



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102883671 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 02

(21) 申请号 201180023213. 0

A61B 19/00(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 05. 19

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

1008281. 6 2010. 05. 19 GB

CN 1494397 A, 2004. 05. 05,

WO 2010002587 A1, 2010. 01. 07,

US 2004097922 A1, 2004. 05. 20,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 11. 09

审查员 袁志会

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/037128 2011. 05. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/146703 EN 2011. 11. 24

(73) 专利权人 斯恩蒂斯有限公司

地址 瑞士奥伯多夫

(72) 发明人 A·尼昆诺瓦斯

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 张阳

(51) Int. Cl.

A61B 17/62(2006. 01)

A61B 17/66(2006. 01)

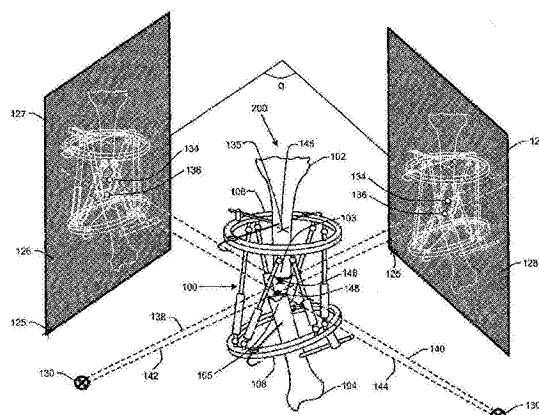
权利要求书1页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

使用影像分析的矫形外科固定术

(57) 摘要

提供了矫形外科固定和影像分析的方法。捕捉附接到固定装置上的第一和第二骨段的图像。在所述图像中识别出的固定器元件能被用于获得成像场景参数。在所述图像中识别出的骨单元能够与所述成像场景参数一起使用以重构所述第一和第二骨段相对于所述固定装置的位置和/或定向的三维表示。



1. 一种矫形外科固定影像分析系统,所述系统包括:

一个或多个成像器,可操作地用于捕捉固定装置和附接到其上的第一和第二骨段的第一和第二二维图像,其中,所述第一图像从第一定向捕捉,所述第二图像从第二定向捕捉,所述第二定向与所述第一定向不同;

一个或多个计算设备,可操作地执行包括以下各项的操作:

基于多个固定器元件在所述第一和第二二维图像中的各自识别位置与多个固定器元件在三维空间中的对应位置的比较来获得多个成像场景参数,其中获得多个成像场景参数包括:

识别多个固定器元件在所述第一和第二二维图像中的各自位置;

利用所述多个固定器元件的各自识别位置构造分别与所述第一和第二二维图像相对应的第一和第二变换矩阵;

将所述第一和第二变换矩阵分解成所述多个成像场景参数;以及

基于所述多个成像场景参数重构所述第一和第二骨段相对于所述固定装置的三维表示。

2. 如权利要求 1 所述的矫形外科固定影像分析系统,其中,所述第一和第二图像相对于彼此不垂直。

3. 如权利要求 1 所述的矫形外科固定影像分析系统,所述操作还包括识别多个骨单元在所述第一和第二二维图像中的各自位置,所述骨单元包括所述第一和第二骨段的解剖结构特征。

4. 如权利要求 3 所述的矫形外科固定影像分析系统,其中,所述三维表示还基于所述多个骨单元的各自位置而被重构。

5. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述多个固定器元件包括所述固定装置的多个部件。

6. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述多个固定器元件包括安装到或嵌入在所述固定装置的多个部件内的标记元件。

7. 如权利要求 1 所述的矫形外科固定影像分析系统,所述操作还包括:

计算用于所述固定装置的几何形状变化,所述几何形状变化表示所述第一和第二骨段相对于彼此的再定位,其中实施所述几何形状变化以使所述第一和第二骨段相对于彼此再定位。

使用影像分析的矫形外科固定术

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请要求 2010 年 5 月 19 日提交的英国专利申请序列号 GB1008281.6 的优先权,该申请的全部内容通过引用结合在此。

背景技术

[0003] 用于治疗骨折和 / 或骨畸形的技术可以包括对外部固定器(例如,固定框架)的使用,所述外部固定器在骨折部位的相对侧上被手术安装到骨段上。拍摄骨折部位处的固定器和骨段的成对放射摄影图像。通常,放射摄影图像必须相对于彼此是正交或垂直的,并与患者的解剖结构轴线对准。来自图像的数据随后使用正交投影技术进行操纵以构造固定器和骨段的三维表示,所述三维表示能够在制定治疗计划时使用,并且所述治疗计划可例如包括通过固定器的调节而使骨段重新对准。

[0004] 但是,获得骨折部位的正交放射摄影图像的能力会被超出外科医生的控制的因素所限制,例如成像装置的可操纵性、骨折或畸形的解剖结构位置、和 / 或在定位断肢以用于正交成像时患者的疼痛。诸如这些的限制因素会向成像过程引入不准确性。这些不准确性可能具有非期望的后果,例如骨段在愈合过程期间的不当对准、在骨段之间的受侵害的联合、需要额外轮次的放射摄影成像以有利于对准校正、或者甚至需要额外的手术过程。

发明内容

[0005] 根据一个实施例,一种矫形外科固定方法包括将固定装置附接到第一和第二骨段上。所述方法还包括从相对于所述固定装置的第一定向捕捉所述固定装置和骨段的第一图像。所述方法还包括从与所述第一定向不同的相对于所述固定装置的第二定向捕捉所述固定装置和骨段的第二图像。所述方法还包括计算分别用于第一和第二图像的第一和第二变换矩阵。所述方法还包括利用所述变换矩阵重构所述第一和第二骨段相对于所述固定装置的三维表示。

[0006] 根据可选实施例,计算机可读存储介质具有存储在其上的计算机可读指令,所述计算机可读指令在由处理器执行时执行矫形外科固定影像分析方法。所述方法包括经由成像器捕捉固定装置和附接到其上的第一和第二骨段的第一和第二图像。所述第一图像从第一定向捕捉,而第二图像从与所述第一定向不同的第二定向捕捉。所述方法还包括获得多个成像场景参数。所述方法还包括基于所述多个成像场景参数重构所述第一和第二骨段相对于所述固定装置的三维表示。

附图说明

[0007] 前面的概述、以及下面对本申请的优选实施例的详细描述将在与附图相结合地阅读时被更好地理解。为了说明使用影像分析的矫形外科固定方法和 / 或技术,在附图中示出了优选实施例。但是,应当理解的是,本申请并不限于在附图中例示的确切布置和 / 或机构,在附图中:

- [0008] 图 1 是根据实施例的定位用于成像的固定组件的透视图；
- [0009] 图 2 是图 1 中例示的固定组件的示例成像过程的透视图；以及
- [0010] 图 3 是例示了根据实施例的使用影像分析过程的示例矫形外科固定的流程图。

具体实施方式

[0011] 为方便起见,在附图中例示的各种实施例中的相同或等同元件已经标记有相同的附图标记。特定术语在下面的描述中仅仅为了方便使用而非限制。词语“右”、“左”、“顶”和“底”指代对其进行参照的附图中的方向。词语“向内”、“向内地”、“向外”、“向外地”指的是分别朝向和远离设备及其指代部件的几何中心的方向。旨在非限制性的术语包括以上列出的词语、它们的衍生和类似含义的词语。

[0012] 首先参照图 1,身体组织(例如第一骨段 102 和第二骨段 104)可被对准和 / 或定向以促进身体组织之间的联合或其他愈合。身体组织的对准和 / 或定向能够通过将身体组织连接到可调节固定装置(例如矫形外科固定器 100)而实现。矫形外科固定器能够包括外部固定装置,该外部固定装置包括多个分离的固定器构件,这些固定器构件保持于患者身体外部,但是例如使用微创附接构件小心附接到相应的身体组织上。通过调节固定器构件相对于彼此的空间定位,附接于其上的相应身体组织能被再定向和 / 或以其他方式带至彼此对准,例如以在愈合过程期间促进身体组织之间的联合。外部矫形外科固定器与本文所述的影像分析和定位技术相结合的使用在下述应用中会是有利的:当身体组织的直接测量和操纵为不可能时,当期望以有限创伤或微创到达身体组织时等。

[0013] 固定器构件能够经由调节构件彼此相连,调节构件被配置为有利于固定器构件相对于彼此的空间再定位。例如,在例示的实施例中,矫形外科固定器 100 包括呈上固定器环 106 和下固定器环 108 形式的一对固定器构件。固定器环 106、108 能被相同或不同地构造。例如,固定器环 106、108 能具有相同或不同的直径。类似地,固定器环 106、108 能被构造为具有变化的横截面直径、厚度等。应当理解的是,矫形外科固定器 100 的固定器构件并不限于例示的上固定器环 106 和下固定器环 108,并且矫形外科固定器 100 能被替换地构造。例如,可以设有额外的固定器环并将其与固定器环 106 和 / 或 108 互连。还应当理解的是,固定器构件的几何形状并不限于环,并且至少一个(例如所有)固定器构件能够使用任意其他合适的几何形状替换地构造。

[0014] 第一骨段 102 和第二骨段 104 能够使用可安装到固定器环 106、108 上的附接构件分别刚性地附接到上固定器环 106 和下固定器环 108 上。例如,在例示的实施例中,附接构件被设为附接杆 110 和附接线缆 112 的形式。

[0015] 杆 110 和线缆 112 在近端部与相反的远端部之间延伸,其中近端部附接到安装构件 114 (其安装到固定器环 106、108 上)上,而远端部被插入或以其他方式固定到骨段 102、104 上。安装构件 114 能够在沿着固定器环 106、108 周长的预定点处可拆卸地安装至固定器环 106,例如通过将它们设置到由固定器环限定的螺纹孔径内。关于每个固定器环 106、108,安装构件 114 能被安装到环的上表面、环的下表面、或其任意组合上。应当理解的是,附接构件并不限于例示实施例的构造。例如,任意数量的安装构件(例如例示的杆 110 和线缆 112 和任意其他构件)能被用于如期望地将骨段固定到相应的固定器构件上。还应当理解的是,附接构件(例如杆 110 和 / 或线缆 112)中的一个或多个能够替换地被配置为在不

利用安装构件 114 的情况下直接安装到固定器环 106、108 上。

[0016] 上固定器环 106 和下固定器环 108 能够通过至少一个(例如多个)调节构件彼此相连。至少一个(例如所有)调节构件能被配置为使固定器环相对于彼此的空间定位能够被调节。例如,在例示的实施例中,上固定器环 106 和下固定器环 108 使用以长度可调支柱 116 的形式设置的多个调节构件而彼此相连。应当理解的是,矫形外科固定器 100 的构造并不限于例示实施例的六个支柱 116,并且如期望能够使用更多或更少的支柱。

[0017] 长度可调支柱 116 中的每一个能够包括相对的上支柱臂 118 和下支柱臂 120。上支柱臂 118 和下支柱臂 120 中的每一个具有设置在联接构件或套筒 122 中的近端部、以及联接到万向节 124 上的相对的远端部,其中所述万向节 124 分别安装到上固定器环 106 和下固定器环 108 上。例示实施例的万向节以围绕上固定器环 106 和下固定器环 108 周长均匀间隔开的成对方式设置,但若期望则能够替换地布置在固定器环上的任意其他位置中。

[0018] 每个支柱 116 的上支柱臂 118 和下支柱臂 120 的近端部可以具有限定在其上的螺纹部,该螺纹部被配置为由在套筒 122 中限定的互补螺纹部接收,使得当支柱 116 的上支柱臂 118 和下支柱臂 120 的近端部被接收在相应的套筒 122 中时,套筒 122 的旋转导致上支柱臂 118 和下支柱臂 120 在套筒 122 内平移,由此导致取决于旋转方向的支柱 116 的伸长或缩短。由此,每个支柱 116 的长度能够相对于其余支柱独立地调节。应当理解的是,调节构件并不限于例示实施例的长度可调支柱 116,并且若期望则调节构件能被替换地构造,例如使用一个或多个替换几何形状、替换的长度调节机构等等。

[0019] 长度可调支柱 116 和万向节 124 (长度可调支柱 116 通过万向节 124 安装到上固定器环 106 和下固定器环 108 上)允许矫形外科固定器 100 功能非常类似于斯图尔特平台,并且更具体地类似牵张成骨环系统、六足器、或泰勒空间框架。即,通过对支柱 116 进行长度调节,上固定器环 106 和下固定器环 108 的空间定位、并且由此骨段 102、104 的空间定位能够更改。例如,在例示的实施例中,第一骨段 102 附接到上固定器环 106 上,而第二骨段 104 附接到下固定器环 108 上。应当理解的是,第一骨段 102 和第二骨段 104 与上固定器环 106 和下固定器环 108 的附接不限于例示实施例(例如,当第一骨段 102 和第二骨段 104 的纵向中心轴线 L1、L2 基本垂直于上固定器环 106 和下固定器环 108 的相应平面时),并且外科医生在配置矫形外科固定器 100 时具有在使第一骨段 102 和第二骨段 104 在上固定器环 106 和下固定器环 108 内对准方面的完全灵活性。

[0020] 通过改变支柱 116 中的一个或多个的长度,上固定器环 106 和下固定器环 108 并且由此骨段 102 和 104 能够相对于彼此再定位,使得它们相应的纵向轴线 L1、L2 基本上彼此对准,并且使得它们相应的骨折端部 103、105 彼此抵接,以便在愈合过程期间促进联合。应当理解的是,支柱 116 的调节并不限于本文所述的长度调节,并且若期望则支柱 116 能够不同地调节。还应当理解的是,调节固定器构件的位置不限于调节长度可调支柱 116 的长度,并且固定器构件相对于彼此的定位能够被可选地调节,例如根据连接到固定装置上的调节构件的类型和 / 或数目。

[0021] 矫形外科固定装置(例如,矫形外科固定器 100)的固定器构件的再定位能被用于校正身体组织内的角位移、平移、旋转、或其任意组合。固定装置(例如,矫形外科固定器 100)与本文所述的技术一起利用能够单独或同时校正多个这种位移缺陷。但是,应当理解的是,固定装置并不限于例示的矫形外科固定器 100,并且若期望则固定装置能被替换地构

造。例如,固定装置可以包括额外的固定构件,可以包括具有替换几何形状的固定构件,可以包括更多或更少的调节构件,可以包括替换构造的调节构件,或其任意组合。

[0022] 现在参照图 2-3,例示了使用根据实施例的影像分析过程或方法的示例矫形外科固定。图 3 的流程图中描绘了用于使用影像分析方法 300 执行示例矫形外科固定的步骤。在步骤 302,身体组织(例如第一骨段 102 和第二骨段 104)能够连接到可调节固定装置上,例如连接到上述矫形外科固定器 100 上。

[0023] 在步骤 304,通过固定到骨段 102、104 上的矫形外科固定器 100,能够拍摄固定器 100 和骨段 102、104 的至少一幅(例如多幅)图像。图像能够使用相同或不同的成像技术捕捉。例如,图像能够使用 X 射线成像、计算机断层扫描、核磁共振成像、超声波、红外成像、摄影、X 射线透视、视觉光谱成像、或其任意组合而获得。

[0024] 图像能够从相对于彼此且相对于固定器 100 和骨段 102、104 的任意位置和 / 或定向捕捉。换言之,没有对所捕捉图像相对于彼此正交或与患者的解剖结构轴线对准的要求,从而向外科医生提供在定位成像器 130 方面的接近完全的灵活性。优选地,图像 126、128 从不同的方向或定向捕捉,使得图像不重叠。例如,在例示的实施例中,成对图像 126、128 的图像平面相对于彼此不垂直。换言之,在图像 126、128 的图像平面之间的角度 α 不等于 90 度,使得图像 126、128 相对于彼此非正交。优选地,拍摄至少两幅图像,尽管捕捉额外的图像能够提高该方法的精确度。

[0025] 图像 126、128 能够使用一个或多个成像源或成像器(例如 X 射线成像器 130 和 / 或对应的图像捕捉设备 127、129)捕捉。图像 126、128 可以由单个可再定位 X 射线成像器 130 捕捉的 X 射线图像,或者可由分开定位的各成像器 130 捕捉。优选地,图像捕捉装置 127、129 和 / 或成像器 130 相对于三维空间的空间原点 135 的位置(在下面更详细描述)是已知的。成像器 130 能够在外科医生的控制下手动定位和 / 或定向、自动定位(例如通过软件辅助成像器)、或其任意组合。

[0026] 在步骤 306,获得与固定器 100、骨段 102 和 104、一个或多个成像器 130、以及图像捕捉装置 127、129 相关的成像场景参数。如在下文更详细描述的,成像场景参数可以在构造骨段 102、104 在固定器 100 中的定位的三维表示中使用。成像场景参数中的一个或多个可以是已知的。未知的成像场景参数是能被获得的,例如通过在 X 射线图像 126、128 的二维空间中的固定器元件表示的位置与那些元件在固定器 100 的几何形状上的三维位置进行数学比较而获得。在优选实施例中,成像场景参数能够使用小孔或立体相机模型进行计算。例如,如在下文更详细描述的,成像场景参数能够使用矩阵代数而被数值地确定。

[0027] 成像场景参数可以包括但不限于图像像素比例因子、图像像素宽高比、图像传感器倾斜系数、图像尺寸、焦距、成像源的位置和定向、基点(被定义为位于最靠近相应成像器 130 的相应图像 126、128 的平面中的点)的位置、固定器 100 元件的位置和定向、以及成像源的透镜的位置和定向。

[0028] 在优选实施例中,至少一些(例如所有)成像场景参数能够通过特定部件或固定器 100 的固定器元件在图像 126、128 的二维空间内的表示的位置与那些相同固定器元件在实际的、三维空间中的对应位置进行比较而获得。固定器元件包括矫形外科固定器 100 的部件,并且优选地是在图像 126、128 中易于识别的部件。点、线、二次曲线等、或其任意组合能被用于描述固定器元件的相应几何形状。例如,在比较中使用的固定器元件的表示能够包

括长度可调支柱 116 中的一个或多个的中心线、万向节 124 的中心点、安装构件 114 的中心点等。

[0029] 固定器元件还能够包括与固定器 100 的上述部件不同的标记元件。标记元件能够在比较时使用,作为对固定器 100 的部件的使用的补充或替代。标记元件能够在成像之前安装到固定器 100 各部件的特定位置、能够嵌入固定器 100 的各部件内、或者其任意组合。标记元件能被配置为当与固定器 100 的其他部件的可视性相比时增强在图像 126、128 中的可视性。例如,标记元件可以由不同的材料(例如,不透射线材料)构成,或者可被构造为具有易于将其与图像 126、128 中的固定器 100 的其他部件相区分的几何形状。在示例实施例中,标记元件能够具有与它们在固定器 100 上的相应位置相对应的指定几何形状。

[0030] 在步骤 306A,固定器元件能被识别以在比较时使用。固定器元件的识别和它们相应位置的确定能够由外科医生、通过软件辅助、或通过其任意组合来执行。

[0031] 固定器元件在图像 126、128 的二维空间中的位置相对于在图像 126、128 的成像平面中限定的局部原点确定。局部原点 125 作为用于确定固定器元件在图像 126、128 中的位置的“零点”。固定器元件的位置能够通过它们相对于相应局部原点 125 的相应 x 和 y 坐标确定。局部原点 125 在相应图像内的位置可以是任意的,只要其位于图像平面中即可。典型地,原点位于图像的中心或图像的一角,例如左下角。应当理解的是,局部原点的位置并不限于例示的局部原点 125,并且局部原点 125 能被替换地限定在任意其他位置。还应当理解的是,局部原点 125 的位置可由外科医生、通过软件辅助、或通过其任意组合来指定。

[0032] 在步骤 306B,可以针对每幅所述图像 126、128 计算相应的变换矩阵 P。变换矩阵能被用于将一个或多个相应固定器元件在实际三维空间中的位置坐标映射到一个或多个固定器元件在相应图像 126、128 的二维空间中的对应位置坐标。应当理解的是,在两幅图像 126、128 的比较时无需使用一个或多个相同的固定器元件。例如,在构造与图像 126 相关联的变换矩阵时使用的固定器元件可以与在构造与图像 128 相关联的变换矩阵式时使用的固定器元件相同或不同。还应当理解的是,增大在计算变换矩阵时使用的固定器元件的数目能够增大方法的精确度。以下方程表示这种操作:

$$[0033] \quad \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{P} \cdot \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0034] 符号 x 和 y 表示在图像 126、128 的二维空间中的固定器元件点相对于局部原点 125 的位置坐标。符号 X、Y 和 Z 表示在实际三维空间中的固定器元件点相对于空间原点 135 的位置坐标。在例示的实施例中,与由上固定器环 106 的上表面限定的平面中心相对应的点已被指定为空间原点 135。例示矩阵 P 可以是至少四元素宽和三元素高。在优选实施例中,矩阵 P 的元素能够通过求解以下矩阵方程而算出:

$$[0035] \quad \mathbf{A} \cdot \mathbf{p} = \mathbf{B} \quad (2)$$

[0036] 矢量 p 能够包括表示矩阵 P 的值的 11 个元素。以下方程给出了元素在矢量 p 和矩阵 P 中的布置:

$$[0037] \quad \mathbf{P} = \begin{bmatrix} p_1 & p_2 & p_3 & p_4 & p_5 & p_6 & p_7 & p_8 & p_9 & p_{10} & p_{11} \end{bmatrix}^T \quad (3)$$

$$[0038] \quad \mathbf{P} = \begin{bmatrix} p_1 & p_2 & p_3 & p_4 \\ p_5 & p_6 & p_7 & p_8 \\ p_9 & p_{10} & p_{11} & p_{12} \end{bmatrix} \quad (4)$$

[0039] 在优选实施例中,矩阵 P 的第十二元素 p_{12} 能被设为数值一。矩阵 A 和 B 能够使用固定器元件的二维和三维信息而被组合。针对表示相应固定器元件的每个点,能够构造矩阵 A 和 B 的两行。以下方程给出了针对固定器元件的每个点(例如,相应万向节 124 的中心点)添加到矩阵 A 和 B 中的两行的值:

$$[0040] \quad \begin{bmatrix} \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ X & Y & Z & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -x \cdot X & -x \cdot Y & -x \cdot Z \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X & Y & Z & 1 & -y \cdot X & -y \cdot Y & -y \cdot Z \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \end{bmatrix} \cdot \mathbf{p} = \begin{bmatrix} \dots \\ x \\ y \\ \dots \end{bmatrix} \quad (5)$$

[0041] 符号 X、Y 和 Z 表示在实际三维空间中的固定器元件点相对于空间原点 135 的位置坐标值,而符号 x 和 y 表示在相应图像 126、128 的二维空间中的对应固定器元件点相对于局部原点 125 的位置坐标值。

[0042] 对于表示相应固定器元件的每根线,能够构造两行矩阵 A 和 B。以下公式给出了针对固定器元件的每根线(例如,相应长度可调支柱 116 的中心线)添加到矩阵 A 和 B 中的两行的值:

$$[0043] \quad \begin{bmatrix} \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ X \cdot a & Y \cdot a & Z \cdot a & a & X \cdot b & Y \cdot b & Z \cdot b & b & X \cdot c & Y \cdot c & Z \cdot c \\ dX \cdot a & dY \cdot a & dZ \cdot a & 0 & dX \cdot b & dY \cdot b & dZ \cdot b & 0 & dY \cdot c & dY \cdot c & dZ \cdot c \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \end{bmatrix} \cdot \mathbf{p} = \begin{bmatrix} \dots \\ -c \\ 0 \\ \dots \end{bmatrix} \quad (6)$$

[0044] 符号 X、Y 和 Z 表示属于在实际三维空间中的固定器元件的线相对于空间原点 135 的点的位置坐标值。符号 dX、dY 和 dZ 表示线在实际三维空间中的梯度值。符号 a、b 和 c 表示限定位于相应图像 126、128 的二维空间中的线的常数。例如, a、b 和 c 能够使用属于在相应图像 126、128 上的线的两个点算出。在优选实施例中, b 的值假定为 1,除非线为竖直线,在这种情况下 b 的值为零。常数 a、b 和 c 与相应图像坐标 x 和 y 的相关性在以下方程中提出:

$$[0045] \quad a \cdot x + b \cdot y + c = 0 \quad (7)$$

[0046] 方程 (2) 能够通过使用六个或更多个固定器元件(例如长度可调支柱 116)而被约束。应当理解的是,所有固定器元件并非必须在图像 126、128 中的单幅图像中可见以获得矩阵 P。还应当理解的是,如果上述成像场景参数值中的一个或多个是已知的,则已知参数能被用于减小约束方程 (2) 所需的固定器元件的最小数目。例如,这种信息能够从 DICOM 图像头中的现代成像系统获得。优选地,奇异值分解法或最小二乘法能被用于求解方程 (2) 而得到矢量 p 值。

[0047] 在步骤 306C,变换矩阵能够被分解为成像场景参数。以下方程能被用于使矩阵 P 与矩阵 E 和 I 相关:

$$[0048] \quad \mathbf{P} = \mathbf{I} \cdot \mathbf{E} \quad (8)$$

[0049] 应当理解的是,可以在分解矩阵 P 时引入额外的项。例如,由 Tsai 提出的方法能

被用于校正图像 126、128 以用于径向畸变,该方法在“A Versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using off-the-shelf TV Cameras and Lenses”, IEEE Journal of Robotics & Automation, RA-3, No. 4, 323-344, August 1987 中描述,并且其全部内容通过引用结合在此。

[0050] 矩阵 E 和 I 含有成像场景参数。以下方程表示矩阵 I 的组成:

$$[0051] \quad \mathbf{I} = \begin{bmatrix} sx & 0 & -tx \\ 0 & sy & -ty \\ 0 & 0 & 1/f \end{bmatrix} \quad (9)$$

[0052] 符号 sx 和 sy 表示图像坐标刻度因素(例如,像素比例因子)的值。符号 f (表示焦距)对应于在相应成像源 130 与对应图像 126、128 的平面之间的最短距离的值。符号 tx 和 ty 表示基点相对于相应图像 126、128 的局部原点 125 的坐标。以下方程表示矩阵 E 的组成:

$$[0053] \quad \mathbf{E} = \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 & -(r_1 \cdot o_x + r_2 \cdot o_y + r_3 \cdot o_z) \\ r_4 & r_5 & r_6 & -(r_4 \cdot o_x + r_5 \cdot o_y + r_6 \cdot o_z) \\ r_7 & r_8 & r_9 & -(r_7 \cdot o_x + r_8 \cdot o_y + r_9 \cdot o_z) \end{bmatrix} \quad (10)$$

[0054] 符号 o_x 、 o_y 和 o_z 表示固定器 100 在实际三维空间中的位置值。符号 r_1 至 r_9 描述固定器 100 的定向。这些值能被组合到由以下方程表示的三维旋转矩阵 R 内:

$$[0055] \quad \mathbf{R} = \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 \\ r_4 & r_5 & r_6 \\ r_7 & r_8 & r_9 \end{bmatrix} \quad (11)$$

[0056] Trucco 和 Verri 的方法(如在“Introductory Techniques of 3-D Computer Vision”, Prentice Hall, 1998 中描述)或 Hartley 的方法(如在“Euclidian Reconstruction from Uncalibrated Views”, Applications of Invariance in Computer Vision, Pages 237-256, Springer Verlag, Berlin Heidelberg, 1994 中描述的)能被用于获得矩阵 E 和 / 或矩阵 I 的值,其中这些文献的全部内容通过引用结合在此。利用矩阵 E 和 I 的所得值,能够重构固定器 100 和骨段 102、104 的完全三维成像场景。

[0057] 例如,图 2 例示了由 X 射线图像 126、128 重构的示例三维成像场景。在例示的实施例中,X 射线从 X 射线成像器 130 中发射。应当理解的是,X 射线成像器 130 可以是与所述成像器相同或不同的成像器。从成像器 130 发射的 X 射线由对应的成像设备接收,由此捕捉图像 126、128。优选地,成像器 130 相对于局部原点 125 的位置是已知的。

[0058] 在步骤 308,图像 126、128 和成像场景参数能被用于获得骨段 102、104 在三维空间中的位置和 / 或定向。所获得的位置和 / 或定向数据能被用于制定用于患者的治疗计划,例如用来改变骨折的第一骨段 102 和第二骨段 104 的定向和 / 或位置以促进在骨段 102、104 之间的联合,如下更详细描述。应当理解的是,本文所述的使用影像分析的矫形外科固定方法和技术并不限于再定位断骨的应用,并且若期望,使用影像分析的矫形外科固定能够在任意其他类型的固定手术中使用,例如骨拉长、解剖结构缺陷的校正等。

[0059] 在步骤 308A,包括骨段 102、104 的特定部分(例如,解剖结构特征)表示的骨单元能够被识别并由此确定它们在图像 126、128 内的位置。优选地,相对于图像 126、128 的相应局部原点 125 确定骨单元的位置。骨单元的识别和它们相应位置的确定能够由外科医生、

通过软件辅助、或者通过其任意组合来执行。

[0060] 骨单元能够在构造骨段 102、104 的位置和 / 或定向的三维表示中使用。优选地, 骨单元易于在图像 126、128 中识别。点、线、二次曲线等、或其任意组合能被用于描述骨单元的相应几何形状。例如, 在例示的实施例中, 分别表示骨段 102、104 的骨折端部 103、105 的点 134 和 136 被识别为图像 126、128 中的骨单元。

[0061] 骨单元还能够包括在成像之前被植入骨段 102、104 内的标记元件。标记元件能被用作对图像 124、126 中识别出的上述骨单元的补充或替代。标记元件能被配置为当与骨段 102、104 的解剖结构特征的可视性相比时增强在图像 126、128 中的可视性。例如, 标记元件可以由不透射线材料构成, 或者可被构造为具有易于辨别的几何形状。

[0062] 在步骤 308B, 能够重构骨段 102、104 的三维表示 200。三维表示能被构造为具有或不具有固定器 100 的对应表示。在例示的实施例中, 成对射线(例如射线 138、140 和 142、144)能被分别构造用于骨单元点 134、136。每根射线使图像 126、128 之一中的骨单元与相应成像器 130 相连。能针对公共交点(例如点 146、148)分析每对射线。公共交点 146、148 表示骨单元点 134、136 在骨段 102、104 的三维表示中的相应位置。当然, 若有例如两幅以上的图像被捕捉, 这可以构造一对以上的(例如多对)射线。如果一组具体射线不相交, 则最靠近该组中所有射线的点能被用作公共交点。

[0063] 骨段 102、104 的位置和 / 或定向能够使用公共交点(例如点 146、148)进行量化或测量。例如, 表示骨段 102、104 的中心线的线能够被构造并且能够与患者的解剖结构轴线相比较。此外, 在骨段 102、104 的骨折端部 103、105 之间的距离能够被量化。使用这些或相似的技术, 可以确定骨段 102、104 的位置和 / 或定向。

[0064] 在步骤 310, 三维表示 200 能被用于确定骨段 102、104 的位置和 / 或定向的期望变化, 例如骨段 102、104 相对于彼此能被如何再定位以促进骨段 102、104 之间的联合。例如, 在例示的实施例中, 可能期望的是改变第二骨段 104 的角度而使得轴线 L1 和 L2 被带至为对准, 并且改变第二骨段的位置而使得第二骨段 102、104 的骨折端部 103、105 彼此抵接。优选地, 由外科医生确定骨段 102、104 的位置和 / 或定向的期望变化。在示例实施例中, 表示第一骨段 102 和第二骨段 104 的纵向轴线 L1、L2 的线能够在三维表示中生成, 以辅助确定骨段 102、104 的位置和 / 或定向的期望变化。在确定骨段的位置和 / 或定向的期望变化时, 外科医生可以由软件例如计算机程序辅助, 其中所述程序被配置为确定骨段 102、104 的期望位置和 / 或定向。优选地, 相对于空间原点 135 限定骨段 102、104 的位置和 / 或定向的期望变化。

[0065] 一旦骨段 102、104 的位置和 / 或定向的期望变化已经被确定, 就能够确定用于实现位置和 / 或定向变化的治疗计划。在优选实施例中, 骨段 102、104 的位置和 / 或定向的期望变化能够以一系列较小变化而逐渐实现。骨段 102、104 的位置和 / 或定向能够通过改变上固定器环 106 和下固定器环 108 相对于彼此的位置和 / 或定向(例如通过拉长或缩短长度可调支柱 116 中的一个或多个)而改变。

[0066] 在步骤 312, 可以使用上述矩阵代数来计算使能骨段 102、104 的位置和 / 或定向的期望变化所需的固定器 100 几何形状(即, 固定器 100 的位置和 / 或定向)的变化。例如, 第二骨段 104 相对于第一骨段 102 所需的再定位和 / 或再定向可被转移为下固定器环 108 相对于上固定器环 106 的位置和 / 或定向的变化。固定器的几何形状的所需变化可以相对于

为矫形外科固定器 100 指定的固定器原点 145 进行表述。应当理解的是,如在例示的实施例中描述的,固定器原点 145 不需要与空间原点 135 重合。

[0067] 在步骤 314,治疗计划能够被实施,即,骨段 102、104 的位置和 / 或定向能够通过改变固定器 100 的几何形状而改变。

[0068] 如上所述,本文所述且在图 3 中例示的方法步骤中的一个或多个能够通过并入计算机可读介质用以由计算机或处理器执行的计算机程序、软件、固件或其他形式的计算机可读指令来执行。计算机可读介质的例子可以包括计算机可读存储介质和计算机可读通信介质。计算机可读存储介质的示例包括但不限于只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、寄存器、高速缓冲存储器、半导体存储器设备、例如内部硬盘和可移除磁盘的磁介质、磁光介质、以及例如 CD-ROM 盘和数字多功能盘(DVD)的光学介质。计算机可读通信介质的示例包括但不限于通过有线或无线连接传送的电子信号。

[0069] 应当理解的是,本文所述的使用影像分析技术的矫形外科固定不但提供了非正交图像的使用,还允许使用重叠的图像、使用不同成像技术捕捉的图像、在不同设定下捕捉的图像等等,从而当与现有的固定和影像技术相比时向外科医生提供更大的灵活性。

[0070] 还应当理解的是,本文所述的关于矫形外科固定的方法和技术也能够应用于其他用途。例如,可再定位机械操纵装置(例如并联操纵器、斯图尔特平台等等)能够具有与其相连的第一和第二物体。操纵装置可由多个部件构成。第一和第二物体可以是相对于彼此再定位和 / 或再对准的任意物体。可以应用与使用影像分析方法 300 的矫形外科固定的那些步骤相似的步骤以重构第一和第二物体相对于可再定位操纵装置的三维表示。第一和第二物体的三维表示能够被重构并用来确定操纵装置的一个或多个几何形状变化,操纵装置在实施时能够使第一和第二物体相对于彼此再定位。三维表示能够使用相应的第一和第二多个成像场景参数、在第一图像中至少一个所述物体的元件的位置、以及在第二图像中至少一个所述物体的元件的位置而被重构。

[0071] 尽管已经在本文参照优选实施例和 / 或优选方法描述了使用影像分析技术的矫形外科固定,但是应当理解的是,已经在本文使用的词语是描述性和说明性的词语而非限制性的词语,并且本公开的范围并非旨在限于那些细节,而是旨在延伸到本文所述的使用影像分析技术的矫形外科固定的所有结构、方法和 / 或用途。获得本说明书的教导的益处为本领域的技术人员可以实施对如本文所述的使用影像分析技术的矫形外科固定的诸多修改,并且可以进行改变而不背离例如在所附权利要求中所述的本公开的范围和精神。

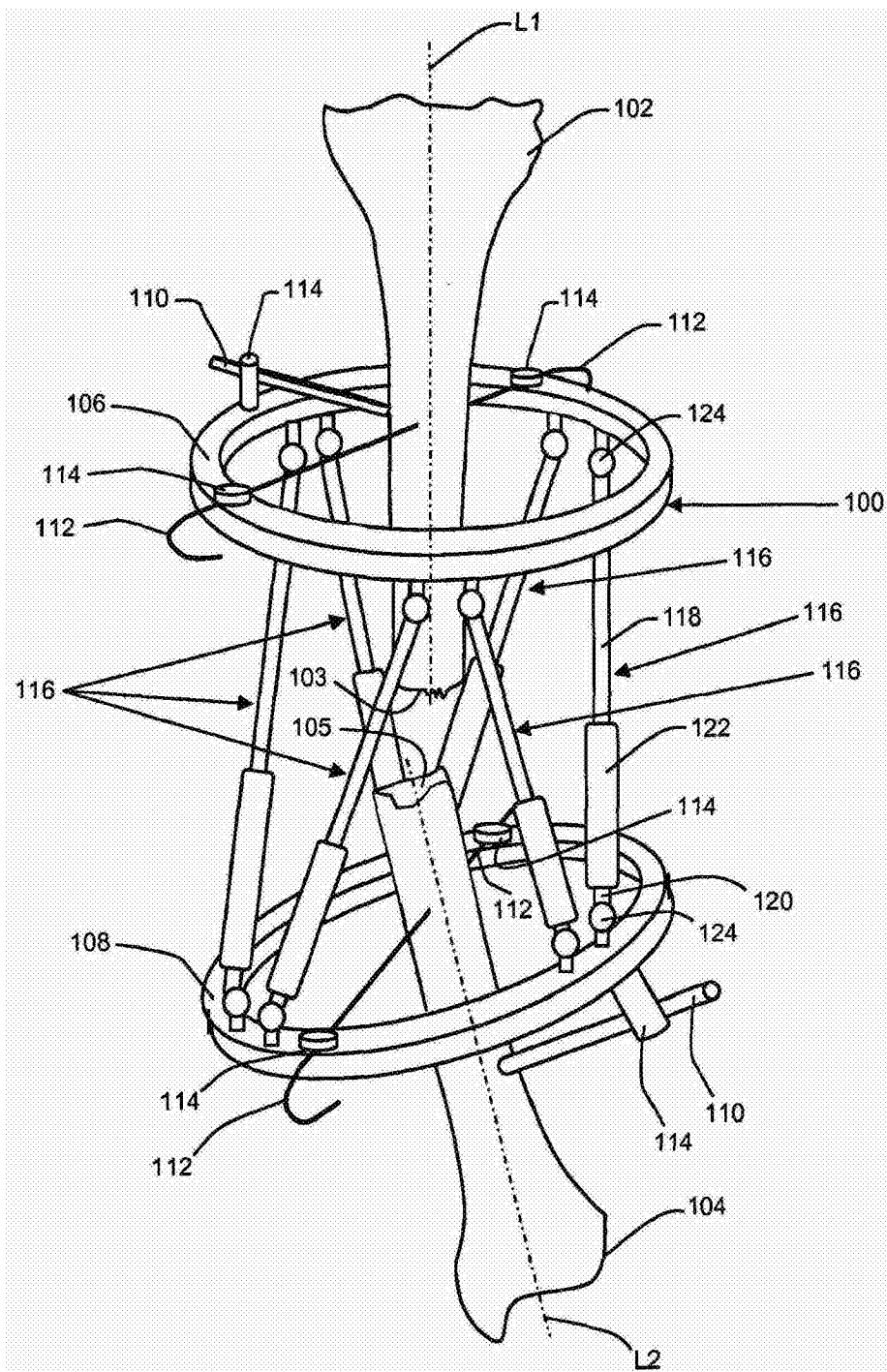


图 1

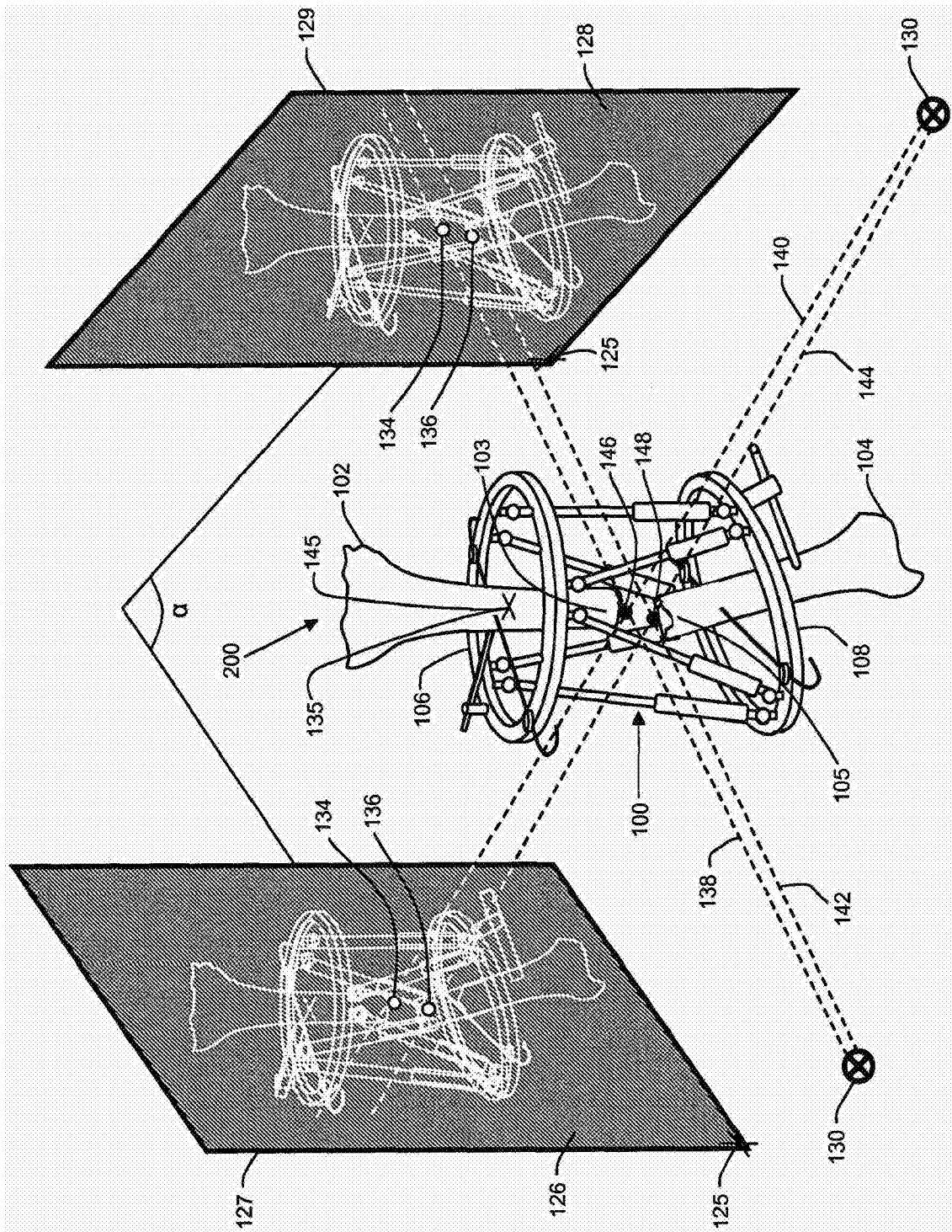


图 2

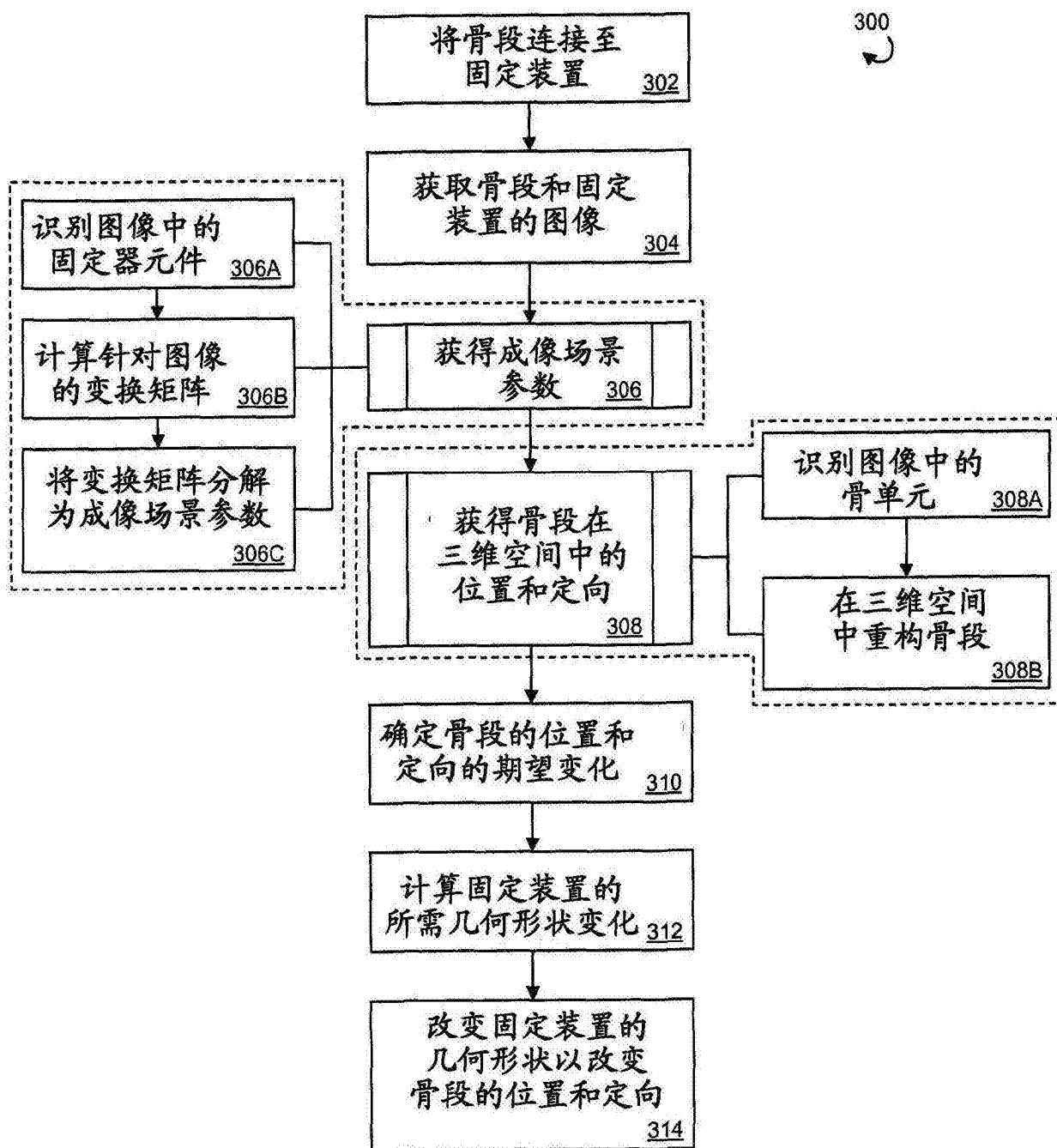


图 3