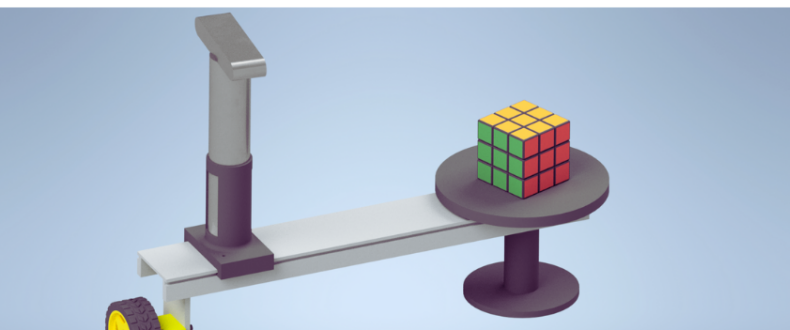
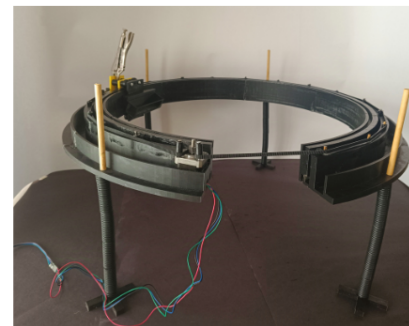
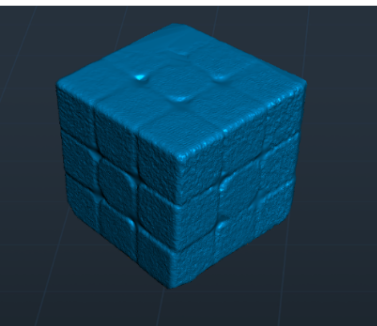
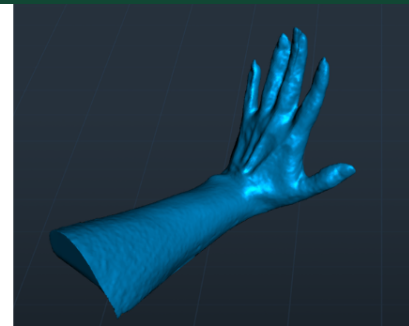
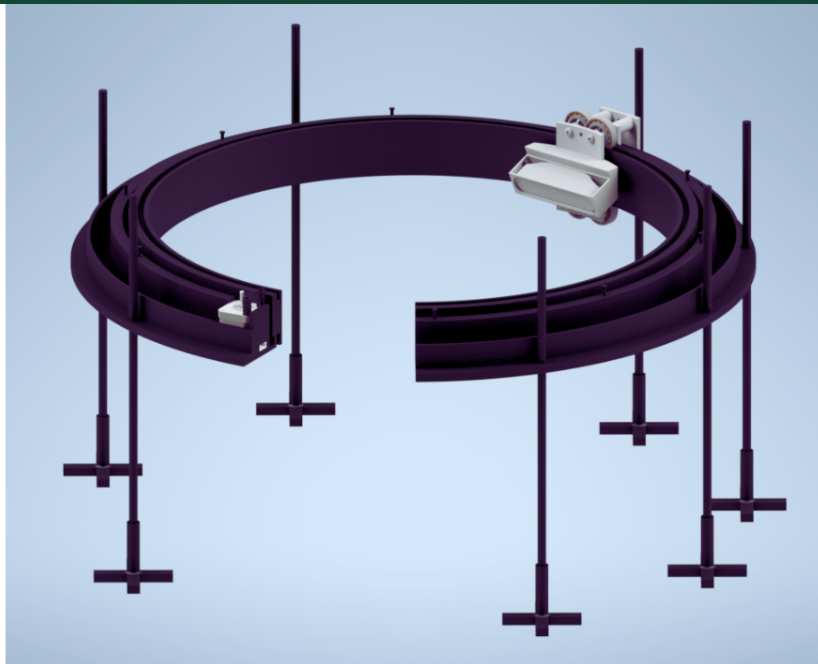


---

# Diseño de sistema de escaneo 3D rotatorio para extremidades humanas

---

Paula Nicole Barrios Sosa





UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería




**Diseño de sistema de escaneo 3D rotatorio para extremidades  
humanas**

Trabajo de graduación presentado por Paula Nicole Barrios Sosa para  
optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Biomédica


Guatemala,

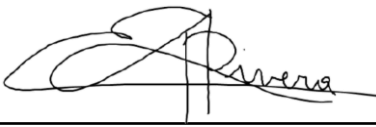
2024

Vo.Bo.:

(f)   
M. Sc. Carlos Esquit

Tribunal Examinador:

(f)   
M.Sc. Carlos Esquit

(f)   
Dr. Luis Alberto Rivera Estrada

(f) \_\_\_\_\_  
Ing. Kurt Emmanuel Kellner

Fecha de aprobación: Guatemala, 13 de febrero de 2025.

El área de modelado tridimensional y fabricación de piezas a través de extrusión ha sido de mi interés desde hace 3 años. Investigar distintas maneras de mejorar la calidad de las impresiones, al hacer pequeños cambios en los parámetros de impresión o postprocesamiento físico, son habilidades que me hizo sentir capaz para realizar este proyecto de graduación. Creo firmemente en la necesidad de mejorar los protocolos de obtención de modelos tridimensionales anatómicos en el área de la medicina por lo que los objetivos de este trabajo van en esa dirección.

Agradezco en primer lugar a Dios por el privilegio de contar con todo lo necesario para la culminación de mi carrera y poner a las personas correctas durante estos años para terminar de manera satisfactoria mis estudios; a mi núcleo familiar, Eddy, Beatriz y Ariana, por darme las oportunidades, herramientas y apoyo incondicional durante estos años; a mis amigos cercanos, Esther, José David y Ayleen, por el vínculo que nos sostuvo durante los momentos de arduo trabajo bajo presión y los múltiples momentos de celebración; también, a mis amistades en general por el apoyo en todo momento.

Quiero expresar mi agradecimiento a mi asesor Dr-Ing. José Andrés Leal por su acompañamiento, tiempo, apoyo y compromiso para la realización de este proyecto; también, al departamento de la carrera por brindarme los dispositivos necesarios para el funcionamiento de mi trabajo de graduación; por último, a la Universidad del Valle de Guatemala por permitirme ser parte de esta comunidad y formarme como profesional.

# Índice

<b>Prefacio</b>	<b>IV</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>IX</b>
<b>Lista de cuadros</b>	<b>X</b>
<b>Resumen</b>	<b>XI</b>
<b>Abstract</b>	<b>XII</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2 Antecedentes</b>	<b>2</b>
<b>3 Justificación</b>	<b>4</b>
<b>4 Objetivos</b>	<b>6</b>
<b>5 Alcance</b>	<b>7</b>
<b>6 Marco teórico</b>	<b>8</b>
<b>7 Metodología</b>	<b>20</b>
7.1 Pruebas de calibración	20
7.2 Prototipo	29
7.3 Pruebas con prototipo	31
7.4 Sistema final	32
7.5 Pruebas con sistema final	34
<b>8 Resultados</b>	<b>36</b>

8.1 Pruebas preliminares	36
8.2 Prueba con prototipo automatizado	40
8.3 Escaneo con sistema final	41
<b>9 Discusión</b>	<b>43</b>
<b>10 Conclusiones</b>	<b>46</b>
<b>11 Recomendaciones</b>	<b>47</b>
<b>12 Referencias</b>	<b>49</b>
<b>13 Anexos</b>	<b>56</b>

# Lista de figuras

Figura 1. Rayos X . . . . .	9
Figura 2. Resonancia magnética. . . . .	11
Figura 3. Ultrasonido. . . . .	12
Figura 4. Tomografía computarizada. . . . .	13
Figura 5. PET. . . . .	14
Figura 6. Configuración y geometría para fotogrametría. . . . .	15
Figura 7. Métodos de luz estructurada. . . . .	16
Figura 8. Método ToF. . . . .	17
Figura 9. Método de modelado con yeso. . . . .	18
Figura 10. Método de modelado con medidas antropométricas. . . . .	18
Figura 11. Método de modelado con resonancia magnética. . . . .	19
Figura 12. Cámaras del CR-Ferret. . . . .	20
Figura 13. Categorías para escaneo del CR-Ferret según dimensiones. . . . .	21
Figura 14. Conexión del CR-Ferret a dispositivos. . . . .	21
Figura 15. Selección de parámetros previo a escaneo de objetos. . . . .	22
Figura 16. Enfoque de escaneo. . . . .	23
Figura 17. Montajes de prueba para escaneo de objeto. . . . .	23
Figura 18. Herramientas de posprocesamiento en software de escaneo. . . . .	24
Figura 19. Conexión e inicio de escaneo. . . . .	25
Figura 20. Montaje de escaneo con dispositivo móvil. . . . .	26
Herramientas de posprocesamiento en aplicación de escaneo. . . . .	26
Figura 22. Configuración previa para escaneo de extremidades. . . . .	27
Figura 23. Montaje de primer escaneo de extremidades humanas. . . . .	28
Figura 24. a) Áreas no deseadas. b) Modelo procesado. . . . .	28
Figura 25. Ensamble base giratoria y acople del escáner. . . . .	29

Figura 27. Circuito de control de giro. . . . .	30
Figura 28. Ensamble del motor reductor y la llanta. . . . .	31
Figura 29. Diagrama de flujo para pruebas automatizadas. . . . .	31
Figura 30. Ensamble del sistema automatizado. . . . .	32
Figura 31. Montaje del sistema de transmisión. . . . .	33
Figura 32. Circuito final para el giro del sistema final. . . . .	33
Figura 33. Montaje para prueba con sistema final. . . . .	34
Figura 34. Validación de medidas en modelos. . . . .	35
Figura 35. Modelos tridimensionales y porcentajes de error para cada método de obtención. . . . .	37
Figura 36. Modelos tridimensionales y porcentajes de error para cada tiempo de escaneo. . . . .	38
Figura 37. Modelos tridimensionales y porcentajes de error para cada distancia de escaneo. . . . .	39
Figura 38. Proceso de escaneo de cubo. . . . .	40
Figura 39. Modelo tridimensional y porcentajes de error para la prueba con el prototipo automatizado. . . . .	40
Figura 40. Proceso de escaneo de guante. . . . .	41
Figura 41. Resultados de escaneo para prueba con extremidad humana. . . . .	41
Figura 42. Medición de modelos tridimensionales con 3D Viewer y porcentajes de error. . . . .	42
Figura 43. Funcionamiento de un 360° video booth. . . . .	56
Figura 44. Prototipo físico ensamblado. . . . .	57
Figura 45. Plano de acople para escáner. . . . .	58
Figura 46. Plano para base giratoria. . . . .	58
Figura 47. Plano para base de disco. . . . .	59
Figura 48. Plano para disco. . . . .	60
Figura 49. Plano para acople de motor. . . . .	61
Figura 50. Plano para base giratoria (45° desliz). . . . .	62
Figura 51. Plano para patas de base. . . . .	63
Figura 52. Plano para desliz. . . . .	64

Figura 53. Plano para separador de 29 mm. . . . .	65
Figura 54. Plano para separador de 10 mm. . . . .	66
Figura 55. Plano para separador de 5 mm. . . . .	67

# Lista de cuadros

Cuadro 1. Parámetros para prueba con dispositivo móvil. . . . .	25
Cuadro 2. Parámetros para prueba de tiempo de escaneo. . . . .	27
Cuadro 3. Parámetros para prueba de distancia de escaneo. . . . .	27
Cuadro 4. Parámetros para prueba de impresión. . . . .	30

El principal desafío para proporcionar un tratamiento personalizado a los pacientes que requieren dispositivos médicos, ya sea de apoyo, reemplazo o modificación de características estructurales o funcionales, radica en la obtención de dimensiones de forma precisa, detallada, no invasiva, rápida y de bajo costo. En la última década, ha habido un aumento en el uso del escaneo tridimensional en medicina, lo que ha facilitado significativamente el proceso de la obtención de un modelo del paciente. Esta técnica ha mejorado la eficiencia del modelado en comparación con los métodos convencionales, reduciendo el tiempo para obtener un modelo humano, lo cual disminuye la incomodidad del paciente, permite la creación de modelos complejos, modificaciones rápidas de modelos existentes y, sobre todo, genera imágenes tridimensionales precisas. Sin embargo, el escaneo manual presenta desafíos. Los movimientos del paciente o la falta de firmeza del operador pueden resultar en imperfecciones del escaneo que podrían afectar la funcionalidad del dispositivo y la satisfacción del paciente.

El objetivo de este proyecto es el desarrollo de una armazón con patrón rotatorio que permita el acople de un escáner 3D para la obtención de modelos tridimensionales precisos. Para ello, se establecieron los parámetros de medición (ej., velocidad, distancia del sensor al objeto, patrón de movimiento) a través de distintas pruebas con el escáner y prototipos a escala. Por último, se diseñó y fabricó un sistema que permite automatizar y mejorar la precisión del proceso de escaneo. Este sistema facilita escaneos 3D precisos mediante una estructura estabilizada y automatizada. La fiabilidad de los resultados se respalda mediante la comparación de las dimensiones de una extremidad real con las del modelo generado con el uso de este sistema, asegurando precisión en la replicación de las geometrías reales.

Palabras clave: escaneo 3D, sistema automatizado, modelos de extremidades humanas.

The main challenge in providing personalized treatment to patients who require medical devices, whether for support, replacement, or modification of structural or functional characteristics, lies in obtaining precise, detailed, non-invasive, fast, and cost-effective dimensions. Over the past decade, there has been an increase in the use of three-dimensional scanning in medicine, which has significantly facilitated the process of obtaining a patient's model. This technique has improved modeling efficiency compared to conventional methods, reducing the time needed to obtain a human model, minimizing patient discomfort, enabling the creation of complex models, allowing quick modifications of existing models, and, above all, generating accurate three-dimensional images. However, manual scanning presents challenges. Patient movements or lack of operator steadiness can result in scanning imperfections that may affect the device's functionality and patient satisfaction.

The objective of this project is to develop a rotating frame that allows a 3D scanner to be mounted for obtaining precise three-dimensional models. Measurement parameters (e.g., speed, sensor-to-object distance, movement pattern) were established through various tests with the scanner and scaled prototypes. A full-scale system was designed to automate and enhance the precision of the scanning process. This system enables accurate 3D scans through a stabilized, automated framework. The reliability of the results is supported by the comparison of the dimensions of a real limb with those of the model generated using this system, ensuring precision in the replication of real geometries.

Keywords: 3D scanning, automated system, limb models

El uso de modelos tridimensionales en la salud beneficia la educación, la planificación y la práctica clínica, lo que permite simulaciones quirúrgicas, diseño de dispositivos médicos personalizados y reducción de exposición a radiación en el diagnóstico [1]. Las imágenes radiológicas tradicionales brindan detalles internos mientras que los escáneres 3D se enfocan en la superficie externa. El escaneo 3D utiliza luz estructurada o láser para generar modelos digitales que han sido aplicados en el diseño de ortesis y prótesis, diagnóstico, tratamientos y planificación quirúrgica en ortopedia, odontología y cirugía reconstructiva [2][3][4][5][6]. Pese a sus avances, enfrenta retos como la falta de protocolos estandarizados y errores por movimiento del paciente o imprecisiones del operador [7]. Este proyecto propone un armazón rotatorio automatizado para escanear extremidades, ofreciendo modelos detallados y superando las limitaciones actuales.

En los capítulos 1 y 2 se presentan los antecedentes y el marco conceptual del escaneo 3D aplicado al modelado anatómico; incluyen los beneficios en medicina y las limitaciones de las técnicas tradicionales. También, se exploran los avances tecnológicos en otras industrias y su adaptación en la salud. En el capítulo 3, se justifica el uso de modelos tridimensionales en salud, destacando su aplicación en diagnóstico, diseño de dispositivos personalizados y planificación quirúrgica. Además, se abordan los retos como la accesibilidad y la personalización. Los capítulos 4 y 5 explican los objetivos generales y específicos del proyecto, así como su alcance. En los capítulos 6 y 7 se describe el marco teórico y la metodología. El marco teórico abarca los principios de imagenología médica y tecnologías de escaneo 3D. La metodología detalla las pruebas preliminares realizadas con el escáner 3D Creality Ferret, incluyendo configuración de parámetros, calibración, diseño y fabricación de prototipos (a escala y tamaño real), así como las pruebas funcionales realizadas con estos sistemas. En el capítulo 8 y 9 se presentan y discuten los resultados, destacando la precisión alcanzada con el prototipo automatizado y el sistema final. Se comparan porcentajes de error relativos en las pruebas preliminares y las pruebas con los sistemas desarrollados, evidenciando mejoras significativas en la precisión del escaneo. Por último, en los capítulos 10 y 11 se presentan las conclusiones y recomendaciones basadas en el desempeño del sistema.

El escaneo 3D permite la recreación digital de la información de los componentes físicos y dimensiones reales de un objeto para ser procesado posteriormente con software para el diseño asistido por computadora (CAD - Computer Aided Design)CAD [8]. Actualmente, diversas industrias como la construcción [9], automotriz [10], arqueología [11], manufacturación [12], forense [13], entre otras, emplean ampliamente métodos de escaneo tridimensional[14]. Esto ha llevado a reducción de costos y tiempo de desarrollo, diseño y fabricación de productos[15], automatización de control de calidad [16], preservación y reconstrucción histórica [17]. En el campo de la medicina, el escaneo 3D se ha convertido en una herramienta fundamental en múltiples especialidades. En ortopedia, se emplea para diseñar implantes personalizados, lo que permite una planificación precisa de las cirugías y mejora la comunicación médico-paciente [18]. En cirugía plástica y reconstructiva, se utiliza para planificar procedimientos, realizando ajustes en modelos del paciente y visualizando los resultados esperados [19]. En odontología, posibilita la creación de implantes dentales personalizados y modelos de pacientes, mejorando la visualización de tratamientos [20]. Por último, en la fabricación de dispositivos médicos, como prótesis mecánicas o biónicas y ortesis, el escaneo 3D permite la creación de soluciones personalizadas según las necesidades de cada paciente [21].

La obtención de un modelo anatómico puede hacerse a través de métodos tradicionales, en su mayoría manuales. El método más reconocido es con yeso, utiliza vendajes para crear una escayola con el negativo de la parte moldeada. Posteriormente, el molde se rellena con polvo POP, el cual es ajustado y modificado según las medidas del paciente [22]. Un segundo método utilizado, son las medidas antropométricas, consiste en medir longitudes, anchuras, alturas y circunferencias para describir numéricamente segmentos del cuerpo y luego realizar una reconstrucción digital [23]. A pesar de ser métodos confiables, ambos presentan la limitación de no permitir modificaciones repetidamente sin tener que realizar todo el procedimiento nuevamente [24].

La utilización de un escáner 3D para la obtención de un modelo anatómico ha demostrado ser confiable, sin embargo, el movimiento del paciente o falta de firmeza del operador podría

resultar en imperfecciones [14]. Baronio, G. et. al.(2017), fabricó un soporte especial para pacientes con hipertonía muscular en la mano hecho de ABS y capaz de mantener la mano en una posición factible para evitar la falta de datos y artefactos de movimiento. Para mitigar errores por parte del operador, Abdullah, A. et. al.(2022), desarrolló un sistema para acoplar un escáner portátil capaz de rotar alrededor de una persona. El sistema es flexible, el escáner puede ser inclinado, tiene traslación vertical y la distancia entre la persona y el escáner es ajustable [14].

Un mejor entendimiento de la anatomía humana a través del uso de modelos tridimensionales puede traer beneficios para todas las partes involucradas en el área de salud, ya que al aumentar las herramientas de visualización y los enfoques de diagnóstico o planificación se contribuye de gran manera a la educación y la práctica clínica. Los modelos tridimensionales pueden ser utilizados para la planificación y simulación de cirugías, creación de dispositivos médicos e implantes personalizados. También, puede facilitar la obtención de imágenes al utilizar una exposición mínima a la radiación para los pacientes. Las imágenes tridimensionales en conjunto con uso de la realidad virtual pueden utilizarse como herramienta de aprendizaje para los estudiantes de medicina, y para diagnóstico y tratamiento de enfermedades [1].

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), las enfermedades más padecidas y con mayor número de muertes causadas para el año 2019 son enfermedades cardiovasculares (17.9 millones), cáncer (9.3 millones), enfermedades respiratorias crónicas (4.1 millones) y la diabetes (2.0 millones) [25]. Dentro de las complicaciones de estas enfermedades encontramos las amputaciones o alguna limitación, como rangos de movilidad reducidos. De estas personas, únicamente entre 5% y 15% tienen acceso a dispositivos, ya sea de apoyo, reemplazo o que puedan modificar características estructurales o funcionales de su anatomía [3]. Dentro de los retos para encontrar el balance entre la accesibilidad para los pacientes y un diseño preciso y funcional, es tomar en cuenta las prioridades, estilos de vida, capacidades, preferencias, y principalmente la satisfacción en cuanto a la funcionalidad para cada paciente, es decir un proceso completamente personalizado [26].

Las modalidades radiológicas están diseñadas para proporcionar detalles sobre la estructura interna de diversas áreas del cuerpo, como los huesos y los tejidos. Por otro lado, la exploración tridimensional a través de escaneo 3D, se centra en ofrecer detalles sobre la superficie externa del cuerpo [26]. Sin embargo, algunas técnicas de imagenología pueden ser utilizadas como herramienta para obtener un modelo tridimensional. La combinación de la Resonancia Magnética y la Tomografía Computarizada genera datos de imágenes 2D y mediante un software CAD son convertidos a un modelo 3D [27]. Pese a la precisión y

a los detalles que se pueden obtener, la incomodidad del paciente durante la adquisición de imágenes y la cantidad de radiación emitida hacia la persona, son efectos que se desea minimizar.

En los últimos años, se ha estudiado el uso de escáneres 3D para la generación de modelos anatómicos. El escaneo 3D consiste en la proyección de una luz estructurada o láser hacia la superficie de un objeto para su posterior análisis al ser reflejada hacia el escáner y permite la recreación digital de la información de los componentes físicos y dimensiones del objeto en formato de datos CAD [8]. Se han encontrado distintos usos para esta tecnología en la medicina. Para el diseño de ortesis se ha utilizado para generar los modelos tridimensionales de mano [28], tobillo y pie [29], empuñadura para mano [30], cabeza y cuello [31], muñeca y mano [32], hombro y cuello [33], antebrazo [34], columna vertebral [35], entre otros. Para diagnóstico, ha sido empleada para calcular la trayectoria de la columna vertebral y determinar si existe una escoliosis [5], para caracterizar cicatrices de quemaduras [5], etc. Así mismo, se ha utilizado para el diseño y fabricación de ortesis faciales transparentes (TFO, por sus siglas en inglés), que se utilizan comúnmente en el tratamiento de traumatismos y quemaduras craneomaxilofaciales, para prevenir cicatrices hipertróficas y queloides [6]. También, para el monitoreo de la curación de heridas [36] y desarrollo de aplicadores para braquiterapia de cáncer de piel no melanoma que se ajusten a la anatomía del paciente y ubicación del tumor [2].

En ortopedia, se emplea para el diseño de implantes y férulas personalizadas, lo que permite una planificación precisa de las cirugías o tratamiento, mejorando la comunicación médico-paciente, y en general reduciendo los posibles efectos negativos como dolor, hinchazón o presión [3] [37]. Modelos tridimensionales faciales son utilizados por especialidades como odontología, cirugía maxilofacial, cirugía reconstructiva y plástica, tanto para visualizar resultados esperados, como para diseñar implantes personalizados [4][5][6]. Por último, en la fabricación de dispositivos médicos, como prótesis mecánicas o biónicas y ortesis, el escaneo 3D permite la creación de soluciones individualizadas según las necesidades de cada paciente [38].

A pesar del auge que ha tenido esta técnica de modelado digital y de sus múltiples beneficios al campo de la salud, hay factores que pueden afectar la precisión de los resultados y a los pacientes. La falta de protocolos de escaneo y de personas cuyo dominio de la tecnología no sea basado en la experiencia propia, no permiten que este método pueda ser utilizado con completa libertad y se obtengan resultados satisfactorios [7]. También, se debe agregar el porcentaje de error generado ya sea por movimiento del paciente o la falta de firmeza por parte del operador del escáner [14].

El área de salud ha mostrado su interés en que se desarrollen cada vez más escáneres 3D de 360° capaces de capturar la anatomía de las extremidades humanas en una sola toma [39]. Este proyecto busca desarrollar una armazón con patrón rotatorio para acoplar un escáner 3D que permita un escaneo preciso de extremidades humanas, facilitando la obtención de modelos anatómicos detallados y personalizados. Con ello, se pretende superar las limitaciones actuales y ofrecer soluciones innovadoras para un diagnóstico y tratamiento más individualizado.

### 4.1 Objetivo general

Desarrollar una armazón que permita la movilidad con un patrón rotatorio de un escáner 3D para el escaneo tridimensional preciso, rápido y sin intervención manual de extremidades humanas.

### 4.2 Objetivos específicos

- Definir capacidades del scanner 3D - Ferret de Creality con respecto a su resolución, área de trabajo, y facilidad de uso en base a la velocidad de movimiento del escáner
- Diseñar y fabricar un prototipo a escala del sistema de escaneo rotatorio de al menos  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$  y evaluar su funcionalidad.
- Diseñar y fabricar un prototipo de tamaño real del sistema de escaneo rotatorio con dimensiones apropiadas para el escaneo de una mano humanas
- Validar la funcionalidad del sistema de escaneo rotatorio comparando las dimensiones reales de sujetos de prueba con los modelos obtenido con el sistema

Este proyecto se enfoca en el diseño y desarrollo de un sistema de escaneo 3D rotatorio destinado a capturar modelos tridimensionales precisos de extremidades humanas, con el objetivo de mejorar la personalización y funcionalidad de dispositivos médicos. El sistema está diseñado para automatizar el escaneo de manera precisa mediante un mecanismo de rotación, permitiendo escaneos detallados y eliminando la intervención manual.

Las pruebas funcionales tanto del prototipo como para el sistema final serán realizadas primero con objetos y luego con una persona sana, no se realizarán en pacientes que necesiten algún dispositivo de apoyo o algo relacionado. Así mismo este sistema funcionará en un plano horizontal, es decir que, no habrá variación de altura durante los escaneos.

## 6.1 Imagenología

Las imágenes médicas son una representación visual de las estructuras y funciones de distintos tejidos y órganos del cuerpo humano y su objetivo es monitorear las anatomías y fisiologías normales y anormales. Algunas de las aplicaciones son el diagnóstico de enfermedades cardíacas, cánceres en diferentes tejidos, desórdenes neurológicos, enfermedades abdominales, fracturas óseas complejas y otras condiciones médicas. Así como el control, tratamiento y prevención de múltiples padecimientos. Existen distintas modalidades dependiendo de la aplicación o del caso del paciente, por ejemplos los rayos X se utilizan en pacientes con posibles fracturas o calcificaciones [40]. La resonancia magnética se utiliza para obtener imágenes de lesiones de rodilla u hombro.[41] También, la tomografía computarizada puede aplicarse para pacientes con anomalías cardíacas. Por último, la tomografía PET permite el estudio del metabolismo de órganos [42][43].

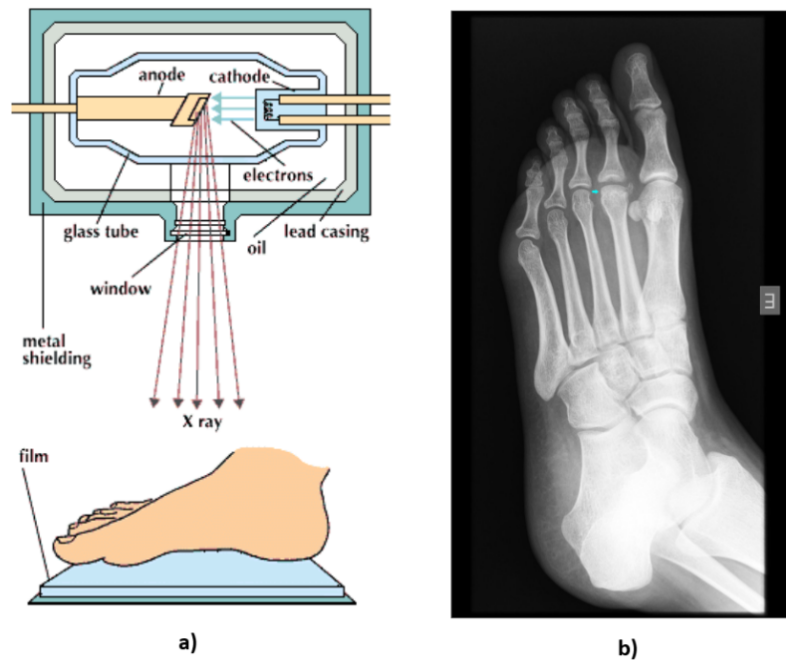
### 6.1.1 Rayos X

Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética ionizante de alta energía. Esta radiación está formada por paquetes de energía llamados fotones y se propagan en forma de ondas a la velocidad de la luz. Estos rayos se forman dentro del tubo que contiene un cátodo, un ánodo y una fuente de alimentación (Figura 1a). El cátodo está formado por filamento de Tungsteno que es calentado para emitir electrones y una cazoleta enfocadora que se encarga de dirigir y concentrar los electrones hacia el ánodo. Por otro lado, el ánodo está formado por una diana de tungsteno que convierte la energía cinética de los electrones en fotones de rayos X y un vástago de cobre que ayuda a disipar el calor. El ánodo también puede ser de tipo rotatorio hecho de tungsteno para que, al rotar disipe el calor mientras genera los fotones. Para mover los electrones desde el cátodo hacia el ánodo es necesario tener un diferencial de potencial entre los dos puntos, para ello la fuente de alimentación proporciona la energía para calentar el filamento del cátodo y crea el diferencial de potencial requerido. Entre más

tensión se aplique, mayor será la cantidad de fotones generados y la energía de éstos. Sin embargo, se forman fotones de distintas energías, por lo que como medida de seguridad se coloca un filtro de aluminio en la trayectoria del haz de manera que se eliminen los fotones con baja energía. El siguiente paso es la colimación, esta reduce el tamaño del haz manera que se pueda reducir la exposición del paciente y aumentar la calidad de la imagen [44].

El haz que atraviesa los tejidos pierde intensidad mediante absorción y dispersión debido a interacciones con los átomos del cuerpo. Los fotones que salen del paciente, es decir que lo atraviesan, son registrados en un receptor de imagen. La película de rayos X tiene como uno de sus componentes una emulsión que contiene granos de haluro de plata, que son sensibles a los rayos y a la luz visible, que registran la imagen radiológica. El otro componente de la película es la base, cuya función es soportar la emulsión y la exposición a los líquidos procesadores que fijan la imagen [44].

**Figura 1.** Rayos X.



*Nota: a) Principio para obtención de imágenes de Rayos.[45] b) Radiografía de pie. [46]*

Las diferentes estructuras anatómicas son reconocidas en una radiografía por las distintas densidades que presentan los tejidos del cuerpo. Existen cuatro densidades básicas: aire, grasa, agua y calcio. [47] Estructuras densas como los huesos son considerados radiopacos ya que absorben la mayor parte de la radiación incidente y se presentan en la película como áreas claras, mientras que las menos densas son consideradas radiotransparentes ya que transmiten la mayor parte de la radiación y se presentan como áreas oscuras (Figura 1b)[44].

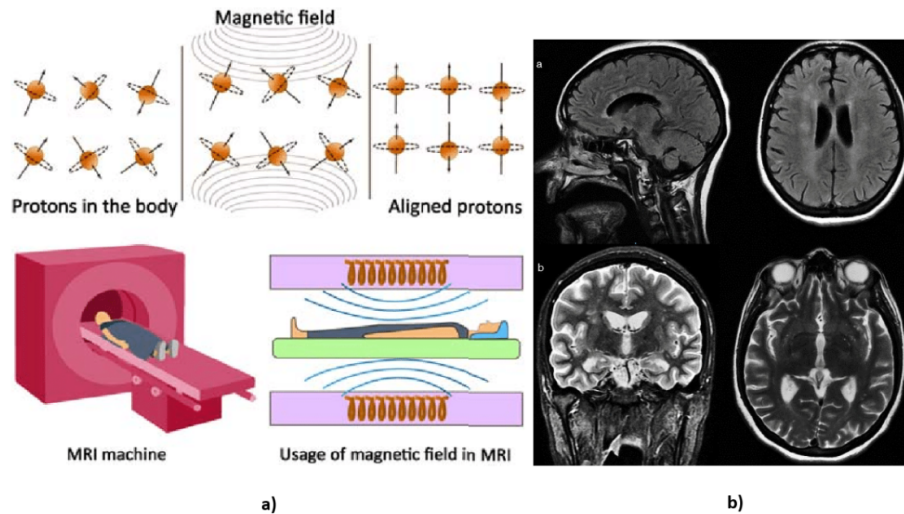
Cuando el haz de rayos X llega al paciente, los tejidos absorben un 90% de los fotones y únicamente el 10% restante atraviesan al paciente y forman la imagen en la película. La

absorción de los fotones se debe a posibles interacciones con los átomos del cuerpo humano en las que se forman nuevos fotones con distintas direcciones, un electrón sea desplazado de su órbita o un electrón absorba la energía del fotón. Estas interacciones pueden llevar a la ionización de moléculas biológicas de manera directa o a través de la formación de radicales libres que al reaccionar rápidamente con otras moléculas orgánicas pueden ionizarlas. Esta ionización puede llevar a un retraso mitótico, es decir que las células no pueden completar la división celular o a una muerte celular. Esto afecta a tejidos cuyas células se dividen continuamente, por ejemplo, la médula ósea. La exposición a este tipo de radiación pueden dar lugar varios tipos de cáncer por la producción de mutaciones. Para reducir la exposición del paciente y del técnico encargado del estudio, pueden ser utilizadas pantallas intensificadoras. Están compuestas de cristales de fósforo que cuando son alcanzados por los fotones, los convierten en fotones de luz visibles, los cuales son expuestos en las películas de manera más eficiente. También es obligatorio el uso de equipo de protección de plomo para atenuar hasta un 98 % de la radiación. [44]

### 6.1.2 Resonancia magnética

La resonancia magnética es un fenómeno físico por el cual ciertos elementos como el  $H^+$  pueden absorber de manera selectiva energía electromagnética de radiofrecuencia al ser colocado bajo un campo magnético. Cada tejido del organismo tiene una densidad específica en núcleos de  $H^+$  que dependerá del contenido de agua de cada uno, un tejido con abundante agua tendrán una alta densidad de  $H^+$ , y cuando estos son sometidos a un campo magnético generado por un equipo de MRI, se orientan de forma paralela o antiparalela a la dirección del campo (Figura 2a) [48]. Posteriormente si se emite hacia el tejido un pulso adecuado de alta frecuencia, mientras dure el pulso, se dará una modificación de la dirección del campo magnético propio de los núcleos de hidrógeno, este fenómeno se conoce como magnetización transversal e implica que los protones quedarán en el plano transversal, es decir perpendicular al campo magnético del equipo. Luego dicho pulso de alta frecuencia es interrumpido y el exceso energético de los núcleos en resonancia será liberado en forma de radiofrecuencia para que puedan volver a su posición de equilibrio. Dicha señal es captada por una antena que envía la información a la computadora para ser interpretada [49].

**Figura 2.** *Resonancia magnética.*



*Nota: a) Protones antes, durante y después de ser sometidos al campo magnético para obtención de imágenes por Resonancia magnética [45]. b) Imagen por resonancia magnética de cerebro [50].*

Las principales ventajas del estudio por resonancia magnética son la ausencia de radiación ionizante, la precisión, su alta sensibilidad al flujo sanguíneo y su capacidad para obtener imágenes de alta calidad de estructuras como el cerebro, la medula espinal, los nervios, los músculos, los ligamentos y los tendones (Figura 2b). Sin embargo, se encuentran desventajas como la poca disponibilidad en hospitales comunitarios debido a su alto costo y la necesidad de excluir a pacientes con prótesis metálicas y otros aparatos obligatorios (que son aproximadamente un 14% de los pacientes referidos a este estudio). A pesar de esto, cuenta con múltiples aplicaciones que la hacen muy útil en el campo médico, tales como la detección de cánceres (pulmonares, de mama, metastásicos), evaluación de la función y estructura del corazón, y anomalías neurológicas [51].

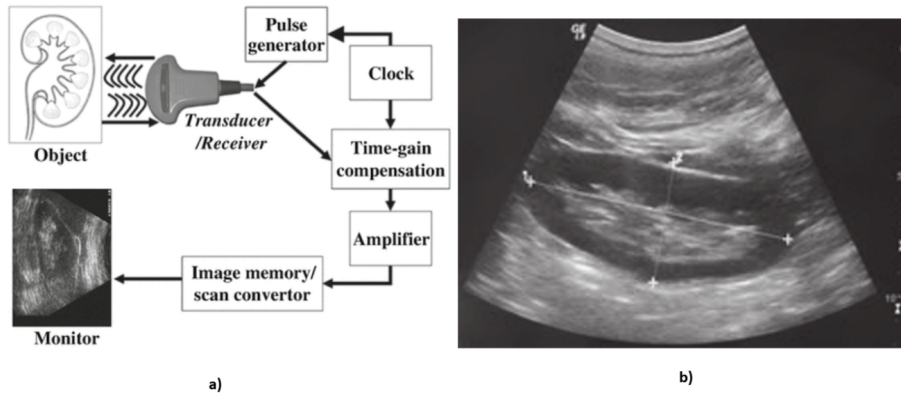
### 6.1.3 Ultrasonido

El ultrasonido utiliza ondas sonoras de frecuencias de valores más altos de los que el oído humano puede percibir. Para la producción de estas ondas sonoras, la energía eléctrica es convertida en mecánica y, al momento de la detección de las reflexiones producidas, es convertida en energía eléctrica para el procesamiento electrónico necesario para la construcción y registro de la imagen final. Esto es posible gracias a un cristal fabricado con materiales que presentan el efecto piezoeléctrico. Al recibir un pulso eléctrico corto, producen una vibración mecánica a una frecuencia de resonancia que se propaga en los tejidos blandos del cuerpo [52].

Cuando un haz de ultrasonidos llega a un tejido experimenta un fenómeno de reflexión. Una parte del haz se refleja en forma de ecos (ultrasonidos reflejados) y la otra parte continúa hacia el siguiente tejido. Cuanto mayor sea la diferencia de impedancia acústica entre los dos

tejidos, mayor será el eco [53]. Al ser reflejado el haz de ultrasonidos, cuando inciden sobre la superficie del cristal, convierte la energía acústica en energía eléctrica. El funcionamiento de los sistemas de producción y detección de ultrasonidos se basa en un instrumento llamado transductor [52]. Cada uno de los pulsos recibidos y digitalizados pasa a la memoria gráfica, se ordena y es presentado en forma de puntos brillantes en el monitor (Figura 3)[53].

**Figura 3.** *Ultrasonido.*



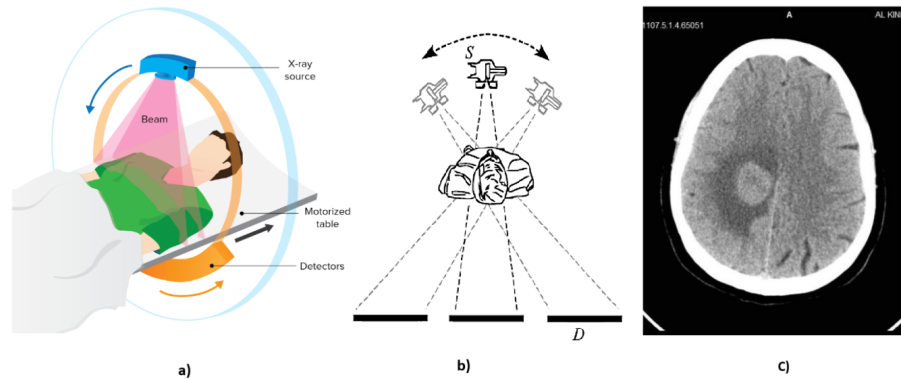
*Nota: a) Principio para obtención de imágenes por ultrasonido. [54] b) Ultrasonido renal. [55]*

Estas imágenes ayudan a diagnosticar la causa de la inflamación de algún órgano, dolor e infecciones; también, afecciones cardíacas, biopsias, evaluar daños después de un ataque cardíaco, seguimiento obstétrico, etc. El ultrasonido es no invasivo, seguro y no utiliza radiación ionizante. Sin embargo ha tenido algunos efectos secundarios como cambios hormonales, rotura de cromosomas con muy baja frecuencia, generación de un entorno químico innecesario debido a un calor generado. [43]

### 6.1.4 Tomografía computarizada

Una tomografía computarizada es un procedimiento cuyo objetivo es medir la transmisión de los rayos X a través del paciente en un gran número de proyecciones tomadas alrededor de un único eje de rotación [56] [57]. Estas son obtenidas al combinar la acción de un tubo de rayos X rotando alrededor del paciente y un conjunto detector que está curvado en el plano axial y tiene forma rectangular a lo largo del eje longitudinal (Figura 4a). Los fotones son atenuados a medida que pasan a través de los tejidos, su valor es relativo al aire y agua y se expresa en unidades Hounsfield (UH), definiendo el aire como -1000 UH y el agua como 0 UH [57]. Para la reconstrucción de la imagen se utiliza la retroproyección filtrada que consiste en filtrar las proyecciones obtenidas desde distintos ángulos y luego retroproyectadas para acomodarlas en la matriz que integra la imagen final (Figura 4b)(Figura 4c) [58].

**Figura 4.** Tomografía computarizada.



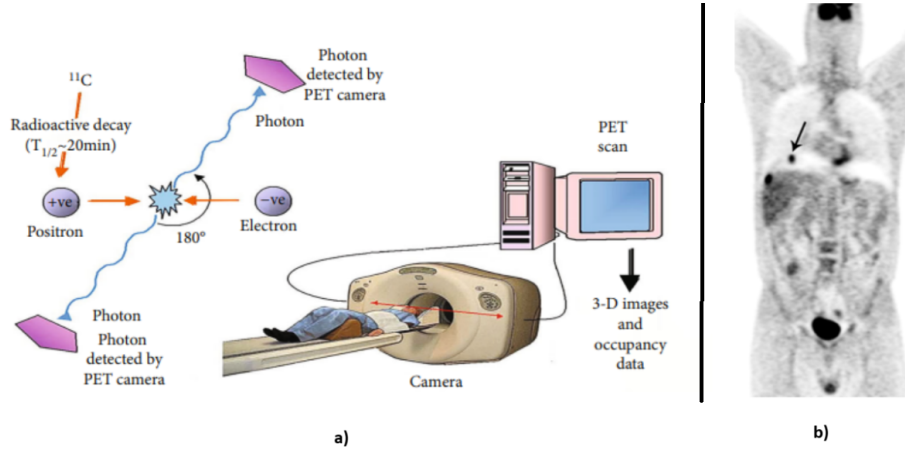
*Nota: a) Principio para obtención de Tomografía computarizada. [59] b) Retroproyección filtrada para reconstrucción de imagen CT. [60] c) Tomografía de cerebro. [61]*

La principal desventaja de este estudio es la alta exposición del paciente para la obtención de todas las proyecciones, por ejemplo, para una TC abdominal la dosis de radiación necesaria es equivalente a 500 radiografías de tórax [57]. Sin embargo, es considerada versátil ya que permite la reconstrucción tridimensional de cualquier área anatómica y cuenta con múltiples aplicaciones en oncología, radiología vascular, cardiología, traumatología, cardiología intervencionista, etc [56]. Además en la actualidad además de protocolos de uso de equipos de protección radiológica, se han desarrollado tomógrafos y protocolos de imágenes que han reducido drásticamente la exposición a radiación tanto para pacientes como para el personal implicado [57].

### 6.1.5 Tomografía por emisión de positrones (PET)

La tomografía por emisión de positrones implica obtener imágenes a partir de la detección de la emisión de radiactividad cuando se inyecta por vía intravenosa una pequeña concentración de trazador radiactivo [43]. Éstos trazadores son fármacos compuestos de moléculas biológicas marcadas con radionúclidos y emiten un determinado tipo de radiación que al chocar con un electrón de los materiales que forman los tejidos del cuerpo [43][62]. A partir de esa colisión se producen dos fotones que son emitidos en sentidos opuestos, fuera del cuerpo, y son detectados en coincidencias por el escáner PET (Figura 5a) [43][62]. Los detectores PET consisten en cristales centelleadores acoplados con tubos fotomultiplicadores. Cuando los fotones interactúan en el cristal se produce un haz de luz que es convertido en señal eléctrica por fotodetector. El número de coincidencias verdaderas medidas en un par de detectores es proporcional a la actividad del radiofármaco, por lo que se tiene la información sobre la distribución del radioisótopo en el paciente a través de las coincidencias. La reconstrucción de la imagen es mediante la obtención de cortes transversales de dicha distribución (Figura 5)[62].

Figura 5. PET.



Nota: a) Principio para obtención de imágenes por PET [43]. b) PET de paciente con cáncer de colon [52].

El escaneo PET puede ser utilizado para medir la concentración de aminoácidos, azúcar, ácidos grasos. También es una nueva herramienta para la detección de enfermedades como aterosclerosis, envejecimiento, Alzheimer y esquizofrenia [43].

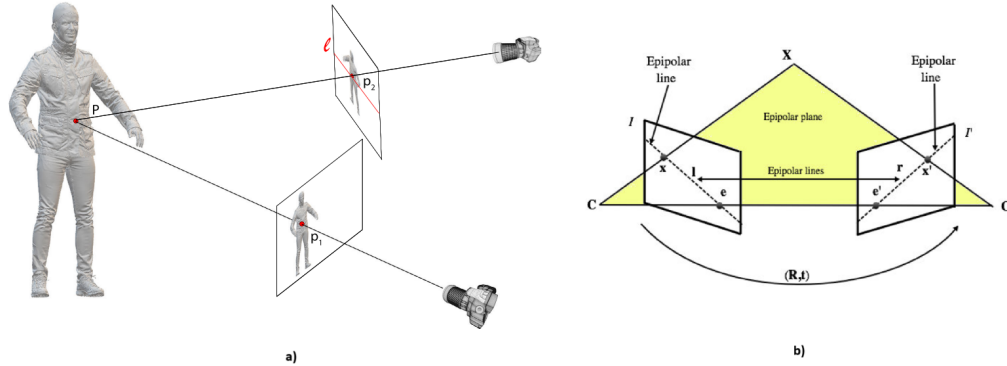
## 6.2 Tecnologías de escáneres 3D

En el ámbito del escaneo tridimensional, se han desarrollado diversas tecnologías para capturar y reconstruir modelos 3D de objetos y superficies con alta precisión. Entre las más destacadas, se encuentran la fotogrametría, la luz estructurada y el tiempo de vuelo (ToF). Cada una de estas técnicas se basa en principios físicos y matemáticos diferentes, utilizando configuraciones específicas de cámaras, fuentes de luz o sensores para obtener datos tridimensionales.

### 6.2.1 Fotogrametría

La fotogrametría es la medición de objetos utilizando fotografías. En el ámbito del escaneo, consiste en la reconstrucción tridimensional a través de múltiples vistas bidimensionales [63].

**Figura 6.** Configuración y geometría para fotogrametría.



*Nota:* a) Configuración para fotogrametría [63]. b) Geometría epipolar [64].

El fundamento detrás de esta reconstrucción es la geometría epipolar, que depende de los parámetros internos de las cámaras y de la pose relativa (Figura 6a).[65] Se tienen dos puntos correspondientes a las dos cámaras  $C$  y  $C'$ , y un plano de imagen para cada uno ( $I$  y  $I'$ ), estos están en dirección a un punto  $X$ . El plano epipolar que es el plano que pasa por los dos centros ópticos y el punto  $X$  en el espacio 3D. Los epipolos ( $e$  y  $e'$ ) son las intersecciones entre la línea base (baseline), que conecta los centros ópticos de las cámaras, y los planos de imagen de cada cámara. Y por último, todas las correspondencias (puntos que representan la misma ubicación en ambas imágenes) están limitadas a una línea epipolar, es decir la intersección entre el plano epipolar y el plano de la imagen (Figura 6b). Con todos estos conceptos, se busca construir una matriz fundamental  $F$  en base a la identificación de múltiples correspondencias. Para ello se forman ecuaciones lineales que deben cumplir con la ecuación (1)

$$X'^T F X = 0 \quad (1)$$

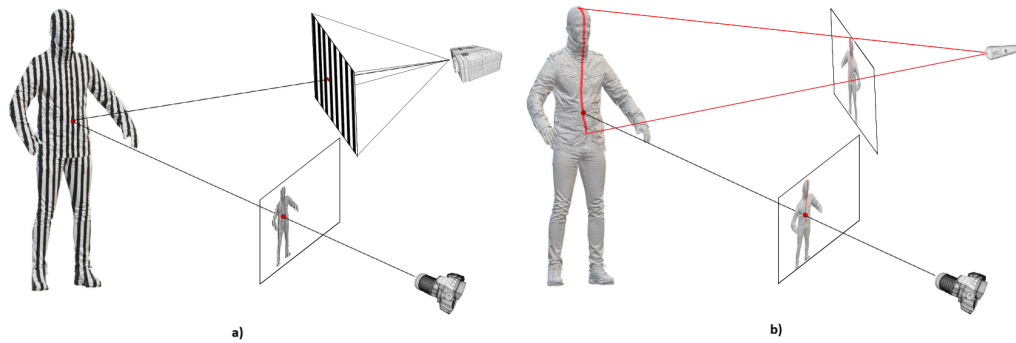
en donde  $X'$  y  $X$  corresponden al mismo punto en las dos imágenes,  $X_t^T$  siendo la traspuesta, es decir un vector fila, y al multiplicarse, devuelven un escalar. Es decir que  $l$  pertenece a la línea epipolar de  $r$ . Se encuentra la matriz  $F$  al resolver el conjunto de ecuaciones lineales. Con esta matriz se calculan las matrices de las cámaras ( $P$  y  $P'$ ). Y por último para la reconstrucción se utiliza el método de triangulación que utiliza las matrices de las cámaras y las correspondencias para computarizar el punto  $X$  en un espacio tridimensional y se escribe como indica la ecuación (2)

$$X = t(l, r, P, P') \quad (2)$$

### 6.2.2 Luz estructurada

Los escáneres de luz estructurada difieren del método de la fotogrametría en la configuración, en vez de utilizar dos cámaras, se utiliza una cámara y una fuente de luz. Este tipo de escáneres pueden subdividirse en dos dependiendo de la fuente de la luz que se esté utilizando. Puede ser proyector de láser, el cual suele tener una exactitud milimétrica, o proyector de distintos patrones de líneas, ya sea con luz visible o infrarroja (Figura 7) [63]. Con ambos tipos de fuente de luz se realiza el mismo procedimiento para la reconstrucción tridimensional [66]. El objetivo de utilizar una luz estructurada es que cuando ésta sea proyectada hacia la superficie de la persona u objeto que se desea modelar, sea deformada debido a la forma y textura. La generación del modelo tridimensional se basa, al igual que en la fotogrametría, en la triangulación [66].

**Figura 7.** *Métodos de luz estructurada.*

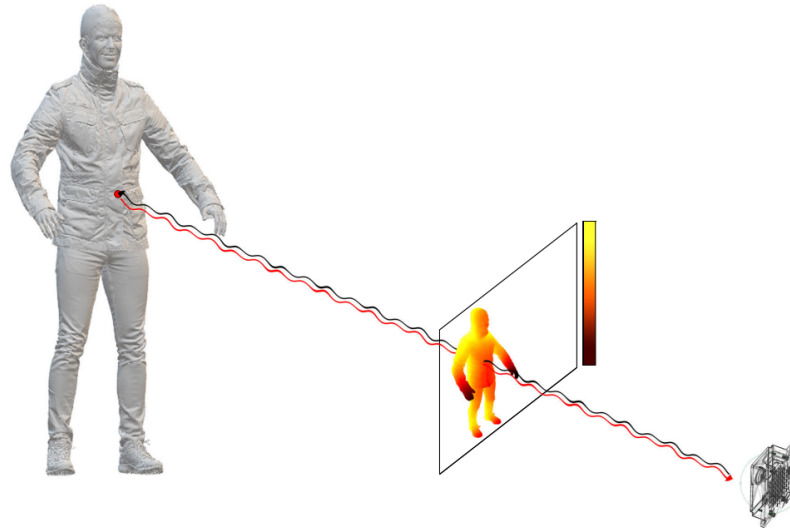


*Nota: a) Configuración con proyector. b) Configuración con láser [63].*

### 6.2.2 Tiempo de vuelo (ToF)

Las cámaras de tiempo de vuelo (ToF) son sensores que pueden medir la profundidad de los puntos de la escena, iluminando la escena con una fuente láser o LED controlada y luego analizando la luz reflejada [67]. Existen dos métodos para la reconstrucción del modelo. El primer método utiliza modulación de frecuencia, se utilizan pulsos modulados para medir la fase de la onda reflejada. Luego se compara la fase de la onda emitida y la onda recibida para calcular la distancia (Figura 8).

**Figura 8.** Método ToF.



*Nota: Configuración para ToF. La flecha negra indica la ruta de la señal emitida. La flecha roja indica la ruta de la señal recibida. [63]*

El segundo método es la medición directa del tiempo de vuelo, se mide el tiempo que tarda el pulso en viajar desde el emisor y de regreso al receptor. Y utilizando la ecuación(3) se calcula la distancia  $d$

$$d = \frac{1}{2}C_oT \quad (3)$$

donde  $C_o$  es la constante de la velocidad de la luz y T es el tiempo medido. [68]

### 6.3 Modelado tridimensional de la anatomía

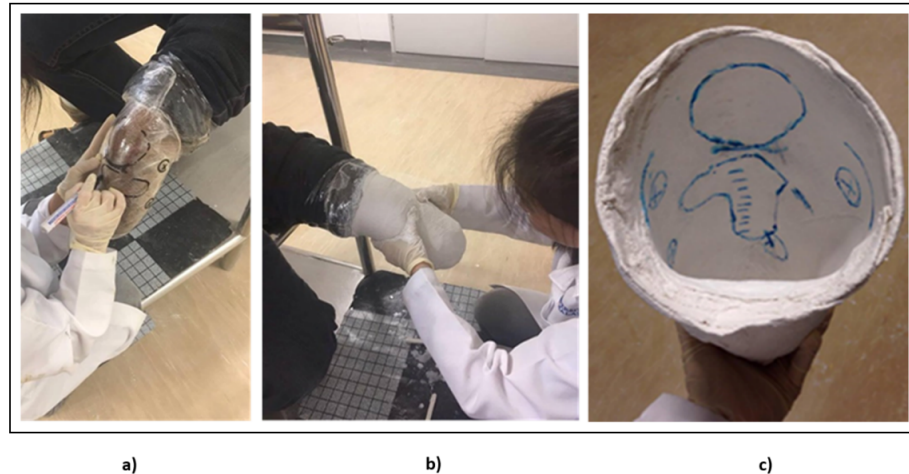
El modelado tridimensional de la anatomía se ha utilizado durante décadas mediante métodos tradicionales que permiten capturar y replicar las características anatómicas del cuerpo humano. Entre los más comunes están la escayola de yeso, que utiliza moldes físicos para crear representaciones anatómicas, y las medidas antropométricas, que emplean parámetros corporales para la reconstrucción de modelos. Estas técnicas, aunque confiables y accesibles, presentan ciertas limitaciones en cuanto a precisión y flexibilidad. A continuación, se describen sus características y aplicaciones principales.

#### 6.3.1 Escayola de yeso y polvo POP

El método más reconocido es con yeso, donde se utilizan vendajes para crear una escayola con el negativo de la parte moldeada. Posteriormente, el molde se rellena con polvo POP, al cual se le harán ajustes y modificaciones según las medidas del paciente (Figura 9) [22].

A pesar de ser un método confiable, presenta la limitación de no permitir modificaciones repetidamente sin tener que realizar todo el procedimiento cada vez [24].

**Figura 9.** Método de modelado con yeso.

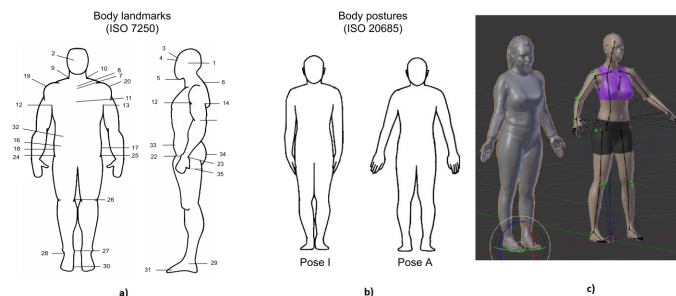


*Nota: a) Marcado de puntos de referencia. b) Escayola con vendajes y yeso. c) Modelo negativo finalizado para ser rellenado con polvo POP. [22]*

### 6.3.2 Medidas antropométricas

Las medidas antropométricas consisten en tomar los valores de longitudes, anchuras, alturas y circunferencias de segmentos del cuerpo para luego realizar una reconstrucción digital [63]. La norma ISO 7250-1:2017 especifica una lista de puntos de referencia corporales y mediciones, y dos posturas estándar de pie estandarizadas por la norma ISO 20685-1:2018, los puntos correspondientes y las poses se muestran en la Fig. 14 [22].

**Figura 10.** Método de modelado con medidas antropométricas.



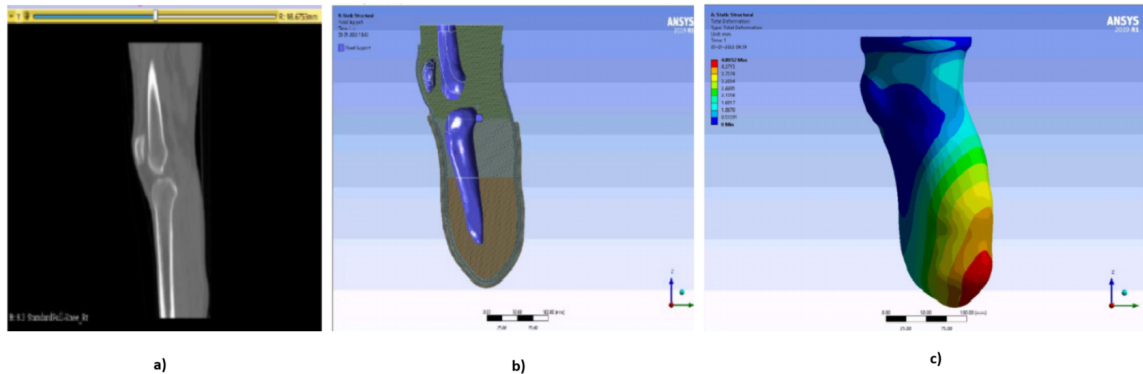
*Nota: a) Puntos de referencia corporales según la norma ISO 7250-1:2017. [22] b) Posturas de pie según la norma 20685-1:2018. [22] c) Reconstrucción digital a base de medidas antropométricas. [69]*

La colocación de marcadores en la piel como parte del protocolo de medición ha sido descrito como un proceso tedioso y propenso a errores, por lo que se han propuesto sistemas exitosos sin marcadores [22].

### 6.3.3 Reconstrucción con imagenología

Es posible realizar reconstrucciones tridimensionales a través de la fusión de técnicas de imagenología como la resonancia magnética o la tomografía computarizada. Para ellos se utilizan los datos de imágenes en 2D y mediante un software CAD son transformados a un modelo 3D. Sin embargo la incomodidad del paciente para la adquisición de estos estudios o la radiación emitida, son efectos que se desean minimizar [27].

**Figura 11.** Método de modelado con resonancia magnética.



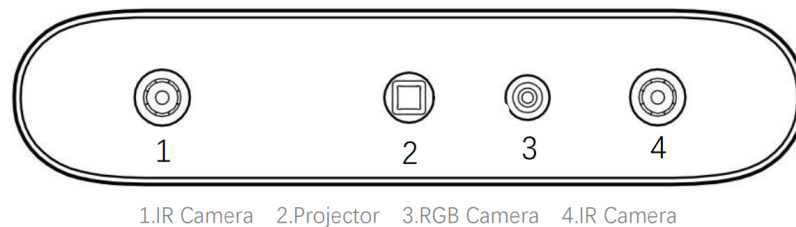
*Nota: a) Resonancia magnética. b) Malla de superficie con herramienta de segmentación de Slicer3D. c) Modelo negativo tridimensional finalizado. [27]*

Los modelos tridimensionales anatómicos han sido de gran utilidad en el campo de la medicina. En ortopedia, se emplea para diseñar implantes personalizados, permitiendo una planificación precisa de las cirugías y mejorando la comunicación médico-paciente [18]. En cirugía plástica y reconstructiva, se utiliza para planificar procedimientos, realizando ajustes en modelos del paciente y visualizando los resultados esperados [70]. En odontología, posibilita la creación de implantes dentales personalizados y modelos de pacientes, mejorando la visualización de tratamientos [71]. Por último, en la fabricación de dispositivos médicos, como prótesis mecánicas o biónicas y ortesis, el escaneo 3D permite la creación de soluciones personalizadas según las necesidades de cada paciente [72].

## 7.1. Pruebas de calibración

El escáner Ferret de Creality basa su funcionamiento en la tecnología de luz estructurada, específicamente proyectando luz infrarroja. Utiliza dos cámaras IR, las cuales además de funcionar como receptores de la luz infrarroja emitida por el proyector, simula la visión humana al ser capaz de capturar desde distintos ángulos. Además utiliza una cámara RGB que le da la capacidad de capturar los colores de los objetos a una resolución de 1080p a 30 fps (Figura 12). El escáner tiene una precisión de hasta 0.1mm con una resolución mínima de 0.16mm y una velocidad de escaneo de hasta 30 fps. Estas características le permiten realizar escaneo de cinco categorías de objetos según las características que posea (Figura 13), dichas categorías se dividen según las dimensiones o segmento del cuerpo humano.[73]

**Figura 12.** Cámaras del CR-Ferret.

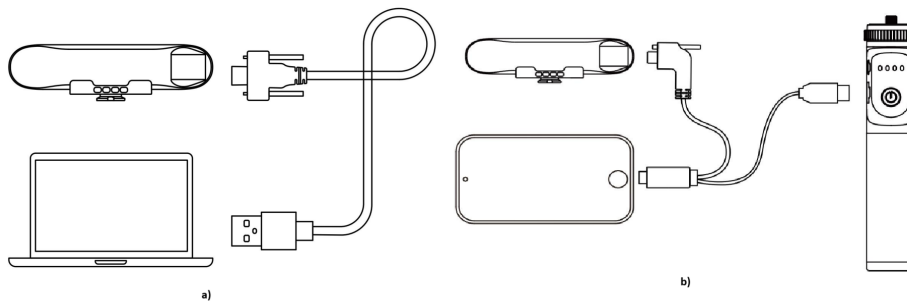


**Figura 13.** Categorías para escaneo del CR-Ferret según dimensiones.[73]

50cm<Large objects<200cm	25cm<Medium object<50cm	15cm<Small objects<25cm	Face	Body
				

El CR-Ferret cuenta con dos modos de uso, conectado a un ordenador o a un dispositivo móvil compatible. El primer modo es controlado mediante ordenador de manera alámbrica utilizando el programa CrealityScan (Figura 14a). El segundo modo es utilizando la aplicación Creality Scan, este modo cuenta con la ventaja de ser una configuración inalámbrica (Figura 14b). [73]

**Figura 14.** Conexión del CR-Ferret a dispositivos.



*Nota:* a) Conexión de CR-Ferret a ordenador [73]. b) Conexión de CR-Ferret a dispositivo móvil [73].

Como primer punto se realizan pruebas con el escáner Ferret utilizando un cubo Rubik como objeto para establecer parámetros de medición. Con el objetivo de establecer los siguientes parámetros: método de obtención del modelo (alámbrico con PC o inalámbrico con dispositivo móvil), distancia óptima entre el escáner y el objeto, y tiempo de escaneo.

### 7.1.1 Obtención de datos por conexión alámbrica a PC

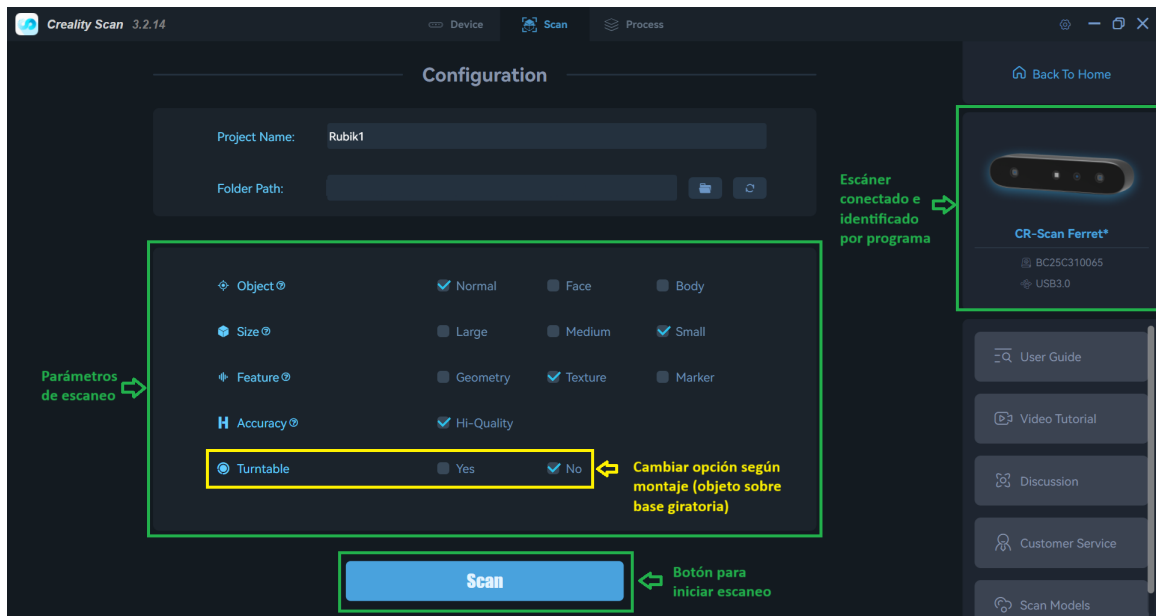
Se utiliza el programa CrealityScan 3.2.14 (Creality, SZSE, CN), que es capaz de obtener los datos de escaneo, generar modelos tridimensionales y cuenta con herramientas para el post-procesamiento del modelo. Los requerimientos de sistema de este programa son:

- Windows: 10/11 (64-bit)

- Memoria:  $\geq 8G$
- Procesador: 8 gen i5 CPU o mayor

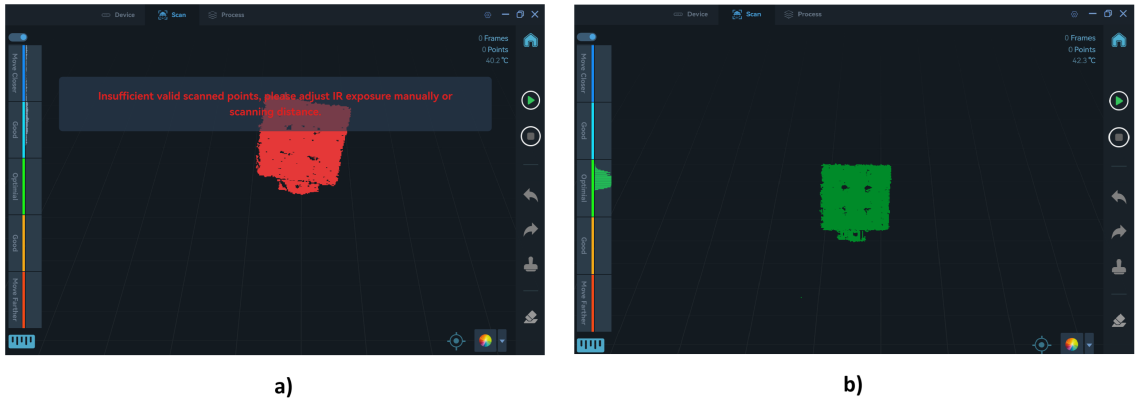
Luego de conectar el escáner a la PC, se configura el programa previo al escaneo con los parámetros correctos para obtener todas las características del cubo Rubik según el montaje de la prueba correspondiente (Figura 14a y 15). Para estas pruebas se seleccionan las casillas de *object*, normal; *size*, small; *feature*, textura; *Accuracy*, calidad alta; y *turnable*, dependerá del montaje de la prueba (Figura 13).

**Figura 15.** Selección de parámetros previo a escaneo de objetos.



Al realizar el escaneo en todas las pruebas, se toma en cuenta que la barra de enfoque, que se encuentra del lado izquierdo de la interfaz, se mantenga siempre en el rango óptimo (color verde) para asegurar que los datos se capturan correctamente. En ocasiones, el programa indica que los puntos no son válidos, lo que requiere ajustar la distancia de acuerdo con la barra de enfoque y volver a colocar el modelo en color verde (Figura 16).

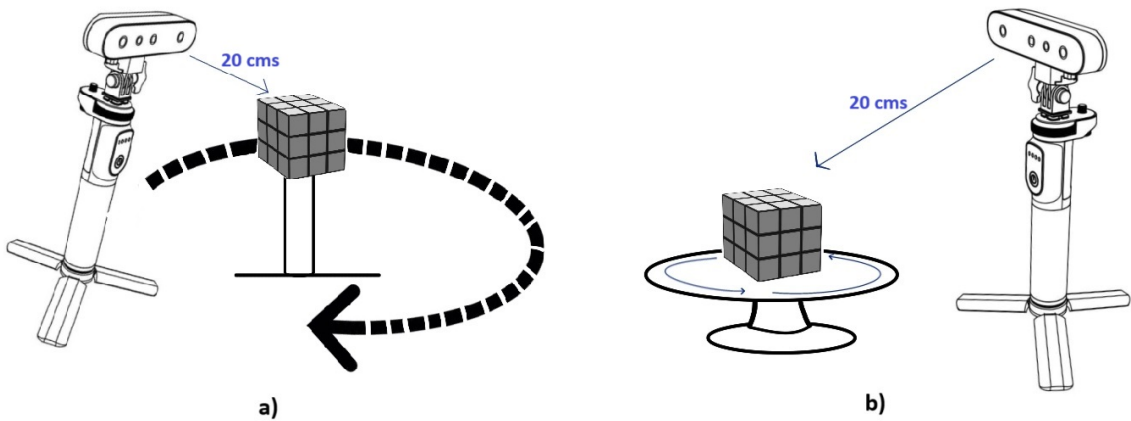
**Figura 16.** *Enfoque de escaneo.*



*Nota: a) Modelo no enfocado correctamente. b) Modelo enfocado correctamente.*

El primer montaje consiste en se coloca el cubo Rubik sobre un cilindro y se realiza el escaneo de manera manual, moviendo el escáner alrededor (Figura 17a). Para el segundo montaje, se coloca el cubo Rubik sobre una base giratoria y se sitúa el escáner en un punto fijo sobre la mesa (Figura 17b). Se debe colocar el escáner aproximadamente a 20 cm del cubo Rubik.

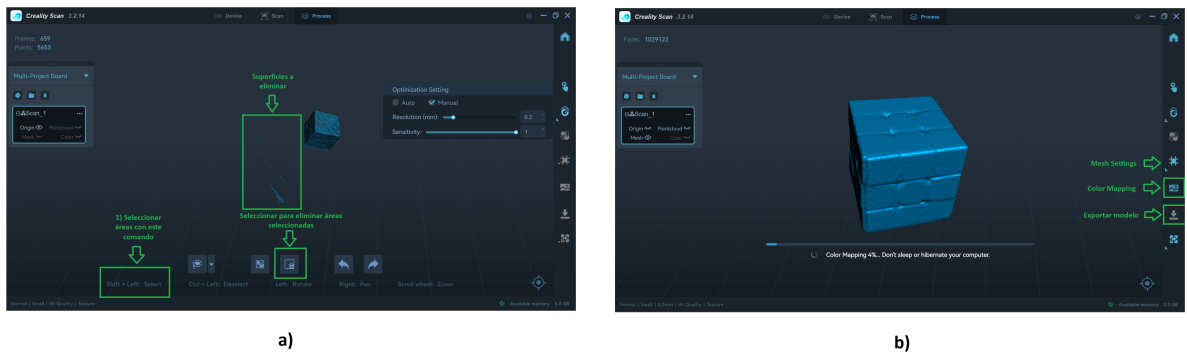
**Figura 17.** *Montajes de prueba para escaneo de objeto.*



*Nota: a) Montaje prueba con escáner estático. b) Montaje prueba con cubo escáner giratorio.*

Para el post-procesamiento de los modelos, se utilizan las herramientas del programa para eliminar ciertas superficies capturadas, para ello se selecciona el ícono con el bote de basura para eliminarlas del modelo (Figura 18a). Después de limpiar el modelo, se selecciona la herramienta de *Mesh Setting* y se rellenan automáticamente los espacios vacíos. Luego, para agregar los colores del objeto, se utiliza la herramienta de *Color Mapping*. Finalmente, se exporta el modelo en formato .STL. (Figura 18b)

**Figura 18.** Herramientas de posprocesamiento en software de escaneo.



*Nota: a) Herramientas para eliminar superficies no deseadas. b) Herramientas de relleno, color mapping y exportación de modelo.*

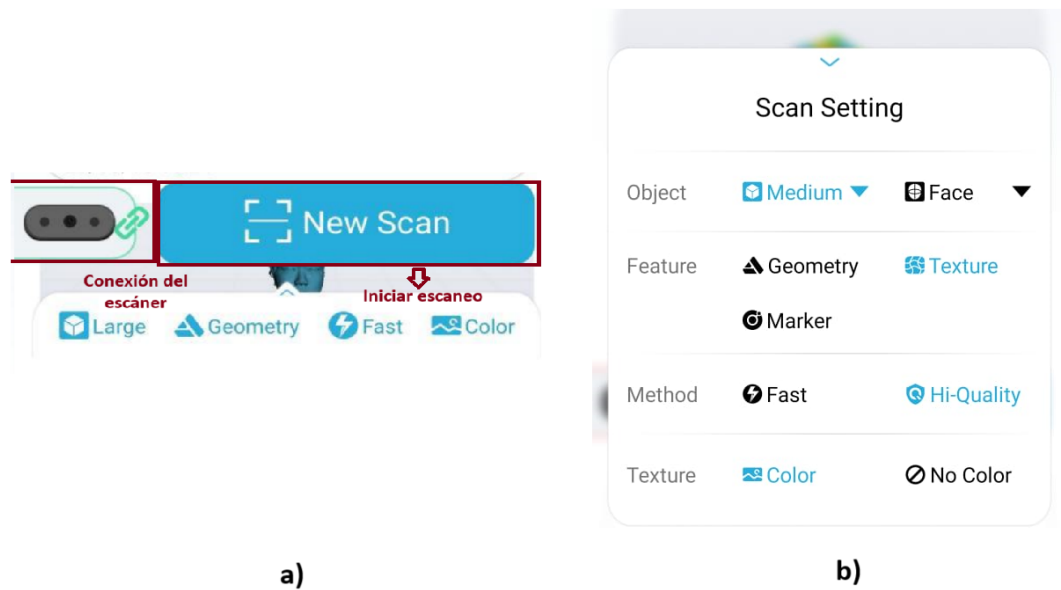
## 7.1.2 Obtención con dispositivo móvil

Se utiliza la aplicación CreaScan 2.1.7 (CreaScan, SZSE, CN), que, al igual que el programa para ordenador, es capaz de obtener los datos de escaneo, generar modelos tridimensionales y cuenta con herramientas para el post-procesamiento del modelo. Los requerimientos de sistema de este programa son:

- Android:  $\geq$  Android 10.0
- Memoria:  $\geq$ 8G
- Smartphone: USB3.0

La conexión del CR-Ferret se realiza a través de cable que consta de tres partes. La primera parte es un conector tipo C que va conectado al escáner, se enrosca el tornillo. El segundo conector, tipo C, va conectado al dispositivo móvil, por último, se conecta el adaptador de USB a USB-C y éste al trípode. Confirmar que el escáner haya sido identificado por el programa. (Figura 19a)

**Figura 19.** *Conexión e inicio de escaneo.*

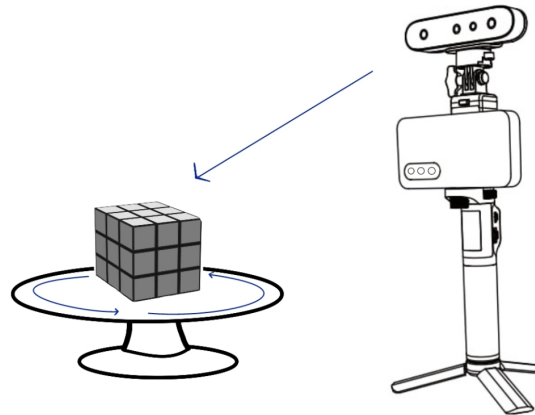


Se configura el programa previo al escaneo con los parámetros correctos para obtener todas las características del cubo Rubik según el montaje de la prueba (Cubo rubik sobre base giratoria) e iniciar escaneo (Figura 19b)(Cuadro 1)(Figura 20).

**Cuadro 1.** *Parámetros para prueba con dispositivo móvil.*

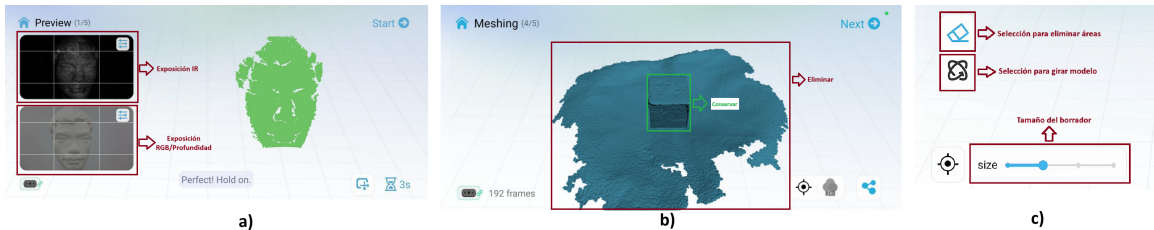
Parámetro	Selección de opción
<i>Object</i>	Medium
<i>Feature</i>	Texture
<i>Method</i>	Hi-Quality
<i>Texture</i>	Color

**Figura 20.** Montaje de escaneo con dispositivo móvil.



Al iniciar el escaneo se despliegan dos ventanas con vistas correspondientes a la exposición IR, RGB/Profundidad (Figura 21a). Estas pueden ser ajustadas manualmente, en esta metodología se dejaron en automático. Al finalizar el escaneo se debe limpiar el modelo de las áreas que no se desean con las herramientas del programa, primero seleccionar áreas, ajustar el giro del modelo y el tamaño del borrador (Figura 21b-c). Para completar el post-procesamiento en el área de mesh setting se activa *Hole Filling*, *Closures* y *RGB*, y se selecciona .STL como formato de exportación.

**Figura 21.** Herramientas de posprocesamiento en aplicación de escaneo.



A) Vistas de exposición IR y RGB/profundidad. b) Áreas a conservar y eliminar. c) Herramientas para eliminar áreas no deseadas.

### 7.1.3 Tiempo de escaneo

Se utiliza el montaje del cubo sobre base giratoria para realizar esta prueba. Se emplea la misma configuración del programa. Consiste en tomar tres escaneos completos del cubo Rubik en tres tiempos de escaneo distintos, variando la velocidad de giro de la base giratoria para lograr un escaneo completo del objeto dentro de los tiempos especificados (Cuadro 2).

**Cuadro 2.** *Parámetros para prueba de tiempo de escaneo.*

No. de Prueba	Tiempo de escaneo (seg)	Velocidad angular (rad/s)	Distancia de escaneo (cm)
1	15	0.42	20
2	35	0.18	20
3	60	0.10	20

### 7.1.4 Distancia de escaneo

Se utiliza el montaje del cubo en base giratoria para realizar esta prueba. Se emplea la misma configuración del programa (Figura 17b). Consiste en tomar tres escaneos completos del cubo Rubik a tres distancias distintas, tratando de mantener la velocidad constante en todas las pruebas (Cuadro 3).

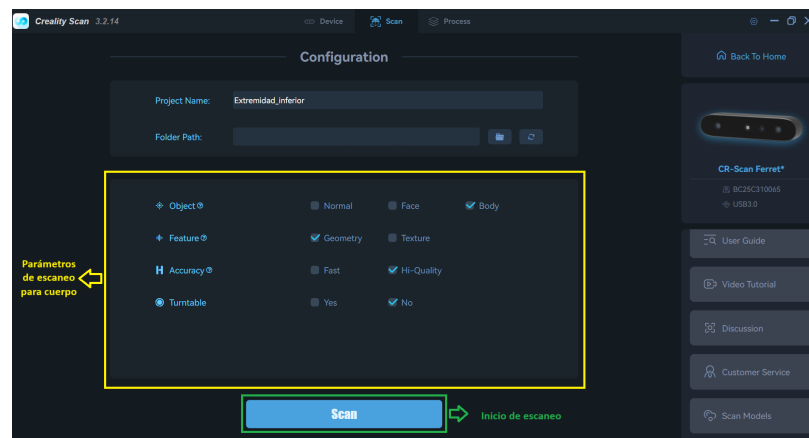
**Cuadro 3.** *Parámetros para prueba de distancia de escaneo.*

No. de Prueba	Tiempo de escaneo (seg)	Velocidad angular (rad/s)	Distancia de escaneo (cm)
1	60	0.10	10
2	60	0.10	20
3	60	0.10	30

### 7.1.5 Escaneo de extremidades

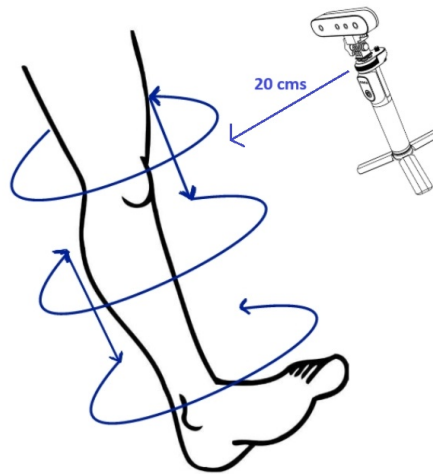
Para realizar escaneos de extremidades humanas es necesario configurar el sistema seleccionando el tipo de objeto de escaneo como "Body"(Figura 22).

**Figura 22.** *Configuración previa para escaneo de extremidades.*



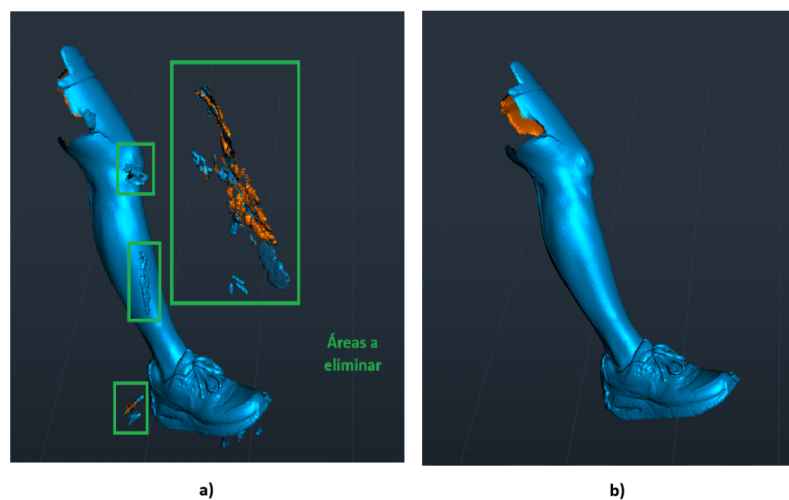
Mantener una distancia de entre 20 y 25 cm entre la extremidad y el escáner, con una velocidad constante ajustada según las indicaciones del programa. El patrón de escaneo deberá ser girando alrededor de la extremidad a la misma altura, hacer un barrido hacia abajo de 15 a 20 centímetros y realizar otro giro alrededor pero en dirección contraria, repitiendo dicho orden hasta completar el modelo (Figura 23). Se recomienda tener una buena iluminación para que el escáner pueda mantener el patrón de escaneo de la superficie.

**Figura 23.** *Montaje de primer escaneo de extremidades humanas.*



Para el post-procesamiento del modelo generado, se utilizan las mismas herramientas del programa empleadas en las pruebas previas. Sin embargo, este procedimiento es más extenso, ya que al ser un volumen mayor, existen más áreas del fondo del espacio de escaneo que deben ser eliminadas, ya que posiblemente sean capturadas por el escáner (Figura 24a). Finalmente, se exporta el modelo en formato .STL.

**Figura 24.** *a) Áreas no deseadas. b) Modelo procesado.*

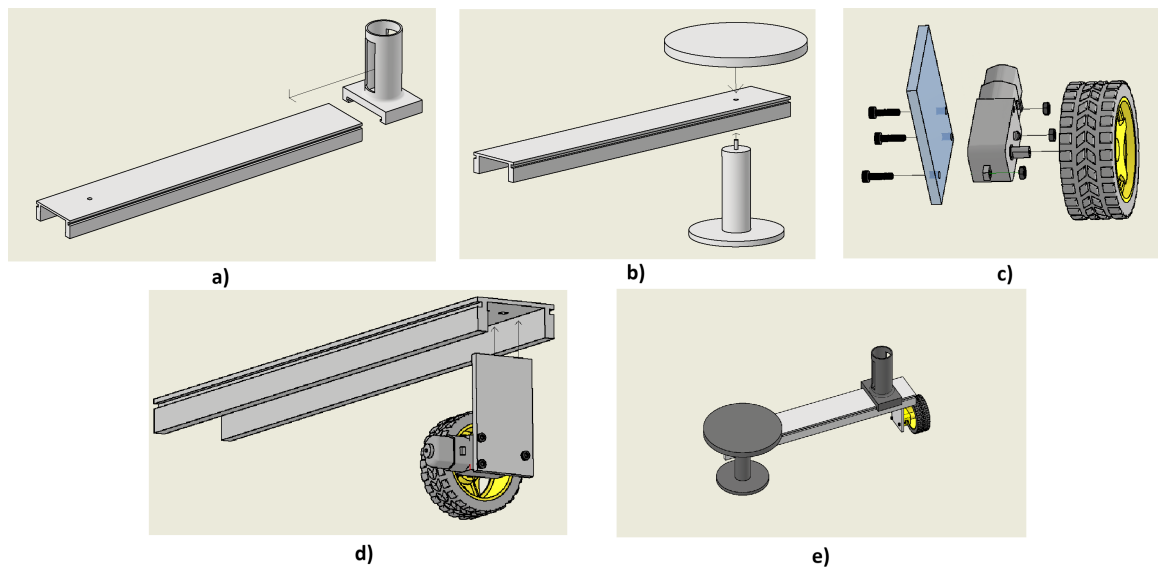


## 7.2. Prototipo

El diseño del prototipo se basa en el funcionamiento del sistema de un 360° video booth. Permite realizar el escaneo de objetos de manera automática y sin necesidad de manipulación humana (Figura 26d). El prototipo se divide en 3 partes ensamblables:

La primera parte se compone de una base giratoria y un acople para el escáner, este conjunto permite la fijación del escáner a la base giratoria que funciona como el brazo que gira alrededor del objeto a escanear. Contiene rieles complementarios para poder ajustar la distancia entre el escáner y el objeto (Figura 26a). La segunda parte consta de una base y disco para el objeto, el diseño de estas dos piezas permite que la base cilíndrica atraviese por debajo del extremo contrario de la base giratoria y se debe pegar al disco en el agujero correspondiente (Figura 26b). Por último, utilizar un motor reductor para carro Arduino y la llanta, se ensambla a la pieza correspondiente que contiene los agujeros alineados a este. Utilizar los tornillos M3 que trae el kit de carro Arduino y apretar con las tuercas. Cuando esta pieza esté ensamblada, pegarla a la parte de abajo de la base giratoria, del lado donde se desliza el acople para el escáner, con una mezcla de Poxipol. (Figura 26c)(Figura 26d).

**Figura 26.** *Ensamble base giratoria y acople del escáner.*



### 7.2.1 Impresión de prototipo

El prototipo se imprime por medio de extrusión 3D utilizando la impresora Artillery Sidewinder X2 (Artillery, SZSE, CN) y filamentos PLA marca eSUN de color negro y amarillo. Los parámetros de la impresión y la orientación de los modelos fueron configurados con Ultimaker CURA 5.4.0 (UltiMaker, Utrecht, Países Bajos)(Cuadro 4).

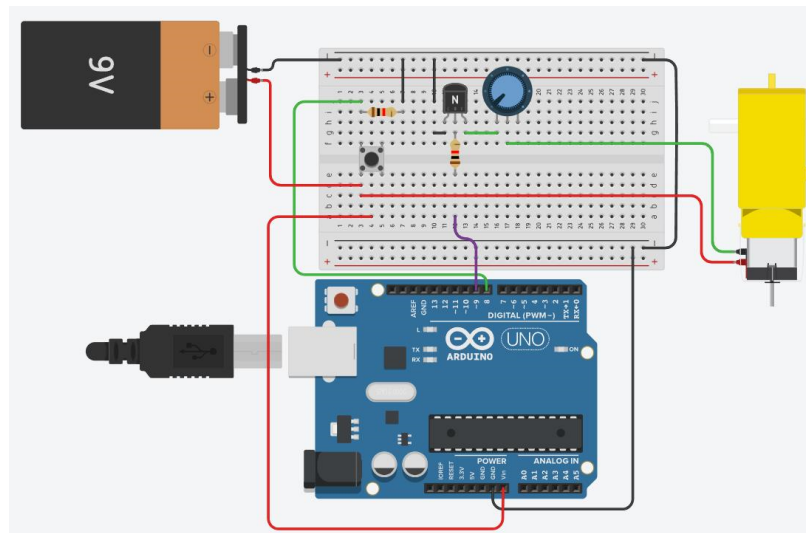
**Cuadro 4.** *Parámetros para prueba de impresión.*

Parámetro	Valor
Material	Generic PLA
Tamaño de Extrusor	0.4 mm
Resolución	Standard Quality 0.2 mm
Patrón Interno	Cúbico
Densidad de Patrón Interno	10 %
Altura de Capa	0.2 mm
Temperatura de Extrusor	200 °C
Temperatura de Cama	60 °C
Velocidad de Impresión	60 mm/s

### 7.2.2 Circuito

Para la automatización del sistema se utiliza un circuito modulador con un Arduino Uno y un transistor 2N222. Utilizar un potenciómetro de 100kΩ para regular la velocidad (Figura 27 ). El código para el Arduino consiste en instrucciones para que al presionar el pulsador 1 vez, el motor gire por 10 segundos(figura 29).

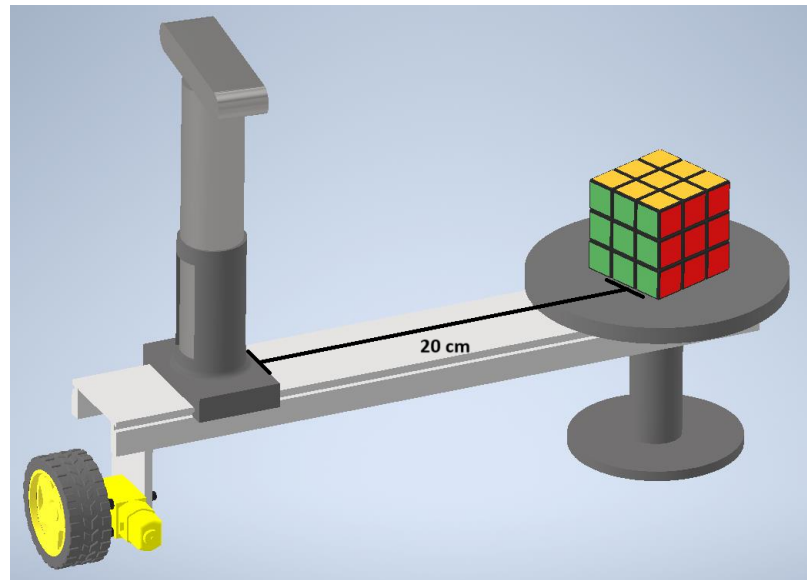
**Figura 27.** *Circuito de control de giro.*



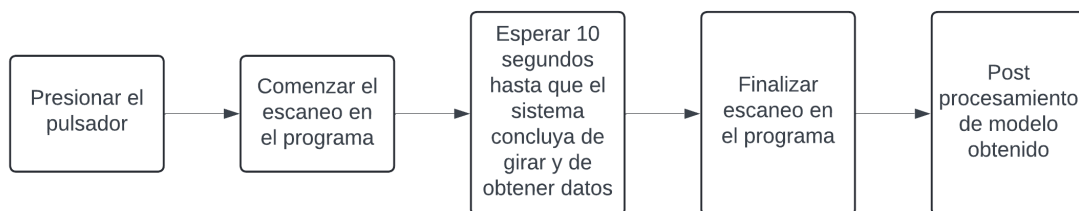
### 7.3. Pruebas con prototipo

Se configura el programa al igual que para las pruebas preliminares. Se realiza el primer escaneo con el prototipo, colocando el cubo rubik sobre el disco y el escaner en el acople. Dejar el escáner a una distancia de aproximadamente 20 centímetros (Figura 28 ). El flujo de acciones de la prueba consiste en presionar el pulsador y comenzar el escaneo en el programa, esperar 10 segundos a que el prototipo concluya el giro, finalizar el escaneo en la PC y por último realizar postprocesamiento del modelo obtenido (Figura 29 ).

**Figura 28.** *Ensamble del motor reductor y la llanta.*



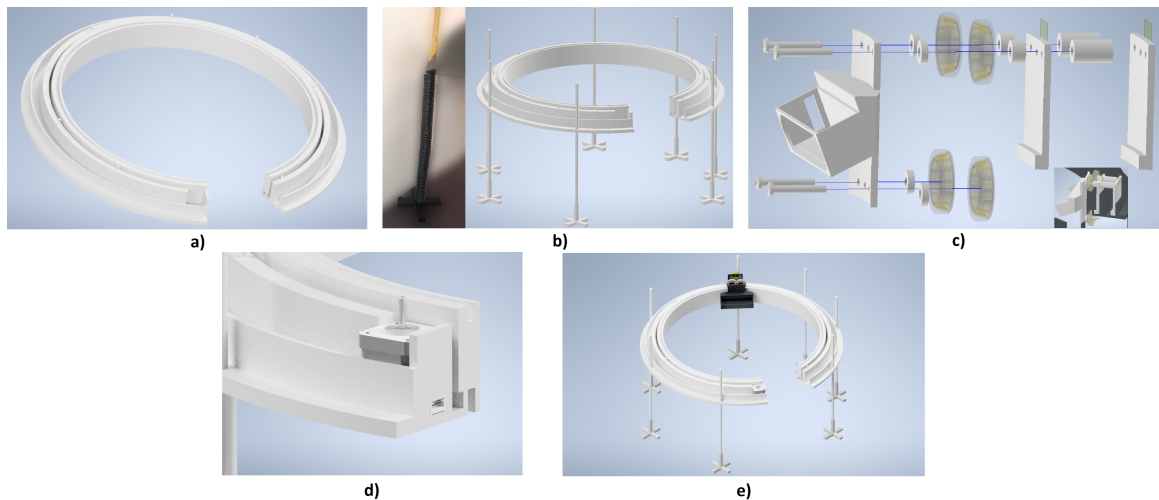
**Figura 29.** *Diagrama de flujo para pruebas automatizadas.*



## 7.4. Sistema final

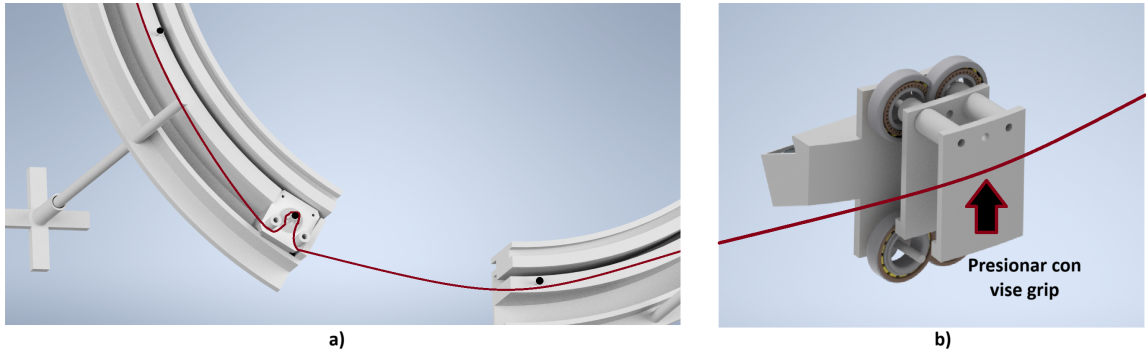
Se utilizan los mismos parámetros que tiene el prototipo en cuanto a distancia entre el objeto y el escáner para el diseño del sistema final a escala real. Este se compone de una base circular que contiene una ranura mediante la cual se desliza el escáner, y agujeros para elevar la estructura (Figura 30a ). Es necesario segmentar la pieza en 7 partes de aproximadamente  $48^\circ$  de la circunferencia total, cada una para aprovechar la mayor parte de la cama de la impresora en cada ronda de impresión. La siguiente parte consta de las varillas y patas para elevar el sistema completo. Entre la pata y la base insertar en cada varilla manguera gusano de PVC reforzado de 25 cms (Figura 30b ). La tercera parte es el subsistema de desliz y acople para el escáner, para ensamblarlo se debe comenzar colocando los tornillos M6X75 en el acople directo del escáner, luego en el otro extremo colocar los separadores de 5mm, insertar los 4 cojinetes seguidos de los separadores de 10mm. Utilizando los dos tornillos superiores insertar la primer pieza en forma de 'L' y luego acoplar los separadores de 29mm para de ultimo colocar la segunda pieza en forma de 'L' y asegurar todo con tuercas (Figura 30c ). En el principio de la base hay un espacio en el que se debe encajar el motor Stepper Nema 17, asegurarse de alinearlos de manera que el agujero para los cables quede en el espacio correspondiente (Figura 30d ). Todo el sistema, exceptuando los tornillos, tuercas, cojinetes y motor, deben ser impresos mediante extrusión 3D, con la misma impresora y las mismas configuraciones que el prototipo (Cuadro 4). Una vez se tenga completo el ensamblaje, tomar 3 metros de cinta dentada para impresora 3D y ajustarla por detrás de la segunda pieza 'L' y sostener con un vise grip, de esta manera es posible realizar ajustes milimétricos en caso fuera necesario, asegurarse de pasar por cada pin por la parte de afuera, y en forma de S en los cilindros enroscados en el motor (Figura 31).

**Figura 30.** *Ensamble del sistema automatizado.*



*Nota: a) Base circular. b) Varillas para elevar sistema con patas. c) Ensamble de subsistema de desliz y acople. d) Inserción de motor stepper. e) Vista de ensamble completo.*

**Figura 31.** Montaje del sistema de transmisión.

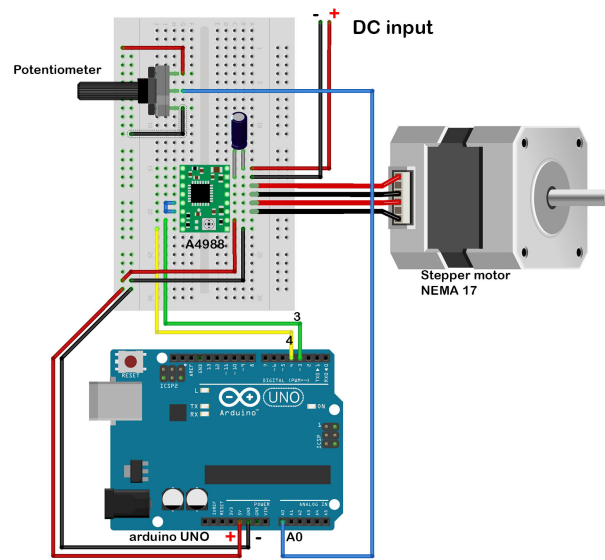


*Nota:* a) Colocación de cinta dentada. b) Ajuste de tensión de cinta con vise grip en pieza “L”.

### 7.4.1 Circuito

Para la automatización del sistema final se utiliza el módulo A4988 para facilitar el control del motor, en este caso, un motor Stepper Nema 17. Además, se agrega un potenciómetro para regular la velocidad de giro del motor. Es necesario alimentar el circuito principal con mínimo 9V (colocar capacitor de  $100\mu\text{F}$ ) y el Arduino con 5V (Figura 32). El código para el Arduino consiste en instrucciones para que, al energizar el circuito, el motor gire 50 segundos en una dirección y 50 segundos en la dirección contraria. Para las pruebas de validación solo será necesario la primer parte del código, es decir, los primeros 50 segundos en una sola dirección.

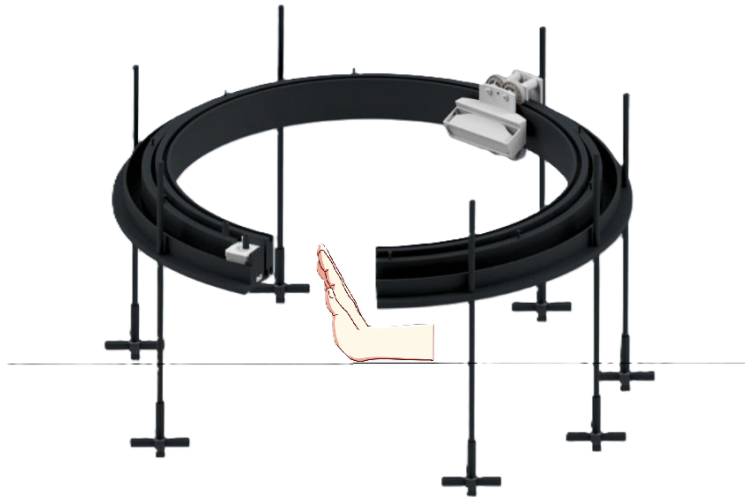
**Figura 32.** Circuito final para el giro del sistema final.



## 7.5. Pruebas con sistema final

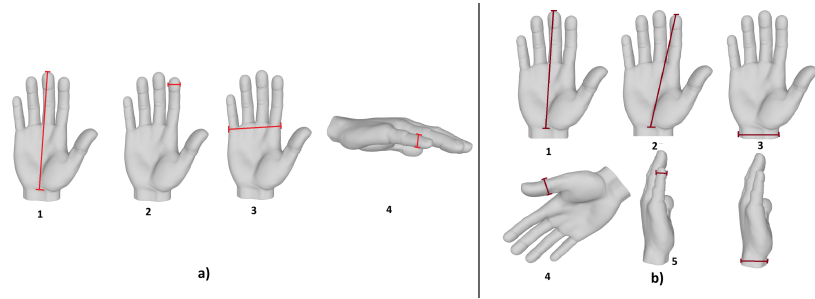
Para la prueba con el sistema final, primero se utiliza un guante para imitar una mano humana, colocarla sobre una base de manera que pueda quedarse vertical y sea estable para que no haya irregularidades en el modelo. Luego se realiza una segunda prueba con un humano. Pedir al sujeto que posicione el brazo con la palma hacia abajo y extienda la mano hacia atrás en un ángulo de  $90^\circ$ . Asegurarse de que el área de interés se encuentre centrada en la circunferencia (Figura 33). Una vez posicionado, se comienza el escaneo en la PC y energizar el circuito. Se debe esperar a que el sistema concluya el giro y concluir inmediatamente el escaneo en el programa. Por último, se realiza el posprocesamiento del modelo.

**Figura 33.** *Montaje para prueba con sistema final.*



Por último, se realizan mediciones en distintos puntos tanto del modelo como del guante y de la mano de la persona, siendo los mismo puntos medidos en el modelo correspondiente. En esta metodología se midieron distancia de punta de dedo hacia final de la palma, grosor de dedo y ancho de la muñeca (Figura 34). Para las mediciones de los modelos tridimensionales se utilizó el archivo exportado en .STL y el programa 3D Viewer que permite colocar vértices en la superficie de manera manual y despliega la distancia entre ellos (Viktor Kovacs, BU, HU).

**Figura 34.** *Validación de medidas en modelos.*



*Nota: a) Mediciones para guante. b) Mediciones para mano humana.*


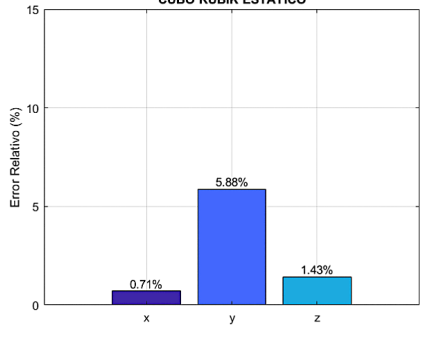

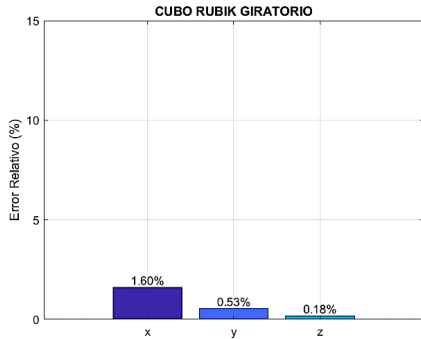

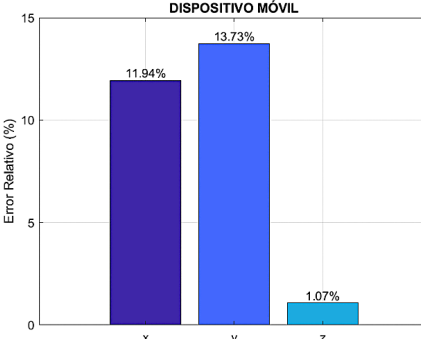
## **8.1. Pruebas preliminares**

### **8.1.1 Método de obtención**

Al comparar los modelos obtenidos con el ordenador y con el dispositivo móvil, se observan irregularidades en los bordes en los modelos obtenidos en el montaje de cubo estático y dispositivo móvil. Asimismo, se distingue un poco de barrido en los colores entre las diferentes caras del cubo para los mismos montajes. El modelo tridimensional que presenta la mejor definición geométrica, de textura y color es el que fue realizando con el montaje del cubo giratorio.

Se realizó un cálculo de error relativo para visualizar la diferencia entre las dimensiones reales del cubo rubik utilizado para todas las pruebas y las dimensiones de los modelos tridimensionales generados. El porcentaje de error relativo en los ejes  $x$  y  $y$  del modelo escaneado con dispositivo móvil están por encima del 10 %, siendo los valores más altos de error para esta prueba, con un máximo de 13.73 % de error en el eje  $y$ . Y los porcentajes con el montaje de cubo giratorio son los más bajos, teniendo error menor al 2 % en los tres ejes (Figura 35).

**Figura 35.** Modelos tridimensionales y porcentajes de error para cada método de obtención.

	Modelo tridimensional	Gráfica de error								
<b>Rubik Estático</b>		<p><b>CUBO RUBIK ESTÁTICO</b></p>  <table border="1"> <thead> <tr> <th>Eje</th> <th>Error Relativo (%)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>x</td> <td>0.71%</td> </tr> <tr> <td>y</td> <td>5.88%</td> </tr> <tr> <td>z</td> <td>1.43%</td> </tr> </tbody> </table>	Eje	Error Relativo (%)	x	0.71%	y	5.88%	z	1.43%
Eje	Error Relativo (%)									
x	0.71%									
y	5.88%									
z	1.43%									
<b>Rubik Giratorio</b>		<p><b>CUBO RUBIK GIRATORIO</b></p>  <table border="1"> <thead> <tr> <th>Eje</th> <th>Error Relativo (%)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>x</td> <td>1.60%</td> </tr> <tr> <td>y</td> <td>0.53%</td> </tr> <tr> <td>z</td> <td>0.18%</td> </tr> </tbody> </table>	Eje	Error Relativo (%)	x	1.60%	y	0.53%	z	0.18%
Eje	Error Relativo (%)									
x	1.60%									
y	0.53%									
z	0.18%									
<b>Dispositivo Móvil</b>		<p><b>DISPOSITIVO MÓVIL</b></p>  <table border="1"> <thead> <tr> <th>Eje</th> <th>Error Relativo (%)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>x</td> <td>11.94%</td> </tr> <tr> <td>y</td> <td>13.73%</td> </tr> <tr> <td>z</td> <td>1.07%</td> </tr> </tbody> </table>	Eje	Error Relativo (%)	x	11.94%	y	13.73%	z	1.07%
Eje	Error Relativo (%)									
x	11.94%									
y	13.73%									
z	1.07%									

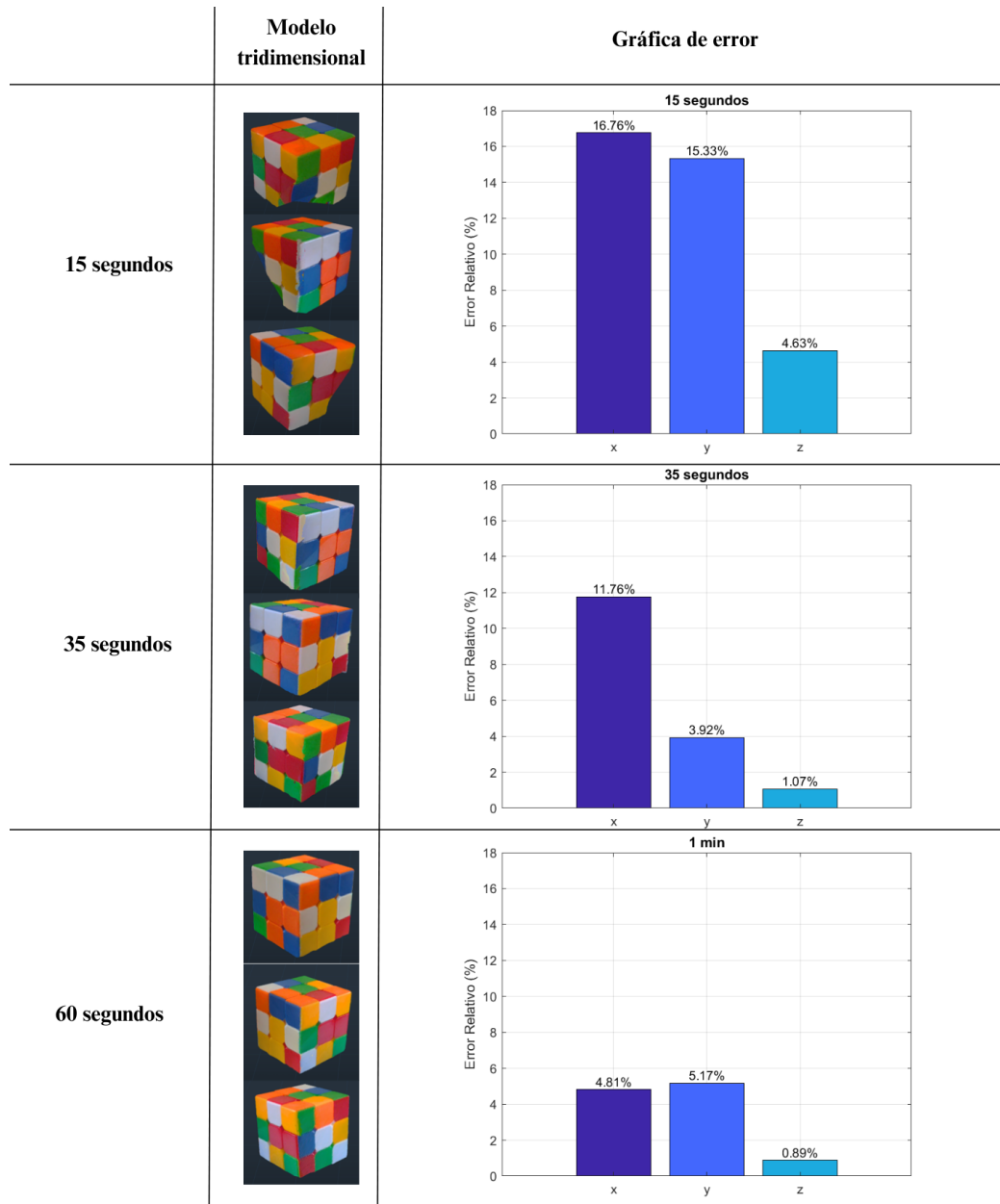
### 8.1.2 Tiempo de escaneo

Al hacer una comparación con los modelos obtenidos en 15, 35 y 60 segundos, se observa que en la prueba de escaneo de 15 segundos se observa que hace falta un fragmento de la esquina inferior del cubo y que hay deformidades en los bordes. En la prueba de 1 es en el cual se perciben la menor cantidad de irregularidades tanto en los bordes como en los colores.

El porcentaje de error relativo en los ejes  $x$  y  $y$  del modelo escaneado en 15 segundos

están por encima del 15 %, siendo los valores más altos de error para esta prueba, con un máximo de 16.76 % en el eje  $x$ . Y los porcentajes para el escaneo realizado en 1 minuto están por debajo al 6 % en los tres ejes (Figura 36).

**Figura 36.** Modelos tridimensionales y porcentajes de error para cada tiempo de escaneo.



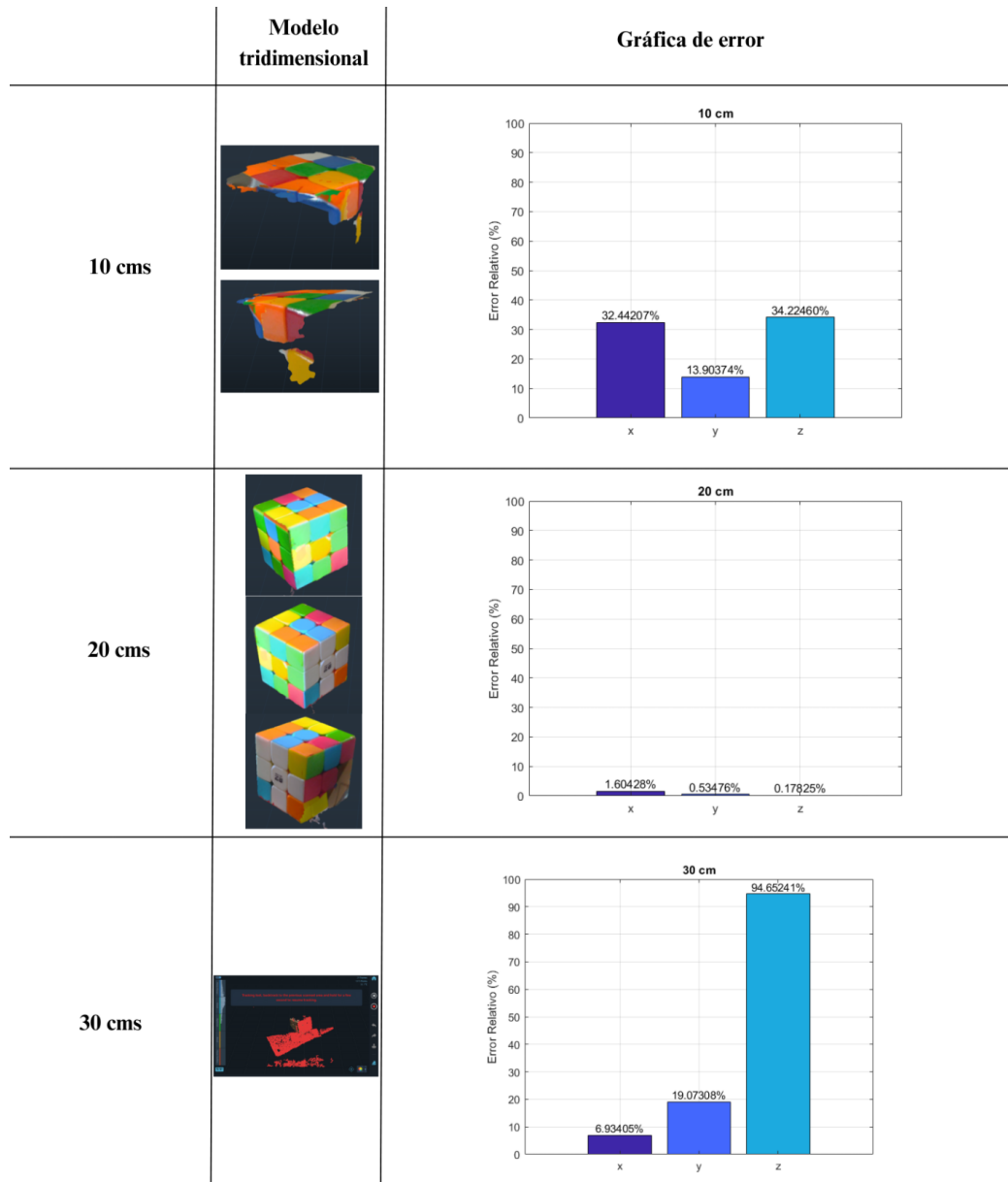
### 8.1.3 Distancia de escaneo

Comparando los modelos a una distancia de 10, 20 y 30 cm, es notable que en la prueba de escaneo a una distancia de 10 cm el escáner no fue capaz de reconstruir la geometría y

la textura del cubo. Y para el escaneo a 30 cm de distancia el escáner solo pudo identificar una de las caras del cubo antes de perder el patrón de la superficie y detener el escaneo al empezar a sensor superficies que se encontraban alrededor del cubo.

El porcentaje de error relativo para los tres ejes de la prueba de 10 cm se encuentran por arriba de 13 %. Sin embargo el mayor porcentaje de error fue presentado por las dimensiones del modelo de la prueba a 30 cm de distancia con un valor máximo de 94.6 % en para el eje z (Figura 37).

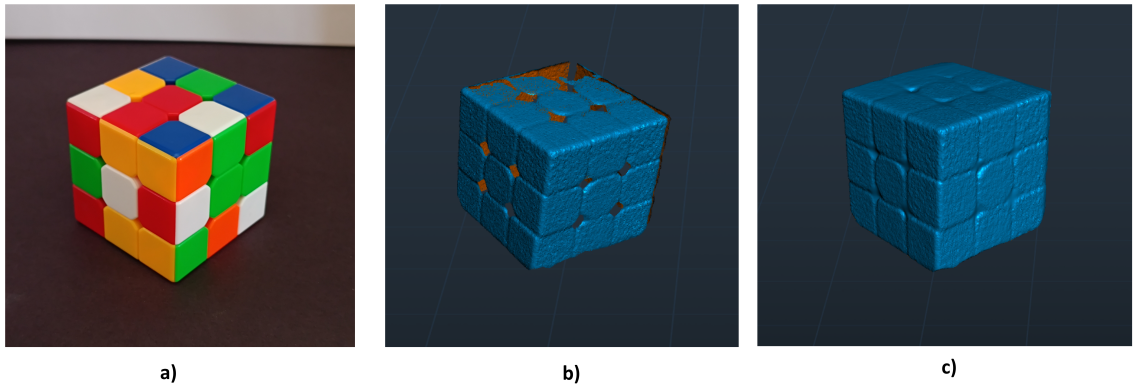
**Figura 37.** Modelos tridimensionales y porcentajes de error para cada distancia de escaneo.



## 8.2. Prueba con prototipo automatizado

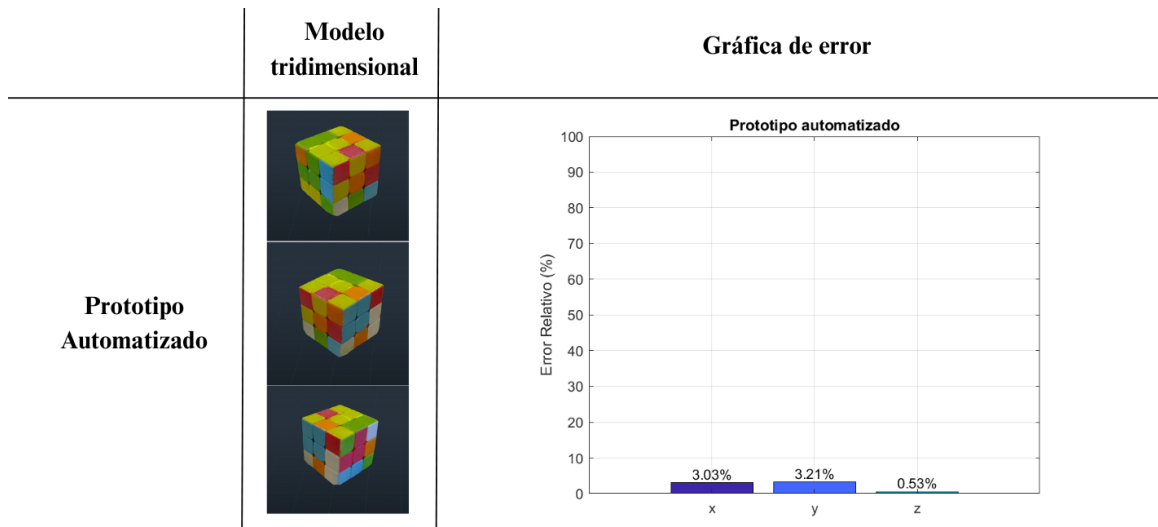
En el escaneo con el prototipo automatizado girando alrededor del el mismo cubo rubik, se observan pocas irregularidades en el color, forma y tamaño del modelo (Figura 38). Todos los porcentajes de error relativos son menores a 4 % (Figura 39) en los 3 ejes al ser comparados con las dimensiones del cubo físico. Existen superficies que no fueron escaneadas de manera completa, sin embargo fueron rellenadas durante el postprocesamiento del modelo crudo, resultando en un modelo preciso (Figura 38 b-c).

**Figura 38.** *Proceso de escaneo de cubo.*



*Nota: a) Fotografía de cubo previo a escaneo. b) Escaneo en crudo. c) Modelo final.*

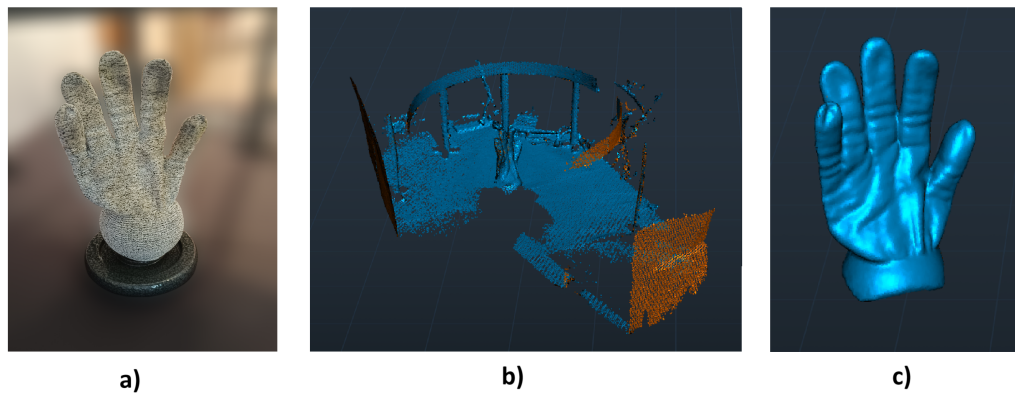
**Figura 39.** *Modelo tridimensional y porcentajes de error para la prueba con el prototipo automatizado.*



### 8.3. Escaneo con sistema final

El primer escaneo realizado con el sistema final y funcional fue el de un guante. Las proporciones son semejantes. Fue necesario elevar el guante 4cms aproximadamente para que el escáner pudiera captar desde la base (Figura 40a). Los porcentajes de error entre las medidas reales y las del modelo tridimensional se encuentran por debajo 3%, con un máximo de error de 2.3% en el ancho de dedo índice (Figura 42).

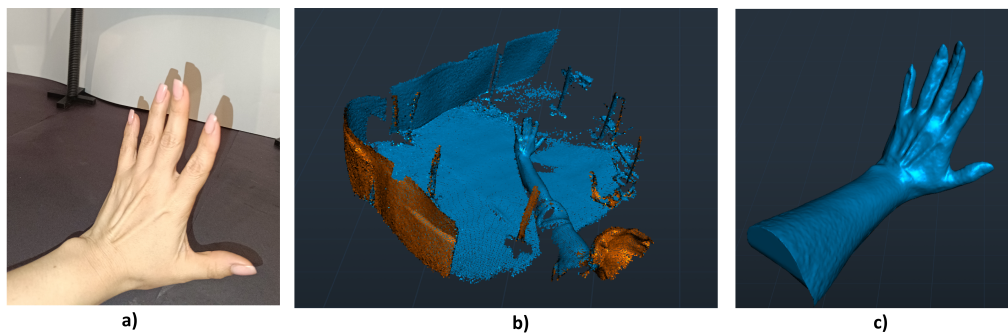
**Figura 40.** *Proceso de escaneo de guante.*



*Nota: a) Fotografía de guante previo a escaneo. b) Escaneo en crudo. c) Modelo final.*

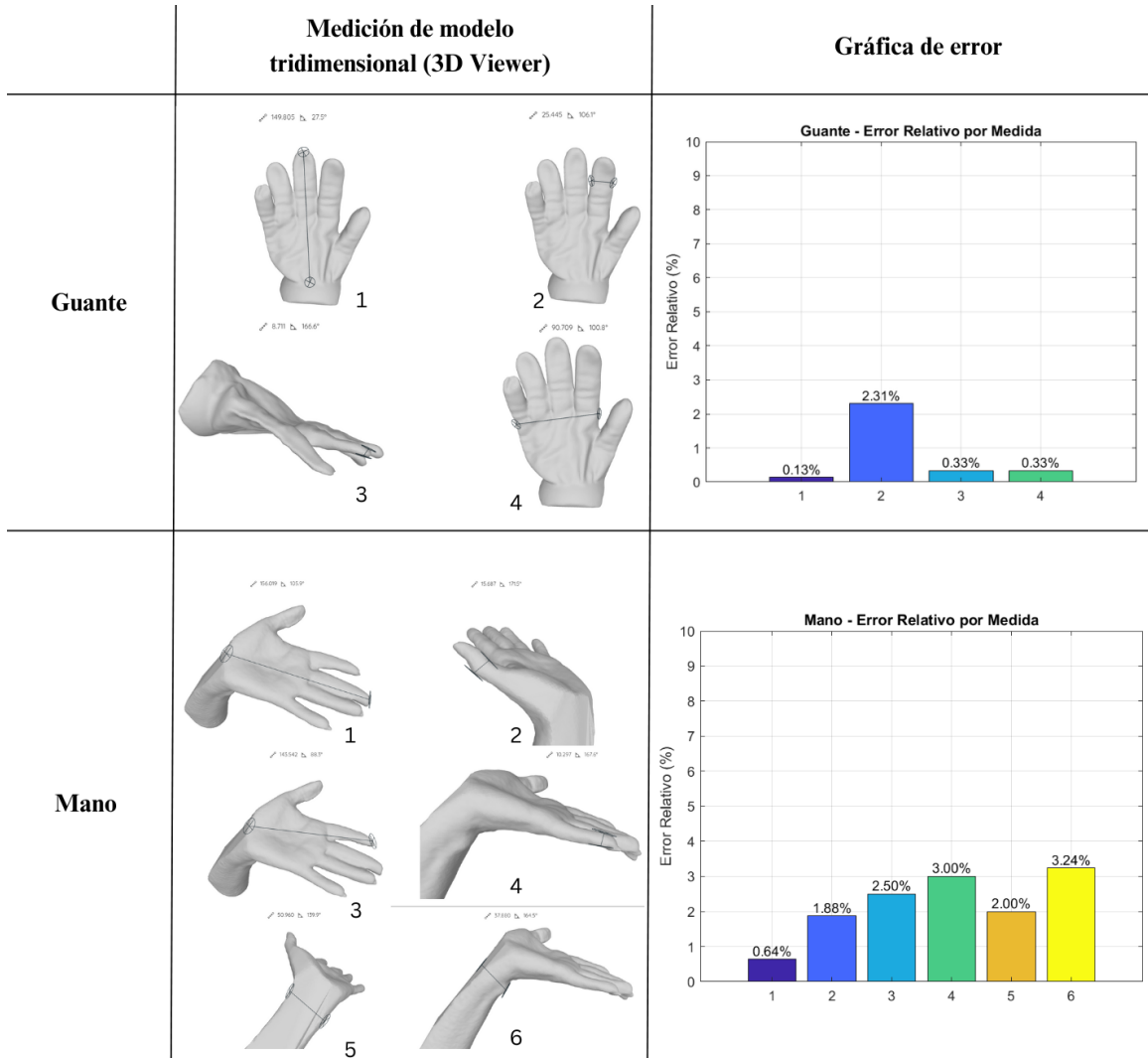
El segundo escaneo realizado fue el de una mano humana, en este caso se observó que el sujeto de prueba debe estar completamente quieto durante todo el escaneo para que no haya deformaciones del modelo. De igual manera, las proporciones son semejantes y los porcentajes de error entre las medidas reales y el modelo tridimensional se encuentran por debajo de 4%, con un máximo de error de 3.24% en la sexta medición, correspondiente a la profundidad de la muñeca (Figura 41) (Figura 42).

**Figura 41.** *Resultados de escaneo para prueba con extremidad humana.*



*Nota: a) Fotografía de mano previo a escaneo. b) Escaneo en crudo. c) Modelo final de extremidad humana.*

Figura 42. Medición de modelos tridimensionales con 3D Viewer y porcentajes de error.



En las pruebas preliminares se determinaron los mejores parámetros que se utilizaron como base para el diseño del prototipo. El diseño del prototipo utilizó este montaje invertido, es decir el escáner giraba alrededor del cubo en la misma configuración pero utilizando brazo giratorio. Con esta disposición surgieron nuevos problemas. Entre los principales, la necesidad de una estabilidad para el escáner, ya que si durante el escaneo se presenta algún cambio brusco o alguna vibración, éste perderá el patrón de la superficie, esto va de la mano con la variable del tiempo, un escaneo rápido causa la toma de datos fallidos debido a los cambios bruscos de vista [74]. Por lo que un tiempo de 60 segundos para un objeto de tamaño pequeño o mediado es más que suficiente. Otro problema es importancia de la iluminación, una alta exposición puede llevar a una alta reflectividad del objeto sobre la cámara y una baja iluminación produce una alta distorsión en los datos capturados [75]. Se debe realizar el escaneo en un área uniformemente iluminada, de esta manera no serán capturadas sombras que pueden fusionarse con el modelo y deformarlo o crear puntos inválidos para el escáner.

Otro aspecto determinante fue la distancia, en las vistas del programa se muestra el campo de visión en tiempo real durante el escaneo y a pesar de tener la barra de enfoque indicando si se debía estar más cerca o lejos del objeto, se debe encontrar un equilibrio para que el escáner no esté intentando capturar estructuras adyacentes que se encuentren dentro de su campo, en este caso se intentó tener el espacio de escaneo lo más limpio de ruido visual [74]. Una distancia muy corta entre ambos no permite que el escáner encuentre la forma de la superficie, esto se debe a que el rango de distancias que capta el Ferret es de entre 150 y 700 mm, y este caso se realizó una prueba a 100 mm, resultando en un modelo inválido al no poder capturar ningún lado del cubo (Creality, 2024). Por otro lado se realizó una prueba a 300 mm de distancia, pero al querer capturar un objeto tan pequeño para el campo de visión a esa distancia, el escáner no pudo enfocarlo (Figura 37). Por último, se observó que el fondo en el que se realice el escaneo puede no afectar directamente si se encuentra a una distancia considerable del objeto a escanear. Si dicho fondo presenta una textura perceptible, puede

que el escáner capture ciertas características. Lo recomendable es utilizar un fondo liso de alto contraste con el objeto, a una distancia en la que no se vea resaltada en la vista del escáner, de esta manera se evita que se formen sombras o bordes fusionados, quebrados o barridos [75].

Durante las pruebas con el prototipo se realizaron modificaciones que facilitaron su funcionamiento y lo hicieron más eficiente. La primer modificación fue la creación de dos agujeros en el acople del escáner para que al colocar tornillos que cumplieran la función de sujeción, al enroscarlos en estos, se pudiera asegurar que el acople no se movería ni cambiaría la distancia durante el giro. También fue necesario subir el disco para el objeto aproximadamente 4 cm para que el escáner pudiera capturar el borde inferior del cubo, ya que el ángulo recomendable para el escaneo de una superficie es perpendicular a esta; sin embargo se debía encontrar el ángulo que abarcara superficies completas de diferentes lados del cubo [74]. Por lo tanto, es válido ajustar la altura del objeto al elevar el disco luego del montaje inicial del escáner para asegurar que todas las superficies de interés estén dentro de campo visual de las cámaras y sensores.

Para el escaneo con el sistema final, se tomaron en cuenta las mismas variables que para el prototipo. Considerando que la estructura del sistema estaría dentro del campo visual del escáner y algunas partes serían capturadas, se realizaron los escaneos con un fondo de alto contraste (color blanco) de manera que no se fusionara con las varillas y crearan sombras sólidas y un suelo de color negro para resaltar el objeto. En cuanto a la iluminación, se utilizó únicamente luz natural para no mezclar luz artificial cálida con la frialdad de la luz natural ya que se notó que la luz artificial creaba sombras fuertes en el fondo claro [75] y mantener una iluminación homogénea sobre el objeto. Esto causó que ciertas partes del suelo oscuro, fondo claro y la estructura del sistema fueran capturadas, sin embargo, fueron fácilmente eliminadas en el posprocesamiento de los modelos crudos ya que no interfirieron ni se fusionaron con el objeto principal (Figura 40b).

Se añadieron variables como posición de la mano y control de movimiento. En el caso del guante, no se tenía control de la separación de los dedos, por lo que el espacio entre ellos no fue capturado de manera que se aprecien como separados a partir de la mitad inferior. Esto se debe a que la posición está en un intermedio entre abducción y aducción, es decir, los dedos están relativamente juntos, por lo que el escáner no fue capaz de capturar las características de este espacio [76]. A pesar de ello, se comprobó que el control de las variables en conjunto aporta a la precisión del modelo generado ya que el porcentaje de error entre las medidas del guante real y el modelo del guante se encuentran todas por debajo del 3% (Figura 42). El porcentaje más alto que corresponde a la medición del ancho del dedo índice se debe a que el guante, al ser de tela y manipulado, puede que haya variado en pocos milímetros.

En el escaneo de la mano humana si se tenía control del movimiento del sujeto, por lo que se utilizó una posición de abducción completa para captar todos bordes de los dedos y el espacio entre ellos de manera eficiente. Se le pidió al sujeto que colocara el antebrazo sobre la mesa para tener mejor soporte y mantener la posición durante todo el escaneo para también reducir la cantidad de movimientos involuntarios [77] [76]. El control de las variables que se establecieron dieron un resultado satisfactorio tanto en el escaneo como en el modelo final de la extremidad ya que se obtuvieron porcentajes menores a 4% entre las medidas de la mano real y las obtenidas al analizar el modelo en 3D Viewer. El porcentaje más alto corresponde a la medida de profundidad de la muñeca y se debe a que dicha parte se encontraba sobre

la mesa; en el modelo no presenta su anatomía natural. Por esta razón, antes de cualquier escaneo es necesario saber las áreas prioritarias y función para la cual será utilizado el modelo generado [77].

- El escáner 3D Ferret de Creality ofrece una resolución de 1080p a 30 fps, una precisión de hasta 0.1 mm y una resolución mínima de 0.16 mm. Dichas características demostraron ser eficaces para capturar modelos detallados con un margen mínimo de error, siempre y cuando el objeto sea de menos de 30 x 30 x 30 cm<sup>3</sup>, se utilice una iluminación homogénea, distancia de 20 cm del objeto y un tiempo de escaneo de mínimo 40 segundos para no afectar su desempeño.
- Al considerar todas las variables que podían influir en el escaneo del cubo Rubik, se alcanzó el diseño de un prototipo que fijaba la distancia en aproximadamente 20 cm entre el objeto y el escáner; un tiempo de escaneo de 40 segundos (3 giros completos); una superficie lisa para aportar a la estabilidad del sistema mediante un giro de la llanta sin vibración; un fondo lejano; e iluminación completamente natural para evitar sombras fuertes. Los modelos generados a través de escaneo con este prototipo automatizado no superan el 5% de error relativo en comparación con las medidas reales del cubo.
- Se logró diseñar y fabricar un prototipo funcional de sistema de escaneo rotatorio, optimizado en tamaño y estructura para el escaneo preciso de una mano humana. Las dimensiones del prototipo fueron cuidadosamente determinadas a partir de los resultados satisfactorios de prototipo para cubrir el área completa de la mano sin perder detalle en las características anatómicas. La eficacia de este sistema elimina la necesidad de reposicionar la extremidad, una vez se haya determinado la posición adecuada, según el propósito funcional que se le dará al modelo generado.
- Las pruebas de validación, enfocadas en la comparación de las dimensiones de la extremidad real y el modelo generado, indican una alta eficacia del sistema al lograr un margen de error menor a 4% en todas las mediciones realizadas. Se debe tomar en cuenta que todas las condiciones de los escaneos realizados fueron optimizados y los objetos y extremidades deben estar a una altura adecuada.

- Para las pruebas de calibración, se recomienda que sean realizadas en distintas condiciones de las variables principales (iluminación, fondos, etc) para asegurar la versatilidad de los parámetros a establecer
- Se recomienda realizar la fabricación de todas las piezas diseñadas con PLA genérico, no de alta velocidad, para detalles más finos y superficies más lisas con el fin de facilitar el movimiento y ensamble de las piezas.
- Para el prototipo, se recomienda utilizar una llanta que tenga una superficie más lisa para reducir la vibración; así mismo, ejecutar los escaneos sobre una superficie lisa para que el movimiento sea lo más parejo posible.
- Diseñar un corte dentado para la segmentación de la base circular del sistema final de manera que al ensamblarlas, no quede irregular y detenga el movimiento de la pieza dentro de la ranura por una grada en dichas uniones. Se recomienda colocar el pegamento en todos los lados del dentado, exceptuando la ranura; realizar el procedimiento de unión en una pase completamente recta.
- De preferencia, lijar los bordes de las piezas y colocar vaselina en las partes que se deslizan. Tener cuidado de no ensuciar la cinta dentada para que no se deslice hacia afuera de los pines de la circunferencia.
- Utilizar únicamente la tensión mínima en la cinta dentada que permita el movimiento del acople para el escáner. Es necesario evitar que la base circular sufra de esfuerzos por compresión altos o colocar un separador para contrarrestar la compresión existente.
- Implementar en el circuito del sistema final un pulsador para detener el giro del motor en caso de que alguna pieza se quede atorada y evitar que la cinta se desgaste; también, un pulsador para forzar el cambio de dirección de giro del motor en caso sea necesario.
- Implementar el movimiento vertical de la base para realizar escaneo de extremidades a lo largo del eje y. Realizar el diseño reemplazando las varillas de soporte por varillas metálicas roscadas y utilizar, por lo menos, 2 motores Stepper sincronizados para

girarlas y levantar la estructura, basarse en el funcionamiento de los motores de una impresora 3D para realizar el desplazamiento en el eje y del extrusor.

- En el diseño de un sistema que pueda abarcar un volumen mayor de un segmento de cuerpo humano, tomar en cuenta una entrada de dicho segmento hacia el área de escaneo del sistema. De esta manera, se podrá evitar que la trayectoria del cable, conectado al ordenador, sea obstruida por el paciente. Asimismo, colocar el sistema a una altura adecuada para mayor comodidad del paciente.

- 
- [1] Z. Sun, Y. H. Wong y C. H. Yeong, “Patient-Specific 3D-Printed Low-Cost Models in Medical Education and Clinical Practice,” *Micromachines*, vol. 14, n.º 2, pág. 464, feb. de 2023. DOI: 10.3390/mi14020464.
  - [2] M. Arenas, S. Sabater, A. Sintas et al., “Individualized 3D scanning and printing for non-melanoma skin cancer brachytherapy: A financial study for its integration into clinical workflow,” *Journal of Contemporary Brachytherapy*, vol. 9, n.º 3, págs. 270-276, jun. de 2017, ISSN: 1689832X. DOI: 10.5114/jcb.2017.68134.
  - [3] W. H. O. (WHO), *Normas de ortoprotésica de la OMS. Parte 1. Normas [WHO standards for prosthetics and orthotics. Part 1. Standards]*. dirección: <http://apps.who.int/bookorders..>
  - [4] P. Amornvit y S. Sanohkan, “The accuracy of digital face scans obtained from 3D scanners: An in vitro study,” *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 16, n.º 24, 2019, ISSN: 16604601. DOI: 10.3390/ijerph16245061.
  - [5] S. Roy, A. T. D. Grünwald, A. Alves-Pinto et al., “A Noninvasive 3D Body Scanner and Software Tool towards Analysis of Scoliosis,” *BioMed Research International*, vol. 2019, 2019. DOI: 10.1155/2019/4715720.
  - [6] S. Willis, U. Waheed, T. Coward y C. Myant, “An automated design pipeline for transparent facial orthoses: A clinical study,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 131, n.º 5, págs. 970-979, mayo de 2024. DOI: 10.1016/j.prosdent.2022.08.012.
  - [7] J. Olsen, S. Day, S. Dupan, K. Nazarpour y M. Dyson, “3D-Printing and Upper-Limb Prosthetic Sockets: Promises and Pitfalls,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 29, págs. 527-535, 2021, ISSN: 15580210. DOI: 10.1109/TNSRE.2021.3057984.
  - [8] A. Haleem, M. Javaid, R. P. Singh et al., “Exploring the potential of 3D scanning in Industry 4.0: An overview,” *International Journal of Cognitive Computing in Engineering*, vol. 3, págs. 161-171, jun. de 2022. DOI: 10.1016/j.ijcce.2022.08.003.

- [9] Z. Pučko, N. Šuman y D. Rebolj, “Automated continuous construction progress monitoring using multiple workplace real time 3D scans,” *Advanced Engineering Informatics*, vol. 38, págs. 27-40, 2018. DOI: 10.1016/j.aei.2018.06.001. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1474034617305086>.
- [10] P. E. Romero, J. Arribas-Barríos, O. Rodríguez-Alabanda, R. González-Merino y G. Guerrero-Vaca, “Manufacture of polyurethane foam parts for automotive industry using FDM 3D printed molds,” *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology*, vol. 32, págs. 396-404, 2021. DOI: 10.1016/j.cirpj.2021.01.019. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1755581721000195>.
- [11] Y. Alshawabkeh, M. El-Khalili, E. Almasri, F. Bala’awi y A. Al-Massarweh, “Heritage documentation using laser scanner and photogrammetry. The case study of Qasr Al-Abidit, Jordan,” *Digital Applications in Archaeology and Cultural Heritage*, vol. 16, e00133, 2020. DOI: 10.1016/j.daach.2019.e00133. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212054818300298>.
- [12] H. Shen, J. Jin, B. Liu y Z. Zhou, “Measurement and evaluation of laser-scanned 3D profiles in wire arc hybrid manufacturing processes,” *Measurement*, vol. 176, pág. 109089, 2021. DOI: 10.1016/j.measurement.2021.109089. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0263224121001196>.
- [13] R. Tredinnick, S. Smith y K. Ponto, “A cost-benefit analysis of 3D scanning technology for crime scene investigation,” *Forensic Science International: Reports*, vol. 1, pág. 100025, nov. de 2019. DOI: 10.1016/j.fsir.2019.100025.
- [14] A. H. Abdullah, M. H. Yusof, A. H. A. Hamid, M. H. M. Noh, M. A. Mazlan y H. Rashid, “Design & Development of Adjustable Handheld 3D Scanner Jig,” *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, vol. 12, n.º 11, págs. 159-167, nov. de 2022. DOI: 10.46338/ijetae1122\_17. dirección: [https://ijetae.com/files/Volume12Issue11/IJETAE\\_1122\\_17.pdf](https://ijetae.com/files/Volume12Issue11/IJETAE_1122_17.pdf).
- [15] V. Alcácer y V. Cruz-Machado, “Scanning the Industry 4.0: A Literature Review on Technologies for Manufacturing Systems,” *Engineering Science and Technology, an International Journal*, vol. 22, n.º 3, págs. 899-919, jun. de 2019. DOI: 10.1016/j.jestch.2019.01.006.
- [16] K. Chen, K. Zhan, X. Yang y D. Zhang, “Accuracy Improvement Method of a 3D Laser Scanner Based on the D-H Model,” *Shock and Vibration*, vol. 2021, 2021. DOI: 10.1155/2021/9965904.
- [17] J. Kovář, K. Muralova, F. Kšica, J. Kroupa, O. Andrs y Z. Hadaš, “Virtual reality in context of Industry 4.0 proposed projects at Brno University of Technology,” *2016 17th International Conference on Mechatronics - Mechatronika (ME)*, págs. 1-7, 2016. dirección: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:31923386>.
- [18] A. Haleem y M. Javaid, “3D scanning applications in medical field: A literature-based review,” *Clinical Epidemiology and Global Health*, vol. 7, n.º 2, págs. 199-210, jun. de 2019. DOI: 10.1016/j.cegh.2018.05.006.
- [19] N. Tukuru, K. P. S. Gowda, S. M. Ahmed y S. Badami, “Rapid prototype technique in medical field,” *Research Journal of Pharmacy and Technology*, vol. 1, págs. 341-344, ene. de 2008.

- [20] A. Azari y S. Nikzad, "The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review," *Rapid Prototyping Journal*, vol. 15, n.º 3, págs. 216-225, 2009. DOI: 10.1108/13552540910961946. dirección: <https://doi.org/10.1108/13552540910961946>.
- [21] J. Lienau, H. Schell, G. N. Duda, P. Seebeck, S. Muchow y H. J. Bail, "Initial vascularization and tissue differentiation are influenced by fixation stability," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 23, n.º 3, págs. 639-645, 2005. DOI: 10.1016/j.orthres.2004.10.014.
- [22] W. Mehmood, N. A. Abd Razak, M. S. Lau, T. Y. Chung, H. Gholizadeh y N. A. Abu Osman, "Comparative study of the circumferential and volumetric analysis between conventional casting and three-dimensional scanning methods for transtibial socket: A preliminary study," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 233, n.º 2, págs. 181-192, feb. de 2019. DOI: 10.1177/0954411918816124.
- [23] K. Bartol, D. Bojanic, T. Petkovic y T. Pribanic, *A Review of Body Measurement Using 3D Scanning*, 2021. DOI: 10.1109/ACCESS.2021.3076595.
- [24] J. E. Sanders y S. Fatone, *Residual limb volume change: Systematic review of measurement and management*, 2011. DOI: 10.1682/JRRD.2010.09.0189.
- [25] W. H. O. (WHO), "World Health Statistics 2023 Monitoring health for the SDGs Sustainable Development Goals HEALTH FOR ALL," 2023. dirección: <https://www.who.int/publications/book-orders>.
- [26] J. Lienau, H. Schell, G. N. Duda, P. Seebeck, S. Muchow y H. J. Bail, "Survey of transfemoral amputee experience and priorities for the user-centered design of powered robotic transfemoral prostheses," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 18, n.º 1, págs. 1-13, dic. de 2021. DOI: 10.1186/s12984-021-00944-x.
- [27] P. Rai, V. Jankiraman, M. Teacher et al., "Design and optimization of a 3D printed prosthetic socket for transtibial amputees," *Materials Today: Proceedings*, vol. 70, págs. 454-464, 2022, The International Conference on Additive Manufacturing for a Better World (AMBW 2022). DOI: 10.1016/j.matpr.2022.09.365. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214785322061818>.
- [28] K. H. Lee, D. K. Kim, Y. H. Cha, J. Y. Kwon, D. H. Kim y S. J. Kim, "Personalized assistive device manufactured by 3D modelling and printing techniques," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 14, n.º 5, págs. 526-531, 2018. DOI: 10.1080/17483107.2018.1494217. dirección: <https://doi.org/10.1080/17483107.2018.1494217>.
- [29] A. Roberts, J. Wales, H. Smith, C. J. Sampson, P. Jones y M. James, "A randomised controlled trial of laser scanning and casting for the construction of ankle-foot orthoses," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 40, n.º 2, págs. 253-261, 2016. DOI: 10.1177/0309364614550263. dirección: <https://doi.org/10.1177/0309364614550263>.
- [30] E. J. Parry, J. M. Best y C. E. Banks, "Three-dimensional (3D) scanning and additive manufacturing (AM) allows the fabrication of customised crutch grips," *Materials Today Communications*, vol. 25, 2020. DOI: 10.1016/j.mtcomm.2020.101225.

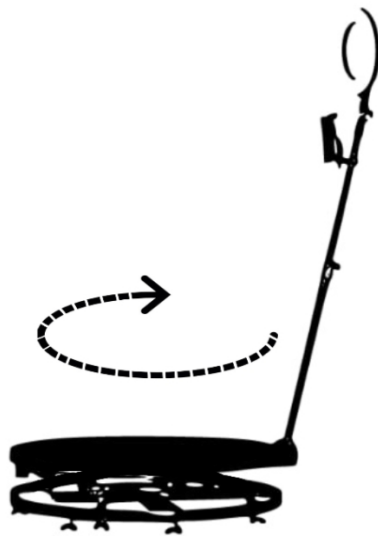
- [31] Y.-R. Kuo, J.-J. Fang, C.-T. Wu et al., “Analysis of a customized cervical collar to improve neck posture during smartphone usage: a comparative study in healthy subjects,” *European Spine Journal*, vol. 28, págs. 1793-1803, 2019. DOI: 10.1007/s00586-019-06022-0. dirección: <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06022-0>.
- [32] S. J. Kim, S. J. Kim, Y. H. Cha, K. H. Lee y J.-Y. Kwon, “Effect of personalized wrist orthosis for wrist pain with three-dimensional scanning and printing technique: A preliminary, randomized, controlled, open-label study,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 42, n.º 6, págs. 636-643, dic. de 2018. DOI: 10.1177/0309364618785725.
- [33] V. Kraňňáková, M. Michalíková, R. Hudák, J. Živčák y M. Barcalová, “Application of the artec eva scanner for orthotics in practice,” *Lekar a Technika*, vol. 49, n.º 3, págs. 92-96, 2019. DOI: 10.14311/CTJ.2019.3.04.
- [34] D. Ranaldo, F. Zonta, S. Florian y J. Lazzaro, “A facile, semi-automatic protocol for the design and production of 3D printed, anatomical customized orthopedic casts for forearm fractures,” *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, vol. 42, jul. de 2023. DOI: 10.1016/j.jcot.2023.102206.
- [35] S. Grazioso, M. Selvaggio y G. Di Gironimo, “Design and development of a novel body scanning system for healthcare applications,” *International Journal on Interactive Design and Manufacturing*, vol. 12, n.º 2, 2018. DOI: 10.1007/s12008-017-0425-9.
- [36] V. Mamone, M. D. Fonzo, N. Esposito, M. Ferrari y V. Ferrari, “Monitoring Wound Healing with Contactless Measurements and Augmented Reality,” *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, vol. 8, 2020, ISSN: 21682372. DOI: 10.1109/JTEHM.2020.2983156.
- [37] V. V. Khominets, S. A. Peleshok, D. A. Volov et al., “3D printing technologies in the treatment of patients with injuries and diseases of the forearm and hand,” *Vestnik Rossijskoj Voенno-Medicinskoj Akademii*, vol. 22, n.º 1, págs. 113-118, 2020, ISSN: 26871424. DOI: 10.17816/brmma25978.
- [38] F. D. Mura, R. Furferi, L. Governi y L. Puggelli, “Application of a Computational Method Based on 3D Scans for Burn Scar Topology Characterisation,” *Computer-Aided Design and Applications*, vol. 20, n.º S6, págs. 37-49, 2023, ISSN: 16864360. DOI: 10.14733/cadaps.2023.S6.37-49.
- [39] R. Silva, B. Silva, C. Fernandes, P. Morouço, N. Alves y A. Veloso, *A Review on 3D Scanners Studies for Producing Customized Orthoses*, mar. de 2024. DOI: 10.3390/s24051373.
- [40] I. N. de Bioingeniería e Imágenes Biomédicas, *Rayos X*, 2013. dirección: <http://www.cancer.gov/espanol/recursos/hojas-informativas/tratamiento/tratamiento-radioterapia..>
- [41] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB), *Imagen por Resonancia Magnética (IRM)*, 2013. dirección: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/imagen-por-resonancia-magn%C3%A9tica-irm>.
- [42] M. Y. J. García y J. Á. Richter, *Tomografía por emisión de positrones en el estudio del cáncer digestivo*. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2002, pág. 239.
- [43] S. Hussain, I. Mubeen, N. Ullah et al., *Modern Diagnostic Imaging Technique Applications and Risk Factors in the Medical Field: A Review*, 2022. DOI: 10.1155/2022/5164970.

- [44] P. Goaz y S. White, *Radiología oral: principios e interpretación*. Mosby/Doyma Libros, 1995, ISBN: 9788481740912. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=uoQLPQAACAAJ>.
- [45] M. Anik, M. K. Hossain, I. Hossain, I. Ahmed y R. Doha, “Biomedical applications of magnetic nanoparticles,” en jun. de 2021, págs. 463-497, ISBN: 978-0-12-823688-8. DOI: 10.1016/B978-0-12-823688-8.00002-8.
- [46] B. D. P. Márquez, I. Moreno, J. Coromina y B. Soldevilla, “Freiberg disease, a rare cause of metatarsalgia,” *Semergen / Sociedad Espanola de Medicina Rural y Generalista*, sep. de 2013.
- [47] L. Jimenez-Murillo, *Medicina de Urgencias: Guía Diagnostica y Protocolos de Actuacion*. Elsevier, 2004, ISBN: 9788481746723. dirección: [https://books.google.com.gt/books?id=\\_OXjCi\\_q5EgC](https://books.google.com.gt/books?id=_OXjCi_q5EgC).
- [48] C. Valencia-Calderón, A. Calderón-Valdiviezo, A. Muntané-Sánchez, S. Bechich, R. Oliveró-Rigau y C. Segura-Cros, “Descripción y Fundamentos de la Resonancia Magnética en el Diagnóstico de la Enfermedad Cerebrovascular,” *Revista Ecuatoriana de Neurología*, vol. 13, n.º 1-2, págs. 1-8, 2004.
- [49] M. Vahlensieck y M. Reiser, *Resonancia magnética musculoesquelética: 59 cuadros*. Ed. Médica Panamericana, 2010, ISBN: 9788498352047. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=LNkXmfYMEQkC>.
- [50] R. Ruiz-García, J. Chacón-González, L. Bayliss y J. Ramírez-Bermúdez, “Neuropsiquiatría del síndrome de Susac: a propósito de un caso,” *Revista Colombiana de Psiquiatría*, vol. 50, feb. de 2020. DOI: 10.1016/j.rcp.2019.10.007.
- [51] M. Kocak, *Resonancia magnética (RM)*, Última modificación del contenido en noviembre de 2023, 2023. dirección: <https://www.msmanuals.com/es/professional/temas-especiales/principios-de-estudios-por-la-imagen-radiol%C3%B3gicas/resonancia-magn%C3%A9tica>.
- [52] G. Economou, I. Kandarakis, G. Panagiotakis e I. Vlachos, “Principles of X-Ray Technology in Medical Imaging and Improvement of Radiological Images,” *Paripex Indian Journal of Research*, págs. 64-85, mayo de 2022. DOI: 10.36106/paripex/4805738.
- [53] N. Díaz-Rodríguez, R. Garrido-Chamorro y J. Castellano-Alarcón, “Metodología y técnicas. Ecografía: principios físicos, ecógrafos y lenguaje ecográfico,” *Medicina de Familia. SEMERGEN*, vol. 33, n.º 7, págs. 362-369, 2007, ISSN: 11383593. DOI: 10.1016/S1138-3593(07)73916-3. dirección: <https://www.elsevier.es/es-revista-medicina-familia-semergen-40-articulo-metodologia-tecnicas-ecografia-principios-fisicos-13109445>.
- [54] *Physical Principles of Ultrasound*, <https://radiologykey.com/physical-principles-of-ultrasound/>, Accessed: 29 July 2024, 2017.
- [55] R. Aguilera, N. Santiago, A. Monsivais Orozco, D. Daza y J. Salazar-Bailón, “Síndrome de Hermansky-Pudlak: Expresión clínica variable en dos casos clínicos,” *Boletín médico del Hospital Infantil de México*, vol. 69, págs. 300-306, ago. de 2012.
- [56] A. Calzado, J. Geleijns y A. D. Revisión, *Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones Computed Tomography. Evolution, technical principles and applications*, 2010.

- [57] M. Kocak, *Tomografía computarizada (TC)*, Última modificación del contenido en noviembre de 2023, 2023. dirección: <https://www.msmanuals.com/es/professional/temas-especiales/principios-de-estudios-por-la-imagen-radiol%C3%B3gicas/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc?autoredirectid=24713>.
- [58] A. Parra, *Tutoriales en Tomografía: Entre la teoría y la práctica*. Abel Eduardo Parra, 2023, ISBN: 9786310013282. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=1greEAAAQBAJ>.
- [59] *Computed Tomography (CT): Concise Medical Knowledge*, <https://www.lecturio.com/concepts/computed-tomography-ct/>, Accessed: 29 July 2024, 2023.
- [60] M. T. G. Ramírez, “Estado actual y perspectivas de la resonancia magnética funcional en México,” *Revista Mexicana de Ciencias Médicas y Biológicas*, vol. 44, n.º 1, págs. 10-20, 2015, Accedido: 2024-11-07. dirección: <https://www.redalyc.org/journal/2570/257044050010/html/>.
- [61] M. Kamil, “Brain Tumor Area Calculation in CT-scan image using Morphological Operations,” *IOSR Journal of Computer Engineering*, vol. 17, págs. 128-131, abr. de 2015.
- [62] I. Torres Espallardo, “PET/TAC: bases físicas, instrumentación y avances,” *Radiología*, vol. 59, n.º 5, págs. 431-445, 2017, ISSN: 00338338. DOI: 10.1016/j.rx.2016.10.010. dirección: <https://www.elsevier.es/es-revista-radiologia-119-articulo-pet-tac-bases-fisicas-instrumentacion-avances-S0033833816301801>.
- [63] K. Bartol, D. Bojanić, T. Petković y T. Pribanić, “A Review of Body Measurement Using 3D Scanning,” *IEEE Access*, vol. 9, págs. 67 281-67 301, 2021. DOI: 10.1109/ACCESS.2021.3076595.
- [64] W. Azarcoya-Cabiedes, P. Vera-Alfaro, A. Torres-Ruiz y J. Salas-Rodríguez, “Automatic Detection of Bumblebees Using Video Analysis,” *Dyna (Medellín, Colombia)*, vol. 81, págs. 81-84, oct. de 2014. DOI: 10.15446/dyna.v81n186.40475.
- [65] R. Hartley y A. Zisserman, *Multiple view geometry in computer vision Richard Hartley, Andrew Zisserman*. Cambridge University Press, 2013, ISBN: 9780521540513.
- [66] F. Diara, “Structured-Light Scanning and Metrological Analysis for Archaeology: Quality Assessment of Artec 3D Solutions for Cuneiform Tablets,” *Heritage*, vol. 6, n.º 9, págs. 6016-6034, 2023, ISSN: 2571-9408. dirección: <https://www.mdpi.com/2571-9408/6/9/317>.
- [67] R. Horaud, M. Hansard, G. Evangelidis y C. Ménier, “An overview of depth cameras and range scanners based on time-of-flight technologies,” *Machine Vision and Applications*, vol. 27, n.º 7, págs. 1005-1020, 2016. DOI: 10.1007/s00138-016-0784-4. dirección: <https://doi.org/10.1007/s00138-016-0784-4>.
- [68] M. P. H. Sarbolandi y A. Kolb, “Pulse Based Time-of-Flight Range Sensing,” *Sensors*, vol. 18, n.º 6, pág. 1679, 2018. DOI: 10.3390/s18061679. dirección: <https://www.mdpi.com/1424-8220/18/6/1679>.
- [69] F. T. C. Brendler y G. Pizzato, “Aplicação do método por digitalização 3D para obtenção de medidas antropométricas no Modelo Humano Digital,” nov. de 2018. DOI: 10.5151/ped2018-6.3\_ACO\_01.

- [70] N. Tukur, K. P. S. Gowda, S. M. Ahmed y S. Badami, "Rapid prototype technique in medical field," *Research Journal of Pharmacy and Technology*, vol. 1, págs. 341-344, ene. de 2008.
- [71] A. Azari y S. Nikzad, "The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review," *Rapid Prototyping Journal*, vol. 15, págs. 216-225, mayo de 2009. DOI: 10.1108/13552540910961946.
- [72] J. Lienau, H. Schell, G. N. Duda, P. Seebeck, S. Muchow y H. J. Bail, *Initial vascularization and tissue differentiation are influenced by fixation stability*, mayo de 2005. DOI: 10.1016/j.orthres.2004.09.006.
- [73] Creality, *CR-Scan Ferret 3D (Pro) Scanner User Manual*, 2024.
- [74] M. N. Vásquez, *Uso de tecnologías 3D en el diseño y fabricación de prototipos*, Chile, 2018.
- [75] C. D. Verde, *Estudio de las condiciones de escaneado 3D en aplicaciones médico-estéticas*, 2018.
- [76] M. Michalíková, L. Bednarčíková, B. Štefanovič, M. Danko, M. Trebunova y J. Zivcak, "Hand 3D scanning possibilities," *Acta Tecnología*, vol. 6, págs. 105-110, nov. de 2020. DOI: 10.22306/atec.v6i4.88.
- [77] A. S. P. Volonghi y G. Baronio, "3D scanning for hand orthotic applications: A comparative assessment between static and real-time solutions," Hometrica Consulting, nov. de 2016, págs. 61-69. DOI: 10.15221/16.061.

**Figura 43.** *Funcionamiento de un 360° video booth.*



**Figura 44.** *Prototipo físico ensamblado.*



Figura 45. Plano de acople para escáner.

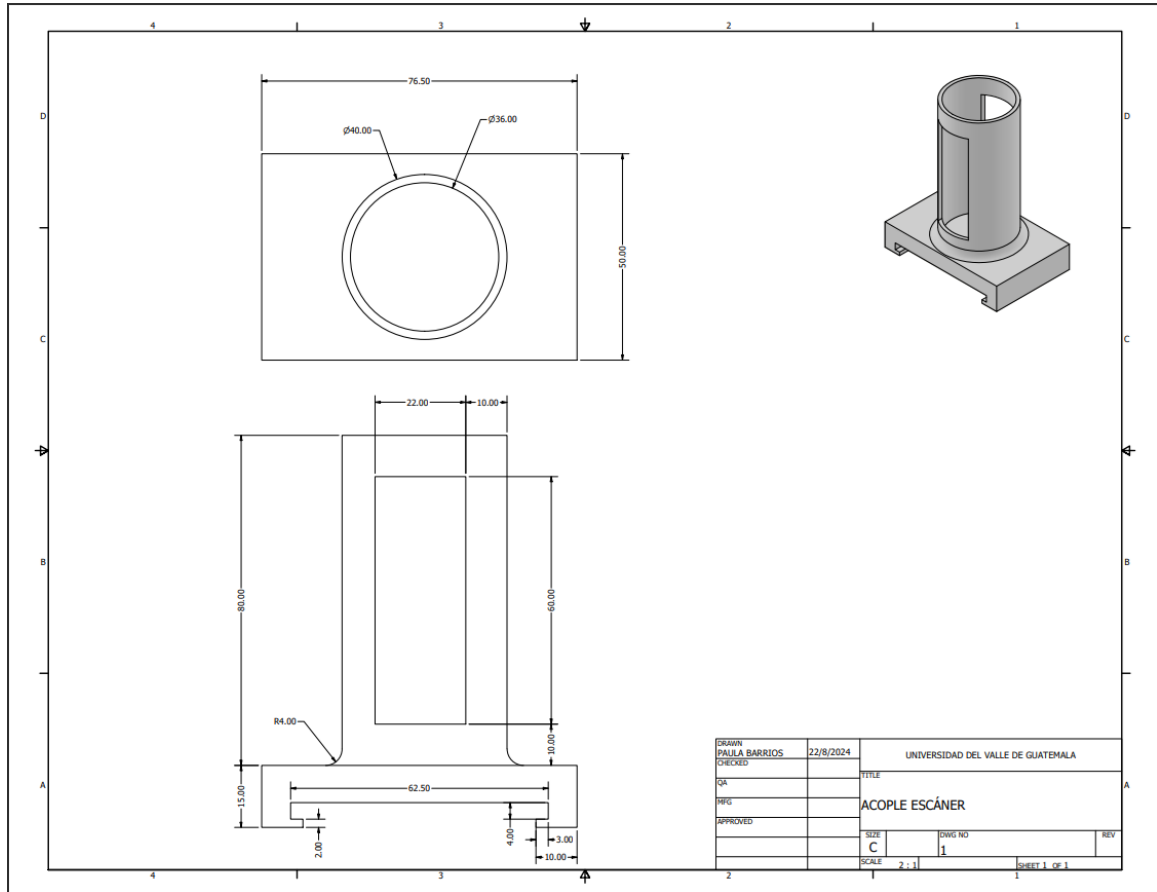


Figura 46. Plano para base giratoria.

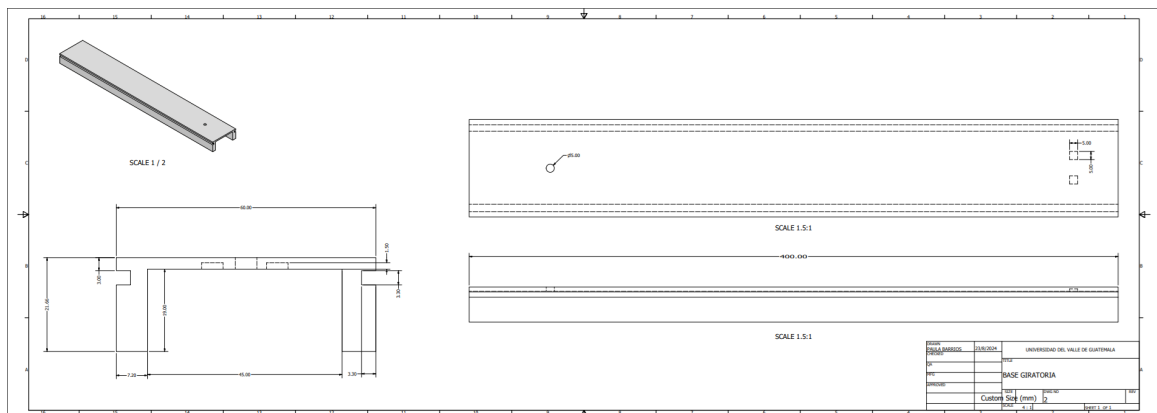


Figura 47. Plano para base de disco.

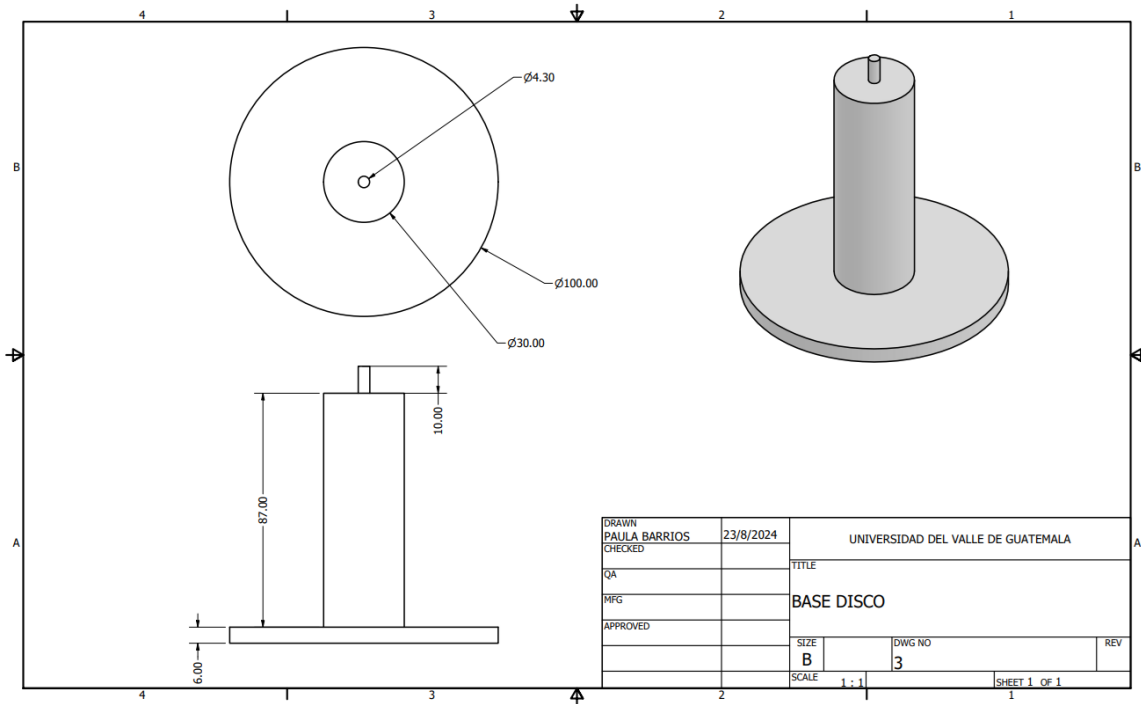


Figura 48. Plano para disco.

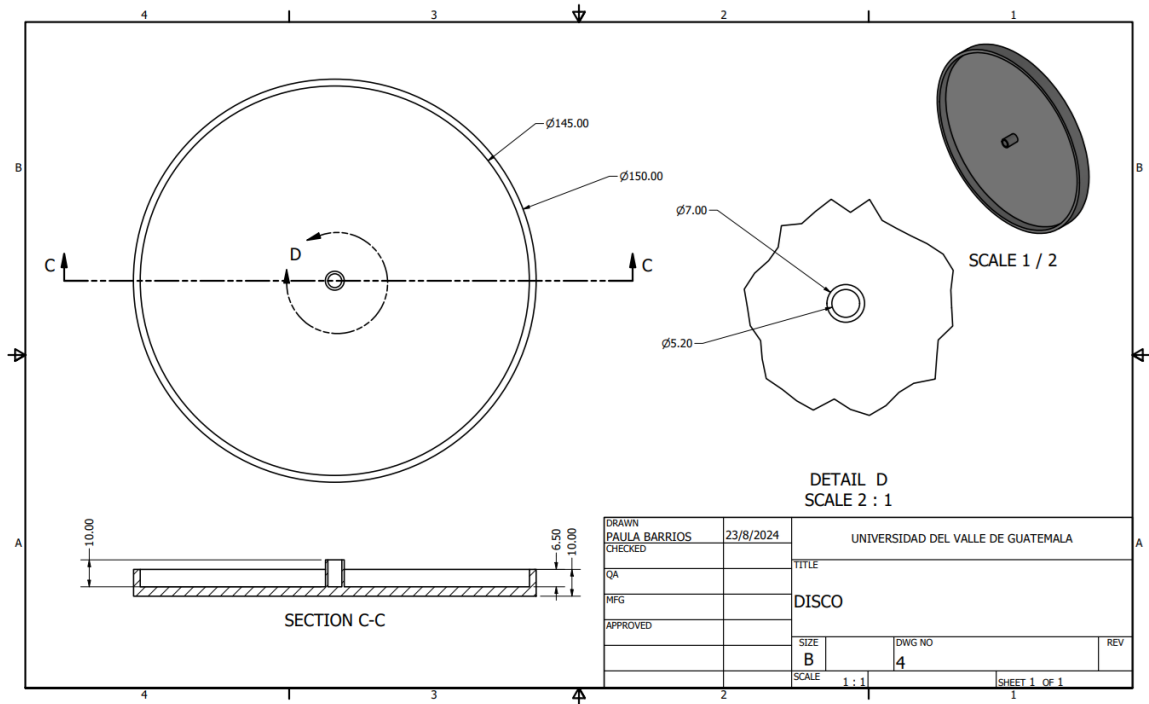


Figura 49. Plano para acople de motor.

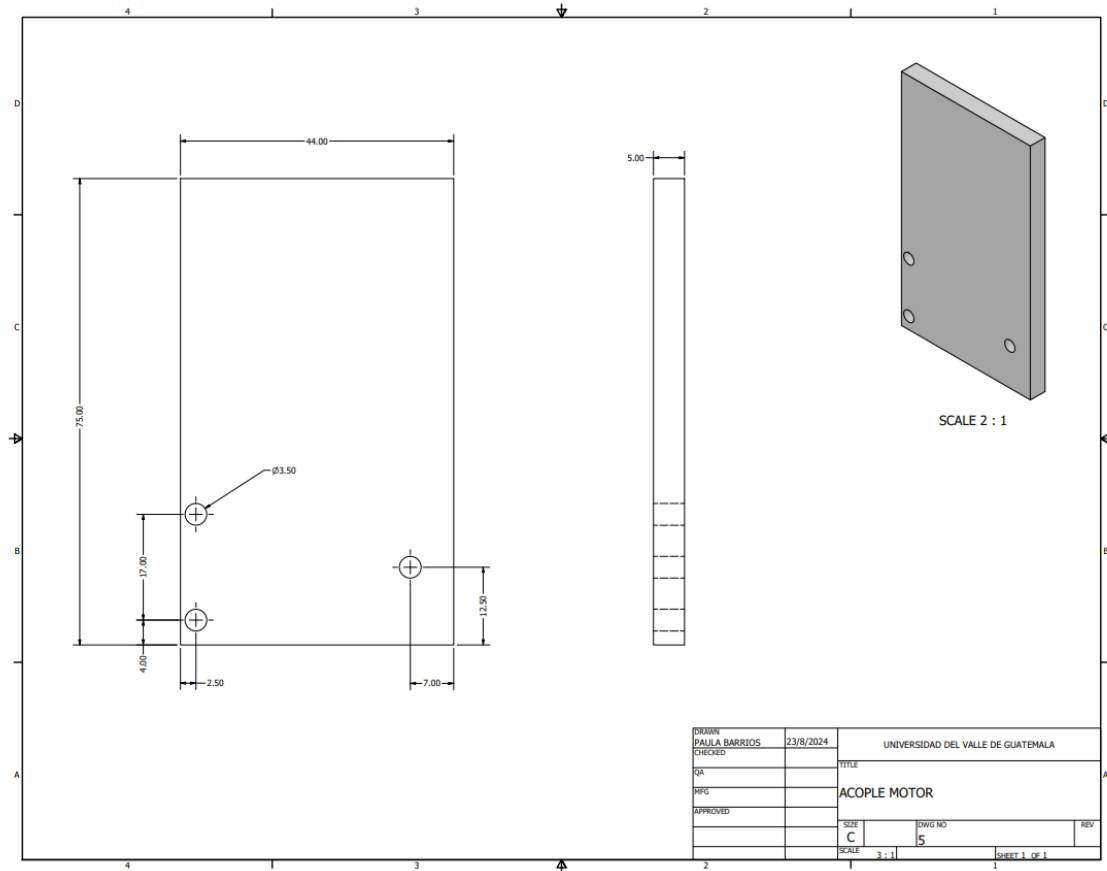




Figura 51. Plano para patas de base.

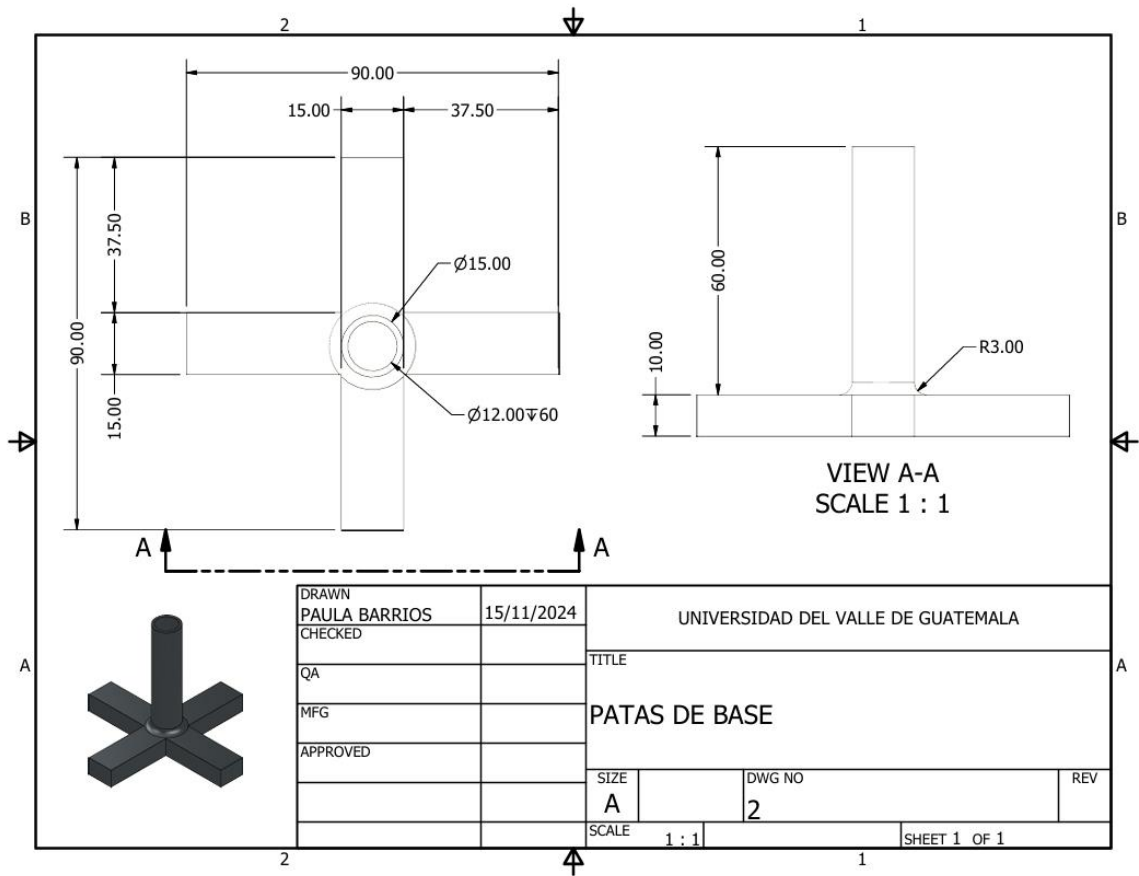
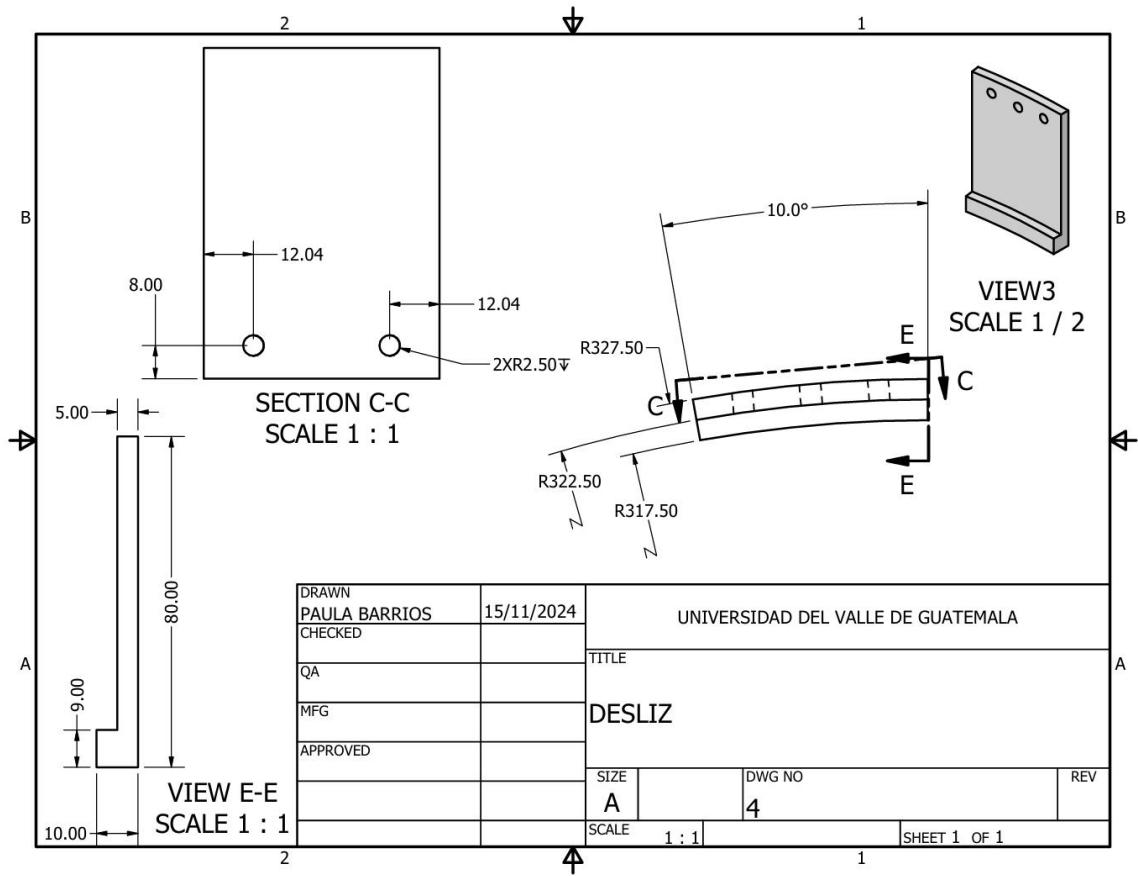


Figura 52. Plano para deslíz.



**Figura 53.** Plano para separador de 29 mm.

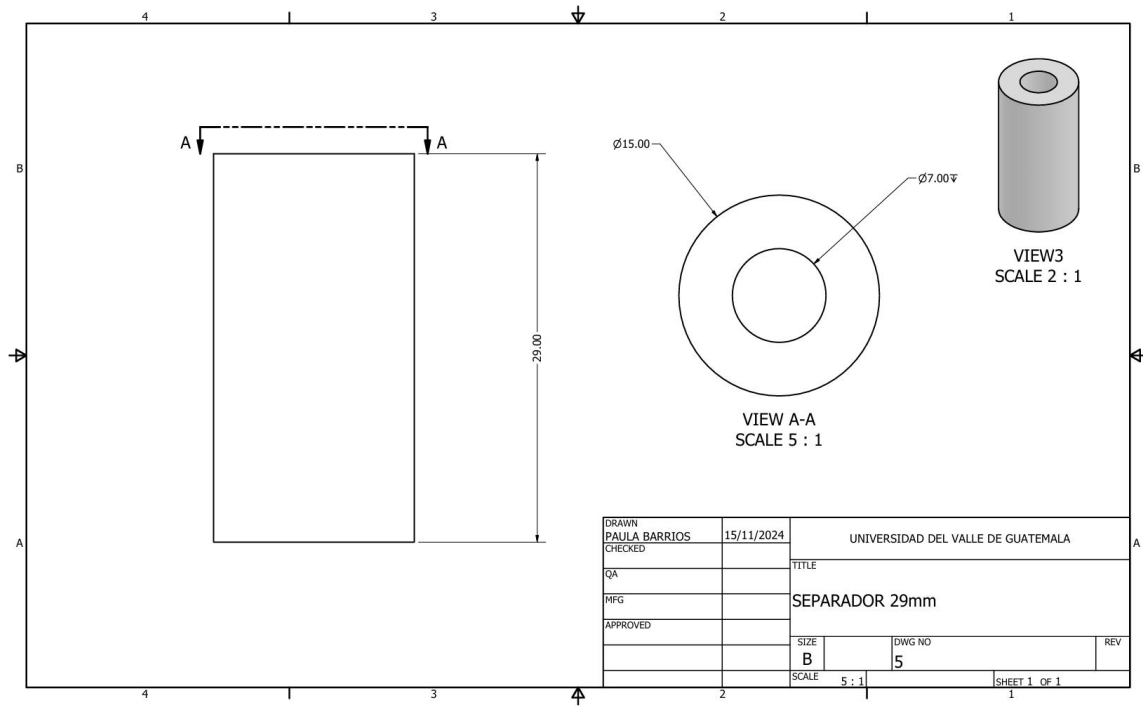


Figura 54. Plano para separador de 10 mm.

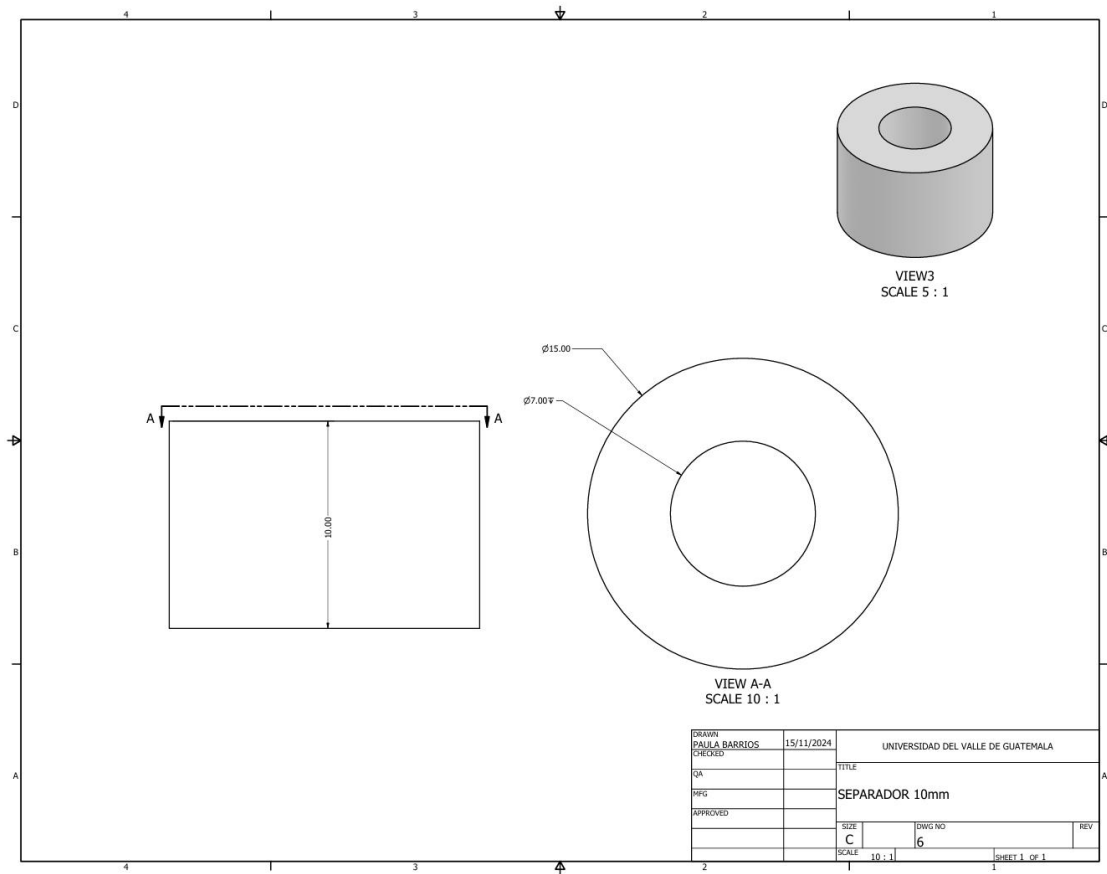


Figura 55. Plano para separador de 5 mm.

