



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103961189 A

(43) 申请公布日 2014. 08. 06

(21) 申请号 201410209812. 7

(22) 申请日 2014. 05. 16

(71) 申请人 福州大学

地址 350108 福建省福州市闽侯县上街镇大学城学园路 2 号福州大学新区

(72) 发明人 何炳蔚 刘丽萍 吕翱 林昌

(74) 专利代理机构 福州元创专利商标代理有限公司 35100

代理人 蔡学俊

(51) Int. Cl.

A61C 19/04 (2006. 01)

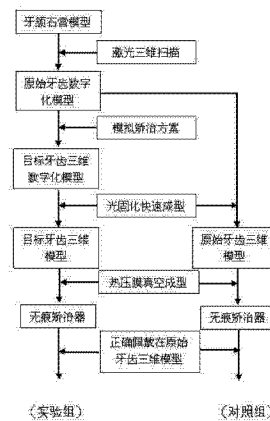
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法

(57) 摘要

本发明针对一种口腔医学无托槽无痕矫治的矫治力实时测量问题,提出了一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法。针对口腔医学无痕矫治的矫治力小,无痕矫治器佩戴在牙齿表面上接触面积和接触间隙小的情况,利用薄膜单点力传感器的压阻效应及传感器尺寸小、材料软,厚度薄的优良物理性能实现对无痕矫治器矫治力的直接实时测量,并可根据研究需要,测量单颗或多颗牙齿上的任意部位的受力变化趋势;通过对无痕矫治器作用力系及作用效果的研究,使正畸医生制定更加合理有效的治疗方案,设计人员设计更完美的个性化无痕矫治器。该方法不仅测量精度高,实时性好,而且测量过程简单易行,成本低。



1. 一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法,其特征在于:包括如下步骤,

S1:无托槽无痕矫治器的制作及前处理:通过激光三维扫描患者牙齿石膏模型,获取牙齿数字化模型,用逆向工程软件对该牙齿数字化模型进行处理重构原始牙齿三维模型,同时利用数字化正向软件模拟矫治方案设计出目标牙齿三维模型;根据所述原始牙齿三维模型和目标牙齿三维模型,利用光固化成型技术,快速成型出原始牙齿和目标牙齿的三维实体模型,并以所述目标牙齿的三维实体模型为模板,采用真空成型技术制作出无痕矫治器;

S2:选择薄膜单点力传感器测试系统:该测试系统包括薄膜单点力传感器及与该薄膜单点力传感器连接的数据采集处理电路;所述数据采集处理电路包括依次连接的运算放大器、ADC 转换器和用于将数据传输至计算机的通讯模块;

S3:利用恒温箱模拟口腔环境:通过恒温箱控制温度和湿度以模拟人体实际口腔环境,并将原始牙齿三维实体模型放入此恒温箱中测试牙齿的无痕矫治力;

S4:测量由无痕矫治器施加给牙齿的微型矫治力:首先对所述薄膜单点力传感器进行校准,校准无误后将薄膜单点力传感器固定在待矫治原始牙齿的三维实体模型表面上的测试点,连接电路,将无痕矫治器正确佩戴在原始牙齿的三维实体模型上,实时测量出由无痕矫治器施加给牙齿的矫治力;

S5:设置空白对照组,以消除薄膜单点力传感器厚度的干扰:设置一组空白对照组,所述空白对照组采用相同的原始牙齿的三维实体模型、薄膜单点力传感器、测试电路、测试位置和测试条件,用实验组测出的矫治力减去空白对照组得出的矫治力,所得的力即为最后测得的无痕矫治力。

2. 根据权利要求 1 所述的一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法,其特征在于:所述步骤 S4,具体包括如下步骤,

S41:利用千分尺在所述原始牙齿的三维实体模型上表面定位出待测力点;

S42:在薄膜单点力传感器接触表面粘贴硅胶片,并通过生物医用胶水将粘贴有硅胶片的该薄膜单点力传感器固定在所述步骤 S41 获得的待测力点上,以实现隔层接触测量;

S43:通过数据连接线连通薄膜单点力传感器测试系统;

S44:将无痕矫治器正确戴入所述原始牙齿的三维实体模型,通过薄膜单点力传感器测试系统测得此时待测力点产生的矫治力,并在计算机上实时显示及记录。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法,其特征在于:所述的薄膜单点力传感器为压阻式力传感器。

4. 根据权利要求 1 所述的一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法,其特征在于:所述的空白对照组的无痕矫治器是根据所述原始牙齿的三维实体模型通过真空成型获得的,即该矫治器的内壁形状与原始牙齿的三维实体模型外表面的形状是完全一致的。

5. 根据权利要求 1 所述的一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法,其特征在于:所述的待测力点是利用数字化正向软件在原始牙齿三维模型上预先测定的。

6. 根据权利要求 1 所述的一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法,其特征在于:所述的薄膜单点力传感器测试系统能够测定无痕矫治器 100g 左右的微型矫治力,并能够通过通讯模块在计算机上实时显示记录。

7. 根据权利要求 1 所述的一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法,其特征在于:

所述的数据采集处理电路能够实现多个薄膜单点力传感器测量数据的同时采集,并在计算机上同时显示多个测力点的力变化趋势,即可根据研究需要,测得单颗或多颗牙齿任意部位上矫治力随时间变化的趋势。

## 一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及口腔医学无托槽无痕矫治力测量领域,特别是一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法。

### 背景技术

[0002] 无托槽无痕矫治器于 1997 年在美国出现。所谓无托槽无痕矫治技术是相对于传统的固定矫治技术而言,其矫治器是由医用树脂膜片加工而成,无带环、托槽、弓丝等固定矫治器的矫正装置,因而称为“无托槽”矫治器。无托槽无痕矫治技术的产生与发展融合了现代正畸学、数字化图像采集与处理技术、快速成型技术等多学科、多领域的科技成果。从三维牙颌数字模型信息的采集、矫治器的数字化设计、可视化的医技医患沟通方式,到矫治器的数字化加工,计算机相关技术的最新成果无处不在,并首次实现了无托槽矫治器的个性化批量定制加工。

[0003] 在牙齿萌出和移动的过程中,受压侧的牙槽骨骨质吸收,而牵引侧的牙槽骨骨质增生。临床上即利用此原理进行牙颌畸形的矫正治疗,即加一定强度的压力于牙齿,一定时间后,受压侧牙槽骨被吸收,牙齿的位置随之移动。无痕矫正器的矫正原理是,矫治器的形状与牙冠的外形存在差异,当被戴到牙齿上后,由于被强制性的发生了形状改变(有位移产生),产生分布式反作用力(即矫治力)刺激牙周组织产生一定的生物学效应发生组织重建,致使牙齿移动,达到牙齿矫治的目的。目前,矫正各阶段牙齿的平动量和转动量更多的是依据医师临床经验确定,由于个体组织特性的差异往往造成在矫治过程中作用力过大,使患者产生疼痛感。因此,通过对无痕矫治器的作用力系以及作用效果的研究,可以使正畸医生制定更加合理有效的治疗方案,设计人员也可以设计出更完美的个性化无痕矫治器。

[0004] 由于口腔医学无痕矫治的矫治力微小,牙齿表面与无痕矫治器接触面积和接触间隙小,要精确直接测量无痕矫治力很难做到。目前国内外关于直接测量分析无痕矫治力的研究很少,主要有以下几种。

[0005] 应力应变电测法是一种在技术上非常成熟的表面应力逐点测量方法,也普遍用于牙齿无痕矫治的应力应变分析,它的工作原理是将电阻应变片安装(或粘贴)在被测构件表面上,构件受力而变形时,从应变片电阻变化率得到构件测试表面应变值。在测量无痕矫治力时,将电阻应变片粘贴在无痕矫治器内侧面,将无痕矫治器佩戴在牙齿上,由此测出无痕矫治器发生弹性形变时的应变,再根据矫治器的弹性模量,计算出无痕矫治应力。但是这种测量方法存在着不少的问题:首先是牙齿的表面是凹凸不平的,与之对应的矫治器的内表面也是凹凸不平的,应变片是固态的,材料是硬的,不适合粘贴在这样的表面。其次,在无痕矫治器内侧面测试点难以定位,更重要的是,它测出的是应变和应力,不能直接测出矫治力。

[0006] 澳大利亚的研究用感压纸测试矫治力,感压纸是由两层薄膜组成,一是传讯膜,二是显色膜。将裁切后的感压纸贴在需要测量矫治器上需要测量压力的位置,一段时间后取出感压纸,根据颜色的变化情况检查压力的大小(与标准色卡对比),这样可以分析各个点

的压力分布情况,由此推算出矫治力的大小。这种方法虽然可以分析各个点的压力分布情况,但是一旦将感压纸取出,就很难确定各个颜色点在牙齿上的对应位置,而且这种方法更适合于定性分析,而不是定量分析矫治力。

[0007] 测无痕矫治力最直接的方法就是用力传感器,但是传统的力传感器是固态的,受技术限制,尺寸和厚度也无法做到足够小,无法适应口腔医学无托槽无痕矫治器矫治力微小,牙齿表面与无痕矫治器接触面积和接触间隙小的测试情况。

[0008] 薄膜压力传感器的发展历史仅有几十年,它是伴随着薄膜技术的发展而产生的。薄膜技术是薄膜制备、微加工、检测分析等相关技术的总称,薄膜是一种特殊的物质形态,与块状材料相比,薄膜材料的显著特点是表面与界面效应特别显著,膜层很薄,质量很小,所以力、热惯性很小,易实现不同材料的复合,制备方法灵活、多样。薄膜压力传感器的敏感元件是应用薄膜技术在基片(衬底)上形成导电或介质材料薄膜。虽然薄膜压力传感器的发展历史短,但由于它具有其它固态压力传感器无法比拟的优点,例如温度性能好、耐腐蚀等,因而已成为当今压力传感器领域中的重点研究方向。

[0009] 与其他测量无托槽无痕矫治力方法相比,选择用薄膜单点力传感器及其电路采集部分的优势在于:(1)薄膜单点力传感器为压阻式力传感器,可以测定静态的牙齿矫治力;(2)薄膜单点力传感器尺寸小(感应区域直径为1mm),材料软,厚度薄,适合牙齿表面和无痕矫治器接触面积和接触间隙小的情况;(3)薄膜单点力传感器及电路采集部分可以直接测量牙齿无痕矫治的微型矫治力,力的大小100g左右;(4)所述的薄膜单点力传感器及电路采集部分可以实时测量牙齿矫治力并通过通讯模块在计算机上显示。

## 发明内容

[0010] 本发明的目的在于提供一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法,该方法测量精度,实时性好,且测量过程简单易行,成本低。

[0011] 为实现上述目的,本发明的技术方案是:一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法,包括如下步骤,

S1:无托槽无痕矫治器的制作及前处理:通过激光三维扫描患者牙齿石膏模型,获取牙齿数字化模型,用逆向工程软件对该牙齿数字化模型进行处理重构原始牙齿三维模型,同时利用数字化正向软件模拟矫治方案设计出目标牙齿三维模型;根据所述原始牙齿三维模型和目标牙齿三维模型,利用光固化成型技术,快速成型出原始牙齿和目标牙齿的三维实体模型,并以所述目标牙齿的三维实体模型为模板,采用真空成型技术制作出无痕矫治器;

S2:选择薄膜单点力传感器测试系统:该测试系统包括薄膜单点力传感器及与该薄膜单点力传感器连接的数据采集处理电路;所述数据采集处理电路包括依次连接的运算放大器、ADC转换器和用于将数据传输至计算机的通讯模块;

S3:利用恒温箱模拟口腔环境:通过恒温箱控制温度和湿度以模拟人体实际口腔环境,并将原始牙齿三维实体模型放入此恒温箱中测试牙齿的无痕矫治力;

S4:测量由无痕矫治器施加给牙齿的微型矫治力:首先对所述薄膜单点力传感器进行校准,校准无误后将薄膜单点力传感器固定在待矫治原始牙齿的三维实体模型表面上的测试点,连接电路,将无痕矫治器正确佩戴在原始牙齿的三维实体模型上,实时测量出由无痕

矫治器施加给牙齿的矫治力；

S5：设置空白对照组，以消除薄膜单点力传感器厚度的干扰；设置一组空白对照组，所述空白对照组采用相同的原始牙齿的三维实体模型、薄膜单点力传感器、测试电路、测试位置和测试条件，用实验组测出的矫治力减去空白对照组得出的矫治力，所得的力即为最后测得的无痕矫治力。

[0012] 在本发明实施例中，所述步骤 S4，具体包括如下步骤，

S41：利用千分尺在所述原始牙齿的三维实体模型上表面定位出待测力点；

S42：在薄膜单点力传感器接触表面粘贴硅胶片，并通过生物医用胶水将粘贴有硅胶片的该薄膜单点力传感器固定在所述步骤 S41 获得的待测力点上，以实现隔层接触测量；

S43：通过数据连接线连通薄膜单点力传感器测试系统；

S44：将无痕矫治器正确戴入所述原始牙齿的三维实体模型，通过薄膜单点力传感器测试系统测得此时待测力点产生的矫治力，并在计算机上实时显示及记录。

[0013] 在本发明实施例中，所述的薄膜单点力传感器为压阻式力传感器。

[0014] 在本发明实施例中，所述的空白对照组的无痕矫治器是根据所述原始牙齿的三维实体模型通过真空成型获得的，即该矫治器的内壁形状与原始牙齿的三维实体模型外表面的形状是完全一致的。

[0015] 在本发明实施例中，所述的待测力点是利用数字化正向软件在原始牙齿三维模型上预先测定的。

[0016] 在本发明实施例中，所述的薄膜单点力传感器测试系统能够测定无痕矫治器 100g 左右的微型矫治力，并能够通过通讯模块在计算机上实时显示记录。

[0017] 在本发明实施例中，所述的数据采集处理电路能够实现多个薄膜单点力传感器测量数据的同时采集，并在计算机上同时显示多个测力点的力变化趋势，即可根据研究需要，测得单颗或多颗牙齿任意部位上矫治力随时间变化的趋势。

[0018] 相较于现有技术，本发明具有以下有益效果：本发明是将薄膜单点力传感器用于无托槽无痕矫治力的测试中，薄膜单点力传感器具有尺寸小，材料软，厚度薄的优势，适合牙齿表面和无痕矫治器接触面积和接触间隙小的情况，再连接上数据采集部分和通讯模块，可以实时直接测试无托槽无痕矫治力，并可根据研究需要，测量单颗或多颗牙齿上的任意部位随时间变化的力；该方法测量精度高，实时性好，且测量过程简单易行，成本低；且该方法种的薄膜单点力传感器的设置方式实现了隔层接触测量，保护传感器，使得该薄膜传感器可以重复多次长时间使用，节约成本。

## 附图说明

[0019] 图 1 是本发明实施例的无托槽无痕矫治器测力流程图。

[0020] 图 2 是本发明实施例中测试系统原理图。

## 具体实施方式

[0021] 下面结合附图，对本发明的技术方案进行具体说明。

[0022] 本发明实时获取无托槽无痕矫治器矫治力针对口腔医学无痕矫治的矫治力小，无痕矫治器佩戴在牙齿表面上接触面积和接触间隙小的情况，利用薄膜单点力传感器的压阻

效应及传感器尺寸小、材料软,厚度薄的优良物理性能实现对无痕矫治器矫治力的直接实时测量,并可根据研究需要,测量单颗或多颗牙齿上的任意部位的受力变化趋势。通过对无痕矫治器作用力系及作用效果的研究,使正畸医生制定更加合理有效的治疗方案,设计人员设计更完美的个性化无痕矫治器。该方法不仅测量精度高,实时性好,而且测量过程简单易行,成本低。

[0023] 具体的,如图 1 所示,本发明的一种无托槽无痕矫治器矫治力实时检测方法,包括如下步骤,

S1:无托槽无痕矫治器的制作及前处理:通过激光三维扫描患者牙齿石膏模型,获取牙齿数字化模型,用逆向工程软件对该牙齿数字化模型进行处理重构原始牙齿三维模型,同时利用数字化正向软件模拟矫治方案设计出目标牙齿三维模型;根据所述原始牙齿三维模型和目标牙齿三维模型,利用光固化成型技术,快速成型出原始牙齿和目标牙齿的三维实体模型,并以所述目标牙齿的三维实体模型为模板,采用真空成型技术制作出无痕矫治器;

S2:选择薄膜单点力传感器测试系统:该测试系统包括薄膜单点力传感器及与该薄膜单点力传感器连接的数据采集处理电路;所述数据采集处理电路包括依次连接的运算放大器、ADC 转换器和用于将数据传输至计算机的通讯模块;

S3:利用恒温箱模拟口腔环境:通过恒温箱控制温度和湿度以模拟人体实际口腔环境,并将原始牙齿三维实体模型放入此恒温箱中测试牙齿的无痕矫治力;

S4:测量由无痕矫治器施加给牙齿的微型矫治力:首先对所述薄膜单点力传感器进行校准,校准无误后将薄膜单点力传感器固定在待矫治原始牙齿的三维实体模型表面上的测试点,连接电路,将无痕矫治器正确佩戴在原始牙齿的三维实体模型上,实时测量出由无痕矫治器施加给牙齿的矫治力;该步骤 S4,具体包括如下步骤,

S41:利用千分尺在所述原始牙齿的三维实体模型上表面定位出待测力点;

S42:在薄膜单点力传感器接触表面粘贴硅胶片,并通过生物医用胶水将粘贴有硅胶片的该薄膜单点力传感器固定在所述步骤 S41 获得的待测力点上,以实现隔层接触测量;

S43:通过数据连接线连通薄膜单点力传感器测试系统;

S44:将无痕矫治器正确戴入所述原始牙齿的三维实体模型,通过薄膜单点力传感器测试系统测得此时待测力点产生的矫治力,并在计算机上实时显示及记录。

[0024] S5:设置空白对照组,以消除薄膜单点力传感器厚度的干扰:设置一组空白对照组,所述空白对照组采用相同的原始牙齿的三维实体模型、薄膜单点力传感器、测试电路、测试位置和测试条件,用实验组测出的矫治力减去空白对照组得出的矫治力,所得的力即为最后测得的无痕矫治力。

[0025] 进一步的,所述的薄膜单点力传感器为压阻式力传感器,可以测定静态的牙齿矫治力,且具有尺寸小(感应区域直径为 1mm),材料软,厚度薄等优势,适合测量无痕矫治器佩戴在牙齿表面上接触面积和接触间隙小的情况。

[0026] 进一步的,所述的空白对照组的无痕矫治器是在原始牙齿实体模型通过真空成型获得即该矫治器实际上是没有矫治力的。

[0027] 进一步的,所述的待测力点是利用数字化正向软件在原始牙齿三维模型上预先设定的。

[0028] 进一步的,所述的薄膜单点力传感器及电路采集部分可以测定牙齿无痕矫治器 100g 左右的微型矫治力,并能够通过通讯模块在计算机上实时显示记录。

[0029] 进一步的,所述的电路采集部分可以实现多个薄膜单点力传感器测量数据的同时采集,并在计算机上同时显示多个测力点的力变化趋势,因此可根据研究需要,能够测得单颗或多颗牙齿任意部位上矫治力随时间变化的趋势。

[0030] 下面结合具体实施例对本发明作进一步说明。

[0031] (1)牙颌三维数据采集。由牙科医生提供的患者的牙颌物理模型,利用三维数字激光扫描设备获取患者牙颌石膏模型的数字化模型,通过逆向工程软件对此模型进行修正重构,填补模型中存在的少量细小孔洞,并进行修整、光顺等处理,获得完整的牙颌三维数字化几何模型。

[0032] (2)模拟矫治方案,获得光固化实体模型。根据牙科医生的矫治方案,利用数字化正向设计软件在原始牙颌数字化模型上模拟矫治方案,设计出各分布目标牙齿的三维数字化模型,利用光固化成型技术,在计算机的控制下制作出原始牙齿和目标牙齿的三维实体模型,再分别以这两个模型为母模板,利用真空成型技术制作出矫治器毛坯,最后根据使用佩戴要求,对毛坯进行加工和修整制作出无痕矫治器。

[0033] (3)选择传感器及测试系统。根据实施例待测牙齿表面大小,选择感应区域为直径 1mm 的薄膜单点力传感器及其测试系统,该测试系统包括薄膜单点力传感器、数据采集处理电路、数据连接线等。数据采集处理电路主要包括运算放大器、ADC 转换器和数据输出的通讯模块;

(4)校准薄膜单点力传感器。用推拉力计在薄膜单点力传感器上依次加载 60g、70g、80g、90g、100g、110g、120g、130g、140g、150g、160g、170g、180g 的力,测出传感器输出端的电阻值,做出 F-R 图和 F-1/R 图,重复校准多次,直至 F-1/R 图呈较好的线性关系,停止校准,保证传感器精度。

[0034] (5)利用恒温箱模拟人体口腔环境。在恒温箱中设置并控制类人体口腔的温度和湿度,将模型放入此恒温箱中测试牙齿的无痕矫治力;

(6)将薄膜单点力传感器固定在待矫治原始牙齿模型表面测试点,连接测试电路,将无痕矫治器正确佩戴在原始牙齿实体模型上,实时测量出由无痕矫治器施加给牙齿的矫治力;

(6.1)根据研究需要,利用数字化正向软件根据待测牙齿的大小、表面形状等信息在原始牙齿三维模型上预先设定待测点,并标示该待测点的位置,记录点到牙面横向与纵向边缘的距离。再在原始牙齿的三维实体模型上,用千分尺根据此距离定位出模型表面相应的待测力点,并做好标记;

(6.2)在薄膜单点力传感器接触表面粘贴硅胶片,用生物医用胶水将传感器固定在牙颌实体模型待测试点上,实现隔层接触测量,保护传感器;

(6.3)如图 2 所示,薄膜单点力传感器的输出端依次连接运算放大电路、ADC 转换电路,最后通过数据输出的通讯模块连接到计算机上;

(6.4)将无痕矫治器正确戴入光固化实体模型,要求无痕矫治器完全就位,此时产生的矫治力在计算机上软件上实时显示,并做好记录。

[0035] (7)设置空白对照组。用实验组测出的矫治力减去空白对照组测出的矫治力,所得



的力即为排除传感器厚度及其他干扰后的无痕矫治力。

[0036] (7.1) 实验组和对照组在原始牙齿模型, 传感器类型、测试电路、测试位置、测试待测点等条件完全相同, 采用相同材料和厚度的热塑性膜片在相同条件下利用同一真空压膜机设备下制作的矫治器, 所不同的是, 实验组的矫治器是在目标牙齿模型上真空成型的, 对照组的矫治器是在原始牙齿模型上真空成型的, 即实验组矫治器在矫治位上的内壁形状与原始牙齿光固化实体模型相应牙齿的位置存在差异, 固定位上的内壁形状与原始牙齿光固化实体模型相应牙齿形状是完全相同的, 而对照组的矫治器在整个牙列上的内壁形状与原始牙齿光固化实体模型外表面的形状是完全一致的。

[0037] (7.2) 将实验组和对照组的传感器分别连接在电路采集器的通道 1 和通道 2, 最终测出的力分别是实验组的矫治力  $F_1$  和对照组的矫治力  $F_2$ , 最后通过实验组测出的矫治力减去对照组出的矫治力  $F = F_1 - F_2$  即为排除传感器厚度及其他干扰后所得到的无痕矫治力。

[0038] 以上是本发明的较佳实施例, 凡依本发明技术方案所作的改变, 所产生的功能作用未超出本发明技术方案的范围时, 均属于本发明的保护范围。

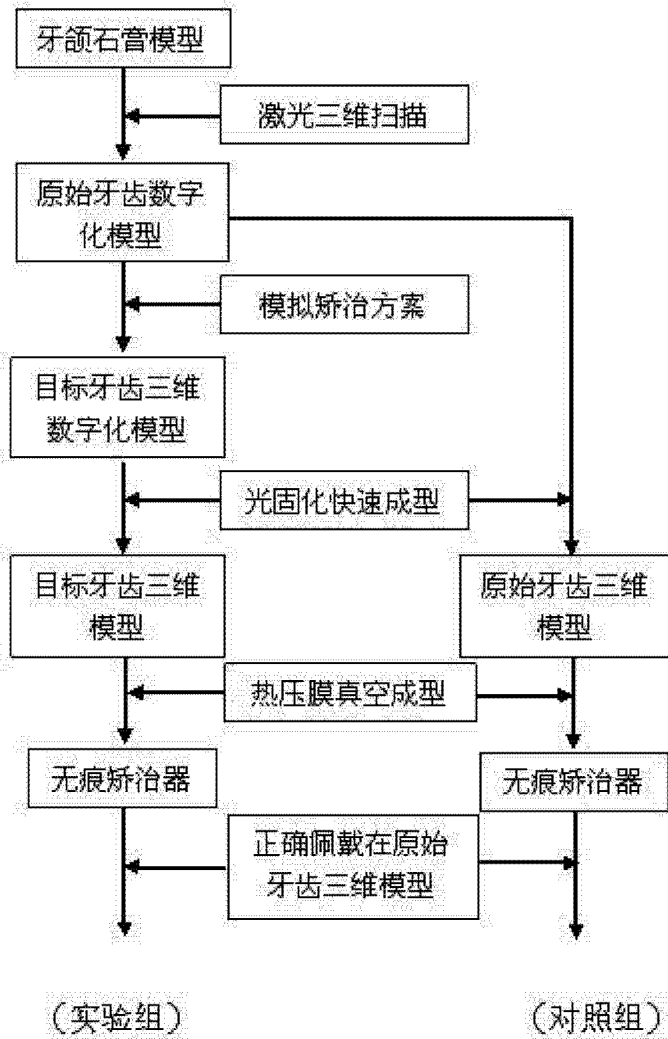


图 1

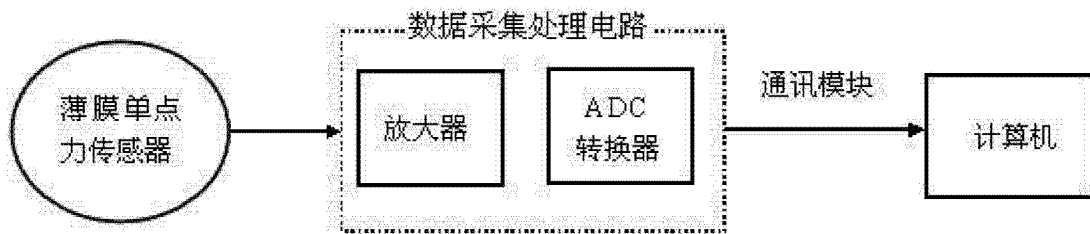


图 2