

三维医用电子内窥镜可视化中的几何畸变

夏振平，张博文，王飞，程成，顾敏明

引用本文：

夏振平，张博文，王飞，等. 三维医用电子内窥镜可视化中的几何畸变[J]. *液晶与显示*, 2022, 37(1): 29–36.

XIA Zhen-ping, ZHANG Bo-wen, WANG Fei, et al. Geometric distortions in three-dimensional medical electronic endoscopic visualization[J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2022, 37(1): 29–36.

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.37188/CJLCD.2021-0252>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

近红外光的可视化及其应用

Visualization of near-infrared light and applications

液晶与显示. 2021, 36(1): 78–104 <https://doi.org/10.37188/CJLCD.2020-0287>

环境光对固态体积式真三维显示闪烁的影响研究

Impact of ambient light on flicker in solid-state 3D volumetric display

液晶与显示. 2017, 32(12): 1006–1012 <https://doi.org/10.3788/YJYXS20173212.1006>

大中型光立方体及驱动组件建模与仿真

Modeling and simulation of large-medium LED cube and driver components

液晶与显示. 2020, 35(9): 946–954 <https://doi.org/10.37188/YJYXS20203509.0946>

心脏体素化三维模型感兴趣血管交互式显示方法研究

Interactive display methods of vessel of interest within voxelized three – dimensional cardiac model

液晶与显示. 2018, 33(5): 433–442 <https://doi.org/10.3788/YJYXS20183305.0433>

无人飞行器自主降落区识别方法研究

Method for identifying the landing area of unmanned aerial vehicle

液晶与显示. 2018, 33(3): 238–244 <https://doi.org/10.3788/YJYXS20183303.0238>

文章编号:1007-2780(2022)01-0029-08

三维医用电子内窥镜可视化中的几何畸变

夏振平^{1*}, 张博文¹, 王 飞², 程 成¹, 顾敏明¹

(1. 苏州科技大学 电子与信息工程学院, 江苏 苏州 215009;

2. 苏州市立医院泌尿外科, 江苏 苏州 215002)

摘要:三维医用电子内窥镜已经广泛应用于各类医学诊断、微创手术以及医学培训。三维内窥镜可视化过程中的立体空间几何畸变将直接影响医护人员对于病灶相对大小和距离的视觉感知精确度,同时也可能成为三维内窥镜使用过程中影响视觉舒适度的重要因素之一。现有研究往往仅关注立体影像获取过程中平面图像的畸变及其矫正,而忽略了可视化过程中显示系统不匹配及人眼对三维影像的感知特性造成的立体空间几何畸变。本文通过对三维医用电子内窥镜影像获取、显示及感知过程的分析,建立了三维医用电子内窥镜可视化模型。理想的三维内窥镜影像感知是真实世界空间在各个维度等比例放大的虚拟空间立体感知,三维内窥镜的参数与可视化过程的参数必须匹配才能达到理想的无畸变各维度等放大率效果,最终实现精确的视觉感知以及良好的使用舒适度。研究内容有望为三维影像获取与可视化在医疗领域更为精确和舒适的应用提供理论参考。

关 键 词: 三维医用电子内窥镜;可视化;几何畸变;视觉感知;视觉舒适度

中图分类号: TN27 **文献标识码:** A **doi:** 10.37188/CJLCD.2021-0252

Geometric distortions in three-dimensional medical electronic endoscopic visualization

XIA Zhen-ping^{1*}, ZHANG Bo-wen¹, WANG Fei², CHENG Cheng¹, GU Min-ming¹

(1. College of Electronic and Information Engineering,

Suzhou University of Science and Technology, Suzhou 215009, China;

2. Department of Urology, Suzhou Municipal Hospital, Suzhou 215002, China)

Abstract: The three-dimensional medical electronic endoscope system is widely used for medical diagnosis, minimally invasive surgery and medical training. The geometric distortions during the visualization of the three-dimensional endoscope will affect the relative size and distance estimation accuracy of the nidus for the medical staff, and also may be one of the important factors inducing the visual discomfort. Existing researches only focused on the distortions of the two-dimensional image and its correction. The three-dimensional space geometric distortions during the visualization due to the mis-

收稿日期: 2021-10-08; **修订日期:** 2021-11-05.

基金项目: 国家自然科学基金(No.62002254; No.61876121); 江苏省自然科学基金(No.BK20200988); 国家留学基金委项目(No. 201704515003)

Supported by National Natural Science Foundation of China(No. 62002254; No. 61876121); Natural Science Foundation of Jiangsu Province, China (No. BK20200988); China Scholarship Council (No. 201704515003)

* 通信联系人, E-mail: xzp@usts.edu.cn

matching of the three-dimensional display system and the characteristics of human eye three-dimensional perception are usually ignored. Based on the analysis of three-dimensional medical electronic endoscope image acquisition, display and perception process, the model of three-dimensional medical electronic endoscope system is established. The ideal three-dimensional endoscope image visualization is the equally magnified virtual space based on the real-world space in all dimensions, and the matching of parameters between three-dimensional endoscope image capture and visualization can achieve this goal, and finally realize the precise visual perception and well visual comfort. The results may provide some theoretical guidance for more precise and comfortable utilization of the three-dimensional image capture and visualization in medical domain.

Key words: three-dimensional medical electronic endoscope; visualization; geometric distortions; visual perception; visual comfort

1 引言

近年来,三维(Three Dimensions, 3D)影像获取与可视化技术在娱乐、医疗、教育、军事和科学研究等领域有着广泛的应用^[1-3]。成人双眼平均瞳距(Inter-Pupillary Distance, IPD)为 63 mm,左右眼位于不同的位置使得观看到的内容存在视差^[4]。左右眼感知到的视差图像经过视觉系统处理后形成双目单视。在双眼信息融合过程中,视差提供了重要的深度感知信息。3D 影像获取与显示系统就是基于人类视觉系统的这一特性,模拟人眼感知真实世界的方式,通过不同的呈现手段创造了虚拟的 3D 世界。

3D 医用电子内窥镜是 3D 技术在医疗领域应用的重要方向之一。自 2010 年英国进行了世界首例 3D 腹腔镜外科手术^[5]后,3D 医用电子内窥镜被广泛使用^[6-8]。与传统的二维(Two Dimensions, 2D)内窥镜相比,3D 内窥镜具有相当的大小和重量,且在深度感知、相对大小判断、手眼协调等方面具有显著优势^[9],其也逐渐被医护人员认可,慢慢替代了传统的 2D 内窥镜。Kong 等人^[10]比较了 3D 腹腔镜手术与传统 2D 腹腔镜手术在手术时间、误差率以及深度感知、舒适度等方面的差异。研究表明,3D 腹腔镜手术具有显著的深度感知效果,并且手术误差率明显降低。Schoenthaler 等人^[11]通过比较移动小物件和精细切割的任务执行情况,研究发现 3D 内窥镜相较传统内窥镜具有更好的表现,使用 3D 内窥镜执行任务时受测者感到更为自信和舒适。蒋堃等人^[12]比较了肾上腺肿瘤手术中使用 3D 和传统

2D 腹腔镜的差别。手术时间和术中出血作为研究比较的两项指标,3D 腹腔镜手术均具有统计学意义的显著性优势。结果表明,3D 腹腔镜技术较传统 2D 技术在空间定位及深度感知上有明显优势,从而降低了手术的难度,缩短了手术时间。除了实际的临床手术,在医学外科手术技巧培训中,3D 内窥镜技术也以其优势发挥着重要作用^[13]。

与 3D 技术在其他领域的应用类似,图像质量和使用舒适度的提高一直是医护人员对 3D 技术应用的诉求,也是相关科研技术人员追求的目标。为了获得更广的观测视角,内窥镜通常采用短焦距的广角镜头,从而使获取的双目视图(2D)图像存在明显的几何畸变效果。为了快速有效地评价内窥镜图像的几何畸变程度,侯蕊等人^[14]提出了一种基于椭圆拟合的检测方法。为了提高内窥镜的成像质量,宋璐等人^[15]提出了一种基于 FPGA 的图像畸变校正方法,对常见的桶形畸变进行校正,从而提高成像的精确度;张建勋等人^[16]基于加权引导滤波的图像增强算法,提出了内窥镜成像纹理细节提升方法,该方法可以去除漂浮杂质。王强等人^[17]通过多颜色空间非线性对比度拉伸的方法提高内窥镜所获图像的血管与组织的对比度,可以增强原始特征不明显的细小血管。由于 3D 内窥镜系统有单目图像或多目 2D 视差图像组成,当前的 3D 内窥镜图像质量及相关舒适度的评价及提升研究还仅是基于 2D 图像。基于 3D 内窥镜影像获取、显示和视觉感知全过程,构建 3D 内窥镜虚拟空间模型,对于医护人员在使用 3D 内窥镜进行手术时真实感知到的场景进行优化显得十分重要。

使用过程中医护人员的视觉不舒适可能是当

前阻碍 3D 内窥镜技术推广的最大障碍之一,长时间使用时可能引起头晕、头痛、恶心甚至呕吐^[18]。研究人员提出了很多理论试图解释这类 3D 内容观看时产生的不舒适症状,其中的经验理论认为当前感知的信息与前期经验积累的信息不符是引发此类 3D 视觉感知不舒适的重要因素^[19]。那么,3D 内窥镜影像获取与可视化过程中的参数不匹配会产生感知立体影像的空间几何畸变,这种几何畸变在物体运动时产生的动态畸变与预期的刚性和稳定性会形成冲突,这种冲突会引起 3D 内窥镜使用过程中医护人员的视觉不舒适。

本文考虑到 3D 医用电子内窥镜系统可视化的特殊性,详细分析了其影像获取、3D 显示系统呈现以及医护人员通过 3D 眼镜等辅助设备视觉感知的全过程,构建了系统的 3D 内窥镜可视化模型。对可能造成虚拟空间几何畸变的因素进行了逐一分析,提出了有针对性的使用指导意见,对 3D 内窥镜实际使用过程中的感知精度和视觉舒适度的提升具有一定作用和参考价值。

2 三维医用电子内窥镜

三维医用电子内窥镜基于人眼观看真实世界的方式,提供了具有深度信息的立体影像,从而大幅提高了手术操作的精准性。三维医用电子内窥镜系统主要由两部分组成,即 3D 内窥镜成像系统和用于可视化的 3D 显示系统。

为了尽可能地减少患者的创伤,缩小创口的大小,内窥镜的尺寸大小是严格限制的。现有报道中,3D 内窥镜的直径可以小到 4 mm^[7]。实现 3D 内窥镜的方法中,最典型的应该是双光通道方法。其由两个完全一样的高清摄像头组成,摄像头并排设置,可以获取具有视差的双视图(如图 1 所示)。除此之外,特殊设计的双光通道组合一个高清摄像头也可以实现 3D 内窥镜的双通道图像获取^[20]。无论采用哪种方式实现,3D 内窥镜系统最终的目的是让使用该设备的医护人员能够看到具有视差的左右眼视图,从而形成具有深度信息的立体视觉。

3D 内窥镜中的深度信息是由双光通道处于不同的位置而形成。以直径为 4 mm 的硬式 3D 内窥镜为例,管壁的厚度至少 0.5 mm,留给双通

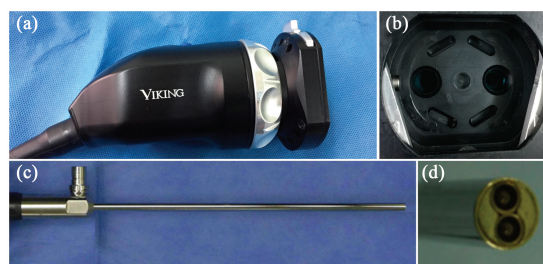


图1 双光通道三维医用电子内窥镜。(a)三维摄像机系统;(b)双摄像机;(c)硬式内窥镜;(d)双镜头。

Fig.1 A dual optical channel 3D medical electronic endoscope. (a) 3D camera system; (b) Dual cameras; (c) Rigid endoscope; (d) Dual lens.

道摄像头的空间仅为 3 mm。双摄像头左右放置,摄像头基线距离仅为 1.2 mm 左右^[7]。与成人双眼平均瞳距 IPD 的 63 mm 相比,3D 内窥镜系统的双摄像头基线距离是非常小的,这也就形成了该 3D 获取与成像系统的特殊性。

形成立体视觉的第二个条件就是立体显示系统。在使用相同的 3D 成像内容的情况下,立体显示系统可以使用传统的眼镜式或裸眼立体显示。在三维医用电子内窥镜系统可选的显示系统中,同时基于几何空间的畸变研究,从本质上,这两者在空间几何构建上并没有实质性差别^[21]。传统眼镜式立体显示以偏振眼镜式为例,它是通过不同偏振方向或偏振态的光区分左右眼影像。裸眼立体显示系统在空间不同方向投射具有视差的左右眼影像。两者均为了向观看者的左右眼分别投射具有视差的左右视图,以形成立体视觉。

3D 内窥镜系统的临床应用如图 2 所示。微创手术过程中,3D 内窥镜系统获取具有视差的左右视图影像(图 2(b)),通过偏振式立体显示系统显示手术过程中的影像,医护人员佩戴偏振式立体眼镜观看 3D 显示屏进行手术操作或手术状态的监控。由于实际应用中的场地等条件限制,医护人员观看同一 3D 手术内容时所处的位置和观看的角度是不同的(图 2(a))。理论上讲,每个医护人员所感知到的立体影像是完全不相同的,除了前面讲到的立体影像采集与显示部分,立体影像的观看位置和角度也是影响最终感知效果的重要因素^[22]。3D 内窥镜显示系统同样存在最佳

的观看位置和角度的范围,这与 3D 内窥镜双摄像头基线范围、3D 显示屏的大小、人眼瞳距等因素都直接相关。

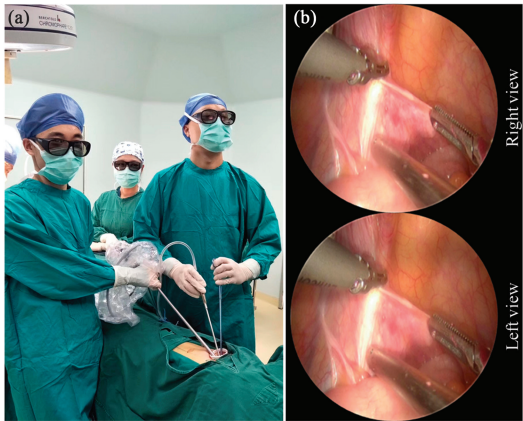


图 2 三维内窥镜临床应用。(a)手术过程中通过偏振式立体眼镜观看影像;(b)手术进行中获取的三维内窥镜影像,具有视差的左右视图通过偏振式三维显示系统显示。

Fig.2 Clinical application of the 3D endoscope. (a) Observe through the polarized type 3D glasses during operation; (b) Intra-operative images acquired by the 3D endoscope. The left and right views with disparities displayed through polarized type 3D display system.

3 三维内窥镜影像获取与可视化模型

3D 内窥镜影像获取与可视化参数之间的关系直接影响最终的感知效果。3D 影像获取中采用平行摄像头配置模式(图 3(a)),3D 显示中采用基于双目视差的立体显示(图 3(b))是较为常见的系统模式^[23-24]。3D 内窥镜影像获取与可视化模型将基于以上常见配置模式构建。

3D 内窥镜影像获取与可视化过程可以总结为 3 个主要的坐标转换步骤,最终形成由物体空间 (X_o, Y_o, Z_o) 向图像空间 (X_i, Y_i, Z_i) 的转换过程。物体空间以双摄像头的连线中心点为坐标原点(图 3(a)),图像空间以双眼连线的中心位置为坐标原点(图 3(b))。物体空间与图像空间之间的转换需要通过摄像头的传感器坐标以及显示屏坐标,转换过程如式(1)~(3)所示^[24]。其中,空间坐标转换涉及的符号及其含义如表 1 所示。

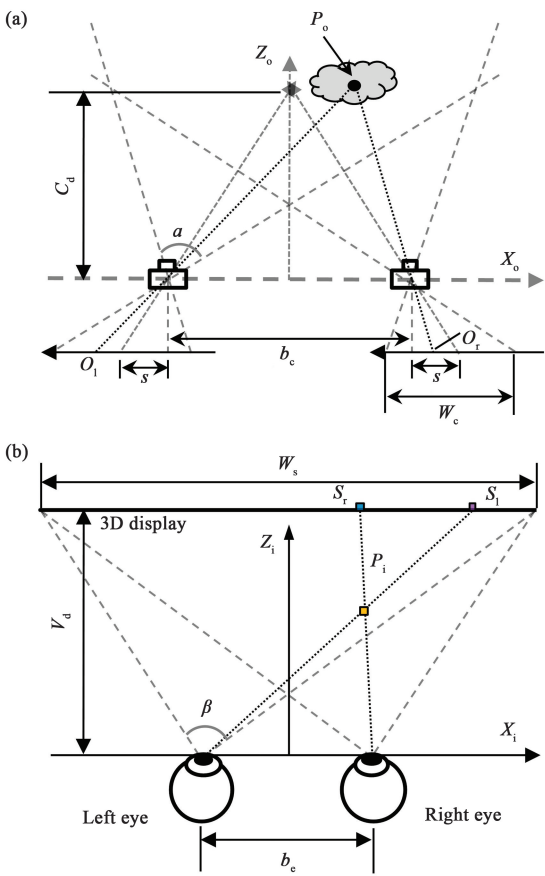


图 3 三维影像获取、显示与感知。(a)平行式双摄像机配置获取真实世界场景影像;(b)虚拟世界场景呈现与视觉感知。

Fig.3 3D content acquisition, display and perception. (a) Real world scene acquisition with parallel camera configuration; (b) Virtual world presenting and visual perception.

表 1 空间坐标转换涉及的符号

Tab.1 Symbols used in the space coordinate transformations

符号	几何含义
P_o	物体空间的物点
(X_o, Y_o, Z_o)	物体空间坐标
P_i	图像空间的像点
(X_i, Y_i, Z_i)	图像空间坐标
O	物点在摄像头传感器上的成像位置, O_l 和 O_r 分别对应左右摄像头
(X_c, Y_c)	摄像头传感器平面坐标, X_{cl} 和 X_{cr} 分别为左右摄像头

续 表

符号	几何含义
S	摄像头传感器上的像在显示屏上的呈现位置, S_l 和 S_r 分别对应左右视图
(X_s, Y_s)	显示屏平面坐标, X_{sl} 和 X_{sr} 分别为左右视图
α	单个摄像头的视场角
β	单眼视场角
b_c	双摄像头基线距离
b_e	双眼基线距离, 即为瞳距 IPD
W_c	摄像头传感器的宽度
W_s	显示屏的宽度
C_d	3D 摄像系统的会聚距离
V_d	3D 显示屏的观看距离
f	摄像头的焦距
s	为形成会聚效果, 摄像头传感器的补偿偏移

第一个坐标转换步骤是由 3D 的物体空间转换到 2D 的摄像头传感器坐标, 物体空间 (X_o, Y_o, Z_o) 中的物点 P_o 投射到左右摄像头传感器上分别形成 O_l 和 O_r 。 O_l 和 O_r 分别以 (X_{cl}, Y_c) 和 (X_{cr}, Y_c) 的 2D 形式表达, 具体转换过程如式(1)所示。

$$\begin{bmatrix} X_{cl} \\ X_{cr} \\ Y_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f \cdot (b_c + 2X_o) / (2Z_o) - s \\ -f \cdot (b_c - 2X_o) / (2Z_o) + s \\ f \cdot Y_o / Z_o \end{bmatrix}, \quad (1)$$

其中: f 是摄像头的焦距, b_c 是双摄像头的基线距离, s 是平行式配置模式下摄像头传感器的补偿位移, Y_c 的表达默认在垂直方向上左右传感器坐标无差异。式(1)基于小孔成像模型, 考虑左右摄像头传感器的补偿位移, 表达了从 3D 物体空间到 2D 摄像头传感器坐标的转换过程(如图 3(a)所示)。

第二个坐标转换步骤是由摄像头传感器坐标转换到显示屏坐标, 体现为摄像头传感器采集的图像内容在显示屏上呈现, O_l 和 O_r 在显示屏坐标分别对应左右视图 S_l 和 S_r 的位置。 S_l 和 S_r 分别以 (X_{sl}, Y_s) 和 (X_{sr}, Y_s) 的 2D 形式表达, 具体转

换过程如式(2)所示。

$$\begin{bmatrix} X_{sl} \\ X_{sr} \\ Y_s \end{bmatrix} = \frac{W_s}{W_c} \cdot \begin{bmatrix} X_{cl} \\ X_{cr} \\ Y_c \end{bmatrix}, \quad (2)$$

其中, W_s 是显示屏的宽度, W_c 是摄像头传感器的宽度, Y_s 默认在垂直方向上显示屏显示的左右视图坐标无差异。默认显示屏和摄像头传感器具有相同的宽高比例, 仅以宽度比例代表坐标的放大率。

第三个坐标转换步骤是由 2D 的显示屏坐标转换到 3D 的图像空间, 体现为人眼的双目立体视觉融合过程, 双目影像 S_l 和 S_r 融合为图像空间中的三维像点 $P_i(X_i, Y_i, Z_i)$, 具体转换过程如式(3)所示。

$$\begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b_e \cdot (X_{sl} + X_{sr}) / [2 \cdot (b_e - X_{sr} + X_{sl})] \\ Y_s \cdot b_e / (b_e - X_{sr} + X_{sl}) \\ V_d \cdot b_e / (b_e - X_{sr} + X_{sl}) \end{bmatrix}, \quad (3)$$

其中: b_e 为模型中的双眼基线距离, 也就是瞳距 IPD, V_d 是观看者相对 3D 显示屏的实际观看距离。如果是近眼 3D 显示设备, 观看距离同样可以根据相关参数进行换算求得。整个双目融合的感知过程如图 3(b)所示, 观看距离及观看者瞳距等观看条件直接影响感知到的几何空间构建, 这也体现了人因在 3D 成像系统中的重要地位。

基于通常使用的平行摄像头配置模式, 摄像头传感器和显示屏上左右视图在 Y 方向上并没有任何差异。如果能确保 3D 影像的采集和可视化过程中的基线距离(b_c 和 b_e)、会聚距离(C_d 和 V_d)以及视场角度(α 和 β)完全一致, 物体空间将与图像空间完美匹配。虽然表达式(1)~(3)中没有涉及摄像机会聚距离 C_d 以及视场角(α 和 β), 但是表 1 的这些参数之间是有可以相互表示的约束关系。

鉴于 3D 内窥镜系统的特殊性: 3D 影像采集的双摄像头基线距离 b_c 远小于可视化过程中的双眼瞳距 IPD(b_e)。3D 内窥镜系统中物体空间与图像空间绝不可能完全匹配。通常情况下, 3D 内窥镜系统中, 物体空间的物体在图像空间中将会以放大数十倍的形式呈现。这也完全符合 3D 内窥镜“显微”助视的特性, 但在放大过程中也要确保影像相对大小的一致性。

4 空间几何畸变分析

3D 内窥镜系统的几何畸变分析是基于 3D 内窥镜影像获取与可视化模型,分析相关参数变化导致图像空间中的物像在各个维度上放大倍数不一致的问题。Woods^[24]和 Gao^[22]基于常规的 3D 影像采集与可视化过程,分析了立体空间的几何畸变问题。作为一种独特的 3D 系统,3D 内窥镜系统可视化的虚拟图像空间是基于真实空间放大数十倍的可视化效果。在常规的 3D 影像获取与可视化系统中,3 对参数的匹配与否将影响几何畸变。每一对参数均一致时,感知的虚拟影像

将与真实空间物体完全匹配。在 3D 内窥镜系统中,双摄像头的基线距离是固定的,并且远小于双眼 IPD。理想的物像重现是 3 个维度上具有相同的放大率。为确保 3 个维度上的放大率一致,影像采集与可视化的视场大小必须一致(如式(4)所示),同时基线距离与会聚距离的比例必须相同(如式(5)所示)。基于典型的案例,摄像头基线距离约为 1.2 mm 左右,而成人 IPD 为 63 mm,相比之下双眼 IPD 是摄像头基线长度的 50 倍左右,所以 3D 内窥镜系统理想的放大率也是 50 左右。

$$\alpha = \beta, \quad (4)$$

$$\frac{b_e}{b_c} = \frac{V_d}{C_d}. \quad (5)$$

为了更直观地呈现 3D 内窥镜系统的可视化效果,图 4 展示了 3D 内窥镜系统的可视化模拟结果。真实世界(物体空间)中一个边长为 2 cm 的立方体(图 4(a))在虚拟世界(图像空间)的理想放大影像为边长 1 m 的立方体(图 4(b))。3D 内窥镜不恰当的使用,会产生感知影像的几何畸变如图 4(c~f)所示。在实际应用当中,3D 显示屏尺寸的选择以及使用者的最佳观看距离需要遵循式(4)和式(5)。以摄像头会聚距离 30 mm,单个摄像头视场角 58°为例,最佳观看距离为 1.5 m,与之匹配的三维显示屏为 190.5 cm(75 in)(屏幕比例为 16:9)。

5 结 论

三维电子内窥镜凭借立体影像提供的立体空间深度感知优势,可以为更加精确的诊断和手术操控提供保障,已广泛应用于各类医学诊断、微创手术以及医学培训。空间复现的精确性是 3D 内窥镜的基本要求,影像获取与可视化参数的匹配程度不仅影响空间复现的精确度,还有可能导致医护人员使用时的视觉不舒适问题。本文基于 3D 电子医用内窥镜系统影像获取、显示及感知过程的分析,建立了影像获取与可视化模型,分析了 3D 内窥镜系统的特殊性以及使用过程中可能出现的立体空间几何畸变情况,提出了参数匹配以确保 3D 内窥镜影像无畸变等比例放大的方法。

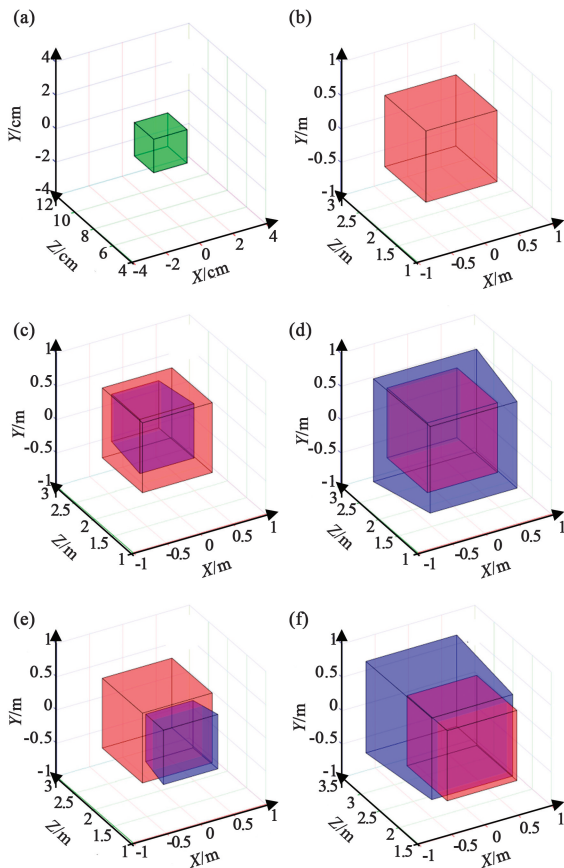


图 4 三维内窥镜可视化效果模拟。(a)真实世界中的物体;(b)无畸变的放大可视化;(c~f)畸变的可视化效果与理想情况的比较。

Fig.4 Simulation of 3D endoscopic visualization. (a) Real world object; (b) Undistorted magnified visualization; (c~f) Distorted visualizations compared with ideal one.

参 考 文 献:

- [1] 郑义微,王迪,李移隆,等.基于液晶空间光调制器的大视角全息显示技术[J].液晶与显示,2021,36(6):789-796.
ZHENG Y W, WANG D, LI Y L, *et al.* Holographic display technology with large viewing angle based on liquid crystal spatial light modulator [J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2021, 36(6): 789-796. (in Chinese)
- [2] 夏振平,胡伏原,程成,等.基于视觉空间定向理论的虚拟现实空间重构[J].液晶与显示,2019,34(2):215-219.
XIA Z P, HU F Y, CHENG C, *et al.* Virtual reality space reconstruction based on visual space orientation theory [J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2019, 34(2): 215-219. (in Chinese)
- [3] 严飞,宋振声,刘银萍,等.4K裸眼立体显示系统设计[J].液晶与显示,2019,34(9):862-870.
YAN F, SONG Z S, LIU Y P, *et al.* Design of 4K bare-eye stereoscopic display system [J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2019, 34(9): 862-870. (in Chinese)
- [4] DODGSON N A. Variation and extrema of human interpupillary distance [C]//*Proceedings of SPIE 5291, Stereoscopic Displays and Virtual Reality Systems XI*. San Jose: SPIE, 2014: 36-46.
- [5] MCLACHLAN G. From 2D to 3D: the future of surgery? [J]. *The Lancet*, 2011, 378(9800): 1368.
- [6] LIU C Y, SHI C Y, WANG T S, *et al.* Bio-inspired multimodal 3D endoscope for image-guided and robotic surgery [J]. *Optics Express*, 2021, 29(1): 145-157.
- [7] BAE S Y, KORNISKI R J, SHEARN M, *et al.* 4-mm-diameter three-dimensional imaging endoscope with steerable camera for minimally invasive surgery (3-D-MARVEL) [J]. *Neurophotonics*, 2016, 4(1): 011008.
- [8] 吴贵贤,崔茂荣,刘俊宁,等.3D腹腔镜技术在泌尿系统疾病重建手术中的应用[J].临床医学工程,2019,26(3):281-282.
WU G X, CUI M R, LIU J N, *et al.* Application of 3D laparoscopic technique in reconstruction surgery for urinary system diseases [J]. *Clinical Medical & Engineering*, 2019, 26(3): 281-282. (in Chinese)
- [9] CHAN J Y W, WEI W I. Three-dimensional endoscopy for endoscopic salvage nasopharyngectomy: preliminary report of experience [J]. *The Laryngoscope*, 2018, 128(6): 1386-1391.
- [10] KONG S H, OH B M, YOON H, *et al.* Comparison of two- and three-dimensional camera systems in laparoscopic performance: a novel 3D system with one camera [J]. *Surgical Endoscopy*, 2010, 24(5): 1132-1143.
- [11] SCHOENTHALER M, SCHNELL D, WILHELM K, *et al.* Stereoscopic (3D) versus monoscopic (2D) laparoscopy: comparative study of performance using advanced HD optical systems in a surgical simulator model [J]. *World Journal of Urology*, 2016, 34(4): 471-477.
- [12] 蒋堃,梁朝朝,周骏,等.3D腹腔镜与传统腹腔镜技术治疗肾上腺肿瘤的疗效比较[J].中华腔镜泌尿外科杂志(电子版),2013,7(6):3-6.
JIANG K, LIANG C Z, ZHOU J, *et al.* Comparison of 3D and 2D laparoscopic adrenalectomy for adrenal neoplasm [J]. *Chinese Journal of Endourology (Electronic Edition)*, 2013, 7(6): 3-6. (in Chinese)
- [13] NASSIMIZADEH A, ZAIDI S M, NASSIMIZADEH M, *et al.* Endoscopic training—is the future three-dimensional? [J]. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 2018, 3(5): 345-348.
- [14] 侯蕊,葛振杰,赵越,等.基于椭圆拟合的医用内窥镜图像相对畸变率检测方法研究[J].光学技术,2019,45(3):364-367.
HOU R, GE Z J, ZHAO Y, *et al.* Method for detecting the relative distortion rate of medical endoscope image based on ellipse fitting algorithm [J]. *Optical Technique*, 2019, 45(3): 364-367. (in Chinese)
- [15] 宋璐,卫亚博,冯艳平.医用电子内窥镜图像畸变校正方法的研究[J].计算机与数字工程,2016,44(12):2480-2483.
SONG L, WEI Y B, FENG Y P. Image distortion correction technology of medical electronic endoscope [J]. *Computer and Digital Engineering*, 2016, 44(12): 2480-2483. (in Chinese)
- [16] 张建勋,韩明慧,代煜.面向低分辨率单目内窥镜图像的三维多孔结构重建[J].光学精密工程,2020,28(9):2085-2095.
ZHANG J X, HAN M H, DAI Y. Three-dimensional porous structure reconstruction for low-resolution monocular endoscopic images [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2020, 28(9): 2085-2095. (in Chinese)

- [17] 王强, 陶沛, 袁波, 等. 多颜色空间的内窥镜图像血管增强方法[J]. 光电工程, 2020, 47(1): 190268.
WANG Q, TAO P, YUAN B, *et al.* Vessel enhancement of endoscopic image based on multi-color space [J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2020, 47(1): 190268. (in Chinese)
- [18] MALIK A S, KHAIRUDDIN R N H R, AMIN H U, *et al.* EEG based evaluation of stereoscopic 3D displays for viewer discomfort [J]. *BioMedical Engineering OnLine*, 2015, 14: 21.
- [19] HWANG A D, PELI E. Instability of the perceived world while watching 3D stereoscopic imagery: a likely source of motion sickness symptoms [J]. *i-Perception*, 2014, 5(6): 515-535.
- [20] YOSHIMOTO K, NOBUTAKA M, KUGA D, *et al.* Dual optical channel three-dimensional neuroendoscopy: clinical application as an assistive technique in endoscopic endonasal surgery [J]. *Interdisciplinary Neurosurgery*, 2016, 6: 45-50.
- [21] HE J X, ANG K L, HAO Z X, *et al.* The comparison between novel and traditional three-dimensional image system in thoracoscopy: glasses-less *vs.* glass [J]. *Journal of Thoracic Disease*, 2016, 8(11): 3075-3080.
- [22] GAO Z P, HWANG A, ZHAI G T, *et al.* Correcting geometric distortions in stereoscopic 3D imaging [J]. *PLoS One*, 2018, 13(10): e0205032.
- [23] XIA Z P, CHENG C, LI X H. Visual comfort enhancement study based on visual attention detection for stereoscopic displays [J]. *Journal of the Society for Information Display*, 2016, 24(10): 633-640.
- [24] WOODS A J, DOCHERTY T, KOCH R. Image distortions in stereoscopic video systems [C]//*Proceedings of SPIE 1915, Stereoscopic Displays and Applications IV*. San Jose: SPIE, 1993: 36-49.

作者简介:



夏振平(1985—),男,江苏兴化人,博士,副教授,2014年于东南大学获得博士学位,主要从事视觉相关的立体显示图像质量测量、评价和优化方面的研究。E-mail:xzp@usts.edu.cn