



**INSTITUTO LATINO-AMERICANO DE
CIENCIAS DA VIDA E DA NATUREZA
(ILACVN)**

ENGENHARIA FÍSICA

**TOMOGRAFÍA ÓPTICA CON HAZ DE LUZ DIVERGENTE Y POLICROMÁTICO
PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO E IMPLEMENTACIÓN PRÁCTICA**

CRISTHIAN ARIEL VEGA MERNES

Foz do Iguaçu
2019



**INSTITUTO LATINO-AMERICANO DE CIENCIAS
DA VIDA E DA NATUREZA (ILACVN)**

ENGENHARIA FÍSICA

**TOMOGRAFÍA ÓPTICA CON HAZ DE LUZ DIVERGENTE Y POLICROMÁTICO
PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO E IMPLEMENTACIÓN PRÁCTICA**

CRISTHIAN ARIEL VEGA MERNES

Trabajo de Conclusión de Curso presentado al Instituto Latino-Americano de Ciencias da Vida e da Natureza, Universidade Federal da Integração Latino-Americana, como requisito parcial para la obtención del título de Bacharel em Engenharia Física.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Hönnicke Gonçalves

Foz do Iguaçu
2019

CRISTHIAN ARIEL VEGA MERNES

TOMOGRÁFIA ÓPTICA CON HAZ DE LUZ DIVERGENTE E POLICROMÁTICO
PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO E IMPLEMENTAÇÃO PRÁTICA

Trabajo de Conclusión de Curso presentado al Instituto Latino-Americano de Ciencias da Vida e da Natureza, Universidade Federal da Integração Latino-Americana, como requisito parcial para la obtención del título de Bacharel em Engenharia Física.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Gonçalves Hönnicke
UNILA

Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti
Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - USP

Prof. Dr. Rodrigo Leonardo de Oliveira Basso
ILACVN - UNILA

Foz do Iguaçu, ____ de _____ de _____.

TERMO DE SUBMISSÃO DE TRABALHOS ACADÊMICOS

Nome completo do autor(a): Cristhian Ariel Vega Mernes

Curso: Engenharia Física

Tipo de Documento	
<input checked="" type="checkbox"/> graduação	<input type="checkbox"/> artigo
<input type="checkbox"/> especialização	<input checked="" type="checkbox"/> trabalho de conclusão de curso
<input type="checkbox"/> mestrado	<input type="checkbox"/> monografia
<input type="checkbox"/> doutorado	<input type="checkbox"/> dissertação
	<input type="checkbox"/> tese
	<input type="checkbox"/> CD/DVD – obras audiovisuais
	<input type="checkbox"/>

Título do trabalho acadêmico: _____

Nome do orientador(a): _____

Data da Defesa: ____/____/____

Licença não-exclusiva de Distribuição

O referido autor(a):

a) Declara que o documento entregue é seu trabalho original, e que o detém o direito de conceder os direitos contidos nesta licença. Declara também que a entrega do documento não infringe, tanto quanto lhe é possível saber, os direitos de qualquer outra pessoa ou entidade.

b) Se o documento entregue contém material do qual não detém os direitos de autor, declara que obteve autorização do detentor dos direitos de autor para conceder à UNILA – Universidade Federal da Integração Latino-Americana os direitos requeridos por esta licença, e que esse material cujos direitos são de terceiros está claramente identificado e reconhecido no texto ou conteúdo do documento entregue.

Se o documento entregue é baseado em trabalho financiado ou apoiado por outra instituição que não a Universidade Federal da Integração Latino-Americana, declara que cumpriu quaisquer obrigações exigidas pelo respectivo contrato ou acordo.

Na qualidade de titular dos direitos do conteúdo supracitado, o autor autoriza a Biblioteca Latino-Americana – BIUNILA a disponibilizar a obra, gratuitamente e de acordo com a licença pública *Creative Commons Licença 3.0 Unported*.

Foz do Iguaçu, ____ de _____ de _____.

Assinatura do Responsável

Dedico este trabajo a toda mi familia.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar agradezco al Buen Dios, a nuestra querida Madre y Reina, a mi gran Maestro, amigo y compañero de vida, Cristo, quienes me regalan la alegría de vivir, de disfrutar el día a día, y también la gracia de presentar hoy este trabajo.

Agradezco inmensamente a toda mi familia, a mi Papá, Teodoro Vega Rivarola, mi Mamá, Claudia Elizabeth Mernes Aguirre, a mis Hermanos, Teodoro Daniel, César Gabriel, Araceli María Elizabeth, a mis abuelos, Pedro Antonio, Felipa Esperanza, Regina y Teodoro, a mis tíos y tías, primos y primas por todo el apoyo a lo largo de estos años de formación.

A Janyne Giselle Liuzzi Ibarra por el apoyo y acompañamiento brindado a lo largo de este trabajo.

A todos los amigos, que me acompañaron a lo largo de este camino.

También le doy el más afectuoso agradecimiento a mi profesor orientador, el Prof. Dr. Marcelo Gonçalves Hönnicke, no solo por la constante orientación en este trabajo, pero sobretodo por sus enseñanzas que valen tanto para el ámbito académico, como para la vida misma.

Al Prof. Eduardo do Carmo y al prof. Raphael Fortes, por toda su ayuda, su acompañamiento a lo largo del curso y por todas sus enseñanzas.

Al Prof. Edson Kakuno (UNIPAMPA, Campus Bagé) y a Isabella Grinberg Francelino, por colaborar directamente en el desarrollo del tomógrafo y por la ayuda brindada a lo largo del trabajo.

A mis colegas Víctor Wentz, Patricia Montanger y Ronald Hug, por la ayuda brindada para el montaje de la estructura del tomógrafo.

A los profesores de la banca por las orientaciones y por brindarme su ayuda.

A todo el plantel de profesores del curso de Ing. Física y a todos los profesores con los cuales compartí en clase.

A todos mis colegas de curso, por todo el caminar juntos durante estos años de formación y durante este trabajo.

A todos y cada uno de los que de una u otra forma colaboraron con este trabajo y con mi formación.

*“Quien lleva a Dios en su corazón, lleva el cielo con él
donde quiera que vaya”.* **San Ignacio de Loyola.**

VEGA MERNES, Cristhian Ariel. **Tomografia ótica com feixe de luz divergente e policromática**: Princípios de funcionamento e implementação prática. 2019. 42 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Física) – Universidade Federal da Integração Latino-Americana, Foz do Iguaçu, 2019.

RESUMO

No presente trabalho, um estudo dos princípios de operação e montagem de um tomógrafo óptico com feixe de luz divergente e policromático foi realizado para mostrar a operação de um tomógrafo de raios X. Na literatura, a maioria dos tomógrafos ópticos é montada com fontes monocromáticas para determinar a distribuição de doses de radiação em materiais utilizados como dosímetros e detectores. A tomografia óptica é uma forma de tomografia computadorizada que cria um modelo volumétrico digital de um objeto, reconstruindo imagens feitas de luz transmitida e atenuada por um objeto. Para a montagem do tomógrafo óptico foi necessário obter vários elementos, tais como: fonte de radiação (LED branco, fonte policromática), motor que permite a rotação da amostra (Motor DC), porta-amostra, uma tela semitransparente, uma webcam para coletar as imagens das diferentes projeções na tela, um circuito eletrônico responsável pela ativação do motor e sua coordenação com a webcam. Os elementos utilizados foram, em grande parte, reciclados. Para obter as fatias tomográficas 2D uma macro foi escrita em Matlab/Octave para realização do processo de retroprojeção a partir das projeções (85 no total). Visando implementação da retroprojeção filtrada estudamos também o espectro do LED branco utilizado. Para isso, montamos um espectrofotômetro caseiro usando, como grade de difração, um CD com o filme removido e, como detector, também uma webcam sem lente. O dispositivo de baixo custo mostrou-se funcional e pode ser modificado para realizar uma tomografia óptica e também como uma ferramenta didática para explicar a operação de um tomógrafo de raios X sem o uso de radiação ionizante.

Palavras-chave: Tomografia, ótica, eletrônica.

VEGA MERNES, Cristhian Ariel. **Divergent and polychromatic light beam optical tomography**: Principles of operation and practical implementation. 2019. 42 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Física) – Universidade Federal da Integração Latino-Americana, Foz do Iguaçu, 2019.

ABSTRACT

The project, construction, tests and characterization of didactic optical tomography equipment is presented. Most optical tomographers presented in the literature are assembled with monochromatic sources. Almost always used to determine the radiation doses in materials used for dosimeters and detectors. Optical tomography is a type of computed tomography, which creates a digital volumetric model of an object by reconstructing images of the transmitted and attenuated light when crossing an object (projections). For the optical tomography equipment assembly the following accessories were employed: a radiation source (white LED, polychromatic source), a DC motor that allows the sample to rotate (DC motor), a sample stage, a semi-transparent screen, a webcam to collect the projections on the screen, an electronic circuit responsible for driving the DC motor synchronized with the webcam. Most of the accessories are recycled elements. With the aim to work with filtered back-projection algorithm, the white LED spectrum of the white was explored. For this, we mounted a homemade spectrophotometer using, as a diffraction grating, a CD (metallic film removed) and, also a webcam without a lens, as a detector. The low-cost white and divergence beam optical tomography equipment proved to be functional to be used as a didactic tool as well as acquire optical tomographies.

Key words: Tomography, optical, electronics.

VEGA MERNES, Cristhian Ariel. **Tomógrafo óptico con haz de luz divergente y policromático**: Principio de funcionamiento e implementación práctica. 2019. 42 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Física) – Universidade Federal da Integração Latino-Americana, Foz do Iguaçu, 2019.

RESUMEN

El diseño, construcción, prueba y caracterización de un tomógrafo óptico de haz de luz divergente y policromático se presentan en este documento. En la literatura, la mayoría de los tomógrafos ópticos se ensamblan con fuentes monocromáticas para determinar la distribución de dosis de radiación en materiales utilizados como dosímetros y detectores. La tomografía óptica es una forma de tomografía computarizada que crea un modelo volumétrico digital de un objeto mediante la reconstrucción de imágenes hechas de luz transmitida y atenuada a través de un objeto. Para el montaje del tomógrafo óptico fue necesaria la obtención de diversos elementos como: una fuente de radiación (LED blanco, fuente policromática), un motor que permite el giro de la muestra (Motor DC), un porta-muestra, una pantalla semi-transparente, una webcam para recolectar las imágenes de las diferentes proyecciones sobre la pantalla, un circuito electrónico encargado de la activación del motor y de la coordinación del mismo con la webcam. Cabe destacar que los elementos utilizados fueron, en su gran mayoría, reciclados. Para obtener los cortes tomográficos 2D, se escribió una macro en Matlab / Octave para realizar el proceso de retroproyección a partir de las proyecciones (85 en total). Para implementar la retroproyección filtrada también estudiamos el espectro del LED blanco utilizado. Para esto, configuramos un espectrofotómetro casero usando, como una rejilla de difracción, un CD con su película retirada y, como detector, también una cámara web sin lente. El dispositivo de bajo costo demostró ser funcional y puede usarse para realizar una tomografía óptica y también como una herramienta didáctica para explicar el funcionamiento de un tomógrafo de rayos X sin el uso de radiación ionizante.

Palabras clave: Tomografía, óptica, electrónica.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	12
2. CARACTERIZACIÓN Y TEST DE LA FUENTE DE LUZ VISIBLE.....	15
2.1. MONTAJE DEL ESPECTROFOTÓMETRO.....	15
2.1.1. Elementos necesarios para el montaje del espectrofotómetro.....	15
2.1.2. Caracterización de la rendija de difracción (CD).....	15
2.1.3 Montaje de la fuente de luz (LED blanco, alto brillo, 3 mm).....	17
2.1.4. Montaje do detector.....	17
2.1.5. Montaje del medidor de ángulo.....	17
2.1.6. Montaje final y funcionamiento del sistema (espectrofotómetro).....	18
3. PROYECTO, CARACTERIZACIÓN Y TEST DEL TOMÓGRAFO.....	20
3.1 CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL USB.....	21
3.2 CIRCUITO DE ACCIONAMIENTO DEL MOTOR DC.....	22
3.3 CIRCUITO DE AJUSTE DA SINCRONIZACIÓN DE LOS FRAMES DE LA CÁMARA CON LA ROTACIÓN DEL MOTOR.....	25
3.4 MONTAJE DEL TOMÓGRAFO.....	28
3.5 ADQUISICIÓN DE LAS PROYECCIONES TOMOGRÁFICAS.....	30
4. TOMOGRAFÍA 2D: RETROPROYECCIÓN.....	32
5. TOMOGRAFÍA 3D.....	36
6. CONSIDERACIONES FINALES.....	37
REFERENCIAS.....	38
APÉNDICES.....	40

1. INTRODUCCIÓN

Tomografía viene del griego τομή que significa corte o sección y de γραφή que significa imagen o gráfico. Así es justamente como lo describe Slaney [1], la misma: “se refiere a la imagen transversal de un objeto a partir de datos de transmisión o reflexión recopilados al iluminar el objeto desde muchas direcciones diferentes... Fundamentalmente, las imágenes tomográficas se ocupan de reconstruir una imagen a partir de sus proyecciones. En el sentido estricto de la palabra, una proyección en un ángulo dado es la integral de la imagen en la dirección especificada por ese ángulo. Sin embargo, desde otro punto de vista, proyección significa la información derivada de las energías transmitidas, cuando un objeto se ilumina desde un ángulo particular”.

Existen diversos tipos de técnicas de procesamiento de imágenes en general, entre ellas podemos citar, la tomografía computarizada de rayos X (CT, por sus siglas en inglés) , que matemáticamente surgió con la solución propuesta en 1917 por Radon [2], y solamente después de 55 años, por la dificultad en el procesamiento de los datos, fue realmente establecida por Hounsfield en 1972 [3], descubrimiento por el cual obtuvo un premio Nobel en el mismo año, en conjunto con Allan Conmarck, quién de forma independiente descubrió algunos algoritmos. Son innumerables los avances en medicina que esta técnica permitió y lo sigue haciendo, considerando que los médicos tuvieron, gracias a la misma, acceso a información precisa sobre el estado en el que se encuentra ciertos órganos, además de esto, también esta técnica es utilizada en el ámbito científico, hablando en términos de pesquisas e investigaciones. Entre tanto es importante mencionar CT tiene varias ventajas en comparación con otras modalidades de imagen. La CT es cuantitativa con alta resolución espacial que permite la medición precisa de muchas características anatómicas. Tiene tiempos de adquisición de imagen relativamente rápidos (tan bajos como unos pocos segundos) que permiten estudios de alto rendimiento. Además, la CT es una tecnología madura que se puede aplicar directamente a la medicina clínica humana. Otra ventaja de la tomografía computarizada es el potencial para el análisis automatizado de conjuntos de datos de imágenes.

Sin embargo, también tiene varias desventajas y desafíos. Una preocupación importante con las imágenes de CT es la dosis de radiación. Para aplicaciones a corto plazo, es poco probable que la dosis acumulada sea un factor, pero exposiciones repetidas durante el curso de estudios longitudinales pueden ser sustanciales. Muchos factores pueden afectar la cantidad de dosis de radiación administrada a un sujeto durante una tomografía computarizada, que incluye el voltaje y la corriente de la fuente de rayos X, el número de proyecciones tomadas y el tiempo de exposición para cada proyección. Los efectos de la radiación en la estructura ósea parecen ser mínimos, pero el efecto potencial de la dosis de radiación en el resultado del estudio aún debe considerarse al diseñar un experimento. Los efectos de la dosis de radiación, tanto en los resultados del estudio como para la salud de las personas, pueden minimizarse mediante el uso de grupos de control apropiados, reduciendo el número de adquisiciones de escáner a lo largo del tiempo y utilizando la resolución espacial más baja que es necesaria para lograr los objetivos del estudio. Otra desventaja de la CT es que esta modalidad tiene dificultad para distinguir entre estructuras adyacentes de tejidos blandos. Esta limitación se puede superar mediante el uso de agentes de contraste apropiados. Un desafío final de la modalidad CT son las grandes cantidades de datos. Un solo conjunto de datos de CT puede variar desde unos pocos megabytes hasta más de 10 gigabytes, dependiendo del tamaño del volumen de interés. Los sistemas micro-CT altamente utilizados pueden generar fácilmente terabytes de datos por año. Por lo general, se requieren sistemas de almacenamiento de imágenes dedicados para almacenar y administrar estos conjuntos de datos, y normalmente se necesita hardware y software especializado para visualizar y procesar datos de imágenes CT [4]. Además de la CT podemos mencionar nuevas técnicas que surgieron posteriormente, tales como, la tomografía óptica computarizada [5], la resonancia nuclear magnética [6], la ecografía o ultrasonido, entre otras.

Cabe destacar que una de las ventajas principales de las nuevas técnicas, en comparación con la CT, mencionadas es la utilización de radiación no ionizante para realizar las medidas. En el caso de la tomografía óptica computarizada, tema

estudiado específicamente en este trabajo, se utiliza luz visible, como mencionado anteriormente no ionizante, y generalmente es aplicada para la dosimetría en gel, donde la transparencia parcial del gel posibilita el escaneo por CT óptico, una técnica análoga a la CT, excepto que se utiliza una fuente de luz visible en lugar de una fuente de rayos X [7][8][9].

Cuando pensamos en una tomografía, sucede muchas veces que pensamos en algo extremadamente complejo y alejado de nuestra realidad, en algo difícil de comprender. Es justamente por esto que surge el presente trabajo, con el objetivo de mostrar la funcionalidad de un tomógrafo óptico casero construido con elementos de fácil obtención, como inclusive elementos reciclados, que permite una analogía con la CT, lo cual contribuye con la disminución de la brecha que existe con este tipo de técnicas y la visión de alta complejidad que la misma tiene en la sociedad.

2. Caracterización y test de la fuente de luz visible

Antes de trabajar propiamente en el montaje del tomógrafo, fue necesaria la construcción de un espectrofotómetro, el cual sirve para caracterizar el espectro de la fuente de luz escogida para el tomógrafo. En este caso, la fuente de luz seleccionada es un LED (sigla de la expresión inglesa, Light Emitting Diode) blanco, el cual emite luz de distintas frecuencias, comprendidas dentro del espectro de luz visible. Este hecho nos permite hacer una comparación con los tomógrafos de rayos X, utilizados generalmente en los hospitales, los cuales por más que posean filtros, emiten en radiación de diferentes longitudes de onda, es decir, no son monocromáticos. Cabe destacar que es necesario caracterizar el espectro de la fuente de luz, por el hecho de que, las frecuencias que el mismo emite pueden presentar intensidades diferentes y esto genera una diferencia en la absorción de la luz por parte de la muestra. Dicho de otra manera, la muestra puede atenuar más o menos un cierto valor de frecuencia, además es importante decir que obtener el espectro es lo que nos permite considerar el efecto explicado anteriormente.

2.1. MONTAJE DEL ESPECTROFOTÓMETRO.

2.1.1. Elementos necesarios para el montaje del espectrofotómetro.

Para la construcción de dicho espectrofotómetro, se utilizaron diversos materiales, entre ellos: i) LED blanco, montado en un recipiente de vitamina C reciclado (fuente de luz); ii) un transportador de ángulo; iii) una regla; iv) una toma corriente de PVC; v) Una webcam, sin lente y sin filtro infrarrojo (detector); vi) 2 barras pequeñas de aluminio; vii) una fuente de alimentación; viii) un CD transparente, con el film retirado (rendija de difracción).

2.1.2. Caracterización de la rendija de difracción (CD).

Para realizar la medición del espectro, es necesario conocer el parámetro de red de difracción del CD, el cual es utilizado como rendija de difracción en el

espectrofotómetro. Para esto se utilizó un láser de HeNe ($\lambda = 632\text{nm}$). Fueron determinadas las distancias de separación entre la pared y la red de difracción, dando como resultado 2.80m y la distancia entre los puntos difractados de mayor intensidad, dando como resultado $0,9925\text{m}$. Una vez determinadas dichas medidas, fue calculado el ángulo θ , el cual por la ecuación: $a \sin \theta = \lambda$, permitió conocer un parámetro de red $a = 1,82 \mu\text{m}$ del CD. El esquema del sistema necesario para la caracterización es mostrado en la Figura 1. En la Figura 2 se observa el montaje final real.

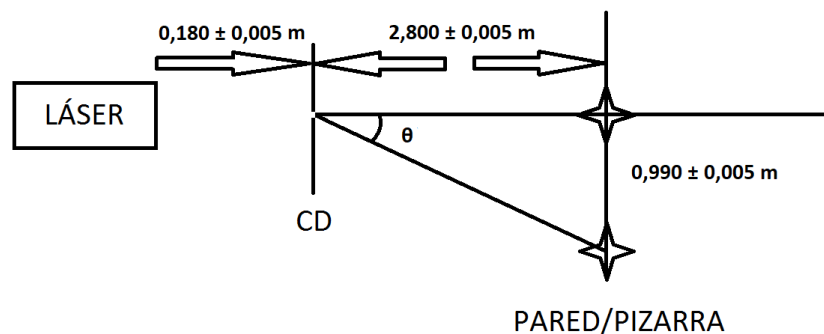


Fig. 1. Esquema del sistema utilizado para la caracterización de la rendija de difracción (CD).

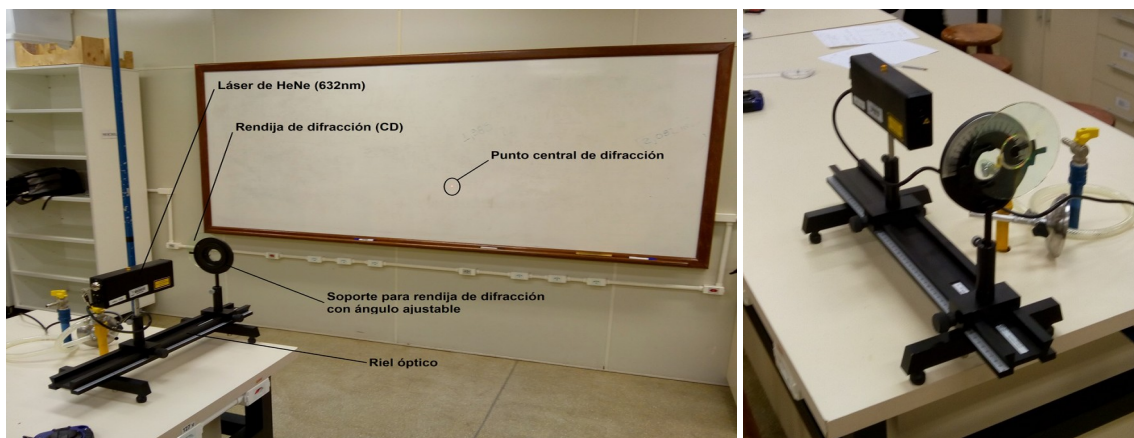


Fig. 2: Determinación del parámetro de red ($a = 1,82\mu\text{m}$) de la rendija de difracción utilizada (CD) a través de la difracción del láser de HeNe (632nm).

Vale la pena mencionar, que fue posible utilizar el CD como rendija de difracción por el hecho que el parámetro de red es aproximadamente 2 veces mayor que las longitudes de onda que componen la luz blanca.

2.1.3 Montaje de la fuente de luz (LED blanco, alto brillo, 3 mm)

Como fuente de luz fue utilizado un LED blanco de alto brillo, 3mm, el cual se ubica en la parte inferior de un recipiente de vitamina C reciclado, que posee un agujero, previamente realizado en el centro, permitiendo que la parte superior del LED salga del recipiente (Fig. 3.(b)). Posteriormente se fijó el LED utilizando una esponja cortada circularmente para encajar en el recipiente de tal forma que el LED se mantenga en la misma posición. Por último fueron soldados los terminales del LED en los conectores ubicados en la tapa del recipiente de vitamina C, que permiten la conexión directa a la fuente de alimentación, con una tensión de 3V.

2.1.4. Montaje do detector

Como detector fue utilizada una webcam USB 2.0 640x480 pixeles, la cual fue ubicada en el interior de una caja utilizada para montar un toma corriente (Fig. 3). La misma posee un agujero en el centro, el cual fue sellado con cinta adhesiva negra, dejando una rendija de unos 2mm aproximadamente, por donde entraría la luz a ser detectada por la cámara. Cabe destacar que la cámara fue utilizada sin lente por el hecho de que la imagen fue extraída con el entorno oscuro, siendo innecesario el enfoque de la imagen, además también por el hecho de que fue medida solamente la intensidad de la luz incidente.

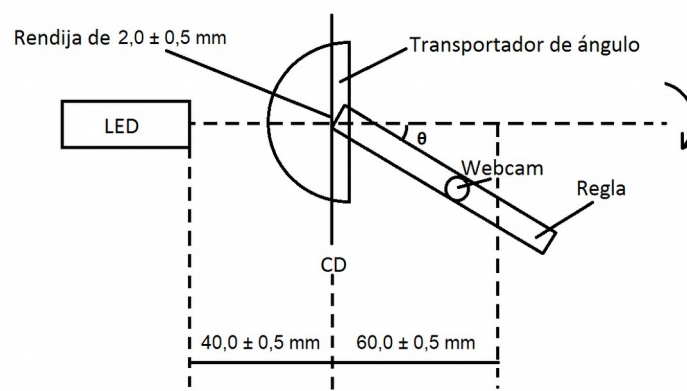
2.1.5. Montaje del medidor de ángulo.

Para conseguir el movimiento y la medición del ángulo de rotación del detector fue montado una especie de goniómetro, utilizando una regla y un transportador de ángulo. La misma fue montada de tal forma que la caja de cámara fue añadida a la regla por medio de un caño de PVC, y fijada con cola de resina de etileno vinilo acetato (EVA). Al mismo tiempo que la regla fue fijada con un tornillo por el centro del transportador de ángulo, lo que posibilita, tanto el movimiento de la cámara, como la medición del ángulo de rotación de la cámara.

2.1.6. Montaje final y funcionamiento del sistema (espectrofotómetro).

El esquema de funcionamiento es el siguiente, el LED blanco es la fuente de luz a ser caracterizada. La luz emitida por el mismo atraviesa el CD transparente, el cual funciona como una rendija de difracción, separando las diferentes frecuencias que componen la luz blanca, en diferentes ángulos. En la figura 3 pueden ser observados el esquema del espectrofotómetro (a), el montaje finalizado y una vez operando correctamente (b). En la figura 4 está presentado el resultado de la medida, que sería justamente el espectro de emisión del LED.

(a)



(b)

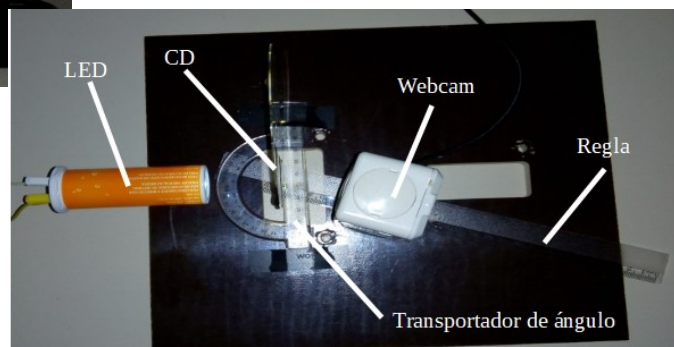
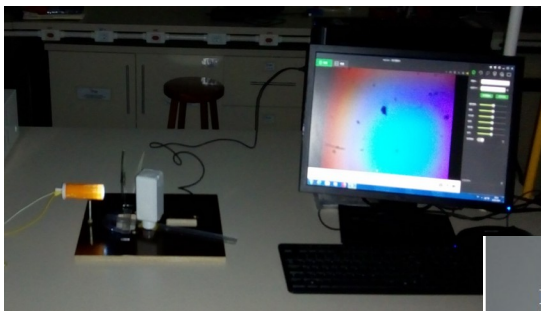


Fig. 3. (a) Esquema de montaje del espectrofotómetro. (b) Espectrofotómetro totalmente montado y operando.

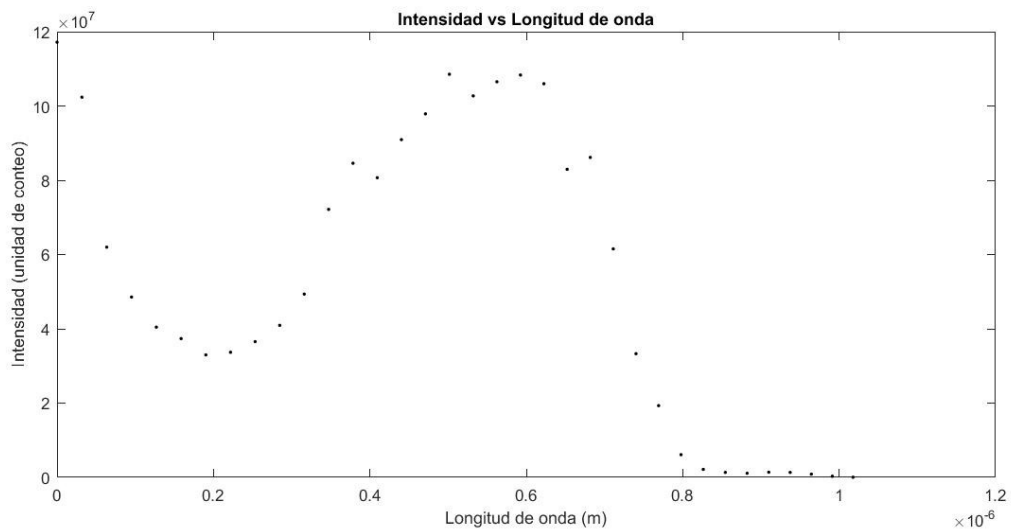


Fig. 4: Espectro medido a través de la integración de la intensidad de las imágenes obtenidas normalizadas por la eficiencia del chip de la cámara.

Los datos mostrados en la Figura 4 fueron colectados manualmente, capturando una imagen en la webcam, donde las intensidades de cada píxel fueron sumadas y se registró el ángulo correspondiente a cada imagen. Es también importante mencionar que para la realización de este experimento no fue calibrado el espectrofotómetro. Además que el resultado obtenido en este capítulo del trabajo todavía no fue utilizada para la realización de la tomografía en sí, esto considerando que no fue realizada la retroproyección filtrada, la cual está prevista como un trabajo futuro, por lo tanto, en los capítulos y las secciones posteriores será solamente detallado el trabajo referente al tomógrafo, sin tener por el momento relación con lo mencionado en este capítulo.

3. PROYECTO, CARACTERIZACIÓN Y TEST DEL TOMÓGRAFO

En general, la producción de imágenes de la CT incluye dos pasos principales, adquisición y reconstrucción. Para la adquisición de imágenes, se monta una fuente de rayos X frente a un detector de rayos X, y el par gira alrededor de un sujeto ubicado en el centro. Análogamente, en algunos sistemas de micro-CT la fuente de rayos X y el detector son estacionarios y la muestra gira en su lugar. Aunque esta geometría es aparentemente más simple, no se usa comúnmente en tomografías hospitalarias debido al movimiento de las estructuras del paciente durante el giro que conduce al desenfoque de la imagen. A medida que los rayos X pasan a través del sujeto, la radiación se atenúa dependiendo de las propiedades materiales de los diferentes tejidos en el camino de los rayos. Los rayos X atenuados abandonan al sujeto y golpean el detector, después de lo cual se detecta la radiación incidente en una sola posición angular. Esta detección de radiación en una sola posición angular se denomina proyección y puede considerarse como similar a una radiografía plana. La fuente de rayos X y el detector se rotan para recolectar proyecciones adicionales alrededor del sujeto (generalmente varios cientos de proyecciones recolectadas en un arco que varía de 180 a 360 grados). Las proyecciones de CT convergen en cortes tomográficos 2D tomados a través del sujeto en un proceso llamado reconstrucción. Este proceso toma elementos de imagen (píxeles) de las proyecciones y los elementos "retroproyectados" para formar elementos del corte tomográfico 2D en el espacio de la imagen CT. La imagen en 3D se forma al apilar los distintos cortes tomográficos retroproyectados, donde el elemento más pequeño de la imagen tridimensional, es conocido como vóxel.

La reconstrucción es computacionalmente costosa, por lo que se han desarrollado métodos para realizar el proceso de retroproyección en grupos de computadoras basados en CPU (unidad de procesamiento central) o, más recientemente, en sistemas basados en GPU (unidad de procesamiento de gráficos) para reducir sustancialmente los tiempos de reconstrucción. Durante el proceso de reconstrucción, se pueden aplicar varios filtros de imagen (retroproyección filtrada) para mejorar la calidad de los cortes tomográficos. Después de la reconstrucción,

las imágenes de CT se pueden ver y analizar mediante cualquier número de programas de software de análisis de imágenes [4].

Como ya fue mencionado anteriormente con el presente trabajo se busca obtener un sistema didáctico, que permita emular un tomógrafo de rayos X convencional utilizado generalmente en los hospitales. Para esto fueron montados diferentes circuitos y sistemas que permiten la obtención de un tomógrafo óptico casero, con características similares a las de un tomógrafo de rayos X, que realice las tareas que fueron descritas en el párrafo anterior. Los sistemas y circuitos utilizados son detallados en las secciones a continuación.

3.1 CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL USB.

Para obtener las imágenes necesarias para realizar la tomografía se procedió a construir un sistema de lectura de la señal USB que permita que el giro del motor sea accionado una vez que los datos de la webcam son enviados a la computadora. Para realizar esto, fueron interceptados los canales de señal de datos USB, los mismos son conocidos como USB Data + (D+) y USB Data – (D-) (figura 5). Esto fue posible gracias al sistema mostrado en la figura 6 (a). Es importante mencionar que primeramente fueron interceptados los canales de USB Data + y GND, este sistema puede ser observado en la figura 6 (b), pero considerando que el sistema no se mostró reproducible (Por motivos desconocidos), se procedió al cambio por el sistema mencionado primeramente.

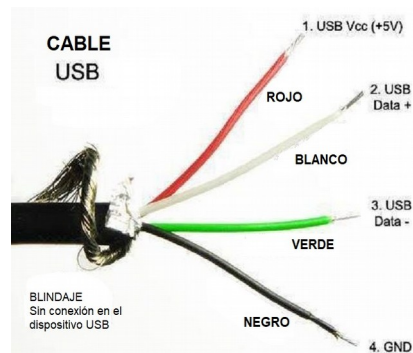


Fig. 5. Configuración de los cables de la conexión USB.

Fonte: <https://www.pinterest.com/pin/407364728770653128/>

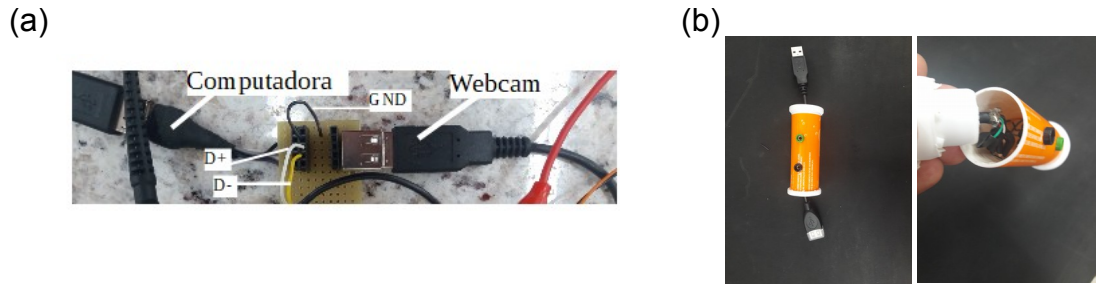


Fig. 6. (a) Sistema para interceptar la señal USB, utilizando la señal D+ y D-. (b) Sistema utilizado primeramente basado en la señal D+ y GND.

Cabe destacar que el procesamiento de los datos USB y la sincronización entre el inicio de la grabación en la webcam y el accionamiento del motor DC, se dificultó por el hecho que la webcam comiieza a procesar los datos inclusive antes de iniciar la grabación. Por lo tanto, procedimos al montaje de un reductor de la velocidad de giro, para obtener la mayor cantidad de frames por vuelta posibles. El cual será detallado en la siguiente sección.

3.2 CIRCUITO DE ACCIONAMIENTO DEL MOTOR DC.

Para controlar el accionamiento del motor, como dicho anteriormente, utilizamos la señal de los datos USB de la cámara. El procesamiento de la señal fue realizado por medio de varias etapas de tratamiento de la señal de los datos USB de la webcam implementando un circuito que involucra diferentes componentes electrónicos.

La primera etapa es de filtro y amplificación, utilizando el circuito integrado (CI) INA129PA [10], encargado de reducir los efectos del ruido en la señal USB y de una amplificación con baja ganancia, que seria de 25,7 veces. En la figura 7 es observada la salida de la primera etapa.

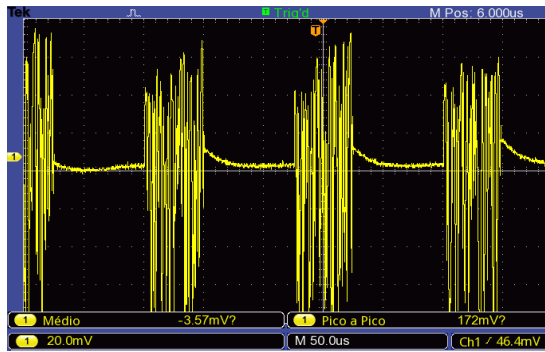


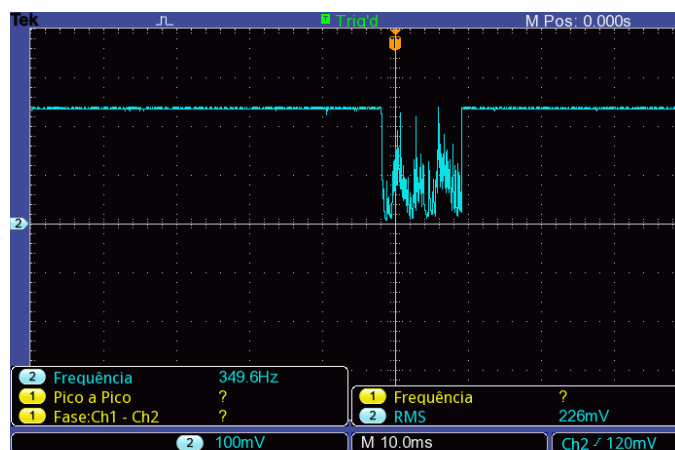
Fig. 7. Señal medida en la salida de la 1ra etapa de filtro y amplificación.

La segunda etapa fue una 2da amplificación, utilizando el CI CA3140 [11], con una ganancia de 100 veces, para obtener el voltaje que permita la saturación del transistor TIP122 [12], que funciona como relé electrónico para el accionamiento del motor.

La última etapa fue un filtro, que sirve para la reducción del ruido en la región que el transistor no está saturado. Esto fue realizado considerando que el motor estaba siendo accionado sin control en esa región. Esta etapa fue llevada a cabo utilizando un CI 555 [13], operando en el modo monoestable. El resultado del uso del filtro en esta tercera etapa puede ser observado a través de la comparación de las imágenes (figura 8), obtenidas por el osciloscopio, de la salida de la segunda etapa y de la tercera etapa .

En la Figura 9 y 10, es posible observar el esquema del circuito utilizado para el accionamiento del motor, junto con el circuito real utilizado durante el proceso de obtención de las imágenes.

(a)



(b)

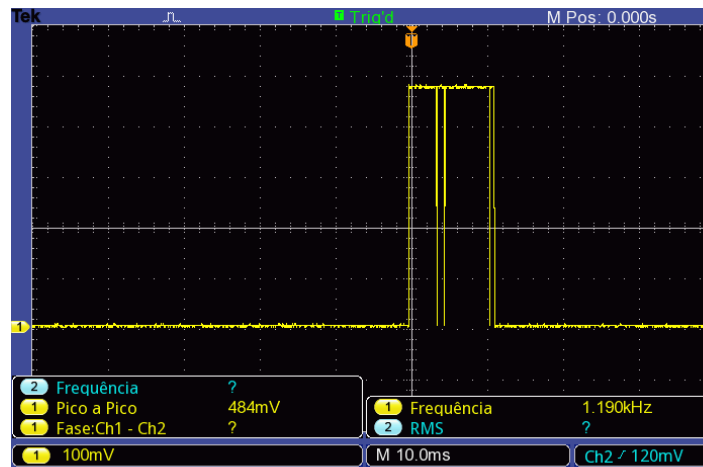


Fig. 8. (a) Señal medida en la salida de la 2da etapa de amplificación. (b) Señal medida en la salida de la 3ra etapa de filtro.

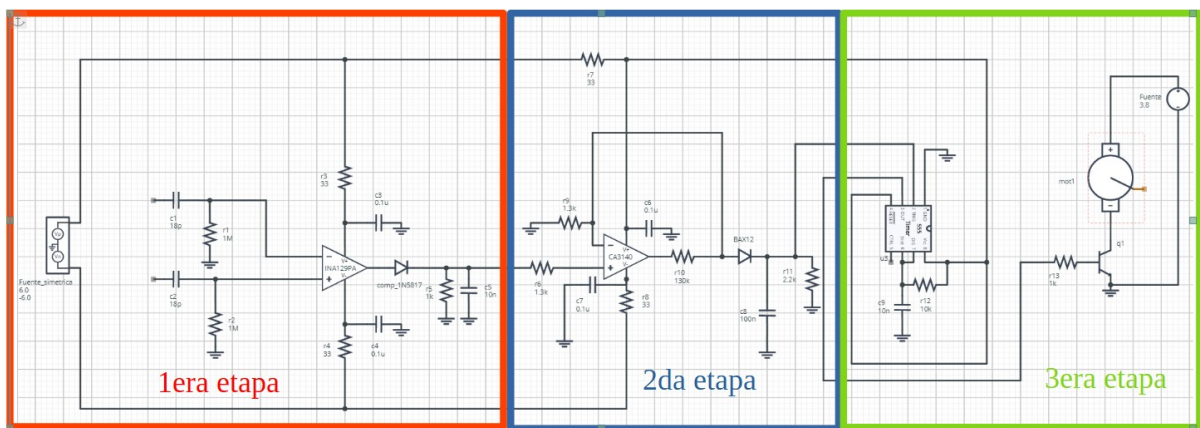


Fig. 9. Esquema del circuito de control del giro del motor DC. (Diseñado en el software: Circuit lab online. <https://www.circuitlab.com/>).

Es importante destacar que el diseño y construcción del circuito fue realizado con la ayuda del Prof. Edson Kakuno.

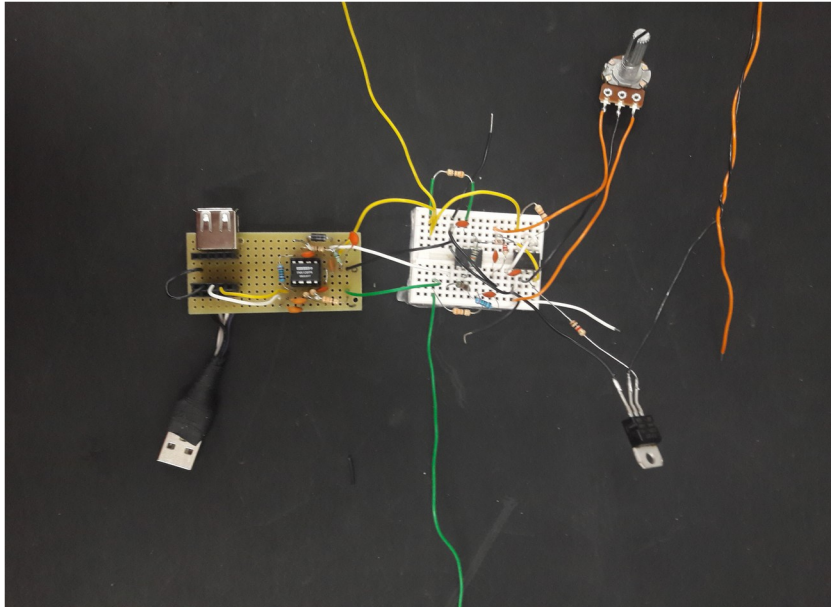


Fig. 10. Montaje final del circuito de accionamiento del motor DC.

Para desarrollar el circuito fueron utilizados los siguientes materiales: i) 2 capacitores de 18pF; ii) 4 capacitores de 0,1 μ F; iii) 2 capacitores de 10nF; iv) 1 capacitor de 100nF; v) 1 CI INA129PA; vi) 1 CI 555; vii) 1 CI CA3140; viii) 2 resistores de 1M Ω ; ix) 4 resistores de 33 Ω ; x) 2 resistores de 1k3 Ω ; xi) 1 resistor de 130k Ω ; xii) 1 resistor de 2k2 Ω ; xiii) 1 resistor de 10k Ω ; xiv) 2 resistores de 1k Ω ; xv) 1 diodo BAX12; xvi) 1 diodo 1N5817; xvii) 1 transistor TIP 122; xviii) 1 motor DC; xix) 1 fuente simétrica de 6.0 V; xx) 1 fuente de 3.8V.

3.3 CIRCUITO DE AJUSTE DA SINCRONIZACIÓN DE LOS FRAMES DE LA CÁMARA CON LA ROTACIÓN DEL MOTOR.

Para el ajuste de la sincronización de los frames de la cámara con la rotación del motor, montamos un circuito contador del número de rotaciones de la muestra, el esquema del mismo está mostrado en la Figura 7.

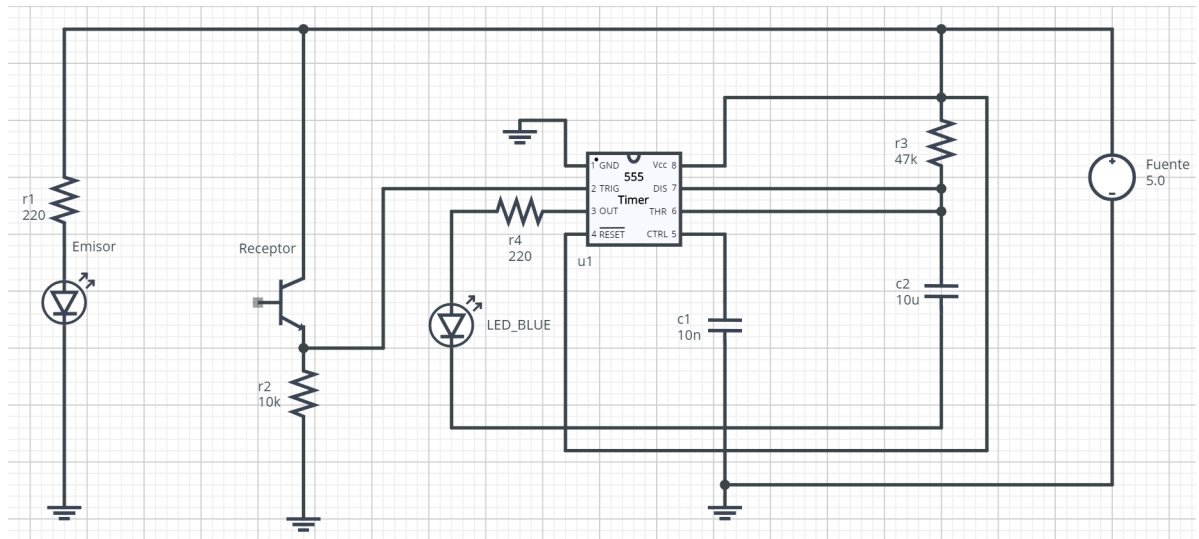


Fig. 11. Esquema del circuito contador de las rotaciones del motor. (Diseñado en el software: Circuit lab online. <https://www.circuitlab.com/>).

Este circuito permite el conteo directo por medio de la observación de un LED que está constantemente activado, por el hecho de que fue colocado un CD con una rendija, que constantemente interrumpe el sistema emisor-receptor y solamente se desactiva cuando la muestra da una vuelta completa. Con la ayuda de un cronómetro es posible medir el tiempo que la muestra necesita para realizar una vuelta y con base en estos dos datos es calculada la velocidad de rotación de la muestra. El circuito real utilizado es mostrado a continuación en la Figura 12.

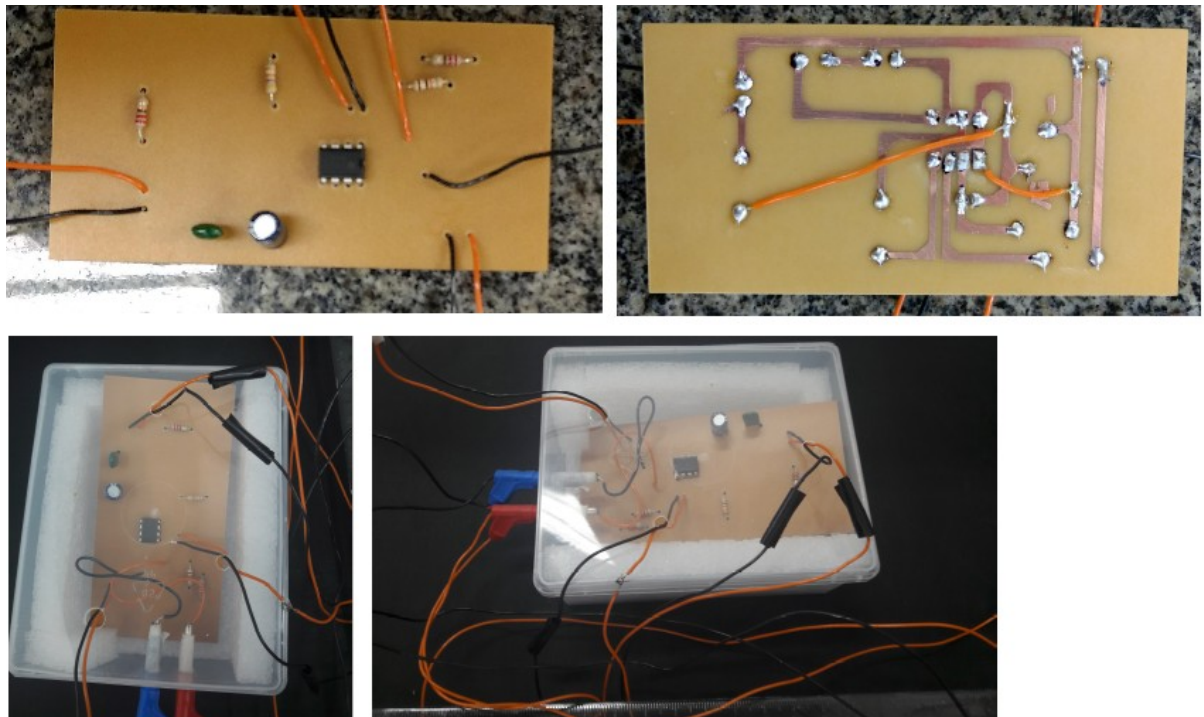


Fig. 12. Montaje real del circuito contador.

Cabe destacar que por una cuestión espacial y de calibración del equipamiento, considerando que necesitamos que la muestra esté centrada de la mejor forma posible y el disco (CD) utilizado para el conteo contribuye considerablemente con la des-alineación de la muestra, optamos por cambiar el sistema de conteo y procedimos a realizar esto directamente desde el software Tracker. Este es utilizado para tomar los frames del vídeo guardado por medio de la webcam, la cual es accionada utilizando el software MyCam versión 2.2 [14], que posibilita la elección del número de frames por segundo (FPS. En este caso, 5FPS) y el proceso de guardado del vídeo. De esta forma es calculado el número de frames por vuelta a través del software resultando en 93 Frames/vuelta sincronizado al giro del motor DC con una tensión de 3.5V produciendo una vuelta a cada 18.6 segundos.

Para desarrollar el circuito fueron utilizados los siguientes materiales: i) 1 capacitor de 10nF; ii) 1 capacitor de 10 μ F; iii) 2 resistores de 220 Ω ; iv) 1 resistor de 10k Ω ; v) 1 resistor de 47k Ω ; vi) 1 CI 555; vii) 1 LED azul; viii) 1 fuente de 5V; ix) Receptor.

3.4 MONTAJE DEL TOMÓGRAFO

El tomógrafo óptico construido, consta de diversas partes, las principales son mostradas en el esquema de la Figura 13.

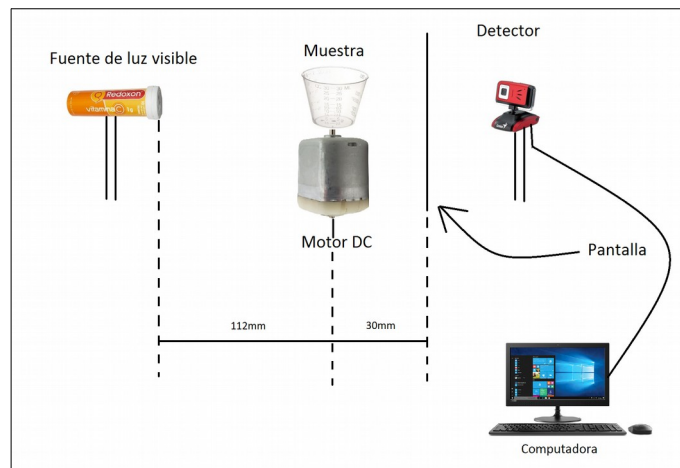


Fig. 13. Esquema de montaje del tomógrafo.

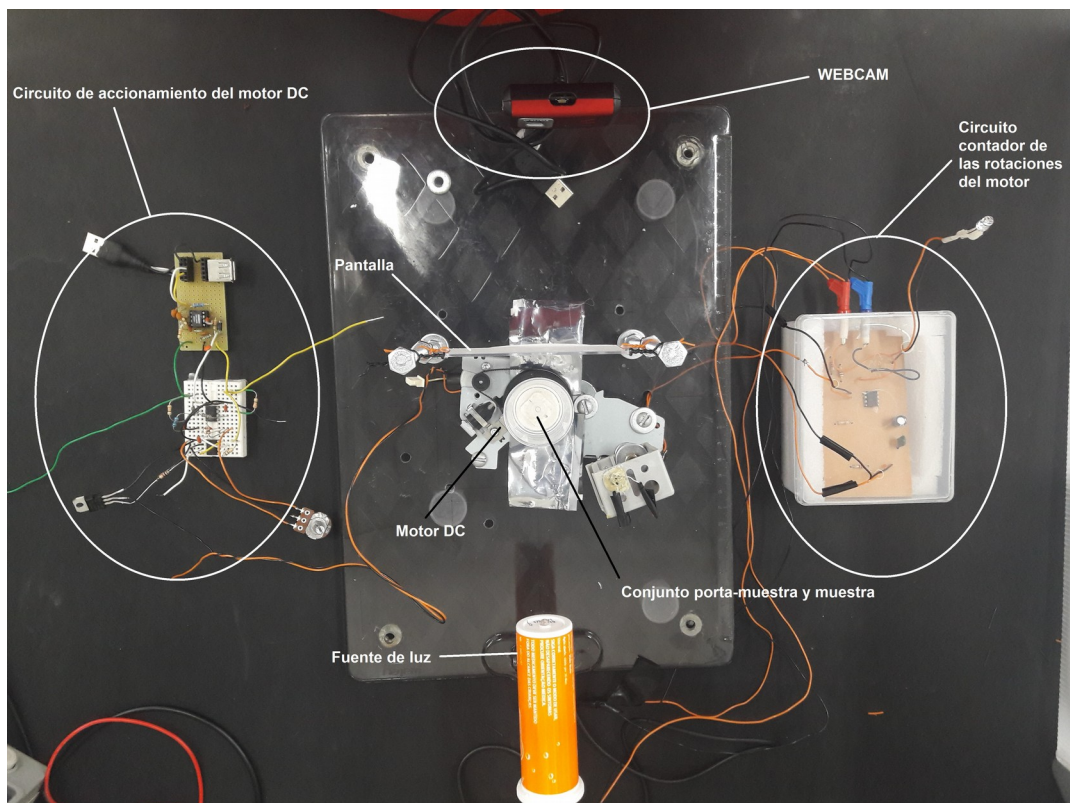
Para el montaje propiamente dicho, colocamos una delgada hoja de papel semitransparente frente a la webcam (Genius iSlim 2020AF HD Auto Focus Webcam) para que actúe como un detector, considerando que se desea emular un tomógrafo de rayos X, por lo tanto esta pantalla permite replicar el proceso de detección que ocurre en los tomógrafos convencionales, es decir, formar una imagen que es la proyección del haz de luz transmitido por la muestra. Usando partes de una impresora de inyección en desuso, construimos una plataforma, para contener el objeto que se va a escanear, compuesta por un motor DC con reducción, por roldanas de 1:3 y un terminal de tubería de agua de 1/2 " como soporte de muestra. El objeto que se escogió para demostrar la capacidad de operación del escáner fue un vaso dosificador de medicamentos, junto a un pedazo de polipropileno (protector de jeringa sin aguja), ubicado en el centro del interior del vaso dosificador.

Obviamente, para que funcione un escáner de tomografía por proyección óptica, el objeto debe ser transparente. El uso de un vaso dosificador de medicamentos resultó ser una excelente opción para este propósito. Esto considerando que la

mayoría de los tomógrafos ópticos hacen uso de un reservorio de agua para minimizar los efectos de refracción da luz en el objeto. En nuestro caso eso ocurre también, pero justamente como el objeto es suficientemente opaco y la pantalla fue colocada próxima al objeto, no observamos efectos significativos de refracción en las proyecciones.

La lámpara LED (misma fuente desarrollada en el capítulo 2, sin embargo, se ha agregado una resistencia de 200Ω en serie con el LED para extender su vida útil), el objeto y la webcam USB fueron alineadas. La fuente (lámpara LED) y el detector (cámara web USB) permanecen inmóviles, mientras que un motor DC, controlado por el circuito de disparo del motor DC explicado anteriormente, se usa para rotar el objeto durante el procedimiento de escaneo. Después de haber construido y calibrado un modelo robusto de escáner, es muy fácil de usar para el escaneo. A continuación en la figura 14 se observa el sistema final totalmente montado.

(a)



(b)

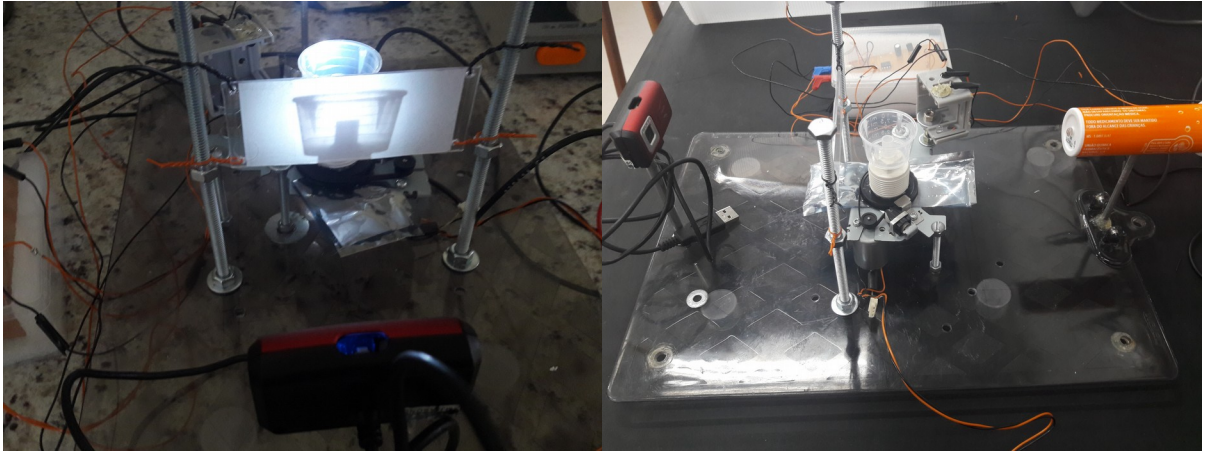


Fig. 14. (a) Montaje final del tomógrafo óptico casero, con sus partes detalladas y (b) el tomógrafo en funcionamiento.

3.5 ADQUISICIÓN DE LAS PROYECCIONES TOMOGRÁFICAS.

El motor DC está controlado por el circuito ya mencionado, el cual está programado para girar la plataforma en 3,91 grados aproximadamente cada 0.2s, hasta que se alcanza una rotación completa. Al mismo tiempo, la webcam captura automáticamente imágenes cada 0.2 segundos, respectivamente. Esto se logra con el uso del software MyCam [14].

Para proceder a la adquisición de la imagen del objeto, solo se necesita grabar el vídeo con el software MyCam [14] y procesarlo con el software Tracker [15]. Como resultado de este procedimiento, hay 93 imágenes de rotación sucesivas del objeto almacenado en una carpeta de PC (Figura 15). El factor más importante del proceso de adquisición de imágenes es calibrar el eje de rotación del objeto para que esté vertical y en el centro de giro. Finalmente, retiramos la muestra y capturamos una última imagen de fondo que luego se restará de cualquier otra imagen ("flat field image"). Esto es realizado para retirar la información que no es necesaria, considerando que solamente estamos interesados en la muestra.

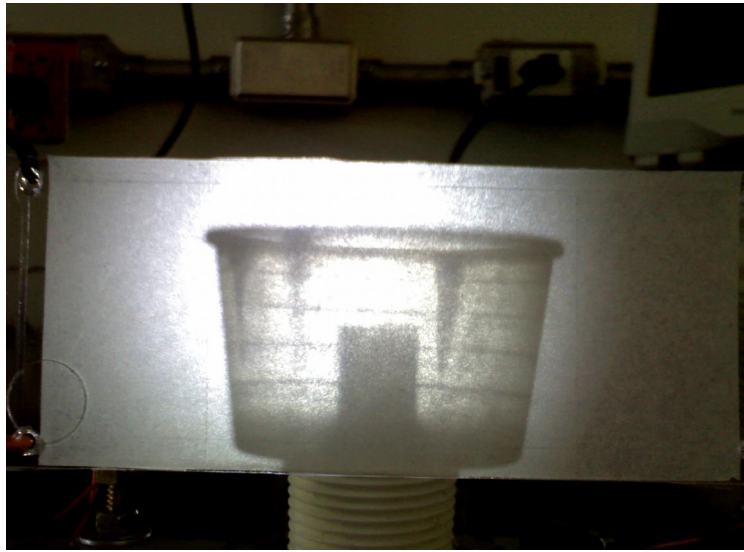


Fig. 15. Imagen de una de las 93 proyecciones adquiridas por medio del proceso descrito anteriormente.

4. TOMOGRAFÍA 2D: RETROPROYECCIÓN

La retroproyección es el método de reconstrucción de proyección más antiguo y simple. Este método se ha comparado con dibujar el plano de una casa mirando por las ventanas. Aunque es posible que solo podamos ver la casa desde afuera, al rodearla y mirar por cada ventana, podemos trazar un plan razonable. Por supuesto, cuantas más ventanas, más fácil será construir una representación precisa. Aunque ya no se usa en su forma más básica, este método continúa sirviendo como la base fundamental de varios procedimientos más efectivos empleados actualmente en la reconstrucción de imágenes.

En cualquier punto a lo largo de una proyección registrada, el valor de la atenuación es una suma de todas las contribuciones de atenuación a lo largo del camino. La suposición más fácil sobre la naturaleza de este patrón de atenuación es que es uniforme a lo largo del camino. Esto es equivalente a suponer que el objeto es completamente homogéneo y que la atenuación surge por igual de todos los puntos a lo largo del camino. En este caso, los valores a lo largo de la proyección son "retroproyectados" en una cuadrícula de píxeles del tamaño del campo de visión de la imagen (FOV). Usando los valores conocidos del ángulo de proyección y la distancia a lo largo de la proyección, la atenuación medida se divide igualmente entre los píxeles a lo largo de la trayectoria del haz de medición. Como se muestra en la figura 16, un punto denso registrado a lo largo de una sola proyección aparecerá como una tira densa a través de la cuadrícula de píxeles.

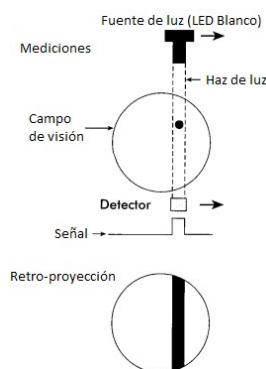


Fig. 16. El punto denso entre el tubo de rayos X y el detector aparece como una tira densa a través de la cuadrícula de píxeles en la proyección posterior. Fuente: [16].

Este proceso se repite para cada una de las proyecciones adquiridas. Dado que los valores retroproyectados en cada ubicación de píxeles se suman en todas las proyecciones, este método se denomina ocasionalmente método de suma. Como se muestra en la figura 17, ahora se identificará un punto denso en el objeto mediante la intersección de las tiras densas de todas las proyecciones. Después de varias proyecciones, la apariencia reconstruida de un objeto puntual tendrá una apariencia en forma de estrella.[16]

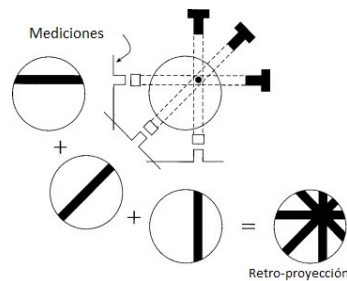


Fig. 17. La suma de diferentes proyecciones posteriores individuales da como resultado un patrón de radios o una apariencia en forma de estrella. Fuente: [16].

Para la reconstrucción tomográfica fue utilizado el software MATLAB [17], en el cual, utilizando el código mostrado en el APÉNDICE A, fueron obtenidas las siguientes imágenes de retro-proyección mostradas en la figura 18.

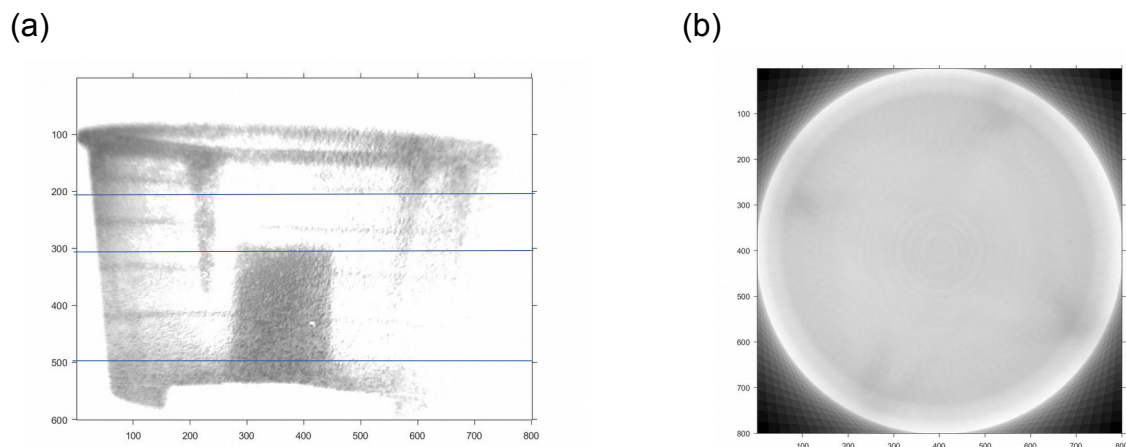


Fig.18. (a) Imagen de la muestra, que contiene las líneas marcando los cortes tomográficos reconstruidos. (b) Reconstrucción tomográfica de las 93 imágenes obtenidas para la línea 200 de la imagen.

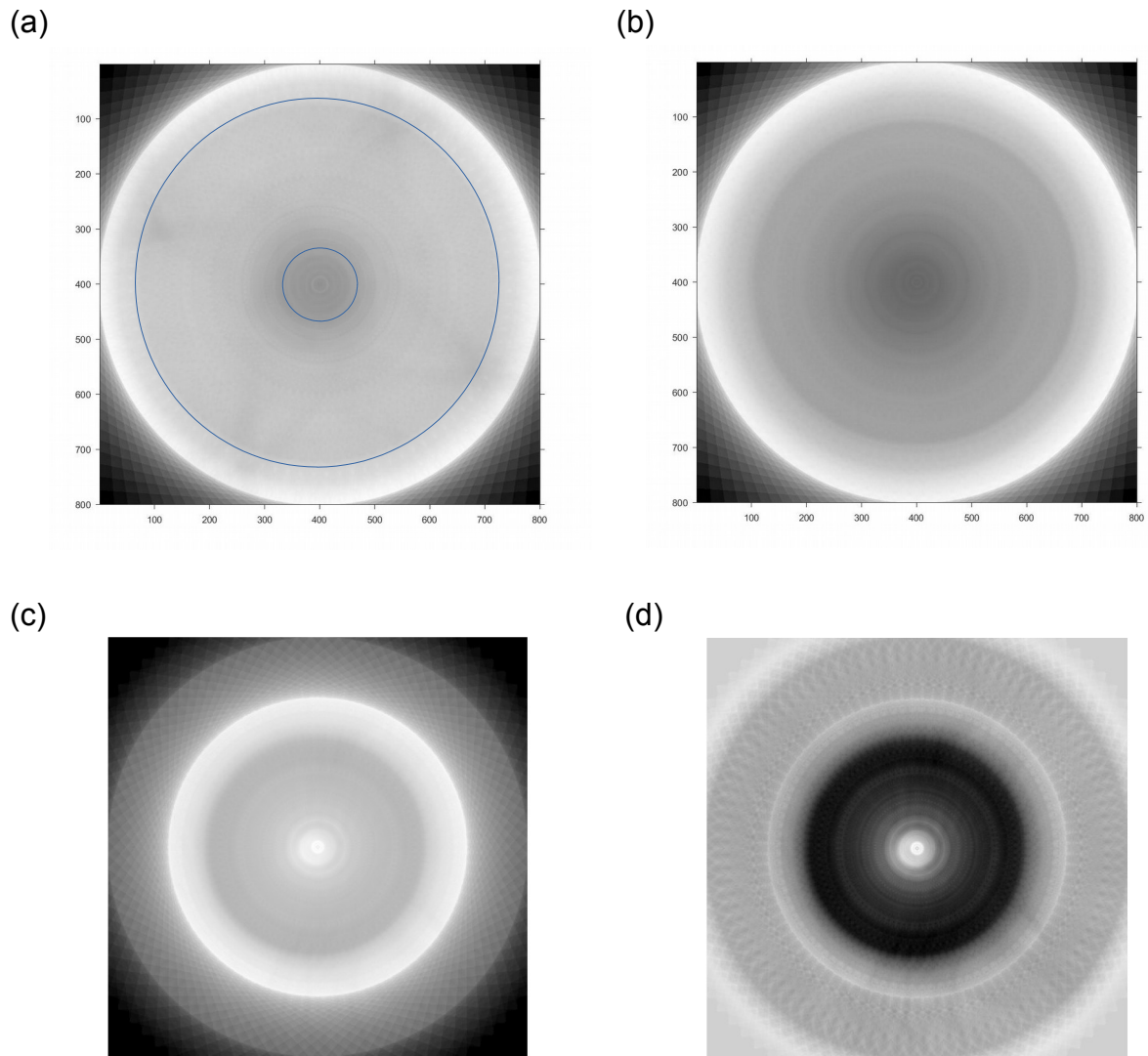


Fig.19. (a) Reconstrucción tomográfica de las 93 imágenes obtenidas, para la línea 300 de la imagen. La línea azul marca la posición de la pared del recipiente y del borde del cilindro interior. (b) Reconstrucción tomográfica de las 93 imágenes obtenidas para la línea 500 de la imagen. (c) Reconstrucción tomográfica de las 93 imágenes obtenidas para la línea 400 de la imagen. (d) Reconstrucción tomográfica de las 93 imágenes obtenidas para la línea 400 de la imagen, aplicando logaritmo que sería la forma más adecuada de tratar las retroproyecciones sin filtrar, ya que el haz de luz es atenuado exponencialmente por la muestra.

Cabe destacar que fue realizada, por el momento, solo la retro-proyección sin filtro, además que los datos fueron procesados considerando el haz de luz como paralelo, teniendo en cuenta que la pantalla fue dejada lo más próxima posible a la muestra

de tal forma que permitió disminuir considerablemente el efecto de ampliación debido a la luz divergente. La aproximación tanto del haz de luz paralelo, como de la fuente puntual, es bastante grosera, porque debido a estas características de la fuente, la imagen experimental obtenida tiene un contraste deteriorado.

5. TOMOGRAFÍA 3D

Una buena idea es producir el conjunto completo de tomografías computarizadas para todo el objeto. Esto fue realizado por medio del código mostrado en el APÉNDICE A, el cual permite obtener 600 cortes tomográficos, que representan toda la muestra, guardados en un archivo (.tif). Posteriormente, estas imágenes se importaron a Fiji – ImageJ [18] como una secuencia de imágenes y agrupadas como un solo archivo. ImageJ es un software de código abierto realmente poderoso y hay muchas opciones para filtrar y manipular sus datos. Ofrece complementos para la visualización en 3D y con solo unos pocos clics pudimos tener un modelo reconstruido en 3D del objeto escaneado por CT (Figura 20). ImageJ ha sido desarrollado por científicos y es utilizado por investigadores en imágenes biomédicas y tomografía óptica.

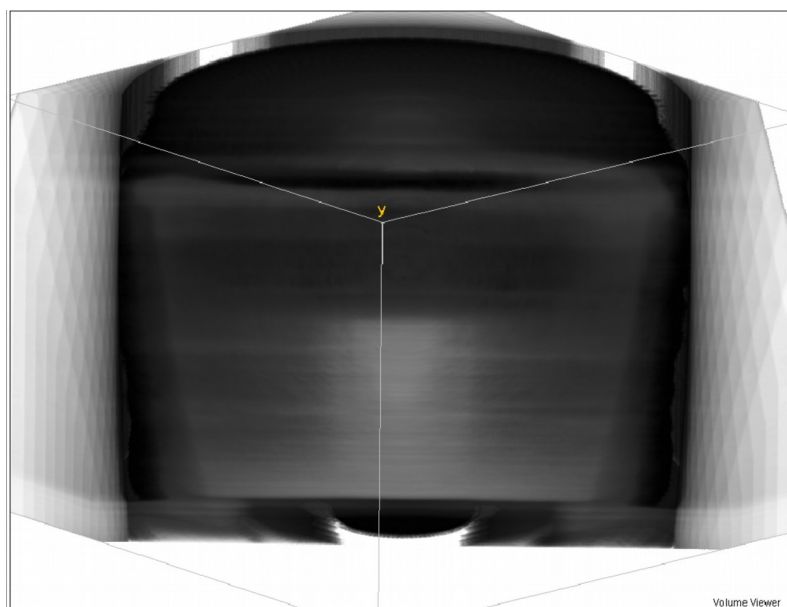


Fig. 20. Imagen tomográfica 3D de un corte del objeto completo. Las líneas blancas marcan la posición de la pared del recipiente y del borde del cilindro interior.

6. CONSIDERACIONES FINALES

Con el presente trabajo fue posible observar que el tomógrafo óptico casero construido se muestra funcional, por el hecho que fue posible realizar de forma exitosa la tomografía de la muestra citada anteriormente.

Podemos concluir que, de hecho, se muestra como una excelente herramienta de aprendizaje, tanto por la facilidad de obtener los elementos para construirlo como por la comprensión que el mismo permite del fenómeno estudiado.

Es importante mencionar que quedaron como trabajos futuros la retroproyección filtrada, la corrección considerando la fuente de luz divergente y la tomografía 3D del objeto completo.

REFERENCIAS

- [1] A. C. Kak and Malcolm Slaney. **Principles of Computerized Tomographic Imaging**, Society of Industrial and Applied Mathematics. 2001
- [2] Radon, J. **Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten** Ber. über Verh. Königlich-Sächsischen Ges. Wiss. Leipzig 69 262–77. 1917
- [3] Ambrose, J., and Hounsfield, G., **Computerized transverse axial tomography**. British Journal of Radiology. 46, 1016-1022.1973
- [4] Bhang, H., Tsuchiya, N., Sysa-Shah, P., Winkelmann, C. T., & Gabrielson, K. **In Vivo Small Animal Imaging. Haschek and Rousseaux's Handbook of Toxicologic Pathology**, 287–315, 2013. doi:10.1016/b978-0-12-415759-0.00009-1.
- [5] J C Gore, M Ranade, M J Maryański and R J Schulz. **Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gels: I. Development of an optical scanner**. Phys. Med. Biol. 41, 2695–2704. Printed in the UK.1996.
- [6] Lauterbur, P., **Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance**. Nature 242, 190–191, 1973. doi:10.1038/242190a0.
- [7] Ravindran, Paul & Sundaram, Visalatchi & Subramanian, Brindha. **A simple optical cone beam CT set-up for gel `readout'**. Journal of Physics: Conference Series. 3. 268. 2004. 10.1088/1742-6596/3/1/044.
- [8] Orfanakis, Michalis. **Tomography in school - Optical CT Scanner with Lego or Arduino**, STEM Teacher Award Festival 2017, General Lyceum of Makri Gialos / Gymnasium of Koutsouras, Ierapetra, Crete, Greece, Science on stage Europe.
- [9] Ahmad Taufek, Abdul Rahman. **Recent advances in Optical Computed Tomography (OCT) imaging system for three dimensional (3D) radiotherapy**

dosimetry, IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng. 298 012036, 2018.

[10] **INA12x Precision**, Low-Power Instrumentation Amplifiers datasheet (Rev. E)
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina129.pdf>

[11] **4.5MHz, BiMOS Operational Amplifier with MOSFET Input/Bipolar Output**
datasheet.

<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/66329/INTERSIL/CA3140.html>

[12] **TO-220-3L Plastic-Encapsulate Transistors**, TIP120,121,122 Darlington
Transistor (NPN).

<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/874495/JIANGSU/TIP122.html>

[13] **Timer NE/SA/SE555/SE555C** datasheet.

<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/17972/PHILIPS/NE555.html>

[14] Software **MyCam v2.2**. <https://mycam.programas-gratis.net/>

[15] Software **Tracker v 5.1.2**. <https://physlets.org/tracker/>

[16] Orrison Jr., William W., Sanders, John A., **Clinical Brain Imaging:
Computerized Axial Tomography and Magnetic Resonance Imaging, in
Functional Brain Imaging**, 1995

[17] Software **MATLAB online R2019b**. <https://matlab.mathworks.com/>

[18] Software **Fiji-ImageJ v 1.8.0**. <https://imagej.nih.gov/ij/download.html>

APÉNDICES

APÉNDICE A – MACRO ESCRITA EN MATLAB PARA OBTENCIÓN DE LAS RETROPROYECCIONES.

```
function tomography_tcc
B=imread('191129-174124.jpg'); % lee la imagen sin la muestra (flat field image)
B=rgb2gray(B);
B=double(B);
if min(min(B))==0
B=B+1;
else
end
for i=1:10
myfilename_1=sprintf('191129-173508-main0%d.jpg',i-1); % escribe el nombre de
las imágenes
A=imread(myfilename_1);% lee la imagen con la muestra
A=rgb2gray(A);
A=double(A);
C(:,i)=A./B; % Sustraer la imagen sin la muestra del resto de las imágenes
i
end
for i=11:93
myfilename_1=sprintf('191129-173508-main%d.jpg',i-1);
A=imread(myfilename_1);
A=rgb2gray(A);
A=double(A);
C(:,i)=A./B;
i
end
for k=1:92
```



```

F(:,:,k)=imcrop(C(:,:,k+1),[435 400 800 600]); % corta la imagen y define la región
de interés
end
G=zeros(800,800); % Crea una matriz de reconstrucción
H=(360/92); % Define el avance angular
H
for v=1:600
    G=zeros(800,800);
    for j=1:800
        for i=1:800
            for k=1:92
                G(j,i,k)=F(v,i,k); %Asigna el valor de una línea de la imagen real, a toda la
matriz reconstrucción
            end
        end
    end
L=zeros(800,800);
n=0;
for i=1:92
    K(:,:,i)=imrotate(G(:,:,i),n, 'crop'); %rotaciona las imágenes de la matriz
reconstrucción
    %imshow(K(:,:,i),[])
    n= H+n;
    L=L+K(:,:,i); %suma las imágenes rotacionadas
end
M=max(max(L)); % Escoge el máximo valor de la matriz L
P=min(min(L)); % Escoge el mínimo valor de la matriz L
L=uint16(L);
for j=1:800
    for i=1:800
        L(j,i)= L(j,i)*(65535/(M-P)); %Normalización de los valores de L
    end
end

```

```
end
L=imcomplement(L); % Invierte el color de la imagen
imwrite(L(:,:,i), '3Dtomotcc.tif', 'writemode', 'append'); % guarda todas las imágenes
de cada línea reconstruída
v
end
```