

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

FACTIBILIDAD DE LA MEDICIÓN DEL VOLUMEN DE HERIDAS DE LEISHMANIASIS CUTÁNEA HACIENDO USO DE UN ECÓGRAFO

Tesis para optar el Título de **Ingeniero Electrónico**, que presenta el bachiller:

Carlos Andrés Díaz Rojas

ASESOR: Dr. Benjamín Castañeda Aphan

Lima, Agosto del 2011

RESUMEN

La Leishmaniasis Cutánea es una enfermedad que puede producir complicaciones e infecciones a los que la padecen. Generalmente, los focos infecciosos están ubicados en lugares muy alejados, en donde no se encuentra personal especializado ni hospitales que posean los medicamentos indicados para el tratamiento. A causa de esto la Leishmaniasis es una enfermedad sobre la cual no se hacen suficientes investigaciones que puedan controlarla y erradicarla. La evolución y el seguimiento de la enfermedad dependen de la experiencia y del criterio del doctor tratante, ya que no se dispone de un estándar que se puedan utilizar y que les indique si la enfermedad responde positivamente o negativa a un determinado tratamiento.

Este trabajo de desarrollo tiene como finalidad proporcionar una herramienta para poder comprobar la hipótesis de que el volumen de la fosa de una herida de Leishmaniasis puede ser utilizado como un biomarcador para evaluar la evolución de la enfermedad. Se desarrolló un sistema de medición de volumen ultrasónico, basado en un ecógrafo portátil y un montaje mecánico con desplazamiento lineal, el cual se utiliza para definir una separación constante de las imágenes proporcionadas por el ecógrafo. Las imágenes se almacenan en la computadora a la frecuencia de un cuadro por segundo y posteriormente son procesadas mediante el empleo de técnicas de segmentación manual y reconstrucción basada en vóxeles.

Se caracterizó el equipo hallando las resoluciones del ecógrafo (Resolución axial de 0.38mm, lateral de 0.74mm y elevacional de 6mm) y la separación entre las imágenes obtenidas (0.7105mm). Luego, se analizaron objetos con volúmenes conocidos, con los cuales se hallaron los errores de estimación de volumen y la longitud mínima de un objeto para obtener una aceptable estimación de volumen. Además, se halló la precisión de la reconstrucción volumétrica que fue de 0.191ml.

Debido a que la mayoría de heridas de Leishmaniasis generalmente son de menor longitud que el mínimo límite definido (30mm), que tienen volúmenes menores a la precisión del sistema y que las imágenes obtenidas poseen muchos artefactos que hacen muy difícil el discernimiento de sus límites, se concluyó que no es factible la medición de volúmenes de heridas de Leishmaniasis con el uso de un ecógrafo portátil. Sin embargo, si se utilizara otro tipo de ecógrafo con mejor resolución elevacional, sí sería posible estimar correctamente un volumen.

FACULTAD DE
CIENCIAS E
INGENIERÍAPONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : Factibilidad de la medición del volumen de heridas de Leishmaniasis cutánea haciendo uso de un ecógrafo

Área : Procesamiento Digital de Imágenes # 895

Asesor : Dr. Benjamín Castañeda Aphan

Alumno : Carlos Andrés Díaz Rojas

Código : 20060565

Fecha : 11 de abril de 2011

Descripción y Objetivos

La Leishmaniasis cutánea es una enfermedad tropical poco estudiada que se caracteriza por ulceraciones cutáneas que aparecen por la picadura del mosquito responsable de diseminar la enfermedad. Los tratamientos, que se disponen actualmente, no han sido desarrollados para el tipo de Leishmaniasis que se encuentra en el Perú y no garantizan su cura definitiva.

El laboratorio de imágenes médicas de la PUCP y el Instituto de Enfermedades Tropicales Alexander Von Humboldt de la UPCH, se encuentran investigando conjuntamente para determinar si el volumen de la fosa de la herida es un biomarcador que indica si el paciente está respondiendo al tratamiento. El presente tema de tesis busca realizar esta medición utilizando un ecógrafo portátil comercial y técnicas de procesamiento de imágenes.

Los objetivos de esta tesis son principalmente tres. En primer lugar se hará la adaptación de un sistema mecánico que será utilizado para la toma continua de las imágenes de ultrasonido. En base a estas imágenes, se reconstruirá la fosa y se hallará el volumen con ayuda de software gratuito disponible en el mercado. Como segundo objetivo, se caracterizará el sistema en base a simulaciones y pruebas en maniqués para determinar la exactitud y repetitividad de las mediciones. Finalmente, se harán pruebas en personas con heridas de Leishmaniasis cutánea localizadas en los brazos.

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU
SECCION ELECTRICIDAD Y ELECTRONICA

Ing. ANDRES FLORES ESPINOZA
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica

MÁXIMO 50 PÁGINAS

FACULTAD DE
CIENCIAS E
INGENIERÍAPONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : Factibilidad de la medición del volumen de heridas de Leishmaniasis cutánea haciendo uso de un ecógrafo

Índice

Introducción

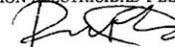
1. Leishmaniasis cutánea
2. Estado del arte
3. Adquisición del volumen ultrasónico
4. Pruebas y resultados

Conclusiones

Recomendaciones

Bibliografía

Anexos

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU
SECCION ELECTRICIDAD Y ELECTRONICAIng. ANDRES FLORES ESPINOZA
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica

MÁXIMO 30 PÁGINAS

El esfuerzo realizado para desarrollar la presente tesis, va dedicado enteramente a mis padres, Olga y Federico, y a mis hermanos, Nathalia y Fico, quienes han sido las personas más importantes a lo largo de mi carrera, ya que gracias a ellos he podido llegar a ser tal y como soy hoy en día.

También quiero agradecer a mis amigos de la PUCP, con quienes compartí muchos episodios inolvidables en mi vida universitaria que dejaron una marca indeleble en mi libro de memorias. Especialmente agradezco a Hellen y a Fernando, por haber enfrentado juntos una de las etapas más importantes y memorables de la vida.

Así también, agradezco al Laboratorio de Imágenes Médicas y a mi asesor Benjamín por haberme enseñado lo que es el campo laboral y las obligaciones que cada uno adquiere al desarrollarse como persona y profesional.

Finalmente, a los doctores del Instituto de Enfermedades Tropicales Alexander Von Humboldt de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, especialmente a Braulio, también les agradezco su paciencia y ayuda en el entendimiento de la enfermedad Leishmaniasis.

INDICE

INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1: LEISHMANIASIS CUTÁNEA	2
1.1 Agente etiológico.....	2
1.1.1 Morfología.....	2
1.1.2 Ciclo de vida.....	2
1.2 Leishmaniasis cutánea.....	3
1.2.1 Patología.....	3
1.2.2 Manifestaciones clínicas.....	3
1.2.3 Diagnóstico.....	4
1.2.4 Epidemiología y prevención del parásito.....	5
1.2.5 Vectores.....	5
1.2.6 Distribución geográfica.....	5
1.2.7 Reservorios.....	6
1.2.8 Prevención y control del vector.....	6
1.2.9 Tratamiento.....	6
1.2.10 Efectos secundarios.....	7
1.2.11 Criterios clínicos de curación.....	7
CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE.....	8
2.1 Investigaciones sobre la Leishmaniasis.....	8
2.2 Ultrasonografía.....	8
2.3 Segmentación manual de imágenes médicas.....	9
2.4 Métodos de toma de imágenes ultrasónicas.....	10
2.4.1 Montaje mecánico.....	10
2.4.1.1 Toma de imágenes de forma lineal.....	11
2.4.1.2 Toma de imágenes de forma inclinada.....	11
2.4.1.3 Toma de imágenes de forma rotacional.....	11
2.4.2 Toma de imágenes a mano alzada con sensor de posición.....	11
2.4.3 Toma de imágenes a mano alzada sin sensor de posición.....	11
2.5 Reconstrucción de imágenes médicas ultrasónicas.....	12
2.5.1 Reconstrucción basada en formas determinadas.....	12
2.5.2 Reconstrucción basada en vóxeles.....	12

CAPÍTULO 3: ADQUISICIÓN DEL VOLUMEN ULTRASÓNICO	13
3.1 Hipótesis de la investigación	13
3.2 Objetivos de la investigación	13
3.2.1 Objetivo general.....	13
3.2.2 Objetivos específicos.....	13
3.3 Desarrollo de la solución planteada.....	14
3.3.1 Sistema mecánico de toma de imágenes.....	14
3.3.1.1 Características del montaje adaptado.....	15
3.3.1.2 Componentes de montaje adaptado.....	15
3.3.1.3 Funcionamiento del montaje adaptado.....	16
3.3.1.4 Caracterización del montaje adaptado.....	16
3.3.2 Ecógrafo.....	16
3.3.2.1 Descripción del ecógrafo.....	16
3.3.2.2 Requisitos del ecógrafo.....	17
3.3.3 Software utilizado en la reconstrucción volumétrica.....	17
3.4 Protocolo de adquisición de imágenes experimentales.....	18
3.5 Cálculo de resoluciones espaciales del ecógrafo.....	19
3.5.1 Principio empleado en el cálculo de resoluciones.....	19
3.5.2 Resoluciones axial y lateral.....	20
3.5.2.1 Método empleado en el cálculo de las resoluciones axial y lateral.....	20
3.5.2.2 Cálculo de resoluciones axial y lateral.....	23
3.5.3 Resolución elevacional.....	24
3.5.3.1 Método empleado en el cálculo de la resolución elevacional.....	24
3.5.3.2 Cálculo de la resolución elevacional.....	26
3.6 Calibración del sistema de toma de imágenes ultrasónicas.....	26
3.6.1 Método de calibración.....	26
3.6.2 Cálculo de coeficiente correctivo.....	28
3.6.3 Cálculo de la distancia de paso corregido.....	28
3.6.4 Características del voxel.....	29
CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS	30
4.1 Experimento 1: Cálculo de volumen de semiesferas.....	30
4.1.1 Pruebas y cálculos del primer experimento.....	31
4.1.2 Resultados del primer experimento.....	32
4.2 Experimento 2: Cálculo de volumen de objetos de gran longitud.....	34
4.2.1 Pruebas y cálculos del segundo experimento.....	34
4.2.2 Resultados del segundo experimento.....	36

4.2.3	Efectos de la pendiente de un objeto de estudio.....	37
4.3	Experimento 3: Cálculo de la exactitud de la medición en el eje axial....	39
4.3.1	Pruebas y cálculos del tercer experimento.....	39
4.3.2	Resultados del tercer experimento.....	39
4.4	Experimento 4: Exactitud y precisión de las mediciones de volumen.....	40
4.4.1	Pruebas y cálculos del cuarto experimento.....	40
4.4.1.1	Exactitud y precisión de la adquisición de imágenes.....	40
4.4.1.2	Exactitud y precisión de la medición de volumen ultrasónico.....	40
4.4.2	Resultados del cuarto experimento.....	41
4.5	Experimento 5: Medición de volumen de heridas de Leishmaniasis.....	42
4.5.1	Pruebas y cálculos del quinto experimento.....	42
4.5.2	Resultados del quinto experimento.....	45
	CONCLUSIONES.....	46
	RECOMENDACIONES.....	47
	BIBLIOGRAFÍA.....	48
	ANEXOS.....	50

INTRODUCCION

El presente trabajo de tesis trata sobre la Leishmaniasis cutánea. Este es el resultado de un gran esfuerzo de cooperación científica entre el Laboratorio de Imágenes Médicas de la Pontificia Universidad Católica del Perú y el Instituto de Enfermedades Tropicales Alexander Von Humboldt de la Universidad Peruana Cayetano Heredia para definir un biomarcador que pueda ser utilizado para evaluar la respuesta de los pacientes a un determinado tratamiento. Debido a que los remedios empleados en el Perú, para un tipo de Leishmaniasis en particular, no han sido desarrollados específicamente para las condiciones climáticas y/o geográficas del país, es posible que la curación no sea totalmente satisfactoria o que se tengan recaídas.

La Leishmaniasis es una enfermedad que se desarrolla en áreas tropicales donde, generalmente, no se tienen los recursos económicos necesarios para afrontar los costosos tratamientos que se usan para combatir la enfermedad. Debido a la prevalencia de la enfermedad en lugares muy alejados, no se le da la importancia debida y los pobladores afectados no encuentran centros de salud u hospitales donde puedan tratar sus heridas que, al pasar el tiempo, empeoran y causan mayores problemas. En otros casos, el tratamiento es mal seguido y/o abandonado, lo que causa un rebrote de la enfermedad con resistencia a los medicamentos y, en el peor de los casos, se intentan usar métodos alternativos de curación que no tienen fundamento científico y causan mayor daño a la persona.

Actualmente, el análisis de la evolución de la enfermedad depende mucho de la experiencia y habilidad de los médicos tratantes. No se tiene una estandarización de los parámetros de curación y las evaluaciones dadas por distintos doctores pueden diferir entre ellas.

El contenido de este documento analiza la factibilidad de la medición del volumen de las heridas de Leishmaniasis haciendo uso de un ecógrafo portátil ya que, según los médicos especialistas consultados, se podría utilizar la medida del volumen de la lesión como un biomarcador para estimar la evolución del tratamiento, diagnosticar con mayor efectividad al paciente y tomar las medidas necesarias para curar correctamente la enfermedad.

CAPITULO 1

LEISHMANIASIS CUTANEA

En base a los autores, Ana Montalvo en Microbiología y parasitología médica [1], David Botero y Marcos Restrepo en Parasitosis Humanas [2] y Rafael Falabella en Fundamentos de medicina [3] se ha desarrollado el siguiente capítulo que trata sobre la Leishmaniasis Cutánea y las características de la enfermedad.

Se denomina Leishmaniasis a un grupo de enfermedades que son causadas por especies de protozoos parásitos del género *Leishmania* y que son transmitidas por insectos de los géneros *Lutzomyia*, en el continente americano, y en Europa, Asia y África por el insecto *Phlebotomus*. Su transmisión puede ser antroponótica, en donde la transmisión se produce de un hombre a otro, o zoonótica, en donde se transmite de un animal al hombre.

1.1 Agente etiológico

Actualmente se conocen veinte especies de *Leishmania* que son causantes de la Leishmaniasis en el hombre.

1.1.1 Morfología

Amastigote: Es de forma ovalada-redondeada con longitudes de 2µm a 5µm. Posee un núcleo central que es inmóvil y un pequeño flagelo que no se extiende fuera del parásito. Esta forma parasitaria intracelular se encuentra en el hospedero vertebrado.

Promastigote: Forma intracelular alargada de aproximadamente 20µm de longitud. En gran parte, su longitud se debe al flagelo que posee, ya que mide casi igual que el cuerpo. Esta forma parasitaria se encuentra en el hospedero invertebrado.

1.1.2 Ciclo de vida

Todos los protozoos del género *Leishmania* poseen un ciclo de vida similar. Los mosquitos responsables de la transmisión de la Leishmaniasis, al picar al portador de la enfermedad, ingieren la sangre con amastigotes que sufren cambios en el tracto digestivo del vector. Estos parásitos se alargan y desarrollan rápidamente el flagelo hasta que llegan a convertirse en promastigotes.

Cada forma de *Leishmania* tiene su propia zona de desarrollo dentro del tubo digestivo del vector. La multiplicación de promastigotes ocurre en un lapso de 8 a 20 días, según la especie de Leishmaniasis y, en la naturaleza, la infección de los

vectores es baja, por lo tanto se requiere que piquen repetidas veces, para una transmisión adecuada.

Cuando los promastigotes están lo suficientemente desarrollados emigran a la zona de inoculación del vector desde donde podrán ser transmitidos nuevamente.

Al picar el vector hembra en la piel del vertebrado, se forma una lesión con sangre y los promastigotes son introducidos en el cuerpo vertebrado, los cuales son fagocitados por los macrófagos. En el transcurso de este proceso, pierden su flagelo y se transforman en amastigotes que son teóricamente destruidos. Los amastigotes se multiplican tanto, mediante la reproducción intracelular por división binaria, que provocan la ruptura de la célula hospedera y liberan numerosos parásitos que repetirán el mismo proceso muchas veces e infectará más células.

1.2 Leishmaniasis Cutánea

Esta es la forma más típica y abundante de Leishmaniasis en el mundo pero tiene una mayor incidencia en América Latina. Según la zona geográfica, la Leishmaniasis presenta diferencias en su presentación.

Leishmaniasis cutánea del nuevo mundo:

Esta enfermedad también es llamada “Leishmaniasis de las Américas”. Se caracteriza por la aparición de úlceras granulares en la piel causadas por el parásito denominado Leishmania.

1.2.1 Patología

En la lesión correspondiente a la producida por el mosquito en la piel, se puede observar una reacción inflamatoria en el tejido que posteriormente conlleva a la aparición de una pápula. Al desarrollarse la inmunidad se produce necrosis y ulceración de la dermis.

En las lesiones antiguas, se puede observar, en ciertos pacientes, pocos parásitos o la total ausencia de estos lo que se diagnostica como un granuloma inespecífico. En muchos casos puede existir atrofia cutánea y la desaparición de la epidermis.

1.2.2 Manifestaciones Clínicas

Al momento que el mosquito-vector pica al hospedero se produce una lesión muy dolorosa. Tras un periodo de incubación de dos semanas a dos meses, o más, aparece una lesión inicial que puede ser única, múltiple o diseminada. La aparición de estas lesiones se da mayormente en las extremidades y en la cara. Rara vez, en la palma de las manos, la planta de los pies o el cuero cabelludo.

La forma inicial de la lesión es una mácula que se convierte en una pápula o pústula con base sólida y pruriginosa. Acto seguido, crece de forma lenta hasta producir una úlcera redondeada, indolora, de bordes definidos, levantados e indurados. La úlcera que se forma, se cubre de una costra de fondo granuloso, limpio y exuda líquido no purulento. Estas heridas se extienden en superficie y profundidad, y se hace más extensa si no se trata. La cura espontánea de lesiones cutáneas de Leishmaniasis se da en algunos casos; sin embargo, en otros casos, la lesión aumenta ya que los parásitos invaden el sistema linfático y pueden aparecer lesiones a distancia por diseminación linfática. Las heridas ulcerativas crónicas de Leishmaniasis de meses o años suelen infectarse secundariamente produciendo dolor y pus lo cual puede conllevar a deformaciones o mutilaciones.

En el Perú, la forma de Leishmaniasis cutánea que afecta principalmente a los niños se denomina Uta. Existe, además, una forma de Leishmaniasis infiltrativa, no ulcerativa, que se denomina Leishmaniasis tegumentaria difusa o leproide.

1.2.3 Diagnóstico

La Leishmaniasis se puede presentar, clínicamente, en varias formas y, por lo tanto, es necesario establecer un diagnóstico diferencial con otras enfermedades. Cuando se consulta inicialmente y aún no se ha formado ninguna clase de ulceración, se puede confundir la lesión con otra enfermedad que provenga de una picadura de un mosquito, sin que sea, necesariamente, Leishmaniasis. Para confirmar la Leishmaniasis se hace necesaria, e indispensable, la identificación del parásito por cualquiera de los métodos que existen actualmente.

Examen directo:

Se obtiene una muestra de la lesión mediante el frotis de la lesión con la cual se pueda detectar con facilidad los amastigotes.

Biopsia:

Se toma una muestra extraída por un corte que permite hacer el diagnóstico al observar la presencia de amastigotes.

Cultivos:

Se hace la incubación de los parásitos a temperatura de ambiente entre 20°C y 30°C. Después ocho días se revisan los resultados para buscar los promastigotes

Prueba de Reacción en cadena de la polimerasa (PCR):

Este método se emplea para amplificar segmentos de ADN específicos de los parásitos. De esta forma, se puede identificar su presencia en una muestra.

1.2.4 Epidemiología y prevención del parásito

Las personas en mayor riesgo para el contagio de la enfermedad son las que viven o trabajan cerca de ciclos naturales del parásito en donde existan vectores y parásitos en los reservorios animales. La población, mayormente expuesta, está conformada por hombres entre quince y cincuenta años de edad que por su actividad laboral tienen razones para mantenerse en la zona de transmisión, como ocurre con los trabajadores campesinos, aserradores, cazadores, mineros, pescadores, leñadores, taladores de árboles, guerrilleros y secuestrados. Cuando el vector se urbaniza, todas las personas de ambos sexos están en riesgo dentro y fuera de sus hogares. Los casos en los niños se acrecientan.

1.2.5 Vectores

La transmisión del parásito se produce del animal hacia el ser humano mediante un mosquito hembra denominado vector, ya que disemina la enfermedad. Son insectos que poseen dos alas y que miden aproximadamente entre dos y cinco milímetros de longitud, tienen el cuerpo cubierto de pequeños pelos.

Para que un mosquito sea considerado potencial especie vectora de Leishmaniasis debe cumplir los seis siguientes criterios, según la Organización Mundial de la Salud:

- a. Picar a los huéspedes reservorios del parásito.
- b. Sea antropofílica, es decir, que habitualmente busque para picar a los seres humanos.
- c. Encontrarse naturalmente infectadas con la misma especie de Leishmania que esté causando enfermedad en el hombre.
- d. Permitir la reproducción del parásito en su tubo digestivo.
- e. Transmitir los promastigotes por la picadura.
- f. La distribución geográfica de la especie de Lutzomyia debe ser la misma que tiene la especie de Leishmania en el hombre y en los reservorios.

1.2.6 Distribución geográfica

La Leishmaniasis cutánea se encuentra diseminada en todo el trópico americano, desde el sur de los Estados Unidos hasta el norte de Argentina y es causada por

muchas especies. Se ha informado su presencia en Argentina, Belice, Bolivia, Brasil, Costa Rica, Guatemala, Guyana Francesa, Honduras, México, Panamá, Paraguay, Perú y Venezuela.

1.2.7 Reservorios

Un animal reservorio es aquel que tiene el parásito en la piel, sangre o vísceras y que sea accesible para que el mosquito lo succione. Esta es la fuente de infección para los vectores que luego llegará al ser humano. Algunos de los animales reservorios sufren lesiones en las orejas, cola, hocico o en otros sitios.

1.2.8 Prevención y control del vector

Las medidas personales que se toman en cuenta para reducir el contacto con los vectores, como son el uso de ropa que cubra las partes accesibles a picaduras o la aplicación de repelentes en la piel o vestimenta, no son bien recibidas por los pobladores debido a las condiciones del clima de la región, a la incomodidad que estas producen o simplemente a la falta de costumbre. Se ha comprobado que el uso de los repelentes reduce la picadura de los vectores.

Para la protección dentro de los ambientes domiciliarios se recomienda colocar mallas finas en las puertas y ventanas, el uso de mosquiteros y la aplicación de insecticidas cuando haya invasión de vectores. Se debe tener en cuenta que, mayormente, las infecciones se adquieren en los sitios de trabajo y alrededores, y no en el domicilio.

No existe una única medida de control que sea eficaz para impedir la transmisión y, por lo tanto, se debe recurrir a varios métodos que se complementen entre sí para prevenir la infección, tanto individual como ambiental.

Las vacunas son motivo de investigación constante en varios países, pero aún no se dispone de un resultado eficaz que se pueda aplicar a las comunidades.

1.2.9 Tratamiento

El antimonio pentavalente es el medicamento elegido para combatir todas las formas de Leishmaniasis. El medicamento más conocido en los países americanos es el antimoniato de N-metilglucamina o meglumina (Glucantime). Otro medicamento es el estibogluconato de sodio (Pentostam).

La dosis adecuada para tratar las lesiones cutáneas se calcula según la cantidad de antimonio. Se debe dar diariamente, vía intramuscular, veinte miligramos de antimonio por kilogramo durante veinte días y hasta veintiocho días si existiese

compromiso de las mucosas. En algunos casos se hace necesario continuar el tratamiento por más tiempo.

Si las lesiones cutáneas no responden al tratamiento o si existen reacciones adversas a los mismos, se puede emplear como alternativa el isetionato de pentamidina (Pentacarinat). Puede ser aplicado vía intramuscular con el paciente acostado y la dosis es de cuatro miligramos por kilogramo con aplicación inter diaria.

1.2.10 Efectos secundarios

Frecuentemente se producen algunos de los siguientes efectos secundarios: anorexia, malestar general, mialgias, dolor lumbar muy acentuado que algunas veces impide caminar, cefalea, náuseas, vómito y dolor en el sitio de la aplicación. Cuando se efectúan re tratamientos los efectos secundarios y tóxicos se presentan con mayor frecuencia y, en algunos casos, se hace necesario interrumpir la medicación y cambiar el tratamiento.

1.2.11 Criterios clínicos de curación

El criterio de curación se basa en la experiencia del médico tratante. Principalmente, toman en cuenta los siguientes parámetros:

- a. Aplanamiento del reborde activo de la lesión.
- b. Desaparición de la induración de la base de la úlcera.
- c. Cicatrización de la lesión.
- d. Desaparición de la cadena de linfadenitis (inflamación de los ganglios linfáticos).

En el examen parasitológico y en la biopsia se debe comprobar que no haya parásitos ni reacciones inflamatorias.

CAPITULO 2

ESTADO DEL ARTE

2.1 Investigaciones sobre la Leishmaniasis

La Leishmaniasis es una enfermedad que, según extensas investigaciones y monitoreo de expertos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), está vinculada con los sectores más pobres de la población global y se relaciona las consecuencias de pobreza extrema con el aumento de la mortalidad a causa de la Leishmaniasis [4]. La falta de acceso a los servicios médicos, los elevados costos de diagnóstico y tratamiento, la carencia de políticas de salud que conduzcan a mejorar o controlar la situación y debido a que impone una carga económica sustancial, incluida la pérdida de salarios, hace ineficiente el desarrollo de investigación de nuevos métodos de diagnóstico de esta enfermedad.

Esta es una de las enfermedades tropicales más desatendidas ya que se tienen pocos medios de lucha y que no hay criterios claros para definir métodos de control. La OMS ha centrado sus prioridades en el desarrollo de investigaciones sobre el control de esta enfermedad, en base a técnicas de diagnóstico no invasivas, rápidas y fiables, así como de nuevos fármacos de combinaciones medicamentosas que reducen, en gran parte, el riesgo de resistencia al medicamento [5].

El Laboratorio de Imágenes Médicas de la Pontificia Universidad Católica del Perú conjuntamente con el Grupo de Estudio de Leishmaniasis del Instituto de Medicina Tropical Alexander von Humboldt de la Universidad Peruana Cayetano Heredia han realizado investigaciones referentes al desarrollo del protocolo de adquisición y algoritmos de segmentación de imágenes digitales de heridas de Leishmaniasis [13]. Además de lo anterior, estudios preliminares sobre el uso de imágenes para clasificar los estadios de las lesiones [14] también han sido realizados.

2.2 Ultrasonografía

Las imágenes médicas son un instrumento fundamental de la práctica clínica, puesto que en la actualidad permiten detectar anomalías con una rapidez nunca antes conocida, ya que recrean una parte del cuerpo humano que se utiliza para analizar. Su aplicación ha tomado un nuevo impulso al utilizar elementos de computación para desarrollar nuevas herramientas para tomar decisiones y dar diagnósticos [6].

La rama de la medicina que se encarga de obtener imágenes en base a ultrasonido es la Ultrasonografía y el equipo que realiza esta función es el ecógrafo que se caracteriza por su eficacia, bajo costo y rapidez para producir imágenes de

ultrasonido. Es el método más usado para exploraciones en el cuerpo humano y sus imágenes son nítidas como se muestra en la Figura 1.

Es una técnica muy segura, ya que el paciente u objeto no se ve expuesto a ninguna clase de radiación que sería muy dañina [7], y los ultrasonidos hasta el momento no parecen causar ningún efecto adverso en su utilización en pacientes, aunque esta información no está bien documentada [6].



Figura 1. Imagen ultrasónica tridimensional, obtenida con un ecógrafo, de un feto [6].

2.3 Segmentación Manual de Imágenes Médicas

La segmentación de imágenes es una técnica empleada en el procesamiento de imágenes digitales que permite extraer distintos tipos de información. Se puede definir este proceso como dos tareas complementarias que son: detección y delineación.

La detección es un proceso que determina a grandes rasgos la ubicación de un objeto en particular en una determinada región. La delineación consiste en determinar con precisión la extensión espacial del objeto y su composición mediante el empleo de dos métodos: basados en bordes, en el cual la segmentación representa el borde del objeto, y basados en regiones, en el cual el resultado es la representación de la región ocupada por el objeto de estudio.

Estas dos tareas son complementarias y no se pueden separar en la elaboración de algoritmos que sean capaces de delinear objetos de forma más precisa y eficiente que cualquier observador humano.

Los algoritmos de segmentación se clasifican en dos grandes grupos: automáticos y asistidos por el hombre. La segmentación automática siempre requerirá la

supervisión de un ser humano que pueda corroborar que no se hayan producido errores en el resultado de la segmentación final [6].

En el presente trabajo de desarrollo, se utilizó la segmentación manual que es la técnica más simple para determinar regiones de interés mediante la utilización del driver del mouse de una computadora como puntero de selección y limitación de las regiones de las imágenes. El software de libre disponibilidad especializado para la segmentación de imágenes que se utilizó fue el ITK-Snap que reconstruía la forma tridimensional del objeto y permitía observarlo desde muchas perspectivas.

2.4 Métodos de toma de imágenes ultrasónicas

Los métodos de toma de imágenes ultrasónicas que se desarrollan a continuación han sido extraídos del artículo Three-dimensional ultrasound imaging de Aaron Fernster, Dónal Downey y Neale Cardinal [8].

2.4.1 Montaje mecánico

A un área determinada de un objeto o paciente se le toman imágenes ultrasónicas con un equipo médico y un dispositivo mecánico motorizado por el cual se pueda trasladar, rotar o inclinar un transductor de uso convencional. Las imágenes de ultrasonido se pueden exportar a una computadora mediante la adquisición directa de los datos del equipo o por la salida de video análoga con el uso de un decodificador de imágenes.

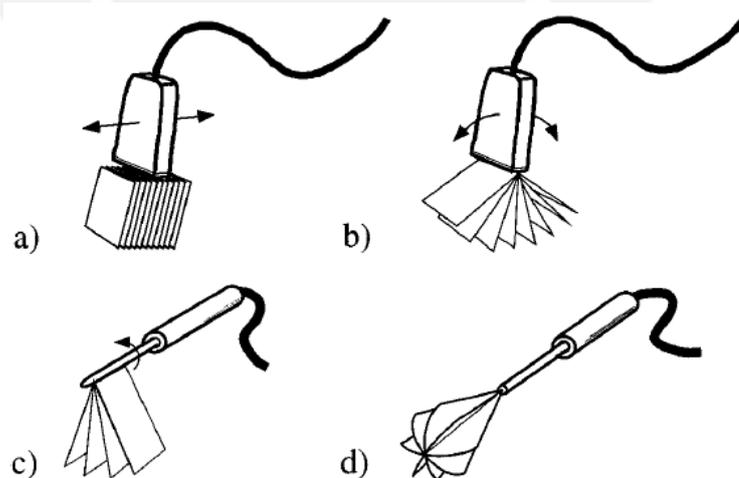


Figura 2. Representación gráfica de los modos de toma de muestras de imágenes. (a) Lineal. (b) Inclinado. (c)(d) Rotacional [8].

Observando la Figura 2, se puede entender mejor los modos de toma de muestras mecánico. Se reconocen principalmente tres modos.

2.4.1.1 Toma de imágenes de forma lineal

Se usa el montaje mecánico para obtener imágenes paralelas bidimensionales con separación uniforme y conocida como se muestra en la Figura 2(a). Con el sistema de control del montaje se puede variar la velocidad de toma de muestras, la cantidad de cuadros por segundo y la separación entre las imágenes para lograr la resolución óptima del volumen que se reconstruye.

Este es el método que se empleó en el presente trabajo de desarrollo.

2.4.1.2 Toma de imágenes de forma inclinada

En este caso se obtienen imágenes bidimensionales angularmente espaciadas regularmente como se muestra en la Figura 2(b). Con este método se puede abarcar una gran región de interés con una separación angular que puede ser modificable.

2.4.1.3 Toma de imágenes de forma rotacional

El mecanismo motorizado hace rotar al transductor, como se observa en la Figura 2(d), que toma imágenes ultrasónicas al paciente o a un objeto.

2.4.2 Toma de imágenes a mano alzada con sensor de posición

En este modo, la toma de muestras se realiza libre de aparatos externos que limiten su alcance y rendimiento. Sin embargo, el problema es el desconocimiento espacial de las imágenes que son obtenidas. Para solucionar este problema se añade al transductor un sensor de posicionamiento para que se pueda reconocer la posición y la orientación de cada imagen. De esta forma, el operador tiene mayor libertad para hacer el análisis del paciente ya que la computadora se encargará de posicionar correctamente las imágenes que son transferidas.

2.4.3 Toma de imágenes a mano alzada sin sensor de posición

Para utilizar este método se debe tener definida la forma de la toma de imágenes bidimensionales, ya que la toma de muestras será realizada a mano alzada y sin la ayuda de ningún tipo de montaje o guía. Se necesita tener una separación constante entre imágenes.

2.5 Reconstrucción de Imágenes Médicas ultrasónicas

Los métodos de reconstrucción de imágenes ultrasónicas que se desarrollan a continuación han sido extraídos del artículo Three-dimensional ultrasound imaging de Aaron Fernster, Dónal Downey y Neale Cardinal [8].

La reconstrucción de imágenes tridimensionales ultrasónicas se basa en la colocación de las imágenes bidimensionales adquiridas, en una correcta secuencia respecto a sus posiciones y orientaciones. La información de los píxeles contenida en cada una de las imágenes se usará para determinar los valores de los vóxeles, los cuales se usarán para reconstruir el sólido final. Los métodos utilizados para este fin son, principalmente, dos: reconstrucción basada en formas y la basada en vóxeles.

2.5.1 Reconstrucción basada en formas determinadas

En este método los límites de la estructura que se desea reconstruir son seleccionados en cada imagen para que sean posteriormente procesadas por el computador. La desventaja de este método es que, al momento de seleccionar las formas deseadas, se pierde mucha información, ya que, al representar una estructura anatómica por una simple superficie, se pierde información relacionada a la textura de los tejidos y a características anatómicas.

2.5.2 Reconstrucción basada en vóxeles

La reconstrucción consta de dos pasos. En primer lugar, las imágenes bidimensionales son colocadas en la grilla tridimensional con lo cual quedarán definidas sus características espaciales principales como son la separación y ubicación de cada voxel. En segundo lugar, para cada punto tridimensional a reconstruir, se calcula el valor de la intensidad mediante el empleo de interpolación de valores de píxeles.

Este tipo de reconstrucción conserva la información original de las imágenes bidimensionales. De este modo, seleccionando correctamente las imágenes y asegurando que la separación entre imágenes bidimensionales no sea mayor a la mitad de la resolución elevacional se logrará reconstruir el volumen con una buena precisión.

CAPITULO 3

ADQUISICION DEL VOLUMEN ULTRASONICO

En este capítulo se enunciará el fundamento del presente trabajo de desarrollo, así como sus objetivos generales y específicos. Describirá, también, el procedimiento de la obtención del volumen ultrasónico en base a las características de la solución planteada.

3.1 Hipótesis de la investigación

La Leishmaniasis cutánea es una enfermedad tropical poco estudiada que se caracteriza por la aparición de ulceraciones cutáneas a causa de picaduras de un mosquito responsable de diseminar la enfermedad. Los tratamientos actuales no han sido debidamente desarrollados para combatir el tipo de Leishmaniasis que se encuentra en el Perú y no garantizan su cura definitiva.

El Laboratorio de Imágenes Médicas de la PUCP (LIM-PUCP) y el Instituto de Enfermedades Tropicales Alexander Von Humboldt de la UPCH se encuentran realizando investigaciones conjuntamente para determinar si el volumen de la fosa de una herida de Leishmaniasis es un biomarcador que pueda indicar el grado en que un paciente está respondiendo al tratamiento.

3.2 Objetivos de la investigación

3.2.1 Objetivo general

El presente tema de tesis busca evaluar la factibilidad de realizar la medición del volumen de heridas de Leishmaniasis cutánea, haciendo uso de un ecógrafo portátil y técnicas de procesamiento de imágenes digitales.

3.2.2 Objetivos específicos

1. Adaptación de un sistema mecánico que se utilizará para la obtención de imágenes de ultrasonido con una sonda ecográfica soportada en el sistema.
2. Reconstrucción del volumen de ultrasonido en base a las imágenes bidimensionales obtenidas usando software libre especializado.
3. Caracterización del sistema en base a simulaciones y pruebas en maniqués para determinar la exactitud y repetitividad de las mediciones.
4. Realización de pruebas en personas con heridas de Leishmaniasis cutánea, para corroborar la factibilidad de medición del volumen de heridas en pacientes.

3.3 Desarrollo de la solución planteada

3.3.1 Sistema mecánico de toma de imágenes

Este sistema debía proporcionar estabilidad a la sonda de ultrasonido que se movería soportada en el montaje. Debía ser controlado por un motor de pasos para tener buena precisión en el desplazamiento. Además, se debía contar con un carril de desplazamiento que definiría el desplazamiento de la sonda de ultrasonido y debía ser desarrollado con materiales resistentes a la humedad.

Ante los requerimientos definidos anteriormente, se decidió adaptar de un sistema de movimiento de una impresora ya que se disponía de una impresora en desuso y que se podía utilizar para este fin. Además, el equipo era de plástico y no se vería afectado por las condiciones ambientales de humedad y al uso de materiales que pudieran perjudicar su estructura. Se acondicionó un soporte en el montaje adaptado para sujetar correctamente la sonda del ecógrafo con la estabilidad y rigidez suficiente. La altura del equipo se varía colocando objetos debajo de la base de la impresora.

El montaje mecánico con todas las adaptaciones realizadas se puede observar en la Figura 3.



Figura 3. Montaje mecánico, adaptado a partir de una impresora, utilizado para la toma de imágenes bidimensionales de separación, entre ellas, constante y conocida. El movimiento del equipo es en una sola dimensión y se inicia mediante un pulsador.

3.3.1.1 Características del montaje adaptado

Estabilidad:

El montaje mecánico provee una estructura que no se ve afectada por la vibración o por factores externos al desarrollo normal de la toma de muestras, ya que cualquier variación de su normal desempeño produce fallas en la reconstrucción del volumen final al introducir malformaciones en las imágenes.

Velocidad continua de desplazamiento:

La velocidad de desplazamiento es continua, lo que permite que las imágenes sean adquiridas periódicamente y con una separación constante y conocida. La velocidad de la adquisición de imágenes en la computadora es mucho mayor que la velocidad de desplazamiento de la sonda, para evitar malformaciones en la imagen.

El montaje es reutilizable, tiene apariencia agradable para que el paciente no se vea atemorizado o intimidado, y es de fácil uso para el usuario.

3.3.1.2 Componentes del montaje adaptado

Motor de Paso a Paso:

El motor, mediante las órdenes de su controlador, definirá la velocidad de pasos y del desplazamiento de la sonda.

Faja de transmisión:

Se encarga de transformar el movimiento rotacional del motor de paso a paso en un movimiento lineal.

Carril de desplazamiento:

Guía que define el movimiento y dirección lineal de la sonda.

Sujetador de sonda del ecógrafo:

Este componente debe de proporcionar una buena sujeción a la sonda del ultrasonido. El sujetador puede ser desplazado manualmente, mediante un pequeño esfuerzo.

3.3.1.3 Funcionamiento del montaje adaptado

El movimiento de la sonda de ultrasonido en el soporte mecánico está regido por el motor de pasos que, mediante el accionamiento de un interruptor, iniciará el desplazamiento a velocidad constante.

3.3.1.4 Caracterización del montaje adaptado

Los parámetros del sistema mecánico fueron hallados con el uso de una filmadora de alta resolución de 30 cuadros por segundo y una regla de metal con incertidumbre de 0.25mm. Se analizaron los fotogramas obtenidos con un software que mostraba el tiempo transcurrido hasta cada fotograma y la posición de la sonda en la regla. De esta manera se halló el tiempo que demoraba la sonda en hacer su recorrido total, así también, la cantidad de pasos que daba el motor, las distancias y las relaciones consecuentes que se muestran en la Tabla 1.

Ítem	Valor	Unidades
Distancia total recorrida por la sonda	12.67	cm
Distancia recorrida por un paso del motor	0.21	mm
Cantidad de pasos recorridos en un segundo	3.55	pasos
Duración de un paso del motor	0.28	s
Relación de distancia por segundo	0.73964	mm/s

Tabla 1. Valores correspondientes a la caracterización del montaje mecánico hallados experimentalmente.

La medida del tiempo y de la distancia recorrida por la sonda se hizo tres veces obteniéndose valores idénticos en la distancia recorrida y valores de dispersión despreciables en la medida del tiempo que demoraba en recorrer el carril.

3.3.2 Ecógrafo

3.3.2.1 Descripción del ecógrafo

El ecógrafo con el que se hicieron todas las evaluaciones, cálculos y toma de imágenes es un escáner portátil digital de ultrasonido WED-3100 (Shenzhen Well. D Medical Electronics Co., Shenzhen, China). Sus especificaciones técnicas [9] se mencionan en la Tabla 2. El equipo se encarga de procesar, adquirir y mostrar las imágenes ultrasónicas bidimensionales en una pantalla de tipo LCD. Tiene la posibilidad de exportar las imágenes en tiempo real a un televisor de entrada compuesta o una computadora, mediante USB para su posterior análisis. El programa de visualización de las imágenes ecográficas es el WellDultrasound Scanner que viene incluido con la compra del ecógrafo.

Ítem	Valor	Unidades
Resolución lateral	<1	mm
Resolución axial	<1	mm
Escala de grises	256	Tonos de gris
Tamaño del monitor	5	Pulgadas
Salida de imagen	USB/PALD, NTSC	
Peso del equipo	700	g
Dimensiones del ecógrafo	230x120x38	mm
Frecuencia de trabajo	7.5	MHz

Tabla 2. Especificaciones técnicas principales del Ecógrafo usado en los experimentos.

3.3.2.2 Requisitos del ecógrafo

Agua des ionizada:

Esta agua es libre de sales y no conduce la electricidad. Por lo tanto, se protege al usuario de la posibilidad de una electrocución accidental. Por otra parte, esta agua ha sido tratada, es limpia y óptima para el trabajo en el laboratorio.

Recipiente de agua:

El agua des ionizada necesita un contenedor en donde se pueda colocar y se puedan hacer los experimentos.

Medio de acople de impedancias:

Para el correcto discernimiento visual de los contornos de los objetos a analizarse, se requiere un medio de contraste que, en este trabajo de desarrollo, está dado por el agua des ionizada.

Protector de la sonda del ecógrafo:

Evita el deterioro de la sonda de ultrasonido a causa del contacto con el agua y la eventual filtración de agua en el equipo.

3.3.3 Software utilizado en la reconstrucción volumétrica

WELLD Ultrasound:

Programa desarrollado por el fabricante del ecógrafo, viene incluido en el equipo y posee el protocolo que permite la visualización de las imágenes procedentes del ecógrafo en la computadora.

Screen Capturer:

Programa de libre disponibilidad que permite la captura de las imágenes de ultrasonido según la cantidad de cuadros por segundo (FPS) que se desee. Este valor de FPS puede ser variado en cada medición si se desea. Las imágenes serán grabadas en un archivo de formato de video.

ImageJ:

Programa de libre disponibilidad que permite la manipulación de las imágenes obtenidas con el Screen Capturer. En este programa se definirán las dimensiones de los vóxeles.

ITK-SNAP:

Programa de libre disponibilidad que hará la reconstrucción del sólido tridimensional mediante la segmentación manual de las imágenes ultrasónicas definidas anteriormente con el ImageJ.

3.4 Protocolo de adquisición de imágenes

Adquisición de imágenes experimentales:

Para la comprobación de los valores proporcionados por el fabricante, para hallar los valores que no se proporcionan y para lograr la calibración del sistema mediante la experimentación y análisis de los resultados, se hizo necesario adoptar una única forma de efectuar el experimento. De este modo, se pudo obtener imágenes de una misma forma y se pudieron comparar entre sí. La disposición del equipo y los componentes usados para obtener las imágenes ultrasónicas, así también el objeto de análisis, se muestran en la Figura 4.

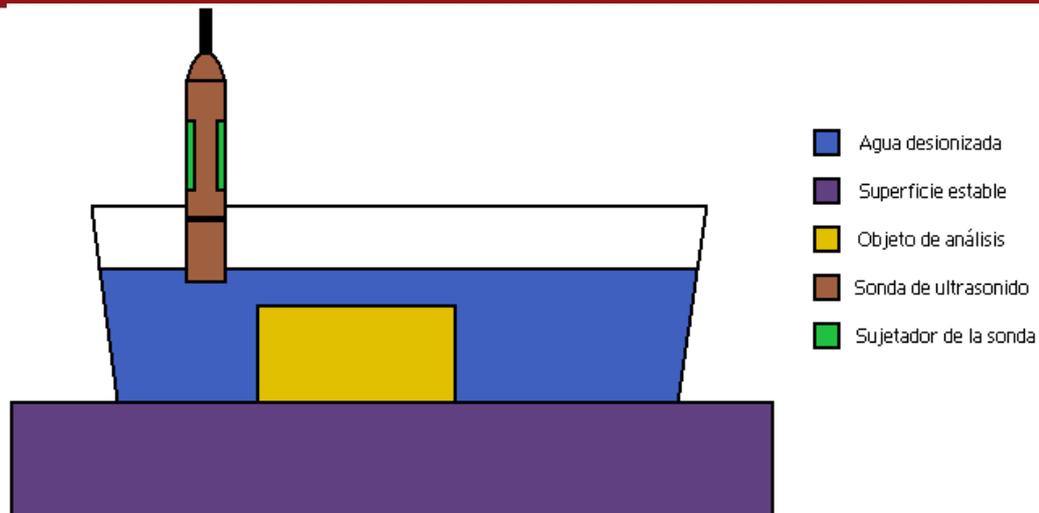


Figura 4. Imagen ilustrativa del modo de operación del sistema de toma de imágenes. Se indica claramente la posición y nombre de cada componente, y que la sonda de ultrasonido debe de ser sumergida en una pequeña porción, en caso que no se tenga un protector para la sonda, para evitar daños y prevenir accidentes.

El recipiente y el montaje mecánico deben ser colocados en una superficie estable para que no se produzcan vibraciones. Acto seguido, el objeto de análisis debe ser sumergido para su análisis.

Adquisición de imágenes de heridas de Leishmaniasis:

Para la toma de imágenes a los pacientes, la disposición de los equipos es muy similar a la ejemplificada en la Figura 4. El tamaño del recipiente del agua puede variar dependiendo del tamaño del brazo o de la extremidad a medir, y el objeto de estudio corresponde a la extremidad de estudio. El paciente debe de permanecer inmóvil y, en caso que la altura del montaje deba ser aumentada, se colocará objetos en la base.

3.5 Cálculo de resoluciones espaciales del ecógrafo

3.5.1 Principio empleado en el cálculo de resoluciones

Para fines del trabajo de desarrollo, se asumió que el sistema es lineal. Partiendo de esta premisa, se puede utilizar el principio de la respuesta de una entrada impulsiva –para hallar la resolución axial y lateral– que es la Función de Punto Extendida (Point Spread Function - PSF). La resolución, para este propósito, se definió como el grado de desenfoque o grado de aparición de corpúsculos ajenos a la muestra en la imagen.

Alternativamente a la PSF, se puede medir la resolución elevacional de una imagen con la respuesta impulsiva de una línea que se denomina Función de Línea

Extendida (Line Spread Function - LSF). Con la LSF de un sistema se puede hallar la resolución isotrópica en un solo eje coordenado, mientras que, con la PSF, la resolución que se halla es espacial y puede ser distinta en los ejes coordenados implicados ya que no es isotrópica [10].

El criterio utilizado para hallar las resoluciones axial, lateral y elevacional es la Anchura a Media Altura de un valor pico (Full Width at Half Maximum - FWHM) [11]: Dado una PSF o una LSF de una imagen ecográfica, su resolución puede ser cuantificada mediante el ancho de cualquiera de las dos funciones anteriores en la mitad de sus máximas intensidades, tal y como se puede apreciar en la Figura 5.

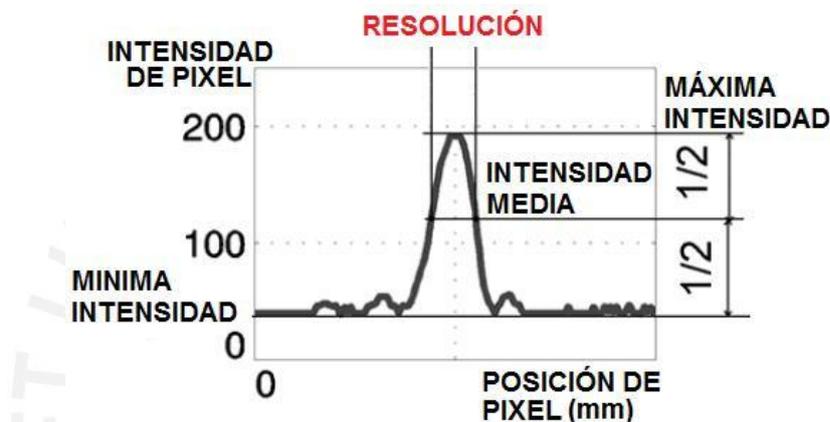


Figura 5. Gráfico que muestra los parámetros involucrados para hallar la resolución de un sistema en base a la PSF. La resolución se define como la longitud limitada por la intensidad media de los pixeles. Este método se utilizó para hallar todas las resoluciones del sistema [11].

3.5.2 Resoluciones axial y lateral

Estas resoluciones son propias de una imagen bidimensional y su determinación se limita al análisis de una sola imagen donde se visualice una PSF.

3.5.2.1 Método empleado en el cálculo de las resoluciones axial y lateral

Para propósitos del experimento, se consideró un hilo de caña de pescar de diámetro despreciable que simule la entrada impulsiva al ecógrafo. El montaje del hilo en el recipiente de agua se hizo de la manera que se muestra en la Figura 6.

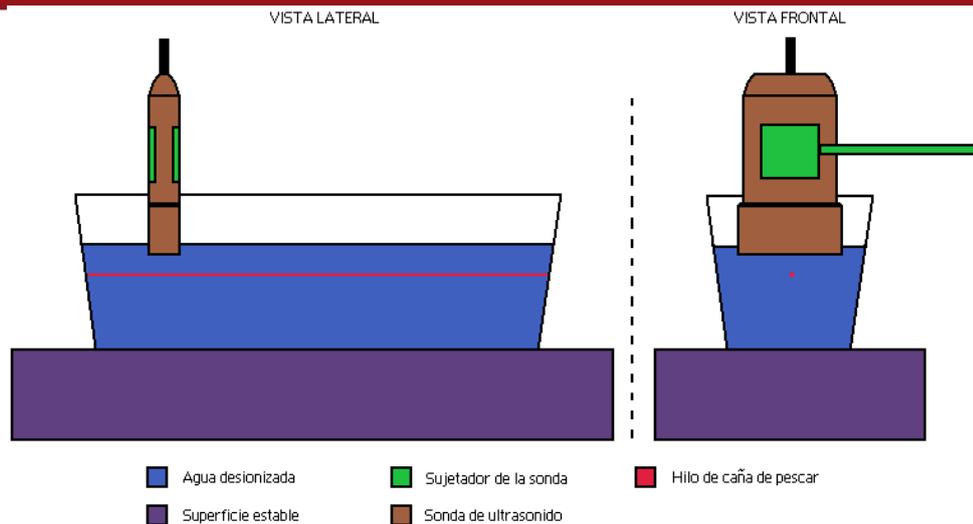


Figura 6. Vista lateral y frontal de la disposición del experimento para hallar las resoluciones axial y lateral. Se indican los objetos involucrados en el desarrollo de la prueba y la forma como el hilo de pescar debe de ser colocado.

Para determinar las resoluciones se midió la longitud axial y lateral de la respuesta impulsiva observada en el ecógrafo tomando en cuenta el principio de la FWHM. La imagen de la respuesta impulsiva obtenida se puede observar, con mayor detalle, en la Figura 7. Para aplicar correctamente el análisis se debe de analizar las intensidades de los pixeles en un determinado eje y, en base a esto, hallar la intensidad media según la siguiente ecuación:

$$Intensidad\ media = \frac{Intensidad\ máxima + Intensidad\ mínima}{2} \quad (1)$$

Una vez definida la intensidad media, se deben graficar las intensidades en función de las posiciones relativas para que, a partir de la gráfica, se pueda medir la longitud que está limitada por el valor de la intensidad media [11] como se pudo apreciar en la Figura 5. A partir de la información de los pixeles de la Figura 7 y del método ejemplificado en la Figura 5, se calcularon las gráficas correspondientes a la resolución axial en la Figura 8 y a la resolución lateral en la Figura 9, en función a la posición relativa de sus pixeles. Se puede apreciar que las gráficas tiene una forma similar, de la cual se puede extraer el valor de la resolución con el criterio de la FWHM.

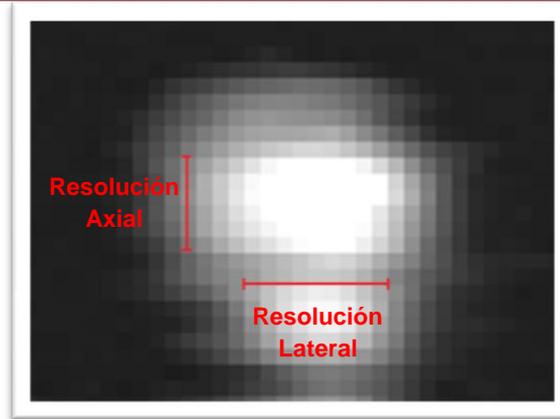


Figura 7. Detalle de la Función de Línea Extendida (Point Spread Function - PSF) obtenido en el ecógrafo en el cual se puede apreciar los pixeles con sus intensidades definidas.

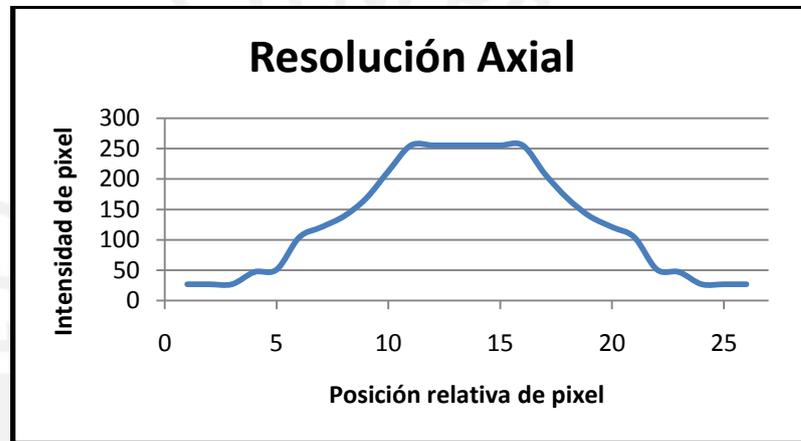


Figura 8. Gráfica que muestra los valores de las intensidades de los pixeles en función de las posiciones relativas en el eje axial, obtenidos a partir de la Figura 9. A partir de esta gráfica se puede hallar la resolución axial del sistema.

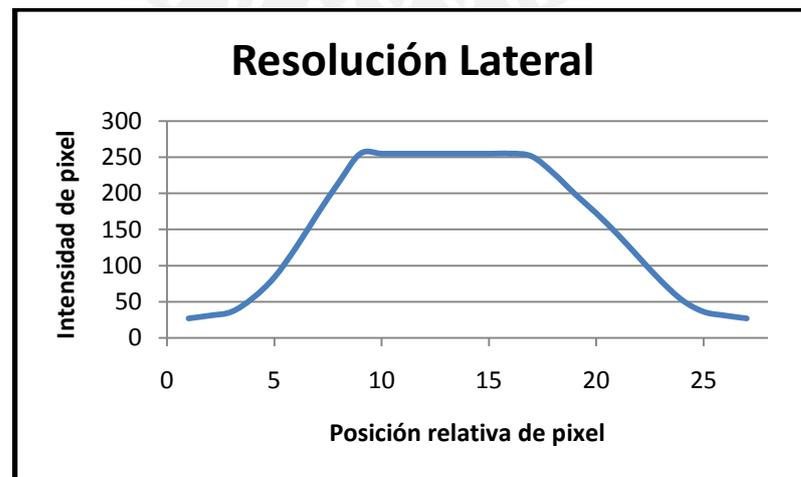


Figura 9. Gráfica que muestra los valores de las intensidades de los pixeles en función de las posiciones relativas en el eje lateral, obtenidos a partir de la Figura 9. A partir de esta gráfica se puede hallar la resolución lateral del sistema.

3.5.2.2 Cálculo de resoluciones axial y lateral

En primer lugar se seleccionó la profundidad focal, que es la distancia a la cual el diámetro del ancho del haz de ultrasonido es mínimo y su intensidad es máxima, dando como resultado la mejor resolución posible a obtenerse [12]. La profundidad a la que se iban a efectuar todas las mediciones y cálculos experimentales se seleccionó en el ecógrafo a diez milímetros, puesto que, al trabajar con agua como medio de contraste, no era preferible sumergir mucho los objetos.

Una vez definida la profundidad focal se procedió a hallar las resoluciones axial y lateral. Se hicieron varias mediciones a profundidad constante. Una vez evaluados los datos, se definieron las resoluciones como los peores valores de todos los resultados obtenidos, ya que la resolución incluso variaba a una misma profundidad, dependiendo de la posición del hilo de pescar en el eje lateral.

El experimento se realizó en base a las características especificadas en la Tabla 3 y los resultados hallados a distintas profundidades se muestran en la Tabla 4. Las resoluciones pertenecientes al ecógrafo se mencionan en la Tabla 5.

Ítem	Valor	Unidades
Diámetro del hilo de caña de pescar	0.25	mm
Altura de pixel	0.0917	mm
Ancho de pixel	0.0917	mm
Relación entre píxeles y distancia	10.9	píxeles/mm

Tabla 3. Resultados determinados por el ecógrafo correspondientes a las medidas longitudinales de los píxeles.

ID de Imagen	Profundidad (mm)	Resolución Axial (mm)	Resolución Lateral (mm)
1	10.73	0.38	0.64
2	10.06	0.37	0.74
3	9.39	0.29	0.73
4	9.85	0.28	0.74
5	9.14	0.1	0.1
6	9.76	0.1	0.2
7	10.28	0.28	0.46
8	9.79	0.27	0.65
9	9.72	0.28	0.74
10	9.57	0.29	0.73
11	9.3	0.37	0.73
12	9.45	0.28	0.74
13	10.67	0.38	0.73

Tabla 4. Pruebas realizadas a la profundidad focal seleccionada, para hallar las resoluciones axial y lateral del ecógrafo.

Ítem	Valor	Unidades
Resolución Axial	0.38	mm
Resolución Lateral	0.74	mm

Tabla 5. Resoluciones axial y lateral del ecógrafo.

3.5.3 Resolución Elevacional

Este parámetro influye al momento de definir la separación óptima entre las imágenes que se obtendrán con el sistema de adquisición de imágenes ultrasónicas. La separación entre las imágenes obtenidas debe ser menor a la mitad de este valor [8].

3.5.3.1 Método empleado en el cálculo de la resolución elevacional

Para hallar la resolución elevacional se hará uso de la LSP y del principio de la FWHM. El montaje del equipo para obtener las imágenes es similar al descrito en las resoluciones anteriores; sin embargo, en este caso no se busca un punto, sino una línea y su disposición se muestra en la Figura 10.

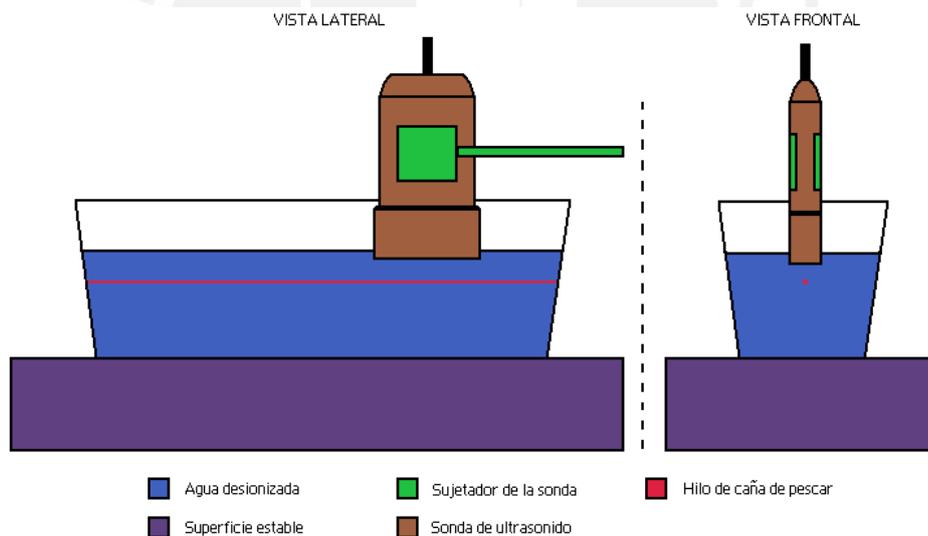


Figura 10. Vista lateral y frontal de la disposición de los objetos involucrados en el experimento efectuado para hallar la resolución elevacional. Se aprecia que la sonda está colocada paralela al hilo de pescar y se sumerge poco.

En la Figura 11, se puede observar el tipo de imagen obtenida para estimar la resolución elevacional.

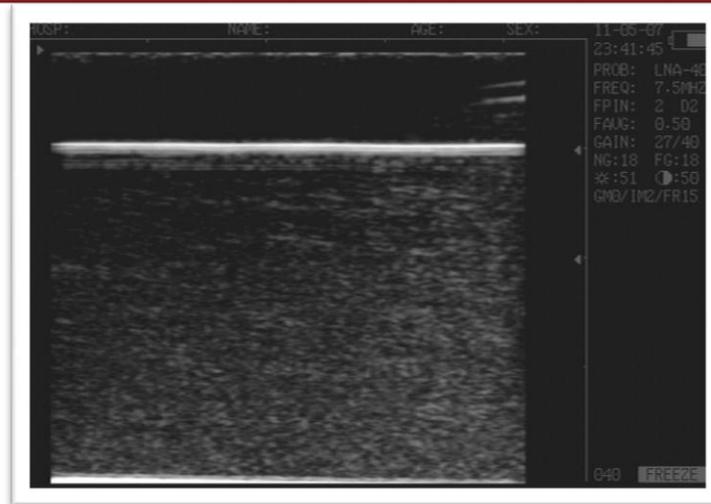


Figura 11. Imagen de ultrasonido que muestra el corte transversal longitudinal del hilo de pescar (LSF)

La resolución elevacional corresponderá al desplazamiento total de la sonda ultrasónica donde se pueda discernir intensidades altas debidas al hilo de pescar. En la Figura 12, se especifica con mayor detalle el método empleado.

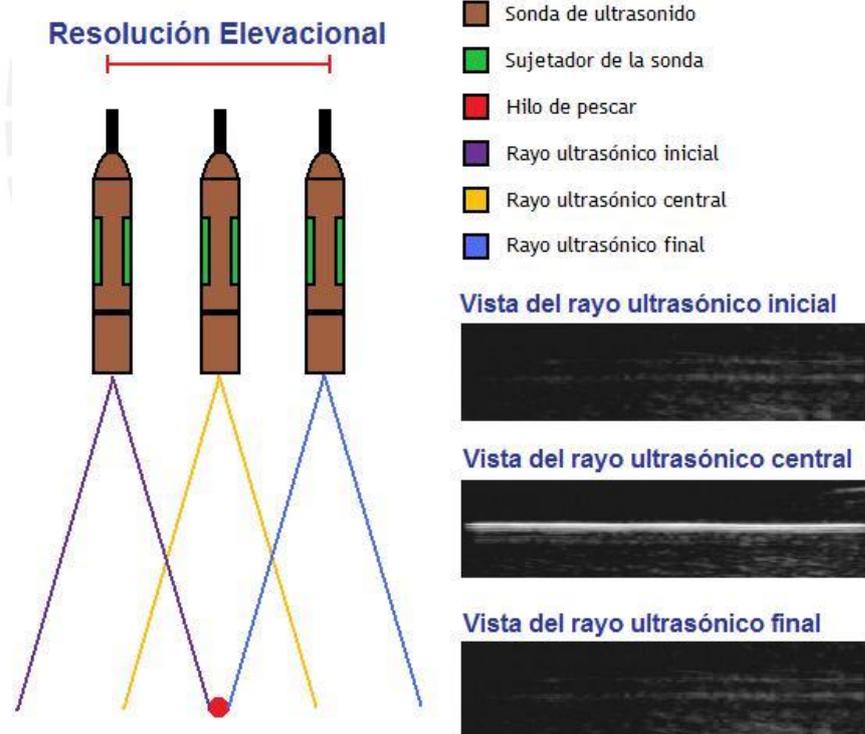


Figura 12. Gráfico que muestra la forma como se halla la resolución elevacional del ecógrafo. Se debe de analizar, utilizando un hilo de pescar en paralelo con el transductor, las intensidades de los pixeles. El desplazamiento total de la sonda, en donde se pueda observar una intensidad relativamente alta, corresponderá a la resolución elevacional.

3.5.3.2 Cálculo de la resolución elevacional

La sonda ubicada en el montaje mecánico debe desplazarse perpendicularmente y en paralelo al hilo de pescar y se debe medir la distancia total en la cual puede detectarse el rastro del hilo según el método definido en la Figura 12.

La resolución elevacional hallada con este método fue de 6mm.

3.6 Calibración del sistema de toma de imágenes ultrasónicas

La calibración se enfocó en hallar con precisión el desplazamiento efectuado por el montaje mecánico en un segundo, puesto que la toma de imágenes se hace a la frecuencia de una imagen por segundo. Para realizar la calibración, se tomó en cuenta los valores de la Tabla 6.

Ítem	Valor	Unidades
Toma de muestras	1	FPS
Separación teórica entre imágenes	0.73964	mm
	8.06213	pixeles
Resolución Elevacional	6	mm

Tabla 6. Valores hallados en primera instancia, correspondientes al montaje mecánico.

3.6.1 Método de calibración

Debido a que se tiene una resolución elevacional de seis milímetros y que las superficies y profundidades a medir son de tamaño comparables con este valor, se hizo necesaria la compensación de las medidas obtenidas en el eje elevacional correspondientes al desplazamiento de los pasos del motor, mediante el empleo de un coeficiente correctivo. Se asumió que el desplazamiento de la sonda es constante y que cada paso del motor recorre una misma distancia.

Problema a compensar:

Se tiene una semiesfera de 21mm de diámetro que se analizó con el montaje mecánico, bajo los parámetros mencionados en la Tabla 6. Los resultados hallados de la semiesfera se muestran en la Tabla 7.

Ítem	Valor	Unidades
Diámetro real de la semiesfera	21	mm
Cantidad de imágenes obtenidas	39	ADIM

Tabla 7. Valores característicos de la semiesfera de 21mm utilizada para compensar la separación de imágenes ultrasónicas obtenidas halladas en primera instancia.

Según la siguiente ecuación, se puede hallar su longitud real y comprobar el error de estimación que resulta en la reconstrucción. La medida reconstruida equivale a la medida real del objeto más la resolución elevacional, puesto que, como se observa en la Figura 13, el objeto sufre estiramientos debido a la resolución elevacional.

$$Medida\ reconstruida = (Nro.\ de\ Imgs.\ -1) * Separación\ entre\ imágenes + R.\ Elev \tag{1}$$

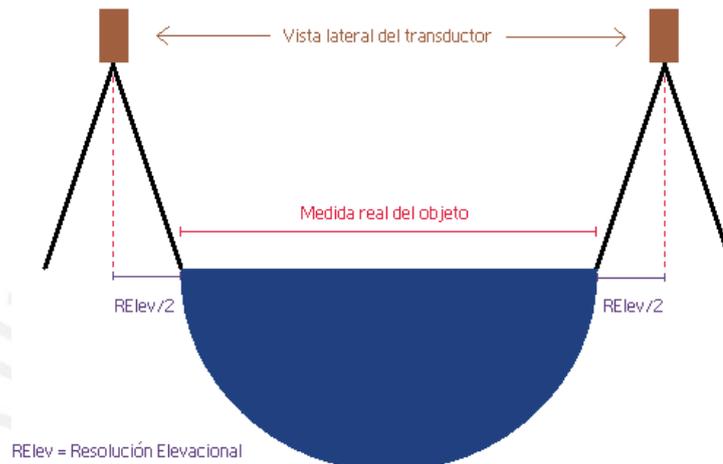


Figura 13. Gráfico explicativo del problema a compensar que muestra el estiramiento sufrido por un objeto al momento de reconstruirse, debido a la resolución elevacional.

Queda demostrado que se cumplirá lo siguiente:

$$Medida\ real\ obtenida\ con\ el\ ecógrafo = Medida\ Física + Resolución\ Elevacional \tag{2}$$

El error porcentual se calculará con la siguiente ecuación:

$$Error\ porcentual_{(\%)} = \frac{Valor\ real - Valor\ teórico}{Valor\ teórico} * 100\% \tag{3}$$

Con el uso de las ecuaciones (1) (2) y (3) se calcularon los valores especificados en la Tabla 8.

Ítem	Valor	Unidades
Medida ideal a obtenerse	27	mm
Medida reconstruida	28.106	mm
Error porcentual	4.1	%

Tabla 8. Valores correspondientes a la medida real de un objeto y la medida hallada con el ecógrafo. Los valores incluyen los efectos de la resolución elevacional que expande la imagen obtenida, en este caso en 6mm.

Se obtuvo un error de 4.1% que se procedió a corregir con un coeficiente correctivo. Para hacer uso de un coeficiente, se asumió que el desplazamiento de la sonda es constante y que cada paso tenía la misma longitud de desplazamiento.

3.6.2 Cálculo del coeficiente correctivo

Para el hallar el coeficiente correctivo se empleó la siguiente ecuación:

$$\text{Coeficiente Correctivo} = \frac{\text{Medida Real}}{\text{Medida Obtenida}} \quad (4)$$

El cálculo del coeficiente se realizó dividiendo la ecuación (2) entre la ecuación (1), dando un valor de 0.96.

3.6.3 Cálculo de la distancia del paso corregido

Según las ecuaciones (5) y (6) se halló la distancia real entre imágenes que se muestra en la Tabla 9. Con estos valores se hizo la reconstrucción del volumen tridimensional.

$$\begin{aligned} \text{Distancia corregida entre imágenes}_{(mm)} \\ = \text{Distancia teórica entre imágenes}_{(mm)} * \text{Coeficiente correctivo} \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \text{Distancia corregida entre imágenes}_{(pixeles)} \\ = \text{Distancia teórica entre imágenes}_{(pixeles)} * \text{Coeficiente correctivo} \end{aligned} \quad (6)$$

Ítem	Valor	Unidades
Distancia entre imágenes	0.7105263	mm
	7.7447368	pixeles
Relación entre pixeles y distancia en eje elevacional	10.9	pixeles/mm

Tabla 9. Valor de separación real de imágenes bidimensionales expresado en milímetros y pixeles. También se menciona la relación entre pixeles y milímetros.

Sobre la base de los resultados obtenidos quedaron definidas las dimensiones de los vóxeles que se utilizarán para la reconstrucción del volumen ultrasónico.

3.6.4 Características del voxel

En la Figura 14 se muestra gráficamente las dimensiones de la unidad mínima de medición del sistema: El voxel. Si bien las características de esta unidad pueden variar en su eje elevacional dependiendo de los criterios de muestreo [8], esta configuración determinada cumple con todos los requerimientos definidos anteriormente para hacer una correcta estimación del volumen ultrasónico. La altura y el ancho de un pixel se hallan a partir de la equivalencia entre pixeles y la profundidad corresponde a la separación entre las imágenes. Las longitudes características del voxel se especifican en la Tabla 10.

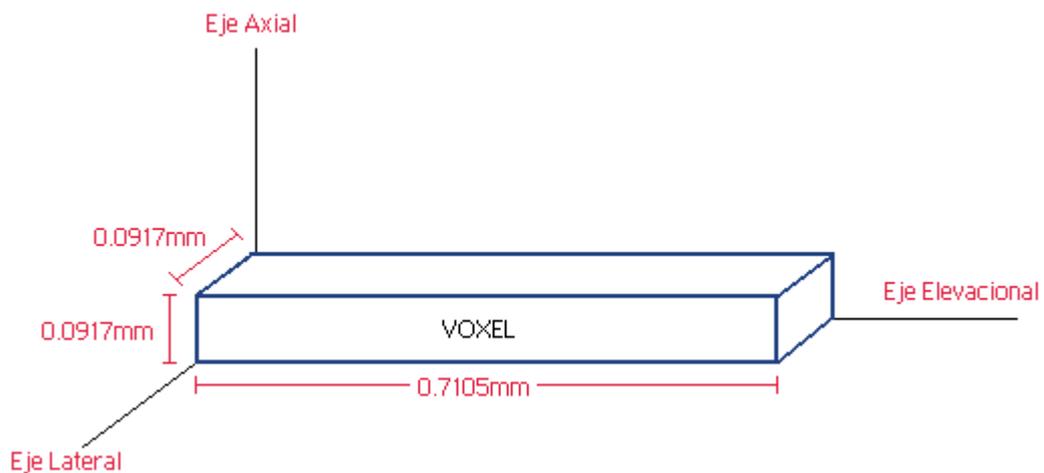


Figura 14. Dimensiones de un voxel que es la mínima unidad volumétrica empleada en la reconstrucción del volumen ultrasónico.

Ítem	Valor	Unidades
Medida axial del voxel (Altura)	0.0917	mm
Medida lateral del voxel (Ancho)	0.0917	mm
Medida elevacional del voxel (Profundidad)	0.7105	mm
Volumen del voxel	$5.9745 \cdot 10^{-3}$	mm ³

Tabla 10. Medidas del voxel definido para el desarrollo de todas las pruebas y experimentos del presente trabajo de desarrollo.

Los valores de la Tabla 10 fueron ingresados a la computadora mediante el uso del programa de libre disponibilidad ImageJ, en el cual se definían las dimensiones de los vóxeles que se utilizaron. Posteriormente, con el uso del ITK-Snap se procede a segmentar y halla automáticamente el volumen tridimensional ultrasónico.

CAPITULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS

En la etapa correspondiente a la realización de pruebas y hallazgo de resultados, se evaluaron distintas clases de objetos de diferentes volúmenes, áreas y profundidades. El motivo de estas pruebas fue corroborar la efectividad de los parámetros obtenidos del sistema adaptado para evaluar la factibilidad de medición del volumen de las heridas de Leishmaniasis.

4.1 Experimento 1: Cálculo de volumen de semiesferas

El desarrollo de esta primera prueba se basó en la comparación del volumen nominal de cada semiesfera mostrada en la Figura 15, cuyas características se muestran en la Tabla 11, contra el volumen reconstruido por el sistema de adquisición de imágenes de ultrasonido.



Figura 15. Semiesferas patrón utilizadas para el primer experimento en el cual se halló el error porcentual de estimación de volumen comparando el volumen nominal con el volumen estimado.

Ítem	Máxima profundidad de la fosa (mm)	Volumen Nominal (ml)	Diámetro (mm)
Objeto 1	8.5	1.25	21
Objeto 2	10	1.65	22
Objeto 3	11	2.5	24
Objeto 4	14	5	30
Objeto 5	16	7.5	34

Tabla 11. Características de las semiesferas patrón utilizadas en el primer experimento.

4.1.1 Pruebas y cálculos del primer experimento

La ecuación usada para hallar la cantidad de imágenes teóricas, en función a la longitud de un objeto, es la siguiente:

$$\begin{aligned}
 & \text{Cantidad teórica de Imágenes}_{(\text{Ecógrafo})} \\
 &= \frac{\text{Medida Física} + \text{Resolución Elevacional}}{\text{Distancia entre imágenes}} + 1
 \end{aligned}
 \tag{7}$$

Después de obtener las imágenes de cada objeto de prueba, realizar la segmentación manual y utilizar las ecuaciones (3) y (7) para hallar el error porcentual y la cantidad teórica de imágenes, se obtuvieron los resultados especificados en la Tabla 12.

Ítem	Nro. Fotos Teóricas	Nro. Fotos Halladas	Volumen Nominal (mm ³)	Volumen Reconstruido (mm ³)	Error Porcentual
Objeto 1	39.4	39	1250	1449.94	16.00%
Objeto 2	40.8	41	1650	1797.02	8.91%
Objeto 3	45.5	45	2500	2640.39	5.62%
Objeto 4	52.3	52	5000	5408.96	8.18%
Objeto 5	58	57	7500	7574.72	1%

Tabla 12. Resultados de la primera prueba donde se muestran los volúmenes reconstruidos, la cantidad de imágenes involucradas en la reconstrucción y el error porcentual de estimación del volumen ultrasónico.

Con los resultados anteriores, se graficaron los errores porcentuales, en función del volumen nominal, en la Figura 16 y, en función a la longitud nominal, en la Figura 17.

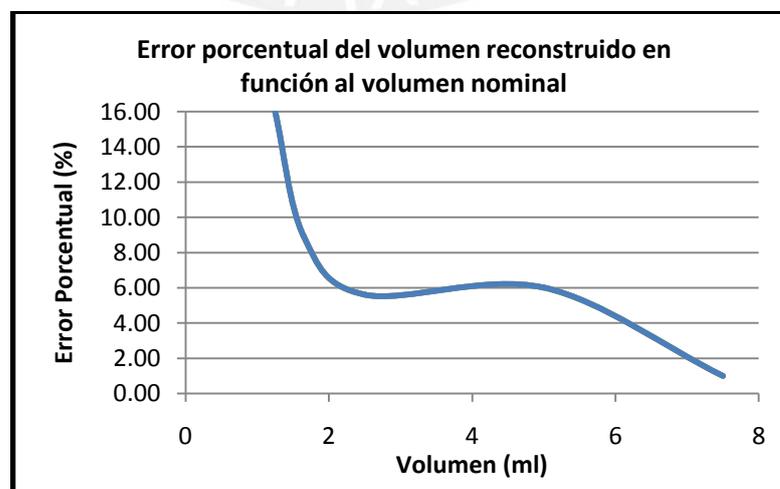


Figura 16. Gráfica que muestra la tendencia del error de reconstrucción de un volumen tridimensional en función al volumen nominal.

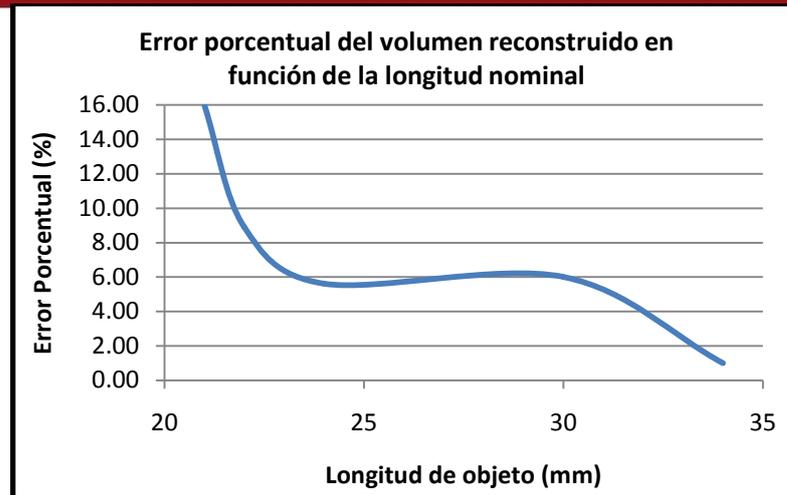


Figura 17. Gráfica que muestra la tendencia del error de reconstrucción de un volumen tridimensional en función de la longitud nominal.

4.1.2 Resultados del primer experimento

Las imágenes de ultrasonido obtenidas en el ecógrafo presentaban una gran cantidad de ruido y artefactos que hacían muy difícil la labor de segmentación, puesto que no se lograba discernir las superficies correspondientes a la fosa que se evaluó.

En las gráficas halladas se observa un ligero aumento del porcentaje de error de reconstrucción después de que este ya había descendido. Esto se debe a que el volumen fue estimado realizando una sola medición y un solo proceso de segmentación que no fue tan bueno. De todas maneras, se puede apreciar la tendencia de reducción del error porcentual.

De las gráficas obtenidas comparando el porcentaje de error del volumen reconstruido, en función del volumen nominal del objeto y de la longitud del objeto se puede llegar a las siguientes conclusiones:

A mayor volumen nominal, la reconstrucción será mejor y el error, menor.

A mayor longitud del objeto en el eje elevacional, la reconstrucción será mejor y el error, menor.

En las imágenes de las reconstrucciones volumétricas se observó que mientras más imágenes se tenían de un objeto, el detalle y la similitud eran mayores. Esto significa que, para que se obtenga una buena estimación del volumen y una buena reconstrucción tridimensional, la longitud del objeto de análisis debe ser mayor a 3cm.

La conclusión a la que se llegó fue que al tener un objeto de longitud pequeña la reconstrucción sería pobre, ya que no se tendría la suficiente cantidad de información para reconstruir el sólido porque la resolución elevacional introduciría muchos artefactos, en las pocas imágenes que se hayan obtenido, que harían muy difícil la tarea de discernimiento para la segmentación manual.



4.2 Experimento 2: Cálculo de volumen de objetos de gran longitud

En esta segunda prueba se pretendió comprobar que se podían obtener buenas estimaciones de objetos de longitud en el eje elevacional lo suficientemente grande (mayor a 3 cm). Se utilizaron dos objetos de volúmenes conocidos: el Objeto 6 mostrado en la Figura 18 corresponde a una cuchara de plástico y el Objeto 7, mostrado en la Figura 19, a una cuchara de metal. Las características de ambos se definen en la Tabla 13.

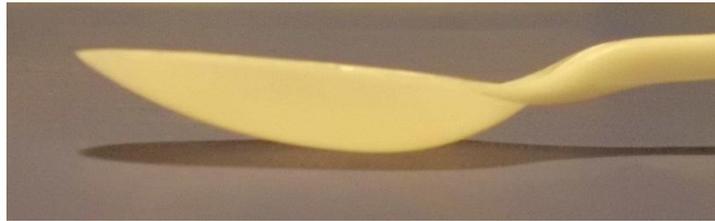


Figura 18. Objeto 6: Cuchara de plástico utilizada en el segundo experimento a la cual se le halló su volumen



Figura 19. Objeto 7: Cuchara de metal utilizada en el segundo experimento a la cual se le halló su volumen

Ítem	Volumen Nominal (ml)	Profundidad mayor (mm)	Diámetro mayor (mm)	Diámetro menor (mm)
Objeto 6	3	8	39	26
Objeto 7	3	4	46	29

Tabla 13. Descripción de los objetos utilizados en el segundo experimento. Se muestra el volumen nominal, la mayor profundidad de la fosa y las distancias diametrales.

4.2.1 Pruebas y cálculos del segundo experimento

Después de efectuar la toma de imágenes se obtuvo la cantidad de imágenes que se especifica en la Tabla 14.

Ítem	Cantidad real de imágenes	Cantidad teórica de imágenes
Objeto 6	62	64
Objeto 7	73	74

Tabla 14. Comparación entre cantidad de imágenes obtenidas de forma teórica y mediante el ecógrafo del segundo experimento.

Luego, se procedió a segmentar manualmente todas las imágenes y se obtuvieron las reconstrucciones tridimensionales del Objeto 6 en la Figura 20 y del Objeto 7 en la Figura 21. En la Tabla 14 y en la Tabla 15, se muestran los resultados correspondientes al volumen nominal, el volumen reconstruido y el error porcentual de la estimación de volumen del Objeto 6 y del Objeto 7, en el orden respectivo.

Reconstrucción del Objeto 6 en ITK-Snap:

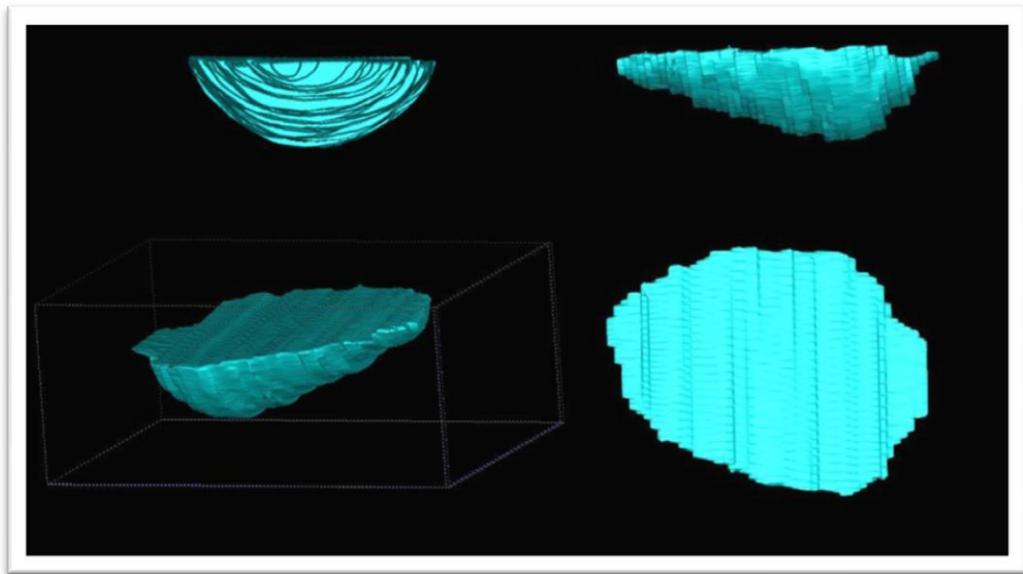


Figura 20. Resultado gráfico de las cuatro vistas de la segmentación manual del Objeto 6, correspondiente a una cuchara de plástico. Se puede apreciar fácilmente las formas características de la cuchara.

Volumen nominal (ml)	Volumen hallado (ml)	Error porcentual
3	3.03	1.003%

Tabla 15. Resultados del Objeto 6, correspondiente a la cuchara de plástico. Se observan los volúmenes nominal y reconstruido y el error porcentual.

Reconstrucción del Objeto 7 en ITK-Snap:

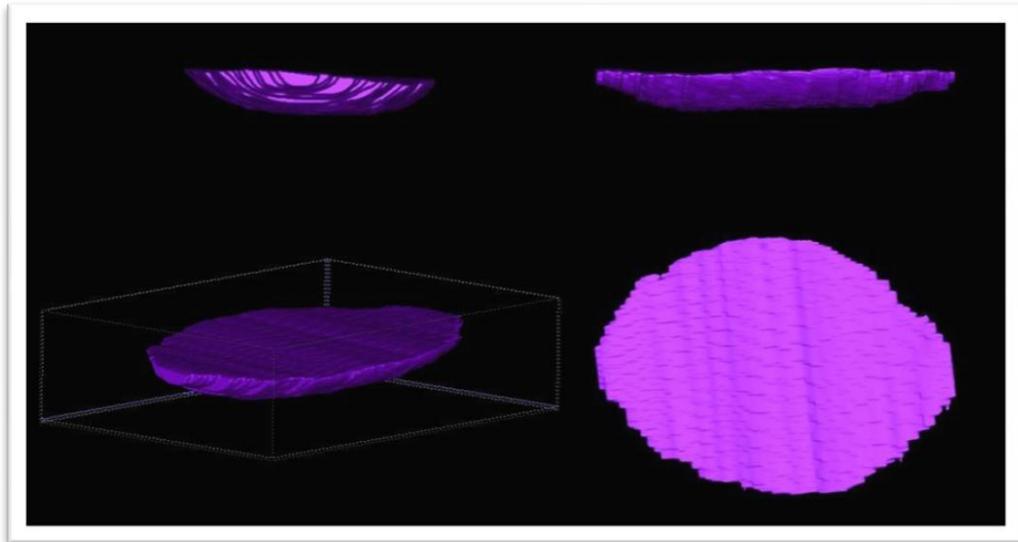


Figura 21. Resultado gráfico de las cuatro vistas de la segmentación manual del Objeto 7, correspondiente a una cuchara de metal. Se puede apreciar fácilmente las formas características de la cuchara.

Volumen nominal (ml)	Volumen hallado (ml)	Error porcentual
3	2.954	1.53%

Tabla 16. Resultados del Objeto 7, correspondiente a la cuchara de metal. Se observan los volúmenes nominal y reconstruido y el error porcentual.

4.2.2 Resultados del segundo experimento

La estimación de estos dos volúmenes, de longitud en el eje elevacional mayor a 3cm, fueron muy aproximados al valor real con un error, en el peor de los casos, de 1.53%. Se puede afirmar, en base a este resultado que para objetos con una longitud en el eje elevacional mayor a 3cm la estimación del volumen es muy aproximada y aceptable.

El ruido en las imágenes volvió a jugar un papel determinante en este caso, puesto que se hizo un poco difícil el discernimiento de las imágenes. Sin embargo, a comparación del primer experimento, la segmentación manual fue más fácil porque estaban más definidas y presentaban menos artefactos que las imágenes obtenidas con las semiesferas anteriores.

En esta prueba se pudo observar que la aparición de artefactos en las imágenes, debido a la resolución elevacional, se producía debido a las brascas elevaciones de los objetos de estudio. Las semiesferas del primer experimento tenían elevaciones más pronunciadas que los objetos utilizados en este experimento. Mientras más

plano era el objeto, el discernimiento era mejor. A continuación se explica este fenómeno.

4.2.3 Efectos de la pendiente de un objeto de estudio

Dependiendo del grado de elevación de una determinada superficie de un objeto de estudio, las imágenes adquiridas presentan artefactos que son producidos por los efectos de la resolución elevacional. En la Figura 22 se puede apreciar la producción ideal de una imagen ultrasónica con pendiente despreciable y la imagen producida por el Objeto 7 que poseía el menor grado de elevación de todos los objetos de estudio. La calidad de la imagen real obtenida es buena.

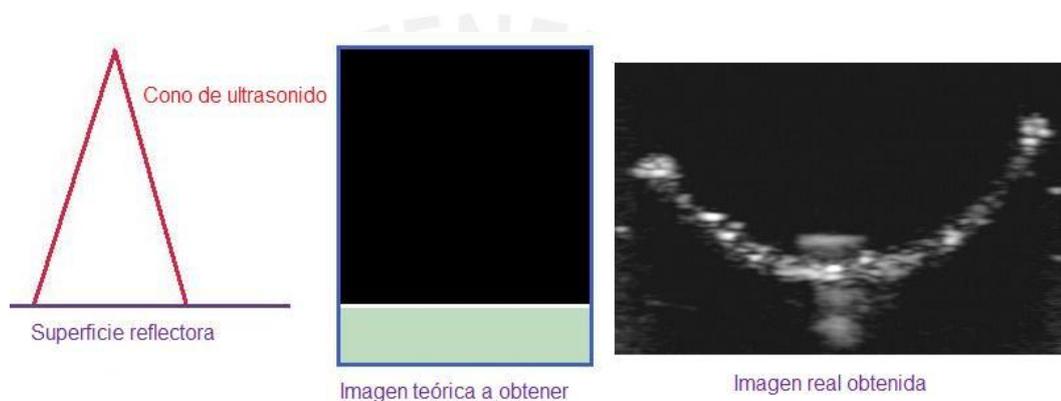


Figura 22. Explicación de la obtención de una imagen bien definida: la superficie, al ser plana y no tener elevaciones, no afectará la calidad de las imágenes bidimensionales obtenidas, ya que la resolución elevacional no producirá artefactos en la imagen final.

Se concluye que en el caso ideal, si la superficie reflectora es plana, no habrá confusión en el discernimiento de la imagen.

En el caso de tener una superficie reflectora con una pendiente pronunciada, la resolución elevacional producirá la aparición de artefactos no deseados que dificultarán el discernimiento de la imagen de ultrasonido. En la Figura 23 se observa el detalle de un objeto que tiene una elevación muy pronunciada que, en el caso ideal, producirá una imagen con una zona de incertidumbre que dependerá de la resolución elevacional. Los objetos del primer experimento tienen la forma que se muestra en la Figura 23 en donde se puede apreciar el degradé de intensidades que se produce al momento de adquirir imágenes en la zona de elevación pronunciada.



Figura 23. Explicación de la obtención de una imagen mal definida: la superficie, al tener elevaciones, se afectará la calidad de las imágenes bidimensionales obtenidas, ya que la resolución elevacional producirá artefactos.

Para evitar este problema, la pendiente de elevación máxima permitida, para que no se produzca ninguna aparición de artefactos, corresponde a una medida igual a la resolución axial, como se aprecia en la Figura 24.



Figura 24. Visualización de la máxima pendiente que el sistema puede resolver debido al problema que surge por causa de la resolución elevacional que, al ser grande, introduce artefactos que deterioran la calidad de la imagen haciendo difícil su discernimiento.

La pendiente máxima que el sistema puede resolver es la siguiente:

$$Pendiente\ máxima = Arctan\left(\frac{R.Axial}{R.Elevacional}\right) = Arctan\left(\frac{0.38}{6}\right) = 3.62^\circ \tag{8}$$

La pendiente es muy pequeña y significa que el equipo puede evaluar con gran precisión elevaciones muy pequeñas.

4.3 Experimento 3: Cálculo de la exactitud de la medición en el eje axial

En esta tercera prueba se evaluó la exactitud de los valores numéricos proporcionados por la interfaz del ecógrafo, correspondiente a las longitudes en el eje axial. Este experimento se realizó comparando las profundidades máximas, halladas con una regla calibrada de 0.5mm de incertidumbre y con el ecógrafo. Los objetos de prueba fueron los siete utilizados anteriormente.

4.3.1 Pruebas y cálculos del tercer experimento

Se seleccionaron las imágenes correspondientes a las máximas profundidades de cada uno de los objetos utilizados anteriormente para evaluar el error de medición en el eje axial. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 17.

Ítem	Profundidad medida (mm)	Profundidad obtenida (mm)	Error (mm)
Objeto 1	9	9.81	0.81
Objeto 2	10	10.15	0.15
Objeto 3	11	11.58	0.58
Objeto 4	14	14.65	0.65
Objeto 5	16	16.45	0.45
Objeto 6	8.5	8.83	0.33
Objeto 7	4	4.22	0.22

Tabla 17. Variación de la medición de la profundidad real con la obtenida con el ecógrafo de las semiesferas utilizadas en el primer experimento.

4.3.2 Resultados del tercer experimento

Como se puede apreciar en las medidas de los errores obtenidos, se tienen tres valores de siete menores a la resolución axial, lo que quiere decir que han sido distinguidos correctamente. Por otro lado, se tiene como máximo error un valor de 0.81 mm que es casi tres veces la resolución axial. Se debe de tener en cuenta que en el proceso de medición con la regla calibrada, tal vez se haya podido ingresar un pequeño error correspondiente a la incertidumbre lo que haría a la resolución axial muy eficaz para realizas mediciones de profundidades.

Si se toman en cuenta los errores que se hayan podido introducir en la medición de los patrones usados, se puede afirmar que el sistema de adquisición de imágenes ultrasónicas puede distinguir profundidades de 0.38 mm y, por lo tanto, pueden hallar, como mínimo, profundidades mayores a 0.38 mm.

4.4 Experimento 4: Exactitud y precisión de las mediciones de volumen

Para esta prueba se tomó como instrumento patrón la cuchara de plástico de 7.5ml para efectuar diez mediciones distintas, con las cuales se evaluó la exactitud y precisión (repetitividad) del sistema de medición de volumen ultrasónico y de la obtención de imágenes bidimensionales.

4.4.1 Pruebas y cálculos del cuarto experimento

4.4.1.1 Exactitud y precisión de la adquisición de imágenes

La exactitud de la adquisición de imágenes tiene como valor ideal la obtención de 58 imágenes, en base a este valor se halla la exactitud. La precisión en la adquisición de imágenes se halla calculando la desviación estándar del grupo de imágenes especificadas en la Tabla 18.

ID de Segmentación	Cantidad imágenes obtenidas	Error porcentual (%)
1	57	1.72
2	57	1.72
3	57	1.72
4	58	0
5	58	0
6	57	1.72
7	57	1.72
8	58	0
9	57	1.72
10	57	1.72

Tabla 18. Cantidad de imágenes obtenidas en diez procesos de toma de imágenes, a partir de las cuales se halla el error porcentual y la precisión de la adquisición de imágenes.

La precisión de la adquisición de imágenes es de 0.483 imágenes y el error de cantidad de imágenes a obtenerse es como máximo de 1 imagen.

4.4.1.2 Exactitud y precisión de la medición de volumen ultrasónico

La exactitud de la medición del volumen ultrasónico tiene como valor ideal la obtención de una medida de 7.5 mililitros (7500mm^3), en base a este valor se halla la exactitud. En la Tabla 19, se muestran los volúmenes reconstruidos y el respectivo error.

ID de Segmentación	Volumen reconstruido (mm ³)	Error porcentual (%)
1	7574.72	1
2	7842.42	4.57
3	7982.79	6.44
4	8113.51	8.18
5	8083.42	7.78
6	7675.20	2.34
7	8149.78	8.66
8	7826.73	4.36
9	7964.51	6.19
10	7783.66	3.78

Tabla 19. Volúmenes obtenidos en diez procesos de segmentación manual, a partir de los cuales se halla el error porcentual y la precisión de reconstrucción de volumen ultrasónico.

La precisión en la medición del volumen ultrasónico se halla mediante la desviación estándar del grupo de volúmenes reconstruidos y equivale a 0.191 mililitros (191.83mm³).

4.4.2 Resultados del cuarto experimento

En el primer caso correspondiente a la obtención de imágenes de ultrasonido, la exactitud del equipo es buena, ya que como máximo se obtiene una imagen errada que corresponde a 1.72% de error. La precisión también es buena, ya que se tiene un valor de 0.483 imágenes. El sistema de adquisición de imágenes es preciso y exacto.

En el segundo caso, la obtención del volumen de ultrasonido no es exacta, ya que se tiene gran dispersión de valores. El peor de los casos es un error de 8.66% que viene a ser, casi, la décima parte del volumen total de error en una medición. Por otra parte, la precisión no es buena para estimar volúmenes de heridas de Leishmaniasis, puesto que el sistema es capaz de discernir variaciones de volumen de 0.191 mililitros y las heridas más grandes tienen volúmenes aún menores. El sistema de obtención de volumen no es preciso y tampoco es exacto para medir la evolución del tratamiento de las heridas de Leishmaniasis.

4.5 Experimento 5: Medición de volumen de heridas de Leishmaniasis

Las pruebas desarrolladas anteriormente fueron evaluadas utilizando patrones casi ideales, con superficies totalmente planas y sin imperfecciones. Con todos esos detalles, se obtenían artefactos que hacían difícil el discernimiento de los contornos de la fosa en las imágenes de ultrasonido. En este quinto experimento se analizó una herida de Leishmaniasis que posee una fosa de poca profundidad y con imperfecciones en su interior.

4.5.1 Pruebas y cálculos del quinto experimento

Se tiene una lesión de Leishmaniasis, que fue evaluada dos veces con el sistema de adquisición de imágenes tridimensionales, cuyas características físicas se muestran en la Figura 25 y se especifican en la Tabla 20. El volumen y las dimensiones de esta herida de Leishmaniasis cutánea, ubicada en la muñeca del paciente, es una de las más grandes que se han obtenido.



Figura 25. Varias vistas de la lesión de Leishmaniasis utilizada en el experimento para demostrar la deformación del volumen reconstruido. La lesión está ubicada en la muñeca izquierda y es de un tamaño considerable.

Ítem	Valor	Unidades
Diámetro mayor externo	28	mm
Diámetro mayor interno	18	mm
Diámetro menor externo	20	mm
Diámetro menor interno	10	mm
Volumen de la lesión	100	mm ³

Tabla 20. Características dimensionales y volumétricas de la lesión de Leishmaniasis analizada.

Las incertidumbres de medición de la Tabla 20 son: 0.05mm para las longitudes medidas con calíper digital y 0.05ml para el volumen medido con una jeringa hipodérmica.

Después de adquirir las imágenes de la lesión de Leishmaniasis y de segmentar manualmente, se obtuvieron los resultados que se especifican en la Tabla 21 y Tabla 22, para cada toma de muestras efectuada.

Primera toma de muestras:

Ítem	Valor	Unidades
Imágenes obtenidas	22	Imágenes
Volumen reconstruido	211.87	mm ³
Error porcentual	111.87	%

Tabla 21. Resultados de la estimación del volumen de la herida de Leishmaniasis en la primera toma de muestras.

Segunda toma de muestras:

Ítem	Valor	Unidades
Imágenes obtenidas	22	Imágenes
Volumen reconstruido	246.78	mm ³
Error porcentual	146.78	%

Tabla 22. Resultados de la estimación del volumen de la herida de Leishmaniasis en la segunda toma de muestras.

Debido a que los resultados obtenidos en la reconstrucción de la herida tienen un error muy alto, se desarrolló un segundo criterio para realizar la estimación del volumen. El criterio empleado anteriormente para realizar la segmentación manual de las imágenes se denominó “Criterio de las Intensidades”, el cual toma en cuenta las intensidades de los píxeles cercanos a la fosa generados por efecto de la resolución elevacional. El efecto se ocasiona cuando se muestra en una misma imagen las contribuciones de los corpúsculos ubicados a una distancia equivalente a la resolución elevacional. La explicación de la selección de la fosa, en base a este criterio, se detalla en la Figura 26.

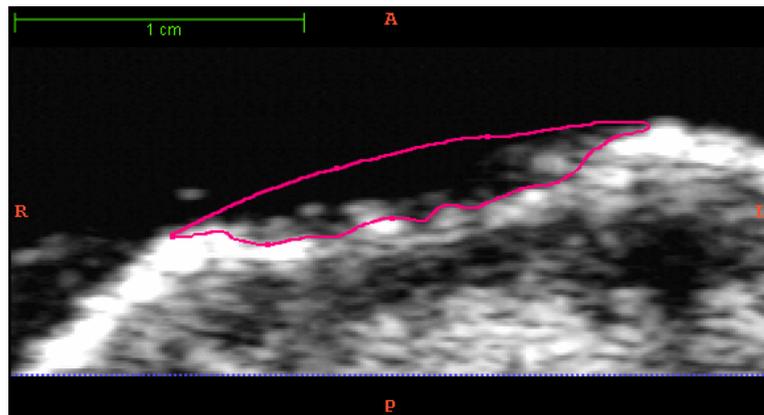


Figura 26. Imagen ultrasónica por una porción de segmentación realizada manualmente donde se muestra el “Criterio de las intensidades” utilizado para hallar el volumen a partir de una pila de imágenes.

El segundo criterio empleado para realizar la segmentación manual se denominó el “Criterio de Espacios Vacíos”, el cual se aprecia en la Figura 27, puesto que solo se toma en cuenta las porciones oscuras de la fosa en la imagen, o sea las intensidades proporcionadas por el contraste del agua.

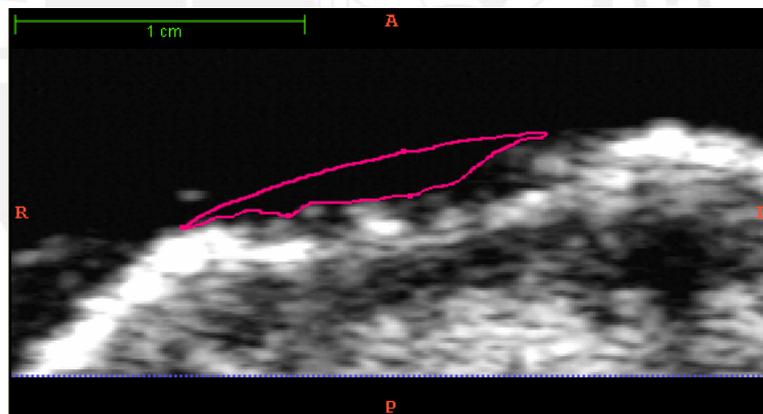


Figura 27. Imagen ultrasónica por una porción de segmentación realizada manualmente donde se muestra el “Criterio de Espacios Vacíos” utilizado para hallar el volumen a partir de una pila de imágenes.

Al comparar la cantidad de vóxeles seleccionados en ambos casos se llegó a la conclusión de que la relación de agrupamiento era aproximadamente de 1:2 como se puede apreciar en la Tabla 23. Por lo tanto el volumen reconstruido también será aproximadamente en relación de 1:2.

Criterio	Cantidad de vóxeles
Criterio de Intensidades	3277
Criterio de Espacios Vacíos	1323

Tabla 23. Tabla comparativa que muestra la cantidad de vóxeles agrupados según la utilización de cada uno de los dos criterios desarrollados para la medición de fosas de heridas de Leishmaniasis

En la Tabla 24 y en la Tabla 25 se pueden apreciar los resultados de la segmentación manual con el “Criterio de Espacios Vacíos” correspondientes al primer y a la segunda toma de muestras respectivamente.

Primera toma de muestras:

Ítem	Valor	Unidades
Imágenes obtenidas	22	Imágenes
Volumen reconstruido	115.77	mm ³
Error porcentual	15.77	%

Tabla 234. Resultados de la estimación del volumen de la herida de Leishmaniasis en la primera toma de muestras utilizando el “Criterio de Espacios Vacíos”.

Segunda toma de muestras:

Ítem	Valor	Unidades
Imágenes obtenidas	22	Imágenes
Volumen reconstruido	98.39	mm ³
Error porcentual	1.61	%

Tabla 245. Resultados de la estimación del volumen de la herida de Leishmaniasis en la segunda toma de muestras utilizando el “Criterio de Espacios Vacíos”.

4.5.2 Resultados del quinto experimento

Las imágenes obtenidas en la toma de muestras de la lesión de Leishmaniasis tuvieron muchos artefactos que impedían reconocer la forma y los contornos de la fosa. Esto ocasionó que, al momento de segmentar manualmente, no se tuvieran bordes definidos que limiten la fosa. Este problema inducía al error y se vio reflejado en el error de estimación de volumen obtenido con el “Criterio de las Intensidades”. Sin embargo, al emplear el “Criterio de Espacios Vacíos” el error se reducía en gran proporción y las estimaciones se hacían más exactas. Esto verifica que dependiendo del modo de segmentación de las imágenes, se pueden obtener distintos valores de volúmenes reconstruidos. Dependiendo del tipo fosa a evaluar, se debe de elaborar un protocolo de segmentación, tal que se pueda definir un criterio que determine la mejor estimación del volumen.

Por otro lado, el volumen real de la herida de Leishmaniasis es de 0.1ml y la precisión del sistema de adquisición de volumen tridimensional es de 0.191ml, con lo cual no se puede resolver el volumen de esta clase de heridas que poseen un volumen más pequeño que la precisión del equipo, tal y como se ha podido verificar con los errores porcentuales obtenidos.

CONCLUSIONES

La adaptación de un montaje mecánico a partir de una impresora reciclada, permitió la adquisición de imágenes ultrasónicas de separación constante para que un objeto pueda ser reconstruido correctamente y, posteriormente, estimar su volumen.

Asumiendo que el sistema es lineal, se halló la respuesta de una entrada impulsiva que se denomina Función de Punto Extendida (Point Spread Function - PSF) de la cual, usando el criterio de Anchura a Media Altura de un valor pico (Full Width at Half Maximum - FWHM), se hallaron las resoluciones axial y lateral, a una profundidad focal seleccionada de diez milímetros, hallando valores de 0.38mm y 0.74mm respectivamente. Para estimar la resolución elevacional se halló la Función de Línea Extendida (Line Spread Function - LSP) y con el mismo criterio de FWHM se halló una resolución de 6mm.

Una vez definida la resolución elevacional, se procedió a hallar el desplazamiento que efectuaba el montaje mecánico en un segundo, puesto que las imágenes son adquiridas en el computador a la frecuencia de un cuadro por segundo. La distancia recorrida en un segundo que se halló fue de 0.7105mm que corresponde a la separación entre las imágenes adquiridas.

Debido a que las heridas de Leishmaniasis tienen generalmente una longitud en el eje elevacional menor a 3cm la resolución elevacional producirá la aparición de artefactos en la imagen que hará dificultosa la reconstrucción por segmentación manual del volumen tridimensional, ya que los límites de la fosa no se podrán discernir correctamente. Por otra parte, la precisión hallada de la reconstrucción de volumen de heridas de Leishmaniasis de 0.191 mililitros es insuficiente para hallar volúmenes de este tipo de heridas, puesto que se necesita una mejor precisión. Sobre la base de lo expuesto anteriormente se concluye que no es factible la medición del volumen de heridas de Leishmaniasis haciendo uso del ecógrafo WED-3100. Sin embargo, si es factible una correcta estimación de volumen si se utiliza un ecógrafo que tenga mayor frecuencia nominal de trabajo, ya que se mejorarían las resoluciones axial y lateral. Además, si se utilizan sondas de ultrasonido que tengan transductores mejor diseñados se logrará obtener una mejor resolución elevacional [12] que no ocasione malformaciones en la imagen y se pueda discernir las fosas con menor error al que se obtuvo en esta ocasión.

RECOMENDACIONES

El sistema de adquisición de imágenes ecográficas presentó muchas complicaciones y dificultades en lo que respecta a la practicidad de uso, debido a la utilización del agua como medio de contraste que restringe la evaluación de las lesiones a las manos. Este problema se puede remediar utilizando gel pads que permiten, mediante una pequeña presión, la visualización de estructuras superficiales, como las fosas de las heridas.

La ergonomía y el riesgo eléctrico son un problema latente para los operarios y los pacientes. Sería muy beneficioso desarrollar un equipo con materiales aislantes para evitar daños eléctricos. Así también, el equipo debería tener un diseño ergonómico para no causar problemas físicos al usuario, ya sea por realizar movimientos repetitivos o por posturas incómodas. Por otra parte, se debería de adquirir insumos médicos estériles y recipientes descartables para tener un nivel de bioseguridad y evitar el riesgo de contagio de enfermedades a causa de heridas expuestas.

Para lograr un mayor alcance de evaluación de lesiones de Leishmaniasis localizadas en otras partes del cuerpo que no sea limitado solo a las manos, se debe desarrollar un montaje mecánico más versátil y con más grados de libertad de movimiento. Otra opción es conseguir una sonda con sensor de posicionamiento, para poder escanear libremente una superficie de estudio sin la necesidad de un montaje mecánico.

Con la utilización de un Capturador de Fotogramas (Framme Grabber) se lograría mayor automatismo en el proceso de adquisición de imágenes y una sincronización entre la de toma de imágenes y el desplazamiento de la sonda en el carril de la impresora, ya que se podría tomar imágenes cada cierta cantidad de pasos del motor. De esta manera, se evitarían los errores en las imágenes que se producen cuando la velocidad de adquisición de imágenes en la computadora no es lo suficientemente rápida en comparación con el movimiento de la sonda de ultrasonido.

Se debe de realizar un estudio más exhaustivo sobre la medición del volumen de las heridas de Leishmaniasis, ya que se requiere hallar un protocolo de segmentación de imágenes que produzca la mejor estimación del volumen de la herida de Leishmaniasis.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Ana Margarita Montalvo Álvarez. *Microbiología y parasitología médica: Tomo III*. 1a. ed. cap. 82. pp. 69-79. La Habana: Editorial Ciencias Médicas, 2001.
- [2] David Botero, Marcos Restrepo. *Parasitosis Humanas*. 4a. ed. pp. 238-255. Medellín: Fondo Editorial CIB, 2003.
- [3] Rafael Falabella Falabella. *Fundamentos de medicina: Dermatología*. 6a. ed. pp. 420-425. Medellín: Fondo Editorial CIB, 2002.
- [4] Ana Margarita Montalvo Álvarez. *Leishmaniasis: Aspectos de interés sobre un parasitismo exótico en Cuba*. 2010
- [5] Organización Mundial de la Salud. *Control de la Leishmaniasis: Informe de la secretaría*. 2006
- [6] Ignacio García Fenoll. "Aportaciones a la Segmentación y Caracterización de Imágenes Médicas 3D". Proyecto de fin de carrera. Universidad de Sevilla. 2010
- [7] Thomas L. Szabo. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. 1a. ed. pp. 22-24. Oxford: Elsevier Academic Press. 2004
- [8] Aaron Fernster, Dónal B. Downey, H. Neale Cardinal. *Three-dimensional ultrasound imaging*. 2000
- [9] Shenzhen Well. D Medical Electronics. *User Manual of digital ultrasound scanner WED-3100*.
- [10] Jerry L. Prince, Jonathan M. Links. *Medical Imaging Signals and Systems*. pp. 25, 70-72. New Jersey: Pearson Education. 2006
- [11] L. Dolezal, H. Hálek, Ch. Kollman, R. Wiecek. *An automated system for ultrasound scanner evaluation using PSF analysis of received signal*. 2004
- [12] René De La Fuente, Fernando Altermatt, Marcia Corvetto, Ricardo Sierra, Kristina Petersen, Claudio Fierro, Juan Carlos De La Cuadra. *Conceptos básicos de ultrasonografía aplicada a la anestesia regional*. 2009

[13] Kristians Díaz, Benjamín Castañeda, César Miranda, Roberto Lavarello, Alejandro Llanos. *Development of an Acquisition Protocol and a Segmentation Algorithm for Wounds of Cutaneous Leishmaniasis in Digital Images*.

[14] Silvia Daniela Gonzales Orihuela. “*Estudio preliminar del uso de imágenes digitales para la clasificación de estadios de lesiones de Leishmaniasis cutánea*”. Trabajo de Tesis. Pontificia Universidad Católica del Perú. 2009



ANEXOS

En el CD-Rom que se adjunta en el documento, se encuentran los archivos que han servido para el desarrollo de los experimentos y la calibración del sistema de reconstrucción de un sólido tridimensional.

Los archivos adjuntados en el CD-Rom son los siguientes:

1. Algoritmo de control del motor de paso a paso.
2. Diseño de placas impresas del control del motor de paso a paso.
3. Imágenes ilustrativas del sistema final
4. Video explicativo de la forma de uso del sistema final
5. Calibración de los pasos del montaje mecánico
6. Imágenes de la calibración de las resoluciones axial y lateral
7. Experimentos realizados

Experimento 1:

Segmentaciones manuales de semiesferas

Experimento 2:

Segmentaciones manuales de cucharas

Experimento 3:

Imágenes de profundidades de semiesferas

Experimento 4:

Segmentaciones para hallar la exactitud y precisión de medición

Experimento 5:

Segmentación de la herida de Leishmaniasis