

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1997324 B

(45) 授权公告日 2013.01.16

(21) 申请号 200580013836.4

(56) 对比文件

(22) 申请日 2005.03.08

CN 1260698 A, 2000.07.19, 全文.

(30) 优先权数据

US 6406292 B, 2002.06.18, 说明书第3栏第
20行—第13栏第25行, 附图1—9.

10/805,468 2004.03.19 US

US 2003/0224312 A, 2003.12.04, 全文.

(85) PCT申请进入国家阶段日

US 2002/0064746 A, 2002.05.30, 说明书第
【0011】段—第【0205】段, 附图1—21.

2006.10.30

审查员 陈萌

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2005/007701 2005.03.08

(87) PCT申请的公布数据

W02005/094436 EN 2005.10.13

(73) 专利权人 矫正技术公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 阿米尔·阿博尔法西

安德鲁·C·比尔斯

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 朱海波

(51) Int. Cl.

A61C 3/00 (2006.01)

A61C 5/00 (2006.01)

A61C 11/00 (2006.01)

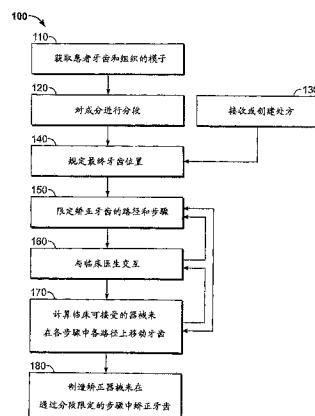
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 12 页

(54) 发明名称

基于牙根的牙齿移动定序系统

(57) 摘要

在此公开一种计划患者牙齿矫正的系统, 包括: 用于为患者的每颗牙齿提供数字模型的装置; 用于根据该数字模型确定一个或多个牙根参数的装置; 以及用于数字地移动一个或多个牙齿模型, 并基于一个或多个牙根移动的临床约束来评估一个或多个治疗量度的装置。



1. 一种矫正患者牙齿的系统,包括:

用于为患者牙弓上的每颗牙齿提供数字模型的装置;

用于根据所述数字模型确定一个或多个牙齿参数的装置;以及

用于数字地移动一个或多个牙齿模型并根据基于至少一个牙齿参数的约束来限制牙齿运动的装置,所述牙齿参数是体积或表面积;

其中所述牙齿参数与所述牙齿模型相关,

所述系统进一步包括:

用于确定每个牙齿模型的牙齿参数的装置;

用于确定牙弓上所有要移动的牙齿模型的牙齿参数的第一总和的装置;

用于确定所述牙弓上所有牙齿模型的牙齿参数的第二总和的装置;以及

用于在移动所述牙齿模型的同时满足预定的基于所述牙齿参数的约束的装置,所述约束为所述第一总和与所述第二总和的比率不超过预定值。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,进一步包括用于生成如下数据的装置,所述数据用于产生多个具有选定几何结构以逐步矫正牙齿的器械。

3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述第一总和是牙弓上所有要移动的牙齿模型的牙根表面积的总和,并且所述第二总和是所述牙弓上所有牙齿模型的牙根表面积的总和。

4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述第一总和是牙弓上所有要移动的牙齿模型的牙根体积的总和,并且所述第二总和是所述牙弓上所有牙齿模型的牙根体积的总和。

5. 根据权利要求 1 所述的系统,进一步包括用于将所述第一总和限制为小于所述第二总和的一半的装置。

6. 根据权利要求 2 所述的系统,其中所述多个器械包括矫正器配置的序列,所述矫正器包括支架和牙弓线。

7. 根据权利要求 2 所述的系统,其中所述多个器械包括具有空腔的聚合物壳体的序列,并且壳体的空腔具有不同的几何结构,将所述几何结构的形状调整为容纳牙齿和弹性地将牙齿从一个排列矫正为后续排列。

8. 根据权利要求 2 所述的系统,其中器械包括聚合物壳体的序列,所述聚合物壳体根据数字模型进行立体造型来制造。

9. 根据权利要求 2 所述的系统,其中所述多个器械的最后一个器械是结束并维持牙齿位置的定位器。

10. 根据权利要求 7 所述的系统,其中通过将聚合物片配合到与患者牙齿对应的正模型上来制造聚合物壳体的序列。

基于牙根的牙齿移动定序系统

技术领域

[0001] 本发明涉及计算畸齿矫正术 (computational orthodontics)。

[0002] 背景技术

[0003] 在畸齿矫正治疗中, 使用多种器械中的任意器械将患者的牙齿从初始位置移动到最终位置。根据治疗的阶段, 器械在牙齿上施加适当的力使一颗或多颗牙齿移动或固定在正确位置。

[0004] 发明内容

[0005] 此处公开的系统包括: 用于为患者的每颗牙齿提供数字模型的装置; 用于根据该数字模型确定一个或多个牙根参数的装置; 以及用于数字地移动一个或多个牙齿模型, 并基于一个或多个牙根移动临床约束来评估一个或多个治疗量度的装置。

[0006] 本发明还提供了用来限定在将牙齿从初始牙齿排列矫正到最终牙齿排列的处理的步骤中器械配置的方法和设备。本发明可以操作为限定如何通过一系列器械或通过对配置为逐步矫正各个牙齿的器械的一系列调整来完成矫正。本发明可以有利地应用于规定一系列器械, 这些器械形成具有容纳牙齿的空腔的聚合物壳体, 该聚合物壳体就是上述美国专利 No. 5, 975, 893 中描述的那种壳体。

[0007] 通过使用根据本发明而规定的器械进行一系列逐步的位置调整, 将患者的牙齿从最初的牙齿排列矫正为最终的牙齿排列。在一种实现中, 本发明用来规定上述聚合物壳体器械的形状。一系列器械中的第一器械将选取一种能将牙齿从最初的牙齿排列矫正为第一中间排列的几何结构。当达到或实现第一中间排列时, 第一器械就不能再用了, 接下来一个或多个另外的(中间)器械会被相继安放到牙齿上。最后一个器械要选取一种能将牙齿从最后一个中间排列逐渐矫正为期望的最终牙齿排列的几何结构。

[0008] 本发明对器械进行规定, 使得它们施加具有可接受水平的力, 造成的不适仅在可接受的范围内, 并且在一段可接受的时间内实现期望的牙齿矫正增量。本发明可以实现为与计算畸齿矫正系统的其他部分相互作用, 特别是与路径限定模块相互作用, 这种模块计算牙齿在治疗期间矫正的路径。

[0009] 该系统的优点可以包括下面的一项或多项: 根据本发明而规定的器械施加的力不会超过畸齿矫正所能接受的水平, 对患者造成的不适不会超出可接受的量, 以及在一段可接受的时间内实现期望的牙齿矫正增量。本发明通过保证所考虑的器械能够在用户可选的有效的畸齿矫正实践的约束之内实现所提出的路径, 可以用于改进用在畸齿矫正治疗中限定牙齿路径的计算的或手工的处理。使用本发明进行校准器设计使得设计者(人工或者自动化)可以针对特定约束精准地调节校准器的性能。同样, 可以实现对校准器效果的更精确的畸齿矫正控制, 而且可以比其他情况下更好地预测校准器的行为。另外, 用计算方式限定校准器的几何结构方便了校准器在数字控制下的直接制造。

[0010] 在下面的附图和描述中将阐明本发明的一个或多个实施例的细节。根据说明书、附图和权利要求, 本发明的其他特征和优点将变得明显。

附图说明

- [0011] 图 1 是根据本发明的规定治疗过程的处理的流程图, 该处理包括用于计算校准器形状的子处理。
- [0012] 图 2 是用于计算校准器形状的处理的流程图。
- [0013] 图 3 是用于创建有限元模型的子处理的流程图。
- [0014] 图 4 是用于计算校准器改动的子处理的流程图。
- [0015] 图 5A 是用于计算校准器形状改动的子处理的流程图。
- [0016] 图 5B 是用于计算校准器形状改动的子处理的流程图。
- [0017] 图 5C 是用于计算校准器形状改动的子处理的流程图。
- [0018] 图 5D 是说明图 5B 中子处理的操作的示意图。
- [0019] 图 6 是用于计算成组的校准器的形状的处理的流程图。
- [0020] 图 7 是牙根统计模型的示例性示图。
- [0021] 图 8 示出了牙根建模的示例性示图。
- [0022] 图 9 示出了牙齿的 CT (计算机断层摄影) 扫描的示例性示图。
- [0023] 图 10 示出了显示牙齿的示例性用户界面。
- [0024] 图 11 示出了带有牙根数据的图 10 的示例性示图。
- [0025] 图 12 示出了另一组与所计划的牙齿移动有关的量度。
- [0026] 图 13 示出了用于基于牙根数据对牙齿进行治疗的示例性处理。
- [0027] 在各附图中, 相似的参考标号和标记表示相似的单元。

具体实施方式

[0028] 在本发明中, 提供了用于限定用来逐步移动牙齿的器械配置或对器械配置的改动的系统和方法。牙齿移动指那些通常与畸齿矫正治疗有关联的移动, 包括相对于垂直中心线的全部三个正交方向上的平移, 牙齿中心线在两个畸齿矫正方向 (“牙根成角”和“转矩”) 上的转动, 以及围绕中心线的转动。

[0029] 图 1 说明了为对患者的畸齿矫正治疗限定并生成矫正器械的示例性处理 100。如下面所述, 处理 100 包括本发明的方法, 并且适用于本发明的设备。该处理的计算步骤可以有利地实现为用于在一台或多台常规数字计算机上执行的计算机程序模块。

[0030] 作为初始步骤, 要获取患者牙齿或口腔组织的模子或扫描 (步骤 110)。该步骤通常涉及为患者的牙齿和牙龈进行塑模 (cast), 并且可能涉及取蜡咬模 (wax bite), 直接接触扫描, X 射线成像, 断层摄影, 超声波成像, 以及用于获取关于牙齿、颌、牙龈和其他与畸齿矫正有关的组织的位置和结构的信息的其他方法。根据如此得到的信息就可以得到表示患者牙齿和其他组织的初始 (也就是治疗前的) 排列的数字数据集。

[0031] 初始数据集可能包括来自扫描操作的原始数据和根据原始数据得来的表示表面模型的数据, 初始数据集要经过处理以用分段的方式将组织成分彼此分开 (步骤 120)。特别地, 在本步骤中, 产生数字地表示各个齿冠的数据结构。可以有利地生成整个牙齿的数字模型, 包括测量或推断出的隐藏面和牙根结构。

[0032] 期望的最终牙齿位置, 也就是畸齿矫正治疗想要达到的期望和预期的最终结果, 可以由临床医生以处方的形式给出, 可以根据基本畸齿矫正原理计算得出, 或者可以用计

算方式从临床处方中推断出来(步骤130)。有了对期望的牙齿最终位置的规定和牙齿本身的数字表示,就可以规定每颗牙齿的最终位置和表面几何结构(步骤140),以便形成牙齿的期望治疗结果的完整模型。一般而言,在本步骤中,会规定每颗牙齿的位置。本步骤的结果是一组数字数据结构,其表示相对于假设稳定的组织而对所模拟的牙齿进行的在畸齿矫正学上正确的矫正。牙齿和组织都被表示为数字数据。

[0033] 有了每颗牙齿的开始位置和最终位置,接下来该处理为每颗牙齿的运动限定牙齿路径。牙齿路径要以整体进行优化,这样牙齿可以以最快的方式移动,以最少的迂回(round-tripping)量将牙齿从其初始位置移动到其期望的最终位置。(迂回指除了直接朝向期望的最终位置这一方向之外,牙齿在任意方向上的任意移动。迂回有时是必需的,以使得牙齿可以彼此交错经过。)要对牙齿路径进行分段。对分段进行计算,以使得分段内的每颗牙齿的运动保持在线性平移和转动平移的阈限(threshold limit)之内。这样,每个路径段的终点可以构成临实际上可行的矫正,并且分段终点的集合构成了临实际上可行的牙齿位置序列,从而序列中一点到下一点的移动不会引起牙齿的碰撞。

[0034] 在一种实现中,使用基于所用器械的性质得出的默认值来对线性平移和转动平移的阈限进行初始化。更个性化定制的(tailored)极限值可以使用患者特定(patient-specific)的数据来计算。还可以基于器械计算的结果对极限值进行更新(步骤170,如下文所述),器械计算可以确定在一条或多条牙齿路径上的一个或多个点上,器械生成的作用于当时的牙齿和组织的配置的力不会影响由一个或多个路径段表示的矫正。有了该信息,限定分段路径的子处理(步骤150)就可以重新计算路径或受影响的子路径。

[0035] 在处理的各阶段,特别是在分段路径已经被限定后,处理可以并且通常会与负责该患者的治疗的临床医生交互(步骤160)。与临床医生的交互可以使用客户端处理来实现,该客户端处理可以被编程为从实现了处理100中的其他步骤的服务器计算机或处理处接收牙齿位置和模型以及路径信息。客户端处理可以有利地编程为使得临床医生可以显示位置和路径的动态影像,并且使得临床医生可以重新设置一颗或多颗牙齿的最终位置并规定应用于分段路径的约束。如果临床医生进行了任意这样的改动,那么限定分段路径的子处理(步骤150)就会被再次执行。

[0036] 分段牙齿路径和有关联的牙齿位置数据可以用来计算临床可接受的器械配置(或器械配置的连续改动),其将在由路径段规定的步骤中使牙齿在限定的治疗路径上移动(步骤170)。每个器械配置代表患者治疗路径上的一个步骤。限定和计算这些步骤,使得每个牙齿位置可以通过从由前一离散步骤达到的牙齿位置进行直线牙齿移动或简单转动来到达,并且使得每个步骤中需要的矫正量只会对患者的齿系施加畸齿矫正学上最优的力量(amount of force)。如同路径限定步骤,该器械计算步骤可以包括与临床医生的相互作用,甚至与临床医生的反复的相互作用(步骤160)。下面将更全面地描述实现该步骤的处理200(图2)的操作。

[0037] 计算了器械限定之后,处理100可以向前继续到制造步骤(步骤180),其中制造该处理所限定的器械,或者产生电子信息或印刷信息,该信息可以被手工处理或自动化处理用来对器械配置或器械配置的改动进行限定。

[0038] 图2说明了实现对上述美国专利No.5,975,893中所描述的那种聚合物壳体校准器的器械计算步骤(图1,步骤170)的处理200。该处理的输入包括初始校准器形状202,

各种控制参数 204, 以及在当前治疗路径段的终点 206 处的期望结果牙齿配置。其他输入包括定位在颌中的牙齿的数字模型、颌组织的模型, 以及对初始校准器形状和校准器材料的规定。在校准器安装到牙齿上的正确位置 (步骤 210) 的情况下, 该处理使用这些输入数据创建校准器、牙齿和组织的有限元模型。接下来, 处理对校准器、牙齿和组织的复合有限元模型进行有限元分析 (步骤 220)。分析一直运行至到达退出条件为止, 此时该处理评估牙齿是否已经到达当前治疗路径段的期望结果位置, 或到达足够接近期望结果位置的位置 (步骤 230)。如果牙齿没有到达可接受的结果位置, 则该处理会计算新的候选校准器形状 (步骤 240)。如果牙齿达到了可接受的结果位置, 则评估通过有限元分析计算出的牙齿运动, 以确定这些运动是否是畸齿矫正学上可接受的 (步骤 232)。如果这些运动不是畸齿矫正学上可接受的, 则该处理还要向前继续到计算新的候选校准器形状 (步骤 240)。如果这些运动是畸齿矫正学上可接受的, 并且牙齿已经到达了可接受的位置, 则将当前校准器形状与先前计算出的校准器形状相比较。如果当前形状是目前最好的 (判断步骤 250), 则它被作为目前最好的候选而保存 (步骤 260)。如果当前形状不是目前最好的, 则在可选步骤中将它作为可能的中间结果而保存 (步骤 252)。如果当前校准器形状是目前最好的, 则处理会确定它是否好到足以被接受 (判断步骤 270)。如果它好到足以被接受, 则处理退出。否则, 处理继续并计算另一个候选形状 (步骤 240) 以便进行分析。

[0039] 有限元模型可以用多个厂商提供的计算机程序应用软件来创建。对创建立体几何模型而言, 可以使用计算机辅助工程 (CAE) 或计算机辅助设计 (CAD) 程序, 例如加利福尼州亚圣拉斐尔市 (San Rafael) 的 Autodesk 公司提供的 AutoCAD™ 软件产品。对创建有限元模型并对其进行分析而言, 可以使用多个厂商的程序产品, 包括爱荷华州 (Iowa) 科拉维尔市 (Coralville) 的 CADSI 公司提供的 PolyREM, 麻萨诸塞州沃尔瑟姆市 (Waltham) 的 Parametric Technology 公司 (参数技术公司) 提供的 Pro/Mechanica 仿真软件, 俄亥俄州辛辛那提市的 StructuralDynamics Research 公司 (SDRC, 结构动力学研究公司) 提供的 I-DEAS 设计软件产品, 以及加利福尼亚州洛杉矶市的 MacNeal-Schwendler 公司提供的 MSC/NASTRAN 产品。

[0040] 图 3 示出了创建可用于执行处理 200 的步骤 210 (图 2) 的有限元模型的处理 300。模型创建处理 300 的输入包括描述牙齿和组织的输入数据 302 和描述校准器的输入数据 304。描述牙齿的输入数据 302 包括牙齿的数字模型; 刚性组织结构的数字模型, 如果可获得的话; 在牙齿嵌入其中并与之相连的基底组织的特定模型不存在时, 对模拟该组织的高黏度流体的形状和黏度的规定; 以及规定模型单元的不可移动边界的边界条件。在一种实现中, 模型单元只包括牙齿的模型、高黏度的嵌入基底流体的模型, 以及有效限定容纳所模拟的流体的刚性容器的边界条件。

[0041] 创建牙齿和组织的初始配置的有限元模型 (步骤 310), 并可选地进行缓存以备处理中后面的迭代使用 (步骤 320)。如同对牙齿和组织所做的一样, 创建聚合物壳体校准器的有限元模型 (步骤 330)。该模型的输入数据包括规定制造校准器的材料和校准器形状的数据 (数据输入 304)。

[0042] 接下来以计算方式操纵模型校准器来将它安放到模型颌中的所模拟的牙齿上, 以创建已在正确位置上的校准器的复合模型 (步骤 340)。可选地, 对使校准器发生形变以安装到牙齿 (包括连接到牙齿上的任何硬件) 上所需的力进行计算, 并将其用作衡量特定校

准器配置的可接受性的品质因数。但是,在一种更简单的替代性方案中,对校准器的形变进行建模的过程为,在其内部施加足够的力以使其大到足以安装到牙齿上,在复合模型中将模型校准器安放到模型牙齿上,将模型牙齿和组织条件设定为具有无穷大的刚性,并且使得模型校准器可以松弛地安装在被固定的牙齿上的位置上。在该阶段中校准器的表面和牙齿的表面被建模为无摩擦地相互作用,这样,在有限元分析开始求复合模型的解并计算牙齿在变形的校准器影响下的移动之前,校准器模型就实现了对模型牙齿的正确的初始配置。

[0043] 图 4 示出了用于计算下一个校准器的形状的处理 400,该下一个校准器形状可以用到校准器计算,即处理 200 的步骤 240(图 2) 中。各种输入被用于计算下一个候选校准器形状。这些输入包括由对复合模型的有限元分析解生成的输入数据 402 和由当前牙齿路径限定的数据 404。根据有限元分析导出的数据 402 包括发生被仿真的牙齿的矫正实际耗费的时间量,该分析计算出的实际结果牙齿位置,施加到每颗牙齿上的最大线性力和扭转力,以及每颗牙齿的最大线速度和角速度。根据输入路径信息,输入数据 404 包括当前路径段的初始牙齿位置,当前路径段结束时的期望牙齿位置,每颗牙齿的最大可允许位移速度,以及每颗牙齿的每种最大可允许的力。

[0044] 如果发现先前所评估的校准器违背了一条或多条约束,则处理 400 可以可选地使用附加的输入数据 406。该数据 406 可以包括识别先前所评估的校准器所违背的约束的信息,以及该校准器的任意已识别的次优性能。另外,处理 400 可以使用与先前的牙齿设备所违背的约束以及该牙齿设备的次优性能有关的输入数据 408。

[0045] 收到初始输入数据(步骤 420)后,该处理就在模型中对可移动牙齿进行迭代。(有些牙齿可以被标识为或约束为不可移动。)如果由先前所选的校准器实现的当前所选牙齿的结果位置和移动的动力特性是可接受的(判断步骤 440 的“是”分支),则该处理继续选择考虑下一颗牙齿(步骤 430),直到所有牙齿都已被考虑过(从步骤 430 到步骤 470 的“完成”分支)。否则(步骤 440 中的“否”分支),在当前所选牙齿的区域中计算对校准器的改动(步骤 450)。接下来该处理返回以选择下一个当前牙齿(步骤 430),如前所述。

[0046] 当所有的牙齿都已考虑过时,针对先前限定的约束对已对校准器进行的整体改动进行评估(步骤 470),此前已经提到过这种评估的例子。可以参考各种进一步的考虑来限定约束,诸如可制造性。例如,可以将约束限定为设定校准器材料的最大或最小厚度,或者限定为设定校准器对齿冠的最大或最小覆盖率。如果满足校准器约束,就应用这些改动以得到新的校准器形状(步骤 490)。否则,就修改对校准器的改动以满足约束(步骤 480),并应用这些经过修改的改动以限定新的校准器形状(步骤 490)。

[0047] 图 5A 说明了在当前牙齿的区域中计算校准器改动的步骤(步骤 450)的一种实现。该实现中,使用基于规则的推断引擎 456 来处理前述输入数据(输入 454)和规则的规则库 452 中的一组规则 452a-452n。推断引擎 456 和规则 452 限定了产生系统,当应用于实际输入数据时,该产生系统会产生规定了在当前牙齿的区域中要对校准器进行的改动的一组输出结论(输出 458)。

[0048] 规则 452a...452n 具有常规的两部分的形式:一个部分限定条件,而另一个部分限定条件满足时声明的结论或行为。条件可以是简单的,或者条件可以是复杂的多个声明的逻辑与或逻辑或。限定要对校准器进行的改动的一组示例性规则包括下面几项:如果牙

齿的运动速度太快，则与期望运动方向相反地向校准器添加驱动材料；如果牙齿运动速度太慢，则添加驱动材料来使牙齿的位置过矫正；如果牙齿离期望位置太远，则添加驱动材料来实现过矫正；如果牙齿已经运动得超过期望结果位置太远，则在牙齿移动到与校准器相接的地方添加用来硬化校准器的材料；如果已经添加了最大量的驱动材料，则添加用来使牙齿矫正变得过矫正的材料，并且不添加驱动材料；如果牙齿的运动方向不是期望的方向，则去除或添加材料以便为牙齿进行重定向。

[0049] 在替代性实施例中，如图 5B 和图 5C 所示，计算校准器的绝对配置，而不是增量差值。如图 5B 所示，处理 460 计算在当前牙齿的区域中校准器的绝对配置。使用上述输入数据，该处理计算出当前牙齿已实现的结果位置和期望结果位置之间的差值（步骤 462）。使用牙齿中心线和牙龈组织平面的交点作为参考点，该处理计算出在运动的所有六个自由度上的差值的补数（complement）（步骤 464），六个自由度即三个平移自由度和三个转动自由度。接下来，将模型牙齿位移到离其期望结果位置为差值补数的量处（步骤 466），如图 5D 所示。

[0050] 图 5D 示出了示例性模型牙齿 62 上的示例性模型校准器 60 的平面视图。牙齿在其期望结果位置上，而且该校准器形状是由该结果位置上的牙齿限定的。通过有限元模型计算出的牙齿的实际运动被示出为将牙齿安放到位置 64 上，而不是期望位置 62 上。计算出的结果位置的补数 被示出为位置 66。使用在前述步骤（步骤 466）中计算出的发生位移的模型牙齿的位置，处理 460 的下一步骤（图 5B）限定了在处理的该迭代中当前牙齿的区域中的校准器（步骤 468）。当前牙齿的区域中的该计算出的校准器配置在图 5D 中示出为形状 68，该形状由位置 66 上的经矫正的模型牙齿限定。

[0051] 图 5C 中示出了处理 460 中的进一步的步骤，该步骤可以实现为规则 452（图 5A）。要在当前牙齿中心轴的方向上移动该牙齿，则在该处理已决定从中移动牙齿的区域中，使得限定校准器的这个区域的模型牙齿大小或者校准器内部留给牙齿的空间量变小。

[0052] 如图 6 所示，在治疗路径的某一步骤中计算校准器形状的处理 200（图 2）是计算一系列校准器的形状的处理 600 的一个步骤。处理 600 以初始化步骤 602 开始，在步骤 602 中会得到初始的数据、控制和约束值。

[0053] 当针对治疗路径中每个步骤或分段得到校准器配置（步骤 604）时，处理 600 确定是否所有校准器都是可接受的（步骤 606）。如果所有校准器都是可接受的，则处理完成。否则，处理可选地执行一组步骤 610 来尝试计算出一组可接受的校准器。首先，放松对校准器的一条或多条约束（步骤 612）。接下来，对于具有不可接受校准器的每个路径段，以新的约束执行对校准器塑形的处理 200（图 2）。如果现在所有的校准器都是可接受的，则处理 600 退出（步骤 616）。

[0054] 校准器可能会因为各种原因不可接受，其中有些原因是由于处理操控的。例如，如果需要某种不可能的移动（判断步骤 620），也就是说形状计算处理 200（图 2）需要实现没有任何可用的规则或调整的运动，则处理 600 会继续前进到执行一个模块，该模块计算到所处理的牙齿的硬件连接的配置，其中该牙齿可以被施加力以实现所需的运动（步骤 640）。因为添加硬件会带来额外的影响，因此当将硬件添加到模型中时，会再次执行处理 600 的外部循环（步骤 642）。

[0055] 如果不需要不可能的移动（步骤 620 中的“否”分支），则该处理将控制转移到路

径限定处理（诸如图 1 的步骤 150）来重新限定具有不可接受校准器的那部分治疗路径（步骤 630）。该步骤可以包括改变牙齿在治疗路径上运动的增量，也就是改变分段，可以包括改变一颗或多颗牙齿在治疗路径中所沿循的路径，或两者都包括。重新限定治疗路径后，再次执行该处理的外部循环（步骤 632）。重新计算被有利地限制为只重新计算已重新限定的那部分治疗路径上的那些校准器。如果现在所有的校准器都是可接受的，则处理退出（步骤 634）。如果还有不可接受的校准器，则可以重复该处理直至找到一组可接受的校准器或超出迭代极限（步骤 650）。此时，以及在本说明书中所描述的处理中的其他时候，诸如在计算附加硬件（步骤 640）时，该处理可以与人类操作者，诸如临床医生或技师交互，来请求协助（步骤 652）。操作者提供的协助可能包括限定或选取连接到牙齿或骨头的合适的附加设备，限定添加的弹性单元以便为治疗路径中的一个或多个分段提供所需的力，在牙齿的运动路径方面或在治疗路径的分段方面对治疗路径提出改动建议，以及认可对操作约束的修改或放宽。

[0056] 如上所述，通过各项输入数据来对处理 600 进行限定和参数化（步骤 602）。在一种实现中，该初始化和限定数据包括以下各项：处理的外部循环的迭代极限；对被计算以确定校准器是否足够优良（参见图 2，步骤 270）的品质因数的规定；对校准器材料的规定；对约束的规定，校准器的形状及配置必须满足这些约束以便可接受；对畸齿矫正学上可接受的力、位置运动和速度的规定；初始治疗路径，其包括每颗牙齿的移动路径和将治疗路径分成分段的分段方法，其中每个分段由一个校准器完成；对装到牙齿上或采取其他方式的任意锚的形状和位置的规定；以及对牙齿位于其中或其上的颌骨及其他组织的模型的规定（在所描述的实现中，该模型包括黏性基底流体的模型，牙齿嵌入其中，并且其中具有基本上限定了用于该流体的容器的边界条件）。

[0057] 图 7 是统计牙根模型的示例性示图。如图中所示，使用上述的扫描处理，可以识别扫描的牙齿的上半部分 700。接下来用模拟的 3D（三维）牙根来补足经扫描的上半部分，包括齿冠。可以用统计方法来模拟牙根的 3D 模型。牙根 702 的 3D 模型和上半部分 700 的 3D 模型合起来形成了牙齿的完整 3D 模型。

[0058] 图 8 示出了的牙根建模的示例性示图，其中使用附加的牙齿信息对其进行了增强。在图 8 中，附加的牙齿信息指 X 射线信息。扫描牙齿的 X 射线图像 710 来提供整个牙齿形状的 2D（二维）视图。目标牙齿的轮廓用 X 射线图像来识别。根据附加信息对图 7 中开发出的模型 712 进行修改。在一个实施例中，将图 7 中的牙齿模型进行变体来形成与 X 射线数据一致的新模型 714。

[0059] 图 9 示出了牙齿的 CT 扫描的示例性示图。在该实施例中，根据对患者的高分辨率 CBCT（锥束计算机断层摄影）扫描直接得到牙根。扫描得到的牙根接下来可以应用于印模（impression）得来的齿冠，或结合根据锥束计算机断层摄影（CBCT）数据提取而来的现有齿冠而使用。CBCT 扫描可以独自给出 3D 数据和多种形式的 X 射线类数据。这样 PVS（聚乙稀硅氧烷）印模就不需要了。

[0060] 在一个实施例中，用锥束 X 射线源和 2D 面积探测器扫描患者的牙齿的解剖学构造，优选地在 360 度角范围内并且沿着牙齿的整个长度进行，使用各种方法中的任意一种方法来进行扫描，在该方法中，面积探测器相对于源固定，并且源和目标之间的相对转动和平移会形成扫描（放射能量对目标的辐射）。锥束源沿扫描路径相对于多个源位置（即视

图)的相对移动的结果就是,探测器获得了相应的顺序的多组锥束投影数据(这里也称为锥束数据或投影数据),每组数据表示目标在各个源位置上引起的X射线衰减。

[0061] 图10示出了显示突出的牙齿的示例性用户界面图,而图11示出了图10牙齿连同牙根信息的示例性示图。可以使用合适的手柄来单独调整每颗牙齿。在图10和图11的实施例中,允许操作者使用手柄使牙齿在具有六个自由度的三个维度上进行移动。

[0062] 牙齿的移动部分地使用基于牙根的定序系统来引导。在一个实施例中,移动受到表面积约束的限制。另一个实施例中,移动受到体积约束的限制。

[0063] 在一个实施例中,系统确定每个牙齿模型的表面积。接下来系统把所有要移动的牙齿模型的所有表面积都加起来。接下来,系统把牙弓上所有牙齿模型的所有表面积加起来。在牙齿移动的每个阶段中,在牙齿模型移动的同时,系统都会检查是否满足预先确定的面积比率或约束。在一个实施例中,该约束可能是保证正在移动的牙齿的表面积小于支撑正在移动的牙齿的牙弓上所有牙齿的总表面积。如果该比率大于特定数值,诸如50%,则系统会向操作者发出报错信号以表明牙齿应该以更缓慢的方式移动。

[0064] 在另一个实施例中,系统确定每个牙齿模型的体积。接下来系统把所有正在移动的牙齿模型的体积加起来。接下来,系统确定牙弓上所有牙齿模型的总体积。对于牙齿移动的每个阶段,在牙齿模型移动的同时,系统都会检查是否满足预先确定的体积比率或约束。在一个实施例中,该约束可能是保证正在移动的牙齿的体积小于支撑正在移动的牙齿的牙弓上所有牙齿的总体积。如果该比率大于特定数值,诸如50%,则系统会向操作者发出报错信号以表明牙齿应该以更缓慢的方式移动。

[0065] 可选地,可以在牙齿模型数据集里添加其他特性,从而在校准器中产生期望的特性。例如,可能期望添加数字蜡补片(patch)来限定保持校准器和牙齿或颌特定区域之间的间隔的空腔或凹陷。还可能期望添加蜡补片来限定波纹或其他结构形式,以创建具有特定硬度或其他结构性质的区域。在通过生成正模型来产生矫正器械的制造过程中,为数字模型添加蜡补片可以生成具有相同的蜡补片几何结构的正塑模(mold)。这可以在限定校准器的基准形状时整体进行,或者可以在计算特定校准器形状时进行。一个可以添加的特征是围绕牙龈线的镶边,它可以通过在数字模型牙齿的牙龈线上添加数字模型线来产生,校准器就是根据数字模型牙齿制造的。当通过将聚合物材料压配在数字牙齿的正物理模型上来制造校准器时,沿牙龈线的那条线使得校准器有一条镶边,该镶边围绕该校准器,沿着牙龈线提供额外的硬度。

[0066] 在另一种可选的制造技术中,两片材料被压配到正牙齿模型上,其中一片沿着校准器的顶部弓形切割,并且另一片覆盖在顶部。这样可以沿着牙齿的竖壁提供两倍厚度的校准器材料。

[0067] 可以对校准器设计进行的改动受到将用于生产该校准器的制造技术的约束。例如,如果要通过在正模型上压配聚合物片来制造校准器,则校准器的厚度就取决于片的厚度。因而,系统一般会通过改变模型牙齿的朝向、模型牙齿的各部分的大小、附加设备的位置和选取及材料的添加和去除(例如添加线或创建凹进(dimple))来改变校准器的结构,从而调节校准器的性能。系统可以可选地通过规定校准器中的一个或多个校准器由非标准厚度的片制造来调节校准器,以向牙齿提供更大和更小的力。另一方面,如果校准器通过立体造型处理制造,则校准器的厚度就可以局部地改变,并且不用修改牙齿的数字模型就可

以添加诸如镶边、凹进和波纹等结构特征。

[0068] 图 12 示出了另一组与所计划的牙齿移动有关的量度。在该实施例中,要移动的牙齿 800 的体积是确定的。经过一次移动后,系统确定在牙齿模型(牙根)的一部分移动时正在发生位移的体积 802。系统确定牙弓上所有要移动的牙齿模型的位移体积的第一总和,确定牙弓上所有牙齿模型的牙根体积的第二总和,并保证在移动牙齿模型的同时满足预定的体积约束。

[0069] 用于确定位移体积的示例性伪代码如下:

[0070] 计算位移体积的程序(牙齿位置 1, 牙齿位置 2)

[0071] 把空间分为体积元素(体元)

[0072] 限定牙齿模型中受关注的区域(诸如只有牙根)

[0073] 将牙齿移动到位置 1

[0074] 元素集 1 = 限定受关注区域内的体积元素集

[0075] 体积 = 元素集 1 中的元素的数目

[0076] 将牙齿移动到位置 2

[0077] 元素集 2 = 限定受关注区域内的体积元素集

[0078] 体积 = 体积 + 元素集 2 中元素的数目

[0079] 元素集 3 = 限定元素集 1 和元素集 2 之间公共的体积元素集

[0080] 共享 = 元素集 3 中元素的数目

[0081] 体积 = 体积 - 共享

[0082] 图 13 示出根据牙根数据治疗牙齿的示例性处理。该处理首先计算关于所有牙齿模型的一个或多个基于牙根的量度(步骤 850)。接下来该处理确定哪些牙齿正在移动(步骤 852)。接下来,该处理确定关于移动牙齿的量度(步骤 854)。该处理针对临床约束来评估一个或多个量度(步骤 856)。接下来该处理检查是否已经违背了一条或多条约束(步骤 858)。如果没有违背约束,则处理结束。作为替代,从步骤 858 开始,该处理调整移动牙齿的移动(步骤 860),并针对是否违背了约束而进行重复检查。

[0083] 该系统还可以用于对诸如固定器和矫正器之类的更传统的器械的效果进行建模,从而为特定患者生成最优的设计和治疗程序。

[0084] 本发明的数据处理方面可以用数字电路实现,或者用计算机硬件、固件、软件或它们的组合实现。本发明的数据处理设备可以用计算机程序产品来实现,该计算机程序产品实际体现在用于由可编程的处理器来执行的机器可读的存储设备中;并且本发明的数据处理方法步骤可以由可编程处理器来执行,该可编程处理器用于执行用以通过操作输入数据并生成输出来执行本发明的功能的指令程序。本发明的数据处理方面可以有利地在可在可编程系统上执行的一个或多个计算机程序中实现,该可编程系统包括:耦合为从数据存储系统接收数据和指令并向数据存储系统发送数据和指令的至少一个可编程处理器;至少一个输入设备;以及至少一个输出设备。每个计算机程序可以用高级程序或面向对象编程语言来实现,或者在期望的时候用汇编语言或机器语言实现;并且无论在何种情况下,该语言都既可以是编译型语言也可以是解释性语言。合适的处理器包括例如通用微处理器和专用微处理器。一般而言,处理器要从只读存储器和/或随机存取存储器中接收指令和数据。适合于实际体现计算机程序指令和数据的存储设备包括各种形式的非易失性存储器,包括

例如半导体存储设备,诸如EPROM(可擦除可编程只读存储器),EEPROM(电可擦除可编程只读存储器),以及闪存设备;磁盘,诸如 内置硬盘和可移动盘;磁-光盘;以及CD-ROM光盘。所有上述设备都可以用ASIC(专用集成电路)来作为补充或包含在ASIC中。

[0085] 为了提供与用户的交互,可以使用计算机系统来实现本发明,该计算机系统具有用于向用户显示信息的显示设备,诸如显示器或LCD(液晶显示器),以及用户可以用来向计算机系统提供输入的输入设备,诸如键盘,鼠标或轨迹球等二维指示设备,或者数据手套或回转鼠标等三维指示设备。可以将计算机系统编程为提供图形用户界面,计算机程序通过该图形用户界面与用户交互。可以将计算机系统编程为提供虚拟现实的三维显示界面。

[0086] 已经针对特定的实施例对本发明进行了描述。其他实施例在所附权利要求的范围内。例如,可以按照不同的顺序执行本发明的步骤,并且仍然实现期望的结果。

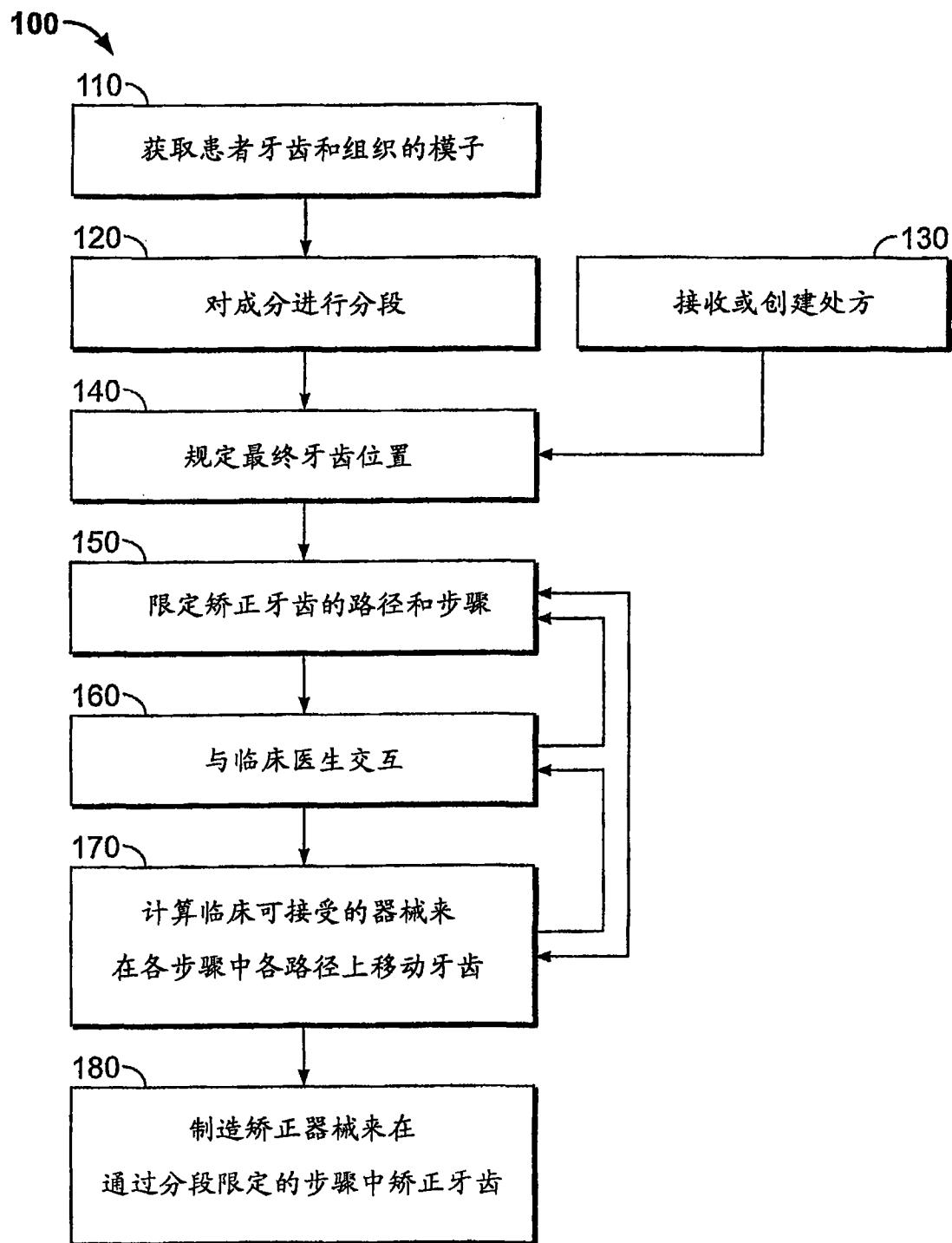


图 1

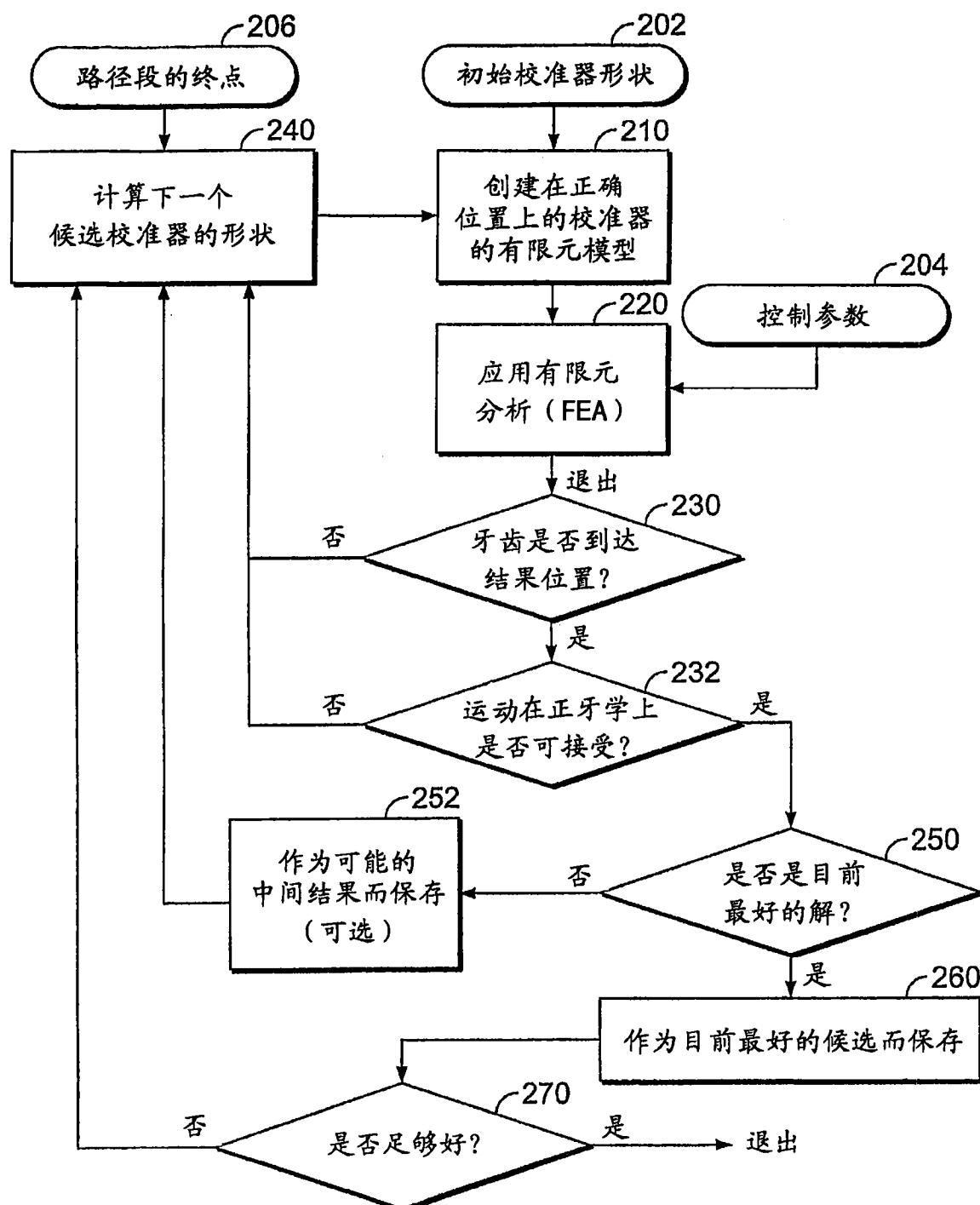


图 2

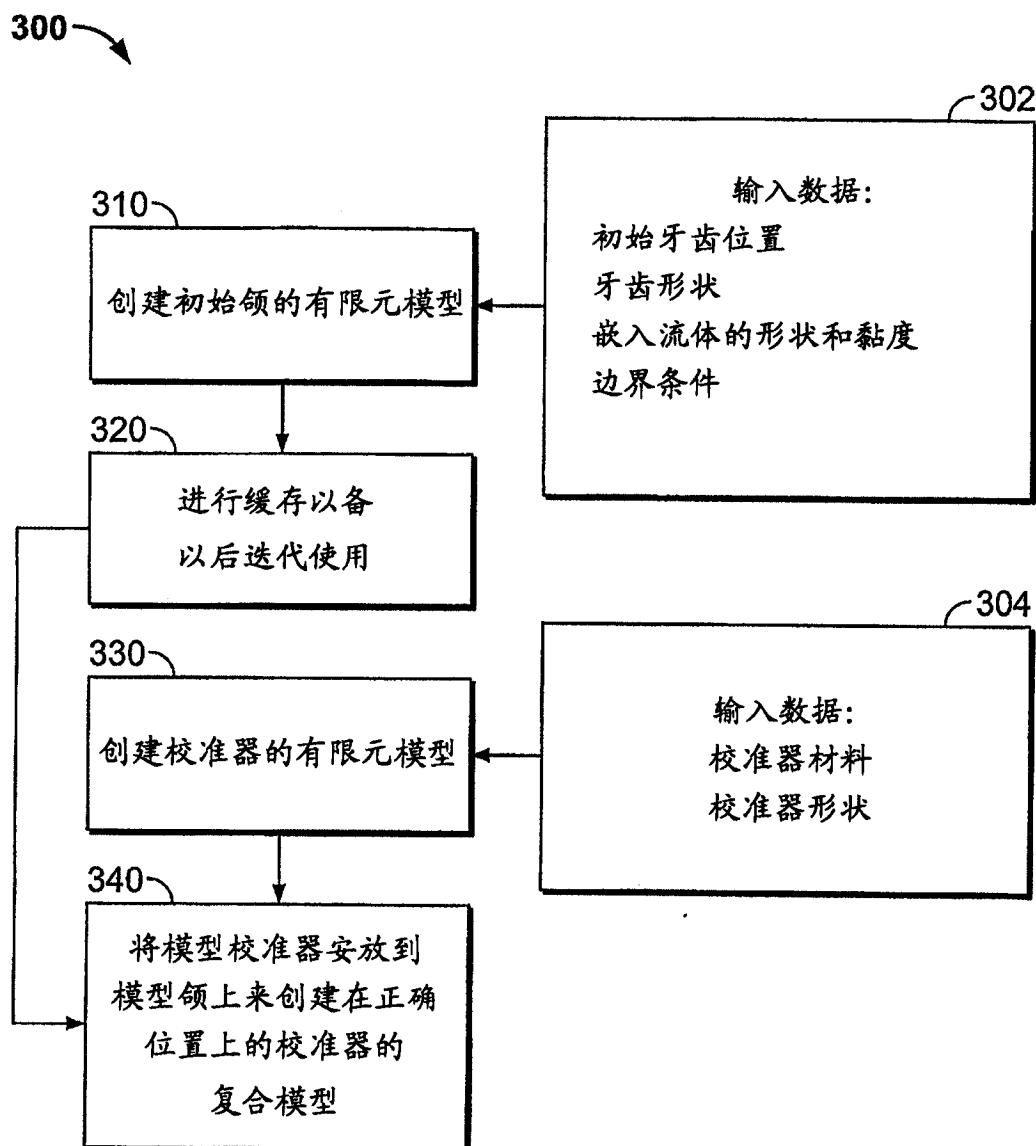


图 3

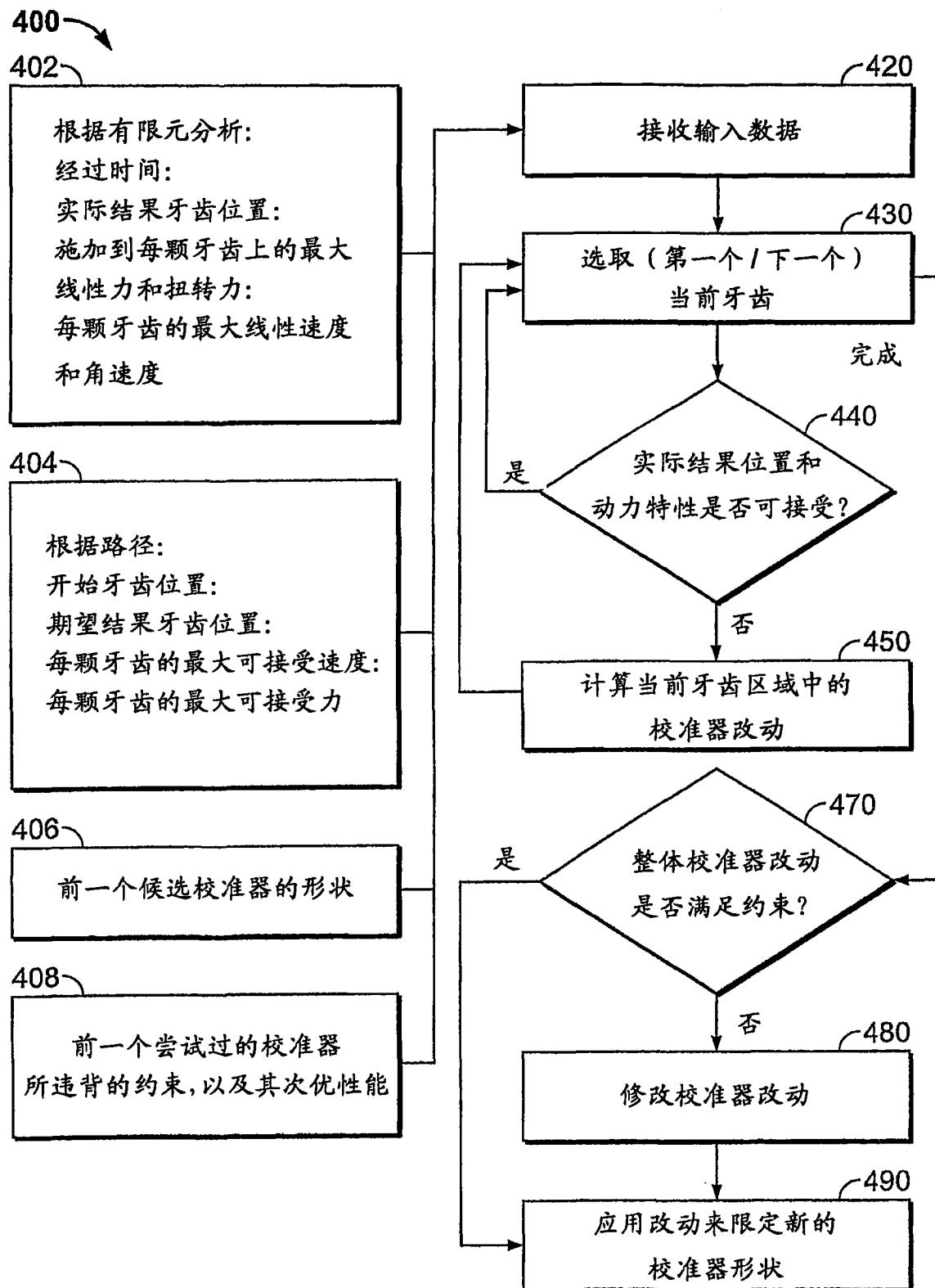


图 4

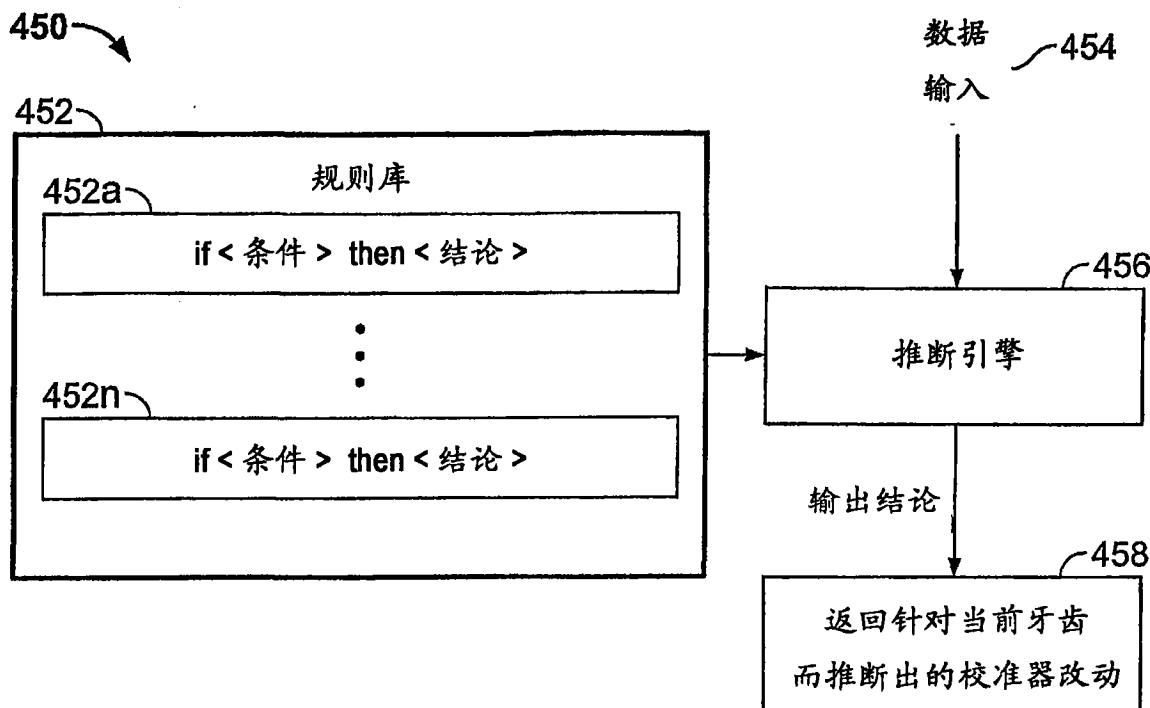


图 5A

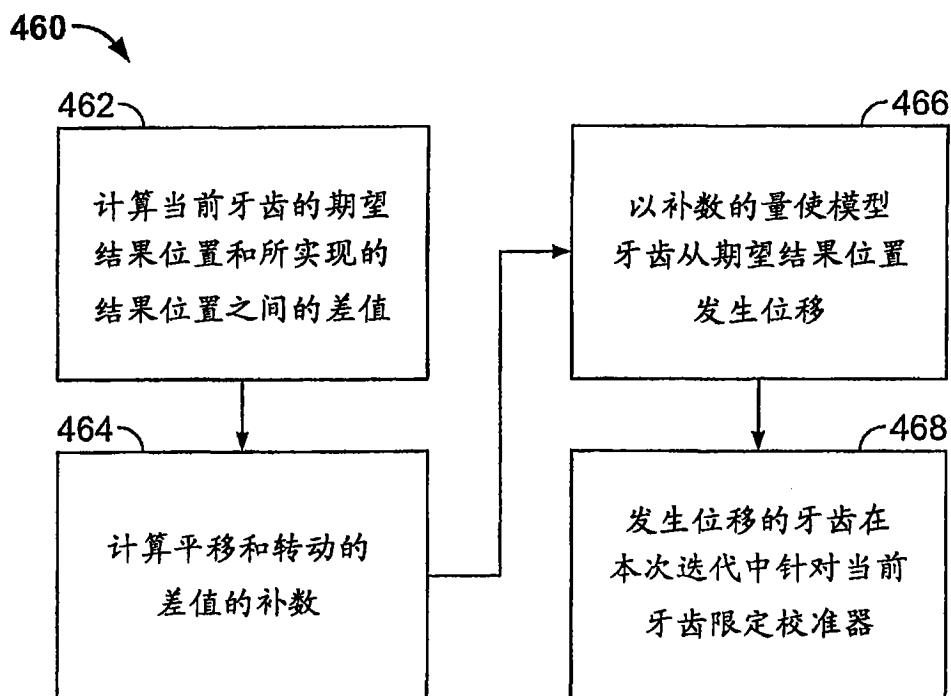


图 5B

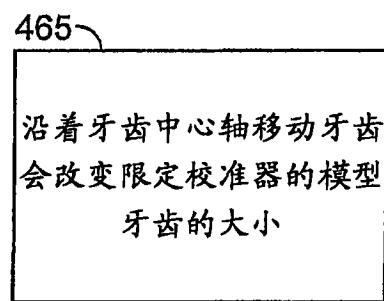


图 5C

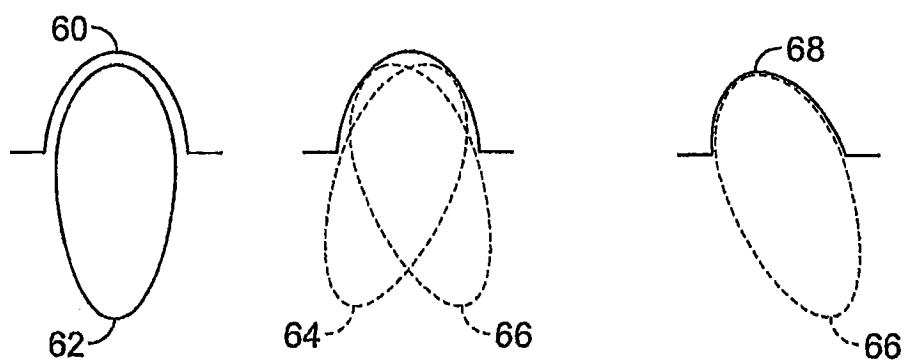


图 5D

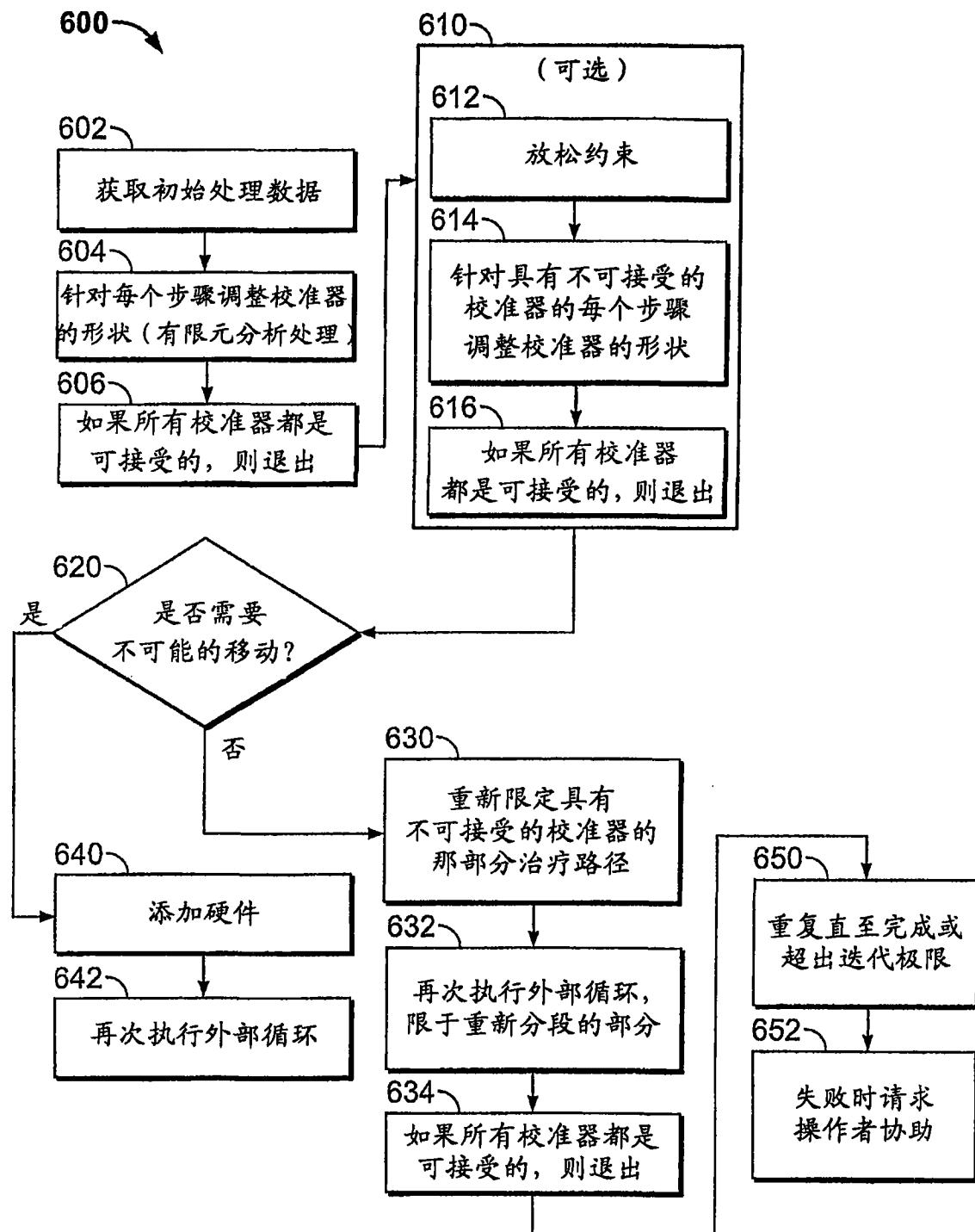


图 6

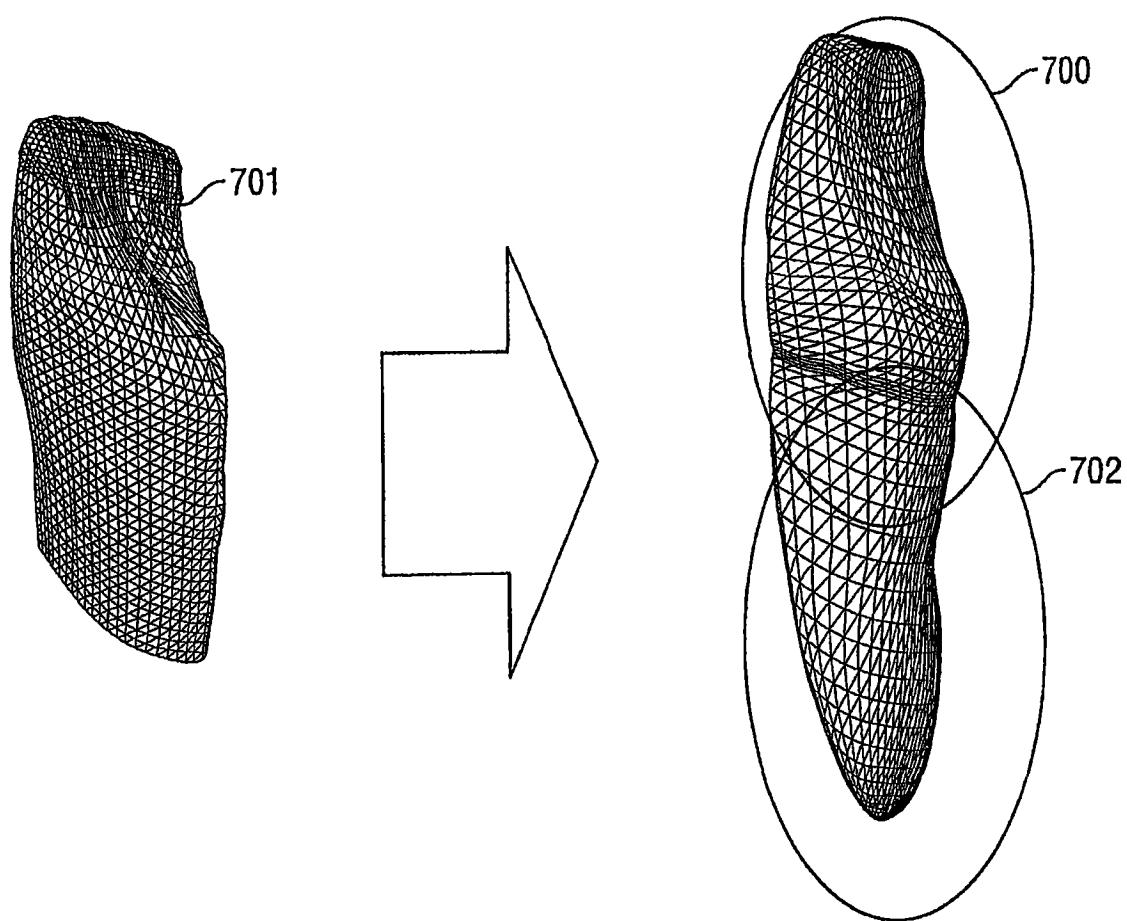


图 7

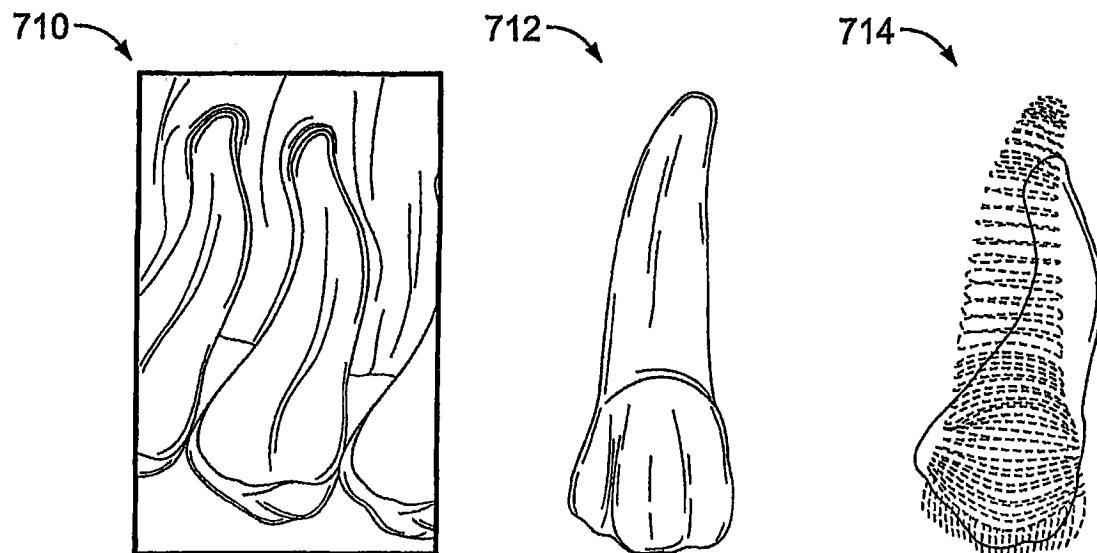


图 8



图 9

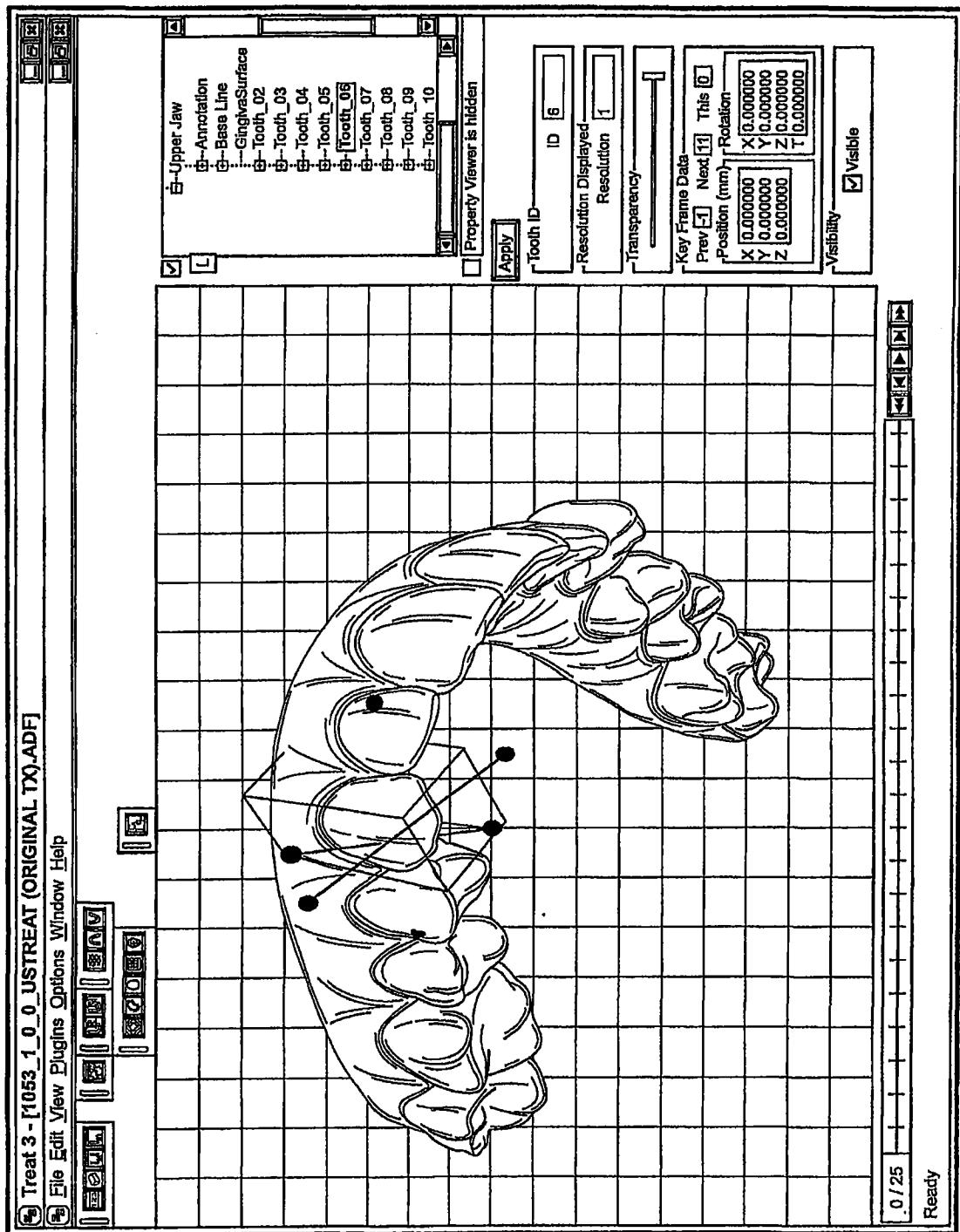


图 10

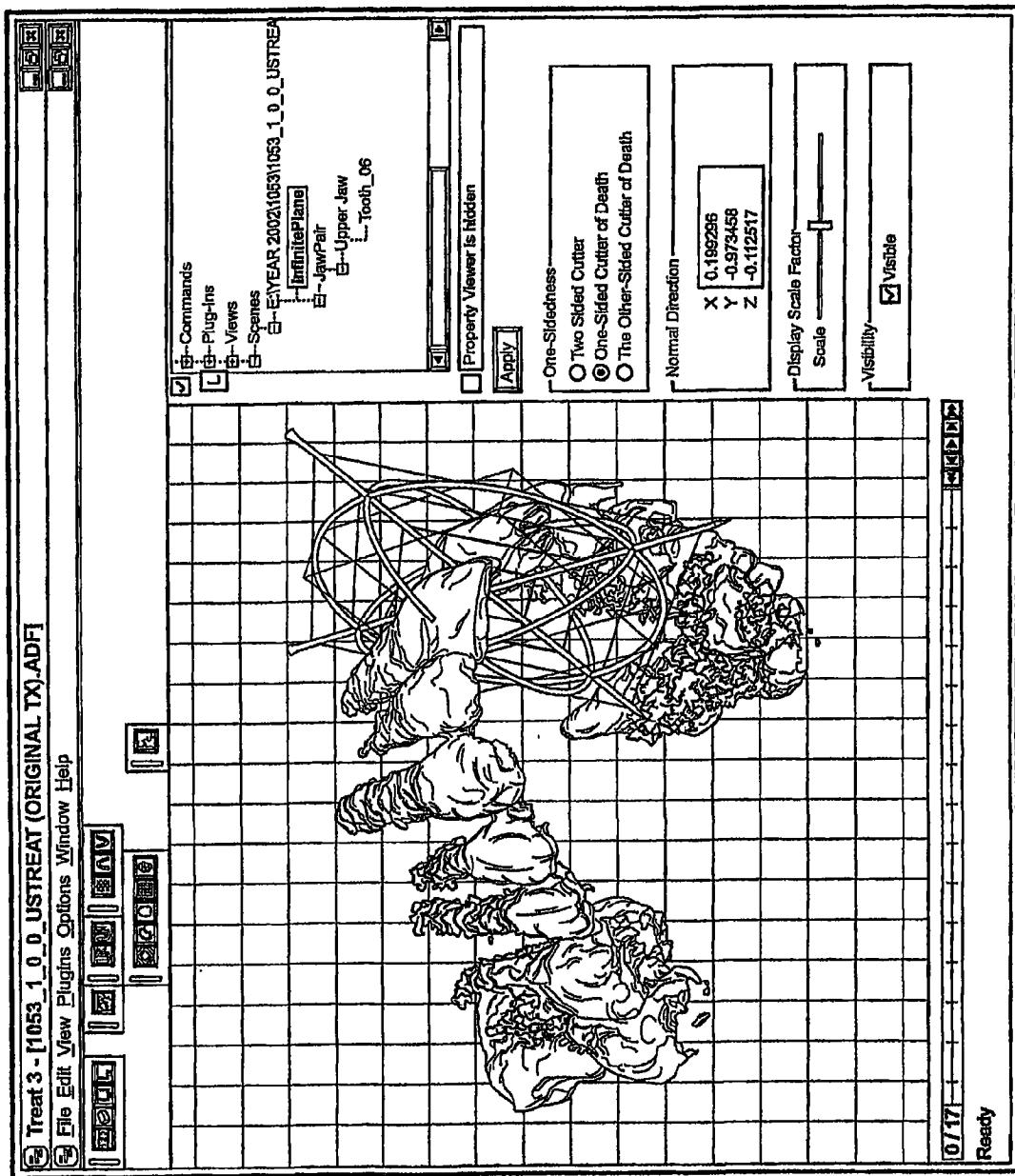


图 11

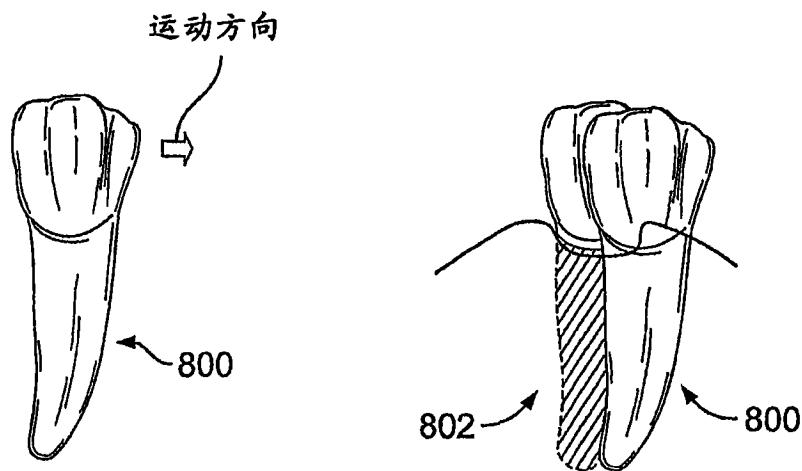


图 12

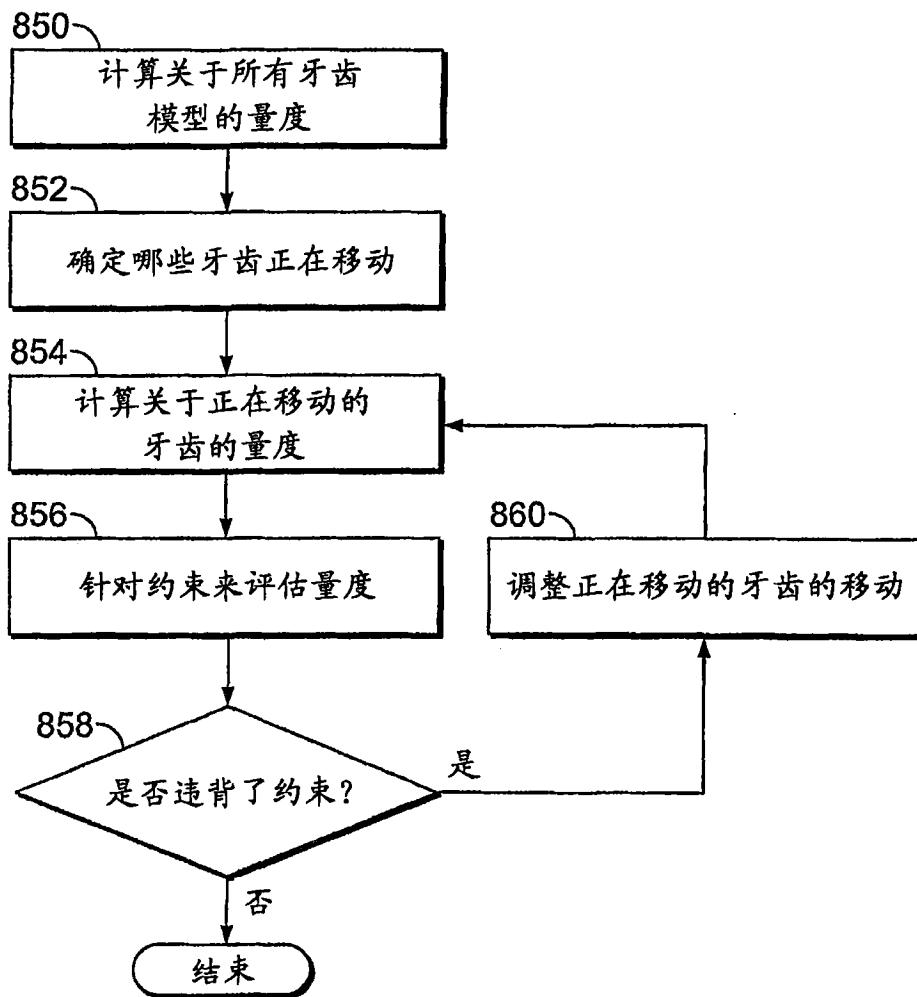


图 13