

文章编号 1004-924X(2026)04-0686-14

基于虚拟光场采集的医学影像立体显示技术

邓莉巾^{1,2*}, 陈 宁^{1,2}, 谷岳佳楠¹

(1. 长春理工大学 人工智能学院, 吉林 长春 130022;

2. 长春理工大学中山研究生院, 广东 中山 528400)

摘要:为提升医学影像的三维可视化效果与裸眼立体显示性能,本文提出一种基于虚拟光场采集的医学影像光场显示方法。首先,以医学断层图像数据为基础,采用预处理算法处理原始图像数据,结合表面重建与改良版的二次误差度量简化算法,实现了构建轻量化三维医学模型的同时又保留了其关键结构特征。然后,针对传统光场采集方式受限的问题,进一步设计了一种基于计算机图形学的虚拟相机阵列构建策略,在不依赖物理光学设备的前提下实现高质量虚拟光场内容生成。最后,通过多视角渲染技术对简化后的三维模型进行光场采集场景搭建,优化了光场图像的采集效率与空间分辨率。实验结果表明,最终在医学模型渲染开销下降 90.16% 的情况下,模型的几何精度仅损失 4.06%,针对两个光学实验平台,虚拟光场采集系统的渲染效率分别达到了 9.83 FPS(帧/秒)和 9.57 FPS,光场基元图像生成效率大幅提升,基本满足了实时性采集要求。所提方法在保证医学模型几何精度的同时显著降低了模型复杂度,并有效提升了虚拟光场显示的质量与实时性。

关键词:医学影像;光场显示;虚拟光场采集;三维可视化

中图分类号: TN919.81; TP391.41 **文献标识码:** A

doi: 10.37188/OPE.20263404.0686

CSTR: 32169.14.OPE.20263404.0686

Stereoscopic display technology of medical images based on virtual light field acquisition

DENG Lijin^{1,2*}, CHEN Ning^{1,2}, GU Yuejiannan¹

(1. School of Artificial Intelligence, Changchun University of Science and Technology,

Changchun 130022, Jilin, China;

2. Zhongshan Graduate School, Changchun University of Science and Technology,

Zhongshan 528400, Guangdong, China)

* Corresponding author, E-mail: denglijin@cust.edu.cn

Abstract: To improve the 3D visualization effect and autostereoscopic display performance of medical images, this paper proposed a light field display method for medical images based on virtual light field acquisition. First, based on medical tomographic image data, preprocessing algorithms were adopted to process the original image data. Combined with surface reconstruction and the improved Quadric Error Metrics (QEM) simplification algorithm, a lightweight 3D medical model was constructed while its key structural

收稿日期: 2025-12-03; 修订日期: 2026-01-07.

基金项目: 吉林省科学技术厅科技发展计划项目(No. YDZJ202301ZYTS411); 吉林省教育厅科学研究项目(No. JJ-KH20250537KJ); 中山市科技局引进科研创新团队项目(No. CXTD2023005)

features were preserved. Then, aiming at the limitations of traditional light field acquisition methods, a virtual camera array construction strategy based on computer graphics was further designed. It generated high-quality virtual light field content without relying on physical optical equipment. Finally, the light field acquisition scene was built for the simplified 3D model using multi-view rendering technology. It optimized the acquisition efficiency and spatial resolution of light field images. Experimental results show that the rendering overhead of the medical model is reduced by 90.16%. And the geometric accuracy of the model is only lost by 4.06%. The virtual light field acquisition system achieved rendering efficiencies of 9.83 frames per second (FPS) and 9.57 FPS on the two optical experimental platforms, respectively, with a substantial enhancement in the generation efficiency of elemental images, thereby largely fulfilling the real-time acquisition criteria. The proposed method significantly reduces the model complexity while ensuring the geometric accuracy of the medical model, and effectively improves the quality and real-time performance of virtual light field display.

Key words: medical image; light field display; virtual light field acquisition; 3D visualization

1 引言

传统的二维医学图像(如CT)虽然能够提供高分辨率的断层信息,但缺乏直观的空间结构表达能力,难以满足临床对病灶区域空间定位、形态分析以及手术规划等多维度需求^[1]。光场显示技术是裸眼3D显示技术的一个分支,它可以为观看者提供全视差、视点连续的彩色真三维图像,无需辅助设备可直接进行立体影像的观看。因此将医学影像三维重建和光场显示技术相结合,实现病灶图像的裸眼3D显示,可以为医疗领域的数字影像诊断提供一种先进的、高效的解决方案,促进医疗技术的发展和进步。

在医学影像三维重建与模型简化领域,国内外均开展了大量针对性研究并取得显著成果, Garland 和 Heckbert 提出的二次误差度量(Quadratic Error Metrics, QEM)算法被广泛应用于医学影像三维模型的简化处理,大幅提升了后续渲染性能^[2];2023年杨丽婷等人提出的改进全局引导路径网络 MultiResHNet,显著提升了重建效率与精度^[3]。光场显示系统的研究核心围绕大景深、高帧率、适应性渲染、高分辨率、宽视场角等关键技术方向展开^[4-14]。Kotaro Inoue 等人在2018提出一种考虑投影空白区域的基元图像像素重排技术(Primitive Element Rearrangement Technique, PERT),以修正传统PERT中的三维图像尺寸偏差问题^[15];2021年王琼华教授团队实现了交互式3D图形通过360°环绕显示器的实时呈

现^[16];2022年北京邮电大学陈莹莹等人基于逆向光线追踪算法,构建集成成像仿真场景并优化相关参数^[17-18]。

目前,要实现实时的医学影像光场显示,主要有以下两个技术难点:首先,医学影像三维模型在实时渲染方面受到限制;其次,实现医学影像光场显示需要采集三维模型的光场基元图像。传统的透镜阵列采集在采集速率和整体精度方面表现较差,而计算机虚拟相机阵列采集方法尚未形成标准化的技术体系。

针对上述技术难点,本文提出一种针对医学影像的三维光场图像采集方法。该方法以医学断层图像为基础,首先通过表面重建算法构建三维医学模型,并引入网格简化算法——融合局部曲率信息作为约束因子,实现对模型的轻量化处理,从而在保证几何精度的前提下显著降低模型复杂度;其次,设计了一种基于坐标映射的虚拟光场采集系统构建策略,在不依赖物理光学设备的前提下,通过多视角渲染与参数优化手段搭建虚拟光场采集场景,进一步提升光场图像的空间分辨率与采集效率。

2 医学三维模型的重建与简化

因为三维模型光场显示的特殊性,对于重建出的医学影像三维模型,在其渲染方式,模型体积大小,分辨率等方面有着特殊性的要求。针对这一问题,需要对重建出的三维模型进行针对性

的优化。为了在尽量保持模型质量的前提下,降低三维模型在构建光场场景时的性能开销以及提高交互的实时性,主要采取了改进的 QEM 网格简化算法来简化模型。

2.1 医学影像三维重构

在移动立方体(Marching Cubes, MC)算法的三维重建中,面绘制过程的核心是等值面提取——该算法重建的三维曲面网格模型本质为等值面,即由影像中灰度值相同的像素点构成的连续曲面^[19]。由于实际医学影像中,像素灰度值恰好等于预设阈值的情况极少,直接提取等值面存在困难,因此需通过插值方法精确求解灰度值与阈值相等的等值点,为曲面构建提供基础。作为体素级面绘制算法,MC 算法的最小处理单元是“立方体体素”,由相邻断层图像中上下对应位置的各四个相邻像素点组合而成(如图 1 所示),所有重建运算均围绕该单元展开。

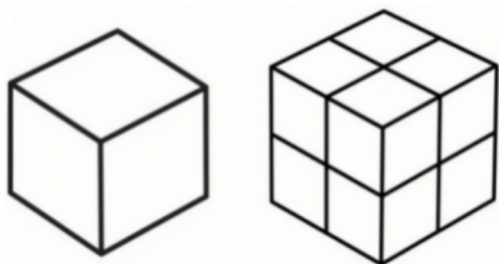


图 1 体素立方体示意图

Fig. 1 Schematic diagram of voxel cube

MC 算法的核心逻辑是:先将立方体 8 个顶点的灰度值与等值面阈值逐一比对,根据顶点灰度值与阈值的大小关系,可将立方体划分为 256 种状态,再通过反对称性和旋转对称性归纳为 15 种基本拓扑构型(如图 2 所示),显著降低计算复杂度。为实现快速重建,算法预设了边索引表和三角面片索引表:边索引表含 256 组 12 位二进制数据,标识 12 条边与等值面的相交情况,据此通过线性插值可求得交点的空间坐标及梯度值;三角面片索引表同样含 256 组数据,每组用 16 个数值表示,明确三角面片的构成边交点及数量,多余数值作为哨兵结点用于校验。算法通过遍历所有立方体体素,依据拓扑构型

调用两套索引表完成交点求解与三角面片拼接,最终形成完整等值面网格,提取完成后即可对三维模型进行保存或渲染,为医学影像三维可视化提供支撑。

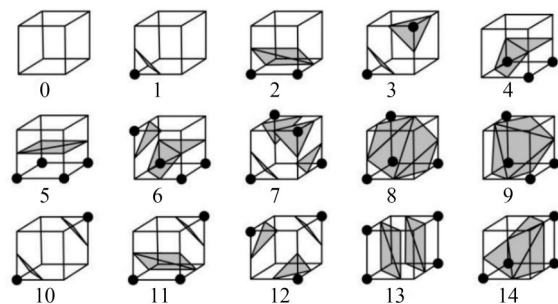


图 2 MC 算法的 15 种拓扑结构图

Fig. 2 Fifteen topological structure diagrams of MC algorithm

2.2 改进的二次误差度量网格简化算法

二次误差度量是用于网格简化的一种高效且广泛应用的算法,旨在通过减少多边形数量的同时尽可能保留原始模型的关键几何特征^[20]。QEM 的核心在于精确量化每个顶点移动所带来的几何误差,并基于此选择最优的边折叠顺序和位置,从而实现高质量的网格简化。

在 QEM 算法中,每个顶点 v 被赋予一个误差度量矩阵 $Q(v)$,该矩阵量化了将顶点移动到任意位置时引起的几何误差。对于初始网格中的每个三角形面片,可以构造一个对应的二次误差矩阵 Q_f 来表示该平面对应的误差。如果平面方程为 $Ax + By + Cz + D = 0$ 则对应的误差矩阵为:

$$Q_f = \begin{bmatrix} A^2 & AB & AC & AD \\ AB & B^2 & BC & BD \\ AC & BC & C^2 & CD \\ AD & BD & CD & D^2 \end{bmatrix}. \quad (1)$$

对于每个顶点 v ,其误差度量矩阵 $Q(v)$ 是所有包含该顶点的平面的误差矩阵之和。这反映了顶点相对于周围平面的整体误差情况。当考虑将一条边进行折叠(即将两个端点合并成一个新的顶点)时,选择最佳的新顶点位置至关重要。假设边的两个端点分别为 v_1 和 v_2 ,合并后的新顶点位置应使得整体误差最小化。这个新位置可以通过求解以下优化问题得到:

$$v_{\text{new}} = \operatorname{argmin}_v (Q(v_1) + Q(v_2))v. \quad (2)$$

普通的QEM的网格简化过后,能够有效的降低其三角面片的数量,从而提高渲染的速度,但普通QEM算法在几何保真度和特征保留能力上又有所欠缺,因此本文进一步引入模型局部曲率信息作为约束因子,来保留模型重要集合特征。

使用以下方式之一来估计每个顶点的局部曲率:

$$K(v) = \frac{1}{|N(v)|} \sum_{f \in N(v)} \|n_f - n_c\|, \quad (3)$$

其中: $N(v)$ 是顶点 v 所属的所有邻接面; n_f 是面 f 的单位法向量; n_c 是顶点 v 的平均法向量; $K(v)$ 表示顶点 v 处的局部曲率值。

将原始误差矩阵乘上一个曲率加权因子,使得高曲率区域的误差更敏感。新的误差矩阵定义如下:

$$Q'(v) = Q(v) \cdot w(K(v)), \quad (4)$$

其中, $w(K(v))$ 是曲率权重函数,可以表示为:

$$w(K(v)) = 1 + a \cdot K(v), \quad (5)$$

其中, a 是一个可调参数,用于控制曲率影响的强度。

考虑曲率后,新的边折叠优化目标为:

$$v_{\text{new}} = \underset{v}{\operatorname{argmin}} \left[v^T \left(w(K_1)Q(v_1) + w(K_2)Q(v_2) \right) v \right]. \quad (6)$$

这是一个标准的二次规划问题,其解析解可以直接计算出来,确保了新顶点的位置能够最大程度地减小几何误差。

每次执行边折叠操作后,需要更新受影响顶点的误差度量矩阵。具体来说,就是重新计算与新顶点相连的所有平面的误差矩阵,并将其累加到新顶点的误差度量矩阵中。为了高效地找到下一个要折叠的最佳边,使用优先级队列来维护所有候选边及其对应的最小化误差值。每次从队列中取出具有最低误差的边进行折叠,并更新相关顶点的误差度量后,再将新生成的边加入队列。

3 基于坐标映射的虚拟光场采集系统

光场显示的基本原理是通过记录与复现光线的位置和方向的双重信息(即光场),让观看者

双眼接收到与真实三维场景一致的光线分布,进而实现裸眼立体视觉效果。其核心依托微透镜阵列等光学元件,对不同方向的光线进行精准调控,还原三维场景的空间深度、视差及细节信息,无需佩戴任何辅助设备,即可让观看者感知到具有真实层次感的三维图像。光场显示的原理示意如图3和图4所示。

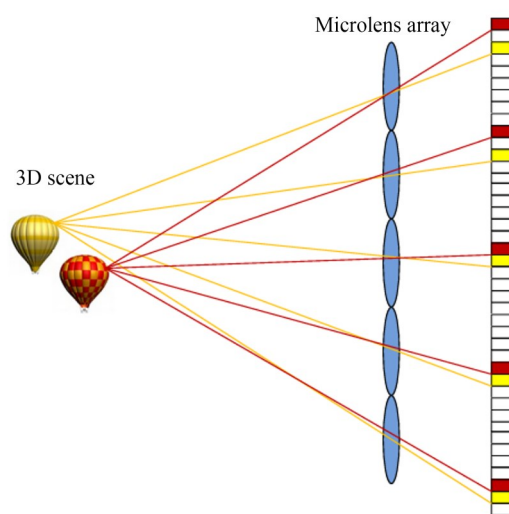


图3 光场采集示意图

Fig. 3 Light field acquisition diagram

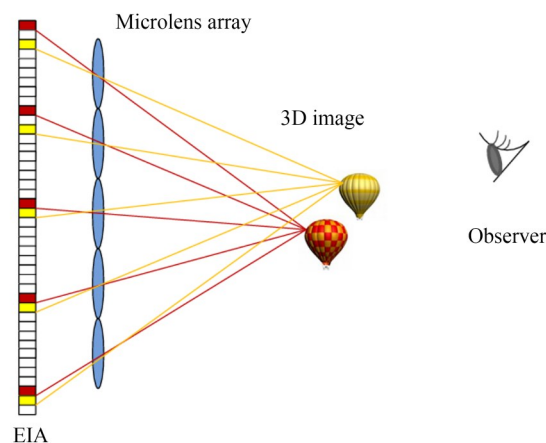


图4 光场重建示意图

Fig. 4 Light field reconstruction diagram

如图3和图4所示,在光场采集阶段,真实三维场景发出的光线向各个方向传播,经过微透镜阵列后,不同角度的光线被精准聚焦到基元图像阵列的对应像素位置,基元图像阵列由

此完整存储了三维场景的光场信息,实现对光线位置和方向的同步记录。而在光场重建阶段,将存储光场信息的基元图像阵列作为输入,光线再次穿过微透镜阵列,微透镜会将基元图像中不同位置的像素光线逆向还原为原三维场景的光线传播方向,这些光线在空间中重新汇聚形成与原场景一致的三维图像。观看者双眼接收到还原后的光线,便能像观察真实场景一样感知到图像的深度与视差,最终获得自然的裸眼立体视觉体验。

本文主要通过基于坐标映射的虚拟光场采集系统,实现医学影像三维模型的光场采集,具体的采集流程如下。首先是通过模型、视图、投影矩阵的坐标转换,将模型从局部坐标变换到屏幕坐标;同时计算环境光、漫反射、镜面反射等参数;再将纹理贴图映射到模型表面,增强细节表现;进行深度测试,确保模型正确的前后遮挡关系;根据光学重建平台的物理参数设置虚拟摄像机阵列数,相机焦距等核心参数;使用着色器编程,利用 GPU 的并行计算能力实现高效渲染。虚拟光场采集场景构建的具体流程如图 5 所示。

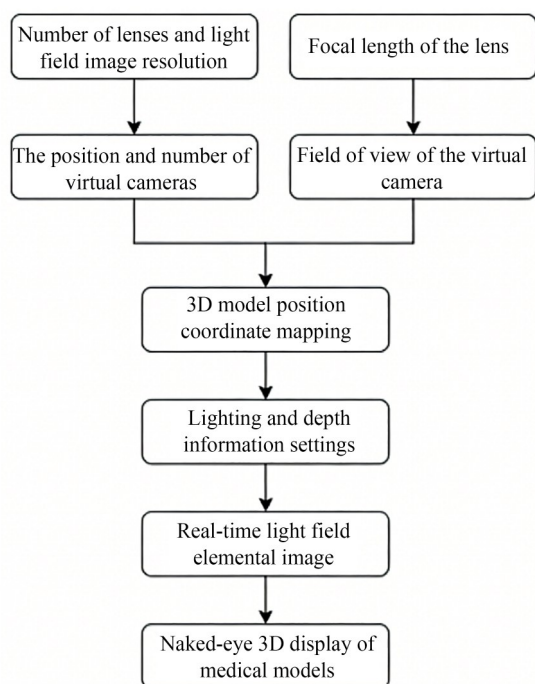


图 5 虚拟光场采集场景构建流程图

Fig. 5 Schematic diagram of virtual light field acquisition scene construction

3.1 虚拟光场采集基础场景搭建

3.1.1 模型坐标变换

模型变换将三维模型从其局部坐标系(重建时使用的坐标系)转换到世界坐标系,需要进行模型的平移,旋转,缩放,通过一系列的矩阵运算可以得到一个最终的位置坐标变换矩阵。

平移矩阵:

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (7)$$

绕 X 轴旋转矩阵:

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (8)$$

绕 Y 轴旋转矩阵:

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (9)$$

绕 Z 轴旋转矩阵:

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (10)$$

缩放矩阵:

$$S = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & s_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (11)$$

最终模型变换矩阵为:

$$M_{\text{model}} = T \cdot R \cdot S, \quad (12)$$

其中: R 为模型绕 X, Y, Z 轴旋转矩阵的组合 $R = R_x(\theta) \cdot R_y(\theta) \cdot R_z(\theta)$ 。

同时,还需要进行模型的视图变换,将世界坐标系下的模型转换到相机坐标系。设相机位置为 e , 目标点为 at , 上方向为 up , 则构建相机变换矩阵如下,首先需要构造三个正交向量:前向向量 $f = \frac{at - e}{\|at - e\|}$, 右向向量 $r = \frac{f \times up}{\|f \times up\|}$, 上向量 $u = f \times r$ 。

可以得到视图矩阵:

$$V = \begin{bmatrix} r_x & u_x & -f_x & 0 \\ r_y & u_y & -f_y & 0 \\ r_z & u_z & -f_z & 0 \\ -r \cdot e & -u \cdot e & f \cdot e & 1 \end{bmatrix} \quad (13)$$

3.1.2 光照模型与纹理映射

环境光是均匀分布在场景中的光,不依赖于光源或视角。

$$I_a = k_a \cdot I_{\text{ambient}}, \quad (14)$$

其中: k_a 是材质的环境反射系数,ambient是环境光强度。

反射取决于表面法线与光源方向之间的夹角。

$$I_d = k_d \cdot I_l \cdot (n \cdot l), \quad (15)$$

其中: k_d 是材质的漫反射系数, I_l 是光源强度, n 是单位法线向量, l 是从表面指向光源的单位向量。

镜面反射模拟高光效果,与视角有关。

$$I_s = k_s \cdot I_l \cdot (v \cdot r)^a, \quad (16)$$

其中: k_s 是材质的镜面反射系数, v 是从表面指向观察者的单位向量, r 是理想反射方向, a 是光泽度指数,控制高光大小。

因此可以得到总光照模型:

$$I = I_a + I_d + I_s, \quad (17)$$

3.1.3 深度测试与翻转

处理三维场景遮挡关系需依赖深度缓冲区进行可见性判断,其核心是为每个像素存储表示离摄像机距离的深度值。但光场基元图像采集时,标准深度映射易引发处理逻辑冲突与精度分布不均问题。因透视投影的非线性特性,若需统一子图像相对深度语义或采用从后向前的光线行进策略,标准深度映射会导致远距离区域精度严重下降。为此,引入深度翻转,即将深度映射关系反转,使近平面映射为1,远平面映射为0:

$$z_{\text{reversed}} = 1 - z_{\text{final}}, \quad (18)$$

其中: z_{reversed} 为视点翻转后的深度, z_{final} 为视点的原始深度。

深度翻转后,深度缓冲区可实现精确遮挡处理:像素存储的深度值经归一化映射至 $[0,1]$ 区间,光栅化时新像素深度值与缓冲区对应位置数值比较,若新值更小(物体更近)则更新深度与颜色,反之保留原数据,有效避免“远物覆盖近物”的渲染伪影。

光场场景搭建需完成一系列基础流程:通过模型、视图、投影矩阵将顶点从局部坐标转换至屏幕坐标;利用光照模型计算环境光、漫反射及镜面反射;叠加纹理贴图增强模型细节;依托上述深度机制保障遮挡关系正确,完成三维基础场景搭建。最终通过设定摄像机位置坐标、朝向、视角中心、焦距等关键参数,即可实现三维模型的光场场景构建。

3.2 虚拟光场采集场景关键参数

在光场显示中,光场图像的分辨率,光场采集的摄像机焦距,以及摄像机与物体之间的距离起到了关键性的作用,这些参数的设置决定了物体光场显示的成像效果与质量。而在三维模型的光场场景搭建过程中,用计算机中的虚拟场景的相关参数来模拟现实场景的参数也极为重要。

3.2.1 光场图像分辨率

光场图像的分辨率是决定裸眼3D显示效果的核心指标,主要包含角度分辨率和空间分辨率两个维度。其中,角度分辨率由微透镜阵列对应的虚拟摄像机(微透镜摄像机)数量直接决定,更多的摄像机意味着能捕捉更细腻的光线方向信息,3D感知的连续性与沉浸感更强;空间分辨率则与单幅基元图像的像素密度、显示面板性能相关,直接影响重构图像的细节清晰度。

空间分辨率是光场裸眼3D显示细节还原能力的关键支撑,其性能表现与显示器像素结构直接相关,尤其会显著影响成像分辨率与系统景深。该参数的分析需基于核心约束条件:在边缘深度平面(MDP)上,射线聚焦误差需与图像像素尺寸保持一致,如图6所示。

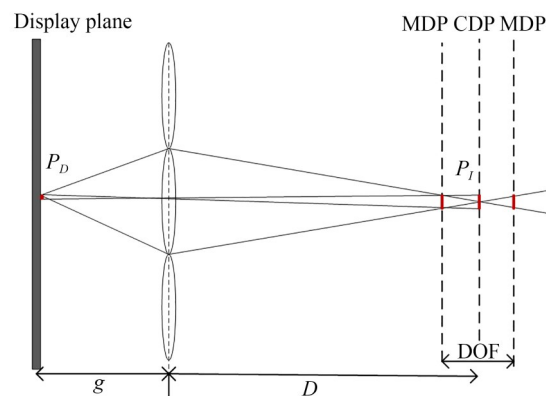


图6 空间分辨率分析

Fig. 6 Spatial Resolution Analysis

P_I 为再现象的像素尺寸, P_D 为显示设备的像素尺寸,根据几何关系得到:

$$P_I = \frac{DP_D}{g}. \quad (19)$$

空间分辨率为:

$$R = \frac{1}{P_I} = \frac{g}{P_D D}. \quad (20)$$

在考虑显示器像素结构的条件下,观看分辨率 R 与显示屏像素尺寸 P_D ,微透镜阵列到显示屏距离 g ,中心深度平面到微透镜阵列的距离 D 有关。在图中 g 不变的情况下,可以通过减小显示屏像素尺寸 P_D 和减小透镜焦距 f 来达到提高空间分辨率的效果

因此,在光场采集场景搭建中,可通过构建多组相同三维模型场景、差异化设置虚拟摄像机空间位置的方式,增加视角采样数量,从而提升角度分辨率;同时可通过优化基元图像像素尺寸、匹配高性能显示面板,进一步提升空间分辨率,实现整体光场图像质量的优化。

3.2.2 摄像机焦距

根据光路可逆原理,在光场显示的基元图像采集过程中,摄像机的焦距必须和光场成像过程中使用的微透镜的焦距相同。为了能够用虚拟摄像机采集到正确的光场场景,虚拟摄像机的焦距设置非常关键。而在计算机图形学中并没有摄像机焦距这一参数设置,为了模拟出正常的摄像机焦距,本文通过设置摄像机的视角的长宽,以及视角范围来模拟摄像机的焦距。

在计算机图形学中,通过设置投影矩阵来设置三维场景的视角范围。透视投影矩阵为:

$$P_{\text{persp}} = \begin{bmatrix} \frac{1}{\arctan(\theta/2)} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{\tan(\theta/2)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{-(f+n)}{f-n} & \frac{-2fn}{f-n} \\ 0 & 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \quad (21)$$

其中: θ 表示视场角; n 表示近裁剪面距离; f 表示远裁剪面距离。

根据小孔成像模型,可以通过公式(22)计算 θ :

$$\theta = 2 \times \arctan\left(\frac{\text{height}}{2 \times \text{focal length}}\right), \quad (22)$$

其中,focal length就代表了摄像机的焦距,因此可以计算,模拟出光场场景下摄像机的焦距,从而为光场显示提供更加准确的光场场景图像。

4 测量实验与结果

为验证本文提出的基于虚拟光场采集的医学影像光场显示方法的有效性与实用性,实验采用公开头部CT数据集CQ500作为原始输入数据。该数据集包含491例颅脑CT扫描图像,涵盖多种病理类型,具有良好的临床代表性。从中选取10例典型病例用于本实验,重点评估三维模型简化性能及虚拟光场渲染效果。

所有实验均在统一硬件平台上进行:处理器为Intel Core i7-8750H @2.20 GHz,内存16 GB DDR4,显卡NVIDIA GeForce GTX1060Ti (8 GB 显存),操作系统为Windows10(64位)。软件开发环境采用双平台协同模式:三维重建与模型处理基于PyCharm+Python3.9+VTK9.3实现;虚拟光场场景搭建与多视角渲染则基于Visual Studio 2022+“C++”+OpenGL4.6+GLSL着色器编程完成,充分发挥VTK在医学图像处理上的便捷性与OpenGL在图形渲染上的高效性。整体的实验流程如图7所示,实验主要分为两部分进行,首先进行了医学影像的三维重建与模型简化,为医学影像的光场显示打下了基础;第二部分则是搭建出虚拟光场采集场景,同时使用前面简化出的三维模型进行医学影像三维模型的光场采集,最终实现医学影像的裸眼三维显示。

4.1 医学三维模型重建与简化效果对比分析

实验首先对CQ500数据集中选定的头部

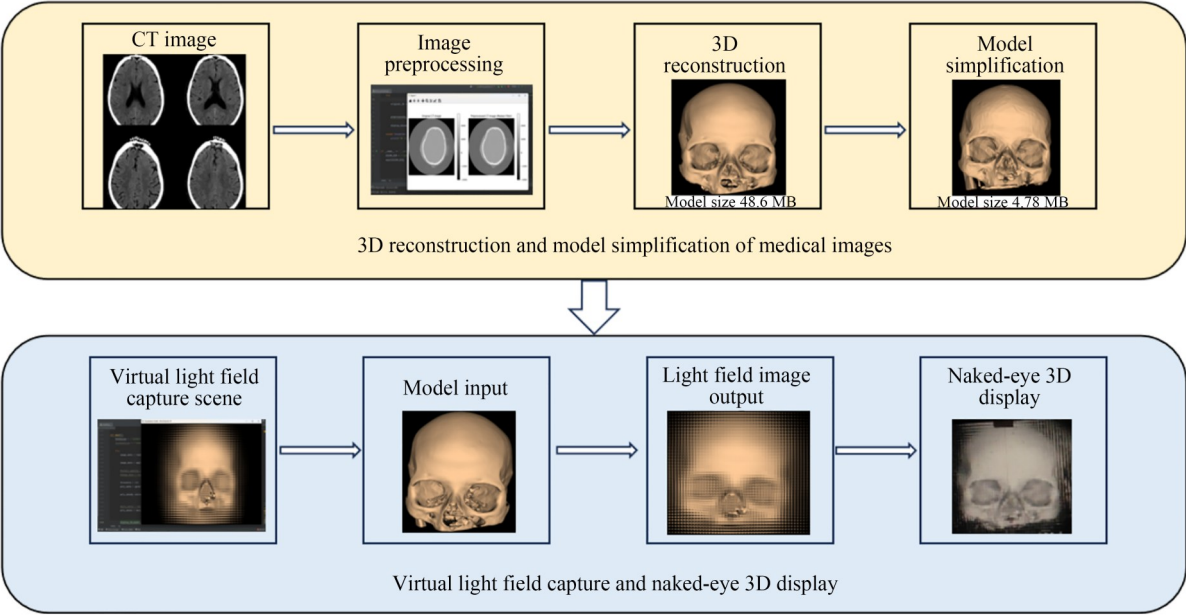


图7 实验流程图

Fig. 7 Experimental flowchart

CT序列进行预处理,包括非局部均值去噪、以及基于阈值与形态学操作的颅骨与脑组织分割。随后采用MC算法提取等值面,生成初始三维网格模型。以一例典型颅脑数据为例,原始重建模型平均包含约50万三角面片,顶点数达25万。

在此基础上,分别采用传统顶点聚类(Volume Cell, VC)算法, QEM算法与本文提出的融合局部曲率信息的改进 QEM算法对模型进行简化,目标为保留关键解剖结构的前提下将面片数简化至原模型的20%左右。简化结果对比如表1所示。

表1 简化算法性能对比(以单例头部CT数据为例)
Tab. 1 Comparison of simplification algorithm performance

	三角面片数量	运行内存/MB	Hausdorff距离	EPS
原始重建模型	499 114	48.6	0	1
顶点聚类(VC)	99 165	3.79	20.167	0.56
QEM	95 779	4.66	14.330	0.64
引入曲率的QEM	104 022	4.78	8.112	0.72

为客观评价不同简化算法对医学三维模型的优化效果,实验采用三角面片数量、运行内存、Hausdorff距离及边缘保持分数(Edge Preservation Score, EPS)四项核心指标进行量化分析。三角面片数量反映模型复杂度,越少则硬件开销越低;运行内存体现 GPU 资源消耗,占用越低交互响应越优;Hausdorff距离衡量简化与原始模型的最大几何偏差,值小则保真度高;EPS([0,1]区间)评价关键边缘保留程度,越接近1说明细节

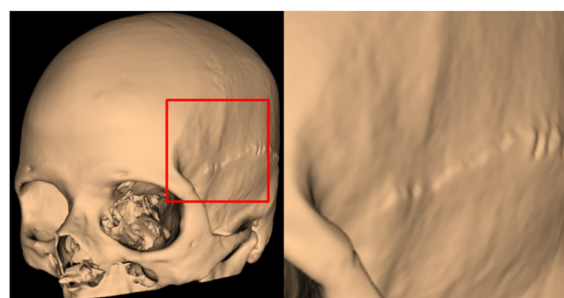
越完整。

从表1和图9中标注的细节特征可以看出, VC算法在渲染性能提升方面表现最优,简化后 GPU所需运行内存达3.79 MB,因其采用空间网格合并策略,计算开销最小。然而,其在几何保真度方面表现最差: Hausdorff距离高达20.167,且EPS仅为0.56,表明其在颅骨边缘等高曲率区域出现严重细节丢失,如图8(b)所示,结构轮廓模糊,表面呈现“块状”失真。相比之下,传统

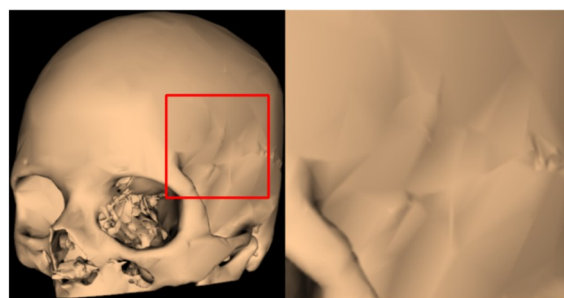
QEM算法在几何精度上优于VC,但在精细结构保留上仍显不足。而本文使用的改进QEM算法在各项指标上均表现最佳:在保持与QEM相近的GPU运行内存(4.62 MB),将Hausdorff距离降低至8.112, EPS提升至0.72,显著优于其他两种方法。如图8(c)(d)所示,关键边界清晰锐利,无明显结构变形或面片堆积现象。同时在二维层面,通过查看比较简化后图像与原始图像细节处的光强分布(如图9所示,其中图中的平面坐标为图像的像素坐标,而立体方向为该像素点的光强),可以看出VC算法的细节处图像相较于原始模型的丢失了大量细节纹理,而QEM算法虽然保留了大量的纹理但依旧存在一些串扰,改进QEM算法则在图像的细节保留上表现最佳。

为进一步评估不同简化算法在保留模型细节方面的表现,本文同时考察了其在各简化程度下的结构相似性指数(Structural Similarity Index Measure, SSIM)和峰值信噪比PSNR(Peak Signal-to-Noise Ratio, PSNR)。图10和图11中展示了VC算法、QEM算法以及改进QEM算法在不同简化率下重建图像细节处的质量比较结果,其中纵轴分别表示SSIM和PSNR指标,而横轴则代表简化率(数值越小表明简化效率越高)。从SSIM对比图可以观察到,改进QEM算法在整个简化范围内都展现了优于传统QEM算法与VC算法的性能,其性能衰减趋势也更为平缓。尤其是在极端简化条件下,如数据保留率降至5%时,改进QEM算法达到了0.810的SSIM值,显著高于QEM算法的0.780和VC算法的0.620,这表明它在大幅压缩情况下仍能有效保持光场的结构细节与边缘信息。

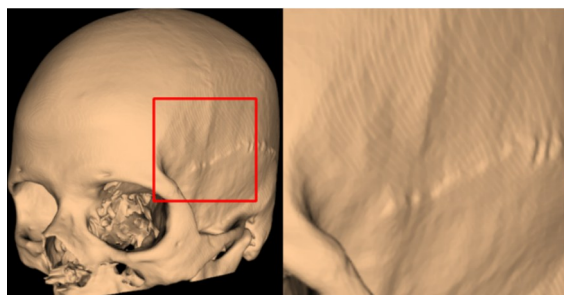
同样地,在PSNR对比图中,随着简化率的降低,三种算法的重建质量均有所下降,但改进QEM算法始终保持着最高的PSNR值。具体来说,当数据保留率降至5%时,改进QEM算法实现了28.5 dB的PSNR,相比之下,QEM算法和VC算法分别为27.0 dB和22.5 dB。这一结果进一步证实了改进QEM算法在不同简化程度下对图像细节的优异保真能力,不仅在结构相似度上表现出色,而且在信号噪声比方面也有着突出的表现,体现了该算法在处理复杂模型简化任务中的灵活性与适配能力。



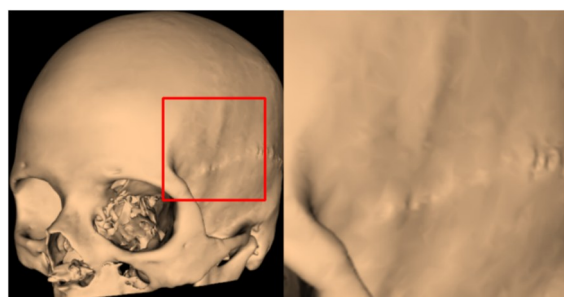
(a) 原始模型
(a) Original model



(b) VC算法
(b) VC algorithm



(c) QEM算法
(c) QEM algorithm



(d) 改进的QEM
(d) Improved QEM

图8 不同简化算法效果图

Fig. 8 Effect diagrams of different simplification algorithms

进一步对10例测试数据进行统计分析,三维结构层面,本文方法在Hausdorff距离上较VC算

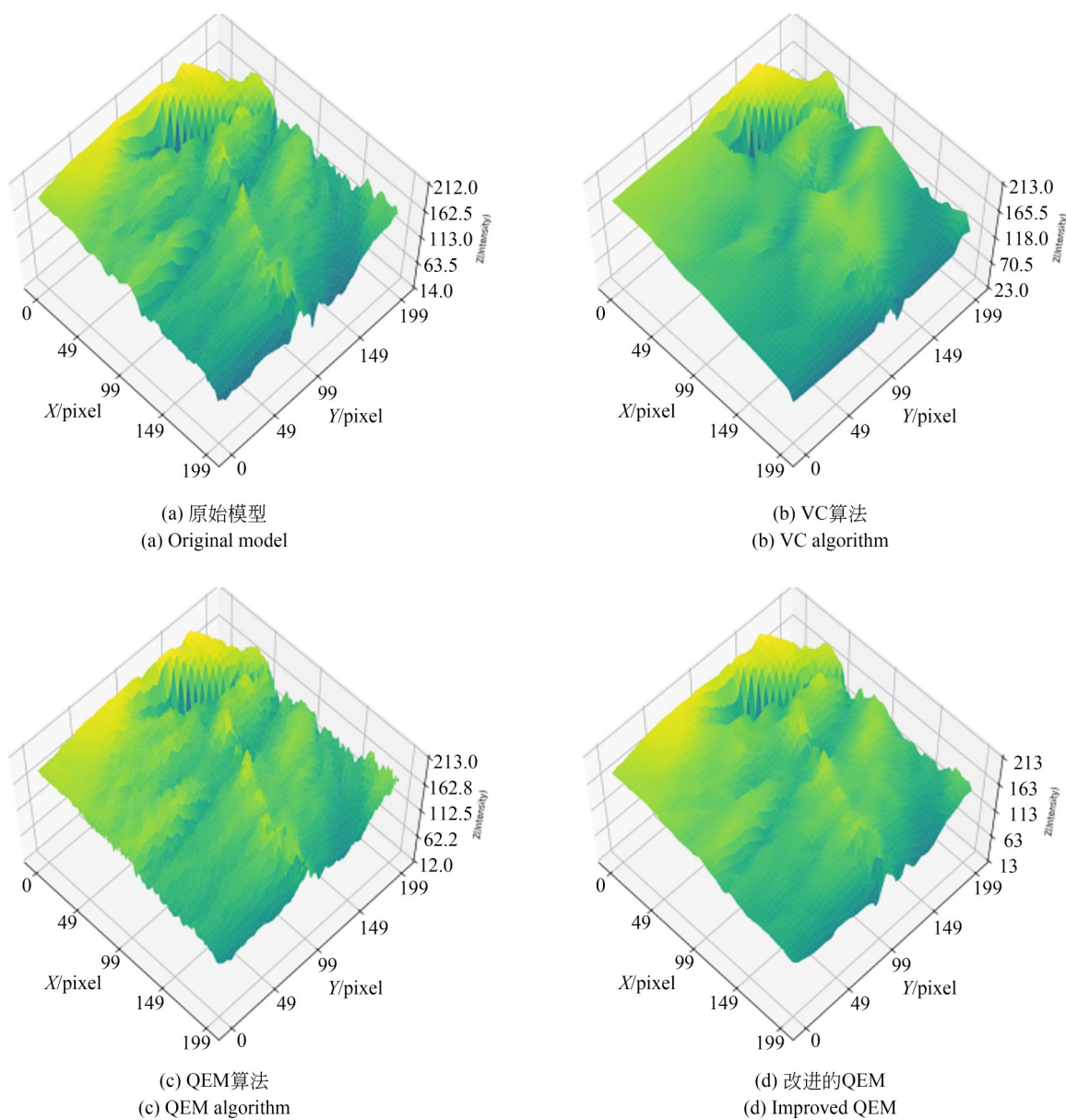


图9 图像细节处光强分布图

Fig. 9 Light intensity distribution map of image details

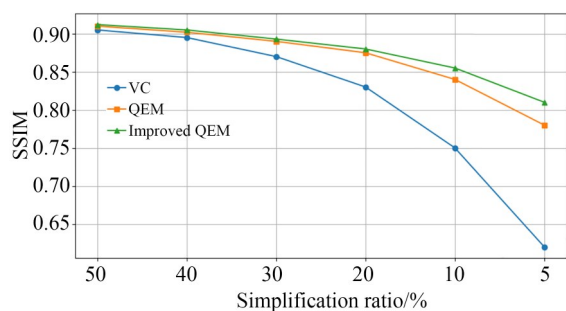


图10 不同简化程度与算法的SSIM折线图

Fig. 10 SSIM Performance of Various Algorithms at Different Simplification Rates

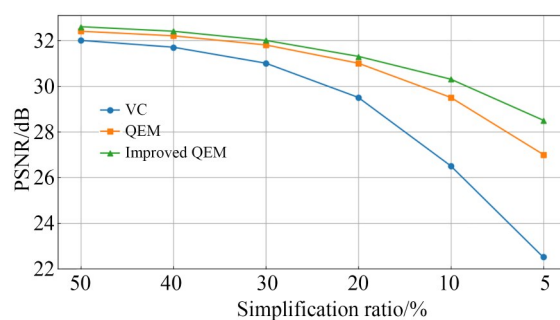


图11 不同简化程度与算法的PSNR折线图

Fig. 11 PSNR Performance of Various Algorithms at Different Simplification Rates

法平均改善 59.8%，较传统 QEM 改善 43.4%；在 EPS 上分别提升 28.5% 与 13.2%；在二维细节层面，本文方法在 SSIM 和 PSNR 上表现更佳。在相同硬件条件下，本文使用的改进 QEM 算法在保证高效简化的同时，显著提升了医学模型的几何保真度，尤其在复杂结构的细节保留方面优势明显，有效克服了 VC 算法过度简化与传统 QEM 特征模糊的缺陷，为高质量光场显示奠定了坚实的数据基础。

4.2 虚拟光场采集图像与光场显示分析

在完成轻量化三维模型构建后，进入虚拟光场采集场景搭建与医学影像光场显示阶段，本文根据两套光学设备分别设计了两组实验。两组光学实验平台的具体参数如表 2 所示。光学实验平台的实物图如图 12 和图 13 所示。光学实验平台一是由手机显示屏幕，圆形小透镜阵列与扩散屏（辅助人眼观看）组成；光学实验平台二则是由 4K 显示屏幕，方形透镜阵列与扩散屏组成。

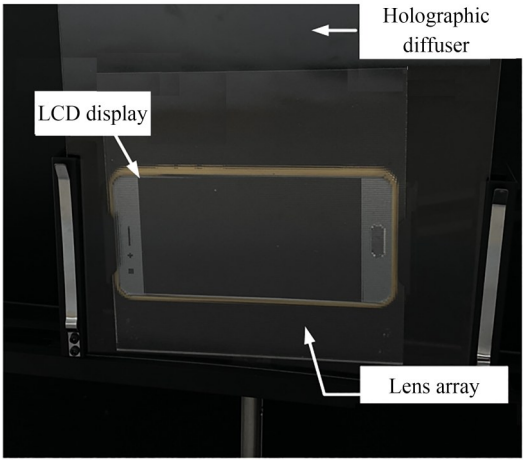


图 12 光学实验平台一

Fig. 12 Optical experiment platform I

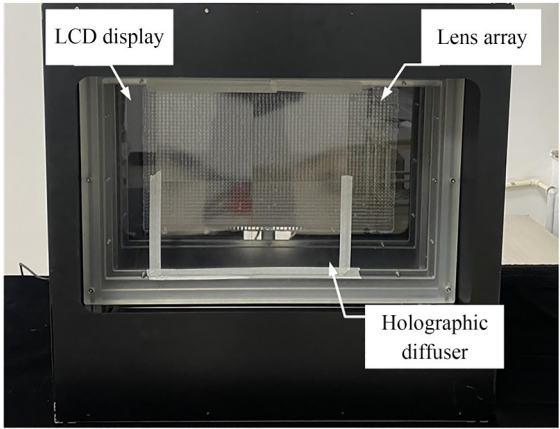


图 13 光学实验平台二

Fig. 13 Optical experiment platform II

根据表 2 的光学实验平台参数，本文分别设计并搭建了对应的虚拟光场采集系统，一组为 113×64 阵列的虚拟相机系统，透镜直径为 1 mm，焦距模拟为 3.3 mm（通过式 (22) 反推视场角 θ 为 $\pm 30.08^\circ$ ，并在 OpenGL 投影矩阵中精确设置）。每台虚拟相机独立渲染生成 16×16 分辨率的视角图像，最终形成 7232 视角的光场图像集；另一组为 70×40 阵列的虚拟相机系统，透镜直径为 8.5 mm，焦距模拟为 36.76 mm（通过式 (22) 反推视场角 θ 为 $\pm 26.02^\circ$ ）。每台虚拟相机独立渲染生成 55×55 分辨率的视角图像，最终形成 2 800 视角的光场图像集。渲染过程中，完成初始模型导入与坐标转换后，通过 OpenGL 管线实现完整光照模型计算。

图 14 和图 15 展示了通过虚拟光场采集场景获取到的光场基元图像，头部区域的光场信息能够得到完整地获取，符合真实空间深度感知规律。在性能方面，借助 OpenGL 的批处理绘制与帧缓冲对象技术， 113×64 视角 $1\,808 \times 1\,024$ 分

表 2 光学实验平台相关参数

Tab. 2 Relevant parameters of the optical experiment platform

参数	实验平台一	实验平台二
透镜焦距(f/mm)	3.30	36.76
透镜孔径(p/mm)	1.00	8.50
透镜阵列($m \times n$)	113×64	70×40
透镜与显示屏间距(g/mm)	3.60	40.44
透镜与中心深度平面间距(D/mm)	18.00	403.96
显示屏分辨率	$1\,920 \times 1\,080$	$3\,840 \times 2\,160$
显示屏像素尺寸(P_D/mm)	0.058 8	0.155 8

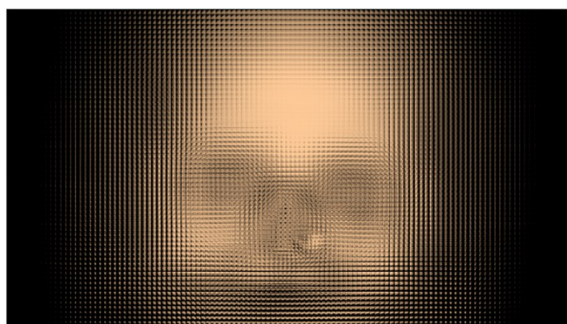


图14 光场基元图像一

Fig. 14 Light field primitive images I

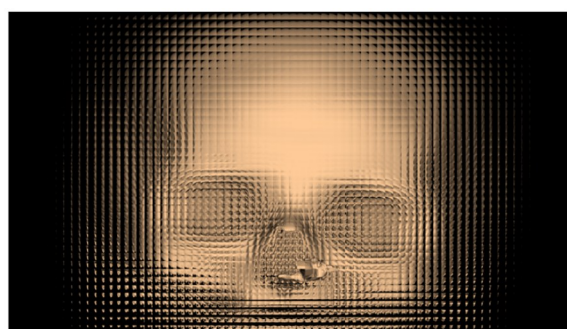


图15 光场基元图像二

Fig. 15 Light field primitive images II

分辨率光场基元图像的生成平均帧数为9.83 FPS,视角渲染耗时约102 ms;70×40视角3 850×2 200分辨率光场基元图像的生成平均帧数为9.57 FPS,视角渲染耗时约105 ms;满足离线光场内容生成需求和最基础的交互需求。在GTX 1060 Ti显卡上实现该效率,充分体现了本文渲染架构的优化成效。

基于上述光场基元图像一,使用对应的光学实验平台一,将基元图像按视角阵列精确映射至微透镜通道进行光场重构,成功实现了医学影像的裸眼3D可视化,同时还使用重构仿真算法对光场基元图像一进行了计算机重构。不同视角下光场显示实验效果和计算机仿真实验效果如图16和图17所示,在不同视角下(左30°、正视、右30°),无论是光学重构效果还是计算机重构效果,都可以看出医学三维模型的几何特征,深度信息及左右视差。

基于上述光场基元图像二,同样使用对应的光学实验平台二进行了光场重构实验。如图18所示,使用3 850×2 200的显示屏幕重构出的光场模型,表面细节连续平滑,无明显重影、模糊或

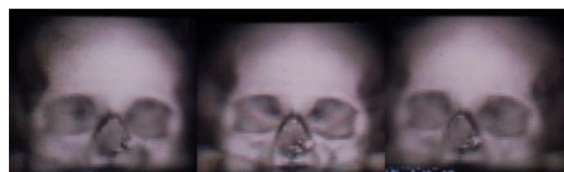
(a) 左30° (b) 中间 (c) 右30°
(a) 30° left (b) Center (c) 30° right

图16 不同视角下光场显示实验效果图(实验平台一)

Fig. 16 Experimental effect diagrams of light field display in different angles (Experiment platform I)

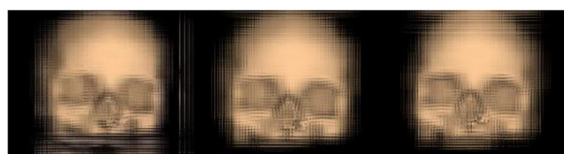
(a) 左30° (b) 中间 (c) 右30°
(a) 30° left (b) Center (c) 30° right

图17 不同视角下计算机仿真实验效果图

Fig. 17 Computer simulation experiment renderings from different perspectives

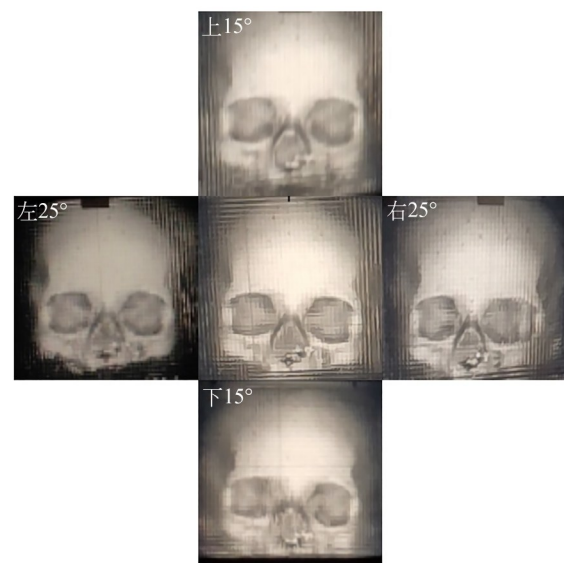


图18 不同视角下光场显示实验效果图(实验平台二)

Fig. 18 Experimental effect diagrams of light field display in different angles (Experiment platform II)

视角跳变现象。尤其在多视角(上下及左右视角)切换过程中,深度层次感自然,边缘轮廓保持锐利。充分验证了所提虚拟光场采集与物理显示系统在参数匹配、光路一致性及渲染精度方面的有效性,整体光场显示效果良好,具备较高的视觉沉浸感。

实验表明,基于坐标映射的虚拟光场采集场景,能够在中等配置硬件上实现高质量、高保真的多视角渲染,所生成的光场图像具备良好的空间一致性与视觉真实感,有效支持了后续的裸眼三维显示应用。

5 结 论

本文针对医学影像三维可视化中传统光场采集受限、模型渲染效率低、立体显示质量不足的问题,提出一种基于虚拟光场采集的医学影像光场显示方法,构建了融合表面重建、改进型 QEM 网格简化与虚拟相机阵列多视角渲染的完整技术框架。通过 MC 算法实现高保真等值面提取,结合局部曲率加权的改进 QEM 算法完成模型轻量化,使模型三角面片数量减少 68%~75%,Hausdorff 距离较传统方法平均改善 43.4% 以上,实现模型渲染开销降低 90.16%、几

何精度仅损失 4.06%,在降低复杂度的同时精准保留核心几何特征;再通过参数可控的虚拟相机阵列与透视投影建模、焦距模拟技术,针对两个光学实验平台,虚拟光场采集系统的渲染效率分别达到了 9.83 FPS 和 9.57 FPS,光场基元图像生成效率大幅提升,基本满足了实时性采集要求。有效摆脱对物理光学设备的依赖。实验表明该方法在几何保真度、显示质量与交互实时性上均优于传统方案,为医学影像裸眼立体显示提供了新路径,支撑远程会诊、手术规划与医学教学等场景的高真实感三维可视化,未来将融合深度学习实现手势与眼动实时交互,推动技术向智能化发展。

作者贡献声明:

邓莉巾:方法的提出,论文构思和撰写;
陈宁:实验的设计及数据整理和分析;
谷岳佳楠:论文审核与编辑写作。

参考文献:

- [1] 李婉芸,张雅声,方宇强,等. 基于深度学习的三维重建方法综述[J]. 激光与光电子学进展, 2025, 62(10): 35-51.
LI W Y, ZHANG Y S, FANG Y Q, *et al.* Review of deep learning-based 3D reconstruction [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2025, 62(10): 35-51. (in Chinese)
- [2] GARLAND M, HECKBERT P S. Surface simplification using quadric error metrics[C]. *Proceedings of the 24th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques - SIGGRAPH '97. Not Known*. ACM, 1997: 209-216.
- [3] 杨丽婷,刘孝良,储修祥,等. 基于 MultiResHNet 的结构光三维重建技术[J]. 激光与光电子学进展, 2023, 60(20): 2015006.
YANG L T, LIU X L, CHU X X, *et al.* Structured light three-dimensional reconstruction technology based on MultiResHNet [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2023, 60(20): 2015006. (in Chinese)
- [4] LUO C G, WANG Q H, DENG H, *et al.* Depth calculation method of integral imaging based on Gaussian beam distribution model [J]. *Journal of Display Technology*, 2012, 8(2): 112-116.
- [5] DENG H, WANG Q H, LI L, *et al.* An integral-imaging three-dimensional display with wide viewing angle[J]. *Journal of the Society for Information Display*, 2011, 19(10): 679-684.
- [6] ALGORRI J F, URRUCHI V, BENNIS N, *et al.* Integral imaging capture system with tunable field of view based on liquid crystal microlenses [J]. *IEEE Photonics Technology Letters*, 2016, 28(17): 1854-1857.
- [7] SHEN X, JAVIDI B. Large depth of focus dynamic micro integral imaging for optical see-through augmented reality display using a focus-tunable lens[J]. *Applied Optics*, 2018, 57(7): B184-B189.
- [8] GUO M, SI Y J, LYU Y Z, *et al.* Elemental image array generation based on discrete viewpoint pickup and window interception in integral imaging [J]. *Applied Optics*, 2015, 54(4): 876-884.
- [9] YANG S W, SANG X Z, GAO X, *et al.* Influences of the pickup process on the depth of field of integral imaging display [J]. *Optics Communications*, 2017, 386: 22-26.
- [10] JIAO X X, ZHANG L, SUN Y, *et al.* Three-dimensional reconstruction for a large scene of integral imaging based on color-position characteristics [J]. *Optoelectronics Letters*, 2015, 11 (4) :

- 268-272.
- [11] YANG C, WANG J G, STERN A, *et al.* Three-dimensional super resolution reconstruction by integral imaging[J]. *Journal of Display Technology*, 2015, 11(11): 947-952.
- [12] KIM C J, CHANG M, LEE M, *et al.* Depth plane adaptive integral imaging using a varifocal liquid lens array[J]. *Applied Optics*, 2015, 54(10): 2565-2571.
- [13] LEE J, CHO M. Three-dimensional integral imaging with enhanced lateral and longitudinal resolutions using multiple pickup positions[J]. *Sensors*, 2022, 22(23): 9199.
- [14] ERDENEBAT M U, AMGALAN T, KHUDER-CHULUUN A, *et al.* Comprehensive high-quality three-dimensional display system based on a simplified light-field image acquisition method and a full-connected deep neural network[J]. *Sensors*, 2023, 23(14): 6245.
- [15] INOUE K, LEE M C, JAVIDI B, *et al.* Improved 3D integral imaging reconstruction with elemental image pixel rearrangement[J]. *Journal of Optics*, 2018, 20(2): 025703.
- [16] MA X M, XING Y, ZHENG J C, *et al.* A real-time interactive rendering method for 360° tabletop integral imaging 3D display[J]. *Journal of the Society for Information Display*, 2021, 29(9): 679-688.
- [17] 陈莹莹. 基于可视化仿真的集成成像三维显示优化方法研究[D]. 北京: 北京邮电大学, 2022.
- CHEN Y Y. *Research on Optimization Method of Integral Imaging 3D Display Based on Visualization Simulation*[D]. Beijing: Beijing University of Posts and Telecommunications, 2022. (in Chinese)
- [18] CHEN Y Y, SANG X Z, XING S J, *et al.* Automatic co-design of light field display system based on simulated annealing algorithm and visual simulation[J]. *Optics Express*, 2022, 30(10): 17577-17590.
- [19] LORENSEN W E, CLINE H E. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm[C]. *Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. ACM, 1987: 163-169.
- [20] ROSSIGNAC J, BORREL P. *Multi-resolution 3D Approximations for Rendering Complex Scenes* [M]. Modeling in Computer Graphics. Berlin, Heidelberg: Springer, 1993: 455-465.

作者简介:



邓莉巾(1991—),女,吉林白山人,博士,副教授,硕士生导师,2014年于吉林大学获得学士学位,2020年于长春理工大学获得博士学位,主要从事裸眼三维显示,光场成像技术的研究。E-mail: denglijin@cust.edu.cn



陈宁(2000—),男,四川达州人,硕士研究生,2023年于兰州理工大学获得学士学位,2023年至今于长春理工大学硕士在读,主要从事医学影像处理,光场显示技术的研究。E-mail: chenning632@foxmail.com