

Three-dimensional digitization of the anophthalmic cavity by means of the optical fringe projection method

Digitalización tridimensional de la cavidad anoftálmica a través del método óptico de proyección de franjas

Juan J. Barrios^{1*}, Yinet K. Herrera², Yelixe Manrique², Mayra A. Mejía², Silvia J. Quiñonez², Dana G. Vargas²

¹. Grupo Interdisciplinario de Investigaciones Epidemiológicas en el Sistema Visual, Tutor Semillero de Física Óptica, Universidad Santo Tomás, Carrera 18 No. 9-27, Bucaramanga, Santander, Colombia

². Semillero de Física Óptica, Universidad Santo Tomás, Carrera 18 No. 9-27, Bucaramanga, Santander, Colombia

(*) E-mail: juan.barrios01@ustabuca.edu.co

Received: 20/05/2025 Accepted: 05/09/2025
DOI: 10.7149/OPA.58.3.51216

ABSTRACT:

The implementation of bioengineering devices in medicine can improve the comfort and well-being of patients with unique health conditions, for example, by helping them recover the use of limbs or by modeling regions such as the eye. In optometry and ophthalmology, patients who have undergone the complete (enucleation) or partial (evisceration) removal of an eyeball often require ocular prostheses. This article presents a study on the use of an optical device for the 3D digitization of the surfaces of anophthalmic cavities in a group of patients. By using the optical method of fringe projection, our results demonstrate that this type of tool generates reliable data, which can be used to design ocular prostheses that are better adapted to the regions of interest.

Key words: Anophthalmic cavity, enucleation, fringe projection, three-dimensional digitization

RESUMEN:

La implementación de dispositivos de bioingeniería en la medicina permite a pacientes, que, en situaciones de salud únicas, recuperar el uso de extremidades o modelar regiones como las oculares, mejorando su confort y bienestar. En el campo de la optometría u oftalmología, se tienen las prótesis oculares, requeridas por pacientes que han sufrido traumas oculares y/o patologías en las cuales se hace necesario la extirpación completa (enucleación) o parcial (evisceración) del globo ocular. En este artículo se presenta el estudio realizado respecto la implementación de un dispositivo óptico con el cual se realizó la digitalización 3D de las superficies de las cavidades anoftálmicas de un grupo de pacientes, a través del método óptico de proyección de franjas, mostrando que este tipo de herramientas genera resultados confiables con los cuales se podrían realizar diseños de prótesis oculares que se podrían adaptar mejor en las regiones de interés.

Palabras clave: Cavidad anoftálmica, enucleación, proyección de franjas, digitalización tridimensional

REFERENCES AND LINKS / REFERENCIAS Y ENLACES

- [1] "Técnicas", Prótesis Oculares Barcelona, 10-mar-2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.protesisflorit.com/es/tecnicas> Prótesis Oculares Barcelona. (2023, 10 de marzo)
- [2] Castillo Aldana, A. C., & Sarmiento Castro, J. D. (2021). Diseño e Impresión 3D de prótesis oculares. Retrieved. Disponible en: <https://ciencia.lasalle.edu.co/optometria/1902>



- [3] González, A., León, J. & Meneses, J. Sistema de proyección de franjas y su implementación en un sistema optomecatrónico de reconstrucción 3D. [Internet]. 2013. [citado: 2023, marzo] Disponible en: <http://hdl.handle.net/20.500.12749/15186>
- [4] Barrios, J., Morón, M., Barrios, C., Contreras, R., González, A., y Meneses, J. (2017). Three-dimensional scanning of the cornea by using a structured light module. *Óptica pura y aplicada*, 50(4), 351-357.
- [5] Barrios Arlante JJ, Contreras Pico CR, Meneses Fonseca JE, Castro Jaluba WR, González Querubín EA, Carreño Zagarra JJ, et al. Modelos y aplicaciones en ingeniería para el desarrollo social y tecnológico. 2020; Universidad Santo Tomás.
- [6] Contreras, C. R. (2014). Análisis tridimensional de objetos a 360° de observación y campo amplio con múltiple configuración proyector-cámara a partir de iluminación estructurada (Tesis de Doctorado, Universidad Industrial de Santander).
- [7] Besl, P. J., y McKay, N. D. (1992). A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 14(2), 239-256.
- [8] Barrea, M., Torres, G., Contreras, C., y Meneses, J. (2013). Análisis preliminar de un sistema de reconstrucción tridimensional multicaptor. *INGE CUC*, 9(1), 129-142.
- [9] Vargas, R., Marrugo, A. G., Pineda, J., Meneses, J., & Romero, L. (2018). Camera-Projector Calibration Methods with Compensation of Geometric Distortions in Fringe Projection Profilometry: A Comparative Study. *Optica Pura y Aplicada*, 51(3), 1-10.
- [10] Hewlett-Packard Development Company. (2017). *HP 3D Structured Light Scanner Pro S3 – User Guide*. HP Inc.
- [11] Beardsley, P., Torr, P., y Zisserman, A. (1996). 3D model acquisition from extended image sequences. In *Computer Vision – ECCV'96* (pp. 683-695). Springer Berlin Heidelberg.

1. Introducción

En el campo de la optometría y la oftalmología actualmente se realizan varios estudios buscando resolver o corregir defectos refractivos, patologías oculares, entre otros aspectos relacionados con el ojo, con el objetivo de mejorar la calidad de vida de cada uno de los pacientes involucrados en dichos estudios. Estos profesionales del área de la salud se encuentran con casos de pacientes que han sufrido traumas o patologías que dan por consecuencia una enucleación y/o evisceración, los cuales, deben realizarse tratamientos estéticos como implementación o uso de prótesis oculares. Actualmente, se tienen diversas formas para diseñar, construir y adaptar estas prótesis. Sin embargo, el proceso de fabricación de las prótesis oculares actualmente tiende a ser manual, complejo y llegando a generar errores al momento de realizar la medición de la superficie o región donde estas se ubicarían [1]. Entre las técnicas o estrategias implementadas para determinar la geometría de la cavidad enucleada se tienen, el molde por impresión, el cual consiste en rellenar la cavidad anoftálmica con material de impresión que puede ser de alginato o elastómero de silicona por condensación que junto a un conformador o prótesis de prueba genera la impresión de la cavidad, así como el volumen de la prótesis a fabricar. La técnica empírica, se caracteriza por utilizar el moldeado de una prótesis o de una forma previamente adecuada con cera como base. A partir de este molde, el profesional encargado ajusta y personaliza la pieza, adaptándola según las necesidades de cada paciente [2].

En la búsqueda de técnicas no convencionales, durante esta investigación se implementó un dispositivo optoelectrónico denominado HP 3D scanner, el cual está compuesto por un sistema de proyección de patrones de franjas (luz estructurada) y un sistema de adquisición de las imágenes (cámara), las cuales fueron digitalizadas y procesadas hasta generar una digitalización 3D de las superficies en estudio con una resolución en el orden de hasta 100 micras aproximadamente [3]. Tener la digitalización de la cavidad anoftálmica brindó la posibilidad de generar una superficie fiel a la escala real y entregar detalles de las irregularidades de dicha superficie, lo cual brindaría al diseñador de las prótesis en mención, datos precisos respecto esta y además a través de la cual podrá realizar el diseño de las prótesis con la información que se obtenga. Los posibles resultados dieron la opción de modelar la forma y superficie de la prótesis para obtener una mejor adaptación de esta a la cavidad anoftálmica y que el paciente tenga mayor comodidad al momento de colocarla. El presente proyecto sirve de complemento para los expertos en el área de la salud que se encargan de diseñar, construir y colocar prótesis oculares, como es el caso de optómetras especializados en este campo.

2. Proyección de franjas

“En las técnicas de proyección de franjas para modelar los sistemas de medida, se requiere determinar las respectivas coordenadas cartesianas, basándose en los modelos “pinhole”. Para lo cual los planos perpendiculares a los ejes Z_P y Z_C poseen sistemas coordenados (m, n) y (u, v) en píxeles, correspondientes a la pantalla de cristal líquido del proyector y al plano de sensores de la cámara, como se muestra en la figura 1. Los orígenes de los sistemas coordenados corresponden a los centros de las pupilas de salida y entrada para el proyector y la cámara, respectivamente. Los planos se encuentran ubicados aproximadamente a las distancias focales. Una columna en la coordenada m en píxeles, equivalente a la coordenada x_P^l en mm, genera un plano de luz, matemáticamente definido por la ecuación (1) en el sistema coordenado del proyector” [4]

$$f_P X_P - x_P^l Z_P = 0 \quad (1)$$

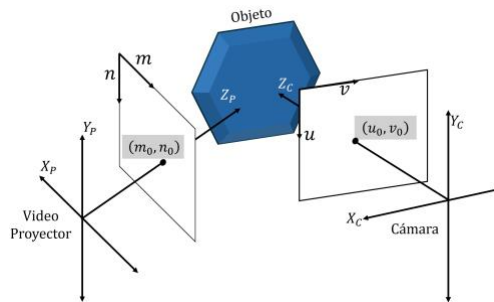


Fig. 1. Modelización del técnica a través del sistema de coordenadas utilizados

Los sistemas coordenados del proyector y la cámara se relacionan a través de la transformación definida por la expresión (2).

$$\begin{bmatrix} X_P \\ Y_P \\ Z_P \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{c11} & r_{c12} & r_{c13} \\ r_{c21} & r_{c22} & r_{c23} \\ r_{c31} & r_{c32} & r_{c33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_C \\ Y_C \\ Z_C \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_{c1} \\ t_{c2} \\ t_{c3} \end{bmatrix} \quad (2)$$

Los elementos de la matriz de rotación y el vector de traslación entre los sistemas coordenados de la cámara (X_C, Y_C, Z_C) y el proyector (X_P, Y_P, Z_P) se definen por $r_{c_{ij}}$ y t_{c_i} . Resolviendo y sustituyendo se logra determinar la ecuación del plano de luz de la coordenada m en el sistema de coordenadas de la cámara como se determina en (3). [4]

$$\begin{bmatrix} \alpha m \\ \alpha \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} w_{11} & w_{12} & w_{13} & w_{14} \\ w_{21} & w_{22} & w_{23} & w_{24} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_C \\ Y_C \\ Z_C \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Siendo α el factor de escala con el cual se describe la ecuación (3) en forma matricial y los coeficientes w_{ij} son función de los parámetros intrínsecos del proyector y los elementos R_C y t_C , los procedimientos para la calibración se detallan en [4].

La técnica en estudio se basa en la deformación que sufren las franjas proyectadas sobre el objeto a digitalizar, debido a las variaciones topográficas que presenta en la superficie. El sistema óptico consta principalmente de dos partes: un sistema de proyección, utilizado para proyectar un patrón de franjas, con perfil de intensidad sinusoidal, sobre la superficie de un objeto, y un sistema de observación, donde se

observa el patrón de franjas proyectado sobre el plano de referencia antes y después de ubicar el objeto a digitalizar. [5]. Los objetos para digitalizar presentan grandes inconvenientes al procedimiento clásico de digitalización 3D por proyección de franjas. Las sombras y regiones ocultas a los sistemas de proyección y observación producen regiones negras y discontinuas en las franjas, dificultándose la obtención de la forma 3D. Estrategias como la variación de la posición relativa entre el sensor y el objeto permiten obtener múltiples digitalizaciones, al integrarlas en un único sistema coordinado, dan como resultado la digitalización 3D del objeto a 360° de observación [6]. Algoritmos de registro de información 3D, como el Iterative Closest Point (ICP) [7], permiten determinar las transformaciones que se deben implementar para unificar las múltiples digitalizaciones, adquiridas para las diferentes posiciones relativas entre el sensor y el objeto, en un único sistema coordinado [8] [9].

3. Metodología

Este proyecto se desarrolló desde el semillero de investigación de Física Óptica del Grupo Interdisciplinario de Investigaciones Epidemiológicas en el Sistema Visual GIESVI, se encontró inmerso dentro del área de investigación, cuidado primario de la salud visual y ocular desde el desarrollo de la optometría basada en la evidencia. Para cumplir con los objetivos propuestos en la presente investigación, se implementó un dispositivo optoelectrónico con el cual se realizó la digitalización tridimensional de la región ocular anoftálmica de los pacientes con enucleación y/o evisceración. El dispositivo HP 3D scanner desarrollado por Hewlett Packard, cuenta con un módulo de proyección de franjas, una cámara CCD con la cual se adquieren las imágenes y un software para el procesamiento digital de las mismas [10], parte del sistema se muestra en la figura 2.

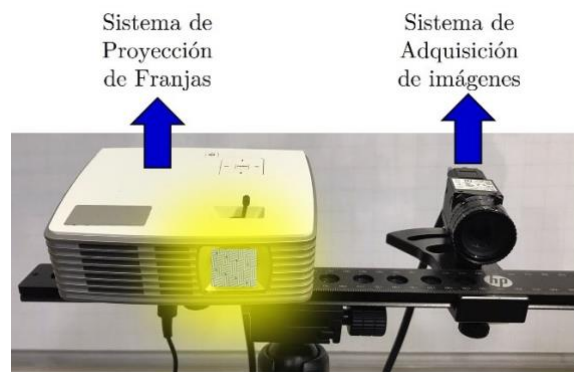


Fig.2. Dispositivo Optoelectrónico implementando HP 3D Scanner

Dependiendo del tamaño de la muestra se elige la configuración de la cámara y el proyector, como se muestra en la figura 3.

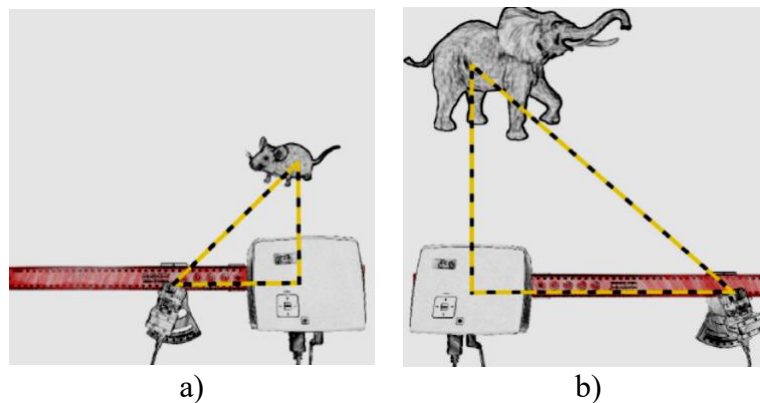


Fig.3. Configuración de la cámara y el proyector para objetos a escala a) pequeña y b) de tamaño grande

Fuente: [http://www.david3d.com/en/support/david5/print version](http://www.david3d.com/en/support/david5/print%20version)

Luego de elegir la posición y ángulo de la cámara respecto al proyector, se procedió con la calibración del sistema óptico implementado, el cual, cuenta con una rejilla de calibración a través de puntos ubicados en las esquinas de cuadrados perfectos, estos puntos constituyen grillas con dimensiones de 30 mm, 60 mm, 120 mm y 240 mm, algunas de las cuales se muestran en la figura 4. En este caso y teniendo en cuenta el tamaño de la muestra (ojo del paciente) se utilizó la escala de 60 mm.

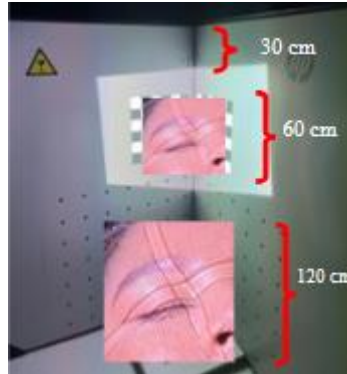


Fig.4. Escalas para la calibración del sistema

Posteriormente se procedió con la respectiva calibración, por lo tanto, el sistema proyecta las franjas y los respectivos filtros sobre la malla elegida con los que se puede adquirir la textura de la muestra en estudio, luego de esto, en el tablero para calibrar, se generan un sistema de cuadrículas tipo tablero de ajedrez, en las cuales las esquinas de las cuadrículas coinciden con los puntos de la grilla, esta secuencia para la calibración se presenta en la figura 5. Finalizando el proceso el operador del sistema puede generar la respectiva graduación de la exposición a la cámara y el brillo, ajuste que se logra apreciar a través de trazos sinusoides al momento de proyectar las cuadrículas sobre la nube de puntos.

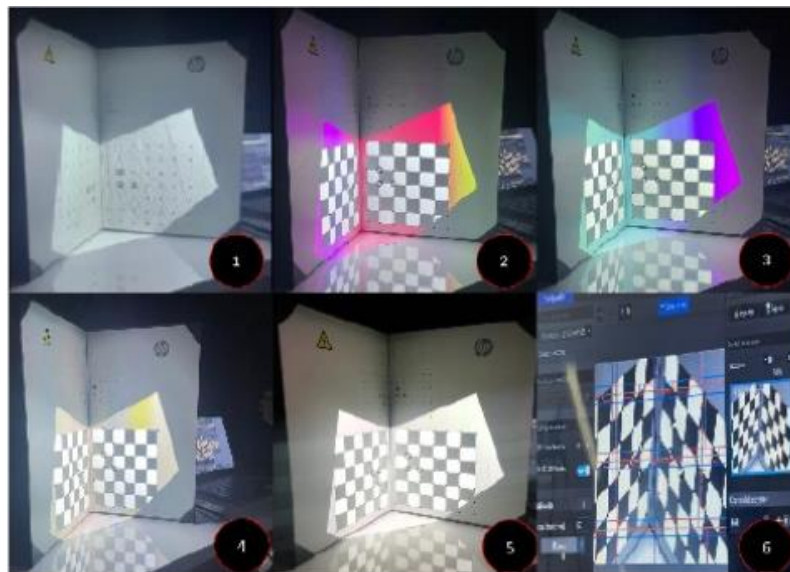


Fig. 5. Calibración del sistema

Luego de tener el espacio de trabajo calibrado, se posicionó al paciente a 39 cm del proyector y el sistema proyector-cámara quedaron a 93 cm del nivel del suelo (ver figura 6), se proyectaron las franjas sobre la región de interés y se capturaron las imágenes, el tiempo de adquisición está alrededor de 1/30 segundos por cada imagen que se tome, esto implicó que el paciente estuvo un tiempo relativamente corto expuesto al equipo. El sistema alcanza una resolución de hasta 0.05 mm o el 0.05% del tamaño escaneado, lo que garantiza alta precisión. El sistema adquiere la fase mediante la codificación matemática de la deformación

de las franjas proyectadas, que se ven afectadas por la topografía de la superficie u objeto que se digitalizará. [11]

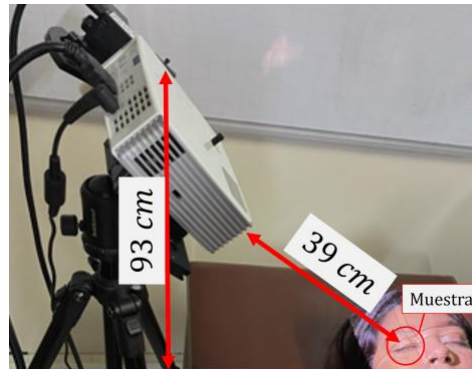


Fig.6. Proyección de las franjas sobre la muestra (región o superficie ocular del paciente)

4. Resultados

Los resultados que se muestran a continuación representan la digitalización de la cavidad anoftálmica del ojo derecho de un paciente, para poder proyectar las franjas sobre la cavidad fue necesario implementar un blefarostato con el cual se mantenía la apertura de los párpados, esto implicó que se debía aplicar anestesia local (tetracaína al 0,5%) común en procedimientos optométricos y oftálmicos breves, evitando las posibles molestias en los párpados y superficie de la cavidad de dicho paciente. En la figura 7 se muestra parte del procedimiento utilizado para proyectar las franjas sobre el objetivo en mención.

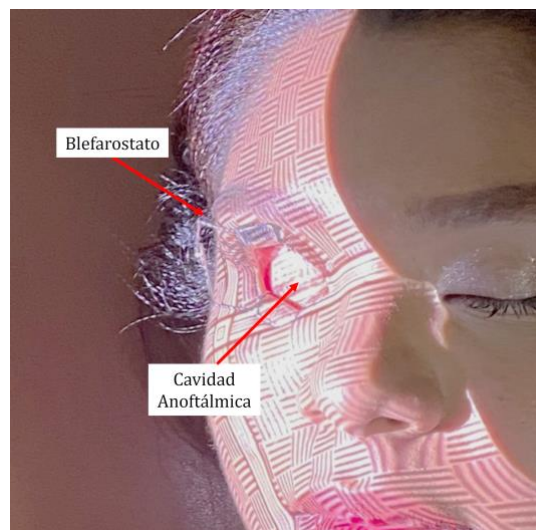


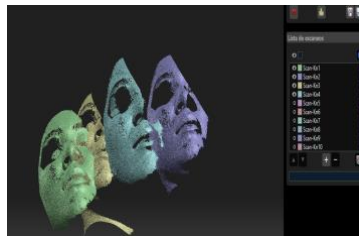
Fig.7. Proyección de las franjas sobre la cavidad anoftálmica del paciente

Como se mencionó el sistema aplicó filtros RGB a través de los cuales se lograba adquirir la textura de la muestra, ver figura 8.

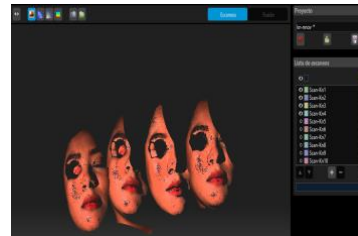


Fig.8. Aplicación de los filtros RGB sobre la muestra

Se realizaron varias adquisiciones de la región de estudio, la serie de capas adquiridas se iban apreciando en la ventana del software del equipo HP 3D scanner, estas se podían visualizar en el formato de nube de puntos, figura 9(a), o con la textura, figura 9(b).



a)



b)

Fig.9. a) Capas en modalidad de nube de puntos. b) Capas con la textura de la muestra

Con las herramientas interactivas del software se realizó la alineación adecuada de cada una de las capas hasta donde se tenía el mejor ajuste, posteriormente se eligieron los puntos no deseados y se eliminaron de las adquisiciones. Parte de este proceso se muestra en la figura 10.

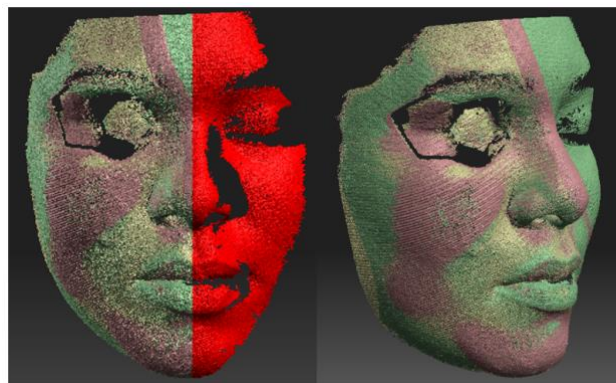


Fig.10. Alineación de los escaneos y selección de puntos no deseados (región roja)

Luego de realizar la mejor alineación de todas las capas, se procedió con la fusión de estas, obteniendo el mejor resultado de la digitalización. En la figura 11 se muestra la fusión obtenida sin la textura, resaltando la región de la cavidad anoftálmica, en esta figura se puede resaltar la calidad y la resolución que se logró obtener de la digitalización deseada.



Fig.11. Fusión de la muestra de estudio

Finalizando con el proceso para la aplicación de la textura sobre toda la imagen 3D adquirida, por razones de confidencialidad del participante solamente se presenta la región de interés, para tener una mejor apreciación y/u observación de la digitalización tridimensional de la cavidad anoftálmica del paciente, el resultado se ubicó en una plataforma en línea para tener dicha visualización tridimensional de forma interactiva para el observador. En la figura 12(a) se muestra la imagen de la digitalización de la región anoftálmica adquirida en el presente estudio y en la figura 12(b) el respectivo código QR el cual puede leerse con los dispositivos móviles y tener acceso interactivo a la digitalización en mención.

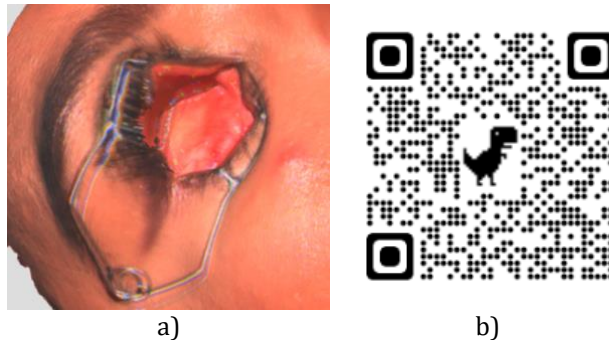


Fig.12. a) Digitalización tridimensional de la cavidad anoftálmica de un paciente enucleado. b) Código para el acceso interactivo a la visualización 3D

5. Conclusiones

Se logró realizar la digitalización tridimensional de la región anoftálmica de un paciente enucleado a través del método óptico de proyección de franjas.

Se logró obtener la aproximación a la geometría de la superficie de la región orbitaria de un paciente enucleado.

Se logró advertir que el dispositivo optoelectrónico HP 3D Scanner genera resultados próximos a los reales en este caso particular logrando digitalizar la región anoftálmica de pacientes enucleados.

6. Recomendaciones

Para lograr tener las mejores digitalizaciones con el equipo optoelectrónico HP 3D Scanner se requiere de una calibración previa y exhaustiva del mismo, de lo contrario, no se podrá tener una buena alineación de las imágenes adquiridas. Cuando se trate de objetos de estudio vivos, se requiere una buena ubicación de las muestras, para evitar movimientos indeseados que generan errores en la digitalización. La iluminación del espacio de trabajo debe ser en un ambiente controlado debido que esto también puede influir en el procesamiento digital de las imágenes.

La investigación también resalta la importancia de seguir desarrollando tecnologías ópticas avanzadas, que permiten la digitalización de superficies complejas como la cavidad anoftálmica, lo cual abre la puerta a futuras aplicaciones en otros campos de la medicina y la rehabilitación.

En términos éticos, el estudio se llevó a cabo con el debido respeto por los derechos de los pacientes, asegurando el consentimiento informado y protegiendo sus datos personales, conforme a las normativas legales vigentes en Colombia. Esto refleja el compromiso con la ética profesional en la investigación biomédica y la integridad de los procedimientos.

La digitalización tridimensional de la cavidad anoftálmica mediante el uso de tecnologías optoelectrónicas representa un avance significativo en la fabricación y adaptación de prótesis oculares, con el potencial de mejorar tanto la precisión en el diseño como la calidad de vida de los pacientes. Esta investigación no solo abre nuevas posibilidades en el campo de la optometría, sino que también contribuye al desarrollo académico y profesional en el área de la salud ocular.

Agradecimientos

Los investigadores expresan el más sincero agradecimiento a todas las personas que, de una u otra manera, contribuyeron a la realización de este trabajo de investigación. En primer lugar, agradecen al director de la investigación el profesor Juan José Barrios Arlante, tutor del Semillero de Física Óptica, por su orientación, apoyo y confianza a lo largo de todo el proceso. Al grupo GIESVI de la Facultad de Optometría, por brindarnos la oportunidad de ser parte de este equipo y permitir el desarrollo de esta investigación. A los pacientes que participaron en este estudio, quienes, con su disposición y colaboración, permitieron que la investigación se llevara a cabo. Su valiosa contribución ha sido esencial para avanzar en el desarrollo de nuevas tecnologías en el ámbito de la optometría. A los Frailes Dominicos de la Universidad Santo Tomás, por proporcionarnos las herramientas, el entorno académico y el espacio físico necesario para el desarrollo de esta investigación, y por fomentar la formación integral de sus estudiantes.