



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102844789 B

(45)授权公告日 2017.05.03

(21)申请号 201180011392.6

(22)申请日 2011.01.21

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 102844789 A

(43)申请公布日 2012.12.26

(30)优先权数据
61/297,336 2010.01.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2012.08.22

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2011/021990 2011.01.21

(87)PCT国际申请的公布数据
W02011/091218 EN 2011.07.28

(73)专利权人 范德比尔特大学

地址 美国田纳西州

(72)发明人 迈克尔·I·米加
普拉善·邓普利

(74)专利代理机构 上海金盛协力知识产权代理
有限公司 31242

代理人 段迎春

(51)Int.Cl.
G06T 7/00(2017.01)

(56)对比文件
US 2008/0123927 A1, 2008.05.29,
审查员 吴黄飞

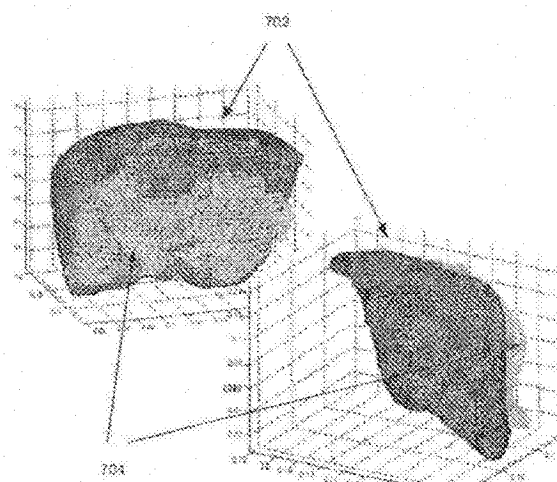
权利要求书3页 说明书14页 附图9页

(54)发明名称

在影像引导手术过程中用于纠正变形的数据
的系统和方法

(57)摘要

本发明提供了用于收集和处理在执行影像引导外科手术(IGS)时使用的身体空间数据的系统和方法。所述系统和方法包括获得患者体内感兴趣的非刚性结构的计算机模型,和执行所述计算机模型和与所述非刚性结构的至少一部分相关的患者空间内的表面数据的刚性对准。所述系统和方法也包括计算所述计算机模型的变形,所述计算提供了所述计算机模型和表面数据的非刚性对准,采用基于所述刚性对准而给所述计算机模型的每个节点定义的一组边界条件和核心函数来计算所述变形。此外,所述系统和方法可包括显示基于所述变形有利于所述IGS手术的数据。



1. 一种用于收集和处理在执行影像引导外科手术 (IGS) 时使用的身体空间数据的方法, 所述方法包括:

生成患者体内感兴趣的非刚性结构的术中表面数据, 所述术中表面数据对应所述非刚性结构至少一部分;

执行刚性对准, 将对应所述非刚性结构术前影像的计算机模型和所述术中表面数据进行刚性对准, 所述计算机模型包括多个节点;

计算整个所述计算机模型的变形, 所述计算出的变形提供所述计算机模型和所述术中表面数据的非刚性对准, 采用给所述计算机模型的所述多个节点的每个节点定义的一组边界条件计算出所述变形, 所述边界条件采用所述刚性对准以及生成加权的核函数;

显示所述术前影像的变形版本, 其中所述变形版本包括被修改的所述术前影像数据以进行整个所述计算机模型的所述变形。

2. 如权利要求1所述的方法, 其中所述计算进一步包括:

采用对应函数而算出所述术中表面数据和所述计算机模型的对应部分之间的一组空间差值;

计算该组空间差值上的所述边界条件和所述核函数;

采用所述边界条件而生成所述计算机模型的位移场矢量值;

采用所述位移场矢量值而产生更新的计算机模型;

采用所述更新的计算机模型而更新所述对应函数;

采用所述更新的对应函数而重新算出所述空间差值; 和

如果该组空间差值无法满足收敛标准, 则重复所述计算、生成、产生、更新和算出步骤。

3. 如权利要求2所述的方法, 进一步包括输出所述更新的计算机模型。

4. 如权利要求3所述的方法, 其中所述生成所述位移场矢量值进一步包括累积每次执行所述生成步骤时的所述位移场矢量值, 且其中所述输出进一步包括输出包括所述累积位移场矢量值的累积位移场。

5. 如权利要求1所述的方法, 进一步包括将所述收敛标准选择为该组空间差值的最小阈值、所述重新算出之前的该组空间差值和所述重新算出之后的该组空间差值之间的最小差值、和预定迭代数目中的至少一个。

6. 如权利要求1所述的方法, 其中所述显示进一步包括:

接收所述患者空间内对象的位置;

计算所述计算机模型的多个节点的每个节点的反向变形位移矢量场值, 对应于提供该非刚性对准的整个所述计算机模型的所述变形;

算出围绕所述变形计算模型的一部分所述患者空间的额外反向变形矢量场值的包络;

采用所述刚性对准和所述反向变形位移矢量场值而将所述位置转换到所述计算机模型的计算机模型空间中以形成转换位置; 和

从所述对象的所述转换位置算出所述对象在所述术前影像数据的影像空间中的坐标。

7. 如权利要求6所述的方法, 进一步包括:

显示所述术前影像数据; 和

显示基于对应于所述影像空间中所述算出的坐标的所述术前影像中所述影像空间中的所述对象位置的标记。

8. 如权利要求6所述的方法,其中所述包络的算出是基于包络策略。

9. 如权利要求1所述的方法,其中所述显示进一步包括:

接收与所述计算机模型相关的影像数据和所述影像数据的影像空间中至少一个感兴趣的位置;

将所述位置转换到所述计算机模型的计算机模型空间中以形成转换位置;

算出所述转换位置在所述患者空间中的坐标。

10. 一种用于收集和处理在执行影像引导外科手术(IGS)时使用的身体空间数据的系统,所述系统包括:

数字化系统,用于生成患者体内感兴趣的非刚性结构的术中表面数据,所述术中表面数据对应所述非刚性结构至少一部分;

显示装置;

存储介质,用于存储所述感兴趣的非刚性结构的术前表面数据,对应于所述术前表面数据的患者体内感兴趣的非刚性结构的计算机模型,和所述术中表面数据,所述计算机模型包括多个节点;

和

通信地连接至所述数字化系统、所述显示装置和所述存储介质的处理单元,其中所述处理单元被配置成:

获得所述计算机模型和所述术中表面数据的刚性对准,和

计算整个所述计算机模型的变形,所述计算提供所述计算机模型和术中表面数据的非刚性对准,采用给所述计算机模型的多个节点的每个节点定义的一组边界条件计算出所述变形,计算的所述边界条件采用所述刚性对准以及生成加权的核函数,和

生成指令,用于使所述显示装置显示所述术前影像的变形版本,其中所述变形版本包括被修改的术前影像数据以进行整个所述计算机模型的所述变形。

11. 如权利要求10所述的系统,其中所述处理单元在所述计算过程中进一步被配置成:

采用对应函数而算出所述术中表面数据和所述计算机模型的对应部分之间的一组空间差值;

基于该组空间差值和所述核函数计算所述边界条件;

采用所述边界条件而生成所述计算机模型的位移场矢量值;

采用所述位移场矢量值而产生更新的计算机模型;

采用所述更新的计算机模型而更新所述对应函数;

采用所述更新对应函数而重新算出所述空间差值;和

如果该组空间差值无法满足收敛标准,则重复所述计算、生成、产生更新和重新算出步骤。

12. 如权利要求11所述的系统,其中所述处理单元进一步被配置成输出所述更新计算机模型。

13. 如权利要求12所述的系统,其中所述处理单元进一步被配置成在所述位移场矢量值的生成过程中用于累积所述位移场矢量值,且其中所述处理单元进一步被配置成在所述输出过程中用于输出包括所述累积位移场值的累积位移场矢量场。

14. 如权利要求12所述的系统,其中所述处理单元进一步配置为将所述收敛标准选择

为该组空间差值的最小阈值、所述重新算出之前的该组空间差值和所述重新算出之后的该组空间差值之间的最小差值、和预定迭代数目中的至少一个。

15. 如权利要求12所述的系统,其中所述处理单元进一步被配置成:

接收所述患者空间内对象的位置;

计算所述计算机模型的所述多个节点的每个节点的反向变形位移矢量场值,对应于提供该非刚性对准的整个所述计算机模型的所述变形;

算出围绕所述变形计算模型的一部分所述患者空间的额外反向变形矢量场值的包络;

采用所述刚性对准和所述反向变形位移矢量场值而将所述位置转换到所述计算机模型的计算机模型空间中以形成转换位置;和

算出所述对象在所述影像数据的影像空间中针对所述转换位置的坐标。

16. 如权利要求15所述的系统,进一步包括:

采用所述刚性对准和所述反向变形位移矢量场值,将邻近所述对象的位置的所述患者空间内的额外位置转换到所述计算机模型空间中以形成转换位置;和

算出所述转换的额外位置在所述影像数据的影像空间内的坐标。

17. 如权利要求16所述的系统,其中所述处理装置进一步被配置成,对应于所述影像空间内算出的各个所述坐标,生成所述显示装置的信号以显示所述术前影像和所述术前影像的所述影像空间内的所述对象位置和所述额外位置中的至少一个的标记。

18. 如权利要求15所述的系统,其中所述处理单元进一步被配置成基于包络策略而执行所述包络的算出。

在影像引导手术过程中用于纠正变形的数据的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2010年1月22日提交的标题为“SYSTEM AND METHOD FOR CORRECTING DATA FOR DEFORMATIONS DURING IMAGE-GUIDED PROCEDURES (在影像引导手术的过程中用于纠正变形的数据的系统和方法)”的美国临时申请序列号No.61/297,336的权益,其全文以引用的方式并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于影像引导手术的系统和方法,并且更具体地涉及在影像引导手术的过程中用于纠正变形的组织数据的系统和方法。

[0004] 发明背景

[0005] 确定对影像至身体(image-to-physical)空间的精确配准(registration)是经由影像引导外科手术(IGS)对外科医生提供有意义的引导信息的基本步骤。一个著名的研究机构一直致力于将IGS技术使用于神经外科应用并且已生成一些商业上可用的系统。神经外科IGS技术的共同特征是,通过骨植入或皮肤附贴的基准标记而利用基于点的界标来提供影像和身体空间的配准。此类基于点的技术的使用通过围绕着感兴趣的组织(例如,颅骨)的刚性解剖而在神经外科IGS中被极大地推进。遗憾的是,使用此类基于点的技术并不适用于开放腹部IGS,因为缺乏刚性解剖界标和无法在手术前附加基准标记,这些基准标记在IGS操作过程中将保持在固定位置。

[0006] 由于使用刚性的、基于点的界标对于开放腹部IGS是不可行的,已提出基于表面的技术来确定术前影像和术中出现影像之间的配准。例如,迭代最近点(ICP)算法传统上已被用于确定器官的影像空间表面和/或感兴趣的其他软组织之间的转化。在ICP方法中,转化通常来源于术前影像片段和术中组织表面。在腹部IGS中使用的术中数据典型地利用光学跟踪探头、激光测距扫描仪(LRS),或术中超声波(iUS)和其他方法来获得。

[0007] 腹部IGS中基于表面的影像至身体空间配准的典型协议开始于在外科手术之前选择术前影像组中的解剖基准点。这些解剖基准点的对应身体空间位置然后在手术操作过程中被数字化,使得基于点的初始对准配准可被执行。基于点的配准用于提供ICP算法的合理初始姿态,该合理初始姿态被用于配准来源于术前影像和术中数据的组织表面。

[0008] 然而,ICP算法所提供的表面对准高度依赖于组织表面的初始姿态。因此,基于点的配准所提供的初始对准中的过失误差可导致错误的表面对准。虽然初始姿态是重要的,但是可混淆ICP算法的未对准的另一方面是出现术中变形。即,当器官和其他软组织的外科手术情况在术中被显现以用于表面采集(诸如,通过激光测距扫描)时,软组织通常由于例行外科手术处理而已经历变形。与姿态或变形相关的错误被引入到任何形式的刚性配准中将通常危及转达给外科医生的引导信息。因外科手术处理的软组织变形的一些实例为(1)在开放腹部中因器官关于重力方向的再定向使得肝脏的重力诱导变形,(2)组织松动和器官包裹的影响,和(3)器官灌注的变化。

[0009] 附图简述

- [0010] 图1示出了根据本发明的一个实施例执行IGS手术的流程图。
- [0011] 图2是根据本发明的一个实施例执行非刚性对准的示例性方法的流程图。
- [0012] 图3A示出了根据本发明的一个实施例非刚性对准产生的转化图。
- [0013] 图3B示出了图3A根据本发明的一个实施例实施包络之后的转换图。
- [0014] 图4A是概念地说明该处理的示意图,藉由该处理贯穿肝脏的横向平面的影像切片基于刚性对准之后获得的映射进行修正。
- [0015] 图4B是根据本发明的一个实施例概念地说明该处理的示意图,藉由该处理贯穿肝脏的横向平面的影像切片基于刚性对准和局部转换进行修正。
- [0016] 图5是根据本发明的一个实施例用于计算影像空间中的仪器的映射调整的示例性方法的步骤流程图。
- [0017] 图6示出了根据本发明的一个实施例的示例性硬件系统配置。
- [0018] 图7示出了根据本发明的一个实施例的计算机模型和表面数据的初始刚性对准的结果。
- [0019] 图8示出了根据本发明的一个实施例的图7中的计算机模型和表面数据的非刚性对准的结果。
- [0020] 图9示出了图7所示的计算机模型和图8所示的变形计算机模型的重叠。
- [0021] 图10是用于执行一组指令的计算机系统的示意图,当执行该组指令时,可促使计算机系统执行上述的一个或多个方法和步骤。

发明概要

[0022] 本发明的实施例涉及在影像引导手术过程中用于纠正变形的组织数据的系统和方法。在第一实施例中,提供了一种用于收集和处理在执行影像引导外科手术(IGS)时使用的身体空间数据的方法。所述方法包括:执行刚性对准的步骤,将患者体内感兴趣的非刚性结构的计算机模型和与所述非刚性结构至少一部分相关的患者空间内的表面数据进行刚性对准。所述方法还包括计算所述计算机模型的变形,所述计算提供所述计算机模型和所述表面数据的非刚性对准,采用基于所述刚性对准而给所述计算机模型的每个节点定义的一组边界条件以及核心函数计算出所述变形。该方法可进一步包括基于该变形显示有利于IGS手术的数据。

[0023] 在第二实施例中,提供了一种用于收集和处理在执行影像引导外科手术(IGS)时使用的身体空间数据的系统。所述系统包括:存储介质,用于存储患者体内感兴趣的非刚性结构的计算机模型。该系统也包括用于生成与该非刚性结构相关的至少表面数据的至少一个传感器装置,和通信地连接至该存储介质和该传感器装置的处理元件。在该系统中,该处理元件被配置成用于获得计算机模型和与该非刚性结构的至少一部分相关的患者空间内的表面数据的刚性对准,用于计算该计算机模型的变形,该计算提供了该计算机模型和表面数据的非刚性对准,采用基于刚性对准而给该计算机模型的每个节点定义的一组边界条件和核心函数计算出该变形。该系统可额外地包括显示装置,该显示装置被通信地连接至该处理单元且被配置成基于该变形显示有利于IGS手术的数据。

[0024] 在第三实施例中,提供了一种计算机可读的存储介质,该存储介质具有存储其上的计算机程序,该计算机程序用于收集和处理在执行影像引导外科手术(IGS)时使用的身

体空间数据。该计算机程序具有多个代码段,该多个代码段通过计算机可执行以促使该计算机执行以下步骤:获得患者体内感兴趣的非刚性结构的计算机模型;和执行该计算机模型和与该非刚性结构相关的患者空间内的表面数据的刚性对准。该代码段也被配置成促使该计算机执行计算该计算机模型的变形的步骤,该计算提供该计算机模型和表面数据的非刚性对准,采用基于刚性对准而给该计算机模型的每个节点定义的一组边界条件和核心函数计算出该变形。另外,该代码段也被配置成促使该计算机基于该变形执行显示有利于IGS手术的数据的步骤。

[0025] 在各种实施例中,该显示可进一步需要接收与该计算机模型相关的影像数据和与该目标相关和邻近该目标的该患者空间内的位置,和需要基于该刚性对准和该变形而将该计算机模型转换到该患者空间中。该显示也可包括基于该变形而计算该计算机模型的每个节点的反向变形位移矢量场值,和算出围绕该变形计算模型的一部分患者空间的额外反向变形矢量场值的包络。此外,该显示可包括基于该非刚性对准和该反向变形位移矢量场值而将该位置转换到该计算机模型的计算机模型空间中,和算出该转换位置的影像数据在影像空间内的坐标。

具体实施方式

[0026] 本发明参照附图进行描述,其中附图中各处的相同附图标记用于指示类似或等价的元件。附图并未根据比例进行绘制,且它们仅被提供用于说明本发明。本发明的一些方面在下文中参照说明对实例应用进行描述。应理解,许多具体细节、关系和方法被阐述以提供本发明的全面理解。然而,相关领域普通技术人员将容易地认识到,本发明可在无一个或多个具体细节的情况下或使用其他方法来实施。在其他情况下,众所周知的结构或操作未被详细地示出以避免本发明含糊不清。本发明通过说明的动作或事件的顺序并不受限制,因为一些动作可以不同顺序和/或与其他动作或事件同时地发生。此外,并不需要所有说明的动作或事件来执行根据本发明的方法。

[0027] 本发明的实施例提供了用于纠正IGS手术过程中发生的变形的组织数据的系统和方法。示例性方法的一般流程被说明于图1中。图1是示出根据本发明的一个实施例用于执行IGS手术的示例性方法的步骤的流程图。如图1所示,方法100包括块102处的术前阶段、块104处的术中刚性对准阶段和块106处的术中非刚性对准阶段。接下来或与这些阶段同时,IGS手术可在块108处被执行。

[0028] 如上所述,方法100在块102处开始。在块102处,术前工作被执行。术前工作包括构建至少软组织、器官或其他患者体内感兴趣的非刚性结构的计算机(即,数学上的)模型。尽管本发明的各种实施例将参照非刚性结构的IGS手术进行描述,但是本发明并不限于这方面。相反,本发明的各种实施例同等地适用于涉及患者体内的一个或多个刚性结构(例如,骨头)或刚性和非刚性结构的组合的IGS手术。

[0029] 计算机模型可使用多组术前数据来构建。例如,非刚性结构的术前影像被获得和处理以生成计算机模型,该计算机模型描述了感兴趣的非刚性结构的至少几何形状。这些数据利用二维或三维成像技术可被获得。例如,一些成像技术包括计算机化断层扫描(CT)、磁共振(MR)和超声成像技术,等等。然而,本发明的各种实施例不被限制在这方面,且可使用任何其他成像技术。另外,计算机模型也可被配置以包括任何其他可能的数据,诸如对估

算手术环境范围内的变形可能是必要的身体数据(例如,弹性性能、热弹性性能等和有关非刚性结构力学的其他方面)。基于获得的数据,构建计算机模型的工作可被执行。例如,可以生成用在拟合过程中的变形形状分布。同样,术前影像分析可被执行以增强反馈或计算机网格生成。另外,可以执行术前生成以帮助拟合的数学函数。同样,感兴趣的非刚性结构的形状或部分表面的指定/分割可被执行。然而,本发明不被限制于这方面,且其他工作可被执行以增强方法100的成像或拟合过程。

[0030] 尽管各种实施例将首先参照非刚性组织的表面(其在医疗过程中被暴露,诸如器官、肿瘤和其他生物组织的外表面)进行描述,但是各种实施例不被限制在这方面。相反,本文所使用的“表面”可指与感兴趣的非刚性结构相关的外部或内部特征。也就是说,除了外表面之外,本文所指的表面可包括通过不同结构或不同类型组织之间的边界界定的内部表面或特征。例如,癌性和健康组织之间的边界或分隔可界定一个表面。在另一个实例中,肝脏脉管系统和肝脏实质之间的分隔可界定一个表面。在另一个实施例中,表面可表示经由一些定位方法可被定位的、插入器官内的合成结构的表面或特征点。

[0031] 在本发明的各种实施例中,该术前阶段可任选地在一个或多个计算系统上被执行。另外,术前阶段可在相同或不同计算系统上被执行,随着下文描述的术中工作被执行。示范性计算系统可包括被配置以解决可被用于数学模型解决方案的大型稀疏矩阵的软件包。此类计算系统也可包括软件库,该软件库提供计算机模型网格/栅格生成。另外,此类计算系统可包括标准和定制的数学和模拟库。一旦块102处的术前阶段已被完成,方法100前进至块104。

[0032] 在块104处,术中刚性对准工作被执行。也就是说,非刚性结构的一个或多个部分的术中表面数据被术中地获得,且影像空间范围内的配对物(counterparts)表面数据利用数学转换而获得和对准。此后,非刚性结构的表面数据和计算机模型被初始地对准。在本发明的一些实施例中,最佳对准方法可被使用。如本文所使用,最佳对准方法是影像数据和非刚性结构的对准,使得非刚性结构的表面上的特征在对准过程结束之后被尽可能接近地定位至它们的影像空间配对物。然而,本发明的各种实施例不被限制在这方面,且其他对准方案也可被用作内部子结构或特征点。一旦该刚性对准完成,则表明数据和计算机模型被对准,无计算机模型的任何变形,即刚性对准。此类对准可以多种方式被执行。例如,迭代方法可被用于修改表面数据和计算机模型中的一个的位置,直至该表面数据和该计算机模型之间的错误被最小化。

[0033] 可用的几何图形表面数据的其他处理也可在块106处被执行。术中表面数据可以多种方式被获得。例如,一些方法包括超声波、MR成像、CT成像、激光和/或其他基于光的策略、使用跟踪唱针的擦拭,等等。然而,本发明的各种实施例不被限制于这方面,且其他方法可用于获得表面数据。在许多情况下,获得的表面数据将仅表示非刚性结构的一部分,即,部分表面。例如,在肝脏手术的过程中,仅仅该肝脏的前面部分可被暴露。因此,表面数据可利用激光范围扫描技术来获得,该激光范围扫描技术将几何数据限制为表示该肝脏的前面部分。在另一个实例中,该肝脏和肿瘤可被部分地暴露。然而,感兴趣的表面可为肿瘤和肝脏之间的边界,一个内部表面。在这种情况下,超声成像可被用于定位此类感兴趣的内部表面。

[0034] 表面数据也可包括噪音或可影响对准的其他错误。因此,在本发明的一些实施例

中,一旦表面数据被获得,则该表面数据可被过滤或以其他形式处理以减小或消除噪音和/或其他人为的物质。这些方法对本领域的普通技术人员而言是已知的,且将不会在本文中描述。在本发明的各种实施例中,此类处理可在刚性对准之前或之后被执行。此外,在一些情况下,不同方法获得的多个表面数据在共同坐标空间内是可用的和被数字化,合成表面可被用于对准目的。

[0035] 完成块104处的刚性对准之后,初始对应函数被生成,将表面数据的每个点与影像空间范围内的非刚性结构上的配对点联系起来。也就是说,对于表面数据中的每个点,提供一种手段以用于识别计算机模型中的对应点。例如,最近点算子可被用于选择计算机模型上最接近表面数据上每个点的点。在本发明的各种实施例中,该对应函数可表现为表格、数学函数,或描述两组点界定的多个空间之间的关系的任何其他方法。在一些情况下,表面数据中观察到的变形可生成对应函数,该对应函数将来自计算机模型的非对应表面上的点与该表面数据相关的表面上的点联系起来。因此,在本发明的一些实施例中,最近点算子可被改进或约束以限制其搜索对应表面。也就是说,计算机模型和表面数据可与指示符相关,该指示符区分感兴趣的非刚性结构的各种表面。因此,对应点的搜索通过这些指示符可被限制。例如,表面数据的前表面节点可被限制于计算机模型的前表面节点,尽管事实上计算机模型的较后的表面节点更为靠近。

[0036] 出于获得对应函数的目的,本发明各种实施例并不限制于最近点算子方法。相反,用于获得两个表面之间的对应函数和配准函数的任何其他方法可被用于本发明的各种实施例中。例如,在本发明的一些实施例中,对应点可利用射线投影技术而被选择,在射线投影技术中,射线沿着垂直于一个点的直线被投影到一个表面上,且对应点被选择为在第二表面上交叉的点。

[0037] 一旦刚性对准和对应函数在块104处被获得,方法100可前进至块106。在块106处,基于块106处的刚性对准和块104处对应函数,一组边界或点(内部和/或外部)条件和三维的位移场矢量被迭代地计算以执行计算机模型对表面数据的非刚性对准。也就是说,用于变形计算机模型以拟合表面数据的位移场矢量被计算。发生在该块中的操作将参照图2在下文中被更详细地描述。一旦非刚性对准工作在块106处被完成,则IGS手术可在块108处被执行。

[0038] 非刚性对准阶段

[0039] 如上所描述,一旦刚性对准和对应函数在块104处被获得,则非刚性对准可在块106处被执行。这点参照图2在下文中进行描述。图2是根据本发明的一个实施例用于执行非刚性对准的示例性方法106的流程图。方法106在块202处开始,且持续至块204。在块204处,计算机模型和表面数据的对应函数被接收。除了识别计算机模型和表面数据之间的对应点之外,对应函数也识别计算机模型的补丁区域。也就是说,因为通常仅可获得非刚性结构的暴露部分的表面数据(尽管使用额外仪器的情况下,子结构指定是可能的),所以补丁区域通过对应于该表面数据的计算机模型的位置被界定。然后,在块206处,计算该补丁区域中每个节点的空间差值。如本文所使用,术语“节点”是指用于执行仿真的计算机模型网格的点。

[0040] 因为在块204处接收的对应函数是基于刚性对准(即,计算机模型无变形),该对准可导致表面数据具有定位在计算机模型的几何图形的内部和外部的数据点。因此,在块206

处获得的空间差值被标记。这样,正值就意味着计算机模型上的节点将需要被向外推以朝向对应表面数据点移动,而负值就意味着计算机模型上的节点将需要被向内推以朝向对应表面数据点移动。该过程将任何此类转换具体化,令计算机模型上的节点移动至通过对应函数标出的点。

[0041] 一旦补丁区域的空间差值在块206处被计算,则可在块208处计算用于计算机模型的每个可用节点的边界或点(内部和/或外部)条件值。特别地,对于每个计算机模型的节点,该边界或点(内部和/或外部)条件被选择为与感兴趣的节点和周围节点相关的空间差值的加权平均值。这提供了一组光滑的边界或点(内部和/或外部)条件。在本发明的一些实施例中,该函数可平均加权所有空间差值。在本发明的一些实施例中,该函数通过利用空间核心函数或任何其他函数/统计关系,差异化地加权空间差值。例如,在本发明的一个实施例中,半径空间函数可被选择用于生成加权。然而本发明的各种实施例不被限制于这方面,且其他策略可被用于生成对空间函数的加权,该空间函数处理边界或点(内部和/或外部)条件。

[0042] 因为仅补丁区域与可用表面数据相关,所以计算机模型的侧面区域(即,该补丁区域之外的计算机模型的部分)将不具有在表面数据上指定的对应点。因此,这些侧面区域内的节点被分配零标记的最近点间距。因此,在经由半径空间核心而平均间距的处理过程中,补丁区域内的节点的所产生的边界或点(内部和/或外部)条件数值可小于它的空间差异数值,因为距离侧面区域的节点的零间距将被考虑到加权平均值中。相似地,位于邻近补丁区域但处于侧面区域内的节点将具有距离补丁区域范围内的节点的标记间距,该间距作为它的加权平均值的一部分,且将导致非零标记间距被应用于紧靠侧面空间区域。

[0043] 边界条件数值的计算不被限制于上述的加权平均值方法。在本发明的其他实施例中,其他方法可被使用。例如,一种方法是基于使用的最近点算子的置信级别的非均匀地加权平均值。此外计算机模型的一部分可被忽视以便允许用户规定的边界或点(内部和/或外部)条件。此类配置可允许计算机模型的不同部分进行不同地变形。另外,平均值不必基于半径空间核心。相反,基于不同几何图形结构的核心,诸如非刚性结构或其子结构的形状,可被用于界定待平均的点。例如,诸如肝脏的器官具有不同区段。因此,应用该核心可根据肝脏的区段进行限制。此外,一些组织可具有高曲率的区域。因此,此类表面变化的参数化可被用于提供与计算机模型相关的几何形状信息,且可被用作核心设计的部分。在另一个实例中,该核心也可基于对应于节点如何被结合于计算机模型中的形状。另一实现利用器官表面结构的偏微分方程表示以将边界或点(内部和/或外部)条件分布至侧面区域。该方法将该表面处理为单个连续域或核心,且利用偏微分方程来分布边界信息。用于从已知的表面数据生成位移空间分布的其他设计也可被使用。

[0044] 一旦边界或点(内部和/或外部)条件在块208处被计算,则体积变形步骤或数值的位移场矢量在块210处被生成和收集用于计算机模型。在块208处计算出的每个节点的边界条件可被考虑为正交(即垂直)于器官表面的位移,作为一种可能的对应实现。因此,所产生的平均值的符号可被用于界定在仿真过程中移动的方向。另外,不同标记的空间数值的组合有效地约束了计算机模型的一个或多个部分的移动。

[0045] 因此,在块210处,来自块208的边界或点(内部和/或外部)条件被用于界定一个实施例中的每个节点的法线位移条件(推或拉已被指定)。这些位移条件然后在计算机模型的

变形仿真的过程中与计算机模型一起被用于仿真变形和计算整个计算机模型的体积变形步骤或三维位移场矢量。在本发明的各种实施例中,任何仿真方法可被用于求解与变形力学相关的偏微分方程,诸如有限差分法、有限体积法、光谱元素法、基样条法(Spline-Based Methods)、蒙特卡罗法(Monte Carlo methods),等等。然而,本发明不被限制于这方面,且其他仿真或内插/外插法也可被使用。在本发明的一些实施例中,该仿真可被配置以规定真实的法线(出或入表面)位移,同时允许沿着该表面(与该表面相切)滑行/滑动。除了边界条件之外,用于具体身体模型的经调谐仿真在仿真过程中也可被使用。例如,该仿真可以线性弹性、超弹性或粘弹性构成法进行调谐。然而,本发明的各种实施例不被限制于这方面,且该仿真可以其他方式被配置以捕获该变形的一个或多个其他身体方面。另外,位移的方向不必是法线方向,即垂直的;这仅代表一个实施例。例如,位移方向可被修改以代表在该模型的给定区域内法线的平均值。同样,在可被使用的位移方向上可获得用户规定的信息。例如,如果在影像体积内和可用器官表面上出现置信界标,则该特征的位移可代表基于已知方向的直接应用,从而执行该特征的严格对应。

[0046] 一旦体积变形场值在块210处被生成,则更新的计算机模型在块212处可被生成。特别地,累积的体积变形场值被用于使计算机模型的节点的位置变形。然后,在块214处,对应函数基于更新的计算机模型而被更新,且一组新的空间差值被重新计算以确定仿真是否已收敛或是否需要额外的仿真。因此,空间差值在块216处被评估以查看它们在块216处是否满足收敛或停止标准。如果该收敛或停止标准在块216处被满足,则变形的计算机模型在块218处被输出。可选地,累积的变形场值也可在块218处被输出。方法106然后在块220处可重新开始先前的处理,包括在非刚性结构被进一步变形的情况下重复方法106。否则,方法106计算重复块208至216,其中更新的空间差值被用于计算下一个迭代的一组新的边界条件。在收敛或停止标准不被满足的情况下,其他实现可涉及返回至块106之前的块104。这允许迭代涉及刚性和非刚性两个阶段以包括变更顺序的实施例。

[0047] 收敛或停止标准在块216处可以多种方式被界定。例如,收敛标准可包括将更新的空间间距数值的平均值、中值或其他量度与阈值对比。因此,如果该量度小于该阈值,则收敛标准被满足且无需进一步的迭代。替代地或结合该阈值标准,也可提供一种标准,对比当前的和先前组的空间差值以确定进一步的迭代是否应被执行。例如,该收敛标准可包括对比或计算当前的和先前空间间距数值的平均值、中值或其他量度之间的差。从而,如果该差小于阈值,则收敛标准被满足,且无需进一步的迭代。另外,在本发明的一些实施例中,收敛标准可为已经发生的多次迭代。然而,本发明不被限制于上述的示例性收敛或停止标准条件。相反,任何类型的收敛标准条件也可被使用于本发明的各种实施例。

[0048] 在本发明的一些实施例中,用于生成加权的该核心可在每个连续迭代处被调整。例如,在半径核心函数实施例的情况下,半径尺寸可随着时间被减小以防止过度变形。此类变化可为线性的或非线性的。另外,该核心函数也可空间地变更。例如,在半径核心函数实施例的情况下,半径尺寸可大于计算机模型的某些部分。

[0049] 在图2示出的实施例中,原始未变形的计算机模型被用于运行每个连续迭代的仿真。然而,本发明的各种实施例不被限制于这方面。在一些实施例中,计算机模型可在每个连续迭代的过程中被变形。从而,仿真的每个迭代可为基于更新的计算机模型,而非原始的计算机模型。假定计算机仿真中所应用的边界位移的应用可依赖(根据设计)于被模型化的

结构的形状,这将导致不同的转换。例如,如果边界位移是垂直于在每个迭代处被模型化的结构的表面而移动,则允许形状在每个连续迭代处发生变化将改变轨线。此外,当改变在每个迭代处被模型化的结构的形状,则针对形状连续传送的负载传送可改变。例如将相同水平的力施加于几何形状尺寸增长的区域,这导致应力提高和更大的变形。因此,应考虑,迭代之间的模型化结构的形状的变化最终影响生物力学仿真的精度。当上述涉及变形过程中的实现几何图形非线性行为的变化形式时,其他实施例可涉及材料非线性行为(即,变化的构成行为)以及有关材料的破裂、撕裂或分离的方面。此外,在本发明的一些实施例中,额外刚性对准步骤可在连续迭代过程中被执行。例如,如果更新的计算机模型在每个迭代过程中被使用,则额外的刚性对准在每个迭代过程中或在执行最终迭代之后被执行。

[0050] 在本发明的一些实施例中,边界条件在每个迭代过程中也可以不同方式被应用。例如,一个示例性方法为利用与刚性结构形状相关的法线方向将每个新边界条件应用于原始未变形的几何形状。另一个示例性方法为将边界条件应用于未变形的几何形状但是根据非刚性形状变化而改变法线方向。在这种情况下,未变形的网格可以修改的法线来使用。另一个示例性方法为,非刚性地变形器官,且以新形状重建计算机仿真,且将该法线与其新形状联系起来。

[0051] 局部转换生成

[0052] 一旦变形位移矢量场被生成,如上文图2中所描述,则术前影像数据可轻易地被变形且外科医生可使用新的影像空间和其中的数据以着手IGS。然而,即使当获得基本上良好的对准时(利用根据本发明的各种实施例的方法或传统的方法),但是IGS并非简单的。

[0053] 首先,因为计算机模型的变形将导致影像数据的一个或多个部分的变形,所以非刚性结构的细节可变得失真、模糊,或甚至抹去。因此,在适当地识别影像空间内非刚性结构的一些特征的定位方面,外科医生具有困难。其次,影像空间内仪器的精确定位是困难的。例如,变形位移矢量场值和/或变形的计算机模型可被用于识别影像空间内仪器的位置。然而,表面数据和计算机模型之间的非刚性对准的固有缺陷、表面数据中的误差、和计算机模型中的误差可导致影像空间内仪器的错误定位,从而导致患者体内仪器的错误定位。例如,如果非刚性对准导致变形的计算机模型的一部分被定位在表面数据之上,则根据该计算机模型来定位该仪器可导致该仪器被完美地定位在影像空间中,但定位在患者空间内非刚性结构的表面之上。甚至更糟的是,如果该非刚性对准导致该变形的计算机模型的一部分被定位在该表面数据之下,则根据该计算机模型来定位该仪器可导致该仪器被完美地定位在影像空间中,但定位在患者空间内该非刚性结构的表面之下,从而可能损伤该非刚性结构。当影像空间内该仪器的定位导致患者空间内垂直和横向定位误差时,这些问题被进一步混合。

[0054] 考虑到此类困难,本发明的另一个方面提供了一种用于改进影像空间内定位仪器的转换的过程。在本发明的各种实施例中,局部非刚性转换可被提供用于从患者空间内的仪器位置映射至影像空间内其适当位置。特别地,一种由3个单独局部转换体积(改变影像空间内x、y和z的位置)组成的映射调整被提供。使用该映射调整,表示仪器位置的光标可在影像空间内被移动至适当的影像坐标,使得生成适当的影像切片再现。其被概念地描述在作为实例显示单独转换其中之一的图3A和3B中。该局部转化参照该说明书中的仪器定位被体现,然而,外科医生识别的任何结构或界标可经历该转化过程。

[0055] 图3A和3B描述了根据本发明的一个实施例与修改该映射之前和之后的纠正有关的“y”坐标的局部转换的一个实例。图3A示出了非刚性对准阶段所提供的原始转化图。如图3A所示,转换仅被提供于非刚性结构的表面范围内。也就是说,该非刚性对准过程提供了位移矢量场,该场允许该位移在该器官表面范围内的所有定位处被确定。为允许平稳转换,当外科医生接近患者空间内该非刚性结构的表面时,本发明的各种实施例将对图3A的原始转换图采取扩散处理。采取该扩散处理之后所产生的转换被示出于图3B中。有许多方式来生成该转换包络,且扩散处理仅是一种可能的实现方式。其他实施例可涉及各种平均化方案、新空间核心、过滤器,或邻近函数形式。

[0056] 如图3B所示的全3D局部转换映射生成之后,该转换将被接入IGS系统。因此,与仪器位置相关的数据被收集在患者空间内,该局部转化被应用于影像空间以提供适当的替换。因此,适当的基本影像平面可被带入IGS显示器,且外科医生得到对探针定位的更精确的了解。该过程的结果概念地被描述与图4A和图4B中。该实施例允许未受影响地使用原始影像数据。还应注意,子表面目标的额外转换需要被提供给外科医生以提供对目标的精确路径规划。

[0057] 图4A是概念地说明该处理的示意图,藉由该处理,贯穿肝脏的横向平面的影像切片基于无任何调整(也就是说,通过104提供的对准)获得的映射进行修正。图4B是根据本发明的一个实施例概念地说明该处理的示意图,藉由该处理,贯穿肝脏的横向平面的影像切片基于图2的非刚性和根据本发明实施例的局部转化进行修正。出于仿真图4A和4B中的IGS显示的目的,在患者身体上中间至横向方向显示出仿真的刀尖光标被拖拉穿过肝脏,其中该刀尖的位置在横向影像上显示为圆点,并带有突出该位置的箭头。如图4A所示,可看见,由于仅使用刚性转化(图1中的步骤104)的对准的缺陷,当该刀尖被拖拉穿过且到达器官的多个横向表面区域时,光标可正好掉出影像空间内的器官(在这种情况下为肝脏)。然而,通过根据本发明的一个实施例而应用非刚性映射包络,光标位置可被纠正,使得当该刀尖被拖拉穿过且到达该器官的多个横向表面区域时,其不会不精确地报告其位置使之掉出影像空间内器官(在这种情况下为肝脏),而是精确地描述出其在该器官上的定位。

[0058] 用于确定此类映射调整的一个示例性方法在下文中参照图5被描述。图5是根据本发明的一个实施例的用于计算影像空间中的仪器的映射调整的示例性方法500的步骤的流程图。方法500在块502处开始,且前进至块504。在块504处,获得或接收用于将患者空间内的仪器转换至影像空间的数据组。特别地,接收患者空间内仪器的位置。另外,接收到非刚性结构的计算机模型,以及变形位移矢量场值和刚性对准之后的计算机模型和表面数据的对应函数(诸如图2中获得的变形位移矢量场值和初始对应函数)。此外,与计算机模型和影像数据有关的数据也被接收。特别地,接收计算机模型的节点和影像数据中的三维像素之间的关系。此类关系也可经由影像/模型对应函数被界定。

[0059] 一旦数据在块504处被接收,则计算机模型的几何形状可被转换成起始于块506的患者空间。首先,在块506处,刚性对准信息可首先被用于将计算机模型空间内的该计算机模型节点位置转换为患者空间内的位置。例如,初始对应函数可被用于将变形的节点映射到该患者空间。然后,在块508处,变形位移矢量场值可被用于使患者空间内的该计算机模型变形,从而提供对患者空间内的表面数据的拟合。然后,或结合块508处计算机模型节点的位置的变形或转化,该计算机模型的节点也可与块510处的反向变形值(即,接收的变形

位移矢量场值的负值) 相关。

[0060] 上述的步骤通常将足够使得在仪器/对象的位置处于非刚性结构的一部分的范围内时, IGS将表示仪器/对象的位置的光标放置在适当位置。然而在该非刚性结构之外, 该位置将迅速地复原回基本上刚性的转换。这可导致光标位置在该仪器/对象移动时不规则地跳动。因此, 在仪器/对象位置的任何转换之前, 本发明的各种实施例在块512处提供计算环绕该变形计算机模型的患者空间的区域内的额外反向位移场值。这些额外值的计算可通过求解偏微分方程来进行, 该偏微分方程描述了在仪器定位坐标转换之前的患者空间内的自然三维像素网格上明确利用有限差分法进行扩散处理。在该实施例中, 与变形的计算机模型相关的所有三维像素具有与它们相关的未变形矢量位移。取一个单独位移网格, 例如中间至横向位移方向, 前述扩散方法可被使用, 藉由该方法, 该中间至横向位移被固定在器官范围内且允许数字地扩散以创建环绕该计算机模型的包络。因此, 在恰好处于非刚性结构的表面之外的区域内界定出附加的非刚性小包络。该包络从而界定了从患者空间内变形的计算机模型的反向流动场值和患者空间内各处的刚性转换光滑过渡的区域。因此, 如果仪器/对象被定位在靠近该非刚性结构的表面, 则它进入原始计算机模型空间的转换将基于该包络而不是刚性转换。从而, 映射被生成以允许光滑的局部转化, 此时刀尖/对象被使用在身体器官表面范围内和其附近的IGS系统内。在本发明的一些实施例中, 偏微分方程可为扩散方程。然而, 本发明不被限制于这方面, 且其他类型的偏微分方程或内插法可被用于形成本发明的各种实施例中的包络, 诸如平均化方案或邻域函数形式。

[0061] 一旦计算机模型和患者空间在块506至512处被处理, 则进入影像空间的仪器/对象定位转换可在块514处开始。

[0062] 首先, 在块512处, 块508和512的反向流动场值被用于初始地转换患者空间内的仪器位置坐标。然后, 在块514处, 患者空间内该仪器/对象的位置数据被进一步转换为计算机模型空间的位置数据。更具体地, 身体空间内该仪器/对象的位置通过该反向位移场被转换。一旦执行, 该仪器/对象位置有效地未产生变形。块516然后可将患者空间的转换应用于影像空间, 即, 与图1的步骤104相关的刚性对准转换(或根据图1的实施例的适当刚性转换)。一旦转换在块514和516处被完成, 则影像空间内的仪器/对象的坐标是已知的, 且适当的影像数据在块518可被确定。特别地, 通过仪器操作所捕获的患者空间内的多个变形器官之间的关系可被用于调整该计算机模型的节点, 使得能取得该影像数据的三维像素和仪器/对象的位置之间的完整路径以用于影像空间的显示。

[0063] 然后, 在块520处, 仪器/对象位置的影像数据和标记可在IGS手术的过程中被显示。在本发明的各种实施例中, 仪器/对象的影像数据和标记可以二维或三维格式被显示。在二维格式的情况下, 影像空间内仪器位置可被用于识别影像引导显示中适当的基本影像切片和光标位置。然后, 该影像数据和光标在块520处可被显示。一旦仪器/对象身体位置对应于影像空间内具体三维像素的位置, 则任意数量的标准显示可被生成。例如, 标准基本影像显示可被使用。然而, 该影像空间内所表达的任何和所有其他信息可以用与该光标的关系来体现。此外, 虽然仪器/对象位置是重要的, 但是从现有位置至邻近位置的路径或轨线可能是重要的。为了提供此类信息, 该表面上或附近的其他对象或位置需要被转换成影像空间以提供精确导航。在这种情况下, 转换步骤可被修改, 使得该定位/对象和邻近部分被变形和刚性地转化为影像空间内它们的适当位置, 从而确保从当前位置导航至身体空间内

的邻近位置,对应路径的影像空间是精确的。方法500然后前进至块520以继续先前的处理,包括当该仪器移动时重复方法500。

[0064] 用于执行上文中参照图1至5描述的一个或多个工作的示例性硬件配置在下文被示于图6中。图6显示了根据本发明的一个实施例的示范性硬件系统配置600。如图6所示,系统600可包括影像/数据处理器605,显示监视器610和IGS控制器615。IGS控制器可被连接至由传感光学相机630和发射器620、625和635组成的光学跟踪传感器。另外,IGS控制器615可被连接至可用作诸如620、635的仪器的一个或多个发射器。640是单独的计算节点控制器,出于非刚性变形纠正和相关处理的实施例的目的,该计算节点控制器与影像/数据处理器605交互。尽管各种实施例被示出为单独的、分离部分,但是本发明不被限制于这方面。例如,IGS控制器615、影像数据处理器605和计算节点控制器604可被集成为单个系统。类似地,取决于纠正的性质,计算节点控制器640可被分成通过网络联接在一起的多个计算节点控制器。

[0065] 系统600操作如下,首先,发射器625通常被固定于患者或支持手术器械。这通过提供安装于手术室内的固定相机(即,固定630)可被替代。传感器630被用于确定手术室内所有发射器的位置(包括光刀620,或可能的激光测距扫描仪635)。发射器620或635可被用于检测非刚性器官的表面或可视结构,或仪器的定位。然而,本发明不会限制于这方面,且一个以上的传感系统可被用于提供表面数据和/或仪器/目标位置数据。用于生成表面数据的系统的一个实例是激光测距扫描仪系统,诸如丹伯里3D数字公司所生产的RealScan3D系统、田纳西州纳什维尔的Pathfinder医疗公司为客户定制的CT或类似系统。此类系统利用数据点矩阵能够捕获三维地形图表面数据以及表面纹理映射。例如,在一个实施例中,由512垂直点构成的水平扫描场500可在5至10秒内被获得,且被用于生成在IGS手术过程中暴露表面的表面数据。在一些实施例中,此类系统利用数字化系统在手术室空间内可被追踪且利用分离的独立数字化的幻像可被校准。635将表示它们使用的结果。与其他表面数字化技术相比,该激光测距扫描仪系统的一个优点是能够捕获该表面的丰富特征纹理图以及地形图特性。此类纹理图数据通常促进对准于术前成像的肝脏表面的分段,即,提取。其他实施例可使用跟踪超声波探头,该跟踪超声波探头可获得外部和/或内部表面数据。该数据可被用于提取任何数目的边界数据,包括对准处理中使用的外部和/或内部表面结构。

[0066] 在手术中,系统600操作如下。在外科手术之前,涉及术前器官102的有关数据将被传送至计算节点控制器640,或将已在控制器615上被处理。从类似于620和635的数字化设备收集表面数据之后,影像/数据处理器605将该数据以及任何其他有关术中信息传送至计算节点控制器640。利用计算机模型,该计算节点控制器640完成如图1所描述的该计算机模型至该表面数据的刚性对准,然后是如图1和2所描述的该计算机模型至该表面数据的非刚性对准。数据/影像处理器605也可执行对该数据的转换。如上文所描述,局部转换也可被需要。在这种情况下,计算节点控制器640可生成此类变形的和调整的图,如上文参照图5所描述的。通过转换计算节点控制器640上的点,或通过将适当映射函数提供给数据/影像处理单元605且允许其将该适当转化应用于IGS显示器610,该图然后可被用于执行IGS手术。

[0067] 实例

[0068] 下述非限制性实例用于说明本发明的优选实施例。应理解,示出的组件的比例变更和元件选择对本领域的技术人员将是显而易见的,且处于本发明的实施例的范围内。

[0069] 一个示例性系统被构建成类似于图6所示的系统。特别地,Stealth型号LPC-650-T9500-64GF-04G-6-E-00小型PC(计算机)被配置成如同计算节点控制器640进行操作。该控制器根据本发明的一个实施例被用于提供计算机模型和肝脏表面数据的刚性和非刚性对准,以及与102相关的术前处理组件。图7示出了计算机模型702(黑色网格)和表面数据704(灰色点)的初始刚性对准的结果。这些结果利用突出特征加权配准法被获得。图8示出了根据本发明的一个实施例的非刚性对准的结果。这些结果利用大约12次迭代的有限元法被获得。如图8所示,变形的计算机模型802(黑色网格)现与表面数据704的点(灰色点)在很大程度上一致。执行数据704示出的实现和结果表示在纠正计算节点控制器之前该模型和表面数据之间的平均最近点间距为 $4.7\pm 3.0\text{mm}$ 。完成本文所报告的该计算节点控制器执行之后,最近点间距变成 $1.5\pm 0.8\text{mm}$ 。该计算机模型的变形量被示出于图9中,其中原始计算机模型数据和变形的计算机模型数据被重叠。在图9中,原始计算机模型702通过灰色网格被示出,且变形的计算机模型通过黑色网格被示出。

[0070] 图10是用于执行一组指令的计算机系统1000的示意图。当执行时,该组指令可促使该计算机系统以执行上文所描述的方法和步骤中的一个或多个。例如,计算机系统1000的体系可被用于描述图6的一个或多个组件的体系。在一些实施例中,计算机系统1000如同独立装置进行操作。在其他实施例中,计算机系统1000可被连接(例如,利用网络)至其他计算机装置。在网络化的配置中,计算机系统1000可以作为服务器—客户端开发网络环境中的服务器或客户开发端进行操作,或作为对等(或分布式)网络环境中的对等机进行操作。在一些实施例中,该系统可为引导系统的插入卡。

[0071] 该机器可包括各种类型的计算系统和装置,包括服务器计算机、客户端用户计算机、个人计算机(PC)、平板PC、便携计算机、台式计算机、控制系统、网络路由器、开关或桥接,或能够执行一组指令(连续的或以其他方式)的任何其他装置,该组指令指定了该装置所采取的动作。应理解,本公开的装置也包括提供语音、视频或数据通信的任何电子装置。另外,当单个计算机被说明时,短语“计算机系统”应被理解为包括单独地或联合地执行一组(或多组)指令以执行本文所讨论的任何一种或多种方法的计算装置的任何集合。计算机系统1000可包括处理器1002(诸如中央处理单元(CPU)、图象处理单元(GPU),或两者)、主存储器1004和静态存储器1006,它们经由总线1008彼此通信。计算机系统1000可进一步包括显示单元1010,诸如视频显示器(例如,液晶显示器或LCD)、平板显示器、固态显示器,或阴极射线管(CRT))。计算机系统1000可包括输入装置1012(例如,键盘)、光标控制装置1014(例如,鼠标)、磁盘驱动装置1016、信号生成装置1018(例如扬声器或远程控制)和网络接口装置1020。

[0072] 磁盘驱动装置1016可包括计算机可读存储介质1022,该计算机可读存储介质1022上存储一组或多组指令1024(例如,软件代码),该一组或多组指令1024经配置以实现本文所描述的一个或多个方法、步骤或功能。在通过计算机系统1000的执行过程中,该指令1024也可完全地或至少部分地驻存在于主存储器1004、静态存储器1006和/或处理器1002中。主存储器1004和处理器1002也可构成机器可读介质。

[0073] 专用硬件实现包括但不限于具体应用集成电路、可编程逻辑阵列和其他硬件装置。这些硬件可同样地被构成以实现本文所描述的方法。可包括各种实施例的装置和系统的应用广泛地包括各种电子设备和计算机系统。一些实施例以两个或两个以上的具体连接

硬件模块或装置实现这些功能。这些具体连接硬件模块或装置具有在这些模块之间和贯穿这些模块通信的相关控制和数据信号,或作为具体应用集成电路的部分。因此,示例性系统可适用于软件、固件和硬件实现。

[0074] 根据本公开的各种实施例,本文所描述的方法可被存储为计算机可读存储介质中的软件程序,且可被配置用于在计算机处理器上运行。此外,软件实现可包括但不限于分布式处理、组件/对象分布式处理、并行处理、虚拟机处理,它们也可被构成为实现本文所描述的方法。

[0075] 本公开涉及计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质包含指令1024,或接收和执行扩散信号的指令1024使得连接至网络环境1026的装置可发送或接收语音和/或视频数据,和可利用指令1024在网络1026上进行通信。该指令1024经由网络接口装置1020可在网络1026上进一步被传送或接收。

[0076] 虽然计算机可读存储介质1022在示例性实施例中被示出为单个存储介质,但是术语“计算机可读存储介质”应包括存储一组或多组指令的单个介质或多个介质(例如,集中式或分布式数据库,和/或相关的缓存和服务器等)。术语“计算机可读存储介质”也应包括能够存储通过该机器执行的一组指令和促使该机器执行本公开的任何一种或多种方法的任何装置。

[0077] 术语“计算机可读介质”应相应地包括但不限于固态存储器(诸如存储卡或其它容纳只读(非易失的)存储器、随机存取存储器或其他可擦写(易失的)存储器中的一个或多个的包;磁性—光学或光学介质例如碟或带;以及载波信号(诸如包含传输介质中的计算机指令的信号),和/或电子邮件的数字文件附件或其他自足信息档案或档案组(视为等同于有形存储介质的分布介质)。因此,本公开视为包括任何一种或多种计算机可读介质或分布介质,其在本文中被列出且包括其中软件实现在此被存储的公认等同物和接替介质。

[0078] 尽管本说明书参照具体标准和协议描述了组件和在实施例中执行的功能,但是本公开不被限制于此类标准和协议。每条因特网的标准和其他分组交换网络传输(例如,TCP/IP,UDP/IP,HTML和HTTP)表示本领域的状态的实例。此类标准通过具有基本上相同的功能的更快或更有效的等同物被周期性地被代替。因此具有相同功能的替换标准和协议被视为等同物。

[0079] 申请人在下文中提出了某些理论方面,这些理论方面据信为精确地解释了有关本发明的实施例而做出的观察。然而,本发明的实施例可在无该提出的理论方面的情况下被实践。此外,该理论的提出应当理解为申请人并非寻求被提出的理论所限制。

[0080] 虽然本发明的各种实施例在上文已被描述,但是应理解,它们仅通过实例的方式被提出,而非限制。在不脱离本发明的精神或范围的情况下,根据本文的公开可对公开的实施例做出许多改变。例如,尽管多种实施例主要是参照患者空间相对计算机模型空间或影像空间的坐标或位置的转换被描述,但是本发明不被限制于这方面。相反,本文所描述的系统和方法同样可适用于基于在计算机模型空间或影像空间内感兴趣的位置而确定患者空间内的坐标或位置。此类位置可通过提供有关任何置信标记或与患者空间内非刚性结构相关的其他参考位置的坐标或位置被识别。此类配置可被利用,例如以识别开始步骤的初始定位,或以其他方式协助用户识别或想象患者空间内的结构。从而,本发明的广度和范围不应通过任何上文所描述的实施例而被限制。相反,本发明的范围应根据下述权利要求和它

们的等同物被界定。

[0081] 尽管本发明已参照一个或多个实现被说明和描述,但是对本领域的技术人员而言,阅读和理解本说明书和所附图纸之后,会产生同等替换和修改。此外,虽然本发明的具体特征已参照多个实现中的仅一个被公开,但是该特征根据需要有和有利于任何给定或具体应用可结合其他实现的一个或多个其他特征。

[0082] 本文所使用的术语是仅仅出于描述具体实施例的目的,且并非旨在限制本发明。如本文所使用,单数形式“一个(a)”、“一种(an)”和“该(the)”旨在也包括复数形式,除非文中另有明确说明。此外,程度术语“包括(including)”、“包含(include)”、“具有(having)”、“有(has)”、“带有(with)”,或其变体被使用于详细说明和/或权利要求书,此类术语旨在以类似于术语“含有(comprising)”的方式来限定包括。

[0083] 除非另有界定,本文所使用的所有术语(包括技术和科学术语)具有与本发明所属领域的普通技术人员通常理解的意义相同的意义。还应理解,术语,诸如通常使用的词典所界定的术语,应被解释为具有与它们在相关领域的环境中的意义一致的意义,且不应解释为理想化的或过于正式的意义,除非本文中清楚地如此界定。

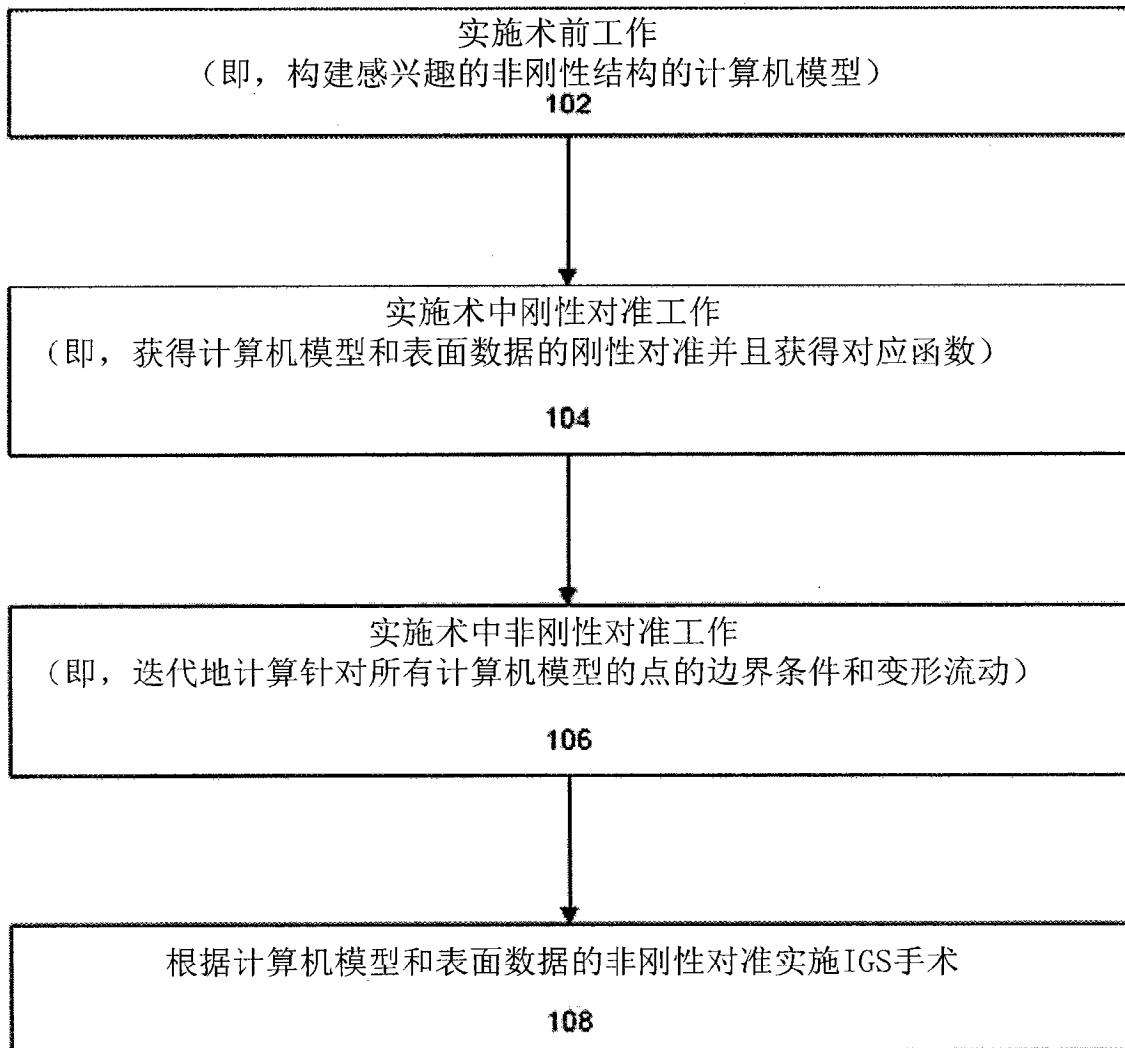
100

图1

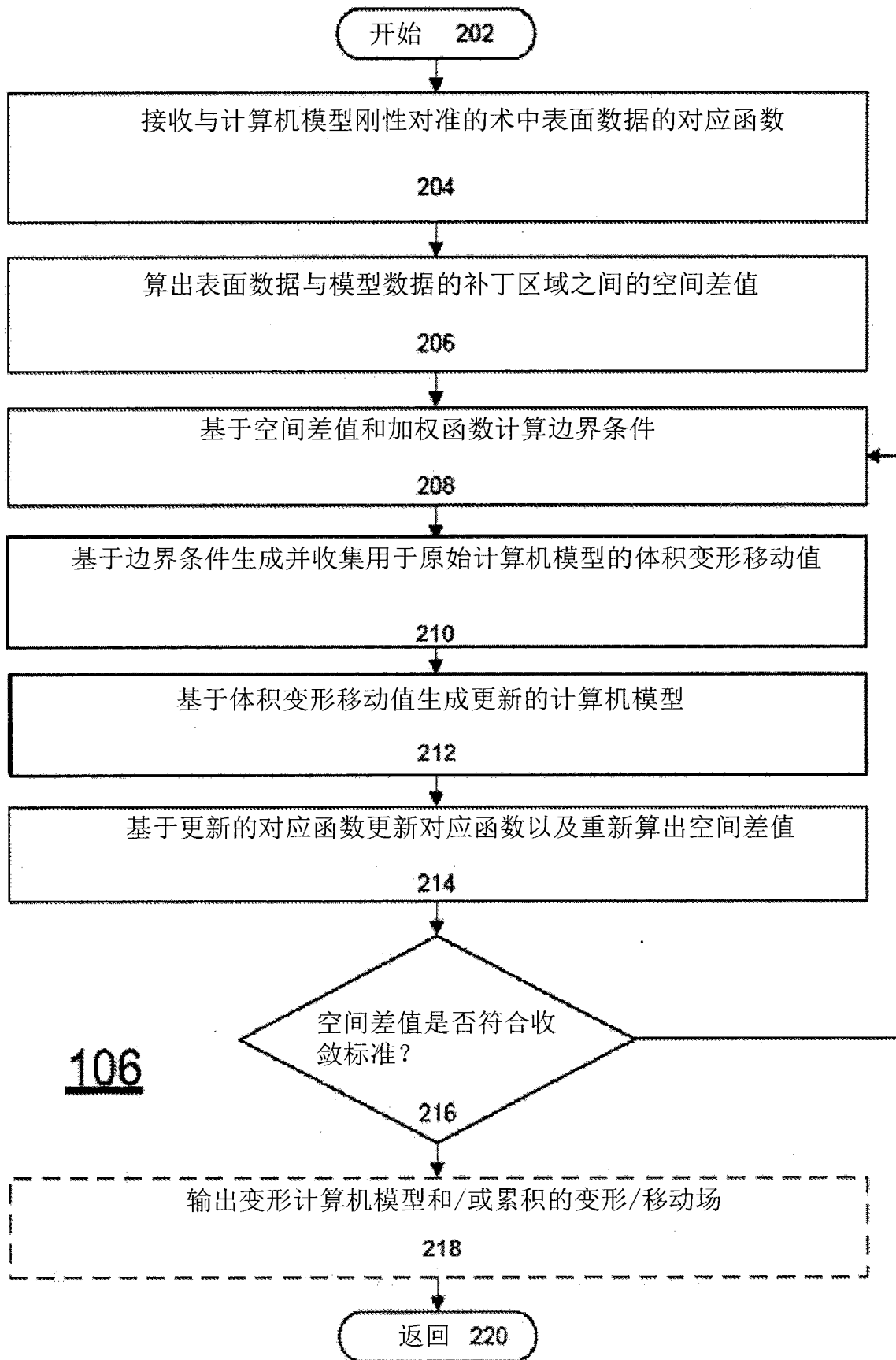


图2

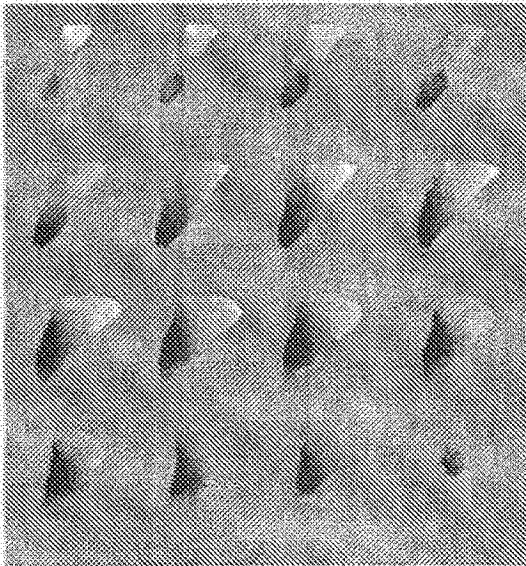


图3A

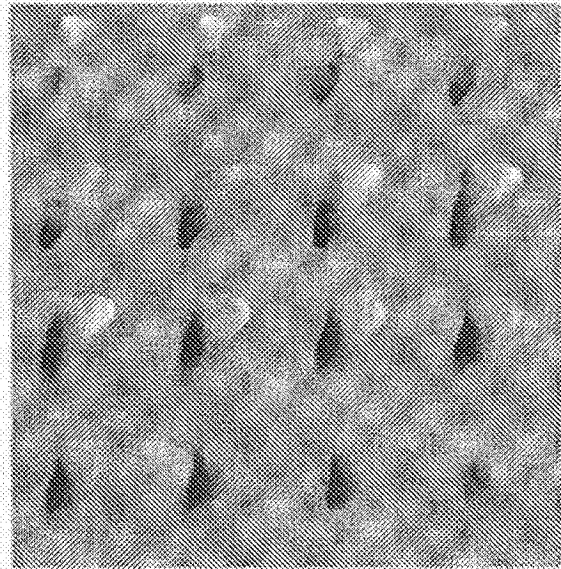


图3B

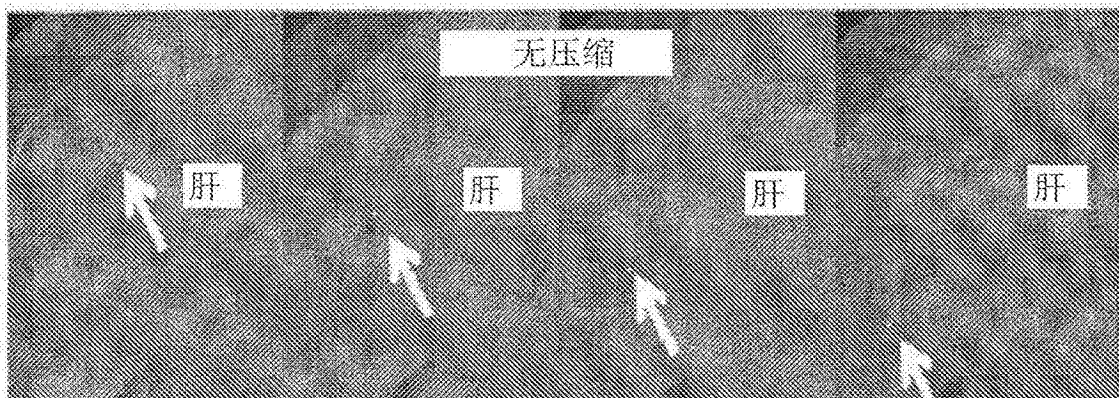


图4A

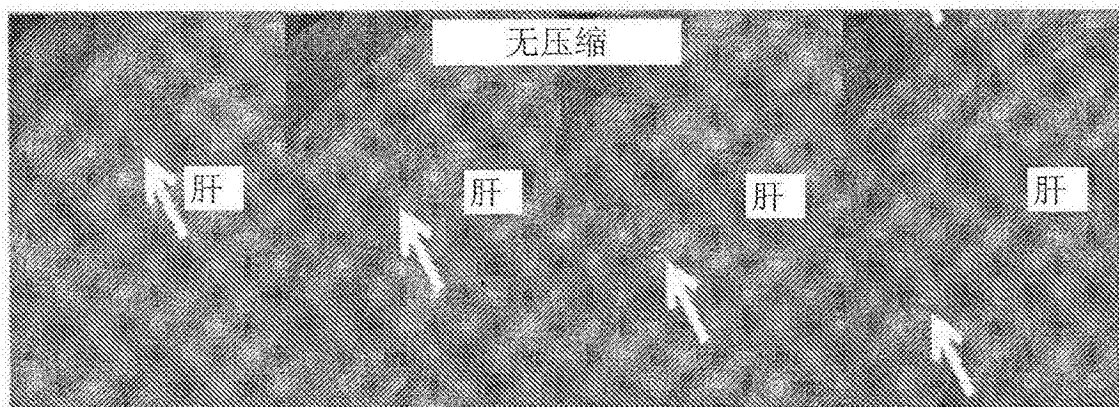


图4B

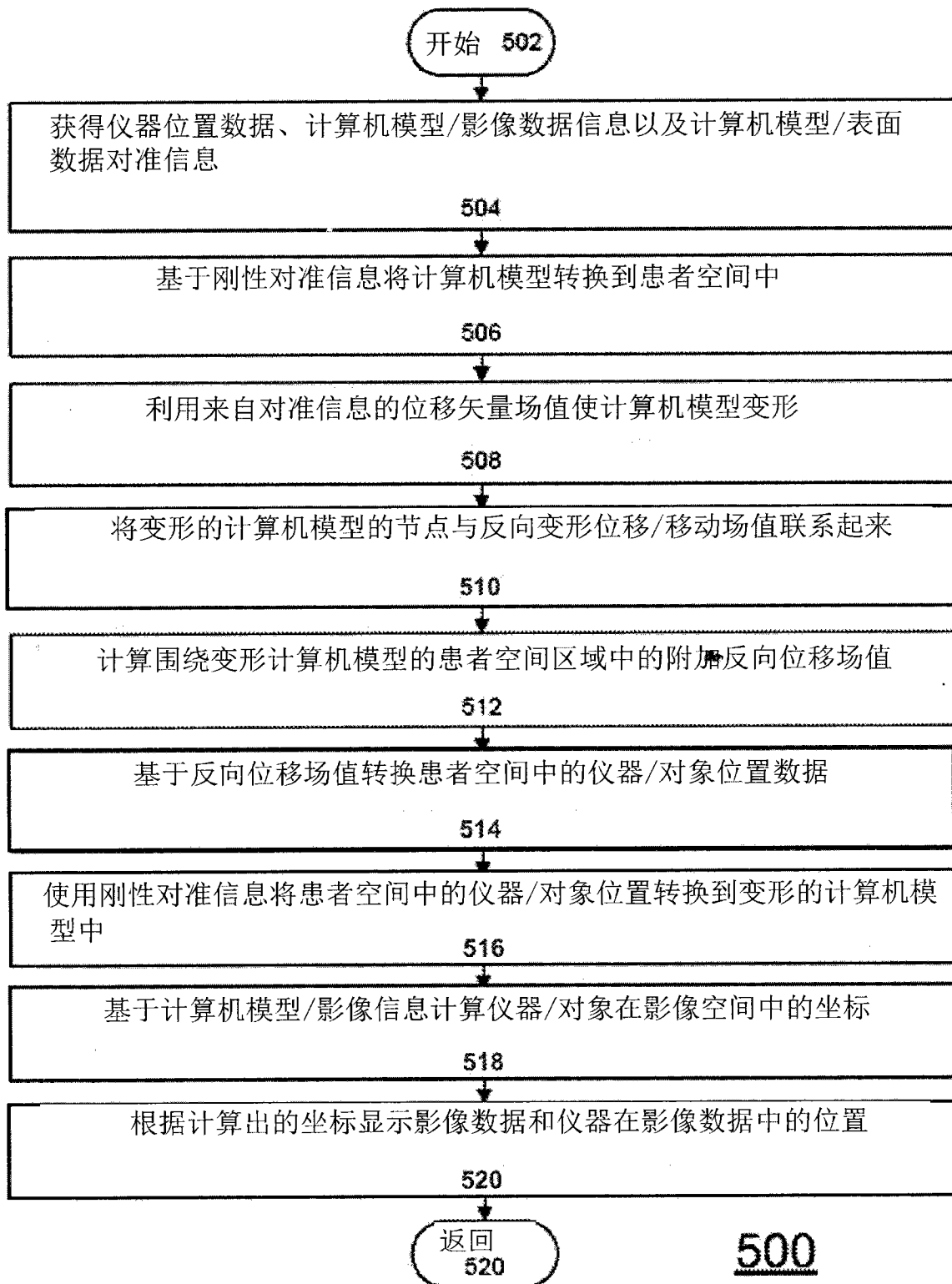
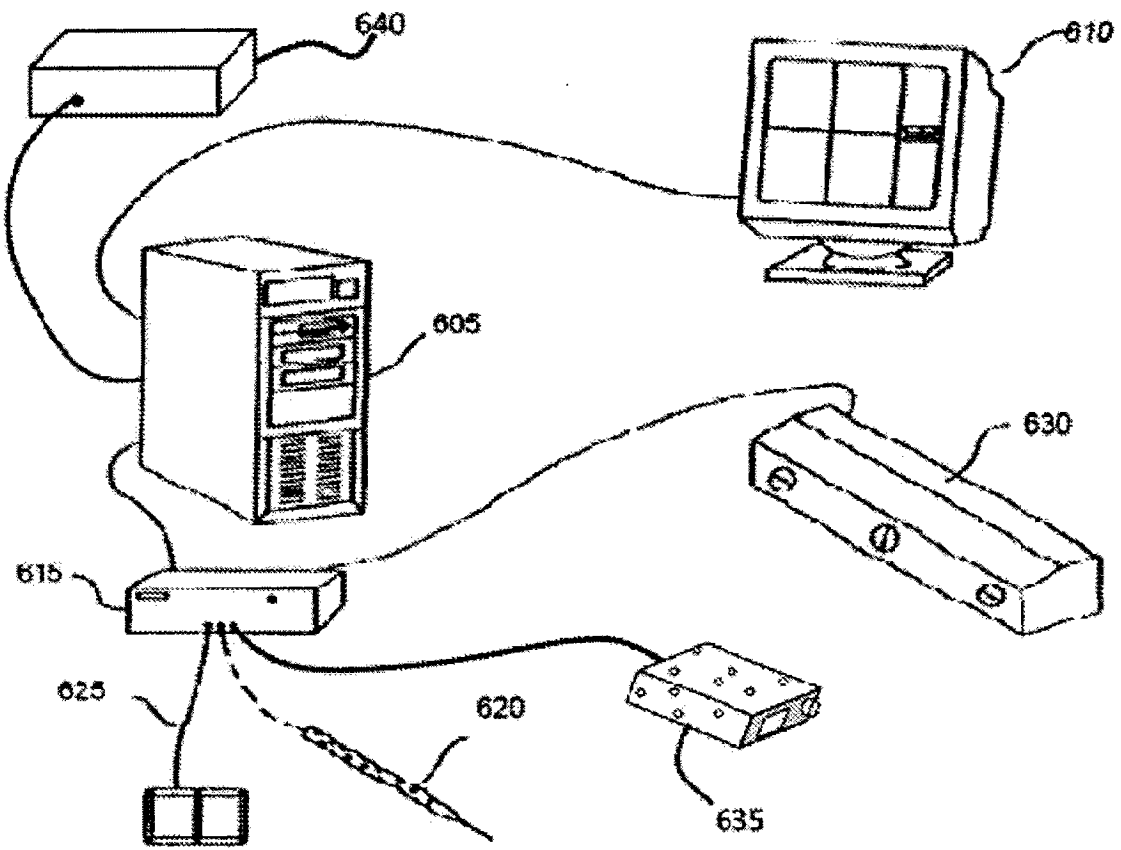


图5



600

图6

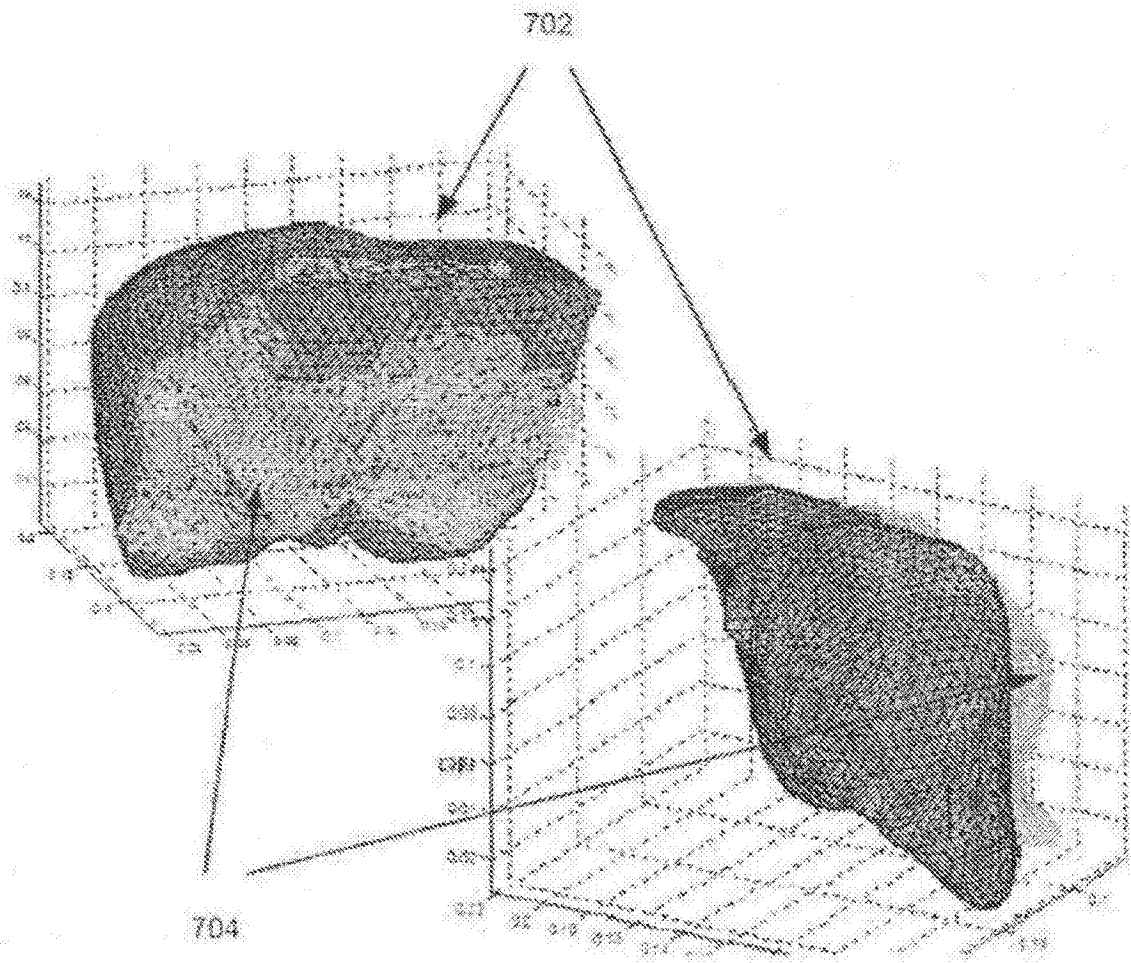


图7

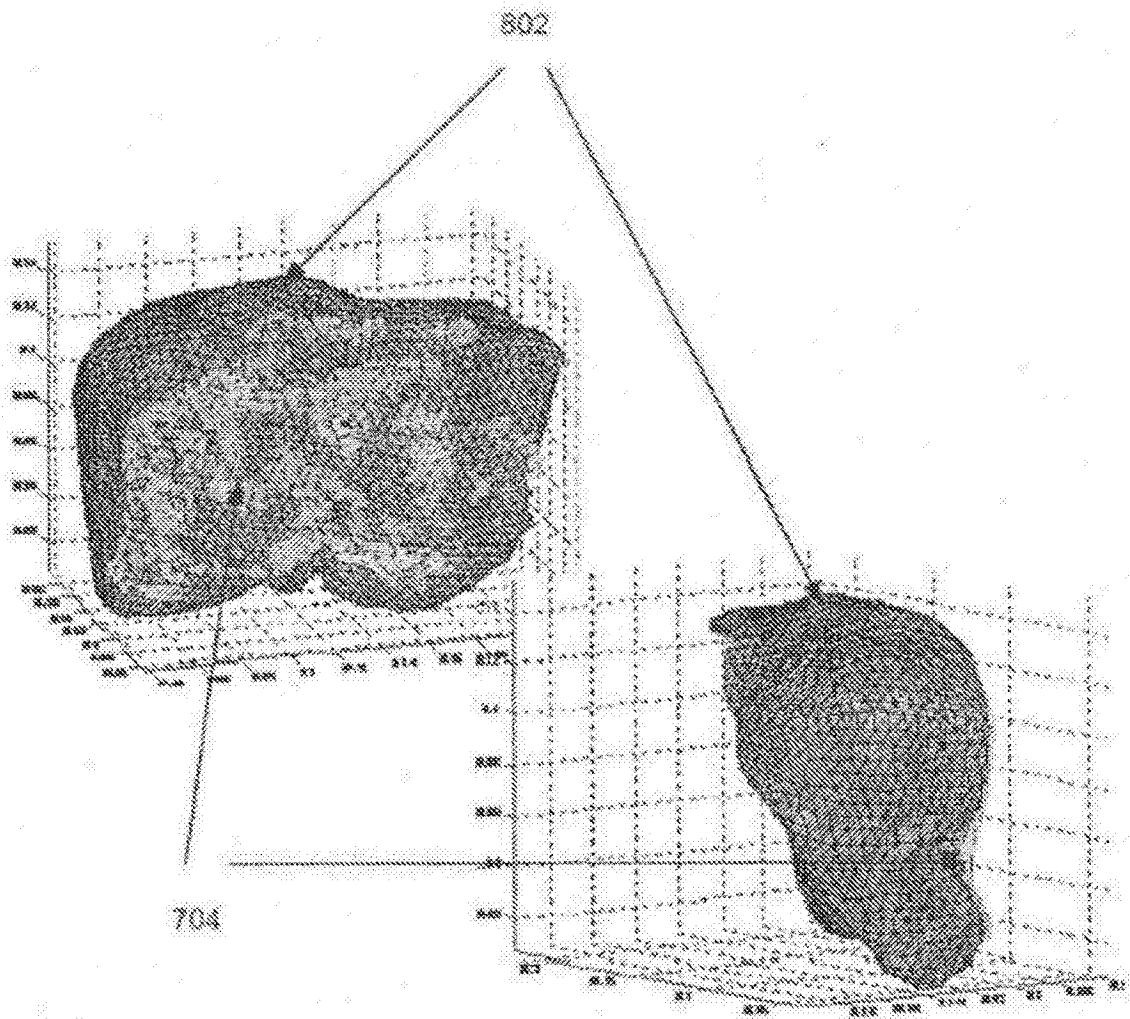


图8

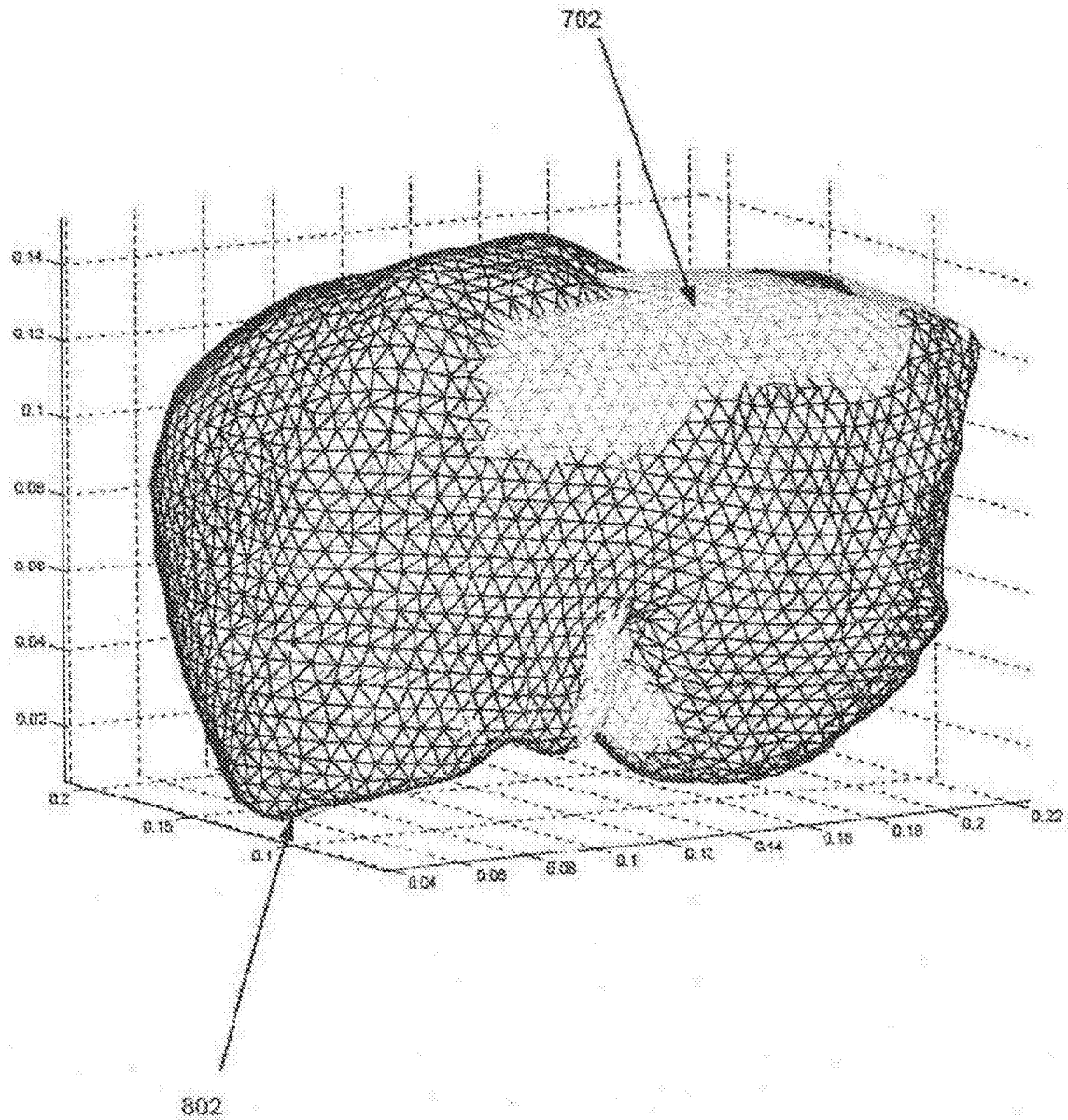


图9

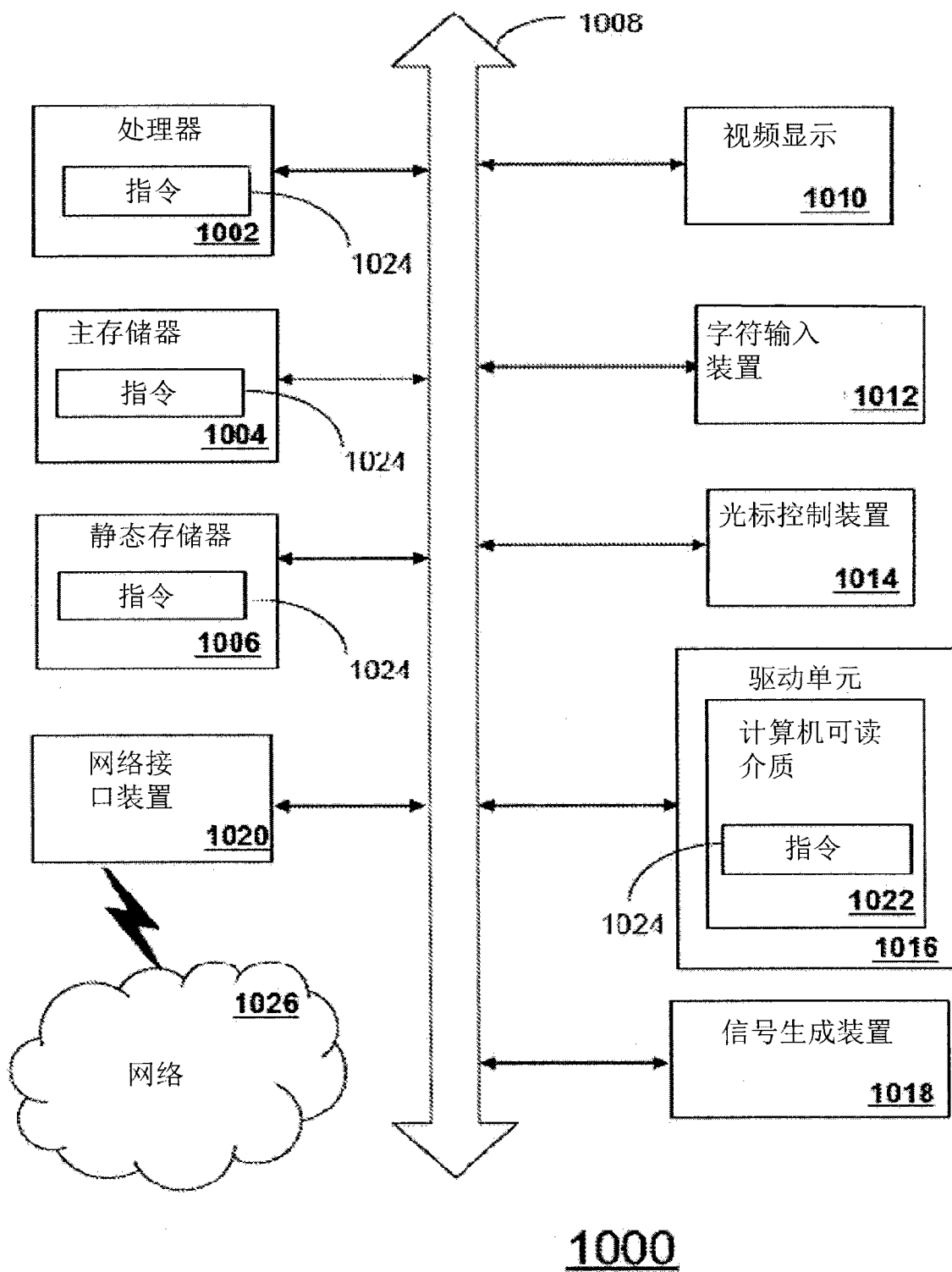


图10