



**UNIVERSIDAD DE GUANAJUATO**

---

---

**CAMPUS IRAPUATO – SALAMANCA  
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS**

*“CHARACTERIZATION OF THE WEAR  
CONDITION OF UHMWPE SPECIMENS  
USING ULTRASONIC C-SCAN TECHNIQUE”*

**TESIS**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:  
**MAESTRO EN INGENIERÍA MECÁNICA**

PRESENTA:

*FRANCISCO ANDRES CERVANTES ALVAREZ*

DIRECTORES DE TESIS:

*DR. ANTONIO DE JESÚS BALVANTÍN GARCÍA  
DR. AGUSTÍN VIDAL LESSO*

SALAMANCA, GUANAJUATO

SEPTIEMBRE 2023



## Resumen

En México, existen tres principales discapacidades presentes en la población: discapacidades físicas (56.1%), discapacidad visual (32.7%) y discapacidad auditiva (18.3%). Recientemente, el uso de implantes protésicos en México se ha incrementado con el objetivo de mitigar las discapacidades físicas. Dentro de la categoría de discapacidades físicas, el uso de prótesis en pies, piernas y rodillas representan el 18% de la totalidad de la población con este tipo de condiciones según la Secretaría de Desarrollo Social (SEDESOL). Por lo anterior, la necesidad de caracterizar el desgaste de los materiales utilizados en este tipo de prótesis articulares ha promovido el aumento en el número de intervenciones quirúrgicas de revisión en pacientes con este tipo de implantes. Actualmente, se han llevado a cabo estudios no invasivos utilizando la propagación de ondas ultrasónicas para identificar de manera directa el desgaste en estos componentes de UHMWPE. Este trabajo presenta la evaluación no destructiva de probetas fabricadas con polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) bajo un entorno de aplicación controlada, con el componente cubierto de tejido porcino cadavérico y sumergido en fluidos sintéticos, para emular el entorno del cuerpo humano, mediante inspección ultrasónica. Inicialmente, se realizan cambios de profundidad artificialmente en la superficie del material, en una segunda etapa se realiza una inspección ultrasónica con la técnica C-Scan y finalmente se analizan los datos recolectados. Los resultados de la inspección son analizados para determinar la capacidad de la técnica para detectar variaciones en la superficie del material bajo un entorno de aplicación controlada. Finalmente, se determina la factibilidad de la implementación de una metodología no invasiva de esta clase para el diagnóstico de desgaste en componentes de prótesis articulares.

## **Abstract**

In Mexico, there are three main disabilities present in the population: physical disabilities (56.1%), visual disabilities (32.7%) and hearing disabilities (18.3%). Recently, the use of prosthetic implants in Mexico has increased with the aim of mitigating physical disabilities. Within the category of physical disabilities, the use of prostheses in feet, legs and knees, represents 18% of the total population with such conditions, according to the “Secretaría de Desarrollo Social” (SEDESOL). As a result, the need to characterize the wear of materials used in these types of joint prostheses has led to an increase in the number of revision surgeries in patients with these implants. Currently, non-invasive studies utilizing the propagation of ultrasonic waves have been conducted to directly identify wear in these UHMWPE components. This work presents the non-destructive evaluation of specimens made from ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) under a controlled application environment, with the component covered with cadaveric pig tissue and immersed in synthetic fluids, to emulate the human body environment, by means of ultrasonic inspection. Initially, depth changes are made artificially on the surface of the material, in a second stage an ultrasonic inspection is performed with the C-Scan technique and finally the collected data are analyzed. The inspection results are analyzed to determine the capability of the technique to detect variations on the material surface under a controlled application environment. Finally, the feasibility of implementing a non-invasive methodology of this kind for the diagnosis of wear in joint prosthesis components is determined.

# Dedicatoria

# Agradecimientos

# Contenido

Resumen .....	II
Abstract.....	III
Lista de Figuras .....	VIII
Lista de Tablas.....	XI
Glosario .....	XII
Introducción.....	1
Capítulo 1. Marco de Referencia.....	3
<b>1.1 Planteamiento de Problema</b> .....	3
<b>1.2 Justificación</b> .....	4
<b>1.3 Objetivos</b> .....	7
<b>1.3.1 Objetivo General</b> .....	7
<b>1.3.2 Objetivos Específicos</b> .....	8
<b>1.4 Motivación</b> .....	8
<b>1.5 Contribución</b> .....	9
<b>1.6 Organización de la tesis</b> .....	9
<b>1.7 Antecedentes</b> .....	10
Capítulo 2. Fundamentos Teóricos.....	18
<b>2.1 Propagación de ondas ultrasónicas</b> .....	18
<b>2.1.1 Propiedades de las ondas ultrasónicas</b> .....	19
<b>2.1.2 Tipos de ondas ultrasónicas utilizadas en evaluación no destructiva (END)</b> .....	22
<b>2.1.3 Efecto Piezoeléctrico</b> .....	25
<b>2.1.4 Método de inspección por ultrasonido</b> .....	26
<b>2.1.5 Técnica de Barrido C-Scan</b> .....	30
<b>2.2 Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE)</b> .....	31
<b>2.2.1 Propiedades mecánicas del UHMWPE</b> .....	32
<b>2.2.2 Resinas GUR</b> .....	33
<b>2.3 Comparación anatómica entre tejidos porcinos y humanos ubicados en la rodilla</b> .....	34
Capítulo 3. Desarrollo Experimental.....	37
<b>3.1 Sistema Experimental</b> .....	38
<b>3.1.1 Plataforma Experimental END</b> .....	38

3.1.2	<b>Pulsador/Receptor de Pulsos Ultrasónicos Olympus® 5077PR</b> .....	40
3.1.3	<b>Transductor Olympus® - RB 10 MHz</b> .....	42
3.1.4	<b>Osciloscopio Keysight® DSO1004A</b> .....	43
3.2	<b>Determinación de cambios de profundidad en la superficie de UHMWPE aplicando la técnica ultrasónica de inmersión Pulso-Eco.</b> .....	44
3.2.1	<b>Construcción de probetas de UHMWPE</b> .....	45
3.2.2	<b>Cambios de espesores en probetas de UHMWPE</b> .....	46
3.2.3	<b>Inspección de ultrasonido por inmersión Pulso-Eco</b> .....	47
3.3	<b>Propiedades de propagación del UHMWPE</b> .....	48
3.3.1	<b>Propiedades de propagación ultrasónica en UHMWPE comercial</b> .....	49
3.3.2	<b>Obtención de espesores en probetas de UHMWPE cuando no se coloca piel porcina</b> .....	50
3.3.3	<b>Filtro Butterworth para el procesamiento de la señal del transductor</b> ...	54
3.3.4	<b>Obtención de espesores en probetas de UHMWPE cuando se coloca piel porcina.</b> .....	58
3.3.5	<b>Procesamiento de señales para la obtención de espesores de probetas de UHMWPE</b> .....	61
Capítulo 4.	<b>Resultados y Discusión</b> .....	64
4.1	<b>Determinación de cambios del espesor en las superficies de las probetas UHMWPE aplicando la técnica de inspección ultrasónica por inmersión Pulso-Eco Etapa I</b> .....	64
4.2	<b>Determinación de cambios del espesor en las superficies de las probetas UHMWPE aplicando la técnica de inspección ultrasónica por inmersión Pulso-Eco Etapa II</b> .....	79
Conclusiones	.....	93
Trabajos Futuros	.....	95
Apéndices	.....	97
<b>Apéndice A: Código de programación Matlab®</b>	.....	97
Referencias	.....	100



## Lista de Figuras

Figura 1.1. Prótesis y órtesis con datos de la DGAP del Informe Final de Resultados de la ENPDis 2010, Instituto Nacional de Salud Pública [10].	5
Figura 1.2. a) Rodilla con osteoartritis grave, probablemente debido a osteoartritis, la cual se produce por el rozamiento entre los huesos relacionada con la edad o el desgaste, b) Artroplastia total de rodilla [4].	10
Figura 1.3. A) radiografía postoperatoria inicial B) radiografía tomada 4 meses después. La radiografía postoperatoria inicial (A) muestra sustancialmente más inclinación de la bandeja tibial que la radiografía tomada 4 meses después (B) [17].	11
Figura 1.4. a) Componente de UHMWPE, b) imagen Micro CT [17].	12
Figura 1.5. Distribución de intervenciones de Artroplastias, 2012-2020 [2].	13
Figura 1.6. Perfil de superficie de probeta con desgaste de 0.2mm [5].	14
Figura 2.1. Rangos de frecuencia de ultrasonido para distintas aplicaciones[31].	19
Figura 2.2. Propiedades de una onda mecánica.	20
Figura 2.3. Compresión y rarefacción de las moléculas de un medio de propagación.	21
Figura 2.4. Ondas Volumétricas: a) Longitudinales y b) Transversales [34].	22
Figura 2.5. Inspección ultrasónica tradicional con ondas volumétricas [31].	23
Figura 2.6. Diagrama de desplazamiento mecánico de ondas Rayleigh.	24
Figura 2.7. Inspección ultrasónica con ondas Lamb.	25
Figura 2.8. Efecto piezoeléctrico: a) Efecto directo y b) Efecto indirecto.	26
Figura 2.9. Modo pulso-eco: a) Cambio de material y b) defecto o discontinuidad.	27
Figura 2.10. Modo Pulso-Eco en inmersión: a) Cambio de material y b) Defecto o discontinuidad.	28
Figura 2.11. Ecos de un pulso ultrasónico.	29
Figura 2.12. Mapeo C-Scan.	31
Figura 2.13. Representación esquemática de un homopolímero lineal [17].	32
Figura 2.14. Esquema de la estructura química; a) etileno, b) polietileno [17].	32
Figura 2.15. Codificación para UHMWPE grado quirúrgico (Celanese Company).	34
Figura 2.16. Fotografías de ligamentos cruzados (A y B); meseta tibial (C); meniscos (D), de una rodilla de humano y porcino [47].	35
Figura 3.1. Metodología de desarrollo - Etapa I.	37
Figura 3.2. Metodología de desarrollo - Etapa II.	38
Figura 3.3. Plataforma experimental END.	39
Figura 3.4. Diagrama de subsistema-plataforma experimental END.	40
Figura 3.5. Pulsador Receptor OLYMPUS 5077PR [51].	41
Figura 3.6. Transductor ultrasónico Olympus® - RB 10 MHz [51].	42
Figura 3.7. Dimensiones para base de sujeción del transductor ultrasónico.	43

Figura. 3.8 Osciloscopio Keysight® DSO1004A. ....	44
Figura 3.9. Acabado final de probetas UHMWPE. ....	45
Figura 3.10. Cambio en el espesor del UHMWPE. ....	46
Figura 3.11. Probeta UHMWPE - escalón 0.5mm. ....	47
Figura 3.12. Plataforma experimental END. ....	47
Figura 3.13. Esquema de barrido ultrasónico. ....	48
Figura 3.14. Tiempos de propagación de onda ultrasónica. ....	50
Figura 3.15. Mediciones ultrasónicas – UHMWPE comercial. ....	51
Figura 3.16. Señal capturada Pulso-Eco UHMWPE sin piel. ....	53
Figura 3.17. Diagrama de rebotes de señal y avance para el transductor ultrasónico cuando se coloca piel. ....	59
Figura 3.18. Señal típica del transductor ultrasónico cuando se tiene piel porcina por encima del UHMWPE. ....	60
Figura 3.19. Señal típica pulso-eco en UHMWPE a) sin piel; b) con piel. ....	62
Figura 3.20. Secuencia señal típica pulso-eco en UHMWPE a) sin piel; b) con piel. ....	62
Figura 4.1. Probeta de UHMWPE, trayectoria de barrido ultrasónico. ....	65
Figura 4.2 Tiempos de viaje de pulso ultrasónico, probeta $\Delta = 0.2mm$ . ....	65
Figura 4.3. Perfil de altura de probeta $\Delta = 0.2mm$ . ....	66
Figura 4.4. Tiempos de viaje de pulso ultrasónico - Probeta con $\Delta = 0.2mm$ señal filtrada. ....	67
Figura 4.5. Perfil de altura de probeta $\Delta=0.2mm$ señal filtrada. ....	68
Figura 4.6. Altura de superficie promedio - $\Delta = 0.2mm$ . ....	71
Figura 4.7. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico – $\Delta = 0.2mm$ . ....	72
Figura 4.8. Comparación señales; a) original; b) filtrada - $\Delta = 0.3mm$ . ....	73
Figura 4.9. Altura de superficie promedio - $\Delta = 0.3mm$ . ....	74
Figura 4.10. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico - $\Delta = 0.3mm$ . ....	74
Figura 4.11. Comparación señales; a) original; b) filtrada - $\Delta = 0.4mm$ . ....	75
Figura 4.12. Comparación señales; a) original; b) filtrada - $\Delta = 0.5mm$ . ....	76
Figura 4.13. Altura de superficie promedio - $\Delta = 0.4mm$ . ....	77
Figura 4.14. Altura de superficie promedio - $\Delta = 0.5mm$ . ....	77
Figura 4.15. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico - $\Delta = 0.4mm$ . ....	78
Figura 4.16. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico - $\Delta = 0.5mm$ . ....	78
Figura 4.17. Tiempos de viaje de pulso ultrasónico, probeta $\Delta=0.2mm$ con piel. ....	80
Figura 4.18. Perfil de altura de probeta $\Delta = 0.2mm$ con piel. ....	81

Figura 4.19. Tiempos de viaje de pulso ultrasónico - Probeta con $\Delta = 0.2mm$ señal filtrada con piel. ....	82
Figura 4.20. Perfil de altura de probeta $\Delta=0.2mm$ señal filtrada con piel.....	83
Figura 4.21. Altura de superficie promedio - $\Delta = 0.2mm$ con piel. ....	84
Figura 4.22. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico - $\Delta = 0.2mm$ con piel. ....	85
Figura 4.23. Comparación señales; a) original; b) filtrada - $\Delta = 0.3mm$ con piel. ....	86
Figura 4.24. Altura de superficie promedio - $\Delta = 0.3mm$ con piel. ....	87
Figura 4.25. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico - $\Delta = 0.3mm$ con piel.....	87
Figura 4.26. Comparación señales; a) original; b) filtrada - $\Delta = 0.4mm$ con piel. ....	88
Figura 4.27. Comparación señales; a) original; b) filtrada - $\Delta = 0.5mm$ con piel. ....	89
Figura 4.28. Altura de superficie promedio - $\Delta = 0.4mm$ con piel señal filtrada. ....	90
Figura 4.29. Altura de superficie promedio - $\Delta = 0.5mm$ .....	90
Figura 4.30. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico - $\Delta = 0.4mm$ con piel, señal filtrada.....	91
Figura 4.31. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico - $\Delta = 0.5mm$ con piel, señal filtrada.....	91

## Lista de Tablas

Tabla 2.1. Propiedades mecánicas UHMWPE grado quirúrgico. ....	33
Tabla 3.1. Mediciones de referencia de UHMWPE. ....	52
Tabla 4.1. Valores obtenidos para la prueba de hipótesis para la parte plana de la probeta $\Delta = 0.2mm$ . ....	69
Tabla 4.2. Valores obtenidos para la prueba de hipótesis para la parte del escalón de la probeta $\Delta = 0.2mm$ . ....	70

## Glosario

- **Artroplastia:** intervención quirúrgica en la cual extraen tejido y hueso dañados de la articulación de la rodilla, con objeto de restablecer la movilidad de esta cuando se presenta artritis. Las secciones se reemplazan por un implante sintético, llamado prótesis.
- **Osteoartritis:** enfermedad que causa dolor, inflamación y disminución de los movimientos en las articulaciones principalmente por la degradación del cartílago articular.
- **Cóndilo:** eminencia redondeada en la extremidad de un hueso, que forma articulación encajando en el hueco correspondiente de otro hueso.
- **Implante ortopédico:** es un dispositivo médico fabricado para reemplazar una articulación, hueso faltante o para sostener un hueso dañado.
- **Inspección no invasiva:** es un conjunto de técnicas empleadas para detectar discontinuidades o defectos en un material sin afectar su estructura.
- **Onda acústica:** se refiere a la propagación de una vibración en un determinado medio.
- **Ultrasonido de diagnóstico:** es una técnica de diagnóstico no invasiva que se utiliza para producir imágenes en tiempo real del interior del cuerpo humano mediante propagación de ondas ultrasónicas.
- **DGAP:** Dirección General de Análisis y Prospectiva.
- **UHMWPE:** Ultra High Molecular Weight Polyethylene.

## Nomenclatura

$A$	Amplitud
$A_c$	Área de contacto de la prótesis de rodilla
$f$	Frecuencia
$L$	Distancia de recorrido transductor
$T$	Periodo de onda
$e$	Espesor de muestra
$t_1$	Tiempo de recorrido de pulso
$t_2$	Tiempo de recorrido de eco
$v$	Velocidad de propagación
$v_p$	Velocidad de propagación piel y probeta en contacto
$v_c$	Velocidad de propagación de ultrasonido en UHMWPE comercial
$t_T$	Tiempo de viaje (pulso-eco) de la onda en el material
$\alpha$	Coefficiente de atenuación ultrasónica
$\Delta$	Longitud de escalón
$\lambda$	Longitud de onda

# Introducción

La artroplastia total de rodilla (ATR) es una intervención quirúrgica que proporciona un alivio del dolor y una recuperación de la función en la mayoría de los pacientes con artrosis de rodilla avanzada. Esta intervención está indicada en pacientes cuando fracasan las medidas terapéuticas no quirúrgicas. La ATR supone el reemplazo de la articulación de la rodilla por un mecanismo protésico fabricado, en la mayoría de los casos, a partir de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE, por sus siglas en inglés) en conjunto con elementos metálicos en la zona femoral y tibial [1]. Existen diversos materiales que pueden ser utilizados en la unión de los elementos metálicos entre la zona femoral y tibial como lo son el UHMWPE con un 44.34% de uso en pacientes en el año 2020, le sigue el uso del polietileno antioxidante (AOX, por sus siglas en inglés) con un 33.43% y por último, el polietileno convencional con un 22.23% [2]. Distintas son las entidades nosológicas que conducen a la indicación del reemplazo articular: la artrosis de la rodilla y la artritis reumatoide son las dos indicaciones médicas más habituales, pero también se puede plantear el reemplazamiento en algunos casos de neoplasia y en el tratamiento de las secuelas de traumatismos y fracturas [1]. Entre 2012- 2020 se realizaron 89,463 revisiones totales de artroplastia total de rodilla [2]. La proyección para Estados Unidos hecha del 2014 hasta el 2030 es de un incremento de entre el 78% y 182% en la revisión de artroplastia de rodilla [3]. El procedimiento tiene una alta tasa de éxito y es rápidamente asimilado por el cuerpo en la mayoría de los casos. Actualmente, más del 90% de las personas con reemplazo total de rodilla siguen teniendo una buena función 15 años después de la cirugía [4]. Sin embargo, en los últimos años, la vida útil de las prótesis de rodilla se ha reducido considerablemente. Las principales causas de deterioro del material de las prótesis de rodilla se deben a la actividad diaria que se realiza, la edad y el peso del paciente, así como a no seguir las indicaciones médicas para el cuidado de la prótesis. Por lo anterior, uno de los grandes retos del diagnóstico articular, se centra en realizar una revisión total de ATR determinando el deterioro por desgaste que presentan los componentes de la prótesis sin necesidad de un procedimiento invasivo.

El uso de equipos de diagnóstico en el campo médico amplía la posibilidad de conocer

el estado de diferentes órganos del cuerpo humano. Uno de los métodos de diagnóstico más usado es el ultrasonido médico, específicamente en órganos blandos como: riñones, hígado, arterias, pulmones, entre otros. No obstante, para conocer el estado de la prótesis en rodilla no se dispone de un equipo orientado específicamente a este tipo de implantes [5].

El trabajo presentado aquí, sigue el desarrollo de una herramienta de diagnóstico no invasivo basada en la propagación de ondas ultrasónicas bajo un entorno de aplicación controlada. Para la validación de la herramienta se inspeccionarán probetas de UHMWPE recubiertas con tejido porcino cadavérico sumergido en fluidos sintéticos, para emular el entorno del cuerpo humano. Con el sistema de inspección propuesto se pretende visualizar de forma no invasiva el espesor de la probeta de UHMWPE y de esta forma diagnosticar su grado de desgaste. Principalmente, la inspección está orientada en el estudio de probetas cilíndricas planas de UHMWPE, las cuales se utilizan para establecer la capacidad de la técnica ultrasónica en la detección de cambios geométricos de la superficie de este material como consecuencia de un proceso de desgaste. Para llevar a cabo el monitoreo del desgaste en las probetas, se requieren diferentes etapas: caracterización de las propiedades de propagación del ultrasonido en el material; generación de cambios de espesores en el material e inspección ultrasónica.

Los resultados encontrados determinarán la factibilidad de la técnica de inspección con ultrasonido propuesta para detectar el desgaste en probetas fabricadas con UHMWPE. Finalmente, se pretende diseñar una plataforma de evaluación no invasiva de prótesis articulares de rodilla, así como también para implantes en diferentes articulaciones que contengan componentes de UHMWPE.

En la siguiente sección se incluye el marco de referencia de este trabajo, incluyendo el planteamiento del problema, la justificación, los objetivos generales y específicos planteados, así como también, la motivación y contribución a la comunidad científica. Por otro lado, se menciona la organización de este trabajo de tesis al igual que una descripción general de los antecedentes.



# Capítulo 1. Marco de Referencia

## 1.1 Planteamiento de Problema

La osteoartritis (o artrosis) es un tipo de artritis que solo afecta las articulaciones, usualmente en las manos, rodillas, caderas, el cuello y la parte inferior de la espalda. La artrosis es el tipo más común de artritis. Normalmente, la función del cartílago en la articulación es proteger los huesos y ayudar a su deslizamiento cuando la persona mueve la articulación. Con la osteoartritis, el cartílago se rompe y se vuelve áspero. En casos severos de artrosis, todo el cartílago se desgasta y los huesos se frotan entre sí. Adicionalmente, también pueden crecer protuberancias de hueso adicional, en el área de la articulación dañada, llamadas espolones óseos [6]. Esta afección ha producido un incremento en el uso de prótesis orientadas al alivio del dolor y la recuperación del movimiento de las articulaciones.

En México, la mayoría de las prótesis implantadas son utilizadas por personas mayores de 60 años, con un porcentaje del 20,4% según estudios del Instituto Nacional de Estadística y Geografía [7]. Aunado a esto, en las últimas décadas, México se ubica como uno de los países más obesos del mundo, lo que conlleva un considerable aumento de la osteoartritis de rodilla por sobrecarga en la población [8]. Consecuentemente, el aumento en el número de pacientes jóvenes con sobrepeso que requieren una artroplastia total de rodilla ha llevado a un crecimiento significativo en la demanda de implantes articulares para este grupo de pacientes, es por ello que es importante realizar un estudio no invasivo de los componentes de una prótesis de rodilla, especialmente el componente ubicado entre la zona femoral y tibial debido al desgaste que este puede llegar a tener. En este contexto, el uso de polímeros es ampliamente adoptado en este tipo de prótesis, especialmente el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), gracias a sus excelentes propiedades mecánicas, estabilidad química y resistencia al desgaste [5].

El inserto de UHMWPE, tiene la función de absorber el impacto, colocándose entre el componente femoral y el componente tibial lo que genera un esfuerzo de contacto alto en

el UHMWPE produciendo esfuerzos que exceden la durabilidad del polietileno y que generan un desgaste considerable. El inserto suele presentar delaminaciones, picaduras, rayaduras e incrustaciones [9]. Las prótesis de UHMWPE insertadas en las zonas articulares, no obstante, presentan un desgaste progresivo generalmente acompañado de un desprendimiento de partículas y finalmente, un desajuste de la prótesis [5]. Por lo anterior, surge la necesidad de realizar inspecciones del inserto de manera periódica para determinar el grado de desgaste que se tiene en este componente y decidir si es necesario ser reemplazado para mejorar su funcionamiento. Actualmente, para detectar el desgaste en este tipo de insertos, es necesario realizar pruebas invasivas, donde se requiere de una intervención quirúrgica para apreciar el estado en que se encuentran estos componentes, sin embargo, este procedimiento conlleva a un periodo largo de recuperación del paciente, lo cual limita su movilidad durante un tiempo considerable, es por ello que, se busca una inspección no invasiva para poder apreciar el estado del inserto sin necesidad de una intervención quirúrgica.

## **1.2 Justificación**

En México, existen tres discapacidades principales que experimenta la población en general, las cuales pueden clasificarse como: físicas que corresponden al 56.1%, discapacidad visual con un 32.7% y por último discapacidad auditiva con un 18.3%. Dentro de la clasificación de las discapacidades físicas, se encuentra que, el equipo protésico más utilizado es el destinado para zonas tales como, pies, piernas o rodillas con un 18%; cadera con un 12%; manos, dedos o brazos con un 4%; ojos con un 1% y otras prótesis con un 3%, los cuales se pueden observar en la Figura 1.1 [10].

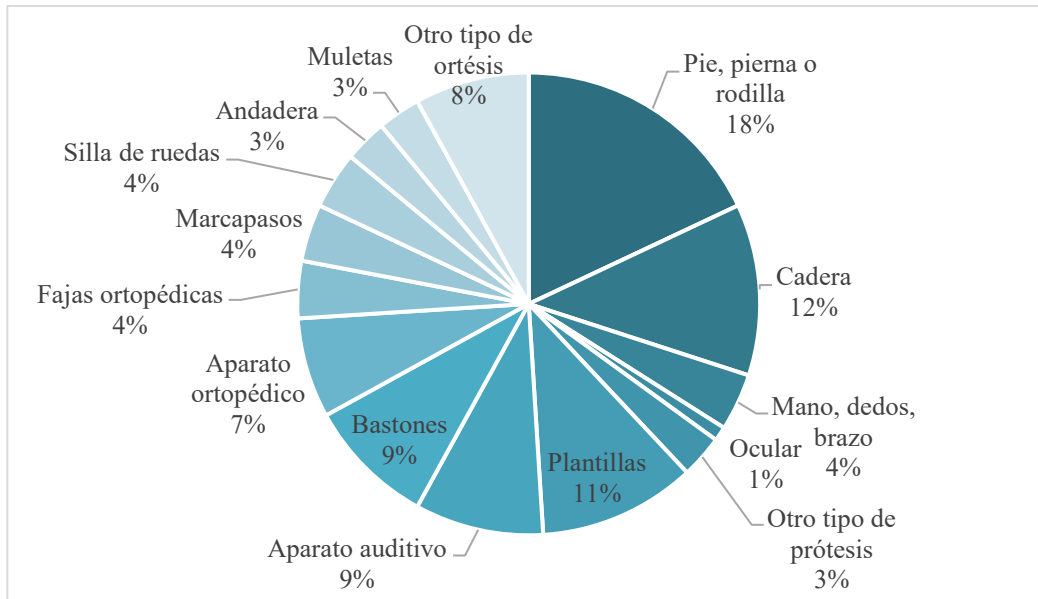


Figura 1.1. Prótesis y órtesis con datos de la DGAP del Informe Final de Resultados de la ENPDis 2010, Instituto Nacional de Salud Pública [10].

Como se menciona en la sección 1.1, la mayoría de estas prótesis implantadas se utilizan en personas de la tercera edad. Sin embargo, es importante destacar que México tiene una tasa de obesidad muy alta en comparación con otros países, lo que ha llevado a un aumento considerable en los casos de artrosis mecánica de rodilla debido a la sobrecarga. Por esta razón, es relevante mencionar nuevamente que el número de pacientes jóvenes con sobrepeso está en aumento y son precisamente ellos quienes pueden llegar a necesitar una artroplastia total de rodilla.

Normalmente, las prótesis de rodilla tienen un periodo de vida cerca de los 15 años [4]. Sin embargo, en los últimos años, la vida útil de las prótesis de rodilla se ha reducido considerablemente debido a diversos factores. Además, se ha incrementado la preocupación por la franja de edad en la que las personas comienzan a necesitar este tipo de implantes, lo cual es de gran relevancia para el cuidado de las prótesis de rodilla. Por tanto, es fundamental realizar un estudio no invasivo del desgaste que experimentan estos componentes durante este período de vida.

En la actualidad, una de las alternativas utilizadas para la inspección no invasiva de

elementos protésicos es la micromatografía de rayos X la cual permite obtener imágenes en 3D de la prótesis con un alto nivel de precisión, sin embargo, esta técnica tiene una desventaja, y es que es poco accesible debido a su elevada inversión para el equipo (\$200,000-\$1,000,000 USD) [11].

Por otro lado, se encuentran técnicas de inspección no invasiva para la obtención de imágenes de estructuras internas del cuerpo humano como lo son los Rayos X, con esta técnica es posible visualizar huesos, tejidos blandos, órganos y distintas estructuras anatómicas. Sin embargo dado que el UHMWPE es un material que tiene una baja densidad y no es radiopaco, lo que significa que no absorbe ni bloquea significativamente los rayos X, en una radiografía convencional, el UHMWPE puede aparecer transparente o poco visible. Como norma general se puede decir que los plásticos de ingeniería no se ven bien con rayos X o pantallas fluoroscópicas, salvo que hayan sido modificados de alguna manera para hacerlos más opacos que el sustrato que los rodea. Existen diferentes plásticos capaces de ser detectados por rayos X sin embargo su aplicación biomédica está limitado a productos médicos destinados a entrar en contacto con fluidos corporales, materia ósea y dentina [12]. Existen otros métodos de imagenología como lo son las Gammagrafías óseas y Tomografías computarizadas, cada una especializada en detección de enfermedades óseas, tejidos blandos y órganos utilizando el mismo principio de la radiación. Sin embargo cada una de ellas requiere en la mayoría de los casos, el uso de pequeñas sustancias radiactivas (radiomarcadores) para mejorar la imagen [13]. Es importante tener presente que cualquier exposición a rayos X implica un potencial riesgo para el paciente, por lo que cada vez que se indica un examen utilizando cualquiera de estas tres técnicas se debe considerar los principios de protección radiológica. El principio de justificación pone en la balanza los posibles beneficios de determinada exposición a radiaciones ionizantes versus el potencial riesgo que implica dicha exposición. Así, en cada examen radiográfico, el potencial beneficio producto de este examen debe superar a los posibles riesgos que implican las radiaciones ionizantes [14]. Por último la Resonancia Magnética es una técnica no invasiva que produce imágenes detalladas de los órganos y tejidos del cuerpo humano, las cuales se obtienen utilizando un campo magnético y ondas de radio, ofrece una ventaja que es la ausencia de riesgo de exposición a la radiación y una excelente capacidad para identificar enfermedades en sus

fases más tempranas [15]. Sin embargo en la mayoría de sus aplicaciones es necesario el uso de gadolinio que dependiendo de su tipo usado en las sustancias de contraste más antiguas no es seguro para las personas con enfermedad renal crónica moderada o avanzada [16]. Debido al uso de radiación y de elementos químicos en la mayoría de las técnicas de imagenología actuales resulta importante realizar un sistema de inspección no invasivo que además no utilice elementos químicos que pueden ser dañinos en la salud del paciente para la determinación de desgaste en insertos de UHMWPE y que sea capaz de detectar este tipo de material.

En este trabajo, se propone el uso de la metodología de escaneo por ultrasonido C-Scan para la caracterización de una probeta de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) con condición de desgaste artificial inducido, el experimento se lleva a cabo bajo condiciones de aplicación controlada haciendo uso de tejido cadavérico porcino y fluidos sintéticos para emular las condiciones reales dentro del cuerpo humano.

El desarrollo de esta metodología no invasiva, usando la técnica de ultrasonido C-Scan, permitirá establecer las bases de la técnica para su futura aplicación en la evaluación de las condiciones *in vivo* de un implante articular. Esto, con la intención de evitar que el paciente sea intervenido quirúrgicamente para la inspección del desgaste del componente protésico.

## **1.3 Objetivos**

### **1.3.1 Objetivo General**

Desarrollar una metodología para la caracterización no invasiva, mediante pruebas de ultrasonidos por inmersión, del desgaste sufrido en una probeta de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), destinada a prótesis articulares de rodilla, cubierta por tejido porcino cadavérico y sumergida en fluidos sintéticos.

### **1.3.2 Objetivos Específicos**

- Generar defectos artificiales de reducción de espesor y cambios de desgaste en muestras de UHMWPE.
- Determinar los cambios geométricos debido al desgaste de diferentes probetas mediante la técnica por ultrasonido C-Scan.
- A partir de los resultados experimentales, generar patrones de desgaste fácilmente interpretables sobre el componente de UHMWPE.

### **1.4 Motivación**

Una de las principales razones por las que se plantea este trabajo, es que debido al aumento de casos de jóvenes que requieren de una intervención quirúrgica de artroplastia total de rodilla y posteriormente una revisión de prótesis de rodilla. Con el presente desarrollo se busca disminuir el número de cirugías para la revisión en las personas con implantes de articulación construidos a partir de UHMWPE. Generalmente, las personas con este tipo de implantes deben ser intervenidas quirúrgicamente para determinar el grado de desgaste de las prótesis, lo que conlleva a un periodo de recuperación prolongado para el paciente, generando incapacidades motrices por tiempos considerables. Por otro lado, actualmente existen métodos no invasivos utilizados para determinar el grado de desgaste en el implante articular. Entre las técnicas más utilizadas se encuentra el uso de radiografías de rayos X y la estimación de la distancia mínima entre los cóndilos femorales y el platillo base tibial, utilizados para conocer el desgaste que ha tenido el componente protésico. Sin embargo, este tipo de métodos dependen de la interpretación y criterio del personal médico que realiza la inspección. Este trabajo busca, a través del uso de conocimientos de Ingeniería, especialmente el de propagación de ondas ultrasónicas, desarrollar una metodología de caracterización de componentes protésicos para evaluar el desgaste presentado en una prótesis de forma cuantificable, bajo un entorno experimental controlado. Finalmente, se pretende que la metodología experimental generada sirva de herramienta de apoyo, para los profesionales de cirugía ortopédica, en procedimientos de cambio del inserto protésico.

## **1.5 Contribución**

Con el desarrollo de una metodología no invasiva para la evaluación del desgaste en UHMWPE usado en prótesis articulares, se propone la creación de una herramienta que permita estudiar y cuantificar el desgaste sufrido en los componentes protésicos de UHMWPE en un paciente. Con este estudio, se busca generar a futuro un sistema no invasivo de monitoreo articular donde puedan ser visualizados patrones de fácil interpretación para diagnosticar el estado del implante.

## **1.6 Organización de la tesis**

Inicialmente, en el presente documento se presenta la introducción del trabajo desarrollado. En el Capítulo 1, se muestra información referente al marco de referencia, donde se describen el planteamiento del problema, la justificación, los objetivos planteados, la motivación y contribución científica del presente trabajo. Se complementa esta información explicando los antecedentes que se tienen en relación con estudios de prótesis articulares, diagnóstico de ultrasonido médico y la caracterización del estado de desgaste basados en propagación de ondas ultrasónicas, que ha sido reportado previamente en la literatura.

El Capítulo 2 describe los fundamentos teóricos aplicados durante el desarrollo de este trabajo, entre estos: propagación de ondas ultrasónicas en el material investigado, inspección no destructiva y características principales del UHMWPE.

El desarrollo experimental se presenta en el Capítulo 3. En esta sección, se describe el procedimiento que se llevó a cabo para la determinación del desgaste en el material mediante pruebas de inspección ultrasónica. Posteriormente, el Capítulo 4 muestra los resultados obtenidos de la parte experimental, así como la discusión y análisis de estos. Finalmente, se presentan las conclusiones y trabajo futuro que se pueden desarrollar partiendo de los resultados obtenidos en el presente estudio.

## 1.7 Antecedentes

Durante el siglo XX, las aleaciones de acero inoxidable y cobalto-cromo se utilizaron en aplicaciones ortopédicas. Sin embargo, sus propiedades fisicoquímicas no fueron suficientes para evitar la degradación causada por picaduras, grietas y fatiga por corrosión. Estos problemas se debieron principalmente a la relativamente baja resistencia al desgaste del acero inoxidable [17]. El uso del polímero UHMWPE en el reemplazo de rodilla comenzó a implementarse desde finales de los años 60, cuando Frank Gunston desarrolló un implante cementado diseñado en el hospital Wrightington. Esta primera prótesis de rodilla recubría los cóndilos individuales del fémur y la tibia [17]. Dentro de las ventajas de este polímero están: la biocompatibilidad con el cuerpo humano, coeficiente de fricción bajo, auto lubricación y alta resistencia al impacto [18]. Este polímero fue adaptado para la artroplastia total de rodilla (ATR), la cual fue desarrollada en la década de 1970 y utilizada principalmente en centros quirúrgicos de Norteamérica, esta técnica sustituye la articulación entre el fémur y la tibia, así como entre el fémur y la rótula [17].

La artroplastia total de rodilla ofrece alivio del dolor y restablecimiento de la función en la mayoría de los pacientes con artrosis de rodilla avanzada. Se indica en aquellos casos en los que las medidas terapéuticas no quirúrgicas no logran resultados satisfactorios [1]. En la Figura 1.2 se ilustran los puntos de referencia anatómicos básicos del implante de una prótesis total de rodilla típica.

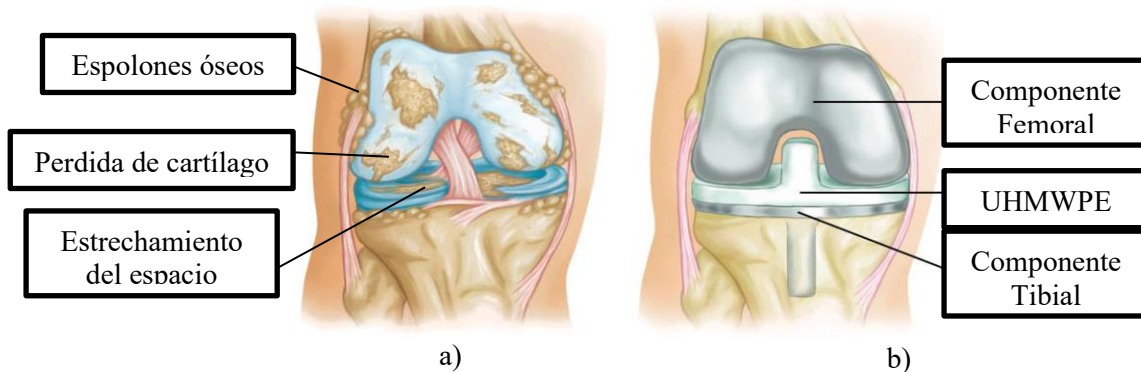


Figura 1.2. a) Rodilla con osteoartritis grave, probablemente debido a osteoartritis, la cual se produce por el rozamiento entre los huesos relacionada con la edad o el desgaste, b) Artroplastia total de rodilla [4].



Como se menciona en la sección 1.1 una prótesis de rodilla dentro del cuerpo humano tiene una vida útil de aproximadamente 15 años [4]. Sin embargo, con el incremento de problemas de salud como la obesidad en personas jóvenes, el período de vida de este tipo de implantes ha adquirido mayor relevancia debido a las demandas físicas que dichas personas suelen enfrentar, lo cual resulta en una disminución considerable en la durabilidad de los insertos. Por lo tanto, la inspección invasiva a través de microcirugía se presenta como una alternativa poco favorable debido al largo tiempo de recuperación necesario para el paciente. En vista de la vida útil de estas prótesis y dado que el rango de personas que necesitan este tipo de implantes ha aumentado, resulta crucial realizar un estudio no invasivo del desgaste que experimentan estos componentes.

Fukuoka et al., (1999), mencionan que la medida clínica más utilizada de desgaste de la rodilla se basa en el análisis de las radiografías anterior-posterior (A-P) mediante la estimación de la distancia mínima entre los cóndilos femorales y el platillo base tibial [19]. En la Figura 1.3 se muestra una radiografía postoperatoria inicial y una radiografía tomada 4 meses después, el diagnóstico es realizado por un especialista con inspección visual con el cual determina el grado de desgaste que tiene el inserto protésico, además pueden determinar si los componentes han sido colocados correctamente o si se tiene alguna desviación.

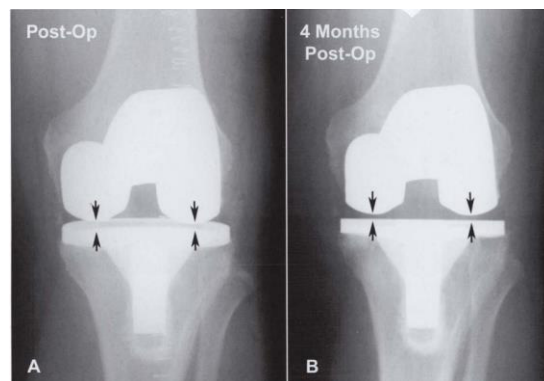


Figura 1.3. A) radiografía postoperatoria inicial B) radiografía tomada 4 meses después. La radiografía postoperatoria inicial (A) muestra sustancialmente más inclinación de la bandeja tibial que la radiografía tomada 4 meses después (B) [17].

Sin embargo, en la actualidad se han ido desarrollando distintos métodos de inspección para la determinación del desgaste en los implantes de prótesis de rodilla. Uno de ellos es la imagenología tradicional que se usa para el diagnóstico de desgaste, por ejemplo, la Microtomografía Computarizada de rayos X (Micro CT), la cual es una técnica de imagen 3D que utiliza rayos X para ver el interior de un objeto, corte por corte. La Micro CT, también llamada microtomografía o microtomografía computarizada, es similar a la tomografía computarizada hospitalaria o a la tomografía computarizada (TAC), pero a pequeña escala con una resolución mucho mayor. La Micro CT proporciona información volumétrica sobre la microestructura, de forma no destructiva [20]. La técnica de escaneo para la determinación de desgaste mayor utilizada por la Micro CT es de forma *ex vivo* lo que representa una desventaja de utilizar esta técnica, ya que, los sistemas *ex vivo* se han utilizado típicamente para la mayoría de las aplicaciones fuera de un ser vivo lo cual representa una desventaja en el uso de esta tecnología para el estudio del desgaste de insertos de UHMWPE [20]. Otra desventaja principal de esta técnica es su alto costo debido a su elevada inversión para el equipo (\$200,000-\$1,000,000 USD) [11]. En la Figura 1.4 a) Componente de UHMWPE, b) imagen Micro CT [17], se muestra el resultado obtenido utilizando esta técnica de escaneo.

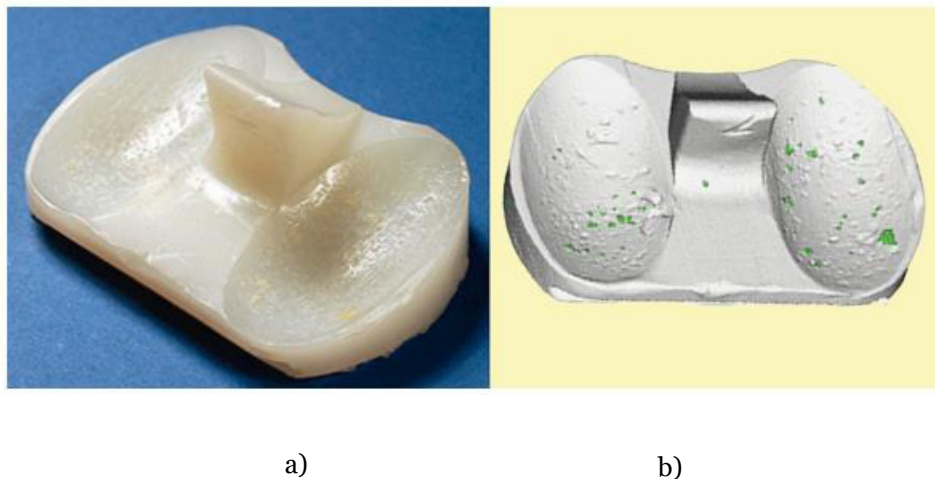


Figura 1.4. a) Componente de UHMWPE, b) imagen Micro CT [17].

Aunque las técnicas de inspección mencionadas anteriormente, como las radiografías e imagenología, pueden proporcionar resultados satisfactorios, presentan limitaciones en cuanto a la interpretación visual por parte del personal médico en el caso de las radiografías. Además, la técnica de imagenología solo se puede utilizar ex vivo en los componentes y su implementación conlleva un alto costo, lo que restringe su uso en pacientes con prótesis articulares. Como resultado, se recurre a procedimientos invasivos para determinar el desgaste de los componentes de la prótesis de rodilla, siendo uno de ellos la revisión de la artroplastia total de rodilla. Esta intervención quirúrgica tiene como objetivo identificar posibles problemas internos (desgaste, aflojamiento de partes, infección, dolor, inflamación, mal alineamiento o inestabilidad, entre otras). En la Figura 1.5 se muestra el porcentaje que representa una revisión de artroplastia total de rodilla comparada con los distintos procedimientos de artroplastia realizada en Estados Unidos de un total de 2,244,587 intervenciones en el periodo de 2012-2020 [2].

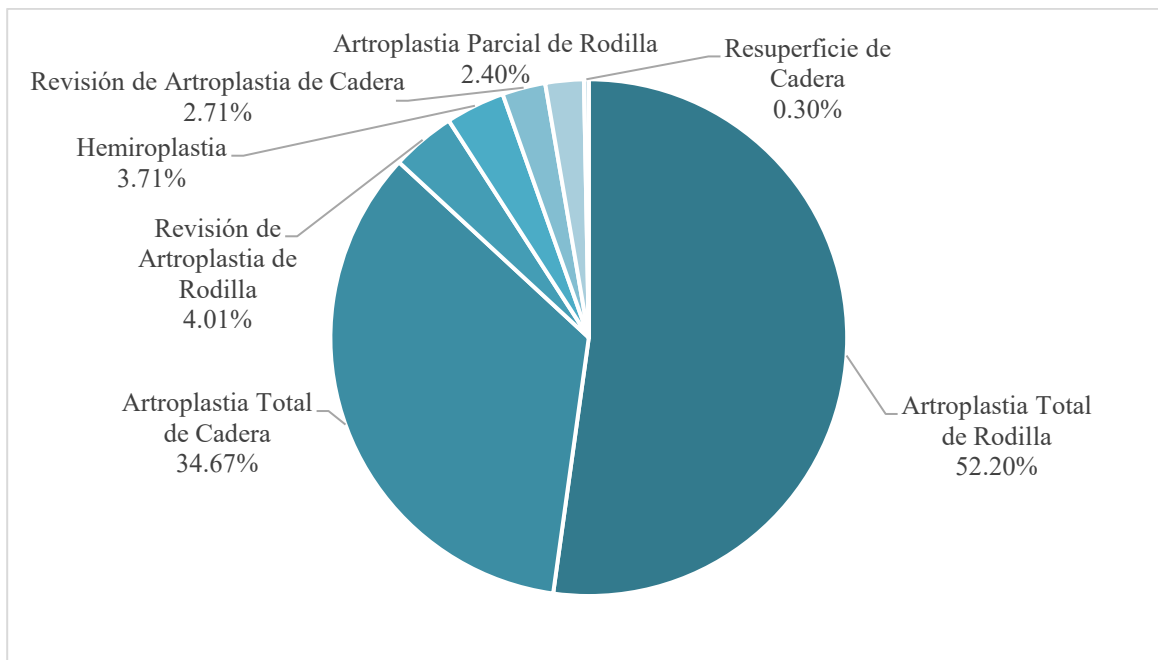


Figura 1.5. Distribución de intervenciones de Artroplastias, 2012-2020 [2].

No obstante, la inspección invasiva mediante microcirugía se considera una

alternativa desfavorable debido al extenso período de recuperación que requiere el paciente. Considerando además el creciente número de personas que necesitan este tipo de implantes, resulta fundamental realizar un estudio no invasivo para evaluar el desgaste experimentado por estos componentes.

Una de las alternativas para el método de inspección no invasivo es el presentado por [5], en su trabajo de tesis logró generar patrones de desgaste en probetas planas de UHMWPE haciendo uso de la inspección ultrasónica por inmersión para cambios de desgaste mayores a  $0.2\text{ mm}$ . Sin embargo, esta caracterización se logró hacer en un ambiente fuera de la rodilla, sin recubrimiento de piel cadavérica de cerdo (Para lograr una caracterización más precisa de las propiedades de propagación de la señal ultrasónica durante la inspección por inmersión, es importante incluir piel cadavérica de cerdo. Esto nos permite simular de manera realista la presencia conjunta de la piel y el UHMWPE sumergidos en solución de Hank's. La incorporación de la piel cadavérica genera una interferencia en la señal emitida por el transductor ultrasónico, lo cual es esencial para obtener resultados más fieles a las condiciones reales.) y utilizando probetas planas de UHMWPE con desgaste artificial inmersas en solución de Hank's para simular los fluidos existentes dentro de una rodilla. En la Figura 1.6 se muestra el perfil de superficie obtenido con inspección ultrasónica de inmersión para una probeta con desgaste de  $0.2\text{ mm}$ .

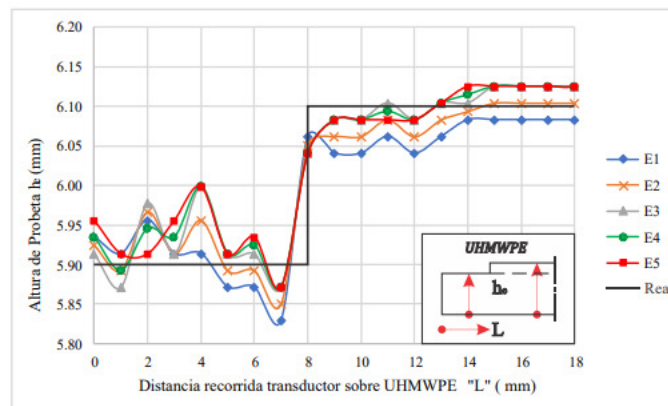


Figura 1.6. Perfil de superficie de probeta con desgaste de  $0.2\text{ mm}$  [5].

La implementación de la metodología desarrollada por [5] nos brinda una base sólida para la caracterización de la propagación de ondas en probetas de UHMWPE y la determinación de su grado de desgaste a partir de los  $0.2\text{mm}$ . Sin embargo, para lograr un entorno experimental más realista y obtener patrones de desgaste de probetas de UHMWPE que reflejen su comportamiento dentro del cuerpo humano, es necesario incluir el componente de la piel cadavérica de cerdo. De esta manera, podemos acercarnos más a la realidad y obtener resultados más precisos en nuestros estudios.

En implementaciones fuera del área médica, se tienen distintas alternativas para la caracterización del desgaste en distintos tipos de materiales haciendo uso principalmente de la generación de tomografías ultrasónicas como las estudiadas en [21]–[23]. Una de las aplicaciones más comunes es la medición de espesores de forma no destructiva; estas pruebas se utilizan en ingeniería especialmente para la inspección y mantenimiento de materiales; por ejemplo, se han llevado pruebas en plantas nucleares, donde la principal causa de accidentes es el adelgazamiento de la pared local de tuberías. Además, se lleva a cabo un método de evaluación no destructivo (END, por sus siglas en inglés), esto significa que la muestra que se escanea no se altera ni se destruye durante la prueba; el cual mantiene un monitoreo continuo y confiable del estado de las tuberías [21]. Los equipos de pruebas ultrasónicas proporcionan la capacidad para medir el espesor de forma no destructiva, localizar defectos (grietas ocultas, vacíos, discontinuidades, etc) y probar la integridad estructural de un material o componente. Estos instrumentos de prueba ultrasónicos se utilizan en distintas disciplinas como los son: industria aeroespacial, automotriz, ferroviaria, minera, petrolera y gas. Los materiales donde se hace uso de los instrumentos de prueba ultrasónicos pueden ser: aluminios, austeníticos (y otras aleaciones), aceros al carbono, bastidores, cerámicas, utensilios de cocina de metal revestidos, compuestos, vidrio, oro, hierro, líquidos, equipos de minería, plásticos, caucho, titanio, etc. [23]. En cuanto a la generación de mapas visuales a partir del ultrasonido, en [22] se desarrolla una metodología para determinar los defectos que tienen probetas de hormigón usando el análisis de imágenes ultrasónicas. Adicionalmente, en diversos estudios reportados en la literatura se generan mapas tomográficos para la detección de defectos y discontinuidades en estructuras tanto tipo placa como cilíndricas [24]–[28].

En bioingeniería, existen dos categorías distintas de ultrasonido médico: diagnóstico y terapéutico. En este trabajo se implementará el ultrasonido para diagnóstico del implante articular, por lo que se describe a continuación. El ultrasonido de diagnóstico es una técnica no invasiva que se utiliza para producir imágenes, en 2 o 3 dimensiones, del interior del cuerpo. Las sondas de ultrasonido, llamadas transductores, producen ondas sonoras que tienen frecuencias por arriba del umbral del oído humano (arriba de 20 KHz) [29]. El ultrasonido de diagnóstico es seguro y no produce radiación ionizante como la producida por los rayos X, la cual es nociva para la salud [29].

El ultrasonido de diagnóstico es capaz de producir imágenes de los órganos internos del cuerpo de manera no invasiva. Sin embargo, no es bueno para producir imágenes de los huesos o tejidos que contienen aire, como los pulmones. Bajo algunas condiciones, el ultrasonido puede producir imágenes de los huesos (como en un feto o en bebés pequeños) o de los pulmones y la membrana que los cubre, cuando están llenos o parcialmente llenos de fluido [29]. Entre los órganos blandos que pueden ser detectados por el ultrasonido de diagnóstico se encuentran el corazón, vasos sanguíneos, ojos, tiroides, cerebro, tórax, órganos abdominales, piel y músculos [29].

Dado que se prevé que la incidencia de la revisión de artroplastia de rodilla aumente, especialmente en pacientes jóvenes aunado a los factores de riesgo y el costo elevado que conlleva una revisión, el campo de la medicina ortopédica requiere de una herramienta que permita revisar y evaluar *in vivo* el estado de los componentes de una articulación artificial promoviendo una atención rentable para la población.

En este trabajo, se propone el uso de la metodología de escaneo por ultrasonido C-Scan para caracterizar una probeta de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) que ha sido sometida a desgaste artificial inducido. A diferencia de estudios previos, este experimento se lleva a cabo bajo condiciones controladas utilizando tejido cadavérico porcino y fluidos sintéticos para emular las condiciones reales dentro del cuerpo humano,

con el fin de obtener el perfil de desgaste de la probeta de UHMWPE mediante una inspección de bajo costo. Para ello se requiere describir los conceptos relacionados con la propagación de ondas ultrasónicas, la técnica de inspección y las propiedades del UHMWPE. En el Capítulo 2, se presentan las definiciones correspondientes.

## **Capítulo 2. Fundamentos Teóricos**

En este capítulo se describen los fundamentos teóricos referentes a la propagación de ondas ultrasónicas y conceptos relacionados con la evaluación no destructiva (END). Se revisan las características del material UHMWPE usado en prótesis articulares y su relación cuando está en contacto con la piel.

### **2.1 Propagación de ondas ultrasónicas**

Las ondas ultrasónicas (y otras ondas mecánicas) se propagan en cierta medida en cualquier material elástico. Cuando las partículas atómicas o moleculares de un material elástico son desplazadas de sus posiciones de equilibrio por cualquier fuerza aplicada, las tensiones internas actúan para que las partículas regresen a su posición original. Debido a las fuerzas interatómicas entre partículas adyacentes del material, un desplazamiento en un punto induce desplazamientos en los puntos vecinos y así sucesivamente, propagando así una onda de tensión-deformación [30]. El desplazamiento real de materia que se produce en las ondas ultrasónicas es extremadamente pequeño. La amplitud, el modo de vibración y la velocidad de las ondas difieren debido a la variación de las propiedades elásticas en sólidos, líquidos y los gases debido a las grandes diferencias en la distancia media entre las partículas en estas formas de materia. Estas diferencias influyen en las fuerzas de atracción entre las partículas y las propiedades elásticas y el comportamiento de los materiales [30].

Este tipo de ondas tienen aplicaciones en distintos campos, los cuales se clasifican de acuerdo con el rango de frecuencia en el espectro acústico. En la Figura 2.1 se muestran las diversas aplicaciones de inspección ultrasónica con sus respectivos valores de frecuencia de transmisión.



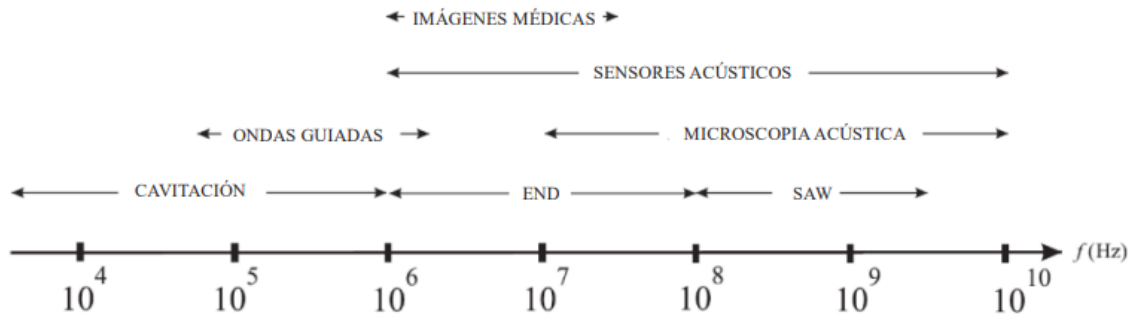


Figura 2.1. Rangos de frecuencia de ultrasonido para distintas aplicaciones[31].

El principal interés de este trabajo se centra en el rango espectral relacionado con la evaluación no destructiva (NDE, por sus siglas en inglés) el cual se encuentra entre las frecuencias de  $1\text{MHz}$  y  $100\text{MHz}$ . La NDE puede ser utilizada, entre otras aplicaciones, para la detección de flujos en distintos componentes, detección en tiempo real del crecimiento de una grieta, la determinación del espesor de distintos materiales e incluso medir los perfiles de grasa de ganado [32].

### 2.1.1 Propiedades de las ondas ultrasónicas

Las ondas ultrasónicas son utilizadas para describir las ondas elásticas con frecuencias superiores a los  $20\text{kHz}$  y normalmente existen en sólidos, líquidos y gases. Estas se propagan en un cuerpo sólido debido a la vibración de moléculas por las cuales está compuesto. Por esta razón, el comportamiento de este tipo de ondas mecánicas se asocia a una onda del tipo sinusoidal [33]. Las propiedades principales que tiene una onda ultrasónica son: longitud de onda, frecuencia, amplitud y velocidad de propagación. En la Figura 2.2 se muestra un esquema de onda con sus propiedades.

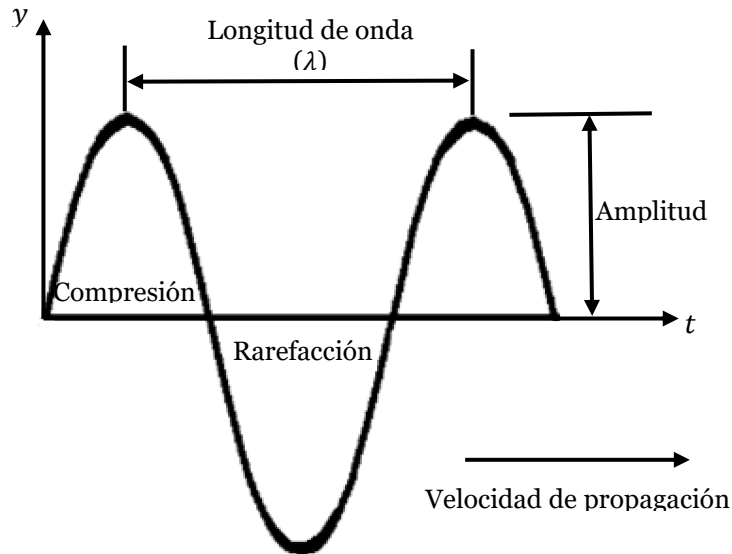


Figura 2.2. Propiedades de una onda mecánica.

En la Figura 2.2 se pueden observar las propiedades de una onda mecánica, mismas que se definen a continuación:

- **Longitud de onda ( $\lambda$ )** es la distancia entre dos crestas adyacentes de una onda. Este parámetro es inversamente proporcional a la frecuencia, una onda de baja frecuencia mantendrá una longitud de onda más grande que una de alta frecuencia.
- **Amplitud ( $A$ )** representa el valor medido desde el punto de equilibrio de la onda hasta su punto máximo llamado cresta. En el caso de las ondas mecánicas específicamente las de ultrasonido, este valor se presenta en voltios o decibeles.
- **Frecuencia ( $f$ )**, su valor está directamente relacionado con el número de oscilaciones por unidad de tiempo y se calcula con la siguiente expresión:

$$f = \frac{1}{T} \quad 2.1$$

donde  $T$ , es el periodo de la onda, el cual hace referencia al tiempo necesario para describir una oscilación completa.

- **Velocidad de propagación ( $v$ )**, la velocidad en un medio homogéneo está directamente relacionado con el módulo de elasticidad, densidad del material, módulo de Poisson, y el grado de homogeneidad, por lo tanto, la velocidad de propagación se relaciona con la longitud de onda y la frecuencia con la siguiente expresión:

$$v = \frac{\lambda}{T} = \lambda f \quad 2.2$$

Además, existen dos zonas de interés en las ondas de propagación ultrasónicas, la compresión y la rarefacción. La primera representa la compresión de moléculas, esto debido a la acción del pulso acústico creando una zona de alta presión y la segunda representa la rarefacción donde las moléculas están relativamente separadas creando una zona de baja presión. Estas dos zonas se observan en la Figura 2.3.

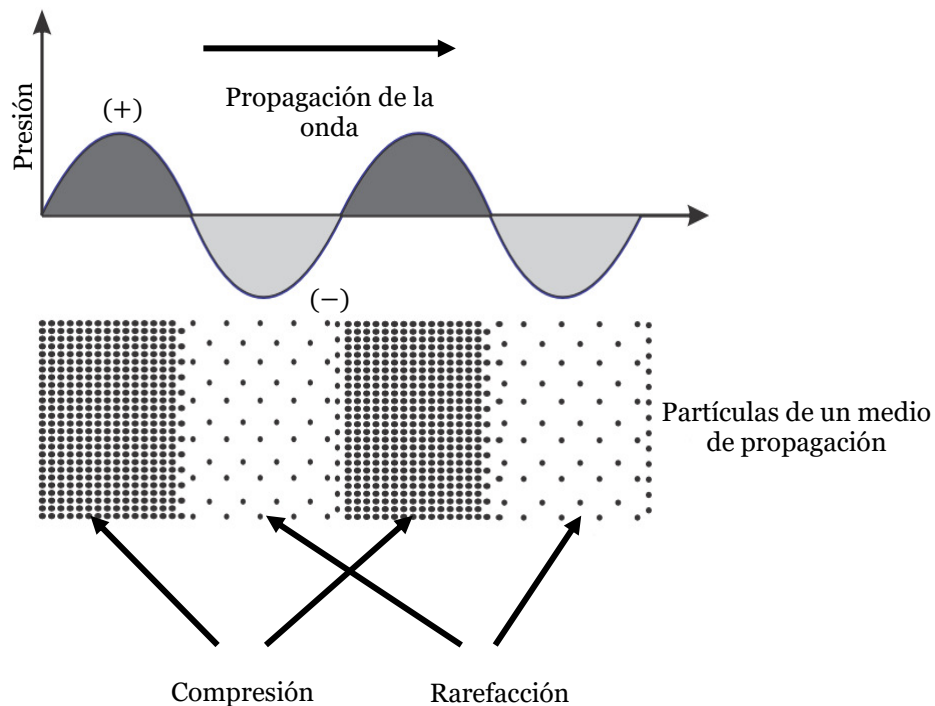


Figura 2.3. Compresión y rarefacción de las moléculas de un medio de propagación.

Las características presentadas se aplican a los diferentes tipos de ondas que se pueden encontrar en el campo de propagación de ondas. En la siguiente sección se mencionan algunos tipos de ondas usadas en la evaluación no destructiva (END) con ultrasonido.

### 2.1.2 Tipos de ondas ultrasónicas utilizadas en evaluación no destructiva (END)

Existen múltiples tipos de propagación de ondas de los cuales los más destacados se mencionan a continuación:

**Ondas volumétricas o Bulk:** las ondas acústicas Bulk (BAWs por sus siglas en inglés) son ondas elásticas que se propagan en cuerpos sólidos y continuos [34]. Estas son categorizadas como ondas longitudinales como se muestra en la Figura 2.4.a) y ondas transversales como se muestra en la Figura 2.4.b). El efecto de estas ondas en el medio donde se transmiten se traduce en variaciones de presión local a medida que ocurre la propagación.

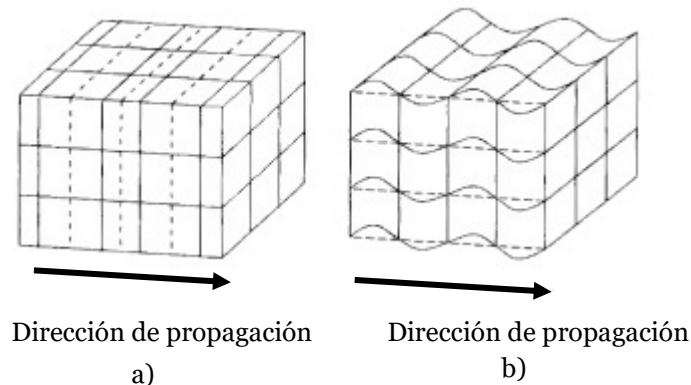


Figura 2.4. Ondas Volumétricas: a) Longitudinales y b) Transversales [34].

Una inspección tradicional utilizando ondas volumétricas se muestra en la Figura 2.5, donde podemos observar que la cobertura de detección es pequeña en comparación con el tamaño del material sólido, por el cual se intenta detectar algún defecto o discontinuidad.

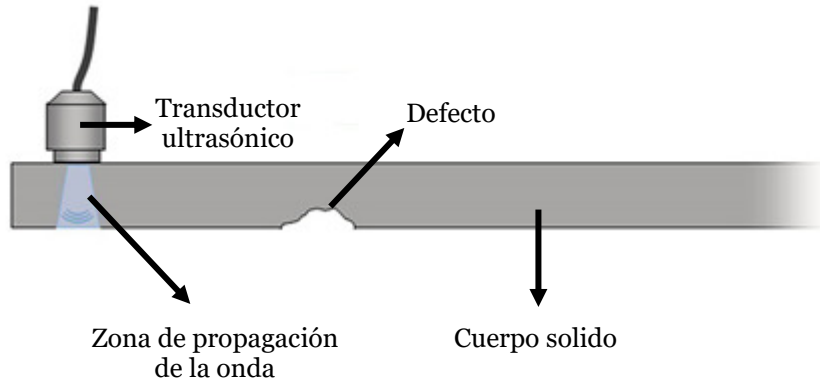


Figura 2.5. Inspección ultrasónica tradicional con ondas volumétricas [31].

Existen desventajas en el uso de ondas volumétricas las cuales restringen su aplicación en diferentes casos, específicamente en grandes zonas de inspección por distintas razones, como lo son: la inspección se debe realizar punto por punto y la distancia debe ser fija desde el transductor al objeto analizado [35]. Por otro lado, este tipo de ondas son útiles en diferentes situaciones, específicamente cuando se desea caracterizar las propiedades elásticas de los materiales [36], detección de fallas internas en sólidos [37] y verificación de espesores [21]. Es importante mencionar, que en la inspección ultrasónica aplicada en la etapa experimental descrita en el Capítulo 3, se utilizan este tipo de propagación de ondas.

**Ondas superficiales o de Rayleigh:** Este tipo de ondas comenzaron a ser estudiadas a partir de estudios sismológicos dirigidos por Lord Rayleigh en 1885, donde se empezaron a evidenciar movimientos ondulatorios sobre la superficie del suelo [31]. La principal característica que poseen este tipo de ondas es que la amplitud disminuye a medida que su trayectoria se aleja de la superficie, tal y como se muestra en la Figura 2.6.

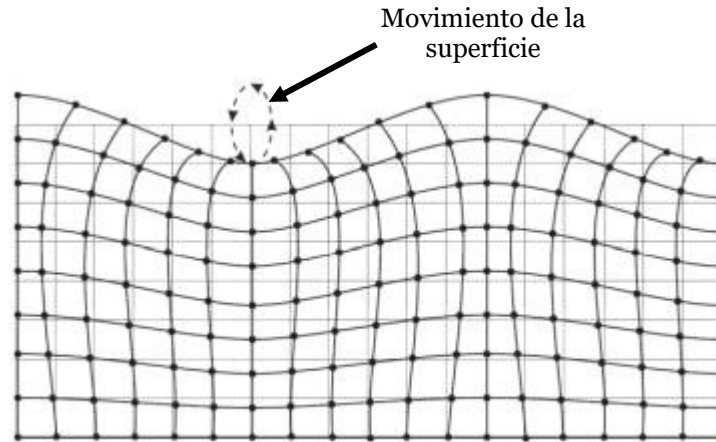


Figura 2.6. Diagrama de desplazamiento mecánico de ondas Rayleigh.

En este tipo de onda de superficie las partículas se desplazan describiendo un trayecto elíptico en el plano vertical que contiene la dirección de propagación de la onda. En el extremo superior del trayecto elíptico, las partículas se desplazan en dirección opuesta a la dirección de propagación, y en la base del trayecto viajan en la dirección de propagación. Esta clase de onda ultrasónica se forma a partir de dos componentes: uno del tipo transversal (normal a la superficie del sólido) y otra de tipo longitudinal. En general este tipo de ondas presentan varias longitudes de onda en el espesor del sólido permitiendo despreciar el desplazamiento de las partículas en algunas longitudes de onda por debajo de la superficie (baja amplitud) [38].

Algunas de las aplicaciones de las ondas Rayleigh son: medición de espesor de recubrimientos metálicos [39], medición de parámetros de fluidos, como la viscosidad de cizallamiento [40] y detección de micro fisuras mediante la técnica de escaneo con calentamiento por láser [41], entre otras.

**Ondas Lamb o de Placa:** este tipo de ondas, en comparación con las ondas Rayleigh se propagan a lo largo de una placa delgada sólida (finita). La teoría de este tipo de onda fue descrita por Horace Lamb en 1917. Estas ondas son de tipo elástico y el movimiento de las partículas se encuentra en el plano que contiene la dirección de propagación de la onda y la

normal de la placa. La importancia de las ondas Lamb radica en encontrar los modos de onda, cuya velocidad depende de la relación entre la longitud de onda y el espesor de la placa [31]. Para los distintos modos de onda que ocurren entre los dos puntos (transmisión y recepción) dependen del ángulo de entrada y de la frecuencia de la onda del pulso ultrasónico. La inspección ultrasónica con ondas Lamb se puede observar en la Figura 2.7.

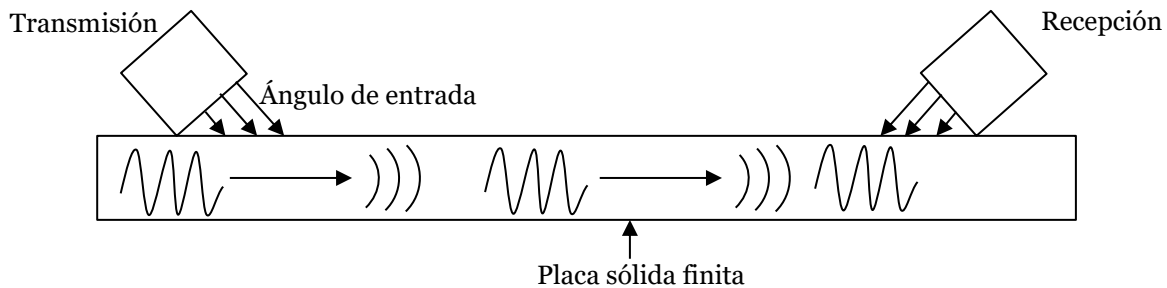


Figura 2.7. Inspección ultrasónica con ondas Lamb.

Es importante mencionar que para la emisión y recepción de ondas ultrasónicas es necesario definir el efecto piezoeléctrico. En dicho principio, están basados los transductores ultrasónicos de mayor uso en la industria de la END. En la siguiente sección se define y se presentan las principales características de este efecto

### 2.1.3 Efecto Piezoeléctrico

Existen distintos métodos para la generación de ondas ultrasónicas los cuales pueden ser: piezoelectricidad, electro-estricción, magneto-estricción, acústica electromagnética, generación laser, entre otras. De entre esta variedad de técnicas en la generación de ultrasonido, el efecto piezoeléctrico es el más utilizado [31].

La piezoelectricidad es el término general que describe la propiedad que exhiben algunos cristales para llegar a polarizarse eléctricamente cuando se le aplica una tensión, que puede ser, bien compresiva, bien extensiva [42].

El efecto Piezoeléctrico, por lo tanto, hace referencia al fenómeno en el cual, se le aplica un esfuerzo mecánico de compresión a un cristal el cual produce una deformación sumada a una diferencia de potencial entre las caras del cristal, donde este es proporcional a la fuerza aplicada (efecto piezoeléctrico directo). Por otro lado, es posible invertir el proceso a un efecto indirecto, aplicando un diferencial de potencial al cristal, dando como resultado una vibración que se traduce a una onda ultrasónica. Bajo esta clase de efecto es como trabaja el transductor ultrasónico utilizado en el desarrollo experimental de este proyecto. Estos efectos se pueden observar en la Figura 2.8.

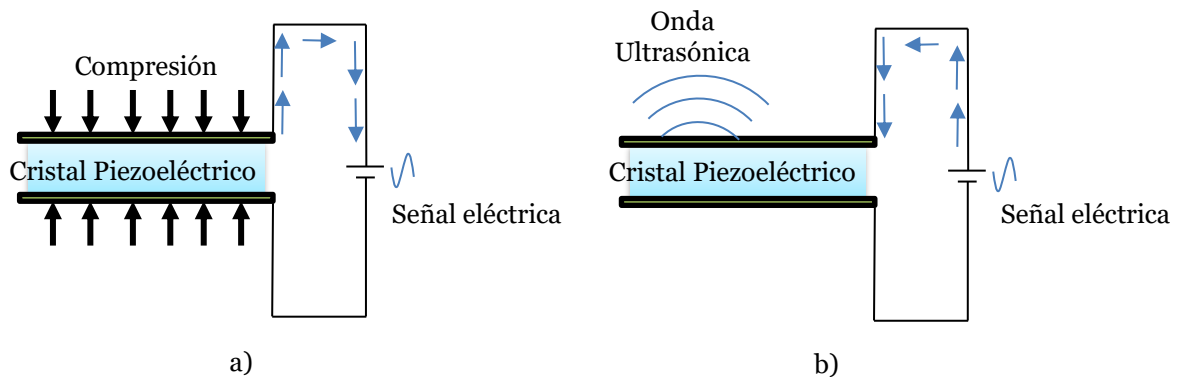


Figura 2.8. Efecto piezoeléctrico: a) Efecto directo y b) Efecto indirecto.

En la siguiente sección se describe el método de inspección por ultrasonido implementado para el desarrollo del presente estudio.

#### 2.1.4 Método de inspección por ultrasonido

La inspección por ultrasonido se basa en la propagación de ondas mecánicas de alta frecuencia, por lo general entre 0.5 y 15 *MHz* [31]. La metodología END se emplea en un amplio rango de aplicaciones ingenieriles, como lo son: la detección o evaluación de defectos, mediciones dimensionales del espesor de distintos materiales e incluso medir los perfiles de grasa de ganado, caracterización de propiedades elásticas en materiales, etc.

De manera general, una prueba de inspección por ultrasonido captura y cuantifica las



ondas reflejadas y transmitidas con el objetivo de caracterizar distintos aspectos. Existen dos tipos básicos de inspección: pulso-eco y transmisión continua. En el primer caso, se detectan ecos de un pulso que se propaga sobre un material con un solo transductor el cual trabaja como emisor y receptor. En el segundo caso, las ondas son transmitidas continuamente, donde la emisión y recepción se generan a través de dos transductores independientes [43]. En esta sección, se enfatiza en la inspección ultrasónica de Pulso-Eco, con el cuál se puede llegar a caracterizar geométricamente el desgaste producido en probetas de UHMWPE cubierto de tejido cadavérico y sumergido en fluidos sintéticos.

El modo Pulso-Eco se genera a partir de la emisión de un pulso ultrasónico, producido por un transductor piezoeléctrico el cual es capaz de detectar el eco que presenta una onda mecánica cuando choca con una discontinuidad que representa un posible cambio de material o un defecto en su estructura. Con esta técnica es posible detectar la velocidad de propagación y el factor de atenuación en el material midiendo el tiempo de viaje de onda y los cambios de amplitud en los picos máximos de la señal, despreciando los efectos de difracción que la onda llegue a tener al momento de reflejarse.

En la Figura 2.9, se muestra esquemáticamente la manera de detectar discontinuidades en un sólido usando un transductor en el modo Pulso-Eco en modo de contacto.

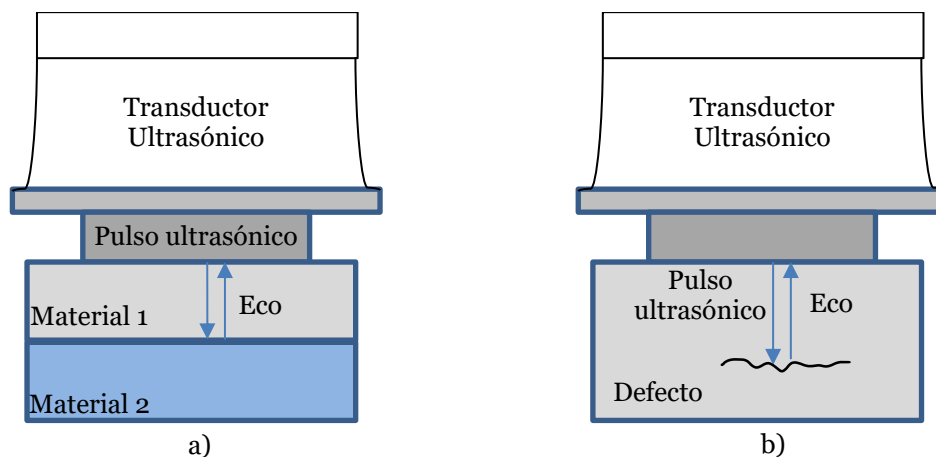


Figura 2.9. Modo pulso-eco: a) Cambio de material y b) defecto o discontinuidad.

En el modo Pulso-Eco en inmersión, el transductor no está en contacto con el material, tal y como se muestra en la Figura 2.10. Para este caso, es necesario analizar la distancia entre los dos rebotes consecutivos de la onda, el primero de ellos es el provocado por la superficie superior y el segundo por el inferior.

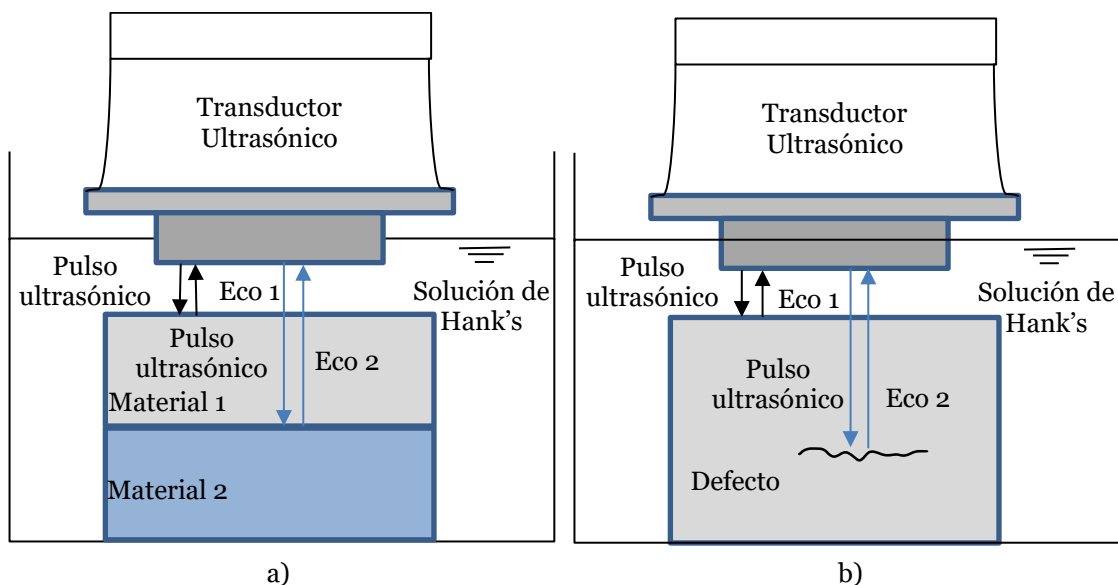


Figura 2.10. Modo Pulso-Eco en inmersión: a) Cambio de material y b) Defecto o discontinuidad.

En el modo de transmisión del transductor de Pulso-Eco, existen dos principales factores que son relacionados con la propagación de ondas: la velocidad de propagación y la atenuación del pulso. La primera se relaciona con el tiempo que ocurre entre ecos producidos por los rebotes del pulso cuando se detectan defectos, con el cual es posible generar el parámetro de propagación en el medio.

La velocidad de propagación puede ser definida como:

$$v = 2e/t_T \quad 2.3$$

donde  $v$ , es la velocidad de propagación de la onda en el material;  $e$ , es el espesor del

material en el punto donde se dispone el transductor; y  $t_T$ , es el tiempo de viaje de la onda en el material.

Generalmente, el tiempo entre ecos generados por el transductor, es visualizado a través de un osciloscopio, donde los pulsos de la onda mecánica son convertidos en una señal eléctrica. Esta señal se sincroniza en el osciloscopio para observar los diferentes rebotes del pulso de manera instantánea. En la Figura 2.11 se muestra una señal típica en el osciloscopio con los ecos de un pulso ultrasónico.

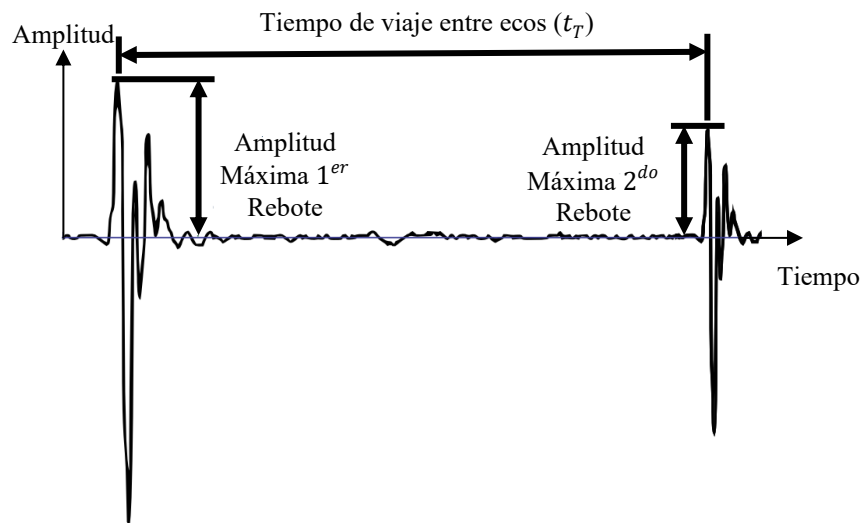


Figura 2.11. Ecos de un pulso ultrasónico.

El modo Pulso-Eco de manera general puede calcular dos formas de velocidad: relativa y absoluta. La primera se utiliza para determinar pequeños cambios en el parámetro de la velocidad de propagación, por ejemplo, cuando intervienen parámetros externos como lo son la temperatura o presión; y en la segunda, el objetivo principal es el monitoreo de las constantes elásticas del material [31].

La atenuación representa la reducción de la amplitud en el pulso a medida que se producen los diferentes rebotes. Este parámetro es susceptible a pequeños cambios en la estructura del material o defectos mínimos. Al momento de obtener la atenuación se debe

tener cuidado en las lecturas, teniendo en cuenta que no lleguen a estar alteradas por pérdidas debidas a la posición errónea del transductor, difracción de la onda o falta de homogeneidad del material [31]. Generalmente, la atenuación se obtiene a partir de la comparación de amplitud en dos ecos continuos haciendo uso de un comparador exponencial. Las ecuaciones que permiten calcular el coeficiente de atenuación ultrasónica para un medio de propagación se presentan a continuación:

$$\alpha \left[ \frac{Np}{m} \right] = \frac{1}{L} \ln (R_{avg}) \quad 2.4$$

$$R_{avg} = \frac{\frac{A_1}{A_2} + \frac{A_2}{A_3} + \dots + \frac{A_{n-1}}{A_n}}{n - 1} \quad 2.5$$

donde  $\alpha$ , es el coeficiente de atenuación ultrasónica;  $R_{avg}$ , es la relación promedio de amplitud;  $n$  es el número de ecos analizados;  $L$ , es la distancia entre los ecos analizados; y  $A_i$ , es la amplitud del  $i$ -ésimo eco. Normalmente, la atenuación tiene unidades de decibeles (dB) con el siguiente factor:  $\alpha(dB/m) = 8.686 * \alpha(Np/m)$  [44].

Una de las aplicaciones principales de la técnica Pulso-Eco se basa en la generación de mapas bidimensionales para representar visualmente variaciones de los parámetros de propagación de la onda, al momento de escanear un área determinada. Estos mapas se generan a través de la técnica de barrido C-Scan, cuyas características se describen en la sección siguiente.

### 2.1.5 Técnica de Barrido C-Scan

La técnica de barrido C-Scan consiste en un análisis bidimensional de una vista superior o plana de una pieza de prueba, en esta técnica se puede lograr identificar parámetros como la amplitud o profundidad de la señal y tiempos de vuelo de la onda en cada punto de la pieza de prueba mapeada a su posición [45]. En la Figura 2.12 se muestra la forma en que se realiza una inspección sobre una muestra usando la técnica de barrido de C-Scan, en ella

se toma un registro (Pulso-Eco) por cada punto en la trayectoria del transductor. La información obtenida en cada punto es la detección de los tiempos de viaje de la onda en el material de prueba.

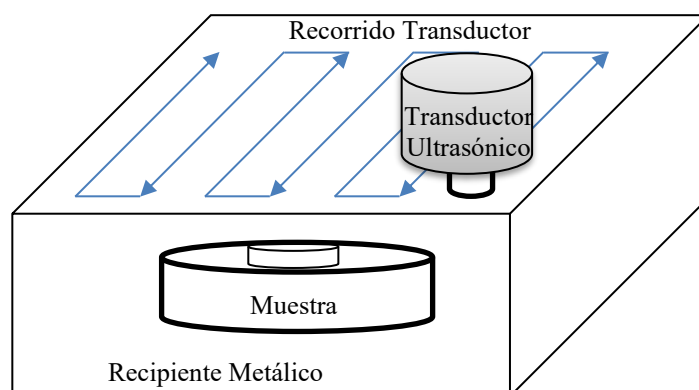


Figura 2.12. Mapeo C-Scan.

Para este trabajo, se propone el escaneo de probetas fabricadas con UHMWPE, utilizado en la fabricación de implantes articulares además de estar cubiertas por tejido cadavérico e inmersa en fluidos sintéticos. Las características principales tanto del UHMWPE como el tejido cadavérico utilizado, se presentan en las siguientes secciones.

## 2.2 Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE)

El UHMWPE es un tipo de polímero usado en el campo ortopédico generalmente clasificado como un homopolímero lineal. Un polímero se describe como una molécula que consiste en diversos segmentos llamados monómeros los cuales pueden ser iguales en toda la cadena molecular, este caso se conoce como homopolímero lineal [17]. Una representación de esta cadena de homopolímero lineal se muestra en la Figura 2.13.



Figura 2.13. Representación esquemática de un homopolímero lineal [17].

El polietileno está formado por un polímero generado a partir de gas etileno ( $C_2H_4$ ). El esquema de la estructura química del etileno y el polietileno se muestran en la Figura 2.14.

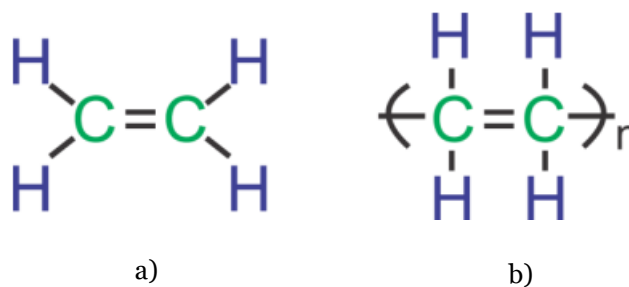


Figura 2.14. Esquema de la estructura química; a)etileno, b)polietileno [17].

Existen distintos tipos de polietileno, los cuales pueden ser sintetizados a partir de diferentes pesos moleculares y arquitecturas de cadena. Por lo general, los polietilenos presentan un peso molecular de menos de  $50,000.00 \text{ g/mol}$ . El UHMWPE, comparado con otros polietilenos, presenta un peso molecular aproximado de  $6,000,000.00 \text{ g/mol}$  [17]. Además, el UHMWPE posee distintas propiedades mecánicas las cuales favorecen su implementación, mismas que se presentan a continuación.

### 2.2.1 Propiedades mecánicas del UHMWPE

El UHMWPE presenta propiedades físicas y mecánicas, entre las que se resaltan la lubricidad, la resistencia al impacto y la resistencia al desgaste. Estas características del UHMWPE le permiten ser un excelente candidato para ser usado en prótesis de articulaciones de rodilla y cadera principalmente, donde progresivamente ha ido reemplazando a algunos

tipos de materiales metálicos como lo son el acero inoxidable [17].

En la Tabla 2.1 se muestran las propiedades mecánicas para el UHMWPE grado quirúrgico, obtenidas a partir de una prueba experimental realizada sobre un simulador de cadera multidireccional [17].

Tabla 2.1. Propiedades mecánicas UHMWPE grado quirúrgico.

<b>Propiedad</b>	<b>Valor</b>
Peso Molecular ( $10^6 g/mol$ )	3.5-7.5
Temperatura de Fusión ( $^{\circ}C$ )	132-138
Relación de Poisson	0.46
Gravedad Específica	0.925-0.945
Módulo de Elasticidad ( $GPa$ )	0.5-0.8
Límite Elástico ( $GPa$ )	21-28
Esfuerzo Último ( $GPa$ )	39-48

Por otro lado, el grado quirúrgico del UHMWPE se clasifica según su composición y tratamientos mediante la nominación GUR. En la siguiente sección se describe la importancia de esta codificación.

### 2.2.2 Resinas GUR

Actualmente, la empresa Celanese© (conocida en un principio como Ruhrchemie AG) suministra UHMWPE de grado superior para aplicaciones ortopédicas del orden quirúrgico. Estas resinas son fabricadas en Bishop, Texas, Estados Unidos y Oberhausen, Alemania. Los grados de resina producidos en Bishop y Oberhausen utilizan la misma tecnología de catalizador y se someten a procesos similares de síntesis de resina. Están reguladas bajo las normas ASTM F-648 e ISO-5834. La empresa Celanese©, utiliza la designación GUR para los distintos grados de UHMWPE en todo el mundo; el acronimo

GUR se refiere a las primeras letras de las palabras “Granular”, “UHMWPE” y “Ruhrchemie” [17].

Para la denominación de los diferentes tipos de UHMWPE grado GUR, la empresa Celanese©, ha generado un código único que permite diferenciar los diversos factores de su composición. La manera de codificación se muestra en la Figura 2.15.

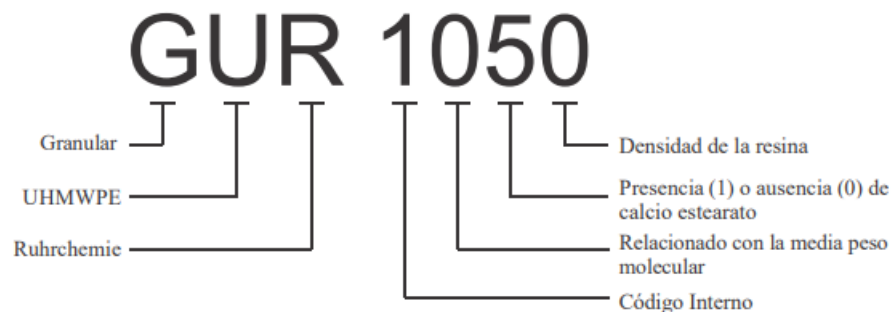


Figura 2.15. Codificación para UHMWPE grado quirúrgico (Celanese Company).

### 2.3 Comparación anatómica entre tejidos porcinos y humanos ubicados en la rodilla

La comparación anatómica entre tejidos porcinos y humanos ubicados en la rodilla es de gran importancia en diversos campos de la medicina y la investigación biomédica. La rodilla es una articulación compleja que desempeña un papel crucial en la movilidad y estabilidad de las extremidades inferiores. Comprender las similitudes y diferencias entre los tejidos porcinos y humanos en esta área específica del cuerpo es fundamental para el desarrollo y mejora de técnicas quirúrgicas y prótesis articulares. Tradicionalmente, el tejido porcino se ha utilizado para el modelo de diversos tejidos humanos en medicina, debido tanto al tamaño como a las similitudes funcionales, así como a la facilidad de obtención [46]. Otros tipos de animales para el modelo de los tejidos presentes en la rodilla humana son: ovejas, cabras, perros y conejos [47]. En la Figura 2.16 se muestra la comparación de la anatomía de



los tejidos presentes en la rodilla de una persona y un animal porcino.

La columna A de la Figura 2.16 representa la cara anterior de las rodillas con el lado medial a la izquierda y el lado lateral a la derecha. La columna B representa los aspectos posteriores de la rodilla. La columna C muestra las diferentes uniones tibiales de las rodillas. La columna D muestra la morfología de los meniscos con el menisco medial a la izquierda, el menisco lateral a la derecha y los cuernos anteriores hacia abajo [47].

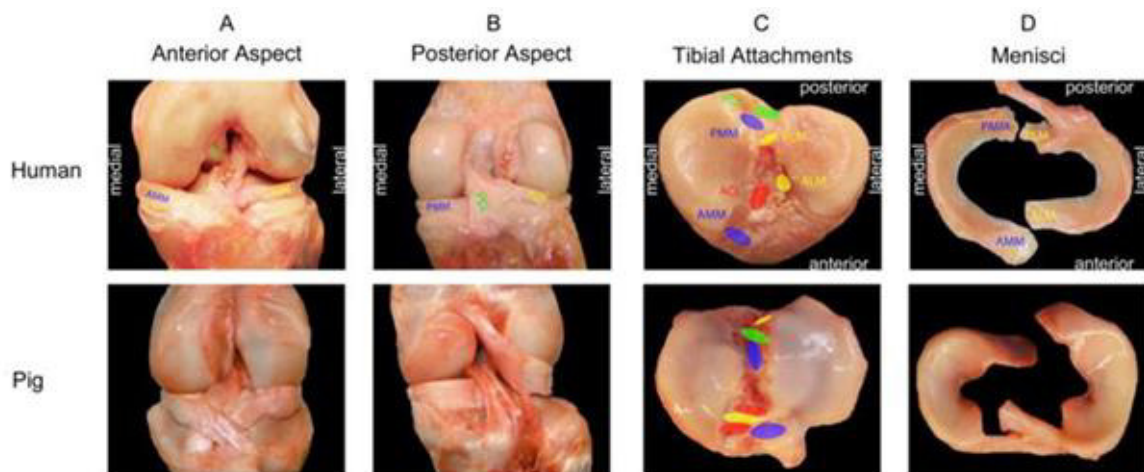


Figura 2.16. Fotografías de ligamentos cruzados (A y B); meseta tibial (C); meniscos (D), de una rodilla de humano y porcino [47].

Todos los sistemas de ultrasonido se ajustan a la velocidad del sonido de  $1540m/s$  como el valor promedio en tejidos blandos, sin embargo, los sistemas modernos ofrecen la posibilidad de ajustar el valor dentro de distintos límites ( $\pm 100m/s$ ) para la optimización de la imagen. Mientras que en líquidos y gases solo se propagan las ondas de compresión (ondas longitudinales), en sólidos bajo la influencia de fuerzas de cizallamiento las ondas de cizallamiento (ondas transversales) también pueden propagarse. Dado que el tejido blando no puede considerarse un sólido ni un líquido puro, las ondas transversales también pueden propagarse bajo ciertas condiciones. En general, la velocidad de las ondas transversales es menor que la de las ondas longitudinales (en los tejidos blandos alrededor de un factor de 0.01) [48].

Con ayuda de un escaneo haciendo uso de ondas ultrasónicas de la piel revela la amplitud del eco reflejado por las interfaces entre las capas de la piel (dermis-subcutis, tumor tisular normal). Los diferentes ecos grabados en línea son de diferentes amplitudes y se registran de acuerdo con una escala de tiempo. El tiempo de propagación de la onda acústica está relacionado con la distancia [49]. La velocidad de propagación del sonido en específico solamente de la piel, en piel porcina se encuentra entre los valores de  $1682 \pm 23m/s$  [50], por otro lado, la velocidad de propagación en la piel humana es de un valor medio de  $1600m/s$ , con el tiempo necesario para la propagación de la señal ultrasónica, es posible calcular el grosor de la piel [49].

Con estas consideraciones comparando las características entre piel humana y porcina se procede con el uso de piel porcina para la parte experimental del trabajo de investigación, el cual se detalla en el Capítulo 3.

### Capítulo 3. Desarrollo Experimental

Durante el desarrollo de este capítulo se explica detalladamente el proceso realizado para la construcción de probetas, pruebas de desgaste y barrido ultrasónico. De acuerdo a los objetivos planteados, el diseño del experimento esta dividido principalmente en dos etapas:

*Etapa I. Determinación de cambios en la profundidad de la superficie de probeta UHMWPE aplicando la técnica de inspección ultrasónica (inmersión) Pulso-Eco sin el uso de piel porcina.* Lo que se busca en esta etapa es determinar el desgaste sobre probetas de UHMWPE con reducción de espesores como representación del desgaste, y además, verificar la resolución de la técnica utilizada. En la Figura 3.1 se representa la secuencia de procedimiento aplicado en esta etapa.

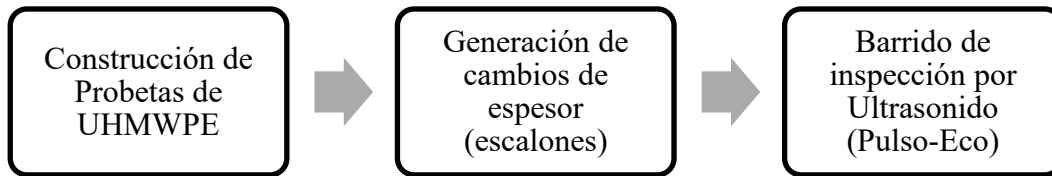


Figura 3.1. Metodología de desarrollo - Etapa I.

*Etapa II. Determinación de cambios en la profundidad de la superficie de probeta UHMWPE aplicando la técnica de inspección ultrasónica (inmersión) Pulso-Eco con el uso de piel porcina.* Esta etapa se centra en determinar la capacidad de la técnica de inspección por ultrasonido Pulso-Eco para determinar el grado de desgaste en las probetas fabricadas en la Etapa I, con la incorporación de la piel porcina sobre la probeta de UHMWPE, para emular la piel del paciente en la articulación. En la Figura 3.2 se representa la secuencia de procedimiento aplicado en esta etapa.

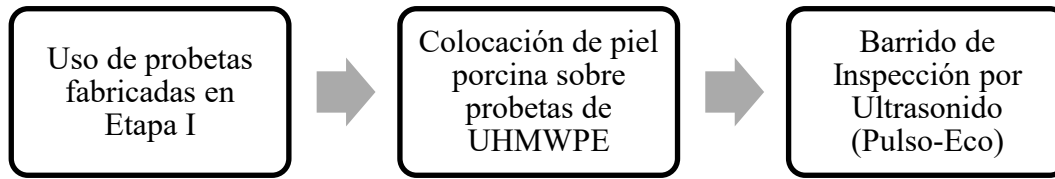


Figura 3.2. Metodología de desarrollo - Etapa II.

Para comprender cada una de las etapas planteadas, es necesario describir el equipo utilizado a lo largo del desarrollo experimental, además de determinar el cambio que se tiene en la propagación de ondas ultrasónicas al momento de colocar piel porcina sobre las probetas de UHMWPE. En la siguiente sección se describe el sistema experimental y cada uno de sus componentes.

### 3.1 Sistema Experimental

Para el desarrollo de la etapa experimental correspondiente a las pruebas de inmersión ultrasónica, se hace uso de la plataforma experimental de adquisición de señales de LabView generada en el Laboratorio de Evaluación No-Destructiva (LabEND) de la División de Ingenierías Campus Irapuato-Salamanca en el 2018. Esta plataforma experimental permite obtener señales generadas por un transductor ultrasónico al momento de pasar sobre el material de inspección, el cual de manera manual o automática sigue la técnica de barrido C-Scan. A continuación, se describen sus características principales, así como su funcionamiento.

#### 3.1.1 Plataforma Experimental END

La plataforma experimental de evaluación no destructiva tiene como aplicación principal, la inspección ultrasónica de zonas con la técnica de barrido C-Scan. En la Figura

3.3 se observa la plataforma experimental END, localizada en el Laboratorio de Esfuerzos de la División de Ingenierías Campus Irapuato-Salamanca de la Universidad de Guanajuato (DICIS-UG).

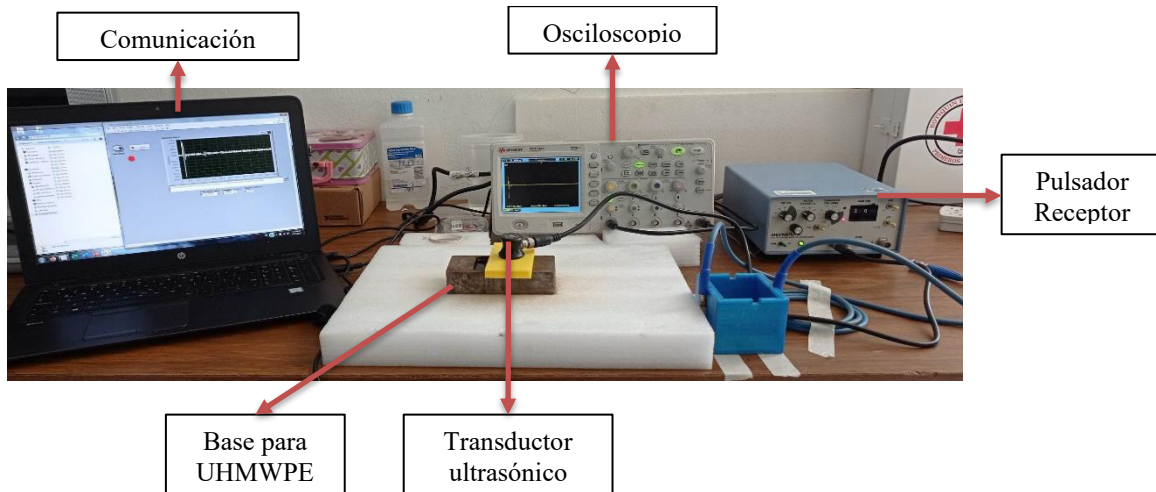


Figura 3.3. Plataforma experimental END.

En la Figura 3.4 se muestra un diagrama, en el cual se identifica la forma en que están enlazados los distintos subsistemas de la plataforma experimental. El funcionamiento de este sistema de inspección es cíclico y se desarrolla con la siguiente secuencia:

1. Se coloca el transductor en el punto inicial de inspección.
2. El transductor recibe la señal del Pulsador-Receptor y emite de nuevo a este el eco de la señal.
3. El osciloscopio recibe la señal enviada por el transductor a través del Pulsador-Receptor.
4. La computadora recibe la señal del osciloscopio a través de una interfaz de desarrollo propio generada en el software comercial LabView® el cual captura y almacena cada una de las lecturas generadas para posteriormente ser procesadas.

Estos pasos se repiten secuencialmente hasta cubrir la zona de inspección que se requiere analizar siguiendo la trayectoria C-Scan.

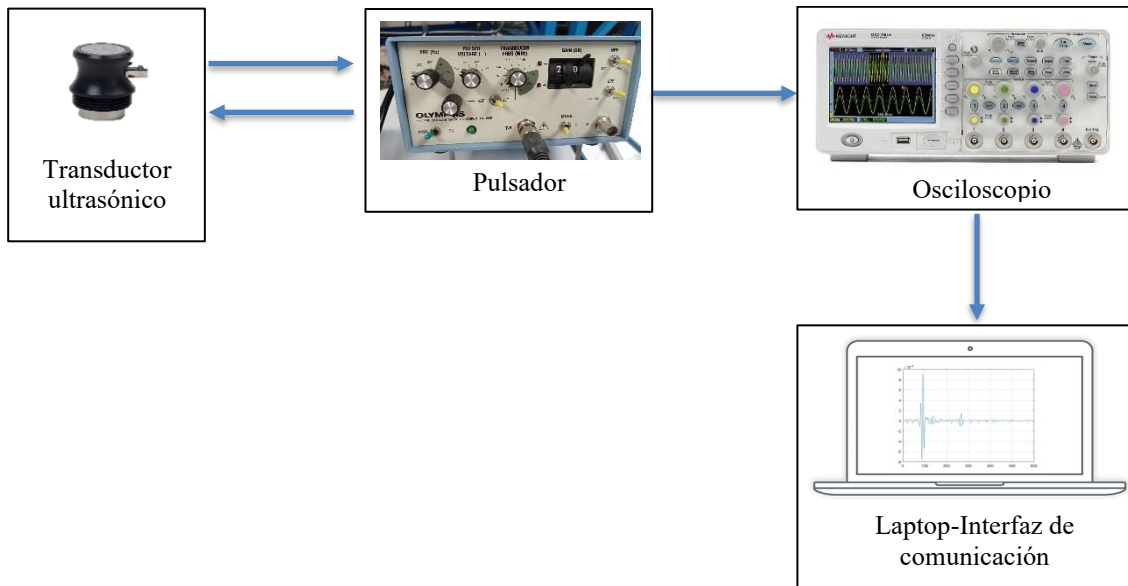


Figura 3.4. Diagrama de subsistema-plataforma experimental END.

Tomando la secuencia de pasos previamente enlistados, es como se logra la inspección de barrido ultrasónico cuando la probeta de UHMWPE se encuentra sumergida en fluidos sintéticos y cubierta por tejido porcino, el cual con ayuda de LabView® y Matlab® las señales son procesadas para determinar el desgaste en estas probetas. En la siguiente sección, se presentan brevemente las características de los equipos utilizados en la plataforma END.

### 3.1.2 Pulsador/Receptor de Pulsos Ultrasónicos Olympus® 5077PR

El equipo OLYMPUS® 5077PR es un pulsador/receptor de ondas ultrasónicas usado en el campo de la END, el cual en conjunto con un osciloscopio y un transductor piezoeléctrico es utilizado para aplicaciones de detección de defectos, calibración de espesores y caracterización de las propiedades de propagación de distintos materiales. En la Figura 3.5 se muestra el equipo usado.



Figura 3.5. Pulsador Receptor OLYMPUS 5077PR [51].

Este equipo emite pulsos eléctricos de onda cuadrada hacia el transductor piezoeléctrico, donde se generan los pulsos cortos de ultrasonido. Estos rebotan sobre una superficie debido a la reflexión que existe en el material y el transductor detecta el regreso parcial o total de la onda convirtiendola en una señal eléctrica, la cual se amplifica por la unidad receptora del equipo. Estas señales son salidas del equipo disponibles para visualizar en un osciloscopio. A continuación se enlistan algunas características importantes acerca del equipo:

- Modo de operación: Pulso-Eco y transmisión continua.
- Voltaje de pulso disponible: -400V, -300V, -200V, -100V
- Impulso de salida de sincronización: 3V a 50ΩC
- Ancho de banda para recepción: 1Khz a 75MHz
- Requerimientos de potencia: 100/120/220/240 V AC, 50/60Hz
- Rango de temperatura de operación: 0°C a 50°C
- Dimensiones: 178 mm x 89 mm x 232 mm
- Peso del equipo: 2.3 kg

Este equipo, junto con el transductor ultrasónico componen el equipo básico para una inspección ultrasónica en transmisión Pulso-Eco. En la siguiente sección se detalla al

transductor utilizado en este trabajo de investigación.

### 3.1.3 Transductor Olympus® - RB 10 MHz

El transductor en un sistema de inspección por ultrasonido, es uno de los componentes más críticos que se puede tener. Es el componente que se encuentra en constante contacto directo con la zona de inspección y es el que finalmente transmite y recibe el pulso ultrasónico. Es por ello que su configuración debe ser óptima, con el objetivo de no generar análisis erróneos al momento de realizar una inspección.

El Olympus® RB es un transductor de ondas longitudinales de un solo elemento, el cual funciona mediante el efecto piezoeléctrico descrito en la sección 2.1.3. Tiene una configuración de frecuencia de 10 MHz y 12.7 mm [0.5 pulg] de tamaño nominal. Presenta una conexión BNC (Bayonet Neill-Concelman) de radiofrecuencia, el cual permite establecer una comunicación con un pulsador/receptor de señales ultrasónicas. En la Figura 3.6 se ilustra el transductor, con las dimensiones principales (A=16, B=29.46, C=31.75, mm) [51].

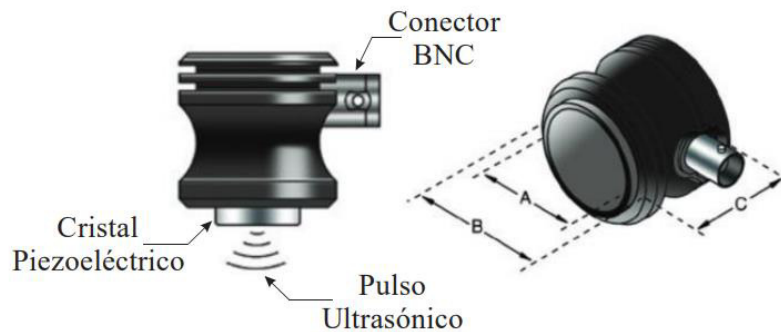


Figura 3.6. Transductor ultrasónico Olympus® - RB 10 MHz [51].

Entre las aplicaciones que puede tener este transductor se encuentra:

- Detección de defectos en vigas rectas y medición de espesores.
- Detección de dimensionamiento de delaminaciones.
- Caracterización de materiales y mediciones de velocidad del sonido.
- Inspección de chapas, palanquillas, barras, piezas forjadas, piezas fundidas,



extrusiones, así como distintos tipos de materiales metálicos y elementos no metálicos.

- Para uso continuo en materiales de hasta 50°C.

El transductor ultrasónico implementado en un sistema de inspección C-Scan, necesariamente debe ser orientado por un sistema en coordenadas bidimensionales. Para ello se hizo uso de una impresión en 3D de una base con material PLA (ácido poliláctico), la cual funciona como sujeción del transductor ultrasónico. En la Figura 3.7 se muestran las dimensiones utilizadas para la impresión de la base.

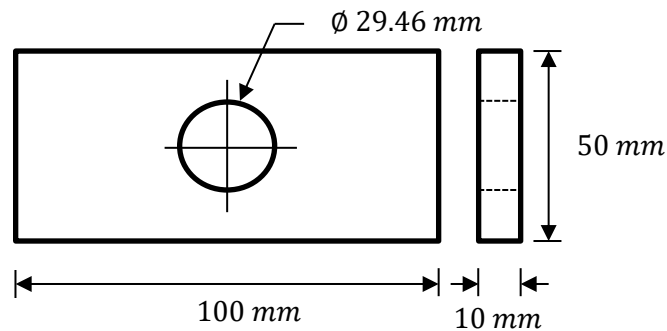


Figura 3.7. Dimensiones para base de sujeción del transductor ultrasónico.

### 3.1.4 Osciloscopio Keysight® DSO1004A

Este instrumento permite la representación gráfica de señales eléctricas. El Osciloscopio Keysight® DSO1004 (Figura. 3.8) nos ofrece un amplio ángulo de visión, pantalla de color brillante, su capacidad de memoria es de 8 veces más que otros osciloscopios y presenta una velocidad de muestreo de hasta 2GSa/s (Gigamuestras por segundo) [52].

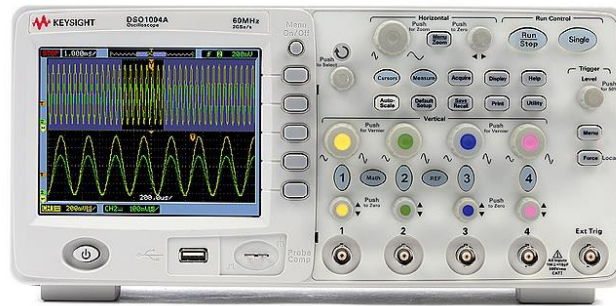


Figura. 3.8 Osciloscopio Keysight® DSO1004A.

Este osciloscopio presenta opciones para aplicar filtros digitales para limpiar las señales de ruidos o perturbaciones que alteren las lecturas. Para el caso de captura de señales de pulso ultrasónico es necesario utilizar esta función para tratar de evitar posibles alteraciones en la respuesta por ruidos eléctricos emitidos por el pulsador/receptor, el equipo mantiene una señal de sincronía para mostrar en tiempo real el comportamiento del pulso ultrasónico. Una principal ventaja que tiene este osciloscopio, es la capacidad de medir parámetros de la señal en tiempo real.

Una de las primeras aplicaciones desarrolladas con estos equipos durante la ejecución del trabajo de investigación, fue observar el comportamiento de la señal ultrasónica al momento de colocar piel porcina por encima de la probeta de UHMWPE. En la siguiente sección se describe el procedimiento de la construcción de las distintas probetas de UHMWPE.

### **3.2 Determinación de cambios de profundidad en la superficie de UHMWPE aplicando la técnica ultrasónica de inmersión Pulso-Eco.**

La técnica ultrasónica de inmersión Pulso-Eco, es usada para determinar los espesores de diferentes materiales normalmente de metales. En esta etapa se requiere determinar la aplicabilidad y resolución de la técnica sobre el material UHMWPE cuando se le coloca piel porcina por encima. Se busca generar diferentes escalones sobre probetas de

este polietileno, como una reproducción del desgaste en el material cuando se altera su espesor. De esta manera, es posible determinar la resolución de lectura para la técnica planteada. Rateike [53] reporta que en pruebas de desgaste hechas sobre prótesis de rodilla se encontraron profundidades de desgaste de hasta  $0.2\text{ mm}$ , valor tomado como referencia en la generación de escalones maquinados sobre las probetas.

### 3.2.1 Construcción de probetas de UHMWPE

El UHMWPE es, por lo general, usado en prótesis de rodilla y cadera, este debe ser biocompatible [17]. En este trabajo de investigación se utiliza UHMWPE de grado comercial, esta decisión tiene su base en un estudio previo donde se menciona que el material de grado quirúrgico presenta propiedades de propagación de onda similar a las presentadas en el material comercial [5]. Para llevar a cabo los experimentos en este trabajo, se obtuvieron las probetas a partir de una barra redonda ( $38.1\text{ mm}$ ) de UHMWPE de tipo comercial.

En esta etapa se obtuvieron 5 probetas con espesores de  $14\text{ mm}$ , espesor propuesto para este trabajo de investigación. El proceso de construcción se llevo a cabo con la ayuda del equipo encargado del taller de manufactura y una máquina CNC ubicados en la División de Ingenierías Campus Irapuato-Salamanca de la Universidad de Guanajuato. El resultado de maquinado de las probetas se muestra en la Figura 3.9.



Figura 3.9. Acabado final de probetas UHMWPE.

### 3.2.2 Cambios de espesores en probetas de UHMWPE

En esta parte del proceso se genera sobre 4 probetas un cambio en el espesor, con ayuda de la máquina CNC. El esquema del cambio de espesor requerido se muestra en la Figura 3.10.

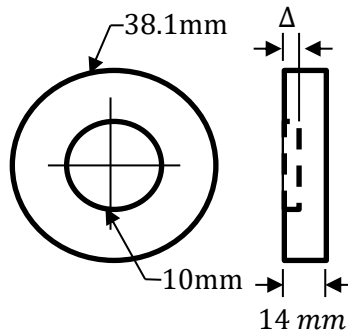


Figura 3.10. Cambio en el espesor del UHMWPE.

A la distancia  $\Delta$  (Figura 3.10) se le asignaron los siguientes valores: 0.2, 0.3, 0.4 y 0.5 mm. Los valores de espesor seleccionados se basaron en la necesidad de abarcar un amplio rango de lecturas en el material, considerando el valor mínimo de 0.2 mm obtenido en investigaciones anteriores sobre profundidades de desgaste descrito por [53]. Se reconoce que un cambio en el espesor puede ser indicativo de diferentes condiciones de desgaste. Además, la elección de un espesor a partir de 0.2 mm se respalda en un estudio realizado por [5], donde se menciona que a partir de esta medida, la técnica de inspección por ultrasonido comienza a detectar cambios en el espesor de la probeta. De esta manera, se espera que la técnica de inspección por ultrasonido pueda seguir detectando cambios en el espesor a partir de este valor de 0.2 mm, incluso cuando se coloque piel cadavérica de cerdo. En la Figura 3.11 se muestra la probeta de UHMWPE con cambio de espesor de 0.5 mm.



Figura 3.11. Probeta UHMWPE - escalón 0.5mm.

### 3.2.3 Inspección de ultrasonido por inmersión Pulso-Eco

Para cada una de las probetas se utiliza la técnica de ultrasonido por inmersión (Pulso-Eco). En este paso se hace uso de la plataforma experimental END, para detectar los cambios de espesor producidos en la probetas, cuyo montaje se muestra en la Figura 3.12.

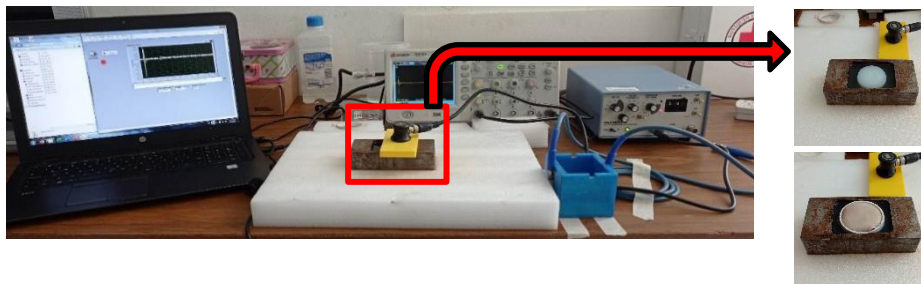


Figura 3.12. Plataforma experimental END.

La técnica de inspección de ultrasonido de inmersión Pulso-Eco, requiere de un medio acoplante entre el transductor y la pieza inspeccionada. Para este caso de estudio, una prótesis de UHMWPE se encuentra interna en la rodilla recubierta por tejido y sustancias corporales. Esta razón justificó el uso de la solución de Hank's (H6136 – SIGMA) [54] como medio acoplante, con el objetivo de que el experimento se acerque a la realidad.

Con la probeta fija en el recipiente metálico e inmersa en la solución de Hank's se realiza el barrido ultrasónico (C-Scan) de manera manual. En este barrido se tomaron lecturas

cada milímetro para tener una resolución aceptable de los resultados. En la Figura 3.13 se muestra el esquema de configuración de la probeta respecto al transductor piezoeléctrico. El transductor esta en modo de contacto con la probeta de UHMWPE. Esta distancia no afecta las mediciones, ya que en la inspección por inmersión se tiene en cuenta el tiempo entre el primer y segundo rebote para el cálculo del espesor del material cuando este no tiene piel, por otro lado, se utiliza el segundo y tercer rebote para el cálculo del espesor del material cuando se le coloca piel porcina por encima.

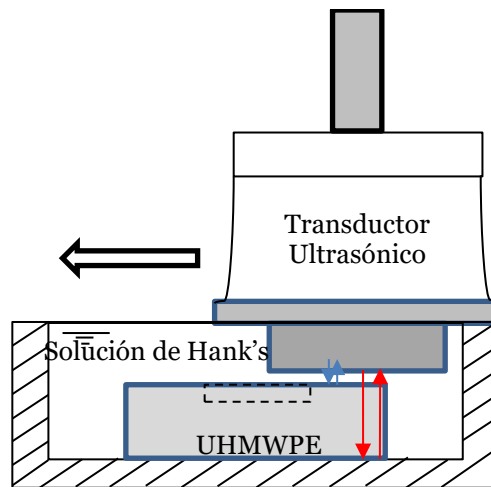


Figura 3.13. Esquema de barrido ultrasónico.

La inspección se realiza mediante el tipo de análisis C-Scan (ver sección 2.1.5), el barrido se hace a lo largo de la probeta haciendo mediciones cada  $1\text{ mm}$ . De esta forma, se obtiene un perfil de alturas donde se busca detectar la variación en la superficie del material. La manera en la que se determinan los espesores de las distintas probetas de UHMWPE se explica en la siguiente sección.

### 3.3 Propiedades de propagación del UHMWPE

Durante el desarrollo de este trabajo de investigación se utiliza principalmente la propiedad referente a la velocidad de propagación de ondas ultrasónicas en el material. Por esta razón es necesario definir de forma experimental la velocidad de propagación de onda

cuando estan en contacto los distintos materiales (UHMWPE y piel porcina).

Las propiedades de propagación del ultrasonido en los materiales se miden a partir del uso del osciloscopio, el pulsador/receptor y el transductor piezoeléctrico de 10 MHz descritos en la sección 3.1. Para las pruebas, se utilizó UHMWPE de grado comercial en lugar de material biocompatible. Esta desición tiene su base en un estudio previo donde se menciona que el material de grado quirúrgico presenta propiedades de propagación de onda similar a las presentadas en el material comercial [5], en el caso de las pruebas de velocidad de propagación en la piel porcina, se utilizó piel comercial, específicamente la piel ubicada en las patas del porcino.

### 3.3.1 Propiedades de propagación ultrasónica en UHMWPE comercial

Normalmente, el UHMWPE es comercializado a nivel industrial con gran variedad de composiciones y propiedades mecánicas según sea su aplicación (maquinaria textil, tolvas para carbón y camiones de volteo, equipos de embotellado, parachoques y revestimiento para barcos) [17]. El material adquirido para las pruebas experimentales es UHMWPE comercial, el cual tiene un costo aproximado de \$3,000.00 MXN por metro longitudinal (diámetro de 38.1 mm). Se tiene como antecedente que la velocidad de propagación de los pulsos ultrasónicos en este tipo de material comercial esta descrito por [5] como:

$$v_c = 2.115852 \frac{mm}{\mu s} = 2115.852 \frac{m}{s}$$

Con esta velocidad, es posible conocer el espesor que tienen las probetas de UHMWPE utilizando la ecuación 2.3 donde es necesario despejar la variable “e” y observando los dos picos máximos de la señal para obtener la diferencia de tiempo entre los picos máximos, sin embargo, al momento de colocar piel porcina por encima de la probeta, las señales obtenidas por el transductor tienen una variación en los picos de las señales, debido al cambio de materiales cuando estos entran en contacto. El efecto de la piel sobre las

señales ultrasónicas obtenidas por el transductor se describe en la siguiente sección.

### 3.3.2 Obtención de espesores en probetas de UHMWPE cuando no se coloca piel porcina

Utilizando la técnica Pulso-Eco es posible establecer el espesor de la probeta con ayuda de la velocidad de propagación de ondas ultrasónicas en un material. En este caso se tiene el tiempo que tarda la onda en viajar desde el transductor hasta la superficie inferior ( $t_1$ ) y regresar hasta la superficie superior ( $t_2$ ) obtenido del primer pico de la señal capturada. Los tiempos de viaje de onda ultrasónica en el material se muestran en la Figura 3.14.

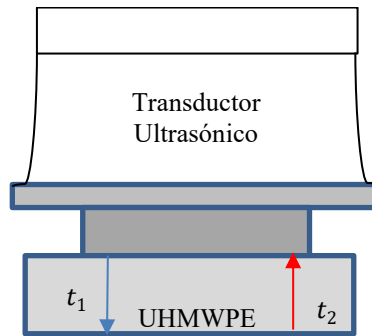


Figura 3.14. Tiempos de propagación de onda ultrasónica.

Considerando una velocidad de propagación constante en el material y con ayuda de la ecuación 2.3 podemos despejar el espesor de la probeta, obteniendo así la siguiente expresión:

$$e = \frac{v(t_2 + t_1)}{2} \quad 3.1$$

Donde  $v$ , es la velocidad de propagación de onda ultrasónica en el material;  $t_1$  y  $t_2$ , son los tiempos en que tarda la onda en viajar por el material; y  $e$ , es el espesor de la muestra de UHMWPE.



El procedimiento empleado para la obtención del espesor de la probeta es el siguiente:

- Usando la técnica Pulso-Eco se toman diferentes mediciones longitudinalmente de la muestra, desplazando el transductor  $1\text{ mm}$  hasta alcanzar  $30\text{ mm}$  de recorrido como se muestra en la Figura 3.15. En cada una de las posiciones se adquiere la señal generada, mediante la interfaz de captura.

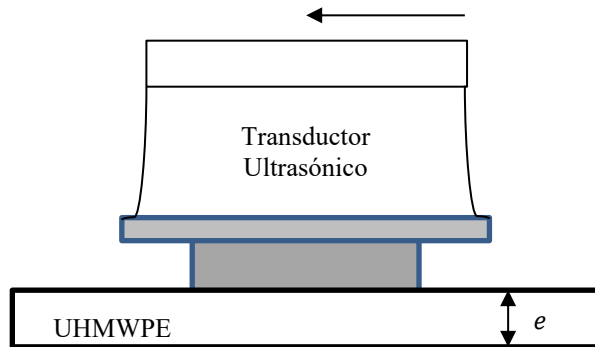


Figura 3.15. Mediciones ultrasónicas – UHMWPE comercial.

- En cada uno de los puntos donde se registran las lecturas de ultrasonido es necesario tomar mediciones de referencia para tener el valor adecuado del espesor de la muestra. La medida registrada ( $e$ ), se toma cada  $1\text{ mm}$  durante  $30\text{ mm}$  con el fin de mantener correspondencia con las mediciones ultrasónicas hechas.

Las medidas registradas se muestran en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1. Mediciones de referencia de UHMWPE.

Longitud L (mm)	Espesor $e$ (mm)	Longitud L (mm)	Espesor $e$ (mm)	Longitud L (mm)	Espesor $e$ (mm)
1	14.07	11	14.05	21	14.05
2	14.01	12	14.07	22	14.04
3	14.05	13	14.08	23	14.07
4	14.06	14	14.08	24	14.11
5	14.13	15	14.06	25	14.13
6	14.13	16	14.01	26	14.15
7	14.16	17	14.05	27	14.13
8	14.13	18	14.10	28	14.12
9	14.09	19	14.06	29	14.09
10	14.09	20	14.07	30	14.10
				Promedio	14.084

- Ahora se analizan las señales generadas de la técnica Pulso-Eco. En las señales se busca el tiempo entre los picos que representan los reflejos de la onda ultrasónica en el material. Una señal típica generada para este caso se muestra en la Figura 3.16.

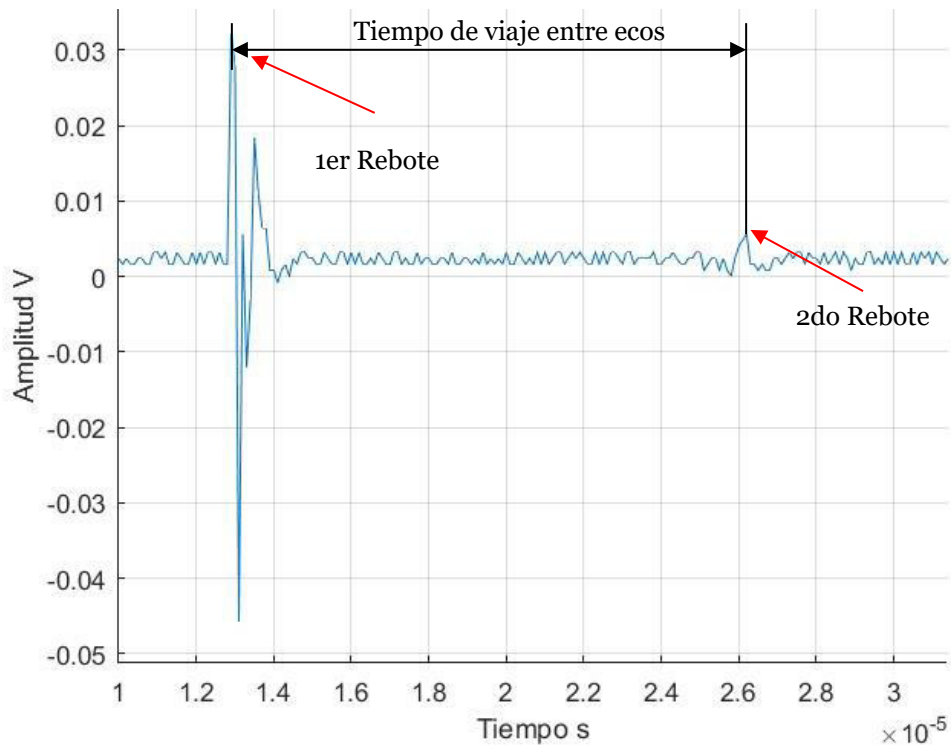


Figura 3.16. Señal capturada Pulso-Eco UHMWPE sin piel.

En todas las señales registradas se observa un valor constante entre los dos picos máximos de la señal.

Finalmente, con el tiempo total de propagación ( $t_2 + t_1$ ) y la velocidad de propagación del ultrasonido en el material, es posible conocer el espesor de la probeta cuando no se tiene piel por encima de esta. Para este caso en particular se obtuvo el siguiente valor del espesor en promedio, usando las señales del transductor, los tiempos y velocidad de propagación para una probeta de UHMWPE comercial:

$$e = 13.91 \text{ mm}$$

Con esta aproximación en el espesor de la probeta observamos que aún está un poco alejado de nuestra referencia (aproximadamente  $0.174 \text{ mm}$ ), esto debido al ruido producido

al momento de hacer las mediciones con el transductor.

Para lograr una mayor resolución en la medición se hace uso del tratamiento de señales con un filtro de Butterworth el cuál también nos ayuda a obtener una mejor aproximación al momento de colocar piel por encima de la probeta, esto se explica en la siguiente sección.

### 3.3.3 Filtro Butterworth para el procesamiento de la señal del transductor

Los filtros se pueden representar mediante la función de transferencia  $H(s)$ , la cual se expresa en términos de su ganancia o atenuación, así se tiene:

$$H(s) = \frac{V_o(s)}{V_i(s)} \quad 3.2$$

donde  $V_i(s)$  es la entrada de filtro y  $V_o(s)$ , la salida [55].

El espectro de la señal de salida es obtenido mediante [55]

$$|V_o(j\omega)| = |H(j\omega)||V_i(j\omega)| \quad 3.3$$

de acuerdo al criterio de selección de frecuencia de paso o de rechazo, existen cuatro tipos de filtros:

- **Pasa Bajos (LowPass Filter)**

Son aquellos que tienen ganancia a frecuencias menores que la frecuencia de corte  $\omega_c$ . Así, la banda de paso está dada para  $0 < \omega < \omega_c$ , donde  $\omega_c$  se expresa en  $[rad/s]$  o Hertz y corresponde a la frecuencia en la cual la ganancia es dividida por  $\sqrt{2}$  (cae en  $-3dB$ ).

La ganancia disminuye a medida que se supera a dicha frecuencia [55].

La función de transferencia para un filtro pasa bajos de orden  $n$  de ganancia  $G$  es:

$$H(s) = \frac{Gb_o}{s^n + b_{n-1}s^{n-1} + \dots + b_o} \quad 3.4$$

- **Pasa Altos (HighPass Filter)**

Permite el paso de frecuencias superiores a  $\omega_c$ . Su función de transferencia se puede obtener a partir de la ecuación 3.4 reemplazando  $s = \frac{1}{s}$ , es decir [55]:

$$H(s) = \frac{Gb_o}{s^n + b_{n-1}s^{n-1} + \dots + b_o} \Big|_{s=\frac{1}{s}} \quad 3.5$$

luego se obtiene

$$H(s) = \frac{Gs^n}{s^n + a_{n-1}s^{n-1} + \dots + a_o} \quad 3.6$$

donde  $b_n = 1$ ,  $a_{n-i} = \frac{b_i}{b_o}$ ,  $i = 1, 2, \dots, n$ .

- **Rechaza Banda (BandReject Filter)**

Este tipo de filtro deja pasar todas las frecuencias excepto una única banda, la cual está definida por  $B$ . La función de transferencia se obtiene haciendo la sustitución de  $s = \frac{B_s}{s^2 + \omega_o^2}$  donde las características de banda son iguales al filtro pasabanda [55]:

$$H(s) = \frac{Gb_o}{s^n + b_{n-1}s^{n-1} + \dots + b_o} \Big|_{s=\frac{B_s}{s^2+\omega_o^2}} \quad 3.7$$

- **Pasa Banda (BandPass Filter):**

Este filtro deja pasar las frecuencias que se encuentran dentro de una banda  $B$ , centrado en  $\omega_o$ , atenuando todas las otras frecuencias cuyo ancho de banda esta definido por:

$$B = \omega_2 - \omega_1 \quad 3.8$$

La función de transferencia se obtiene de 3.2 como

$$(s) = \frac{Gb_o}{s^n + b_{n-1}s^{n-1} + \dots + b_o} \Big|_{s=\frac{s^2+\omega_o^2}{B_s}} \quad 3.9$$

Así, el orden del filtro pasa banda se incrementa al doble. Se define el factor de calidad  $Q$ , el cual mide la selectividad del filtro (un  $Q$  muy alto indica que el filtro es muy selectivo con banda de paso muy pequeña) como [55]

$$Q = \frac{\omega_o}{B} \quad 3.10$$

La ganancia será la amplitud de la función de transferencia a la frecuencia  $\omega_o = \sqrt{\omega_2\omega_1}$  [55].

Dado que el objetivo del uso del filtro en la aplicación de este trabajo de tesis, es el mejorar la señal de entrada de nuestro transductor ultrasónico se decidió hacer uso de un filtro pasabanda, el cual ya había sido implementado con anterioridad [56], este filtro es el llamado filtro de Butterworth pasa banda el cual se menciona a continuación.

El filtro Butterworth tiene una respuesta plana en la banda de paso (llamada máximamente plana), a expensas de la respuesta en la región transición, la cual es de  $20 \text{ dB/Década}$  por polo [55]. La implementación de este tipo de filtro garantiza una respuesta plana en la banda de paso y una amplia atenuación. Presenta también una respuesta de frecuencia de amplitud esencialmente plana hasta la frecuencia de corte, razón por la que es utilizado este tipo de filtro en comparación con otros.

Una vez implementado el filtro Butterworth en nuestra señal adquirida por el transductor, se procede a realizar lo mencionado en la sección 3.2.2 para la obtención del espesor de la probeta de UHMWPE cuando no se le coloca piel, para este caso en particular se utilizan las frecuencias de corte entre 5 y 25  $\text{MHz}$ , dado que nuestro transductor tiene una señal de frecuencia de 10 $\text{MHz}$ , con estas frecuencias aseguramos que nuestra señal logre mejorar y así obtener un espesor más acercado a la realidad. El valor que se obtiene implementando el filtro, es de:

$$e = 14.04 \text{ mm}$$

Comparando este nuevo espesor de la probeta con el espesor de referencia obtenido en la Tabla 3.1 , podemos afirmar que nuestro filtro, mejora la señal así como también mejora en la medición del espesor de nuestra probeta acercandolo más a la realidad.

Con la implementación del filtro Butterworth se busca obtener un mejoramiento de la señal del transductor evitando el ruido que puede presentar, el cual se debe a distintos factores (interferencias en la señal, movimiento del transductor no deseado, etc.). Al momento de colocar la piel por encima de la probeta estamos agregando un ruido en la señal, debido a esto, el uso del filtro resulta una manera viable para tratar de disminuir el error producido por la piel al momento de obtener el espesor de la probeta de UHMWPE es por esto que es necesario realizar cambios en la velocidad de propagación en nuestra ecuación

3.1 para la determinación del espesor, así como también la manera de medir los picos altos de la señal del transductor, lo cual se discute en la siguiente sección.

### **3.3.4 Obtención de espesores en probetas de UHMWPE cuando se coloca piel porcina.**

Una vez obtenidos los espesores para las probetas de UHMWPE sin piel, se utiliza una metodología similar a la descrita en la sección 3.3.2 para la obtención de espesores de la probeta cuando se le coloca piel porcina, para ello es necesario determinar los efectos de la piel sobre la señal del transductor ultrasónico, lo cual se menciona a continuación.

Como se ha mencionado en las secciones anteriores, se utiliza la técnica Pulso-Eco para establecer el espesor de la probeta con ayuda de la velocidad de propagación de ondas ultrasónicas en el material. En este caso se tiene el tiempo que tarda la onda en viajar desde el transductor hasta la superficie superior de la piel ( $t_{1,1}$ ), la superficie inferior de la piel ( $t_{1,2}$ ) y, por otro lado, existe también el tiempo que tarda la onda en viajar desde el transductor hasta la superficie inferior de la probeta ( $t_{1,3}$ ) obteniendo así tres distintos picos en la señal capturada. Los tiempos de viaje de onda ultrasónica en los distintos materiales se muestran en la Figura 3.17.



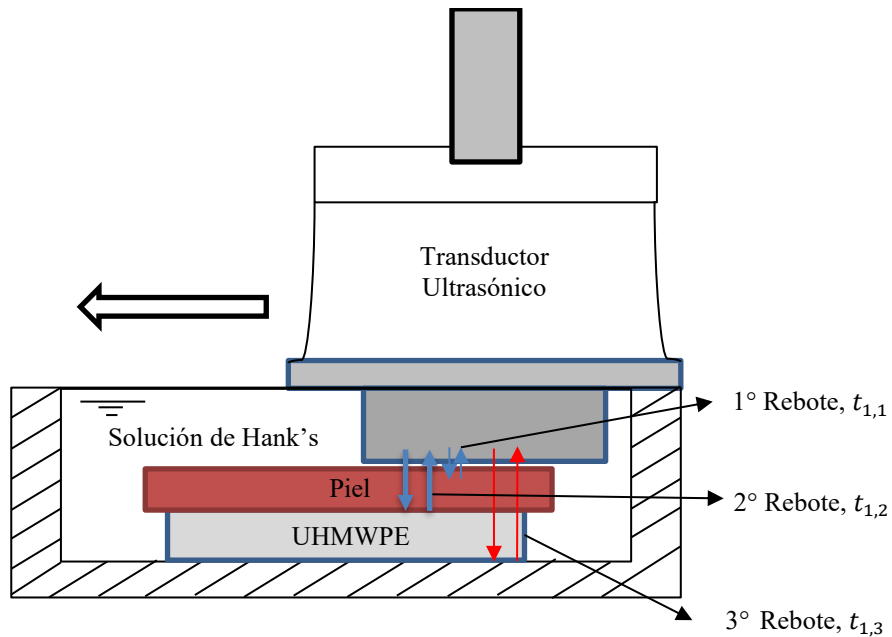


Figura 3.17. Diagrama de rebotes de señal y avance para el transductor ultrasónico cuando se coloca piel.

Dado que ahora nuestra señal ultrasónica del transductor tiene que pasar por la piel, existe una velocidad de propagación de onda debida a la piel y una velocidad de propagación de onda debida al material de UHMWPE, cuando estos dos entran en contacto se encuentra una nueva velocidad de propagación de onda para conocer el espesor de la probeta, para ello es necesario modificar la manera de medición utilizando los distintos picos de la señal del transductor.

Una señal típica obtenida al momento de hacer la captura se muestra en la Figura 3.18, donde se pueden observar los tres rebotes descritos anteriormente. Si nos centramos en el segundo y tercer rebote de la señal podemos decir que ahí es donde se encuentra la velocidad de propagación que nos va a ayudar a obtener los espesores de la probeta de UHMWPE que es la que nos interesa obtener.

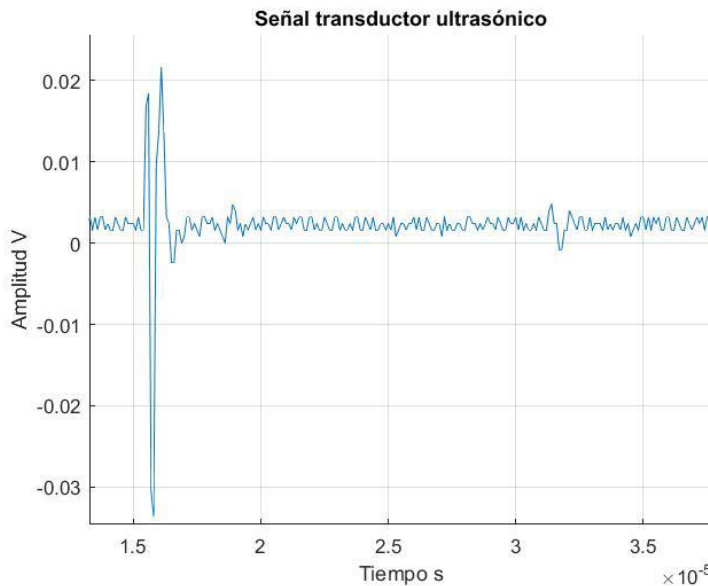


Figura 3.18. Señal típica del transductor ultrasónico cuando se tiene piel porcina por encima del UHMWPE.

Para obtener la velocidad de propagación hacemos uso del segundo y tercer pico mas alto de la señal para la obtención de los tiempos de viaje de onda, además, con el valor de espesor promedio de la probeta obtenido en la Tabla 3.1 podemos hacer uso de la ecuación 2.3 para así obtener el valor de la velocidad de propagación de la onda cuando se tiene piel porcina por encima de la probeta, usando esta técnica y haciendo el recorrido como el propuesto en la sección 3.3.2 se obtiene un valor de la velocidad de propagación de la onda de:

$$v_{cp} = 2248.4 \text{ m/s}$$

Una vez obtenida la velocidad de propagación de onda cuando se coloca piel por encima de la probeta, se procede a calcular el espesor de UHMWPE haciendo uso del segundo y tercer pico mas alto de la señal del transductor, así como también el uso del filtro Butterworth descrito en la sección 3.3.3, para ello se utiliza el espesor de referencia de la Tabla 3.1 teniendo así un punto de comparación y la velocidad de propagación  $v_{cp}$  obtenida anteriormente, con esta velocidad podemos hacer uso de la ecuación 3.1 para así obtener un

espesor de la probeta de UHMWPE cuando se le coloca piel porcina por encima de:

$$e = 14.003mm$$

Valor con el cual se puede decir que la velocidad de propagación encontrada para cuando estan en contacto la piel con la probeta de UHMWPE es la idonea para obtener el espesor de una probeta plana.

### **3.3.5 Procesamiento de señales para la obtención de espesores de probetas de UHMWPE**

Una señal generada con la inspección por ultrasonido de inmersión (Pulso-Eco) sobre un área determinada de la superficie del material, por lo general, tiene la forma como la mostrada en la Figura 3.19 a) cuando no se le coloca piel. Una señal generada con la inspección por ultrasonido de inmersión sobre un área determinada cuando se le coloca piel por encima de la superficie de la probeta de UHMWPE, generalmente tiene la forma mostrada en la Figura 3.19 b). En la Figura 3.19 a) y b), se observa una diferencia significativa. En la señal generada por el transductor ultrasónico sin la presencia de piel sobre la probeta de UHMWPE, se aprecian únicamente dos picos máximos. En contraste, cuando se coloca piel sobre la probeta, la señal generada por el transductor muestra tres picos máximos. Esta variación se debe a la interferencia generada por la piel cadavérica de cerdo colocada sobre la probeta de UHMWPE.

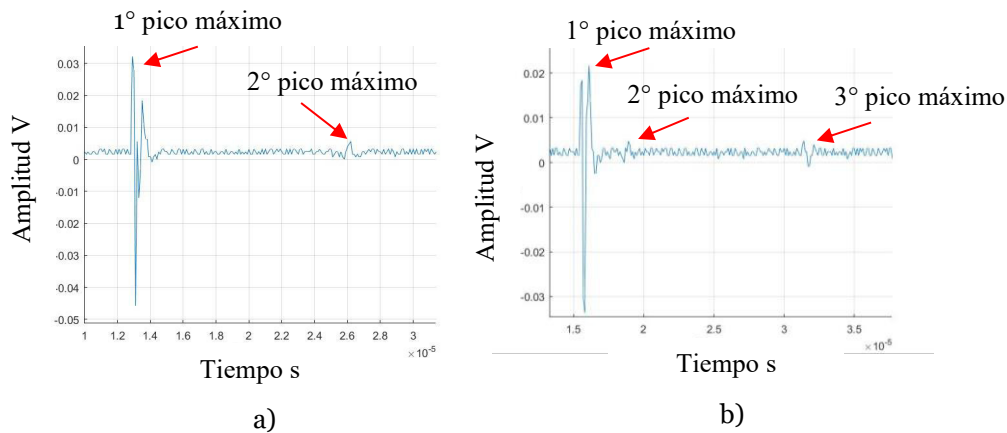


Figura 3.19. Señal típica pulso-eco en UHMWPE a) sin piel; b) con piel.

En la Figura 3.20 a), se puede observar el procedimiento de medición y la generación de los rebotes en la señal cuando no se coloca piel. Por otro lado, en la Figura 3.20 b), se muestra el proceso de medición y la generación de los rebotes en la señal cuando se coloca piel cadavérica de cerdo sobre la probeta de UHMWPE.

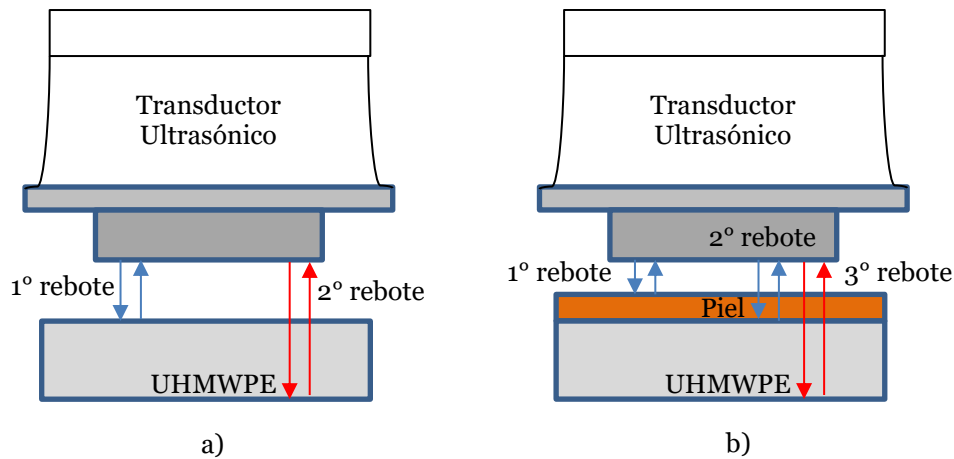


Figura 3.20. Secuencia señal típica pulso-eco en UHMWPE a) sin piel; b) con piel.

Las señales se adquieren mediante la interfaz desarrollada en el software LabView® de la plataforma experimental de END [56]. Como se vio en la sección 2.1.4, la inspección

por ultrasonido en Pulso-Eco, generalmente, permite conocer el espesor que presenta un material al conocer el tiempo de rebote entre los dos picos máximos (superficie superior e inferior, respectivamente). Con el tiempo y las propiedades de propagación de la onda ultrasónica conocidas para el material, se determina el espesor en la zona inspeccionada usando la ecuación 3.1.

El procesamiento de las señales generadas se realiza en un programa desarrollado en el software MATLAB ® (ver Apéndice A). La secuencia de su funcionamiento es la siguiente:

1. Lectura de las señales generadas, las cuales son guardadas por LabView® en archivos de datos con extensión “.lvm”. En este paso, se usa la función “addpath”, para agregar la carpeta con todos los datos, e “importdata”, para extraer los valores numéricos de cada una de las señales.
2. Con las señales generadas, el algoritmo permite utilizar, con la función “designfilt” diseñar el filtro para limpiar cada una de las señales, así se encuentran los picos máximos de la señal y se calcula el tiempo entre ellos, en el caso de cuando no se le coloca piel a la probeta, se utilizan los dos picos máximos de la señal. En el caso de cuando se le coloca piel por encima de la probeta, se utilizan el segundo y tercer pico máximo de la señal. Los picos máximos se promediaron con los 5 valores máximos en cada zona, para asegurar la lectura frente a un posible ruido que pudiera contaminar la señal y nuestro filtro no haya podido limpiar.
3. Finalmente, se extrae la secuencia de tiempos de los puntos inspeccionados en el barrido ultrasónico de la probeta.

Para finalizar, los resultados obtenidos en esta etapa se presentan en el Capítulo 4.

## Capítulo 4. Resultados y Discusión

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos en el desarrollo experimental para las dos etapas desarrolladas.

En el desarrollo experimental se destacó la ejecución de dos etapas, en las cuales se aplicó la técnica de ultrasonido de Pulso-Eco en modo de inmersión y en contacto a probetas de material UHMWPE. En la primera etapa, se identifica la capacidad de la plataforma END [56] en la configuración de inmersión, para la detección de disminución en la pared emulando un proceso de desgaste; y en la segunda, se estudia la capacidad de la plataforma END para cuando se le coloca piel porcina por encima de las probetas de UHMWPE. En la siguiente sección, se presentan los resultados y discusión para la Etapa I.

### **4.1 Determinación de cambios del espesor en las superficies de las probetas UHMWPE aplicando la técnica de inspección ultrasónica por inmersión Pulso-Eco Etapa I**

Como resultado directo de esta etapa, se obtienen los tiempos de viaje de la onda ultrasónica a través del material para cada uno de los puntos seguidos por la trayectoria del transductor, mediante un tratamiento de la señal generado y descrito en la sección 3.3.5. Este procedimiento, se aplica a cada una de las probetas con cambios de espesor de 0.2, 0.3, 0.4 y 0.5 *mm*, respectivamente. En la Figura 4.1, se muestra la zona en que se realizan los barridos ultrasónicos para detectar las variaciones en la señal ultrasónica según el cambio en la superficie en cada una de las distintas probetas.

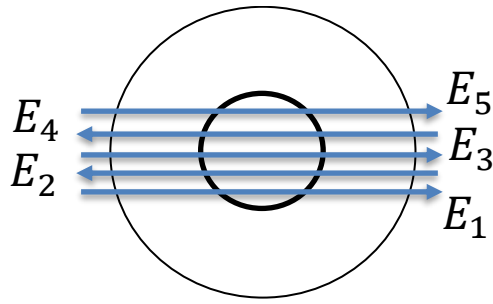


Figura 4.1. Probeta de UHMWPE, trayectoria de barrido ultrasónico.

Los tiempos de viaje de pulso ultrasónico para cada uno de los puntos inspeccionados sobre la trayectoria seguida con el transductor se muestran en la Figura 4.2 para cada una de las cinco repeticiones en la inspección de la probeta de  $\Delta = 0.2mm$ .

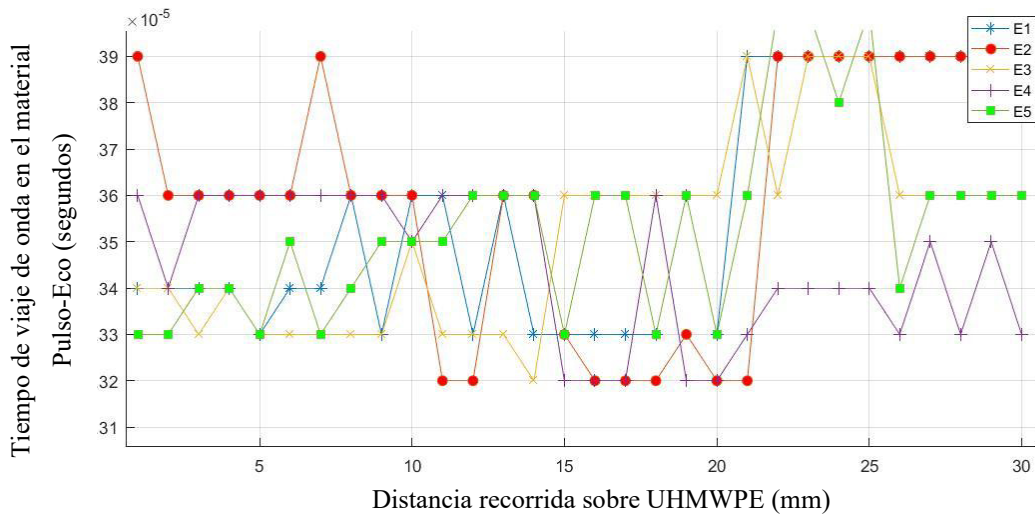


Figura 4.2 Tiempos de viaje de pulso ultrasónico, probeta  $\Delta = 0.2mm$ .

Con el tiempo de viaje de onda a través del material, se calcula la distancia recorrida por este pulso en cada uno de los puntos de la trayectoria. Después, se crea un perfil de la superficie de la probeta con los espesores calculados en cada uno de los puntos, usando la metodología descrita en la sección 2.1.4. En la Figura 4.3 se presentan los resultados para las 5 repeticiones (E1,E2,E3,E4,E5) y la medida de referencia de la probeta (R).

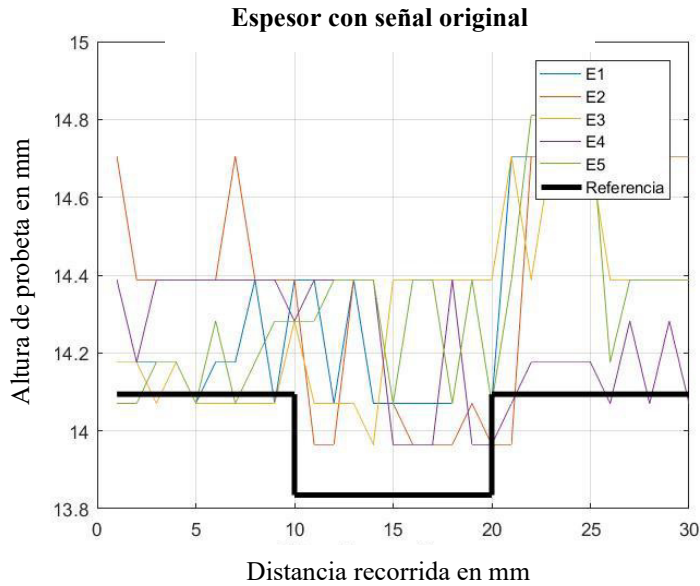


Figura 4.3. Perfil de altura de probeta  $\Delta = 0.2mm$ .

En la Figura 4.3, se identifica que los resultados presentan una variación entre un valor de 13.96 y 14.81 mm, valores muy alejados con respecto a los valores de referencia para  $\Delta = 0.2mm$  (plano de 14.094mm y en el escalón de 13.835 mm), en el escalón principalmente para el espesor en este espécimen. Una manera de mejorar la señal del transductor ultrasónico es utilizando el filtrado de la señal para así obtener un mejor perfil en la medición del espesor.

Los tiempos de viaje de pulso ultrasónico para cada uno de los puntos inspeccionados sobre la trayectoria seguida con el transductor cuando se utiliza el filtrado de la señal descrito en la sección 3.3.3 se muestran en la Figura 4.4 para cada una de las cinco repeticiones en la



inspección de la probeta de  $\Delta = 0.2mm$ .

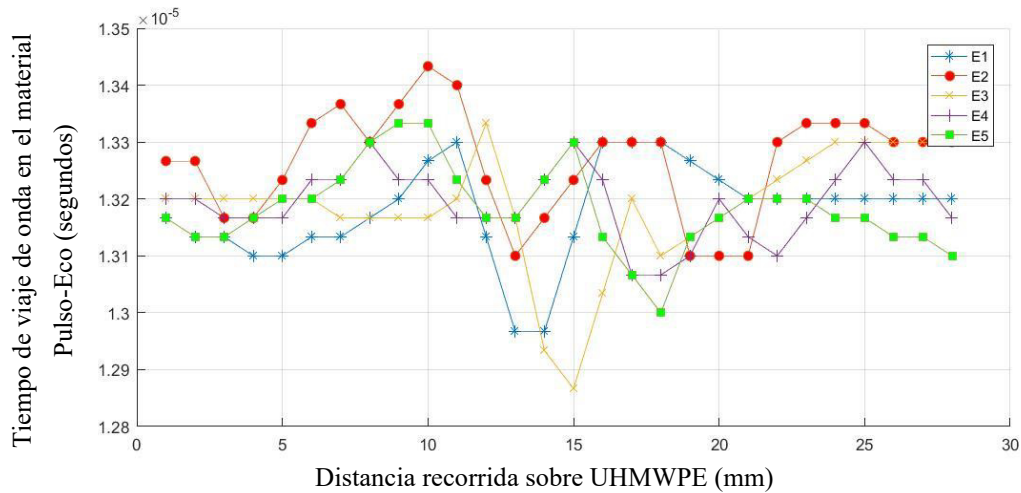


Figura 4.4. Tiempos de viaje de pulso ultrasónico - Probeta con  $\Delta = 0.2mm$  señal filtrada.

Con el tiempo de viaje de onda a través del material con la señal filtrada, se calcula la distancia recorrida por este pulso en cada uno de los puntos de la trayectoria, haciendo además un promedio de los dos puntos más cercanos siguientes en la medición del espesor para tratar de disminuir la variación en las mediciones y tener un perfil más acorde al valor de referencia. Se sigue el mismo procedimiento descrito anteriormente con la probeta de  $\Delta = 0.2mm$  cuando la señal no está filtrada para obtener su perfil. En la Figura 4.5 se presentan los resultados para las 5 repeticiones y la medida referencia de la probeta.

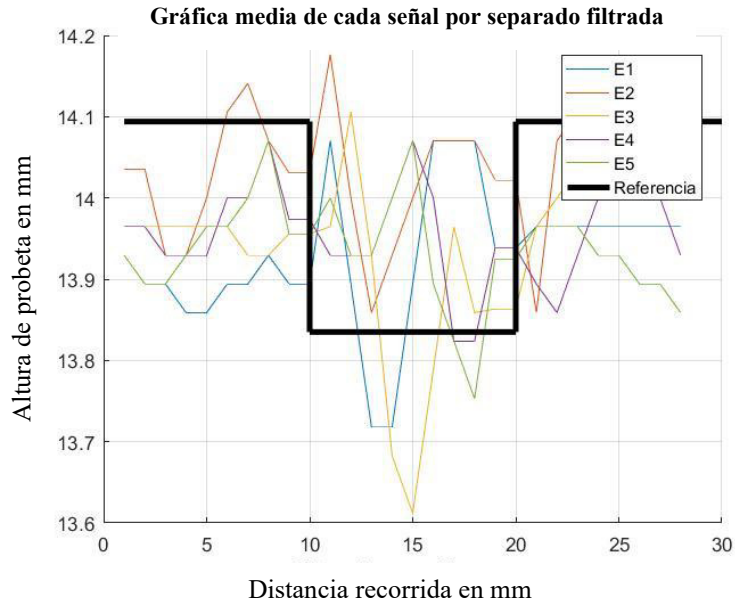


Figura 4.5. Perfil de altura de probeta  $\Delta=0.2\text{mm}$  señal filtrada.

En la Figura 4.5, se identifica que los resultados presentan una variación entre un valor de  $14.176$  y  $13.612$   $\text{mm}$ , se podría decir que visualmente se logra apreciar el cambio en las mediciones, dando a entender que el cambio de espesores existe. La verificación de la variación de los resultados de la inspección ultrasónica frente al valor de referencia de las dimensiones de la probeta se puede desarrollar mediante una prueba estadística, en la que se busca aceptar la hipótesis nula de que la media de la altura de la probeta en algunos puntos seleccionados es igual a la media real de la probeta.

En la zona donde el espesor de la probeta es de  $14.094\text{mm}$  (plano), se seleccionan los puntos con distancia “L” de  $2, 7, 8, 24, 25$  y  $28$   $\text{mm}$ , para los cuales se plantean las siguientes hipótesis:

$$\text{Hipótesis Nula: } H_0: \mu = 14.094$$

$$\text{Hipótesis alternativa: } H_1: \mu \neq 14.094$$

En este caso, se propone realizar la prueba de hipótesis mediante una prueba  $t$  de una muestra, aceptando el supuesto adicional que la población sigue una distribución normal y

teniendo en cuenta que las desviaciones de la normalidad son moderadas y no afectarán seriamente el resultado [57], según se observa en la gráfica de perfil de alturas (Figura 4.5).

El estadístico de prueba para este caso es el siguiente:

$$t_0 = \frac{\bar{y} - \mu_0}{S/\sqrt{n}} \quad 4.1$$

donde  $\bar{y}$ , es el promedio de los datos;  $\mu_0$ , es la media especificada;  $S$ , es la desviación estándar muestral y  $n$ , es el tamaño de la muestra. La hipótesis nula se rechaza si se cumple la condición:  $|t_0| > t_{\frac{\alpha}{2}, n-1}$ , donde  $\alpha$ , es el nivel de confianza al 95%. De la tabla de distribución  $t$  de Montgomery [57], se obtiene el valor para  $t_{\frac{\alpha}{2}, n-1}$ . En la Tabla 4.1 se muestran los valores obtenidos para la prueba de hipótesis aplicada.

Tabla 4.1. Valores obtenidos para la prueba de hipótesis para la parte plana de la probeta  $\Delta = 0.2mm$ .

<b>Puntos (Distancias en mm)</b>	<b><math>t_{0.025,4}</math></b>	<b><math>t_0</math></b>	<b>Hipótesis aceptada</b>
2	2.7764	-5.4371	Alternativa
7		-2.3907	Nula
8		-2.3156	Nula
24		-2.4465	Nula
25		-1.9275	Nula
28		-2.803	Alternativa

Con los anteriores análisis aplicados, se rechaza la hipótesis nula  $\mu = 14.094mm$ , en los puntos con distancias “L” de 2 y 28 mm, para un nivel de confianza de 0.05 y 4 grados de libertad. Se podría decir que estos dos puntos obtenidos fuera de la parte plana se debieron a ruidos en la señal y que nuestro filtro no logró acoplar de mejor manera la señal a nuestra referencia.

Una vez realizado el análisis estadístico en la parte plana de la probeta, es necesario realizar el mismo análisis para la parte donde nuestra referencia es de 13.835 mm (escalón), se seleccionan los puntos con distancia “L” de 13, 15 y 18 mm, para los cuales se plantean las siguientes hipótesis:

Hipótesis Nula:  $H_0: \mu = 13.835$

Hipótesis alternativa:  $H_1: \mu \neq 13.835$

Aplicando el mismo procedimiento que para la parte plana de la probeta y usando el estadístico de prueba  $t$ , en la Tabla 4.2 se muestran los valores obtenidos para la prueba de hipótesis aplicada.

Tabla 4.2. Valores obtenidos para la prueba de hipótesis para la parte del escalón de la probeta  $\Delta = 0.2mm$ .

<b>Puntos (Distancias en mm)</b>	<b><math>t_{0.025,4}</math></b>	<b><math>t_0</math></b>	<b>Hipótesis aceptada</b>
13	2.7764	0.92247	Nula
15		1.1016	Nula
18		1.2235	Nula

Con los análisis anteriores, se acepta la hipótesis nula  $\mu = 13.835$ , en los puntos con distancias “L” de 13,15 y 18 mm, para un nivel de confianza de 0.05 y 4 grados de libertad. Con este análisis podemos determinar que la técnica de inspección usada permite identificar para este nivel ( $\Delta = 0.2mm$ ) los cambios de perfil de la superficie. En la Figura 4.6 se muestra el cambio en el perfil usando los puntos “L” tanto para la parte plana como para la parte del escalón.

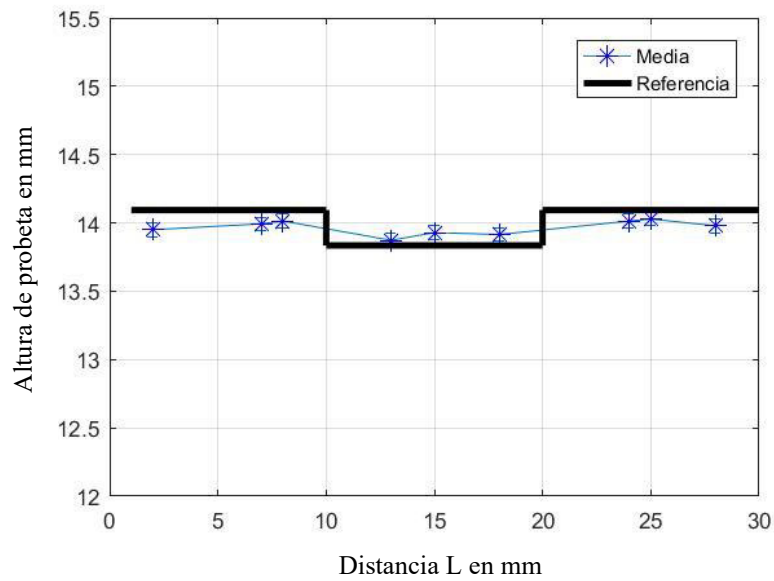


Figura 4.6. Altura de superficie promedio -  $\Delta = 0.2mm$ .

En la Figura 4.7 se muestra una representación de los promedios de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico distinguiendo entre parte plana y escalón de la probeta, con ayuda del algoritmo desarrollado en Matlab® se obtiene esta distinción haciendo que, a partir de la mitad del cambio en el espesor se considere plano o escalón respectivamente y así obtener una mejor representación gráfica de nuestro perfil de la probeta utilizando la señal filtrada.

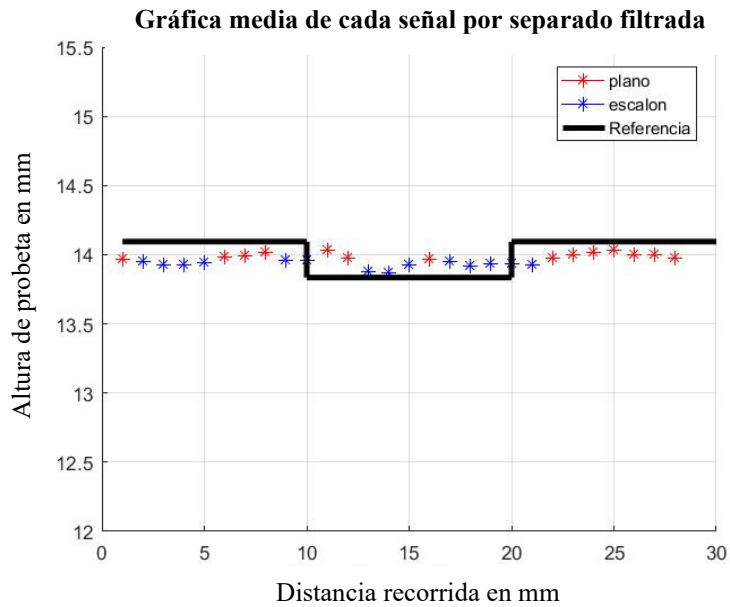


Figura 4.7. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico –  $\Delta = 0.2mm$ .

De igual forma para la probeta de  $\Delta = 0.3mm$  se obtienen los perfiles de la superficie, siguiendo el procedimiento aplicado para la probeta de  $\Delta = 0.2 mm$ . En este caso las diferencias en la superficie comienzan a ser notorias en la Figura 4.8, aquí se muestra la comparación entre la señal original Figura 4.8 a) y la señal filtrada Figura 4.8 b). Sin embargo, al igual que con la probeta de  $0.2 mm$ , es necesario verificar mediante una prueba  $t$  las diferentes hipótesis referentes a la comparación entre el valor medio de las observaciones y la referencia.

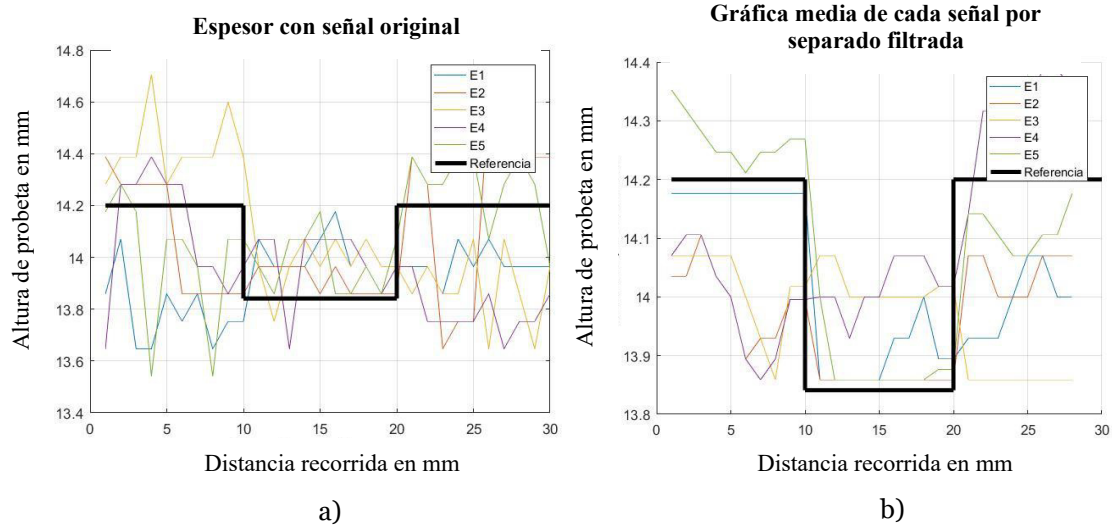


Figura 4.8. Comparación señales; a) original; b) filtrada -  $\Delta = 0.3\text{mm}$ .

Para la zona plana de la probeta se seleccionan los puntos donde  $L$  es igual 2,5,8,23,25 y 28  $\text{mm}$ , en cada uno de ellos se realiza la prueba  $t$ , la cual considera la hipótesis nula que la media es similar al valor de referencia de 14.2  $\text{mm}$ , por otro lado, para la parte del escalón se seleccionan los puntos donde  $L$  es igual a 12, 15 y 18  $\text{mm}$  para un valor de referencia de 13.841  $\text{mm}$ . En ambos casos, el resultado de la prueba evidenció que no existen diferencias significativas ( $P > 0.05$ ) de las medias muestrales con los valores de referencia. De este análisis es posible determinar que la técnica de inspección usada permite identificar los cambios en el perfil de la superficie para  $\Delta = 0.3\text{mm}$ . En la Figura 4.9 se muestra el cambio en el perfil usando los puntos “L” tanto para la parte plana como para la parte del escalón.

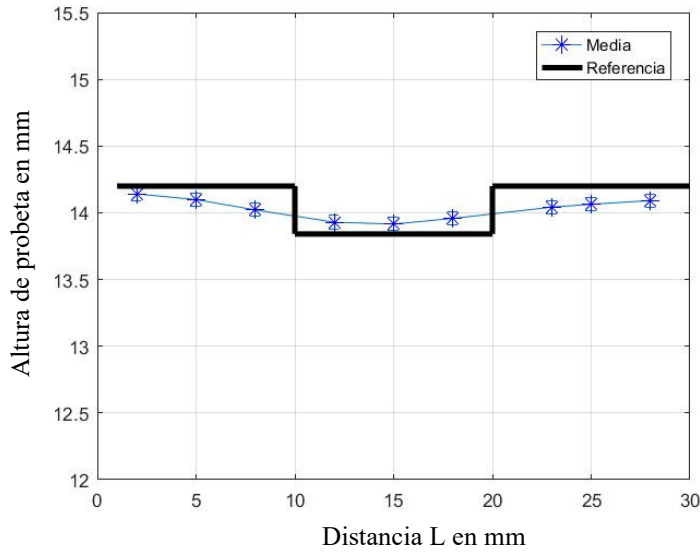


Figura 4.9. Altura de superficie promedio -  $\Delta = 0.3mm$ .

En la Figura 4.10 se muestra una representación de los promedios de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico distinguiendo entre parte plana y escalón de la probeta utilizando la señal filtrada.

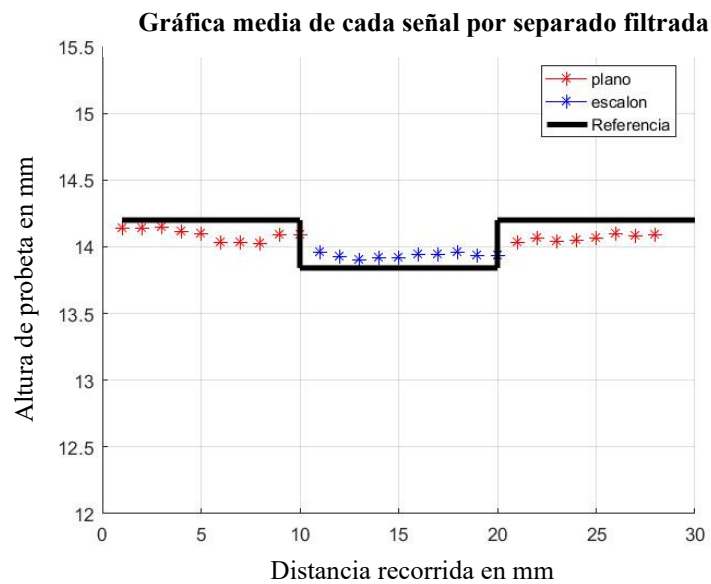


Figura 4.10. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico -  $\Delta = 0.3mm$ .



A continuación se presentan los resultados para los cambios de perfil de las probetas con  $\Delta$  de 0.4 y 0.5 mm. En la Figura 4.11 y Figura 4.12, se ilustran los perfiles de altura de probeta para ambos niveles cuando se utiliza la señal original a) y para cuando se tiene la señal filtrada b) respectivamente.

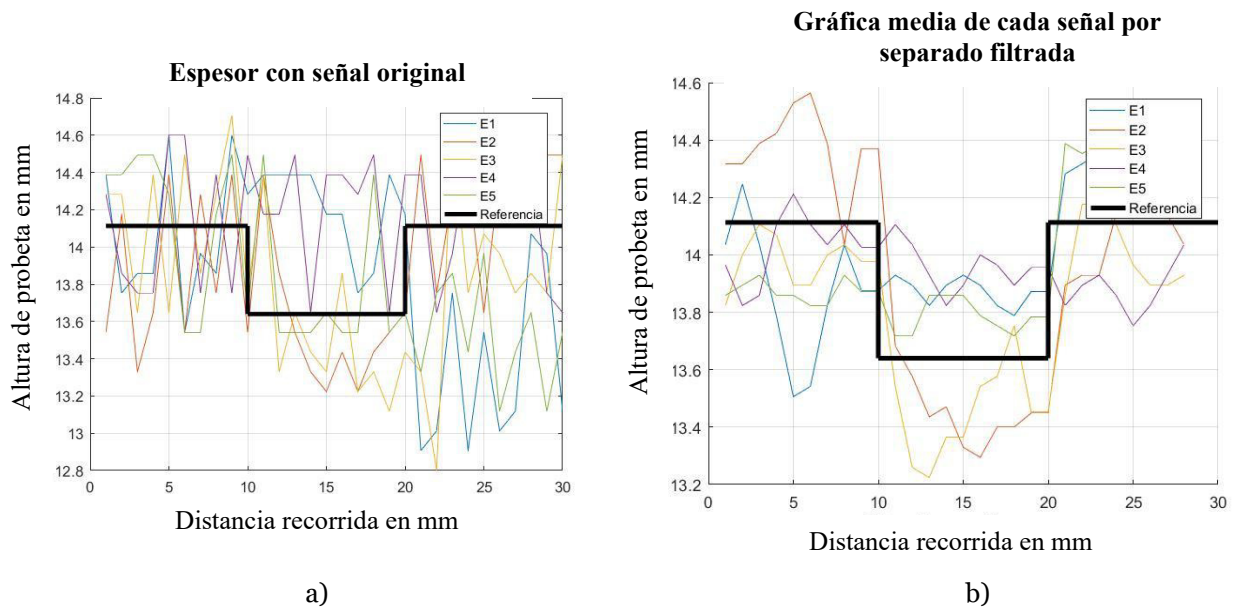


Figura 4.11. Comparación señales; a) original; b) filtrada -  $\Delta = 0.4mm$ .

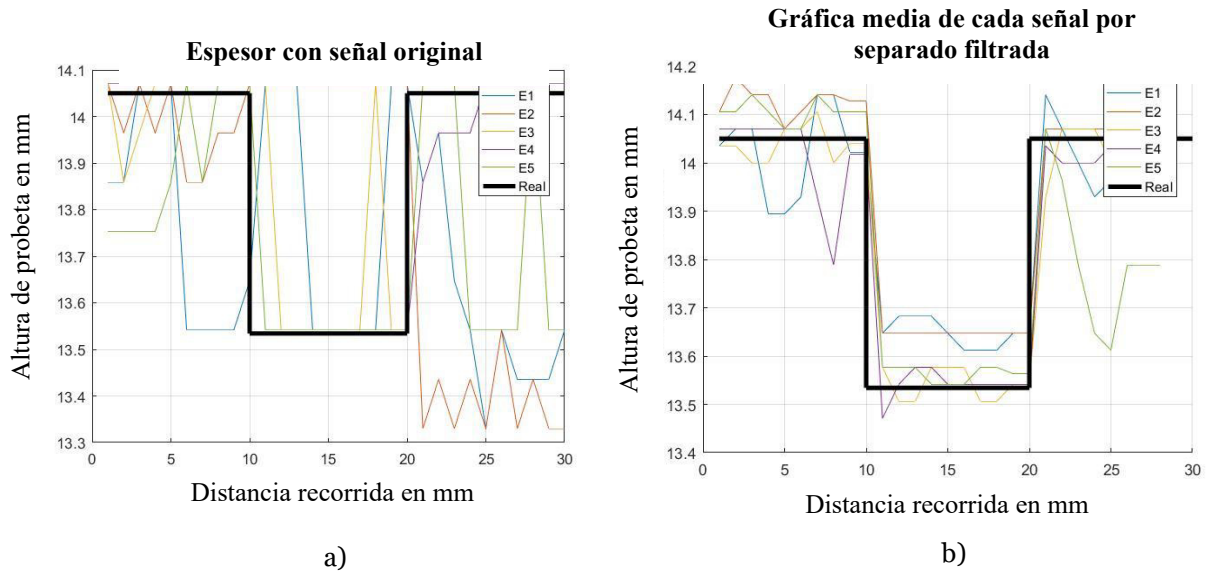


Figura 4.12. Comparación señales; a) original; b) filtrada -  $\Delta = 0.5mm$ .

El análisis estadístico de hipótesis también se desarrollo para estos dos especímenes ( $\Delta$  de 0.4 y 0.5 mm), usando la prueba  $t$ . Para los cuales, en los puntos analizados resultó que las medias no presentan una diferencia estadísticamente significativa ( $P > 0.05$ ) con la media de referencia, representada por las medias reales de la probeta. En la Figura 4.13 y Figura 4.14 se observan los puntos analizados “L” con sus respectivos intervalos de altura de probeta.

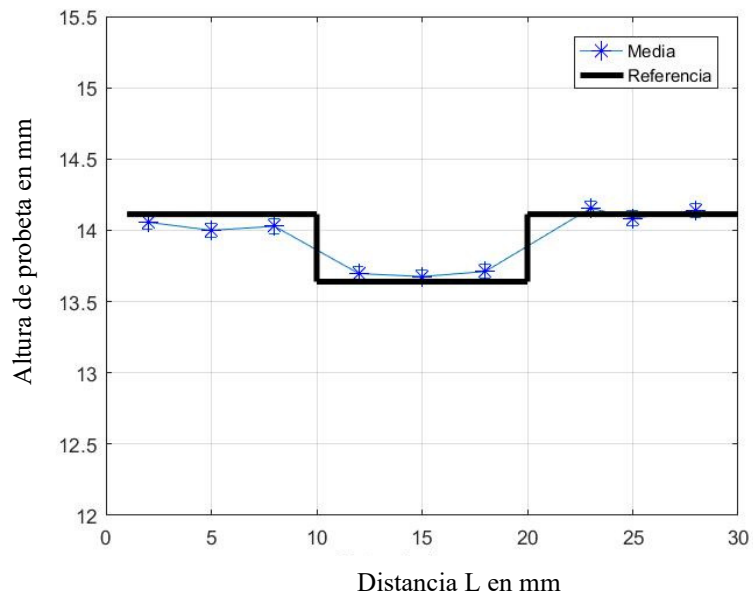


Figura 4.13. Altura de superficie promedio -  $\Delta = 0.4mm$ .

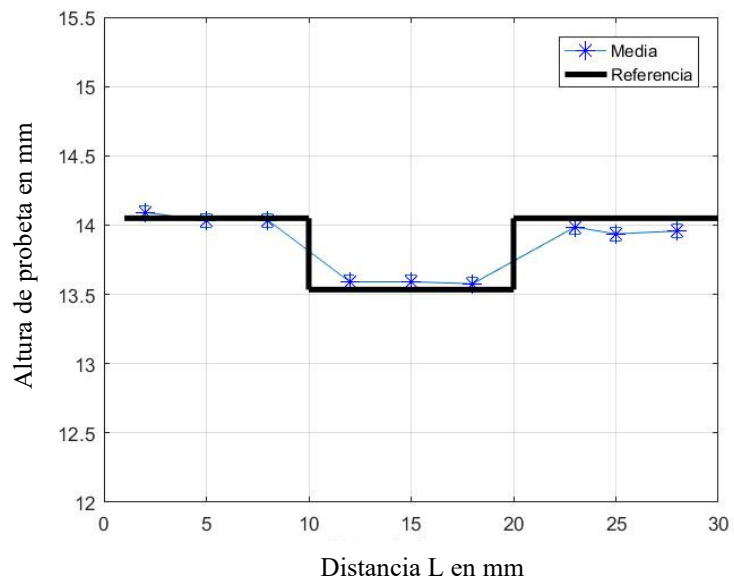


Figura 4.14. Altura de superficie promedio -  $\Delta = 0.5mm$ .

En la Figura 4.15 y Figura 4.16 se muestran las representaciones de los promedios de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico distinguiendo entre parte plana y escalón de las probetas de  $\Delta$  igual a 0.4 y 0.5 mm respectivamente cuando la señal esta

filtrada.

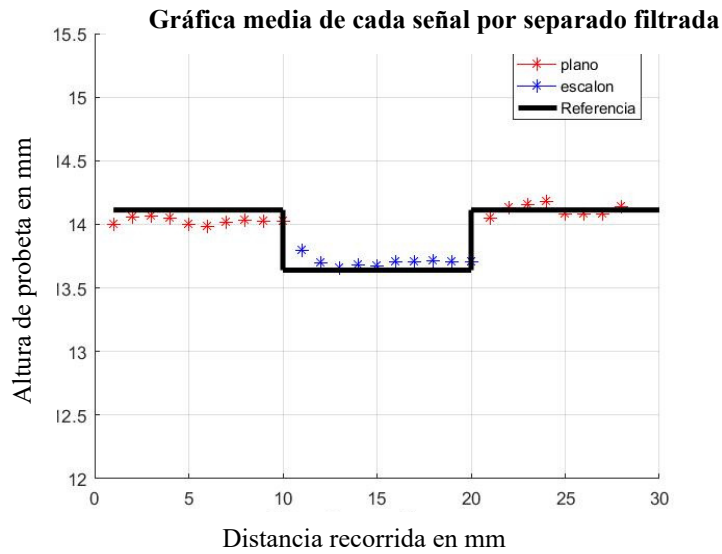


Figura 4.15. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico -  $\Delta = 0.4mm$ .

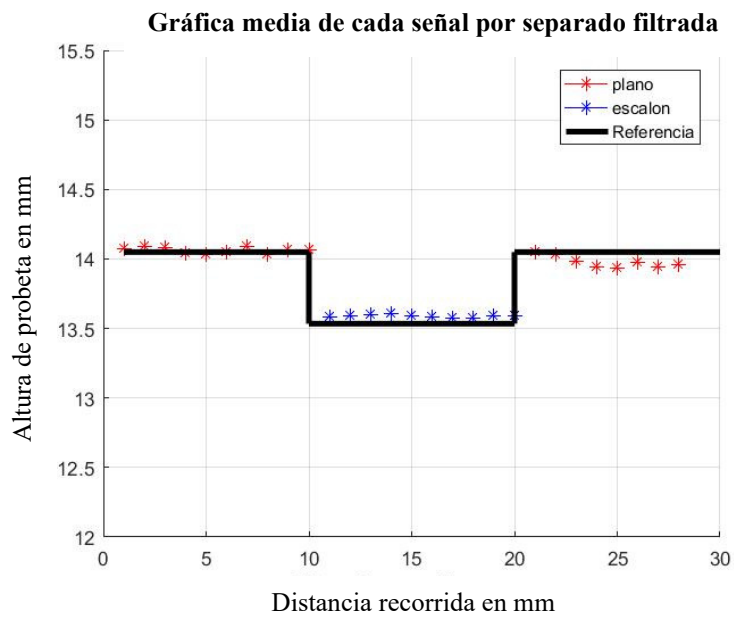


Figura 4.16. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico -  $\Delta = 0.5mm$ .

Una vez analizados los resultados de la Etapa I, se establece que la inspección ultrasónica por inmersión Pulso-Eco en modo de contacto permite detectar cambios mayores a  $0.2 mm$  en la profundidad de una superficie plana en una probeta de UHMWPE a partir del

procesamiento de señales y con la aplicación de un filtro.

A continuación, se presentan los resultados derivados de la inspección ultrasónica aplicada a probetas con desgaste, colocando piel porcina por encima de estas.

#### **4.2 Determinación de cambios del espesor en las superficies de las probetas UHMWPE aplicando la técnica de inspección ultrasónica por inmersión Pulso-Eco Etapa II**

Como resultado directo de esta etapa, se obtienen los tiempos de viaje de la onda ultrasónica a través del material para cada uno de los puntos seguidos por la trayectoria del transductor, mediante un tratamiento de la señal generado y descrito en la sección 3.3.5. Este procedimiento, se aplica a cada una de las probetas con cambios de espesor de 0.2, 0.3, 0.4 y 0.5 mm, respectivamente. Cabe destacar que en esta etapa se hace uso de la velocidad de propagación de la onda descrita en la sección 3.3.4 para la determinación de los diferentes perfiles de la probeta. Al igual que cuando se determinaron los espesores de las probetas cuando no se le coloca piel, aquí se sigue la misma trayectoria descrita anteriormente (C-Scan) con la diferencia de la colocación de piel por encima a la probeta de UHMWPE.

Los tiempos de viaje de pulso ultrasónico para cada uno de los puntos inspeccionados sobre la trayectoria seguida con el transductor se muestran en la Figura 4.17 para cada una de las cinco repeticiones en la inspección de la probeta de  $\Delta = 0.2mm$  cuando se le coloca piel porcina.

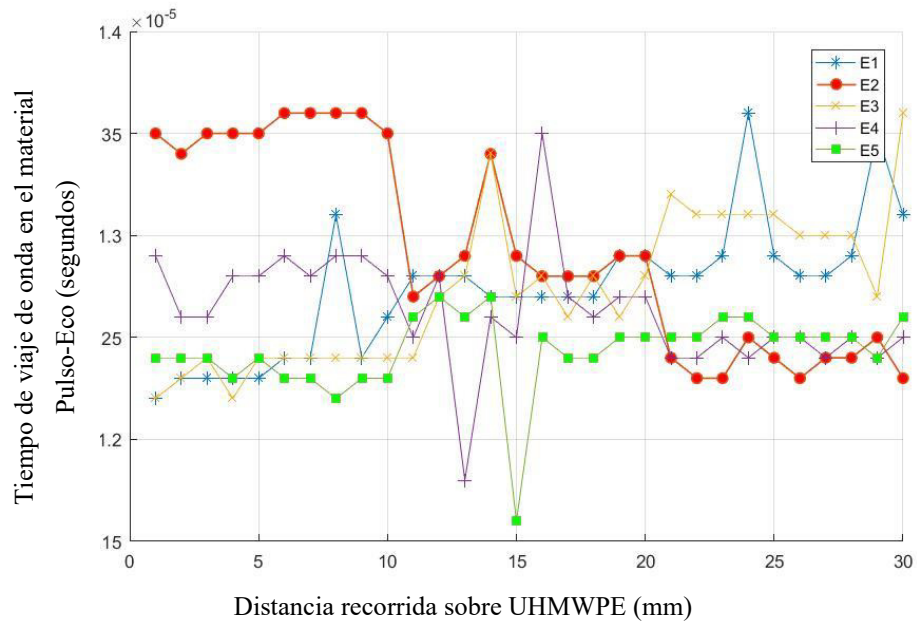


Figura 4.17. Tiempos de viaje de pulso ultrasónico, probeta  $\Delta=0.2\text{mm}$  con piel.

Con el tiempo de viaje de onda a través del material, se calcula la distancia recorrida por este pulso en cada uno de los puntos de la trayectoria. Después, se crea un perfil de la superficie de la probeta con los espesores calculados en cada uno de los puntos, usando la metodología descrita en la sección 2.1.4. En la Figura 4.18 se presentan los resultados para las 5 repeticiones (E1,E2,E3,E4,E5) y la medida de referencia de la probeta (R).

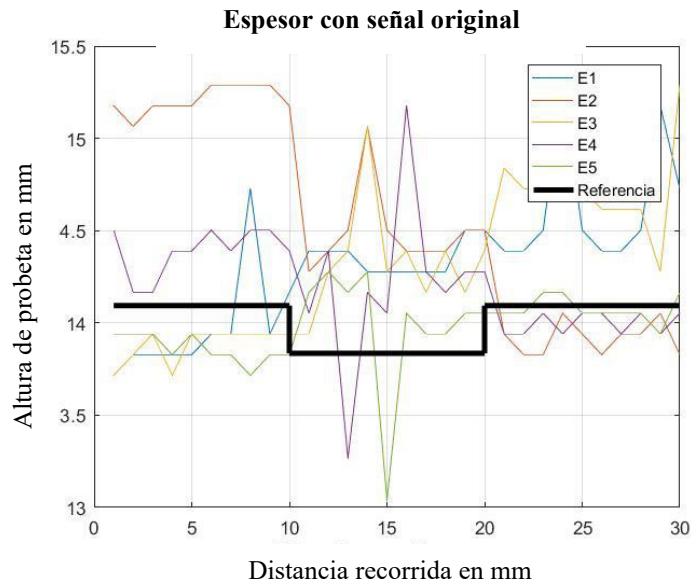


Figura 4.18. Perfil de altura de probeta  $\Delta = 0.2mm$  con piel.

En la Figura 4.18, se identifica que los resultados presentan una variación entre un valor de 13.047 y 15.2891 mm, valores muy alejados con respecto a los valores de referencia para  $\Delta = 0.2mm$  (plano de 14.094mm y en el escalón de 13.835 mm), además de que visualmente no se logra apreciar el cambio de espesor con las mediciones hechas. Una manera de mejorar la señal del transductor ultrasónico es utilizando el filtrado de la señal para así obtener un mejor perfil en la medición del espesor y tratar de disminuir el error producido por la piel.

Los tiempos de viaje de pulso ultrasónico para cada uno de los puntos inspeccionados sobre la trayectoria seguida con el transductor cuando se utiliza el filtrado de la señal descrito en la sección 3.3.3 se muestran en la Figura 4.19 para cada una de las cinco repeticiones en la inspección de la probeta de  $\Delta = 0.2mm$  con piel.

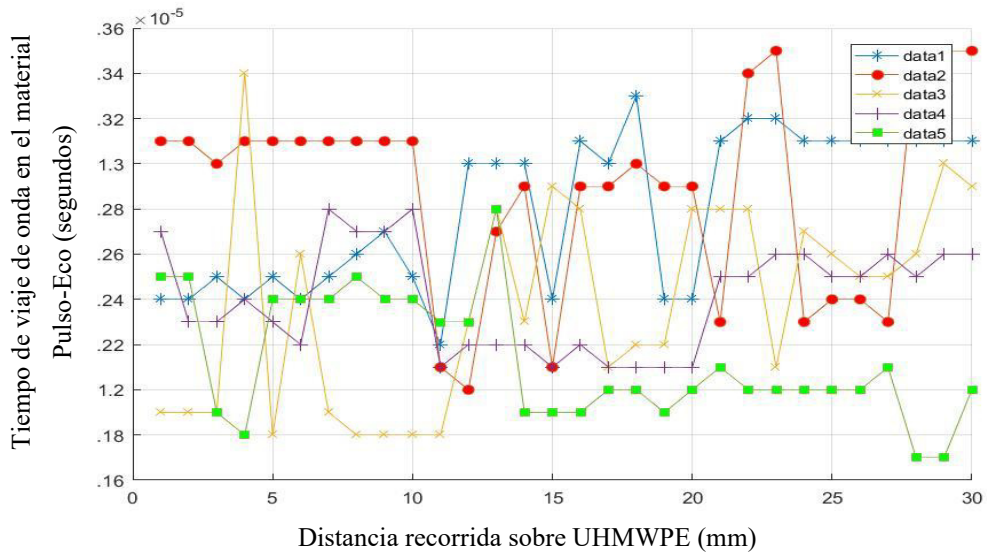


Figura 4.19. Tiempos de viaje de pulso ultrasónico - Probeta con  $\Delta = 0.2mm$  señal filtrada con piel.

Con el tiempo de viaje de onda a través del material con la señal filtrada, se calcula la distancia recorrida por este pulso en cada uno de los puntos de la trayectoria, haciendo además un promedio de los dos puntos mas cercanos siguientes en la medición del espesor para tratar de disminuir la variación en las mediciones y tener un perfil mas acorde al valor de referencia. Se sigue el mismo procedimiento descrito anteriormente con la probeta de  $\Delta = 0.2mm$  cuando la señal no esta filtrada para obtener su perfil. En la Figura 4.20 se presentan los resultados para las 5 repeticiones y la medida referencia de la probeta para cuando se le coloca piel.



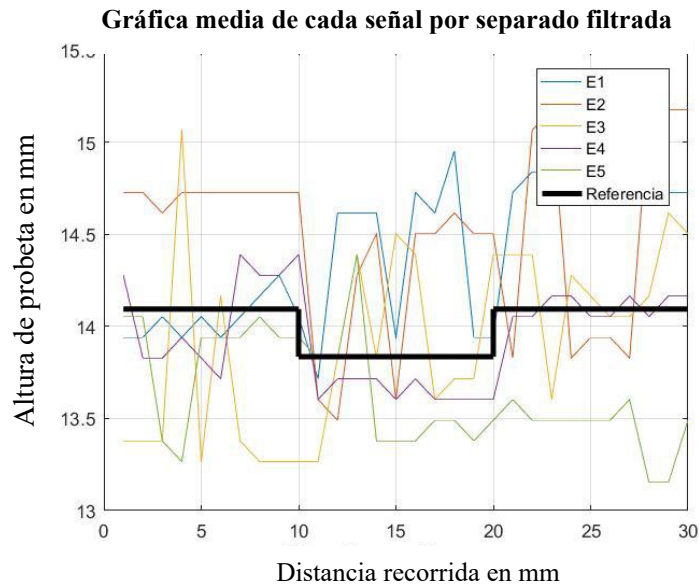


Figura 4.20. Perfil de altura de probeta  $\Delta=0.2\text{mm}$  señal filtrada con piel.

En la Figura 4.20 se identifica que los resultados presentan una variación entre un valor de 15.17 y 13.26 mm, valores que aún son muy diferentes a los valores de referencia para  $\Delta = 0.2\text{mm}$  (plano de 14.094mm y en el escalón de 13.835 mm). La verificación de la variación de los resultados de la inspección ultrasónica frente al valor de referencia de las dimensiones de la probeta se desarrolla mediante una prueba estadística similar a la realizada con las probetas cuando no tienen piel. Para la zona plana de la probeta se seleccionan los puntos donde L es igual 2,5,8,23, 25 y 28 mm, en cada uno de ellos se realiza la prueba t, la cual considera la hipótesis nula que la media es similar al valor de referencia de 14.094 mm, por otro lado, para la parte del escalón se seleccionan los puntos donde L es igual a 12, 16 y 19 mm para un valor de referencia de 13.835 mm. En ambos casos, el resultado de la prueba evidenció que no existen diferencias significativas ( $P>0.05$ ) de las medias muestrales con los valores de referencia, sin embargo al momento de graficar los promedios de cada punto a lo largo de la trayectoria del transductor, se demuestra visualmente que no se logra apreciar un cambio significativo con los valores de referencia, esto debido a que existe demasiada variación en los valores de medición de la señal. En la Figura 4.21 se muestra el cambio en

el perfil usando los puntos “L” tanto para la parte plana como para la parte del escalón cuando se le coloca piel.

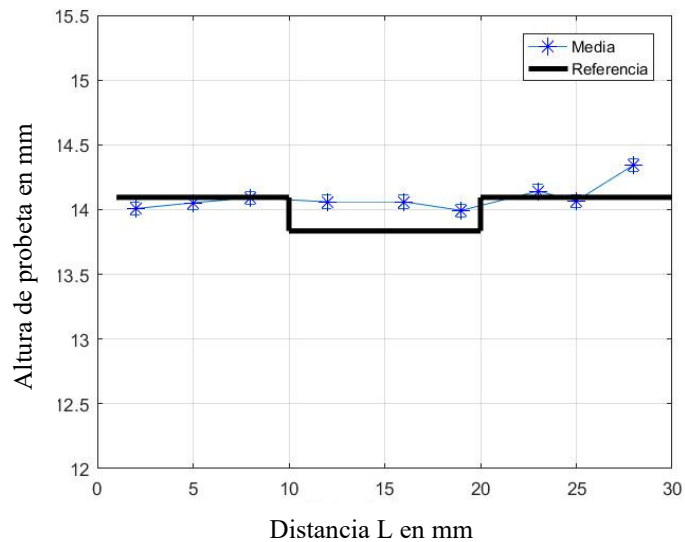


Figura 4.21. Altura de superficie promedio -  $\Delta = 0.2mm$  con piel.

En la Figura 4.22 se muestra una representación de los promedios de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico distinguiendo entre parte plana y escalón de la probeta (similar a lo que se realizó con la probeta cuando no tiene piel), con esto se busca obtener una mejor representación gráfica de nuestro perfil de la probeta utilizando la señal filtrada cuando se le coloca piel por encima de esta.

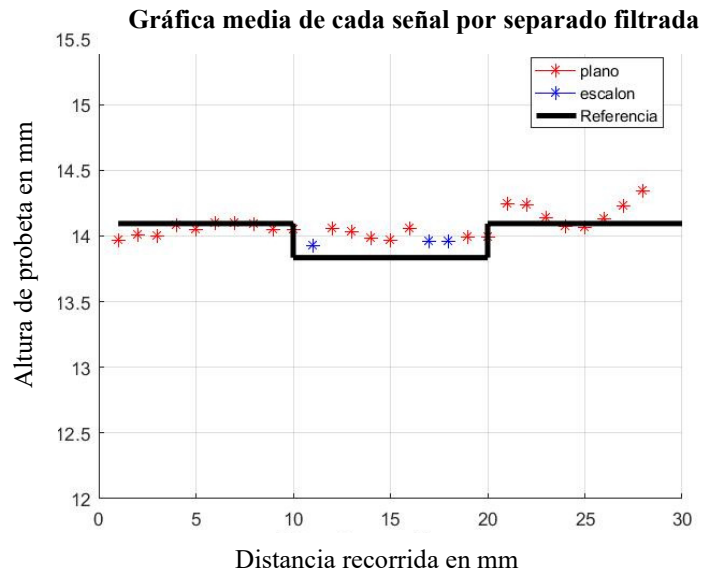


Figura 4.22. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico -  $\Delta = 0.2mm$  con piel.

Con el análisis anterior y con la representación gráfica de la Figura 4.22 se demuestra que con la técnica de inspección con ultrasonido de inmersión Pulso-Eco en modo de contacto no se logra detectar cambios en la profundidad del material a un nivel de  $0.2 mm$ .

De igual forma para la probeta de  $\Delta = 0.3mm$  se obtienen los perfiles de la superficie, siguiendo el procedimiento aplicado para la probeta de  $\Delta = 0.2 mm$ . En este caso las diferencias en la superficie siguen sin ser significantes, aquí se muestra la comparación entre la señal original Figura 4.23 a) y la señal filtrada Figura 4.23 b). Sin embargo, al igual que con la probeta de  $0.2 mm$ , es necesario verificar mediante una prueba  $t$  las diferentes hipótesis referentes a la comparación entre el valor medio de las observaciones y la referencia para la señal filtrada cuando se le coloca piel.

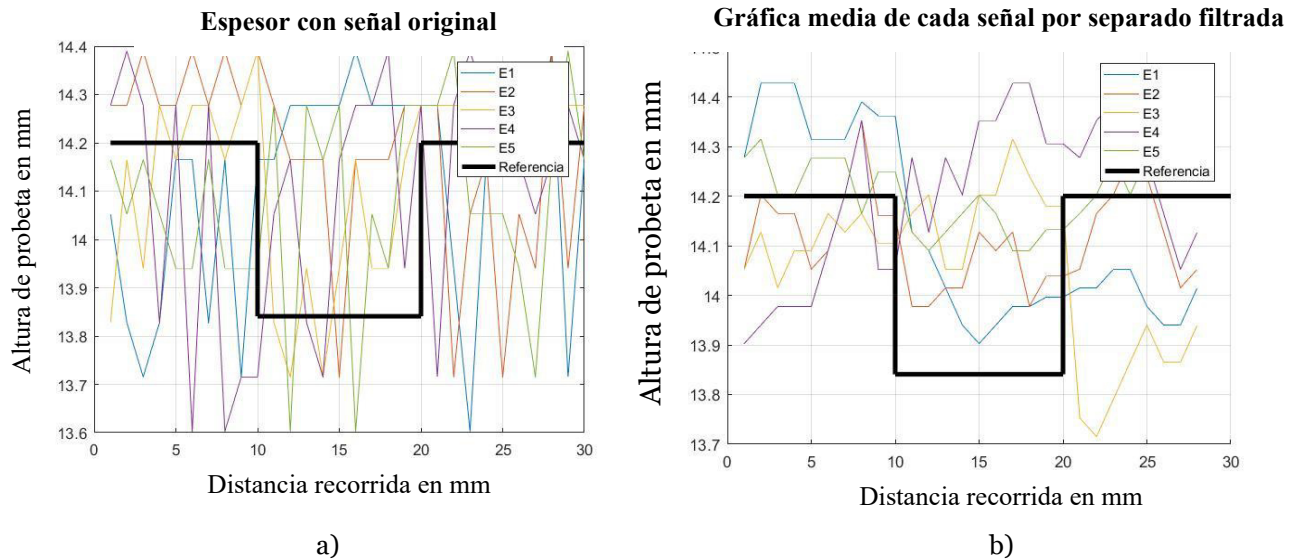


Figura 4.23. Comparación señales; a) original; b) filtrada -  $\Delta = 0.3mm$  con piel.

Para la zona plana de la probeta se seleccionan los puntos donde  $L$  es igual 2,5,8,23,25 y 28  $mm$ , en cada uno de ellos se realiza la prueba  $t$ , la cual considera la hipótesis nula que la media es similar al valor de referencia de 14.2  $mm$ , por otro lado, para la parte del escalón se seleccionan los puntos donde  $L$  es igual a 12, 15 y 18  $mm$  para un valor de referencia de 13.841  $mm$ . Para la prueba  $t$  en la parte plana de la probeta las medias no presentan una diferencia estadísticamente significativa ( $P > 0.05$ ) con la media de referencia, representada por las medias reales de la probeta. Por otro lado, la prueba  $t$  en la parte del escalón rechaza la hipótesis nula para cuando  $\mu_0 = 13.841$ . En la Figura 4.24 se muestra el cambio en el perfil usando los puntos “L” tanto para la parte plana como para la parte del escalón con la señal filtrada para cuando se le coloca piel.

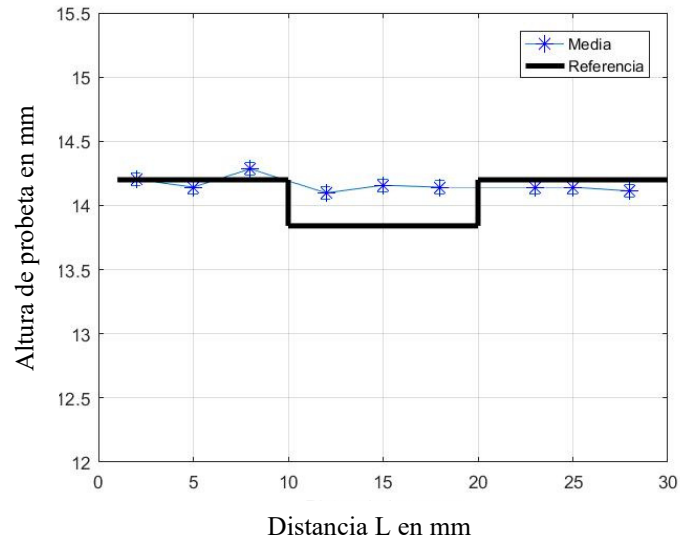


Figura 4.24. Altura de superficie promedio -  $\Delta = 0.3mm$  con piel.

En la Figura 4.25 se muestra una representación de los promedios de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico distinguiendo entre parte plana y escalón de la probeta utilizando la señal filtrada.

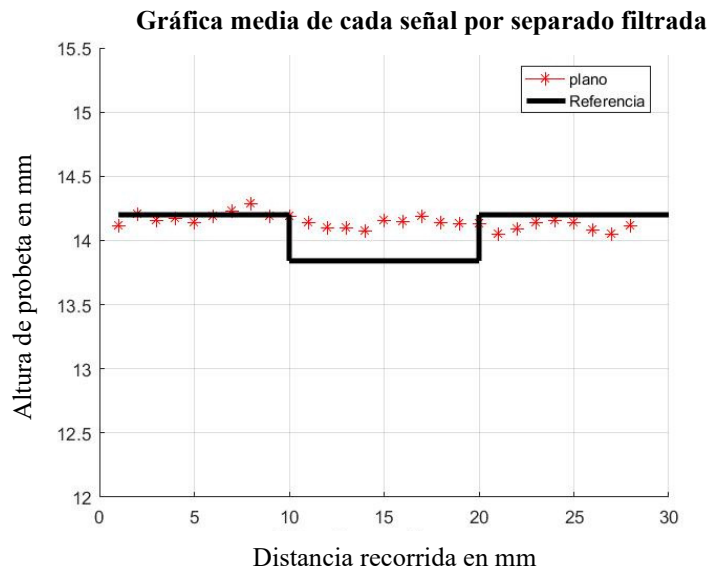


Figura 4.25. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico -  $\Delta = 0.3mm$  con piel.

Con el análisis anterior y con la representación gráfica de la Figura 4.25 se demuestra que con la técnica de inspección con ultrasonido de inmersión Pulso-Eco en modo de contacto no se logra detectar cambios en la profundidad del material a un nivel de  $0.3 \text{ mm}$ .

A continuación se presentan los resultados para los cambios de perfil de las probetas con  $\Delta$  de  $0.4$  y  $0.5 \text{ mm}$ . En la Figura 4.26 y Figura 4.27, se ilustran los perfiles de altura de probeta para ambos niveles cuando se utiliza se utiliza la señal original a) y para cuando se tiene la señal filtrada b) respectivamente y se le coloca piel por encima.

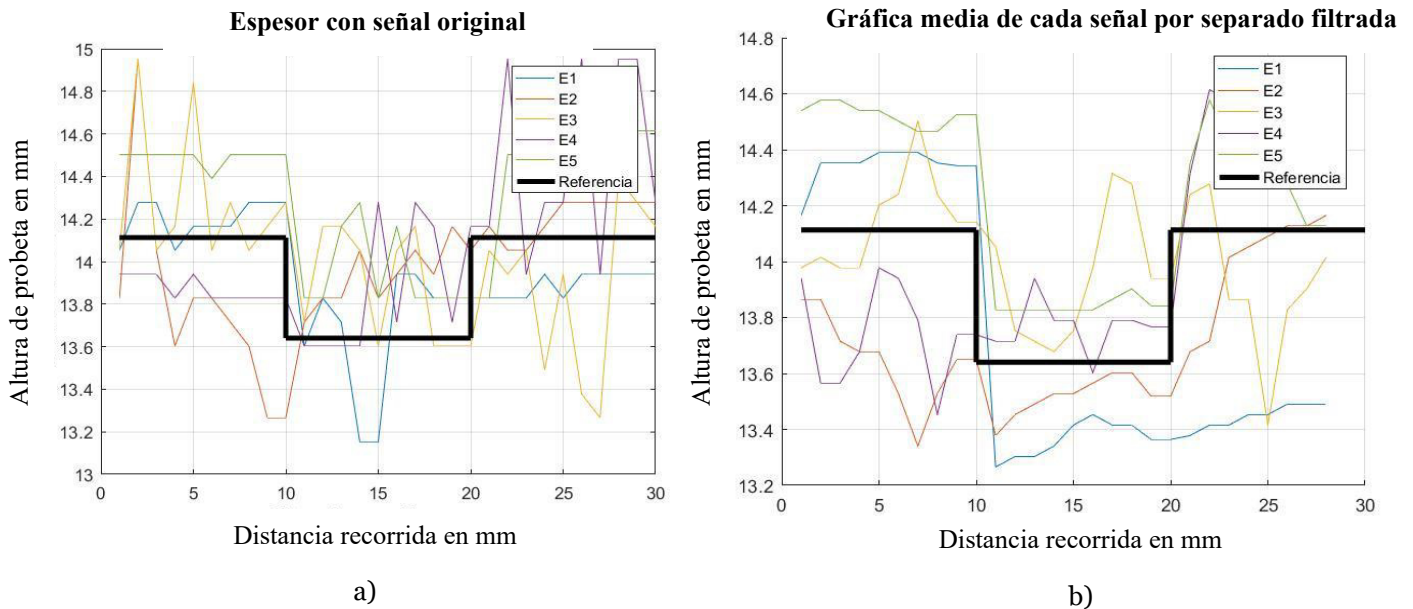
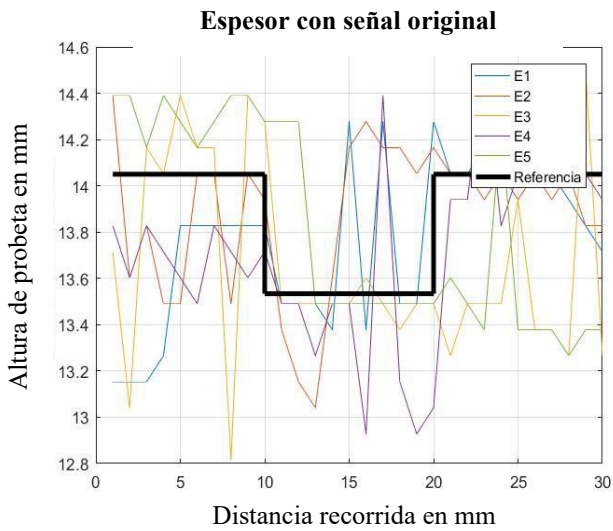
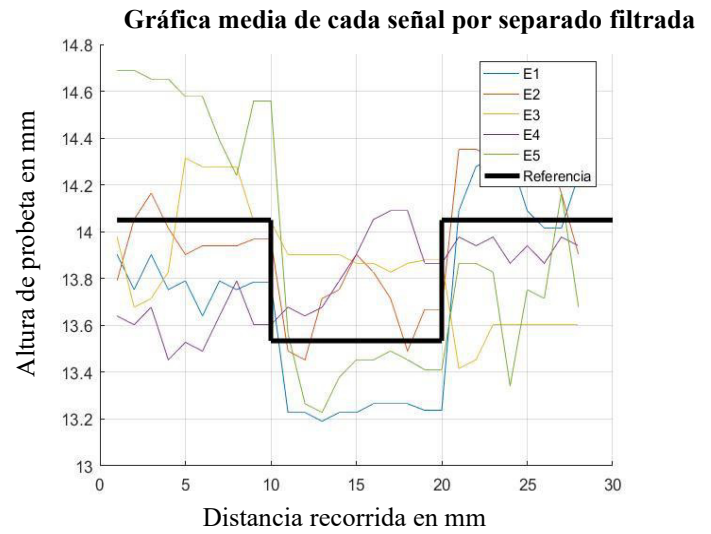


Figura 4.26. Comparación señales; a) original; b) filtrada -  $\Delta = 0.4 \text{ mm}$  con piel.



a)



b)

Figura 4.27. Comparación señales; a) original; b) filtrada -  $\Delta = 0.5mm$  con piel.

El análisis estadístico de hipótesis también se desarrolló para estos dos especímenes ( $\Delta$  de 0.4 y 0.5 mm), usando la prueba  $t$ . Para los cuales, en los puntos analizados resultó que las medias no presentan una diferencia estadísticamente significativa ( $P > 0.05$ ) con la media de referencia, representada por las medias reales de la probeta cuando a estas se les coloca piel por encima. En la Figura 4.28 y Figura 4.29 se observan los puntos analizados “L” con sus respectivos intervalos de altura de probeta para la señal filtrada y cuando se le coloca piel.

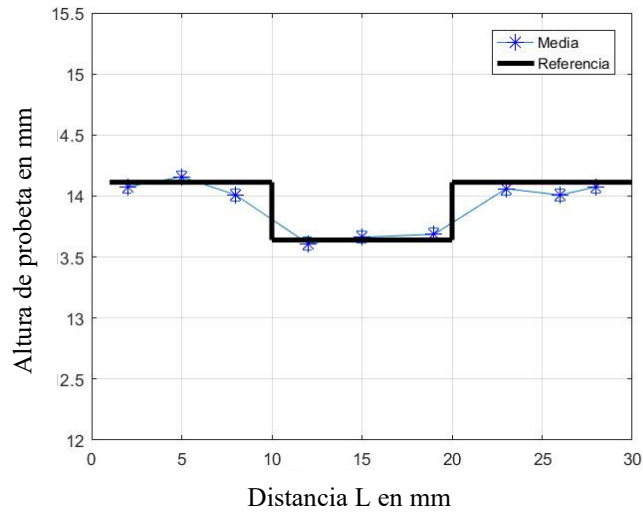


Figura 4.28. Altura de superficie promedio -  $\Delta = 0.4mm$  con piel señal filtrada.

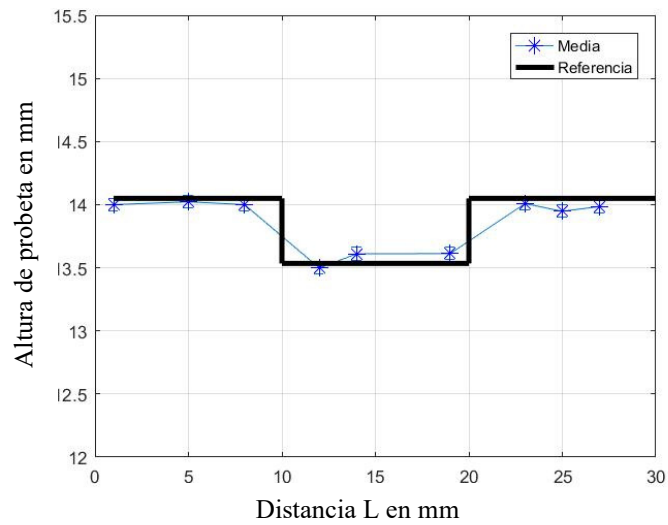


Figura 4.29. Altura de superficie promedio -  $\Delta = 0.5mm$ .

En la Figura 4.30 y Figura 4.31 se muestran las representaciones de los promedios de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico distinguiendo entre parte plana y escalón de las probetas de  $\Delta$  igual a 0.4 y 0.5 mm respectivamente cuando la señal esta filtrada y se le coloca piel.



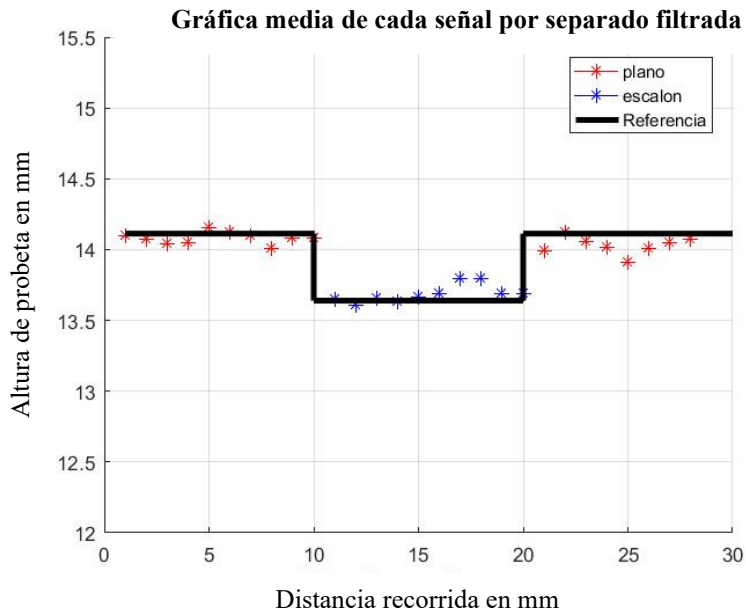


Figura 4.30. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico -  $\Delta = 0.4mm$  con piel, señal filtrada.

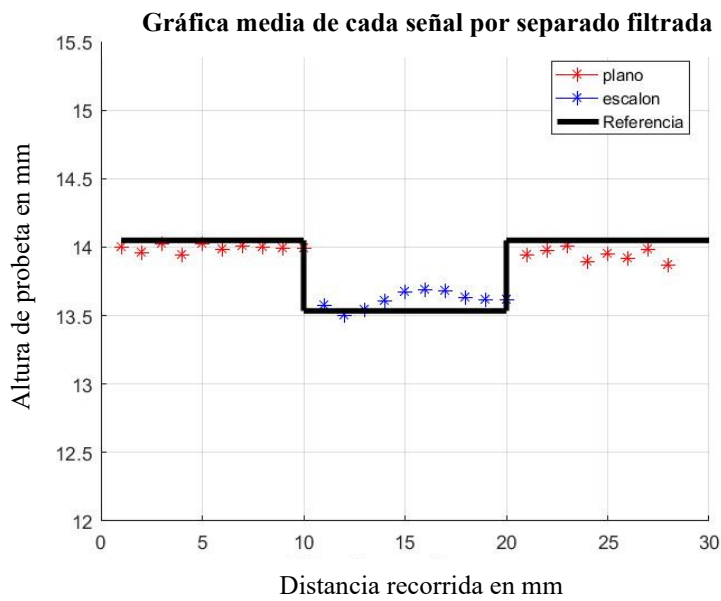


Figura 4.31. Gráfica de promedio de cada punto en la trayectoria del transductor ultrasónico -  $\Delta = 0.5mm$  con piel, señal filtrada.

Una vez analizados los resultados de la Etapa II, se establece que la inspección ultrasónica por inmersión Pulso-Eco en modo de contacto permite detectar cambios mayores a  $0.4 \text{ mm}$  en la profundidad de una superficie plana en una probeta de UHMWPE cuando se le coloca piel porcina por encima a partir del procesamiento de señales y con la aplicación de un filtro.

Finalmente, se confirma mediante los análisis que, si es posible conocer el desgaste en probetas de UHMWPE cuando no se le coloca piel por encima a partir de un  $\Delta = 0.2 \text{ mm}$ , por otro lado, la técnica es capaz de detectar cambios en el espesor de probetas de UHMWPE cuando se le coloca piel por encima a partir de un  $\Delta = 0.4 \text{ mm}$  con ayuda de filtrado de señales y promedios.

## Conclusiones

El objetivo planteado para este trabajo de tesis fue la inspección ultrasónica siguiendo una metodología que permite identificar el desgaste en probetas de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) usado en prótesis articulares específicamente el utilizado en las prótesis de rodilla. Adicionalmente, con la finalidad de realizar un experimento más apegado a las condiciones reales de la articulación, se incorporó un recubrimiento de piel porcina a la probeta y se sumergió en fluidos sintéticos para la prueba. A continuación, se presentan las conclusiones obtenidas a partir de los resultados generados:

Para el desarrollo de este trabajo de tesis, se construyeron probetas cilíndricas planas de material UHMWPE con diferentes espesores, maquinando escalones de 0.2, 0.3, 0.4 y 0.5 *mm*. Inicialmente, se verificó la capacidad del ultrasonido de detectar variaciones en el espesor de la probeta y determinar su máxima resolución. De los resultados obtenidos de la Etapa I durante el escaneo de los escalones se determinó que, utilizando transductores de 10 *MHz*, la máxima resolución del sistema de inspección ultrasónico de inmersión en modo de contacto es de 0.2 *mm*.

Una vez determinada la máxima resolución de la plataforma experimental, se agregó el elemento de la piel porcina sobre la probeta de UHMWPE para determinar la capacidad de detección de cambios de espesores y su máxima resolución cuando se le agrega este componente. De los resultados obtenidos de la Etapa II durante el escaneo de los escalones se determinó que, es necesario implementar un filtro pasa banda para el mejoramiento de la señal del transductor ultrasónico, dado que, con el componente de la piel, se agrega ruido al sistema y las mediciones no logran acercarse a la realidad, por otro lado, es necesario determinar la velocidad de propagación de la onda, dado que la piel interfiere en la señal y cambia ligeramente en su valor. De esta inspección fue posible detectar cambios de 0.4 y 0.5 *mm*. A partir de estos resultados se establece que para estos niveles de desgaste si es posible detectar los cambios implementando la técnica por ultrasonido en inmersión Pulso-Eco. Sin embargo, se requieren transductores de mayor frecuencia a la utilizada (10 *MHz*),

para tener una mayor precisión en el diagnóstico del desgaste y detectar variaciones menores a los 0.3 *mm* cuando se le coloca piel por encima a la probeta de UHMWPE.

A partir de los resultados de inspección ultrasónica obtenidos, se estableció una metodología experimental orientada al diagnóstico no invasivo para determinar el nivel de desgaste en especímenes planos de UHMWPE de grado comercial colocando piel por encima de la probeta así como fluidos sintéticos. Esta técnica es factible utilizar en material biocompatible, ya que se tiene el antecedente de que las propiedades de propagación tanto del material comercial, como del material de grado quirúrgico GUR1050 son similares.

Finalmente, la metodología aplicada y los resultados alcanzados también permiten establecer las bases para la creación a futuro de una plataforma experimental de diagnóstico *in vivo* del desgaste en componentes de UHMWPE de prótesis articulares.

## Trabajos Futuros

En el desarrollo de esta tesis se implementó una metodología para la evaluación del desgaste en probetas planas de UHMWPE cuando se le coloca piel porcina por encima de la probeta y agregando fluidos sintéticos. Sin embargo, es necesario incorporar otras condiciones, para aproximar mejor las condiciones reales de la zona articular, donde se encuentran esta clase de componentes. Con las distintas condiciones aplicadas de forma experimental es posible aplicar este tipo de inspección a un individuo para diagnosticar su implante articular.

Una de las condiciones necesarias para continuar el desarrollo de este tipo de investigación, es la incorporación de geometrías equivalentes al implante protésico para los especímenes de UHMWPE. En este caso, se hicieron uso de probetas planas con un desgaste puntual para establecer las bases preliminares de la inspección ultrasónica sobre este polietileno, sin tener en cuenta las superficies curvas donde descansa el cóndilo femoral. Con diferentes configuraciones de transductores ultrasónicos se podría evaluar este tipo de superficies y tener una representación gráfica mas acorde al desgaste producido en este tipo de implantes. Esto con ayuda de transductores con mayor frecuencia que la utilizada (10MHz) para tener una mayor precisión en el diagnóstico del desgaste y tener una mejor resolución en los espesores.

Por otra parte, la solución de Hank's empleada como entorno local del UHMWPE y medio acoplante de las ondas ultrasónicas, se puede reemplazar con fluidos corporales humanos. Este pequeño cambio podría ayudar a reproducir de una mejor manera la forma de las condiciones en la que se mantienen los componentes protésicos de este material en una persona.

Por último, con las condiciones aplicadas, será necesario generar una plataforma de diagnóstico no invasivo basada en ultrasonido, dirigida a pacientes con implantes articulares. De esta forma, se lograría determinar el estado de los componentes de UHMWPE para

detectar su grado de desgaste. Además, con la implementación de este tipo de plataforma, limitaría el número de cirugías de revisión, la cual la mayoría de las veces es innecesaria debido a que se desconoce el estado de la prótesis.

# Apéndices

## Apéndice A: Código de programación Matlab®

El tratamiento de las señales generadas en la inspección ultrasónica se desarrollaron mediante el lenguaje de programación del software Matlab®. A continuación, se presenta el código implementado para detectar el tiempo de vuelo de una onda ultrasónica en el material, así como la implementación del filtrado de las señales cuando se tiene inspección ultrasónica en modo inmersión.

```
%Cálculo de tiempos de viaje de onda en el material con filtro
for ind=1 %Contador para diferentes lecturas
```

```
    %Agrega la carpeta que contiene las señales
    addpath(['C:\Users\fandy\OneDrive\Documentos\DICIS\Maestria\Tesis\Pruebas_finales\Pruebas_27_10_2022\14mm\con_piel\05mm\P2'])
```

```
    for ii=1:5
```

```
        for jj = 1:30
```

```
            [ind,ii,jj] %indicador de progreso de programa
```

```
            %Importar cada una de las señales
```

```
            U=importdata(['sig' num2str(ii) '_' num2str(jj) '.lvm']));
```

```
            % variables auxiliares para guardar para el filtro pasa banda
```

```
            xx=U(:,1);% vector tiempo
```

```
            yy=U(:,2);% vector amplitud señal original
```

```
            % Diseño Filtro PasaBanda
```

```

d =
designfilt('bandpassiir','FilterOrder',10,'HalfPowerFrequency1',5e6,'HalfPowerFrequen
ncy2',25e6,'SampleRate',50e6);
yf=filter(d,yy);% vector amplitud señal filtrada

h = fdesign.bandpass;
h.Specification = 'N,Fc1,Fc2';
Hd = window(h,'window',@flattopwin);

U(:,2)=yf; % "yf" señal filtrada; "yy" señal original

X=U(:,1); %Guarda el vector de tiempo
Y=U(:,2); %Guarda el vector de la amplitud

%% Encierra el primer pico a evaluar
X1=90; %posición del primer cursor (Primer pico máximo)
X2=105; %posición del segundo cursor (Primer pico máximo)

%DetECCIÓN del tiempo para primer pico máximo en amplitud
for i=1:(X2-X1)
    V1(i)=U(X1+i,2); %Extrae los valores del rango entre cursores
end

[a,b]=find(V1==max(max((V1)))); %Localiza la posición del valor máximo

%% Encierra el segundo pico a evaluar
X3=220; %posición del primer cursor (Segundo pico máximo)
X4=222; %posición del segundo cursor (Segundo pico máximo)

%DetECCIÓN del tiempo para segundo pico máximo en amplitud
for i=1:(X4-X3)
    V2(i)=U(X3+i,2); %Extrae los valores del rango entre cursores
end

[c,d]=find(V2==max(max((V2)))); %Localiza la posición

```



```
U1=X1+b(1); %Posición del tiempo para primer pico máximo
U2=X3+d(1); %Posición del tiempo para segundo pico máximo
```

```
t(ii,jj)=U(U2,1)-U(U1,1); %Calcula el tiempo entre picos.
```

```
end
```

```
end
```

```
end
```

## Referencias

- [1] A. Asensio Pascual, V. Climent Peris, A. Cuevas Pérez, and G. Domecq Fernández de Bobadilla, “Controversias en artroplastia total de rodilla,” 2015, Accessed: May 23, 2022. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/10668/1940>
- [2] American Academy of Orthopedic Surgeon (AAOS), “American Joint Replacement Registry (AJRR): 2021 Annual Report,” II, 2021.
- [3] A. M. Schwartz, K. X. Farley, G. N. Guild, and T. L. Bradbury, “Projections and Epidemiology of Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States to 2030,” *J Arthroplasty*, vol. 35, no. 6, pp. S79–S85, Jun. 2020, doi: 10.1016/j.arth.2020.02.030.
- [4] American Academy of Orthopedic Surgeon, “Total Knee Replacement ,” Oct. 2021. <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-knee-replacement/> (accessed Sep. 21, 2022).
- [5] W. Urquijo, “Pruebas Ultrasonicas de Inmersión en UHMWPE para Caracterización del Desgaste en Prótesis Articulares,” Universidad de Guanajuato, Salamanca, Guanajuato, 2018.
- [6] Medline Plus, M. Beteshda, and Biblioteca Nacional de Medicina, “Osteoarthritis,” Feb. 24, 2022. <https://medlineplus.gov/spanish/osteoarthritis.html> (accessed May 26, 2022).
- [7] INEGI, “La discapacidad en México, datos al 2014,” 2016. [http://internet.contenidos.inegi.org.mx/contenidos/Productos/prod\\_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/nueva\\_estruc/702825090203.pdf](http://internet.contenidos.inegi.org.mx/contenidos/Productos/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/nueva_estruc/702825090203.pdf) (accessed May 26, 2022).
- [8] V. Toledo, “La Artroplastia Total de Rodilla,” *medigraphic*, Jun. 2018.
- [9] C. H. Navarro *et al.*, “Síntesis y caracterización de un recubrimiento de tipo PMMA-CaO,” *Sociedad Mexicana de Ciencia y Tecnología de Superficies y Materiales*, Apr. 2010, Accessed: Jun. 01, 2022. [Online]. Available: <https://www.redalyc.org/pdf/942/94248264007.pdf>
- [10] SEDESOL, “Diagnóstico sobre la situación de las personas con discapacidad en México,” May 2016. Accessed: May 29, 2022. [Online]. Available: [https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/126572/Diagn\\_stico\\_sobre\\_la\\_Situaci\\_n\\_de\\_las\\_Personas\\_Con\\_Discapacidad.\\_Mayo\\_2016.pdf](https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/126572/Diagn_stico_sobre_la_Situaci_n_de_las_Personas_Con_Discapacidad._Mayo_2016.pdf)
- [11] Micro Photonics Inc., “How much does a Micro-CT scanner cost?,” Apr. 08, 2015.

<https://www.microphotonics.com/how-much-does-a-micro-ct-scanner-cost/>  
(accessed Aug. 29, 2022).

- [12] Ensinger, “Plásticos detectables por rayos X,” 2022. <https://www.ensingerplastics.com/es-es/semielaborados/seleccion-de-materiales-plasticos/plasticos-detectables-por-rayos-x#:~:text=En%20respuesta%20a%20la%20pregunta%20que%20muchas%20veces,m%C3%A1s%20opacos%20que%20el%20sustrato%20que%20los%20rodea.> (accessed Jun. 24, 2023).
- [13] Mayo Clinic, “Gammagrafía ósea,” May 2022. <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/bone-scan/about/pac-20393136> (accessed Jun. 24, 2023).
- [14] A. Carrasco Meza, M. Quintanilla Sfeir, and A. Hidalgo Rivas, “Guías sobre el uso de tomografía computarizada de haz cónico en la evaluación pre-quirúrgica en implantología,” *SciELO*, Madrid, Aug. 2018. Accessed: Jun. 24, 2023. [Online]. Available: [https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0213-12852018000400003](https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852018000400003)
- [15] Chopo, “Resonancia Magnética,” 2022. <https://www.chopo.com.mx/> (accessed Jun. 24, 2023).
- [16] Mayo Clinic, “Resonancia Magnética: ¿el gadolinio es seguro para las personas con problemas renales?,” Jan. 27, 2023. <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/chronic-kidney-disease/expert-answers/gadolinium/faq-20057772> (accessed Jun. 24, 2023).
- [17] S. M. Kurtz, *UHMWPE Biomaterials Handbook*, 3rd ed. Elsevier, 2016. doi: 10.1016/C2013-0-16083-7.
- [18] J. Harris and R. Cisloiu, “A study of the mechanical properties of Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE),” Department of Mechanical Engineering, University of Pittsburgh, 2003.
- [19] Y. Fukuoka, A. Hoshino, and A. Ishida, *A simple radiographic measurement method for polyethylene wear in total knee arthroplasty*, Eng. 7. IEEE Trans. Rehabil, 1999.
- [20] Micro Photonics Inc., “What is Micro-CT? An Introduction,” *Micro Photonics Inc.*, Feb. 23, 2018. <https://www.microphotonics.com/what-is-micro-ct-an-introduction/> (accessed Sep. 25, 2022).
- [21] Won-Geun Yi, Min-Rae Lee, Joon-Hyun Lee, and Sung-Ho Lee, “A study on the ultrasonic thickness measurement of wall thinned pipe in nuclear power plants,” *12th Asia-Pacific Conference on NDT*, pp. 4–10, Nov. 2006.

- [22] M. Molero, S. Aparicio, G. Al-Assadi, M. J. Casati, M. G. Hernández, and J. J. Anaya, “Evaluation of freeze–thaw damage in concrete by ultrasonic imaging,” *NDT & E International*, vol. 52, pp. 86–94, Nov. 2012, doi: 10.1016/j.ndteint.2012.05.004.
- [23] B. Kenaston, “A Materials Guide to Ultrasonic Testing Applications,” *OLYMPUS*, Aug. 26, 2021. <https://www.olympus-ims.com/en/insight/materials-guide-ultrasonic-testing-applications/> (accessed Sep. 25, 2022).
- [24] A. Balvantín, A. Baltazar, and P. Rodriguez, “Characterization of laser generated Lamb wave modes after interaction with a thickness reduction discontinuity using ray tracing theory.,” *Exp Mech*, vol. 54, pp. 743–752, 2014.
- [25] A. Balvantín, A. Baltazar, and J. Y. Kim, “A study of helical Lamb wave propagation on two hollow cylinders with imperfect contact conditions.,” *In AIP Conference Proceedings*, vol. 1511, no. American Institute of Physics., pp. 67–74, Jan. 2013.
- [26] A. Balvantín, A. Baltazar, and F. García-Vazquez, “On the use of ultrasonic spectral analysis for the characterization of artificially degraded API 5L X52 steel pipeline welded joints.,” *Materials Science and Engineering: A*, vol. 550, pp. 227–234, 2012.
- [27] A. Balvantín, A. Baltazar, and J. I. Aranda-Sanchez, “A study of guided wave propagation on a plate between two solid bodies with imperfect boundary conditions.,” *Int J Mech Sci*, vol. 63(1), pp. 66–73, 2012.
- [28] A. J. Balvantín, J. A. Diosdado-De-La-Peña, P. A. Limón-Leyva, and E. Hernández-Rodriguez, “Study of guided wave propagation on a plate between two solid bodies with imperfect contact conditions.,” *Ultrasonics*, vol. 83, pp. 137–145, 2018.
- [29] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, “Ultrasonido,” *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (NIBIB)*, 2013. <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/ultrasonido> (accessed Sep. 25, 2022).
- [30] Aquil. Ahmad and Leonard. J. Bond, “Fundamentals of Ultrasonic Inspection,” in *Nondestructive Evaluation of Materials*, ASM Int.2018, pp. 155–168.
- [31] J. D. N. Cheeke, *Fundamentals and Applications of Ultrasonic Waves*, 2nd ed. Montreal: CRC press, 2012.
- [32] Chaplin Ryan, *Industrial Ultrasonic Inspection*, 1st ed. Eclipse Scientific, 2017.
- [33] T. G. Leighton, *What is ultrasound?*, vol. 93. Progress in Biophysics and Molecular Biology, 2007.

- [34] K. Hashimoto, "Bulk Acoustic and Surface Acoustic Waves," in *Surface Acoustic Wave Devices in Telecommunications*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2000, pp. 1–23. doi: 10.1007/978-3-662-04223-6\_1.
- [35] J. L. Rose, *Ultrasonic Waves in Solid Media*. Cambridge University Press, 2014.
- [36] M. F. Markham, "Measurement of elastic constants by the ultrasonic pulse method," *British Journal of Applied Physics*, vol. 8, no. S6, pp. S56–S63, Jan. 2002, doi: 10.1088/0508-3443/8/S6/312.
- [37] A. P. Mouritz, C. Townsend, and M. Z. Shah Khan, "Non-destructive detection of fatigue damage in thick composites by pulse-echo ultrasonics," *Compos Sci Technol*, vol. 60, no. 1, pp. 23–32, Jan. 2000, doi: 10.1016/S0266-3538(99)00094-9.
- [38] E. G. Ruedlinger, "Ultrasonografía Médica," Tesis de Licenciatura, Facultad de Ciencias de la Ingeniería, Universidad Austral de Chile, Valdivia, 2002.
- [39] F. Lakestani, J.-F. Coste, and R. Denis, "Application of ultrasonic Rayleigh waves to thickness measurement of metallic coatings," *NDT & E International*, vol. 28, no. 3, pp. 171–178, Jan. 1995, doi: 10.1016/0963-8695(95)00010-U.
- [40] M. B. Gitis and V. A. Chuprin, "Application of surface and normal ultrasonic waves for measuring the parameters of technical fluids: I. Shear viscosity measurements," *Technical Physics*, vol. 57, no. 5, pp. 671–676, May 2012, doi: 10.1134/S1063784212050106.
- [41] J. L. Jia Li, L. D. Liming Dong, C. N. Chenyin Ni, Z. S. Zhonghua Shen, and H. Z. Hongchao Zhang, "Application of ultrasonic surface waves in the detection of microcracks using the scanning heating laser source technique," *Chinese Optics Letters*, vol. 10, no. 11, pp. 111403–111406, 2012, doi: 10.3788/COL201210.111403.
- [42] F. Melero, "Principios de Piezoelectricidad," *Innovación y Experiencias Educativas*, Mar. 28, 2010.
- [43] T. Kundu, *Ultrasonic Nondestructive Evaluation Engineering and Biological Material Characterization*, 1st ed. CRC press, 2004.
- [44] P. K. Dubey, S. Rajagopalan, V. R. Vyaghra, V. Pendsey, and S. Sharma, "High Resolution Ultrasonic Attenuation Measurement in Pulse-echo Setup," *MAPAN-Journal Metrol*, Oct. 2008.
- [45] Olympus, "Mapeo C-Scan," 2022. <https://www.olympus-ims.com/en/ndt-tutorials/instrumentation/phased-array-scans/> (accessed Nov. 29, 2022).

- [46] M. B. Christensen, K. Oberg, and J. C. Wolchok, “Tensile properties of the rectal and sigmoid colon: a comparative analysis of human and porcine tissue,” *Springerplus*, vol. 4, no. 1, p. 142, Dec. 2015, doi: 10.1186/s40064-015-0922-x.
- [47] B. L. Proffen, M. McElfresh, B. C. Fleming, and M. M. Murray, “A comparative anatomical study of the human knee and six animal species,” *Knee*, vol. 19, no. 4, pp. 493–499, Aug. 2012, doi: 10.1016/j.knee.2011.07.005.
- [48] K.-V. Jenderka, “Ausbreitung von Ultraschall im Gewebe und Verfahren der Ultraschallbildgebung,” *Radiologe*, vol. 53, no. 12, pp. 1137–1150, Dec. 2013, doi: 10.1007/s00117-013-2567-5.
- [49] D. Jasaitiene, S. Valiukeviciene, G. Linkeviciute, R. Raisutis, E. Jasiuniene, and R. Kazys, “Principles of high-frequency ultrasonography for investigation of skin pathology,” *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology*, vol. 25, no. 4, pp. 375–382, Apr. 2011, doi: 10.1111/j.1468-3083.2010.03837.x.
- [50] T. Koch, S. Lakshmanan, S. Brand, M. Wicke, K. Raum, and D. Mörlein, “Ultrasound velocity and attenuation of porcine soft tissues with respect to structure and composition: II. Skin and backfat,” *Meat Sci*, vol. 88, no. 1, pp. 67–74, May 2011, doi: 10.1016/j.meatsci.2010.12.004.
- [51] Olympus Corporation, “NDT Instruments,” 2018. <https://www.olympus-ims.com> (accessed Oct. 09, 2022).
- [52] Keysight, “DSO1000A/B - Series Portable Oscilloscopes,” 2018. [www.keysight.com](http://www.keysight.com) (accessed Oct. 09, 2022).
- [53] E. Rateike, “Evaluación del desgaste en insertos protésicos de articulación de rodilla,” Tesis de Maestría, Instituto Tecnológico de Celaya, Celaya, Gto., 2013.
- [54] L. Yang and E. Zhang, *Biocorrosion behavior of magnesium alloy in different simulated fluids for biomedical application*, 5th ed., vol. 29. Mater. Sci. Eng. C, 2009.
- [55] J. Huircán, “Filtros activos, conceptos básicos y diseño,” 2012.
- [56] A. V. Muñoz, L. A. Perez, and V. M. Ledesma, “Verano de Investigación Científica UG 2017 Evaluación no Destructiva END.” Universidad de Guanajuato, Salamanca, 2017.
- [57] D. C. Montgomery, *Design and Analysis of Experiments*, 8th ed. New York: John Wiley & Sons, 2012.

