

文章编号: 1002-1582(2026)03-0257-09

基于分组多线编码与特征增强的口内三维测量技术

陈梓焱, 陈胜*

(上海理工大学 光电信息与计算机工程学院, 上海 200082)

摘 要: 为解决现有口内扫描技术在牙齿散射、设备抖动及金属反光等复杂环境下存在的图像质量差、测量精度下降问题, 提出一种新型结构光扫描方法。首先, 采用分组多线编码算法代替传统的正弦或格雷码编码进行条纹解码。通过加大相邻条纹之间的距离, 有效抑制牙齿表面的散射, 同时规避了相位计算方法中因扫描仪抖动导致的精度下降问题。其次, 提出一种一致条纹特征增强 (CSFE) 方法, 自适应的增强镜面反射、曝光不足以及低对比度区域的条纹特征, 从而在每个场景中重建更多有效和准确的点。实验结果表明, 采用新算法的设备使口内 3D 测量的精度提高至 15~25 μm , 测量效率提升了 40%, 全牙弓点云配准的失败场景数降低约 40%。

关 键 词: 光学测量; 结构光三维扫描; 口腔扫描; 条纹投影; 图像增强; 编解码

中图分类号: TH741; TP391.4

文献标识码: A

Intraoral 3D measurement with group-multiline coding and feature enhancement

CHEN Ziyang, CHEN Sheng*

(School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200082, China)

Abstract: To address the problems of poor image quality and degraded measurement accuracy in existing intraoral scanning technologies under complex conditions such as tooth scattering, scanner jitter, and metal reflections, a novel structured light scanning method is proposed. First, a group-multiline coding algorithm for fringe decoding is introduced to replace traditional sinusoidal or Gray code encoding. By increasing the distance between adjacent fringes, this algorithm effectively suppresses scattering on tooth surfaces while circumventing accuracy degradation caused by scanner jitter in phase calculation methods. Second, a Consistent Stripe Feature Enhancement (CSFE) method is proposed to adaptively enhance stripe features in regions with mirror reflections, underexposure, and low contrast, thereby reconstructing more valid and accurate points for each scene. Experimental results demonstrate that the proposed method improves the accuracy of intraoral 3D measurement to 15~25 μm , increases measurement efficiency by 40%, and reduces the number of failed full-arch point cloud registration scenarios by approximately 40%.

Keywords: optical measurement; 3D structured light scanning; oral cavity scanning; fringe projection; image enhancement; encoding and decoding

0 引 言

随着人们生活水平的不断提高, 公众对牙齿健康的关注日益增强。在正畸治疗或药物调配中,

获取高精度的牙齿模型是诊疗的重要前提。传统的取模方法依赖印模材料和技师手工操作, 不仅耗时且精度有限, 而且患者体验较差^[1]。

近年来, 随着计算机技术和数字化工具的发

收稿日期: 2025-12-26; 收到修改稿日期: 2026-02-12

基金项目: 国家自然科学基金 (81101116)

作者简介: 陈梓焱 (1999—), 男, 硕士研究生, 从事图像处理与模式识别研究。19121755401@163.com

陈胜 (1976—), 男, 副教授, 博士, 从事模式识别与智能系统研究。

* 通讯作者: chnshn@163.com

展, 三维扫描技术已逐步成为牙科临床的标准配置。结构光扫描利用投影仪与摄像机获取物体表面三维形态, 因其高效和无接触的特点, 在数字印模中展现出广阔前景。并且计算机辅助设计与制造 (CAD/CAM) 系统及口内扫描仪的引入, 进一步提高诊疗效率。然而, 最新的临床荟萃分析 (Meta-analysis) 和系统综述指出, 在全牙弓扫描及复杂咬合重建场景下, 现有设备的精度稳定性仍面临严峻挑战, 限制了其在高端修复领域的广泛应用^[2-4]。

自 20 世纪 80 年代 Mormann 和 Brandestini 提出 CEREC 系统以来, 数字口内扫描仪不断发展, 目前已有十余种商业化设备广泛应用于牙科修复^[1]。现有口内三维扫描方法包括共焦显微、结构光、主动波前等技术。而共焦显微虽具备高精度, 但受限于设备复杂度和体积, 在应用上受到一定限制。相比之下, 结构光因其结构简单、易于小型化, 已成为应用最广泛的口内扫描方法^[5,6]。

在结构光技术中, 条纹投影轮廓测量法 (Fringe Projection Profilometry, FPP) 是核心技术路径。其典型流程包括条纹投影^[5-7], 图像采集和处理^[8], 以及后续的点云重建与配准^[9,10]和颜色映射^[11]。尽管 FPP 技术已相对成熟, 但在实际口腔环境中仍面临严峻挑战。Zhao 等^[12]在最新的综述中指出, 牙釉质的半透明性会引发次表面散射, 导致相位计算模糊; 而金属修复体或唾液的高镜面反射则会造成图像局部过曝。这种典型的高动态范围成像难题, 往往导致条纹特征丢失, 严重影响了解码精度与点云的完整性^[13]。

当前研究针对上述问题提出了多种策略, 在硬件层面, Cui 等^[14]提出了基于时域叠加的自适应投影方法, 通过动态调整光强来适应表面反射率, 但这也增加了采集时间。在算法层面, 人工智能技术成为新的突破, 其在数字化牙科中有丰富的应用前景^[4,15]。在此基础上, Liu 等^[16]和 Nguyen 等^[17]分别探索了基于深度学习的条纹分析与单次拍摄重建网络, 有效提升了测量效率。然而, 现有的深度学习模型在处理极端反光时的泛化能力仍有待提升^[18], 且二值条纹差分等简化编码方法^[19]在抗抖动性能上仍显不足。此外, 针对条纹图像的预处理, 传统的卡尔曼滤波^[20]和非线性强度调整^[21], 虽然能改善信噪比, 但在实时性上仍有优化空间。因此, 本研究提出了两项创新: 一是引入分组多线编码技术, 以减少数据采集量并提升编码效率; 二是提出一致条纹特征增强 (Consistent Stripe Feature Enhancement, CSFE) 方法, 提升条纹检测的鲁棒性与点云重建精度。

本文的主要创新点如下: (1) 引入分组多线编码技术, 以平衡编码效率与抗抖动性能; (2) 提出了一致条纹特征增强 (CSFE) 方法, 通过算法自适应地解决 HDR 环境下的特征提取难题。

1 方法与实验

1.1 手持口内三维扫描仪

本研究提出一种适用于口内三维测量的手持设备。由于口腔内空间狭窄, 该设备整体尺寸设计为 $4 \times 3 \times 12 \text{ cm}^3$ (如图 1 所示), 以保证良好的操纵性与适用性。其核心光学结构图 2 所示, 用于三维测量中的投影与成像。设备采用数字微镜装置 (Digital Micro-mirror Device, DMD) 实现 FPP 的编码投影, 并利用基于系统级芯片 (System On Chip, SOC) 系统的 Xilinx Zynq 7014s 完成 FPP 图像采集。最终, 电路板与光学结构组成了适用于口内三维测量的完整设备。为获取高质量的 FPP 图像, 理想情况下被测物体应接近设备的焦平面 (见图 3 (a))。然而, 由于设备为手持式操作, 难以在使用过程中始终保持该条件, 同时目标表面也容易被遮挡。



图 1 口内三维测量设备整体尺寸示意图



图 2 口内三维测量设备核心光学结构

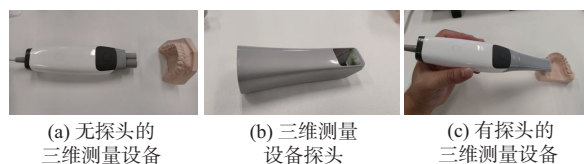


图 3 手持口内三维测量设备与探头示意图

为解决这些问题, 本研究设计了一种辅助探头 (见图 3 (b))。该探头长度为 8cm, 前端配备镜面结构, 用于反射来自 DMD 和 CMOS 传感器的光线; 其探头头部可悬浮于目标表面上方, 以保证在复杂的口内环境下依然能够稳定获取高质量的测量数据 (见图 3 (c))。

在硬件实现方面, 采用 TI 生产的 DMD, 单微镜分辨率为 $10.8 \mu\text{m}$, 每四个相邻微镜投射一个像素, 从而能够生成 320 条垂直条纹。条纹图案采用索尼生产的 CMOS 传感器进行采集, 其分辨率为 $6.9 \mu\text{m}/\text{像素}$, 图像尺寸为 544×480 像素。几何与硬件结构如图 4 所示。投影系统的视场 (FOV) 为

$22.8 \times 15 \text{ mm}^2$, 而传感器的视场为 $16 \times 14.1 \text{ mm}^2$, 因此部分投影条纹未能完整出现在成像结果中。

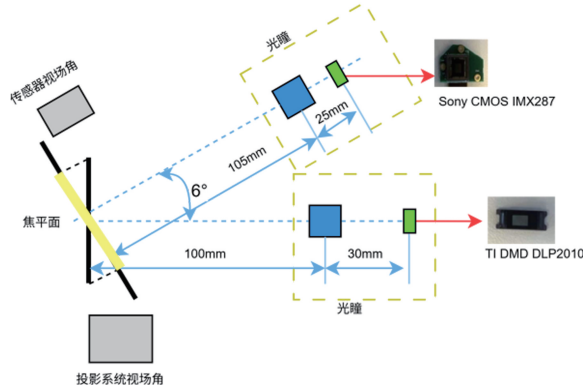


图4 口内扫描仪光学系统结构与参数示意图

此外, 光学几何模型的设计如图4所示: 成像仪位于 xy 平面, 物体与成像仪的距离沿 z 轴方向分布, 条纹在 y 方向保持恒定, 而在 x 方向呈快速变化趋势。该光学几何模型包含投影与成像两个模块的外部参数和内部参数, 相关参数如表1所列。

表1 口内扫描仪中使用的几何参数

参数	符号
镜头(传感器)到物体的距离	d_i
镜头到传感器的距离	a_i
畸变	k_0, k_1, k_2
图像水平中心	u_0, v_0
投影仪与传感器的夹角	Φ
镜头(投影仪)到物体的距离	d
镜头到投影仪的距离	a
投影线与竖直线的夹角	θ
投影仪水平中心	U_s^0

在实际操作中, 由于组装过程中的微小误差, 假设摄像头与投影仪的列方向平行通常难以保证。两者之间会存在一个小角度(见图4)。这个角度 θ 可以通过校正相机传感器的坐标来补偿。具体的系统参数标定沿用了本研究前期提出的高精度校准模型^[22], 并结合 Son 等^[23]的辅助相机策略进行了优化, 补偿公式如下

$$\begin{pmatrix} u_i' \\ v_i' \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{pmatrix} u_i - u_i^0 \\ v_i - v_i^0 \end{pmatrix} \quad (1)$$

设 $\gamma_i = d_i/a_i$, $\gamma_s = d_s/(a_s \sin \phi)$ 假设投影仪上的一个点 (u_s, v_s) 投射到目标坐标系中的三维点 $r = (x, y, z)$, 并且该点被相机成像在 (u_i, v_i) 处。三维点可以通过以下关系式进行重建

$$x = \eta_i \cdot \tau_i = -\eta_i \cdot (d_i - z) \quad (2)$$

$$y = \xi_i \cdot \tau_i = -\xi_i \cdot (d_i - z) \quad (3)$$

$$z = d_i + \tau_i = \frac{a_s \eta_s \gamma_s \tan \phi + a_i \eta_i \gamma_i (\eta_s \tan \phi - 1)}{(\eta_s - \eta_i) + (1 - \eta_s \eta_i) \tan \phi} \quad (4)$$

其中

$$\eta_i = \frac{u_i'}{a_i}, \quad \xi_i = \frac{v_i'}{a_i}, \quad \eta_s = \frac{u_s - u_s^0}{a_s} \quad (5)$$

$$\tau_i = \frac{a_s \eta_s \gamma_s \tan \phi - a_i v_i (\eta_s + \tan \phi)}{(\eta_s - \eta_i) + (1 + \eta_s \eta_i) \tan \phi} \quad (6)$$

在相机标定中, 畸变效应被单独考虑。本研究使用了一个启发式的多项式畸变修正方法来表示

$$z = z + k_0 xy + k_1 xy^2 + k_2 x^3 \quad (7)$$

通过这些修正, 得到的三维位置

(x, y, z) 可以通过以下公式得出

$$r = (x, y, z) = f(\Theta, u_i, v_i, u_s) \quad (8)$$

式中, Θ 代表上述所有参数。

标定中使用带有交叉图案的板进行标定。标定过程如下: 提取每个交叉点在当前位置的观测值 (u_s, v_s, u_s) 。并利用式(8), 计算出相应的校准值 (x', y', z') 。然后, 标定板沿 z 轴方向每次移动 1mm, 获取每个小交叉点在新位置上的测量值 (x', y', z') 。通过明确的尺寸和交叉图案的移动距离, 得到与测量值对应的真实坐标 (x, y, z) 。

1.2 FPP 分组多线编解码算法

本研究提出一种利用组线和多线模式以及逻辑编码来实现明确的 FPP 编解码算法的方法。编码图案共设置有 320 条直线(如图5所示)。在本研究中, 为了确保每一组的相同数量的线不会相互散射, 所有的 320 条线被分成 40 组, 每一组包含 8 根线。

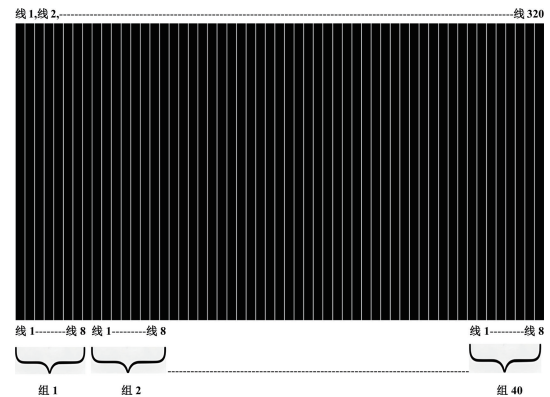


图5 分组多线投影图案示意图

解码过程旨在构建观测像素与投影模式间的映射关系, 完成对各投影线条的类别判定与位置定位

$$u_s = (k - 1) \cdot 8 + m \quad (9)$$

式中, k 是组的索引, m 为多线索索引的标识符。

首先, 将两幅组线图像 (G_1 和 G_2) 与四幅多线图像 ($M_1 \sim M_4$) 投影到牙齿表面。投影的条纹图案如图7(a)、图7(b)所示。通过对组线图像进

行逻辑运算，解算出组索引（Group ID）的候选子集。具体逻辑如下：

（1）子集构建：利用算子 $\max(0, (G_1 - G_2))$ 与 $\max(0, (G_2 - G_1))$ 分别提取子集A与子集B的特征条纹（如图7（c）所示）。图6（a）展示了子集A对应的条纹，其条纹较为稀疏。

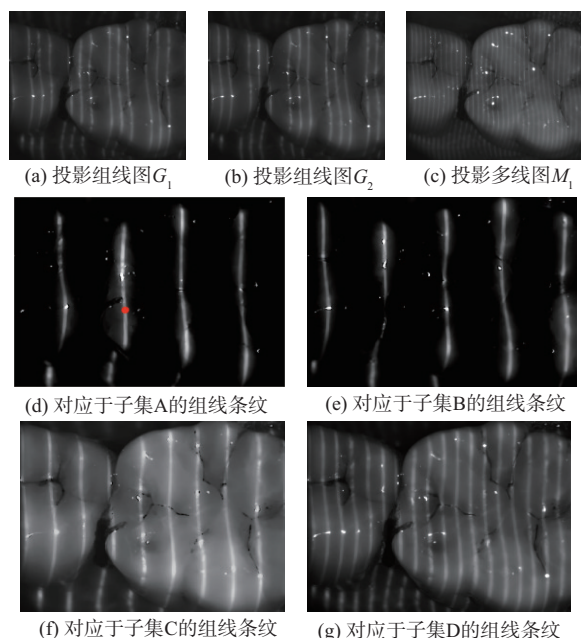


图6 FPP模式解码过程中各图像子集与条纹图像的对应关系

（2）空间约束重组：提取特征坐标 (u_i, v_i) （如图6（d）红点所示）后，结合视场（FOV）空间约束条件（即 $x \in [-8, 8] \text{mm}$, $y \in [-7, 7] \text{mm}$, $z \in [-9, 9] \text{mm}$ ），滤除干扰噪点，完成对子集A与子集B内条纹的初始索引分配。

（3）双邻域参考法：针对由 $G_1 \cap G_2$ 提取的间距较小的子集C条纹（如图7（c））。部分条纹（如图6（f））无法通过三维坐标直接分配组索引。

采用双邻域参考策略进行解析。以已标记的子集A与B为空间拓扑参考，若当图6（c）中的未标记条纹位于子集A的第 n 组与子集B的第 m 组之间时，则通过插值逻辑判定其索引。例如，位于第15组与第19组之间的条纹被判定为第17组。

通过上述逻辑，可实现全场20个奇数组条纹的完整索引分配，为后续高精度三维重建提供拓扑基础。

在完成奇数组索引分配的基础上，通过多线模式 M_1 进一步解析余下的20个偶数组索引。 M_1 模式的条纹分布与各组第5条投影线重合，涵盖了全场40组的基准位置。

（1）全组索引补全：利用逻辑运算 $M_1 \cap A \cup B \cup C$ 提取子集D（见图6（d）），针对尚未标记的偶数组条纹，继续沿用双邻域参考策略进行分配。例如，若待测条纹处于第11组与第13组索引之间，则判定其属于第12组。至此，完成全场共40组组索引的标定。

（2）线索索引（Line ID）精细化解析：各投影条纹的绝对索引 u_i 可通过组索引与线位置映射关系计算。以 M_1 为例，其每组只投影第5条线。所以多线图 M_1 中第16组所投影的条纹索引为 $u_i = (16 - 1) \cdot 8 + 5$ 。然后，可以使用双邻域参考法为第一幅多线图像中的所有条纹分配组索引。同理，对于仅投影每组第1条线的模式，若某条纹位于第15组与第16组索引之间，则根据空间邻接关系将其判定为第16组，其绝对索引 $u_i = (16 - 1) \cdot 8 + 1$ 。依此类推，通过 M_3 与 M_4 模式的递归解析，可最终实现全场所有条纹绝对索引的完整分配。

（3）鲁棒性分析与运动补偿：由于各多线模式中相邻条纹的物理间距保持在8个照明像素，有

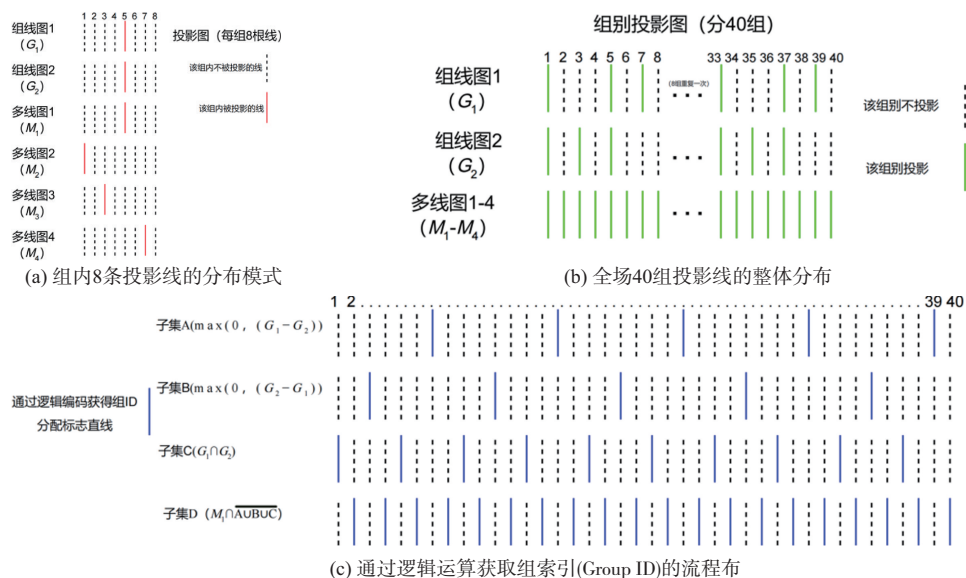


图7 组多线算法编码模式与逻辑判定流程图7 组多线算法编码模式与逻辑判定流程

效避免了牙齿次表面散射引起的通道串扰。相比于传统相位测量轮廓术 (Phase Measurement Profilometry, PMP) 需通过多帧相移图解算相位, 本方法通过单幅多线图直接提取 u_s , 规避了相位级次划分误差, 提升了重建精度。针对口内扫描过程中的微小抖动, 引入迭代最近点 (Iterative Closest Point, ICP) 算法对各多线模式生成的子点云进行精细配准, 确保了动态扫描场景下的数据一致性。

1.3 条纹图像处理和条纹中心检测

由于唾液、牙釉质、金属义齿等因素的影响, 捕捉到的图像中的线结构会出现散射, 并且对比度较低。因此, 为了精确地检测线峰, 需要进行条纹结构的处理。尽管 Xu 等^[24]和 Li 等^[25]近期提出了自适应投影与事件驱动的重建方法, 但为了适应手持设备的实时性, 本文提出了一种基于 Hessian 矩阵的自适应图像增强方法。

矩阵 H 的两个特征值 λ_1 和 λ_2 可以通过公式计算

$$\lambda_{1,2} = \frac{I_{xx} + I_{yy} \pm \sqrt{(I_{xx} - I_{yy})^2 + 4(I_{xy})^2}}{2} \quad (10)$$

式中, I_{xx} 、 I_{xy} 、 I_{yx} 和 I_{yy} 是 $f(x, y)$ 的四个二阶偏导数。

待增强的条纹图像背景均匀, 背景部分二阶偏导数响应较小, 而条纹部分二阶偏导数响应显著 (如图 8 (e) ~ (g) 所示)。因此, 条纹像素的 Hessian 矩阵中的两个特征值一个比较大, 另一个比较小。设定 $|\lambda_1| < |\lambda_2|$, 其中 λ_1 对应图像灰度变化极小的切线方向, 这与 Wang 等^[26]提出的高灵敏度条纹角度计算思路相符。 λ_2 则对应灰度变化剧烈的法线方向。

滤波增强算法的线结构相似性函数如下

$$\text{out} = \left(1 - \exp\left(-\frac{S^2}{2c^2}\right) \right) / \exp\left(\left(\frac{R}{\beta}\right)^2\right) \quad (11)$$

式中, $R = (|\lambda_1|/|\lambda_2|)$ 为特征值比, $S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$ 为特征值范数, 在物理意义上, R 反映了局部结构的各向异性程度, 用于精准区分线状条纹与各向同性的背景噪声; S 反映了局部信号的能量强度 (对比度), 用于表征条纹特征的清晰程度, 并引导滤波器对低对比度区域进行自适应增益补偿。

β 和 c 是控制 R 和 S 灵敏度的阈值参数。在本研究中, β 固定为 0.5。参数 c 是自适应的并取决于图像的局部特征。在研究中, 每幅多线图像中相邻条纹之间的距离大约为 12 个像素。用于特征计算的感兴趣区域 (Region of Interest, ROI) 的大小为 13×13 , 中心为 (x, y) 。 H_i 是 ROI 中灰度级 i 的累积直方图。最大和最小灰度值分别为 $G_{\max}$ 和

$G_{\min}$ 。为规避镜面反射产生的异常极值点干扰, 通过定义灰度级范围 $[G_a, G_b]$ 约束特征计算区间。定义如下

$$H_{G_a} = H_{G_{\min}} + \zeta \quad (12)$$

$$H_{G_b} = H_{G_{\max}} - \zeta \quad (13)$$

$$c = G_b - G_a \quad (14)$$

式中, $\zeta = 0.05H_{G_{\max}}$, 图 8 (h) 显示了参数 c 对每个像素的增强。将结构相似性函数式 (11) 代入后, 得到新的自适应滤波响应函数。图 8 (b) 显示了最终的自适应增强结果。

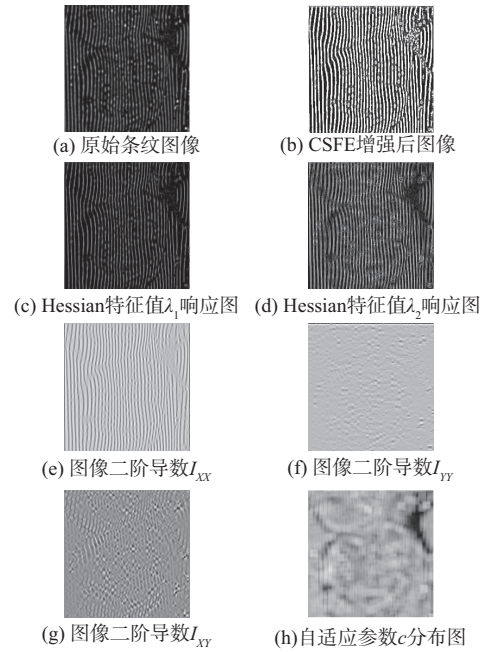


图8 基于 Hessian 矩阵的一致条纹特征增强 (CSFE) 算法处理过程分解

1.4 点云和网格生成

通过匹配和注册多个单独场景点云的束, 得到了完整的弓形点云。本研究采用快速点特征直方图 (Fast Point Feature Histogram, FPFH)^[11] 进行粗配准, 并使用迭代 ICP 算法进行精细匹配, 以评估重建完整的弓形点云的时间消耗和精度。

粗匹配基于在某些关键点处具有低分辨率属性的要素。使用的特征是通过组合法线和曲率信息生成一个 33 维的直方图。精细匹配基于 ICP, ICP 通过最小化两点云中最近点对应距离的最小二乘和来优化姿态。

在曲面重建阶段, 本研究采用泊松重建 (Poisson Reconstruction) 算法将离散点云转化为连续网格。该方法属于基于隐式函数的重建范畴, 通过定义示性函数表征模型内外的空间分布, 并将重建问题转化为泊松方程的求解过程, 进而提

取最优等值面。泊松重建结合了全局拟合的稳健性与局部细节的还原能力，能够有效生成闭合且平滑的牙体网格模型。

2 实验结果

2.1 数据收集

本研究对基于结构光的口腔三维编解码方法进行了实验验证，评估了其效率和准确性。本实验使用 2D 的 FPP 图像采集了多个数据集，并在计算机上进行图像处理和三维重建。图 9 展示了一个真实情况下测量石膏牙模的示例，结果表明详细信息得到了较好的保留。图 10 则展示了口内测量的例子，通过将口腔三维扫描探头插入口腔并移动，成功获得了完整的牙弓三维点云数据。

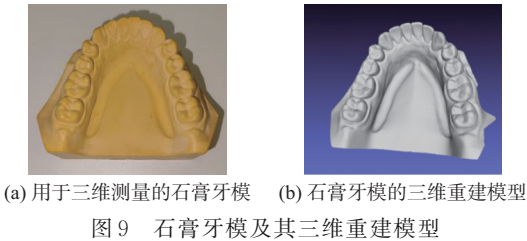


图 9 石膏牙模及其三维重建模型

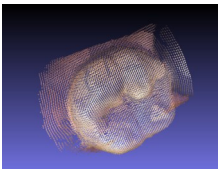


图 10 口内牙齿三维点云数据示例

本实验选择了两名合格的志愿者，一名使用带有金牙的石膏模型，另一名使用带有植入体扫描体的石膏模型，进行三维测量。每个完整的牙弓包含 800 至 1300 个单独的场景。每个场景采集 7 张图像，分别包括 4 张多线图像、2 张组线图像和 1 张彩色图像。表 2 总结了每个扫描对象的场景数量。每个样本扫描两次。根据表 2，口内扫描获得的场景数量显著高于模型扫描。

表 2 实验中测量产生的数据

测量对象	场景数(第一次扫描)	场景数(第二次扫描)
石膏牙模	896	847
带有扫描体的铸件	1032	954
志愿者 1 口腔上牙	1301	1156
志愿者 1 口腔下牙	1369	1189
志愿者 2 口腔上牙	1230	1212
志愿者 2 口腔下牙	1293	1241

2.2 FPP 解码

本研究提出了一种基于组线图像的编解码策略，用于实现口内复杂场景下的高可靠条纹信息提取。首先，从采集的两个组线图像中提取线型数据。然后为确保解码的准确性，需将数据分为

若干子集，并为每个子集分配参考线。每个子集中的条纹在三维空间中的坐标范围被限定，以便通过正确的组标识符对它们进行解码。

具体来说，通过限制重建的三维点的坐标范围，可以使用适当的组标识符来解码每个子集中的点。随后，通过交叉检查不同子集之间的组标识符，进一步细化解码过程。在多个包含不同组标识符的多线图像中，利用交叉检查，可以将点与正确的参考线匹配，从而确保每个点都被正确解码。

最终，通过结合多个具有不同标识符的多线图像，能够准确地解码出场景中的条纹信息。相同标识符的点将被归类到同一条线，确保解码结果的一致性和准确性。这种方法能够有效地从口腔场景中提取完整的三维条纹信息，为后续的分析 and 建模提供可靠的数据支持。

2.3 条纹图像增强

为了突出条纹信息并减少背景干扰，本研究采用帧差法对相邻帧图像进行处理，以提取条纹信息（如图 11 (c) 所示）。结果表明，背景已被有效滤除，条纹信息得以保留。

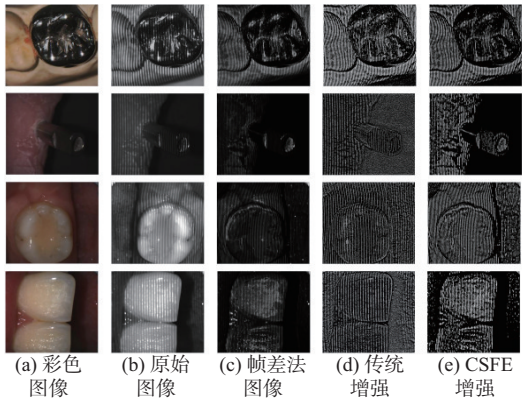


图 11 CSFE 算法与传统方法在多种牙齿表面情况下的条纹增强效果对比(第一行金属牙，第二行种植体,第三行口腔白齿,第四行口腔门牙)

影响条纹图像质量的四个主要因素：分别为牙釉质表面的半透明与反射特性、被反光物体覆盖的牙齿、附着在牙齿上的唾液，以及不均匀光照引起的亮暗条纹。如图 11 第一行所示，金属区域的镜面反射特性使得摄像机难以捕捉反射的条纹图案。传统增强方法（如卡尔曼滤波^[15]或非线性强度调整^[16]）将这些图案视为噪声并进行抑制，而 CSFE 方法基于图像局部特征自适应调整参数，成功增强了金属区域的条纹信息（如图 11 (e) 所示）。

第二行展示了带有扫描体的铸件示例。在种植区域，由于石膏和塑料的反射差异，条纹对比度较低。应用该方法后，其他区域的条纹对比度

变得均匀（如图 11（e）所示）。图 11 的第三和第四行展示了口内的示例，图像中存在大量唾液和牙釉质，导致条纹图案受到散射噪声的影响并影响了相邻条纹。传统增强方法无法均匀提高条纹对比度（如图 11（d）所示）。而 CSFE 算法能够在不同条件下有效增强条纹图像，且在不同对比度和亮度区域内均取得一致的增强效果。

2.4 三维点云比较

根据从结构光条纹中提取的牙齿表面的三维信息，可以计算出牙齿表面的三维坐标。点云是物体表面许多点的数据集合，点云的精度决定了牙齿三维重建的准确性。处理口内条纹图像后生成的可视化三维点云如图 12 所示。可以看出，本文所提方法在处理条纹图像后可以获得更多的点，点云更加密集，点云的整体细节保留得更好。

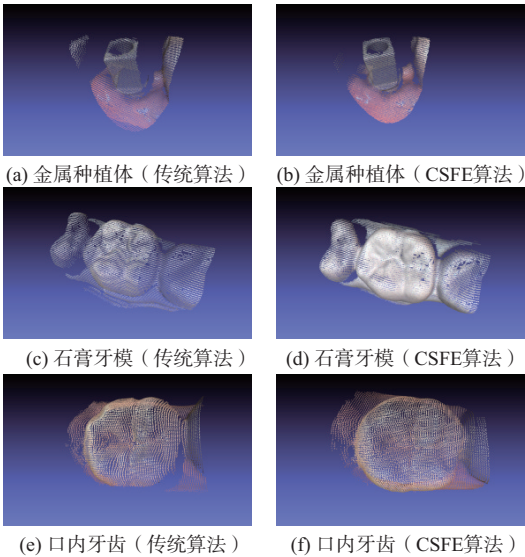


图 12 不同算法重建的三维点云对比

2.5 与传统 FPP 编码方式对比

图 13 显示了本研究中使用的方法与传统相移方法在口内扫描的对比结果。实验表明。在慢速扫描状态下，传统相移法仍然能够获得相对完整的扫描数据。但受牙齿散射引起的噪声干扰，其重建精度显著低于本研究方法。图 14 对比了快速扫描场景下的表现，由于传统相移法易受扫描仪抖动影响产生运动伪影，导致点云噪声剧增并诱发拼接失败。相比之下，本研究方法在同等动态条件下仍能获取高精度点云，确保了扫描的连续性与完整性。

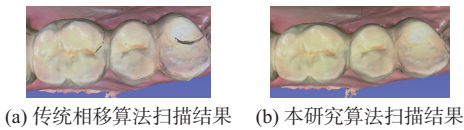


图 13 低速移动下本研究算法与传统相移算法口腔扫描结果对比

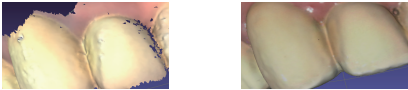


图 14 快速移动下本研究算法与传统相移算法口腔扫描结果对比

此外，对比近年主流的前沿重建方法如自适应投影^[24]与事件驱动技术^[25]，以及基于深度学习的方案^[13,16],本算法在口内扫描场景中表现出更强的综合优势。虽然深度学习在处理特定数据集时具有较强的重建潜力，而自适应方案在处理极高动态范围场景时表现优异，但此类方法在面对口内复杂的金属反射及个体散射差异时，往往面临泛化能力受限、系统复杂度高或推理算力开销大等挑战。

相比之下，本研究所提的分组多线编码与 CSFE 算法基于确定性的物理特征增强与几何约束，无需海量标注数据训练及昂贵的硬件端算力支持。在保持 15~25 μm 临床精度的同时，该算法架构更符合便携式扫描设备在低功耗硬件环境下对轻量化与高实时性的苛刻要求。

2.6 性能评估

表 3 总结了点云捆绑场景配准的性能，用于生成全弓点云。使用本研究提出的新方法，单个场景的测量 3D 点云与采用先前方法获得的点云进行了高度准确的对比。因此，所有场景匹配的平均值和标准均方误差显著降低。

表 3 全牙弓配准精度的评估和对比

牙弓类型		所有场景的 ICP 均方误差的平均值/ μm		所有场景的 ICP 均方误差的标准差/ μm	
		CSFE	经典方法增强	CSFE	经典方法增强
石膏模型	1	18.8	24.1	2.0	2.3
	2	17.5	23.9	1.8	2.0
带扫描体的牙模	1	20.3	24.4	2.2	2.3
	2	20.9	24.6	2.1	2.4
真实口腔 1(上)	1	25.3	35.0	2.8	3.2
	2	24.9	34.5	2.7	3.3
真实口腔 1(下)	1	26.6	35.3	2.6	3.3
	2	27.2	26.4	2.8	2.9
真实口腔 2(上)	1	26.9	33.3	3.2	3.6
	2	28.8	35.6	3.4	3.4
真实口腔 2(下)	1	24.4	37.9	2.9	3.5
	2	26.3	39.1	3.2	3.7

表 4 比较了匹配成功率和平均匹配时间的性能。这是因为对于单个场景来说，点数和细节更多。失败匹配的数量要低得多，特别是在口腔扫描中。平均匹配时间略有减少。这是因为大部分匹配时间消耗在快速点特征直方图过程上。直方

图特征提取是相同的。ICP 迭代步骤少于经典图像增强方法。

表 4 全牙弓配成功率与时间的评估和对比

牙弓类型		匹配失败的场景数/ μm		匹配所用平均时间/ μm	
		CSFE	经典方法 增强	CSFE	经典方法 增强
石膏模型	1	25	38	23	26
	2	31	44	23	27
带扫描体的牙模	1	33	43	24	26
	2	35	48	25	25
真实口腔 1(上)	1	44	81	23	26
	2	43	79	26	26
真实口腔 1(下)	1	51	86	24	28
	2	49	92	23	27
真实口腔 2(上)	1	58	101	26	28
	2	62	81	25	27
真实口腔 2(下)	1	54	103	24	26
	2	63	99	24	28

2.7 全牙弓的精度评估

依据 ISO5725-1 与 ISO12836 牙科数字化标准^[27]，测量精度由正确度（Trueness）与精密度（Precision）共同表征。前者衡量测量值与参考值的偏差，后者衡量多次测量结果间的一致性。与传统印模技术（ISO4823）依赖有限点对间的线距离评估不同，数字印模采用全场 3D 模型偏差分析。

评估流程首先利用粗配准算法将待测点云与参考点云粗略对齐，随后通过 ICP 算法或其变种进行精细配准。当迭代收敛后，两点云对应采样点间的均方根误差或平均距离即被定义为重建偏差。通过该全场评估模型，可实现对数字牙体形态精度的量化分析。

表 5 总结了从石膏模型和铸型模型扫描的全牙弓与真实模型之间的准确度评估。通过使用本研究提出的增强方法，全牙弓的准确度显著提高。

表 5 全牙弓扫描数据与参考模型的误差评估与对比

全牙弓/ 平均误差	石膏模 型 1/ μm	石膏模 型 2/ μm	带扫描体的 牙模 1/ μm	带扫描体的 牙模 2/ μm
CSFE	19.312	21.265	21.744	21.967
经典方法增强	27.122	27.688	31.221	32.482

表 6 总结了相互扫描的真实口腔内全牙弓的精度评估。由于目前无法获得口腔内的真实模型，因此，本实验通过相互比较两组扫描的全弓来评估精密度。使用本研究的方法，最终的精密度也得到了改善。

图 15 展示了完整牙弓的两个扫描印象。图 15 (a) 是通过口腔内扫描获得的，前牙和磨牙的前沟部

分的牙石更为清晰。图 15 (b) 则是从石膏模型上获取的。模型表面有锋利的边缘，这有助于医生进行植入和修复操作。

表 6 同一口内两次全牙弓扫描数据精度差异

全牙弓/ 平均误差	志愿者 1 (上牙)/ μm	志愿者 1 (下牙)/ μm	志愿者 2 (上牙)/ μm	志愿者 2 (下牙)/ μm
CSFE	26.482	28.363	30.322	29.364
经典方法增强	39.525	38.514	41.217	40.114



(a) 口内扫描数据 (b) 石膏牙模扫描数据

图 15 真实全牙弓扫描模型结果示例

3 结 论

3.1 实验结果讨论

本研究提出了一种针对口腔三维重建的高性能方法，在 PC 端（Intel i7 2.3GHz 处理器、Nvidia 4060GPU）重建单个场景点云的时间大约为 20ms。在连续扫描模式下，系统通过并行处理架构实现了流式重建，单帧条纹解码耗时约 12ms，点云配准与全局位姿更新耗时控制在 15ms 以内，确保了 30fps 以上的动态拼接帧率，处理全牙弓数据的平均时延波动小于 3ms，满足临床实时反馈需求。

与经典的相位移法相比，该方法通过分组编码策略仅需 $N+2$ 幅图像即可完成解码，能有效抑制设备抖动与光源噪声。实验表明，采用 CSFE 增强算法后，全牙弓配准的平均误差降至 15~25 μm ，且匹配失败场景数减少约 40%。显著提升了高反射、低对比度区域的条纹信噪比。

针对极端应用场景，本算法展现出较强的性能边界：在全口金属修复体（如金合金冠）的高反射表面，CSFE 算法通过自适应阈值调节仍能提取完整条纹；在重度唾液干扰下，凭借 8 像素的物理间距设计，算法有效规避了光散射引起的拓扑错误。虽在上述条件下重建精度略有下降，但仍维持在 30 μm 以内的临床可接受范围。

实验设计旨在验证所提出方法的准确性，进而提高印模的可靠性。这些细节将帮助医生在临床治疗中制作更加精确的义齿。此外，现有的扫描效率研究多聚焦于局部牙齿区域^[2,3]。且缺乏全牙弓扫描完整性的客观判定标准。无法横向评估扫描速度。

未来进一步的研究汞合金、陶瓷、铸造金属及复合树脂等不同基材对测量准确性的影响。以建立更全面的扫描速度与精度评估体系。

3.2 总结

本研究提出了一种基于分组多线编码与特征增强的口内三维测量技术。该编码有效消除了设备抖动、唾液散射及镜面反射对重建质量的影响。通过改进的条纹处理方法,成功实现了高密度、高精度的三维点云重建,增强了牙齿细微结构的特征保留。实验结果验证了系统在连续扫描下的流式实时性能及极端环境下的稳健性。未来工作将聚焦于算法的算力进一步优化,并探索其在高反射、半透明生物组织重建中的推广潜力。

参考文献:

- [1] Logozzo S, Zanetti E M, Franceschini G, et al. Recent advances in dental optics—Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2014, 54: 203—221.
- [2] Vitai V, Németh A, Solyom E, et al. Evaluation of the accuracy of intraoral scanners for complete-arch scanning: a systematic review and network meta-analysis[J]. *Journal of Dentistry*, 2023, 137: 104636.
- [3] Gehrke P, Rashidpour M, Sader R, et al. A systematic review of factors impacting intraoral scanning accuracy in implant dentistry with emphasis on scan bodies[J]. *International journal of implant dentistry*, 2024, 10(1): 20.
- [4] Revilla-León M, Kois D E, Kois J C. A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors [J]. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2023, 35 (1): 230—240.
- [5] Zuo C, Feng S, Huang L, et al. Phase shifting algorithms for fringe projection profilometry: a review[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2018, 109: 23-59.
- [6] Zuo C, Tao T, Feng S, et al. Micro fourier transform profilometry (μ FTP): 3D shape measurement at 10,000 frames per second[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2018, 102: 70—91.
- [7] Chen X, Wu J, Fan R, et al. Two-digit phase-coding strategy for fringe projection profilometry[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2020, 70: 1—9.
- [8] Feng Z, Man D, Song Z. A pattern and calibration method for single-pattern structured light system[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2019, 69(6): 3037—3048.
- [9] Yang J, Xian K, Wang P, et al. A performance evaluation of correspondence grouping methods for 3D rigid data matching [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2019, 43(6): 1859—1874.
- [10] Bustos A P, Chin T J. Guaranteed outlier removal for point cloud registration with correspondences[J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2017, 40(12): 2868—2882.
- [11] Li Y, Zhou J, Mao Q, et al. Line structured light 3D sensing with synchronous color mapping[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2020, 20(17): 9796—9805.
- [12] Zhao X, Yu T, Liang D, et al. A review on 3D measurement of highly reflective objects using structured light projection[J]. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2024, 132(9): 4205—4222.
- [13] Shen M, He L, Zhang H, et al. Deep learning based measurement accuracy improvement of high dynamic range objects in fringe projection profilometry[J]. *Optics Express*, 2024, 32 (20): 35689—35702.
- [14] Cui J, Chen Z, Li X, et al. Adaptive high dynamic range 3D shape measurement based on time-domain superposition[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2025, 187: 108873.
- [15] Chen W, Feng S, Yin W, et al. Deep-learning-enabled temporally super-resolved multiplexed fringe projection profilometry [J]. *Photonix*, 2024, 5(1): 25.
- [16] Liu H, Yan N, Shao B, et al. Deep Learning in Fringe Projection: a Review[J]. *Neurocomputing*, 2024, 581: 127493.
- [17] Nguyen A, Wang Z. Single-shot 3D reconstruction via nonlinear fringe transformation: supervised and unsupervised learning approaches[J]. *Sensors*, 2024, 24(10): 3246.
- [18] Nguyen H, Novak E, Wang Z. Accurate 3D reconstruction via fringe-to-phase network[J]. *Measurement*, 2022, 190: 110663.
- [19] Ma M, Qin F, Jia Y, et al. High dynamic range fringe projection profilometry with binary fringes differencing demodulation [J]. *Optics Express*, 2025, 33(5): 10965—10980.
- [20] Sharma S, Kulkarni R, Ajithaprasad S, et al. Fringe pattern normalization algorithm using Kalman filter[J]. *Results in Optics*, 2021, 5: 100152.
- [21] Sun Z, Jin Y, Duan M, et al. 3-D measurement method for multireflectivity scenes based on nonlinear fringe projection intensity adjustment[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2021, 70: 5012614.
- [22] Chen S. Calibration of intraoral 3-D measurement system using consummated model combined with highly accurate data pairs [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2023, 72: 1—13.
- [23] Son S, An Y, Hyun J. Quasi-calibration method for structured light system with auxiliary camera[J]. *Optics & Laser Technology*, 2024, 179: 111369.
- [24] Xu S, Feng T, Xing F. Three-dimensional measurement method for high dynamic range surfaces based on adaptive fringe projection[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2023, 72: 1—11.
- [25] Li Y, Jiang H, Xu C, et al. Event-driven fringe projection structured light 3D Reconstruction based on time-frequency analysis[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2024, 24(4): 5097—5106.
- [26] Wang H, He X, Wei Z, et al. Calculation of fringe angle with enhanced phase sensitivity and 3D reconstruction[J]. *Sensors*, 2024, 24(22): 7234.
- [27] International Organization for Standardization. ISO 12836: 2015. Dentistry — digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations — test methods for assessing accuracy[S]. Geneva: ISO 2015.