61B8/5215 G06T7/80		
代理人(译)	刘瑜 王英		
优先权	61/501271 2011-06-27 US		
其他公开文献	CN103648397B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声图像引导的系统以及一种用于操作这种系统的基于体积运动的校准方法。所述系统包括一个或多个超声探头 (20)，所述一个或多个超声探头能用于生成解剖对象 (10) 的图像体积 (13i、13j)。所述系统还包括适配器设备 (50)，所述适配器设备包括至少一个位置传感器 (30)，所述适配器设备 (50) 针对一个使用事件能附接到所述超声探头 (20) 之一。所述至少一个位置传感器 (30) 从一个使用事件到另一个使用事件，相对于所述一个或多个超声探头 (20) 处于可变位置。所述系统还包括跟踪设备 (31)，所述跟踪设备能用于生成跟踪数据 (32)，所述跟踪数据表示在坐标系 (11) 内对所述至少一个位置传感器 (20) 的跟踪；以及超声成像设备 (21)，所述超声成像设备能用于基于所述图像体积 (13i、13j) 生成所述解剖对象 (10) 的成像数据 (22)。所述系统还包括计算设备 (40)，所述计算设备能用于针对每个使用事件，通过使用基于图像的体积运动 (VM IB) 和基于跟踪的体积运动 (VM TB) 计算校准矩阵 (41)，来相对于所述至少一个位置传感器 (30) 的所述坐标系 (11) 自动地自校准所述成像数据 (22)。所述基于图像的体积运动 (VM IB) 表示从所述成像数据 (22) 导出的至少两个图像体积 (13i、13j) 的图像运动。所述基于跟踪的体积运动 (VM TB) 表示从所述跟踪数据 (32) 导出的所述图像体积 (13i、13j) 的跟踪运动。

