



**UNIVERSIDAD MICHOACANA DE
SAN NICOLÁS DE HIDALGO**

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

DOCTORADO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA

**“ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DEL
LÓBULO DE LA OREJA PARA LA OBTENCIÓN DEL NIVEL
DE GLUCOSA”**

TESIS

Que para obtener el grado de:

DOCTORA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA

PRESENTA:

M.C. HILDA AGUILAR RODRÍGUEZ

ASESOR

Dra. GEORGINA CARBAJAL DE LA TORRE

Co-ASESOR

Dr. MARCO ANTONIO ESPINOSA MEDINA

MORELIA, MICH. FEBRERO 2024



Índice General

Índice de Figuras	4
Índice de Tablas.....	7
Glosario	9
Resumen	16
Abstract.....	17
Capítulo 1.	18
Introducción.....	18
1.1. Antecedentes.....	18
1.1.1. La diabetes.....	18
1.1.2. Estadísticas de la diabetes	19
1.2. Planteamiento del Problema	20
1.3. Objetivos.....	20
1.3.1. Objetivo General.....	20
1.3.2. Objetivos Particulares.....	20
1.4. Hipótesis	21
1.5. Justificación.....	21
1.6. Metodología.....	21
Capítulo 2.	23
Marco teórico referencial y estado actual del problema.....	23
2.1. Marco Teórico	23
2.1.1 Características de la sangre.....	23
2.1.2. Glucosa en la sangre.....	25
2.1.3. La piel.....	25
2.2. Absorción de luz.....	26
2.2.1. Espectroscopia de reflectancia.....	27
2.2.2. NIR	28
2.2.3. Principio básico y la ley de Beer-Lambert	29
Capítulo 3.	32

Desarrollo y evaluación del material para el análisis de glucosa.	32
3.1. Lóbulo de la oreja/material-fotodiodo.....	32
3.2. Evaluación de componentes	34
3.3. Respuestas preliminares	37
3.4. Desarrollo del circuito	44
Capítulo 4.	55
Parametrización del tejido del lóbulo de la oreja	55
4.1. Tejido biológico blando.....	55
4.2. Modelos constitutivos.....	56
4.2.1. Modelo hiperelástico	56
4.2.1.1. El esfuerzo vs estiramiento principal para modelos hiperelásticos de materiales incompresibles.....	58
4.2.1.2. <i>Neo-Hookean</i>	58
4.2.1.3. <i>Mooney-Rivlin</i>	59
4.2.1.4. <i>Yeoh</i>	59
4.2.1.5. <i>Ogden</i>	60
4.2.1.6. <i>Modelo hiperelástico de Mooney-Rivlin y Ogden</i>	60
4.3. Material y Métodos.....	62
4.3.1. Preparación de la muestra.....	62
4.3.2. Ensayo de tensión	64
4.4. Resultados.....	65
4.4.1. Comparación de muestras.....	81
4.4.2. Modelo de tensión	85
Capítulo 5.	90
Conclusiones y Recomendaciones	90
5.1. Conclusiones.....	90
5.2. Recomendaciones	92
5.3. Acciones de difusión derivados de la presente tesis.....	92
Anexo A.....	95
Anexo B.....	102
Anexo C.....	105

Anexo D.....	106
Anexo E.....	107
Anexo F.....	108
Anexo G.....	109
Anexo H.....	110
Anexo I.....	111
Anexo J.....	114
Anexo K.....	118
Anexo L.....	121
Anexo M.....	124
Anexo N.....	126
Anexo O.....	129
Anexo P.....	131
Capítulo 6.....	135
Bibliografía.....	135

Índice de Figuras

Figura 1 Secuencia de la metodología.....	22
Figura 2 Ejemplo de dispersión de luz en tejido.	30
Figura 3 Circuito convertidor de corriente-voltaje.....	34
Figura 4 Filtro activo pasa-bajas amplificador no inversor.....	35
Figura 5 Filtro activo pasa-altas amplificador no inversor.....	36
Figura 6 Análisis de señal sin muestra.	37
Figura 7 Análisis de señal con muestra de dedo.....	37
Figura 8 Análisis de señal con muestra de la mano.....	38
Figura 9 Análisis de señal con muestra del lóbulo de la oreja.	38
Figura 10 Diagrama de bloques del lado izquierdo. Interface virtual del lado derecho.....	39
Figura 11 Acondicionamiento de señal con filtro de 0.4 Hz en interface virtual labview. .	39
Figura 12 Ensayo sin muestra a luz ambiental.	40
Figura 13 Ensayo con muestra de agua.	40
Figura 14 Ensayo con muestra de agua con azúcar.....	41
Figura 15 Ensayo con muestra de dedo.....	41
Figura 16 Circuito de oxímetro y código en Arduino.	42
Figura 17 Señal obtenida en Arduino, imagen superior con obstrucción del fototransistor, imagen inferior sin obstrucción a luz directa.....	43
Figura 18 Señal obtenida en Arduino, imagen superior sin obstrucción, imagen inferior con obstrucción del fototransistor con dedo.....	43
Figura 19 Señal obtenida en Arduino, imagen superior con obstrucción del fototransistor con lóbulo de oreja, imagen inferior con obstrucción del fototransistor con dedo.	44
Figura 20 Circuito receptor con el amplificador operacional Lm324N.	44
Figura 21 Respuesta obtenida del foto-receptor con el amplificador operacional Lm324N.	45
Figura 22 Circuito en físico para pruebas, montado en un protoboard con amplificador operacional Lm324N.....	46

Figura 23 Comparación de componentes, A) Emisor y receptor de 880 nm, B) Emisor y receptor de 1550 nm, C) Emisor de 1550 nm y receptor de 1700 nm sin amplificar, D) Emisor de 1550 nm y receptor de 1700 nm con amplificación.....	47
Figura 24 Circuito en físico para pruebas, montado en un protoboard con amplificador de instrumentación INA128.	47
Figura 25 Comparación de respuesta del circuito con un amplificador de instrumentación INA128, A) Emisor y receptor de 880 nm, B) Emisor y receptor de 1550 nm, C) Emisor de 1550 nm y receptor de 1700 nm sin amplificar, D) Emisor de 1550 nm y receptor de 1700 nm con amplificación.	48
Figura 26 Ondas del electrocardiograma.....	49
Figura 27 Circuito en físico para pruebas, montado en un protoboard con amplificador de instrumentación AD620an.....	50
Figura 28 A) Sin muestra B) Con muestra.	50
Figura 29 A) Circuito en físico para pruebas, montado en un protoboard. B) Esquemático del circuito montado.	51
Figura 30 Respuesta al circuito pasa banda con muestra. A) Muestra con el Led infra-rojo de 880 nm. B) Muestra con el Led NIR MTE5115N2. C) Muestra con el Led NIR 1550E.....	52
Figura 31 Respuesta del circuito con el Led NIR 1550E, A) Muestra de dedo, B) Muestra de la mano, C) Muestra de la oreja.....	53
Figura 32 a) Primer muestra de oreja de cerdo para ensayo (imagen izquierda). b) Segunda muestra de oreja, donada por el rastro municipal (imagen de la derecha).	63
Figura 33 Adquisición de muestras de la piel porcina, con ayuda de un molde hecho en impresora 3D, para ensayos de tensión.	63
Figura 34 En la línea de imágenes superior se muestra el primer ensayo de la piel del lóbulo de la oreja del cerdo, y en la línea inferior muestra el segundo ensayo, los cuales llegaron hasta su punto de ruptura.	65
Figura 35 Respuesta del ensayo de tracción de las 3 muestras y el promedio.	65
Figura 36 Gráfica del Esfuerzo Ingenieril vs la Deformación Unitaria, de la respuesta del ensayo de tracción de las 3 muestras y el promedio. Primera muestra (granja).....	66
Figura 37 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 1° Orden (Pa).	66
Figura 38 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 2° Orden (Pa).	67

Figura 39 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 3° Orden (Pa).	68
Figura 40 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 4° Orden (Pa).	68
Figura 41 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 5° Orden (Pa).	69
Figura 42 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 6° Orden (Pa).	70
Figura 43 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 7° Orden (Pa).	71
Figura 44 Respuesta del análisis ajustada al modelo de 5 parámetros de Mooney-Rivlin (Pa), primer ensayo (granja).....	73
Figura 45 Grafica del Esfuerzo Ingenieril vs la Deformación Unitaria, de la respuesta del ensayo de tracción de las 3 muestras y el promedio. Segunda muestra (rastros).....	74
Figura 46 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 1° Orden (Pa).	75
Figura 47 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 2° Orden (Pa).	76
Figura 48 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 3° Orden (Pa).	76
Figura 49 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 4° Orden (Pa).	77
Figura 50 Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 5°, 6°, 7° y 8° Orden (Pa).	78
Figura 51 Respuesta del análisis ajustada al modelo de 5 parámetros de Mooney-Rivlin (Pa), segundo ensayo.....	80
Figura 52 Grafica del Esfuerzo Ingenieril vs la Deformación Unitaria, de la respuesta del ensayo de tracción de las 3 muestras y el promedio del primer y segundo análisis.....	82
Figura 53 Comparación de las gráficas de Esfuerzo Ingenieril vs la Deformación Unitaria, de la respuesta del ensayo de tracción de las 3 muestras y el promedio del primer y segundo análisis.	82
Figura 54 Diseño de probeta para ensayo de tensión diseñada con la norma ASTM D638 en Solidworks.....	85
Figura 55 Probeta mallada por elemento finito mediante Comsol Multiphysic.....	85
Figura 56 Análisis de tensión en Comsol Multiphysic, Ogden 5°orden (ensayo 1).....	87
Figura 57 Análisis de tensión en Comsol Multiphysic, Mooney-Rivlin 5 parámetros (ensayo 1).....	87
Figura 58 Análisis de tensión en Comsol Multiphysic, Ogden 2°orden (ensayo 2).....	88
Figura 59 Análisis de tensión en Comsol Multiphysic, Mooney-Rivlin de 5 parámetros (ensayo 2).	89

Índice de Tablas

Tabla 1. Espectro de absorción de diversos componentes biológicos en el rango NIR.	29
Tabla 2. Comparativa de muestreo:	38
Tabla 3. Respuesta del circuito con el Led NIR 1550E, de las pruebas 1-7 en dedo, mano y oreja.	54
Tabla 4. Registro del volumen de muestras.....	64
Tabla 5. Parámetros del modelo de Ogden de 1° orden.	67
Tabla 6. Parámetros del modelo de Ogden de 2° orden.	67
Tabla 7. Parámetros del modelo de Ogden de 3° orden.	68
Tabla 8. Parámetros del modelo de Ogden de 4° orden.	69
Tabla 9. Parámetros del modelo de Ogden de 5° orden.	69
Tabla 10. Parámetros del modelo de Ogden de 6° orden.	70
Tabla 11. Parámetros del modelo de Ogden de 7° orden.	70
Tabla 12. Parámetros C01, C02, C10, C11, C20, del modelo de Mooney-Rivlin.	72
Tabla 13. Respuesta al análisis ajustado a los 5 parámetros del modelo de Mooney-Rivlin.	74
Tabla 14 . Parámetros del modelo de Ogden de 1° orden.	75
Tabla 15. Parámetros del modelo de Ogden de 2° orden.	76
Tabla 16. Parámetros del modelo de Ogden de 3° orden.	77
Tabla 17. Parámetros del modelo de Ogden de 4° orden.	77
Tabla 18. Parámetros del modelo de Ogden de 5° orden.	79
Tabla 19. Parámetros del modelo de Ogden de 6° orden.	79
Tabla 20. Parámetros del modelo de Ogden de 7° orden.	79
Tabla 21. Parámetros del modelo de Ogden de 8° orden.	79
Tabla 22. Parámetros C01, C02, C10, C11, C20, del modelo de Mooney-Rivlin.	81
Tabla 23. Respuesta al análisis ajustado a los 5 parámetros del modelo de Mooney-Rivlin.	81
Tabla 24. Valores para la malla de la probeta de tensión en Comsol Multiphysic.	86
Tabla 25. Parámetros del material, modelo de Ogden de 5° orden, ensayo 1.	86
Tabla 26. Parámetros del material, modelo de Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ensayo 1.	87

Tabla 27. Parámetros del material, modelo de Ogden de 2° orden, ensayo 2. 88

Tabla 28. Parámetros del material, modelo de Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ensayo 2. 88

GLOSARIO

A

Albumina: que ayuda a evitar que la sangre se salga de los vasos sanguíneos. También ayuda a mover hormonas, medicamentos, vitaminas y otras sustancias importantes por todo el cuerpo. La albumina se produce en el hígado.

Anisotrópico: significa distinto en diferentes direcciones del espacio. Su antónimo es isotrópico (igual en todas las direcciones del espacio). Un material posee propiedades anisotrópicas cuando sus valores son distintos en diferentes direcciones; por ejemplo, la rigidez o la conductividad.

Anisotropo: Dicho de una sustancia o de un cuerpo: Que posee propiedades físicas distintas según la dirección en que se mide.

B

Basal: Dicho del nivel de actividad de una función orgánica: Que es el que tiene durante el reposo y el ayuno.

Bilirrubina: Pigmento biliar de color amarillo.

Biosensor: Dispositivo que utiliza materiales de origen biológico para detectar y cuantificar una sustancia.

C

Capilar: Dicho de un tubo: Muy estrecho, como el cabello. Cada uno de los vasos muy finos que enlazan en el organismo las circulaciones arterial y venosa, formando redes.

Capuchón extensor: se le conoce así a las inserciones conectivas, especiales mediante las cuales los tendones extensores se insertan en las falanges.

Citocromo: Proteína coloreada que contiene hierro y participa en la fotosíntesis y en los procesos de respiración celular.

Citoplasma: Región celular comprendida entre la membrana plasmática y el núcleo, con los órganos celulares que contiene.

Coroides: Membrana delgada, de color pardo más o menos oscuro, situada entre la esclerótica y la retina de los ojos de los vertebrados. Tiene una abertura posterior que da paso al nervio óptico, y otra más grande, en su parte anterior, cuyos bordes se continúan con unos repliegues que rodean la cara interna del iris.

Corpúsculo: Porción muy pequeña, generalmente microscópica, de materia.

Corriente: Flujo de cargas eléctricas a través de un conductor.

Cromóforo: Dicho de un agrupamiento químico: Que causa la coloración de una sustancia.

Crónica: Dicho de una enfermedad: larga.

D

Dermis: Capa conjuntiva que forma parte de la piel de los vertebrados, más gruesa que la epidermis y situada debajo de esta.

Desoxihemoglobina: La hemoglobina reducida o desoxihemoglobina, se da en el caso de pérdida de oxígeno en la sangre venosa, entonces se presenta con un color rojo oscuro.

Diabetes: Enfermedad metabólica caracterizada por eliminación excesiva de orina, adelgazamiento, sed intensa y otros trastornos generales.

Diabetes Mellitus: Enfermedad metabólica producida por una secreción deficiente de insulina, lo que produce un exceso de glucosa en la sangre.

Dispersión: Descomposición de una radiación en sus diferentes longitudes de onda por la acción del medio de propagación.

E

Enzima: Proteína que cataliza específicamente una reacción bioquímica del metabolismo.

Escleroproteína: Proteína que, como el colágeno y la queratina, se encuentra en huesos, cartílagos, tendones y estructuras animales de protección o sostén.

Espectro: Distribución de la intensidad de una radiación en función de una magnitud característica, como la longitud de onda, la energía o la temperatura.

Espectro de absorción: Espectro luminoso que presenta líneas negras causadas por la absorción de la radiación correspondiente.

Espectroscopia: Rama de la física que estudia los espectros.

F

Falange: Cada uno de los huesos de los dedos, que se distinguen con los adjetivos ordinales primera, segunda y tercera, comenzando a contar desde el metacarpo o el metatarso.

Fluido intersticial: Líquido contenido en el intersticio, o espacio entre las células.

Fluido tisular: líquido que impregna los espacios entre las células individuales, que está en contacto osmótico con la sangre y la linfa, y que sirve en el transporte intersticial de nutrientes y desechos.

Fotodiodo: Diodo semiconductor cuya corriente varía con la luz que lo ilumina.

Fotón: Cada una de las partículas que, según la física cuántica, constituyen la luz y, en general, la radiación electromagnética.

Fotosensor o fotodetector: Es un sensor que genera una señal eléctrica dependiente de la luz u otra radiación electromagnética que recibe.

G

Globulina: Proteína del suero sanguíneo, de mayor peso molecular que las albúminas y de distintas propiedades eléctricas.

Globulinas: que ayudan a combatir las infecciones y mover los nutrientes por todo el cuerpo. Algunas globulinas son producidas por el hígado. Otras son producidas por el sistema inmunitario.

H

Hematocrito: Proporción de glóbulos rojos en la sangre.

Hemoglobina: Proteína de la sangre, de color rojo característico, que transporta el oxígeno desde los órganos respiratorios hasta los tejidos.

Hemólisis: Liberación de la hemoglobina en el plasma por destrucción de los glóbulos rojos.

Heteroestructura: Unión de dos semiconductores distintos, de manera que la composición química del sistema en conjunto cambie con la posición.

Hueso sesamoideo: se desarrollan en el espesor de ciertos tendones o de la cápsula fibrosa que envuelve algunas articulaciones. Estos huesos son generalmente nódulos ovoides, de pocos milímetros de diámetro, pero varían en forma y tamaño.

I

Intersticio: Hendidura o espacio, por lo común pequeño, que media entre dos cuerpos o entre dos partes de un mismo cuerpo.

IR (Infra-rojo): Dicho de la radiación del espectro electromagnético: De mayor longitud de onda que el rojo y de alto poder calorífico.

Isotropía: Cualidad de isótropo.

Isotrópico: Dicho de los cuerpos con propiedades de isotropía

L

Lanceta: Similar a un pequeño bisturí pero con una hoja de doble filo o aguja. Las lancetas se utilizan para hacer punciones, como una punción en el dedo, para obtener pequeñas muestras de sangre y son generalmente desechables.

Línea isoeléctrica: Línea base de voltaje de un registro electrofisiológico. Línea uniforme que separa un latido de otro, se utiliza como referencia para definir los segmentos PR y ST.

Linfa: Parte del plasma sanguíneo, que atraviesa las paredes de los vasos capilares, se difunde por los intersticios de los tejidos y, después de cargarse de sustancias producidas por la actividad de las células, entra en los vasos linfáticos, por los cuales circula hasta incorporarse a la sangre venosa.

M

Melanina: Pigmento de color negro o pardo negruzco que existe en forma de gránulos en el citoplasma de ciertas células de los vertebrados y al cual deben su coloración especial la piel, los pelos, la coroides, etc.

Metabólica: Pertenciente o relativo al metabolismo.

Metabolismo: Conjunto de reacciones químicas que efectúan las células de los seres vivos con el fin de sintetizar o degradar sustancias.

Metacarpiano: Pertenciente o relativo al metacarpo.

Metacarpo: Conjunto de huesos largos de los miembros anteriores de los anfibios, reptiles, aves y mamíferos, articulados con los del carpo y con las falanges de los dedos, y que en los humanos constituye la parte de la mano comprendida entre la muñeca y los dedos y está formado por cinco huesos.

Musculo abductor del pulgar: El músculo aductor del pulgar (Adductor pollicis) es un músculo de la mano, en la parte lateral o externa de la región anterior o palmar (la eminencia tenar), de forma triangular que funciona en la aducción del pulgar.

mg/dL: Unidad de medida (miligramos por decilitro) utilizada para referirse al nivel de azúcar en la sangre.

µm: El micrómetro, micrón o micra es una unidad de longitud equivalente a una milésima parte de un milímetro. Su símbolo científico es µm ($1 \mu\text{m} = 0,000\ 001 \text{ m} = 1 \times 10^{-6} \text{ m}$).

mm: El milímetro es una unidad de longitud. Es el tercer submúltiplo del metro y equivale a la milésima parte de él ($1 \text{ mm} = 10^{-3} \text{ m}$).

N

nm: El nanómetro es la unidad de longitud que equivale a una mil millonésima parte de un metro ($1 \text{ nm} = 10^{-9} \text{ m}$). Comúnmente se utiliza para medir la longitud de onda de la radiación ultravioleta, radiación infrarroja y la luz.

O

Optodo: Sensor basado en una fibra óptica (óptico y electrodo).

Ósmosis: Paso de disolvente, pero no de soluto, entre dos disoluciones de distinta concentración separadas por una membrana semipermeable.

Osmótico: Pertenciente o relativo a la ósmosis.

Oxihemoglobina: Compuesto formado por la unión de la hemoglobina con el oxígeno, siendo esta la forma en que es transportado en la sangre.

Oximetría: Técnica que mide la saturación de oxígeno en la sangre de una persona.

Oxímetro: Dispositivo médico que mide de manera indirecta la saturación de oxígeno de la sangre de un paciente, en contraposición al medir la saturación de oxígeno directamente a través de una muestra de sangre.

P

Plasma: Parte líquida de la sangre o de la linfa, que contiene en suspensión sus células componentes.

Poliuria: Producción y excreción de gran cantidad de orina.

Primer interóseo dorsal: Primer interóseo dorsal o palmar, es un musculo rudimentario que a menudo se considera parte del abductor del pulgar o del flexor corto del pulgar. Cuando está presente se origina en la cara medial de la superficie palmar del I metacarpiano y se inserta en la base de la falange proximal del pulgar y en el capuchón extensor. Suele existir un hueso sesamoideo en el tendón que se inserta en la base de la falange.

Punción: Introducción de un instrumento agudo, como un trocar o una aguja, en un tejido, órgano o cavidad.

Q

Quiral: Dicho de una estructura o de un objeto: Que no es superponible con su imagen especular.

R

Radiación: Energía ondulatoria o partículas materiales que se propagan a través del espacio.

Reflectancia: Propiedad de un cuerpo de reflejar la luz.

S

Sensor: Dispositivo que transforma la información física o química en una señal útil que pueda ser procesada y, por tanto, que facilite información de interés de una manera rápida y sin necesidad de análisis muy complejos.

Sobretono: Cualquier frecuencia mayor que la frecuencia fundamental de un sonido.

Soluto: Dicho de un cuerpo: Que está disuelto.

Subcutáneo: Que está inmediatamente debajo de la piel.

T

Transcutáneo: Que es capaz de atravesar la piel.

Transdérmico: A través de la piel. Transcutáneo.

Transmitancia: Magnitud que expresa la cantidad de energía que atraviesa un cuerpo en la unidad de tiempo (potencia).

RESUMEN

La finalidad del proyecto es el estudio de las características de las propiedades mecánicas de la piel, para aplicar un método de cuantificación de glucosa para los que padecen de diabetes mellitus (DM). Una opción es por el método de espectroscopia cercano al infrarrojo, ajustable al oído incorporando componentes electrónicos, pero primero tenemos que conocer las propiedades y características mecánicas del material. Por lo cual, en este proyecto se han hecho estudios en piel lobular porcina.

Los métodos tradicionales utilizados en medir la concentración de glucosa en sangre implican un pinchazo en la yema del dedo, por medio de una lanceta que atraviesa las capas protectoras de la piel para obtener una gota de sangre, lo cual es un procedimiento desagradable y en ocasiones doloroso, motivo por el cual se buscan opciones indoloras o no invasivas [1].

La DM es la primera causa de ceguera en adultos y amputación, que no es por traumatismo, también provoca altos índices en insuficiencia renal crónica. Hasta agosto del 2020 se consideraba la tercera causa de muerte en México después de enfermedades cardiacas y covid-19 [2, 3].

Se busca analizar la glucosa en el lóbulo de la oreja, para tener un constante monitoreo y así un diagnóstico correcto para los pacientes que padecen esta enfermedad, para esto se estudian las propiedades mecánicas de la piel para caracterizar el tejido porcino lobular, el cual es un material similar al del humano [4, 5], y nos ayuda a identificar las características del material para ser analizado.

Palabras clave: diabetes, lóbulo porcino, propiedades mecánicas.

ABSTRACT

The purpose of the project is to study the characteristics of the mechanical properties of the skin, to apply a glucose quantification method for those suffering from diabetes mellitus (DM). One option is by the method of near infrared spectroscopy, adjustable to the ear incorporating electronic components, but first we have to know the properties and mechanical characteristics of the material. Therefore, in this project studies have been carried out in porcine lobular skin.

Traditional methods used to measure the concentration of glucose in the blood involve a prick of the fingertip, by means of a lancet that passes through the protective layers of the skin to obtain a drop of blood, which is an unpleasant procedure and sometimes painful, which is why painless or noninvasive options are sought [1].

DM is the leading cause of blindness in adults and amputation, which is not due to trauma, also causes high rates of chronic kidney failure. Until August 2020, it is considered the third cause of death in Mexico after heart disease and covid-19 [2, 3].

It seeks to analyze the glucose in the ear lobe, to have constant monitoring and thus a correct diagnosis for patients suffering from this disease, for this the mechanical properties of the skin are studied to characterize the porcine lobular tissue, which is a material similar to that of humans [4, 5], and helps us to identify the characteristics of the material to be analyzed.

Keywords: *diabetes, porcine ear lobe, mechanical properties.*

Capítulo 1.

INTRODUCCIÓN

1.1. ANTECEDENTES

1.1.1. La diabetes

Hay informes que datan desde 1500 a. C. de población con diabetes, donde es conocida como “exceso de orina”. Arateus, médico romano, dio la primera descripción y la nombró diabetes (agua que pasa por un sifón, por poliuria); mientras que en la medicina hindú se le conoció como "orina de miel". Para el siglo XVIII, William Cullen médico escocés, decidió agregar la palabra "mellitus" (miel) y a partir de aquí se le conoció como "diabetes mellitus" [6].

La diabetes mellitus (DM), constituye un problema serio en nuestro país, puede manifestarse desde la infancia, adolescencia, adultez o en el embarazo. Este padecimiento es un mal metabólico crónico que se ha vuelto un problema de salud pública a nivel mundial, en México afecta a 12.8 millones de personas, actualmente solo la mitad de los que tienen este padecimiento se han diagnosticado, con estas cantidades México se halla en los primeros 10 lugares, y ocupa el sexto lugar a nivel mundial en el número de pacientes con este padecimiento [2, 7].

La nula o baja producción de insulina como también la poca actividad de la misma, y por otro lado el incremento de glucosa en sangre son factores que identifica a la diabetes. Existen diversos tipos de diabetes, siendo los más importantes, la diabetes tipo I, tipo II y la gestacional.

La diabetes tipo I se manifiesta en menores de 30 años, la persona no tiene insulina en su cuerpo por lo tanto, siempre necesitará de insulina para mantener un control. Esta también es conocida como diabetes juvenil.

La diabetes tipo II, suele manifestarse en personas mayores de 40 años. El problema radica en una menor producción de insulina, por existir resistencia a la insulina. Por lo que se requiere de medicamentos que ayuden a que el cuerpo produzca más insulina, o que logre

vencer esa resistencia, aunque existe la probabilidad de que en algún momento, tengan que aplicar insulina para continuar con un buen control.

El páncreas produce una hormona llamada insulina y sirve como puente que permite a la glucosa que entre a las células del tejido adiposo y muscular para convertirse en energía. La ineficiencia o falta de la hormona es lo que produce la diabetes [8].

Si se tiene un diagnóstico de diabetes, en donde existe una alteración de glucosa también se alteran los niveles grasas y proteínas del cuerpo. Una consecuencia más de este padecimiento es que la glucosa de los alimentos no es usada correctamente por la falta de la insulina. Por este motivo hay pacientes que requieran de insulina como parte de su tratamiento, como ya se comentó anteriormente.

Hay que destacar que se requiere un buen control de la diabetes, ya que la desatención puede causar problemas o importantes complicaciones en la salud del paciente.

La DM es la primera causa de ceguera en adultos y amputación, que no es por traumatismo, también provoca altos índices en insuficiencia renal crónica. Es una de las principales causas por ocupación de camas y la tercera causa de muerte en México, después de afecciones cardíacas y covid-19 [2, 3, 9].

1.1.2. Estadísticas de la diabetes

La Federación Internacional de la Diabetes (IDF, por sus siglas en inglés), considera que actualmente hay aproximadamente 463 millones de personas a nivel mundial con diabetes, y va en aumento. Para México en el periodo de enero a agosto del 2020, se registraron 99,733 muertes por diabetes [3, 10].

Actualmente no hay cura para esta enfermedad, sin embargo, hay recursos tales como medicamentos, procedimientos, equipos, técnicas y educación entre otros, que sirven para hacer una diferencia en contra de la enfermedad. Estos métodos generan un gasto monetario ya que se tiene que adquirir un medidor de glucosa, tiras reactivas, alcohol, libros, etc., para tener un registro y control de la enfermedad y una calidad de vida sin mayores dificultades. Ya que teniendo en cuenta estos cuidados se evita problemas agudos o crónicos que implican un costo mayor como estar en un hospital o un tratamiento más costoso [9].

Por estos motivos se planea investigar el efecto que tiene la glucosa en la permeabilidad de los tejidos a la luz en el espectro cercano al infrarrojo, y poder determinar su aplicación en la medición y monitoreo no invasivo de los niveles de glucosa en pacientes diabéticos.

1.2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La Diabetes Mellitus es un serio problema, a nivel mundial. Las personas que padecen esta enfermedad requieren de una medición frecuente de su nivel de glucosa en la sangre, para conocer su estado actual y realizar un control adecuado que permita prevenir complicaciones derivadas de la misma. Hay pacientes que necesitan un chequeo mínimo de 3 a 6 veces al día, esto se realiza mediante el uso de glucómetros. Los glucómetros tradicionales requieren una muestra de sangre extraída de la yema de los dedos, lo cual es una práctica incomoda y dolorosa, que llega a dañar el tejido o causar infecciones al paciente complicando su estado.

La problemática de los métodos convencionales ha llevado a pensar en nuevos métodos no invasivos y que sean amigables con el paciente. Por lo que se propone desarrollar un prototipo de medición de glucosa por medio de infrarrojo cercano ajustado a la oreja, de bajo costo, práctico y fácil de manejar. Con el fin de tener un buen control de la enfermedad, y por consiguiente una mejor valoración médica y tratamiento al mismo.

1.3. OBJETIVOS

1.3.1. Objetivo General

A través de las propiedades mecánicas del material, analizar la relación entre la incidencia de espectroscopia de infrarrojo cercano en la piel y los niveles de glucosa en la sangre, implementando un dispositivo experimental.

1.3.2. Objetivos Particulares

- Analizar las propiedades mecánicas de la piel con muestras animales.
- Realizar comparaciones de las propiedades de los tejidos estudiados.
- Relacionar la absorción del haz NIR incidente sobre la piel, con la variación de sus propiedades mecánicas, a través de la permeabilidad de los tejidos biológicos ante el mismo y el nivel de glucosa.

- Probar mediante un dispositivo experimental, que es posible obtener mediciones de los niveles de glucosa en la sangre en el ser humano por espectroscopia de infrarrojo cercano.

1.4. HIPÓTESIS

Conociendo las propiedades mecánicas de la piel y con el uso de espectroscopia de infrarrojo cercano, puede estudiarse el nivel de glucosa en la sangre en el ser humano.

1.5. JUSTIFICACIÓN

Esta investigación, plantea el desarrollo de un sistema transdérmico de medición de glucosa en la sangre, utilizando como base de medición indirecta la permeabilidad que tienen los tejidos biológicos a la luz del infrarrojo cercano. Esta técnica de medición indirecta puede aprovecharse para diseñar sistemas no invasivos de monitoreo de los niveles de glucosa en pacientes diabéticos, en particular en aquellos diagnosticados con diabetes tipo II.

Por otra parte, se pretende ofrecer una alternativa más de monitoreo y registro de los niveles de glucosa en la sangre, a las personas que padecen diabetes. La técnica de medición propuesta puede además brindar un incremento en la calidad de vida del paciente, dado que se reducirían los problemas de infección o lesión de los tejidos de la zona dactilar ocasionados con las técnicas convencionales. Cómo también un adecuado control diario de la glucosa. Por lo que también se plantea un prototipo ajustado a la oreja. Dando como resultado una contribución al estado del arte en cuanto al método de espectroscopia de infrarrojo cercano con relación a la detección de niveles de glucosa.

1.6. METODOLOGÍA

De manera general, la metodología a seguir se basará en una recopilación exhaustiva de material bibliográfico, en cuestión de métodos no invasivos de medición de glucosa, espectroscopia de infrarrojo cercano, diabetes y propiedades de la piel, con el propósito de establecer el estado del arte y poder establecer las contribuciones al mismo.

Se buscará el mejor método para medir las propiedades mecánicas de la piel, y encontrar una relación entre los niveles de glucosa de la sangre y dichas propiedades. Además, se diseñarán

experimentos en los cuales se relacionarán las propiedades mecánicas de la piel y la glucosa en la sangre, para finalmente valorar los resultados.

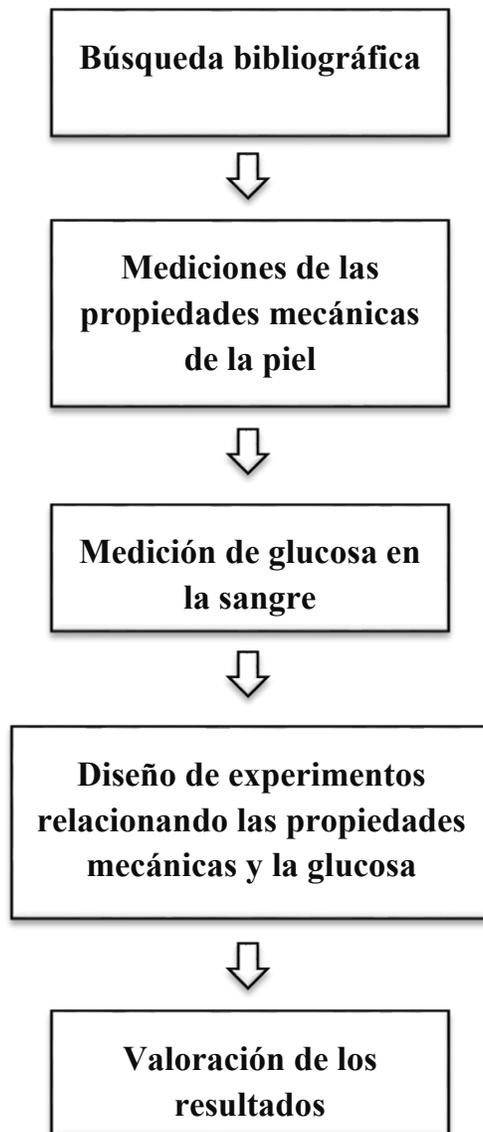


Figura 1. Secuencia de la metodología.

Capítulo 2.

MARCO TEÓRICO REFERENCIAL Y ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA

2.1. MARCO TEÓRICO

La toma diaria y continua, es importante para el control adecuado de la glucosa en sangre de pacientes con diabetes ya que las concentraciones pueden variar de vez en cuando debido a diversos factores tales como la actividad diaria, estado mental, dieta y/o cambio ambiental [11].

La concentración de glucosa aceptable es de 70 mg/dl (miligramo de glucosa en 100 mililitros de sangre) a 110 mg/dl, pero poco después de comer la concentración de glucosa de una persona sana puede elevarse hasta un nivel de 140 mg/dl [12].

Una inquietud constante es la contaminación de la muestra, es decir, demasiado apretar la yema del dedo para sustraer la muestra de sangre puede causar imprecisiones por exceso de fluido tisular o hemólisis.

La piel humana tiene múltiples capas, epidermis, dermis y capa subcutánea. La epidermis es la capa más externa que no contiene información útil y la subcutánea es la capa más interna que solo tiene tejido graso. Mientras que la dermis de la capa media está correlacionada con la glucosa sanguínea, ya que contiene la mayoría de los vasos sanguíneos [13, 14, 15].

Por otro lado, la sangre es un líquido opaco, viscoso, de color rojo brillante o escarlata al fluir de las arterias, rojo oscuro o púrpura al fluir de las venas. Salada al gusto y olor peculiar. Tiene una reacción alcalina. Su temperatura es aproximadamente de 37° C y llega a variar en diferentes partes del cuerpo [16].

2.1.1. Características de la sangre

La sangre consiste en un fluido ligeramente amarillo, el plasma o “licor sanguinis”, en el que se suspenden numerosas partículas diminutas, los corpúsculos sanguíneos, los cuales son

rojizos y son el tinte que le da el color a la sangre. Los corpúsculos de sangre son de tres tipos: eritrocitos, leucocitos y plaquetas de sangre [16].

El fluido intersticial constituye aproximadamente el 45 % de la fracción volumétrica de la piel humana, y los vasos sanguíneos contribuyen al 5 % del volumen de la piel. El fluido intersticial es un medio relativamente pasivo y tiene un tercio de la concentración total de proteína en comparación con el plasma con una relación promedio de albumina/globulina de 1.85 [17].

El volumen corporal total del espacio intersticial es tres veces mayor que el del plasma; sin embargo, los compartimentos de líquidos intersticiales alrededor de las células son microscópicos. El fluido intersticial baña las células y las alimenta con nutrientes, incluida la glucosa, al proporcionar un corredor entre los capilares y la célula. Hay menos líquido intersticial en el tejido subcutáneo que en la dermis. El tejido adiposo, justo debajo de la dermis, es rico en vasos con paredes capilares que son relativamente más delgadas ($0.03 \mu\text{m}$ vs. $0.1 \mu\text{m}$) que los capilares de la dermis. El tamaño de los adipocitos podría afectar la cantidad de fluido intersticial en el tejido subcutáneo, lo que sugiere que la adiposidad podría afectar las concentraciones de glucosa en el líquido intersticial [17].

El plasma y el fluido intersticial tienen diferentes características y se deben considerar como compartimentos de glucosa separados. La glucosa se transfiere del endotelio capilar al fluido intersticial por simple difusión a través de un gradiente de concentración sin la necesidad de un transportador activo. El flujo de sangre al área determina la cantidad de glucosa administrada. Los valores de glucosa intersticial se determinan por la velocidad de difusión de glucosa desde el plasma hasta el fluido intersticial y la velocidad de captación de glucosa por las células de tejido subcutáneo. Por lo tanto, la tasa metabólica de las células adyacentes y otros factores, como la insulina, afectan la captación de glucosa del vaso sanguíneo, el flujo sanguíneo al área y la permeabilidad del capilar que puede verse alterada por muchos factores, incluyendo la estimulación nerviosa, influye en los niveles de glucosa intersticial. El tiempo requerido para que la glucosa se difunda desde el capilar al tejido desempeña un papel importante en el tiempo de retardo entre los cambios en los niveles de glucosa plasmática e intersticial, pero el retraso durante los cambios rápidos de glucosa en sangre es

probable debido a la magnitud de las diferencias de concentración en diversos tejidos en un momento de cambio rápido [17].

2.1.2. Glucosa en la sangre

La glucosa en sangre se mide como el nivel de plasma venoso. Existe una diferencia de 3-5 mg/ml entre el nivel arterial y el venoso. Los niveles son más altos en la sangre arterial ya que parte de la glucosa se difunde del plasma al líquido intersticial a medida que la sangre circula en el sistema capilar [17].

Estudios demuestran que los coeficientes de relación para las estimaciones de glucosa capilar y venosa son muy similares. Por lo que se concluye que se puede que al haber asociación entre las mediciones capilar y venosa [18, 19, 20, 21].

Las concentraciones de glucosa medidas por glucómetros son niveles de sangre entera, que pueden diferir de los niveles de glucosa en plasma hasta en un 11 % (plasma más alto). Las concentraciones anormales de hematocrito pueden producir niveles de glucosa falsamente bajos (hematocrito >50 %) o altos (hematocrito <40 %). Cualquier retraso en el procesamiento o transporte de las muestras puede disminuir los niveles de glucosa en un 5-7 %/h. Los glucómetros usan biosensores enzimáticos amperométricos para medir las concentraciones de glucosa [17].

2.1.3. La Piel

La piel es el órgano más grande del cuerpo, protege al organismo de factores externos, sus funciones biológicas son la termorregulación y protección contra ataques mecánicos, virales y bacterianos, además prevé el exceso de pérdida de agua [22, 23]. La piel debe poder estirarse y retorcerse, para permitir un movimiento libre, debe tener una resistencia mecánica y resistir ante un desgarro o un daño físico. Consta de varias capas y es adaptable a la función del cuerpo correspondiente, representa el 15% del peso corporal aproximadamente [5, 24]. Por la estructura de la piel de varias capas las propiedades mecánicas son distintas entre capa y capa [25]. Actualmente no existen modelos numéricos que describan el comportamiento mecánico de la piel por capas separadas de la piel [24].

Como se mencionó anteriormente la piel consiste en 3 capas principales, las cuales son; epidermis, dermis e hipodermis [26, 27]. La epidermis es la capa más externa, consta de un

grosor aproximadamente de 75-150 μm , ésta a su vez está conformada por varias subcapas, como los estratos; espinoso, basal, granuloso y córneo [28, 29]. La dermis es la segunda capa, con un espesor aproximado de 1-4 mm, conformada por una sustancia base hidratada y gelatinosa que a su vez es conformado por tejido conectivo fibroelástico denso, primordialmente compuesto por fibras de colágeno que representan de un 60 al 80 % del peso seco de la dermis [4, 25, 30]. La hipodermis es un tejido altamente vascularizado y nutrido, se conforma de tejido conectivo graso suelto, mientras que su espesor varía considerablemente sobre la superficie del cuerpo [25]. Este tejido está compuesto de 60-85 % de grasa, 90-99 % de triglicéridos, 5-30 % de agua y 2-3 % de proteína, y varía según el lugar anatómico, edad, sexo, raza, estado endocrino y nutricional. Esta capa también contiene vasos sanguíneos en ruta hacia la dermis, vasos linfáticos, nervios y folículos pilosos [25, 31]. El total de masa grasa en el cuerpo aumenta hasta 4 veces en personas con sobrepeso [32]. La función de esta grasa depende de su región corporal. También puede actuar como un depósito de almacenamiento de energía, aislante térmico y un amortiguador mecánico. El grado del aislamiento dependerá del grosor de la capa de grasa [25].

En los últimos años, NIRS (near infrared spectroscopy) ha surgido como una técnica potencial para el monitoreo no invasivo de los niveles de glucosa, ya que cuenta con baja absorción y la mayor penetración de la luz infrarroja cercana (NIR, siglas en inglés de near infrared) en la piel [12, 33].

2.2. Absorción de luz

Cuando se absorbe la luz su energía se disipa como energía térmica en todo el absorbente [34]. La absorción se produce a longitudes de onda específicas, determinadas por las propiedades moleculares de los materiales en la trayectoria de la luz [34, 35, 36]. Los principales compuestos que absorben la luz en el tejido dentro del rango infrarrojo cercano se llaman cromóforos [34, 35]. Se considera que la mayoría de los cromóforos tienen concentraciones estables durante un periodo de medición (~10 min), sin embargo, su presencia se suma a la atenuación total de la luz (melanina, bilirrubina, agua). Los cromóforos principales de interés son la oxihemoglobina (HbO_2), la desoxihemoglobina (Hb) y el citocromo c oxidasa, ya que la concentración de estos cromóforos varía con el tiempo y el estado de oxigenación [34].

En el rango infrarrojo cercano, la oxihemoglobina, la desoxihemoglobina y la citocromoxidasa oxidasa (CitOx) tienen espectros de absorción característicos [36, 37]. Es probable que las concentraciones de HbO₂, Hb y CytOx cambien rápidamente durante las alteraciones en la oxigenación [37].

2.2.1. Espectroscopia de reflectancia

Estudios han demostrado que la espectroscopia de reflectancia difusa NIR representa un enfoque factible y prometedor para la predicción no invasiva de los niveles de glucosa en sangre [38]. La espectroscopia de reflectancia difusa del infrarrojo cercano (NIRS, near infrared spectroscopy) implica iluminar una zona del cuerpo con luz NIR de baja energía (750 – 2500 nm). La luz se absorbe parcialmente y se dispersa, de acuerdo con la interacción con los componentes químicos del tejido, antes de ser reflejada de vuelta al detector. El espectro de absorbancia contiene una mezcla de firmas espectrales de los componentes del tejido, como agua, grasa, proteína y glucosa [38].

El espectro de absorción de la hemoglobina depende de su nivel de oxigenación. La NIRS es una técnica segura no invasiva que usa diodos láser y/o fuentes de luz de diodos emisores de luz que abarcan la ventana óptica entre 650 y 1000 nm [39].

La predicción de la concentración de glucosa en sangre se logra detectando la magnitud de la atenuación de la luz causada por la firma de absorción de glucosa en sangre como se representa en el volumen de tejido objetivo (lechos capilares) de la piel. El proceso de calibración implica el desarrollo de una transformación matemática o modelo, que se utiliza para estimar la concentración de glucosa en sangre del espectro de absorbancia tisular medido [38].

La glucosa es una molécula ópticamente activa (quiral) que tiene la capacidad de rotar el plano de la luz polarizada linealmente en una cantidad proporcional a su concentración, la longitud de camino óptico y cambiar el índice de refracción de los medios, lo que afecta el coeficiente de dispersión global en un medio dado. La magnitud de cada efecto se relaciona con la concentración de glucosa. De similar forma, la estimación basada en la transmisión se basa en el principio de la ley Beer-Lambert aplicable a la edición de la concentración del cromóforo absorbente en una muestra [14, 33].

2.2.2. NIRS

Los conceptos básicos y características principales de NIRS se resumen como [39]:

- Los tejidos humanos son relativamente transparentes ante la luz en el espectro NIR.
- El haz NIR es absorbido por compuestos pigmentados (cromóforos) o esparcida en los tejidos.
- La luz NIR es capaz de penetrar el tejido humano, ya que el factor dominante en su transporte en el tejido es la dispersión, y típicamente es 100 veces más probable que la absorción.
- La atenuación relativamente alta del haz NIR en el tejido se debe a la hemoglobina cromófora principal (la proteína del glóbulo rojo del transporte de oxígeno) ubicada en vasos pequeños (<1 mm de diámetro) de la microcirculación, como los lechos capilares, arteriolas y camas venulares [39].

La radiación en el rango NIR puede penetrar la piel más profundo que la radiación visible o la MIR (radiación infrarroja media). La región espectral NIR tiene varias ventanas donde la hemoglobina, la intensidad de las bandas de absorción de lípidos y aguas son lo suficientemente bajas para permitir que la luz penetre en el tejido, permitiendo mediciones espectrales en el infrarrojo cercano [14]. La radiación NIR puede pasar a través de diferentes capas de piel al espacio subcutáneo [40].

La radiación en la región NIR del espectro electromagnético va de 750-2500 nm, en donde se encuentran tres bandas en el rango NIR. La región NIR permite la medición de la glucosa debajo de la piel a una profunda de pocos milímetros de alcance. La penetración de la luz en la piel disminuye con el aumento de la longitud de onda [41]. A medida que la luz interactúa con el tejido, se absorbe parcialmente y se dispersa debido a la interacción con cromóforos dentro del tejido [42]. La combinación y la primera región armónica están dominadas por la información de absorción de glucosa mientras que la región de longitud de onda más corta lleva principalmente información de dispersión [43].

La detección de una señal no invasiva, generada por un nivel bajo de glucosa es difícil de medir debido a las señales de fondo dinámicas y complejas. Estas señales se deben a espectros de otros cromóforos activos, como el agua, la hemoglobina y los lípidos, que se superponen a los espectros débiles de la glucosa [44]. A continuación, en la Tabla 1 se

muestran los diferentes componentes biológicos y la absorción en el rango NIR [14, 45, 46, 47].

Tabla 1. Espectro de absorción de diversos componentes biológicos en el rango NIR.

Componente Biológico	Picos de absorción más altos
Glucosa	1408 nm, 1536 nm, 1688 nm, 2261 nm, 2326 nm
Agua	1450 nm, 1787 nm, 1934 nm
Lípido	2299 nm, 2342 nm
Proteína	2288 nm

2.2.3. Principio básico y la ley de Beer-Lambert

La absorción electrónica basada en la absorción lineal de luz se utiliza para el análisis cuantitativo de las muestras. La ley de Beer-Lambert, establece que la absorbancia de la luz a través de una solución es proporcional a la concentración y la longitud de la trayectoria de la luz [12], y es aplicable para medir la concentración del compuesto absorbente en una muestra. De acuerdo con esta ley, la atenuación de la luz es directamente proporcional al grosor de la muestra, así como a la concentración de constituyentes en la muestra, ϵ es una constante de proporcionalidad, conocida como el coeficiente de extinción molar [14, 33].

La ley de Beer Lambert se expresa [12]:

$$\frac{I_i}{I_o} = 10^{-\alpha l} = 10^{-\epsilon l c} = 10^{-A} \quad \text{Ec. 1}$$

Donde I_i es la intensidad entrante mientras I_o intensidad saliente, l es la longitud que, atravesada por el haz de luz en el medio, c es la concentración del absorbente en el medio, α es el coeficiente de absorción y $A = \alpha l = \epsilon l c$ es la absorbancia que también se puede calcular como:

$$A = -\log_{10} \frac{I_i}{I_o} \quad \text{Ec. 2}$$

La Ec. 3 muestra la atenuación A , según la ley modificada de Beer-Lambert [14, 33]:

$$A = \log \left(\frac{I_o}{I_i} \right) = \epsilon \cdot c \cdot d \quad \text{Ec. 3}$$

Dónde:

I_0 = intensidad de la luz incidente

I = intensidad de la luz transmitida

ϵ = coeficiente de extinción molar ($\text{Lmol}^{-1} \text{cm}^{-1}$)

C = concentración de cromóforos (mol/L)

d = longitud de camino de fotón desde la fuente de la luz hasta el detector receptor

Teniendo en cuenta que hay cromóforos en el tejido, la ley de Beer-Lambert se puede escribir utilizando que se agrega el coeficiente de absorción de cada cromóforo [14, 33, 47]. La ecuación 4 muestra la atenuación resultante:

$$A = [\epsilon_1 \cdot C_1 + \epsilon_2 \cdot C_2 + \epsilon_3 \cdot C_3 + \dots + \epsilon_n \cdot C_n] \cdot d \quad \text{Ec. 4}$$

Dónde:

n = n. de cromóforos

C_n = concentración de n-ésimo cromóforo

ϵ_n = coeficiente de extinción molar para el n-ésimo cromóforo

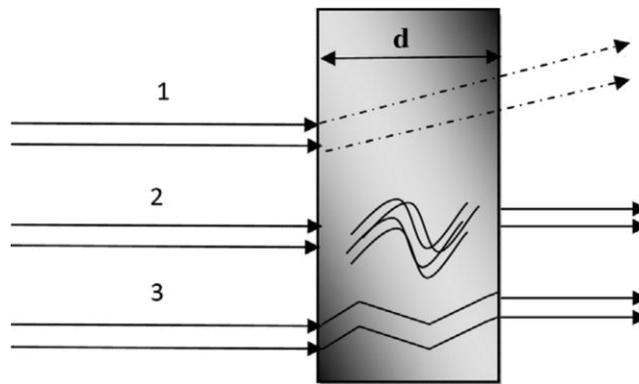


Figura 2. Ejemplo de dispersión de luz en tejido.

La ley de Beer-Lambert asume que la radiación incidente es monocromática y la muestra no dispersa, mientras que en el caso de las mediciones de glucosa en sangre el error se debe a la propiedad de dispersión del tejido. La dispersión es el mayor problema cuando se intentan medidas cuantitativas con NIRS. Aproximadamente el 80 % de la atención total de la luz infrarroja cercana en el tejido se debe a la dispersión y el 20 % se debe a la absorción. En la Figura 2 [14], el fotón 1 está disperso desde su trayectoria normal que puede no ser recibido

por el detector, este atraviesa el tejido y es dispersado por el mismo tejido, en el caso del fotón 2 pasa a través de la distancia lineal (d) y el fotón 3 recorre una trayectoria más larga que la distancia lineal. La longitud de trayectoria d recorrida por todos los fotones en el tejido no es igual en los tres casos, la longitud del camino depende de los sujetos, la región medida y la longitud de onda de la luz. En un medio altamente dispersante como el tejido biológico, los fotones viajan una distancia media que es mucho mayor que la longitud del camino d . El factor diferencial de longitud de trayecto (DPF, *por sus siglas en inglés differential path-length factor*) se utiliza como el factor de escala para la corrección de la longitud del camino [14].

La ley modificada de Beer-Lambert incorpora algunos factores adicionales.

$$A = \log\left(\frac{I}{I_0}\right) = \varepsilon \cdot C \cdot d \cdot DPF + G \quad \text{Ec. 5}$$

La atenuación y el coeficiente de extinción específico en la ley modificada Beer-Lambert ya no están relacionados linealmente, el grado de no linealidad es una función de los coeficientes de dispersión. El coeficiente de dispersión del tejido junto con la geometría de los optodos se considera en G . Como G es desconocido, un cálculo absoluto de la concentración de cromóforos no puede derivarse de la ecuación 3. Este es un problema fundamental en los tejidos NIRS. Suponiendo que G tiene el mismo valor para todos los cromóforos en el medio, al usar una ecuación diferencial entre dos cromóforos, G se elimina como se muestra en la siguiente ecuación, como consecuencia, solo los cambios en la concentración de cromóforos se pueden medir mediante NIRS [14, 34, 48]. Suponiendo que DPF y d permanecen constantes y se conocen durante el periodo de medición. Se pueden derivar los datos cuantitativos para cambios en la concentración de cromóforos [14].

$$\Delta(A) = \varepsilon \cdot \Delta(C) \cdot d \cdot DPF \quad \text{Ec. 6}$$

La simulación de Monte Carlo se utiliza para analizar el transporte de luz a través de la piel. Este método ayuda en la corrección y estimulación del parámetro óptico de forma no invasiva, como los coeficientes de dispersión y absorción [14, 37, 49].

Capítulo 3.

DESARROLLO Y EVALUACIÓN DEL MATERIAL PARA EL ANÁLISIS DE GLUCOSA

3.1. LÓBULO DE LA OREJA/MATERIAL-FOTODIODO

El lóbulo de la oreja es un sitio ideal debido a la ausencia de tejidos óseos y también a su longitud de camino relativamente pequeña para la luz. La luz infrarroja cercana (NIR) se aplica de un lado de la oreja, mientras que un receptor en el otro lado recibe la luz atenuada. Esta señal se muestrea y procesa, con ayuda de un led de 940 nm como fuente de luz. Los fotodiodos de silicio convencionales tienen un ancho de banda espectral limitado, no pueden utilizarse para recibir luz infrarroja cercana. Los fotodiodos son fotodetectores que convierten la luz en corriente de voltaje. Los materiales utilizados son los que determinan sus propiedades; más en específico, el rango de longitudes de onda del espectro electromagnético, el fotodiodo es capaz de emitir un voltaje o corriente [21].

Las dificultades surgen a causa de que la luz se dispersa de forma múltiple, el alcance de la cual depende de la naturaleza de la piel que varía dinámicamente debido a cambios en la hidratación y cambios a largo plazo en el espesor de las diferentes capas de la piel. Para superar estas dificultades, se debe comprender la interacción de la luz con la piel, es necesario determinar las propiedades de absorción óptica y dispersión del transporte óptico. Estas propiedades ayudan en el diseño de una interfaz entre la piel y el instrumento para una muestra óptima del tejido a fin de maximizar la señal de glucosa. Además, ayudaran a definir los parámetros críticos utilizados en la construcción de un espectro de tejido cutáneo razonable, que puede servir como un sistema modelo para estudiar el problema de la estimación de glucosa y otros problemas similares [15].

La transmitancia de la luz NIR y el nivel de glucosa dependen de la cantidad de sangre en el camino de la luz. Es decir, que para el mismo nivel de glucosa, una gran cantidad de sangre dará como resultado una transmisión más baja, mientras que una de menor cantidad de sangre da un resultado una transmisión más grande [50]. El valor de glucosa debe ser escalado de acuerdo con la cantidad de sangre que reside dentro del lóbulo de la oreja en el momento de la medición. La cantidad de sangre puede estimarse midiendo los niveles de oxígeno en la sangre [50, 51]. La oximetría de pulso se usa para medir el oxígeno en la sangre. La oximetría de pulso utiliza infrarrojo para distinguir entre la hemoglobina y la oxi-hemoglobina en la sangre, en la cual se aplica un filtro adicional para obtener la saturación de oxígeno [42, 50].

El grosor del tejido determina la “longitud de trayectoria” del NIR, por lo que una mayor longitud del recorrido daría como resultado una transmisión más baja. El espesor del tejido se mide usando luz verde, que tiene una alta atenuación basada en la piel. Un fotodiodo InGaAs puede ser usado como detector de otras longitudes de onda tales como la verde y el IR, ya que la respuesta espectral de estas también contiene estas longitudes [50].

Los espectros NIR reflejan principalmente el sobretono y los espectros de absorción combinados de compuestos químicos que contienen enlaces como C-H, O-H, N-H, etc. en una situación de vibración de frecuencia fundamental en el infrarrojo medio. Las características de los espectros de las sustancias orgánicas que contienen tales enlaces y sustancias inorgánicas combinadas con tales sustancias inorgánicas combinadas con tales sustancias orgánicas varían con el contenido de sus componentes. Como fórmula molecular para la glucosa es $C_6H_{12}O_6$, lo que sugiere una estructura molecular que implica varios enlaces de C-H-O-H, que son todos los enlaces que pueden causar la absorción en NIR. Por lo tanto, es práctico en principio aplicar la espectroscopia NIR para la detección de glucosa [52].

La medición comienza con la emisión de luz infrarroja a una determinada longitud de onda, este haz de luz varía dependiendo del flujo sanguíneo, esta variación se adquiere mediante el foto-receptor, quien analiza e interpreta la variación del haz infrarrojo a diversos niveles de corriente y es asociada al volumen sanguíneo [53].

3.2. EVALUACIÓN DE COMPONENTES

Se evaluó el diodo emisor de luz infrarroja, y por las características para el proyecto el ideal es un led que trabaja a 1550 nm (± 50 nm), compuesto de heteroestructuras cultivadas en un sustrato InGaAsP [54].

Para la contraparte, se utiliza un fotodiodo que trabaja en el rango de 800-1800 nm el cual tiene una longitud de onda máxima de 1550 nm, y así obtener una coincidencia con el emisor. El ánodo de este fotodiodo produce una corriente, que es una función de la potencia de la luz incidente y la longitud de onda [55]. Por lo que la corriente dependerá de la incidencia de energía en el fotodiodo. A la par, también se estudiaron algunos filtros y amplificadores de señal.

Un circuito convertidor de corriente a voltaje (Figura 3), se encarga de transformar la señal de corriente de varios nanoamperios provenientes del detector en una señal de micro voltaje [56], este circuito se utiliza para poder trabajar con la amplitud de voltaje que nos arroja el detector mediante el convertidor de corriente a voltaje. La corriente de entrada fluye a la entrada inversora “-” del amplificador por medio de la resistencia, y así la resistencia convierte la corriente de entrada en un voltaje de salida.

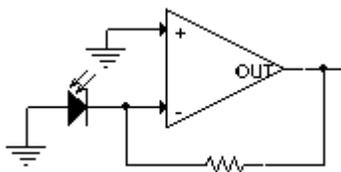


Figura 3. Circuito convertidor de corriente-voltaje.

Los amplificadores son circuitos que en su entrada reciben una señal y arrojan una señal más grande sin alteración de la señal recibida en su salida [57]. Los amplificadores operacionales se fabrican con componentes discretos o circuitos integrados [58]. Un amplificador de transimpedancia es un circuito que transforma la señal de corriente a niveles de voltaje, se diseñan a partir de un amplificador operacional tipo FET. Un amplificador operacional, como un componente electrónico activo es un amplificador lineal de gran ganancia (La ganancia es la relación del coeficiente de salida entre la señal de entrada, por lo tanto, es adimensional)

en lazo abierto (sin realimentar) [59]. Por otro lado, los filtros son circuitos diseñados para permitir el paso de una banda de frecuencia específica, mientras se atenúan las señales que no se encuentren en dicha banda. Existen 4 tipos de filtros; pasa-bajas, pasa-altas, pasa-banda y rechaza-banda. El filtro pasa-bajas consiste en un circuito que tiene un voltaje de salida constante desde cd hasta una frecuencia de corte. Conforme la frecuencia aumenta arriba de la frecuencia de corte, el voltaje de la salida se atenúa [57, 60]. Al incorporar dispositivos activos tales como transistores o amplificadores operacionales, en un filtro eléctrico, se le conoce como filtro activo [53]. El siguiente circuito (Figura 4) es un filtro activo pasa-bajas con amplificación no inversora, el filtrado se hace con un circuito RC (resistencia, capacitor) y un amplificador operacional, el cual también nos da una ganancia unitaria.

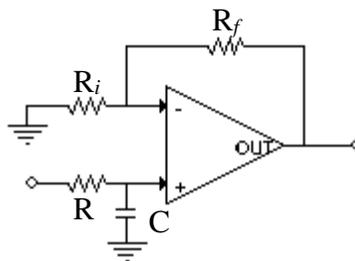


Figura 4. Filtro activo pasa-bajas amplificador no inversor.

Para el análisis del siguiente circuito se debe tener en cuenta las siguientes ecuaciones donde la salida es ajustada a un valor nulo que no hay diferencia de voltaje entre las entradas. La ecuación queda de la siguiente forma:

$$\frac{V_i - 0}{R_i} = \frac{V_o - V_i}{R_f} \rightarrow \frac{V_i \cdot R_f}{R_i} + V_i = V_o \quad \text{Ec. 7}$$

∴

$$\frac{R_f}{R_i} + 1 = \frac{V_o}{V_i} \quad \text{Ec. 8}$$

Donde V_i es el voltaje de entrada, V_o el voltaje de salida, R_f es la resistencia retroalimentada, R_i la resistencia a tierra y así obtenemos la ganancia:

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad \text{Ec. 9}$$

Mientras que la ecuación de su diseño se da por:

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{Ec. 10}$$

Donde f es la frecuencia de corte, C el capacitor y R la resistencia de entrada. Para el circuito en el cual se trabaja se asignó una frecuencia de corte de 10 Hz y un capacitor de 100 nF, por lo que para obtener la resistencia del filtro la ecuación es la siguiente:

$$R = \frac{1}{2\pi f C} \rightarrow R = \frac{1}{2\pi(10)(100n)} \quad \text{Ec. 11}$$

∴

$$R = 159.1k \quad \text{Ec. 12}$$

A diferencia de un filtro pasa-bajas, el pasa-altas atenúa el espectro hasta una determinada frecuencia, y luego dejan pasar con la misma intensidad al resto de las frecuencias altas. Los filtros pasa-bajas y los pasa-altas cuentan con la misma característica de frecuencia de corte y pendiente. Para el circuito también se aplicó un filtro activo pasa-altas no inversor, Figura 5.

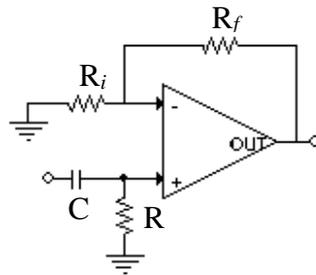


Figura 5. Filtro activo pasa-altas amplificador no inversor.

Tomando la ecuación 10 de diseño, se da una frecuencia de corte de 3 Hz y se coloca un capacitor de 1000 nF se obtiene la resistencia para el filtro. Después de este filtro, se amplificó la señal con una ganancia de 11.

$$R = \frac{1}{2\pi fC} \rightarrow R = \frac{1}{2\pi(3)(1000n)} \quad \text{Ec. 13}$$

∴

$$R = 53k \quad \text{Ec. 14}$$

3.3. RESPUESTAS PRELIMINARES

Como respuesta la Figura 6 muestra una señal en la cual no tiene una muestra que analizar, sin embargo, nos da 92 mV de pico a pico, una frecuencia de 59.88 Hz, una amplitud de 91.08 mV, su valor efectivo o RMS (Root Mean Square – Raíz Media Cuadrática) de 291.29 mV y un valor máximo desde 0 de 336 mV.

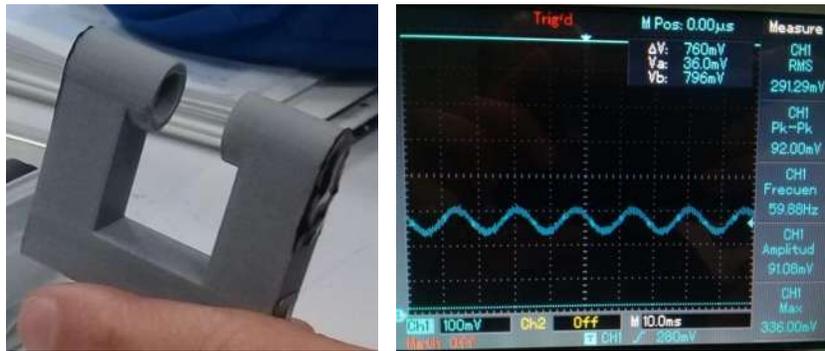


Figura 6. Análisis de señal sin muestra.

También se tomó una muestra del dedo y lo que nos arrojó fue; 90 mV de pico a pico, una amplitud de 79.2 mV, su valor efectivo (RMS) de 248.84 mV y un valor máximo desde 0 de 288 mV.

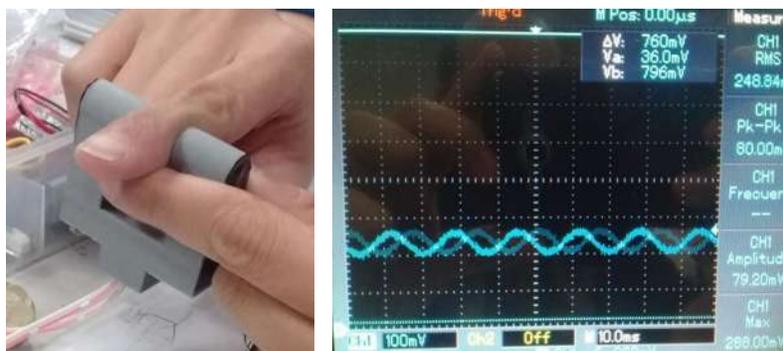


Figura 7. Análisis de señal con muestra de dedo.

Así mismo se analizó una parte de la mano que no cuenta con hueso, tal análisis nos dio 80 mV de pico a pico, una amplitud de 79.2 mV, su valor efectivo (RMS) de 252.79 mV y un valor máximo desde 0 de 292 mV.

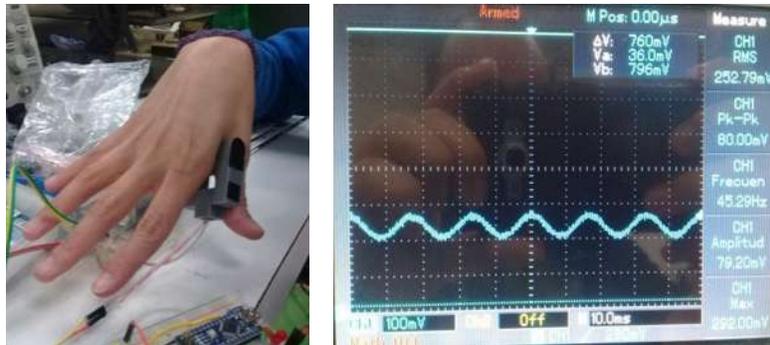


Figura 8. Análisis de señal con muestra de la mano.

Finalmente se estudió el lóbulo de la oreja lo que nos arrojó; 92 mV de pico a pico, una amplitud de 91.08 mV, su valor efectivo (RMS) de 252.98 mV y un valor máximo desde 0 de 300 mV.

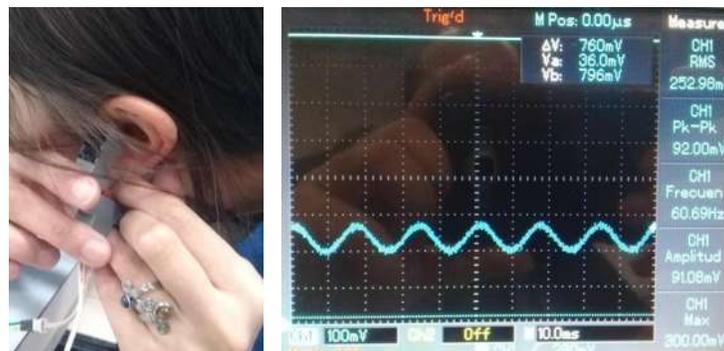


Figura 9. Análisis de señal con muestra del lóbulo de la oreja.

En la Tabla 2 se muestran los valores mostrados por el osciloscopio y sus correspondientes muestras.

Tabla 2. Comparativa de muestreo:

	Voltaje P-P	Amplitud	RMS	Valor Max	Frecuencia
Sin muestra	92 mV	91.08 mV	291.29 mV	0-336 mV	59.88 Hz
Dedo	80 mV	79.20 mV	248.84 mV	0-288 mV	--
Mano	80 mV	79.20 mV	252.79 mV	0-292 mV	45.29 Hz
Lóbulo	92 mV	91.08 mV	252.98 mV	0- 300 mV	60.69 Hz

El circuito anterior se llevó a conectar a una interface virtual, la cual ayuda a dar más filtros y tener un registro en la computadora en tiempo real. Para esto se contó con LabVIEW que es un programa con instrumentos virtuales, los cuales podemos utilizar para manipular nuestras señales (en este caso, ya que cuenta con un sinfín de propósitos para diseño, etc.). En base a las señales obtenidas del circuito se creó un diseño de bloques para obtener la señal de entrada en tiempo real.

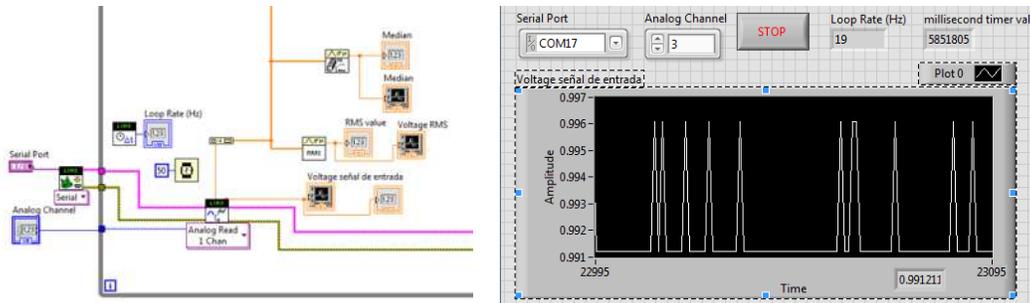


Figura 10. Diagrama de bloques del lado izquierdo. Interface virtual del lado derecho.

A esta señal se le implementó un filtro de respuesta de impulso infinito (IIR), para atenuar las frecuencias no deseadas, se le aplicó además un filtro Butterworth a la señal para obtener una respuesta de frecuencia suave. Y se le agregó un filtro pasa-bajas con una frecuencia de corte de 0.4 Hz, ya que las señales que buscamos están por debajo de este rango.

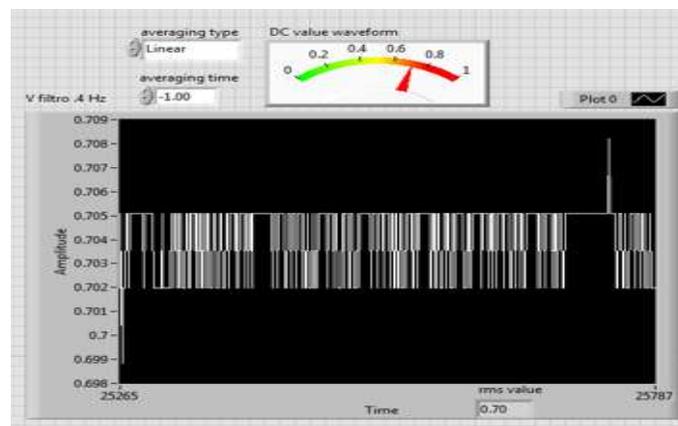


Figura 11. Acondicionamiento de señal con filtro de 0.4 Hz en interface virtual labVIEW.

Con esto, se realizaron ensayos con muestras las cuales contenían líquido con y sin azúcar. Se hicieron dos ensayos, donde se requirieron 2 bolsas transparentes herméticas al vacío, en

cada una se agregaron 100 ml de agua y en una se le agregó 25 gr de azúcar, para simular una muestra con glucosa alta.

Con luz ambiental sin muestra, se observa una amplitud de 0.95 V en la señal de entrada, mientras que en la ventana con el filtro tenemos una amplitud de 0.61 V (Figura 12).

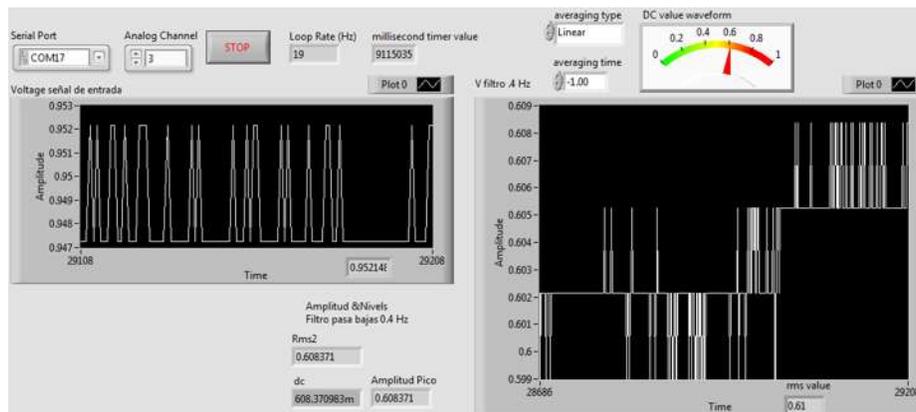


Figura 12. Ensayo sin muestra a luz ambiental.

La Figura 13, muestra el ensayo con agua sin azúcar, donde se puede observar una amplitud de 0.10 V de señal de entrada y 0.7 V con el filtro de 0.4 Hz.



Figura 13. Ensayo con muestra de agua.

En la Figura 14, se observa el ensayo con la muestra de agua con azúcar, donde se aprecia 0.10 V de amplitud de entrada y 0.07 V en la señal filtrada.



Figura 14. Ensayo con muestra de agua con azúcar.

La Figura 15 es un ensayo con prueba de dedo, donde se observa de 0.12 V en la señal de entrada y hasta 0.08 V en el filtro.

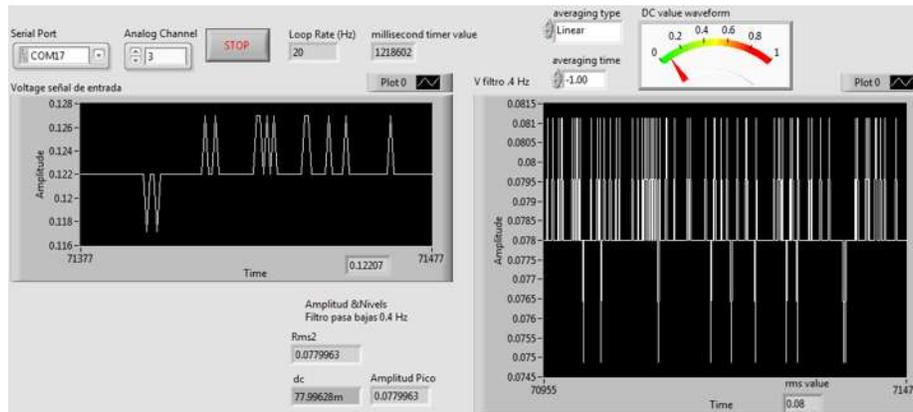


Figura 15. Ensayo con muestra de dedo.

Con estos resultados se puede observar que al momento que se le agrega una muestra la amplitud del voltaje cae, sin importar que muestra contenga. Ahora solo resta trabajar en los detalles y analizar los resultados actuales y mejorarlos.

Además, se probó un circuito de oxímetro con led infra-rojo de 880 nm para comparar con el circuito del glucómetro IR, ya que se basan en el mismo principio, en la Figura 16 del lado izquierdo se puede observar el circuito que se utilizó y del lado derecho se observa el código en plataforma Arduino.

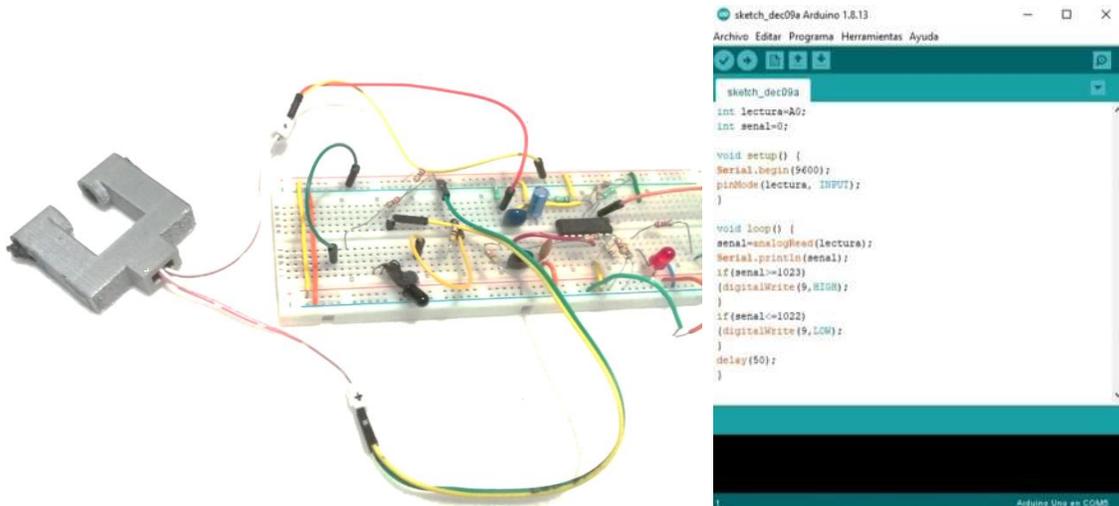


Figura 16. Circuito de oxímetro y código en Arduino.

El código se muestra a continuación de donde se obtiene la señal analógica del circuito de forma serial en la entrada A0.

Código en Arduino,

```

int lectura=A0; //Entrada donde se conecta la señal analógica
int senal=0; // Inicio de señal en cero
void setup() { //
  Serial.begin(9600); // Comunicación serial a 9600 baudios
  pinMode(lectura, INPUT);} // pin Lectura, entrada de señal
void loop() {
  senal=analogRead(lectura); // La señal es igual a la entrada analógica A0
  Serial.println(senal); // Impresión de señal
  if(senal>=n+1) //Según el rango donde se encuentre nuestra señal será
  el valor de n,
  {digitalWrite(9,HIGH);} // Encenderá el led rojo en el circuito para indicar que
  recibe la señal del pulso

  if(senal<=n-1)
  {digitalWrite(9,LOW);} //Se apagará el led siendo menor al rango dado de la
  entrada de señal.

  delay(50);

```

En la Figura 17 se puede observar la señal obtenida por el Arduino (Anexo A), con y sin señal de un sensor de oxímetro. Para el caso con un led infra-rojo de 1500 nm (Anexo B), en el circuito de oxímetro, del cual se obtuvieron las siguientes señales Figura 18, las cuales están amplificadas en el (Anexo C, Anexo D, Anexo E y Anexo F).

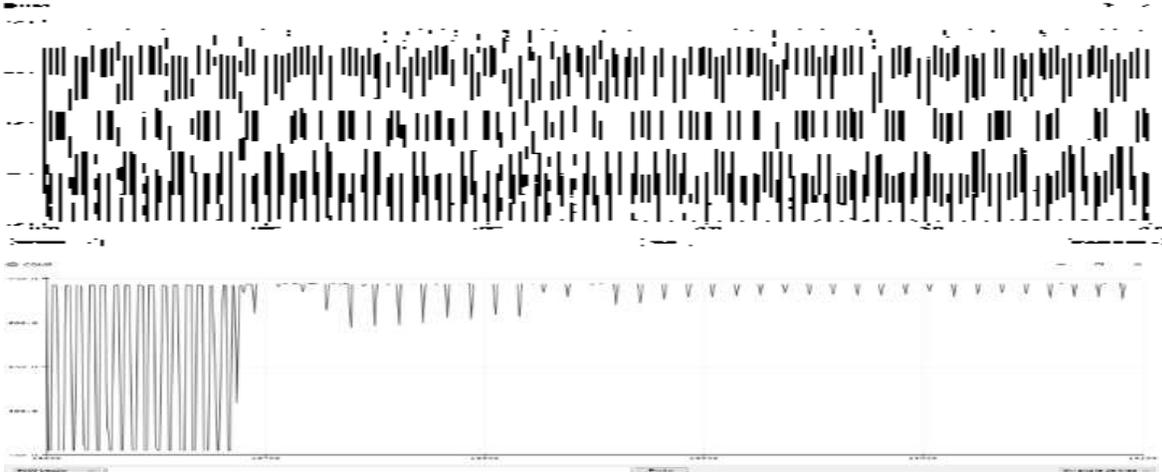


Figura 17. Señal obtenida en Arduino, imagen superior con obstrucción del fototransistor, imagen inferior sin obstrucción a luz directa.

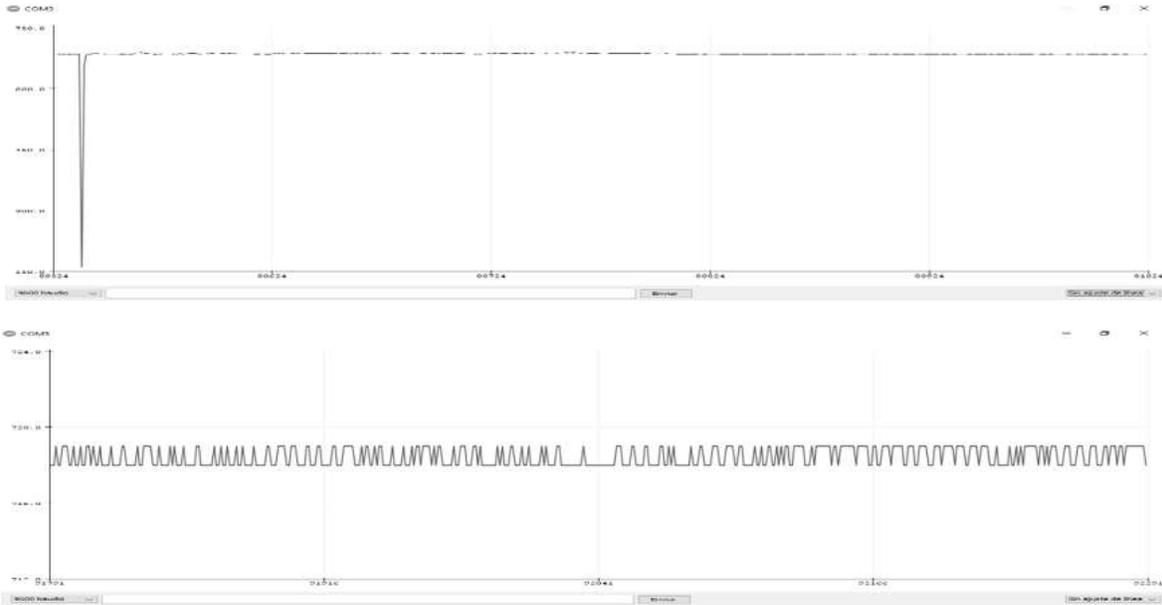


Figura 18. Señal obtenida en Arduino, imagen superior sin obstrucción, imagen inferior con obstrucción del fototransistor con dedo.

De igual forma en la Figura 19, se puede apreciar la señal obtenida con una muestra de lóbulo y dedo (Anexo G y Anexo H).

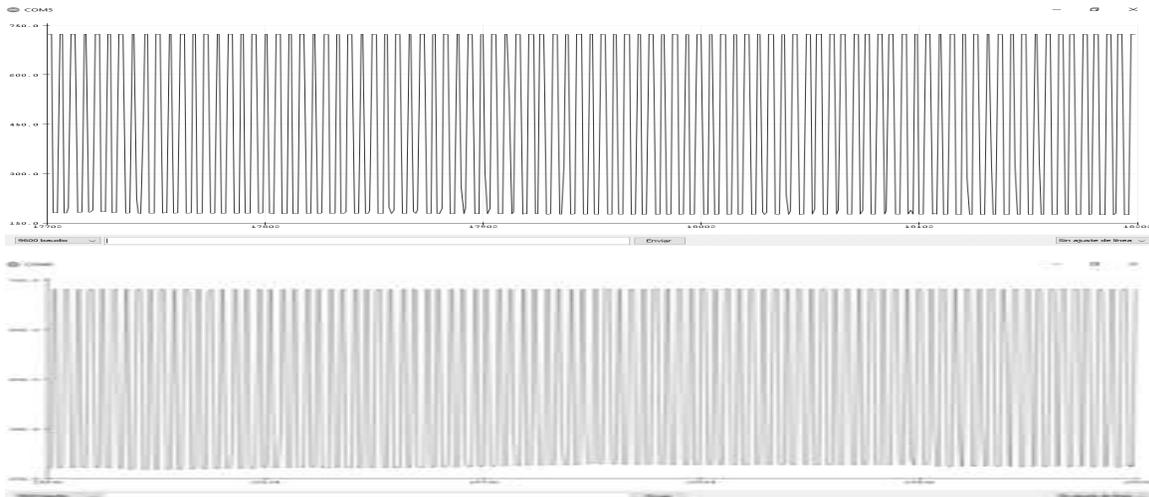


Figura 19. Señal obtenida en Arduino, imagen superior con obstrucción del fototransistor con lóbulo de oreja, imagen inferior con obstrucción del fototransistor con dedo.

Se puede distinguir que al no haber nada que obstruya el fototransistor la señal se encuentra arriba de 730 nm, mientras al haber una muestra, en este caso con el dedo, se puede observar que cayó la señal a menos de 720 nm. Donde a medida que hay menor concentración de hemoglobina en la zona observada, mayor será la luz absorbida y viceversa.

3.4. DESARROLLO DEL CIRCUITO

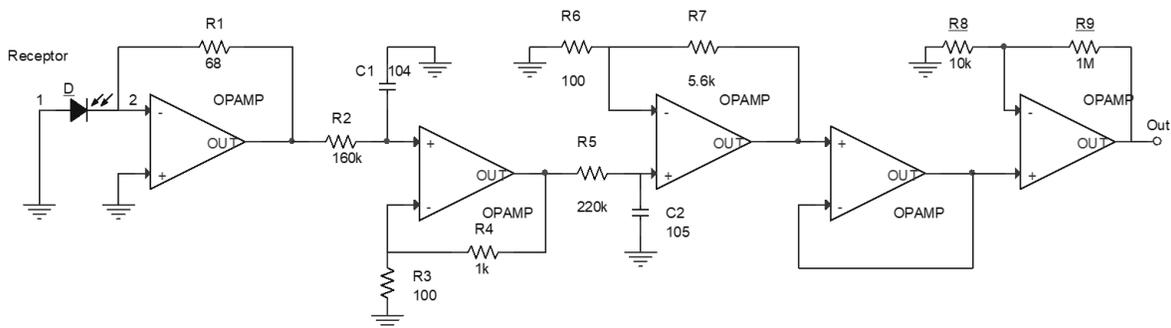


Figura 20. Circuito receptor con el amplificador operacional Lm324N.

Se trabajó con varias combinaciones de circuito como también de material físico para poder obtener el mejor resultado, el cual nos llevó a los siguientes circuitos, donde se puede observar que el foto-receptor recibe la señal y ésta a su vez pasa por varios filtros, para

obtener la mejor señal, para comprender mejor el circuito lo dividiremos en 5 bloques, en cada bloque constará de un amplificador.

Los amplificadores operacionales Lm324N (Anexo I), constan de 4 amplificadores operacionales independientes de alta ganancia con compensación de frecuencia, alimentado por 5 V. En este circuito (Figura 20), recibimos la señal del foto-receptor la cual primero pasa por un conversor de corriente a voltaje, primer bloque. En el siguiente bloque tenemos un filtro amplificador pasa-bajas de primer orden no inversor, el cual atenúa las señales cuya frecuencia sea mayor a la frecuencia de corte que es de 10 Hz y mantiene las que están debajo de ésta, este bloque consta de una ganancia de 11. En el tercer bloque se tiene nuevamente un filtro amplificador no inversor ya que la señal no era suficientemente fuerte, por lo que se diseñó para tener una ganancia de 57, también se consideró una frecuencia de corte a 8 Hz, esto para poder observar con mayor fidelidad la señal. Para el cuarto bloque se colocó un seguidor, con la finalidad de eliminar los efectos de la carga y limpiar la señal. Finalmente tenemos el quinto bloque donde se diseñó un amplificador no inversor y tener una ganancia de 11. En la Figura 21, se puede observar la señal y su evolución poco a poco al tener una muestra física que analizar, esta señal no es muy clara y es de reacción lenta, es decir, tarda en dar un estimado de lo que se está analizando, y en la Figura 22 se muestra el circuito en físico donde se trabajó esta señal.

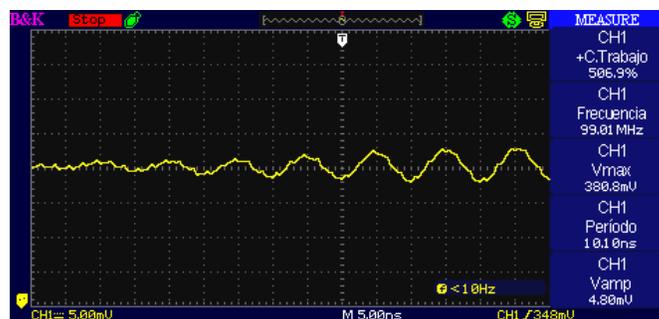


Figura 21. Respuesta obtenida del foto-receptor con el amplificador operacional Lm324N.

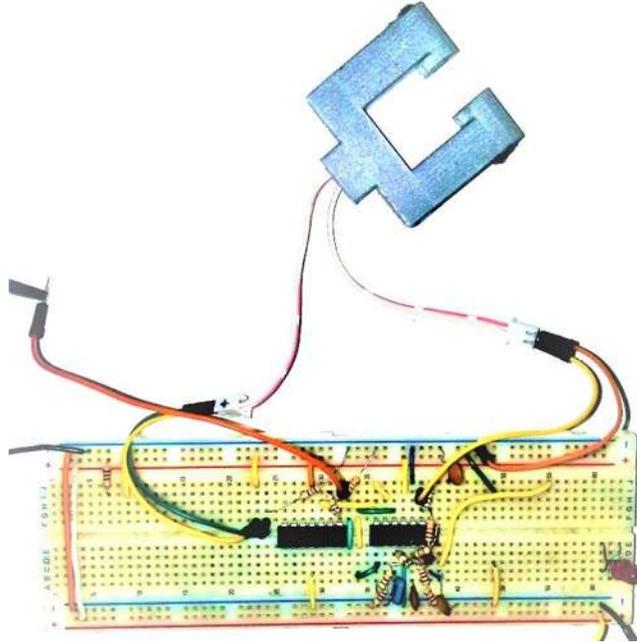


Figura 22. Circuito en físico para pruebas, montado en un protoboard con amplificador operacional Lm324N.

Teniendo este resultado se probó con 3 distintos emisores para valorar cual es el más eficiente. El primero y el que se muestra en la Figura 21 se trabajó con el led infra-rojo de 880 nm como emisor y un fotodiodo (Anexo J) acorde a su rango, el segundo se realizó con el led IR de 1550 nm como emisor (Anexo B) y el fotodiodo FDG03 como receptor (Anexo K) con los que ya se ha trabajado. Para el tercer caso se optó por el emisor MTE5115N2 (Anexo L) que trabaja en un rango hasta 1550 nm y para el receptor se utilizó el fotodiodo SD0050-3111-011 (Anexo M), que tiene un rango de onda de 900 – 1700 nm. En la Figura 23 se muestra la comparativa de los 3 casos. Se puede observar una onda de respuesta muy similar y los valores se encuentran en el rango de 360 -380 mV max aproximadamente. En el inciso A se encuentra el primer caso de 880 nm. Aquí como se comentó antes, se puede ver la evolución de la onda que es un poco lenta. En el inciso B tenemos el caso 2 donde se trata del emisor de 1550 nm, su onda es muy similar, y su respuesta es un poco más rápida que en el primer caso. Después tenemos el inciso C y D que se trata de la respuesta del emisor MTE5115N2, en el inciso C se aprecia una onda periódica, que al limpiar la señal y aumentarla (inciso D) esta onda es más similar como en los incisos A y B.

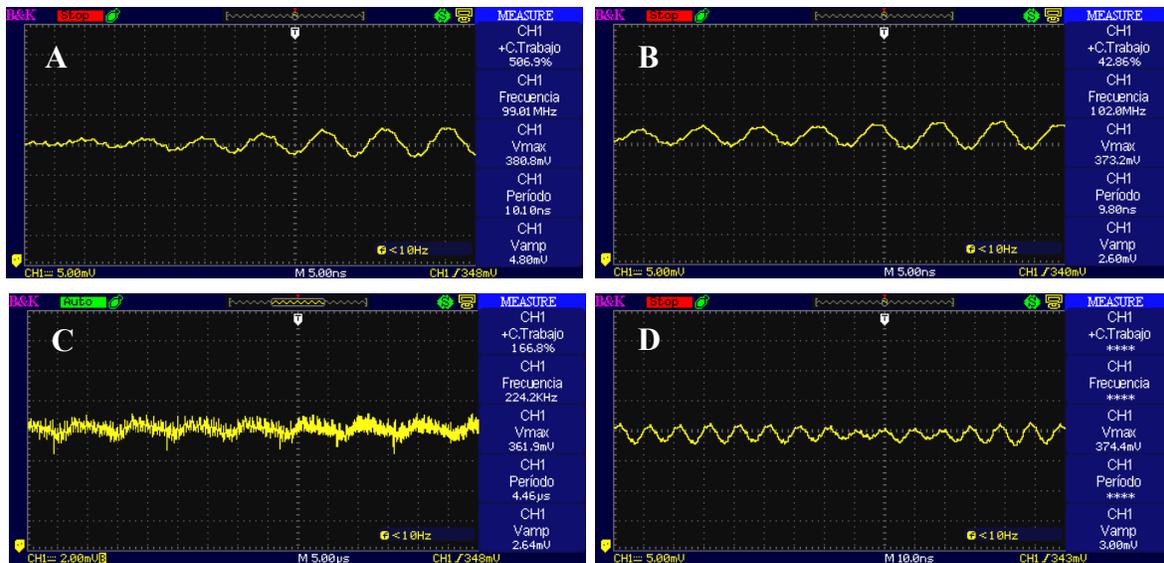


Figura 23. Comparación de componentes, A) Emisor y receptor de 880 nm, B) Emisor y receptor de 1550 nm, C) Emisor de 1550 nm y receptor de 1700 nm sin amplificar, D) Emisor de 1550 nm y receptor de 1700 nm con amplificación.

De forma similar se probó el mismo circuito, pero se cambió el amplificador operacional Lm324N por un amplificador de instrumentación el INA128 (Anexo N), el cual trabaja a una baja potencia y ofrece una mejor precisión, es de tamaño pequeño, y el circuito de entrada de retroalimentación de corriente proporciona un amplio ancho de banda con ganancia. En la Figura 24 se muestra el circuito montado en un protoboard para las pruebas con los distintos emisores y receptores y en la Figura 25 se observa la comparación de los Led en el osciloscopio.

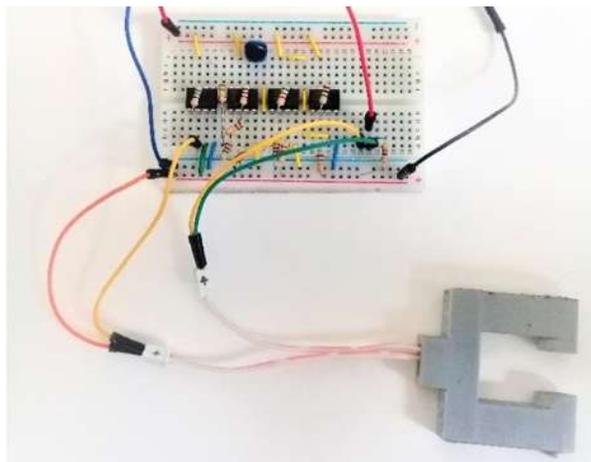


Figura 24. Circuito en físico para pruebas, montado en un protoboard con amplificador de instrumentación INA128.

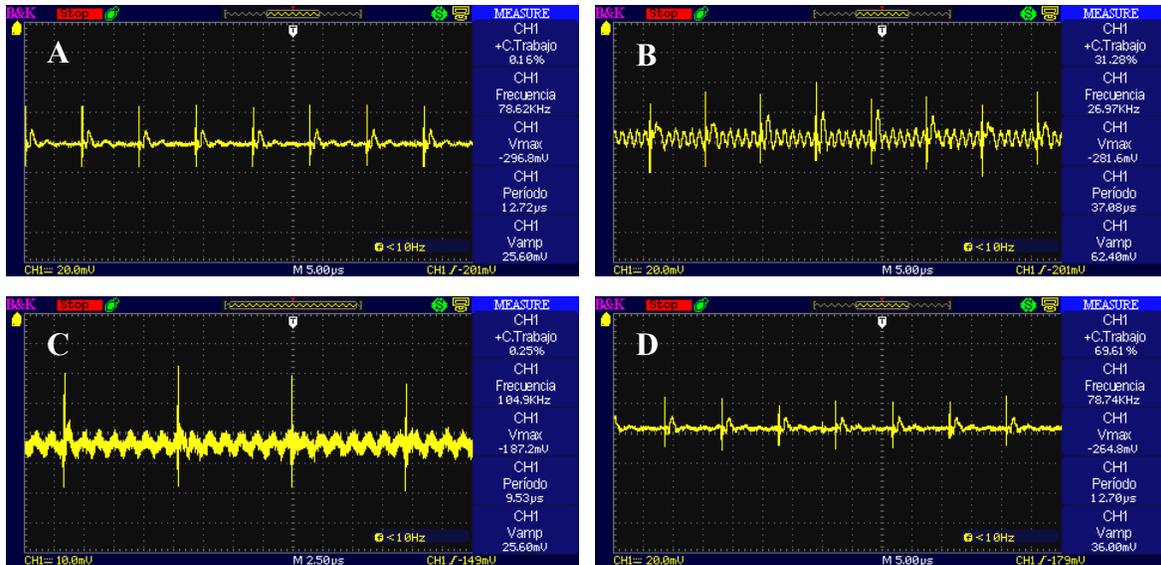


Figura 25. Comparación de respuesta del circuito con un amplificador de instrumentación INA128, A) Emisor y receptor de 880 nm, B) Emisor y receptor de 1550 nm, C) Emisor de 1550 nm y receptor de 1700 nm sin amplificar, D) Emisor de 1550 nm y receptor de 1700 nm con amplificación.

En estas pruebas se buscaba tener una señal parecida a la de un ECG (señal electrocardiográfica) ya que es una señal familiar y la cual podemos trabajar. También que tuvieran cierta periodicidad o regularidad para poder valorarlas con mayor exactitud. En ambos casos se puede observar cierta repetitividad, sin embargo, en el caso del operacional Lm324N cuando se filtra y amplia más la señal con ayuda del osciloscopio esta no es muy clara para arrojar algo confiable que analizar. En el caso del INA128 los resultados son aún más parecidos a una señal de ECG para los 3 casos, de igual forma se tuvo que filtrar con ayuda del osciloscopio y amplificar la señal para poder observarla.

La señal de electrocardiograma (ECG), es una señal que se adquiere acondicionando, filtrando y amplificando. Trabaja en dominio del tiempo y se representa por tener una amplitud muy reducida, 1 mV pico a pico aproximadamente y componentes espectrales entre 0.5 y 100 Hz [61]. La señal ECG es conocida como línea guía, línea isoelectrica o línea basal, esta línea se puede reconocer como la línea horizontal que hay entre latido y latido. Un latido normal se identifica por las oscilaciones de la línea basal en forma de ángulos, segmentos, intervalos y ondas que construyen la particular forma que identifica un ECG. En una línea isoelectrica el recorrido va en sentido horizontal haciendo referencia al tiempo transcurrido, mientras que distancia en sentido vertical (altura) al voltaje que se está produciendo.

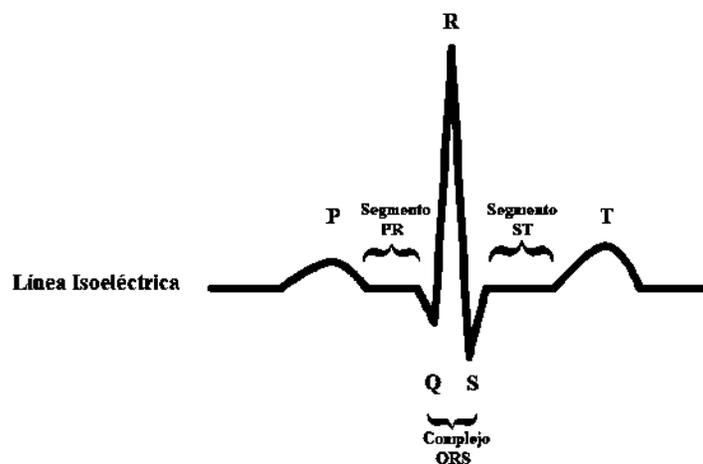


Figura 26. Ondas del electrocardiograma.

La señal del ECG consta de una serie de ondas alternadas con la línea isoelectrica, donde de izquierda a derecha se encuentra la onda P, segmento PR, complejo QRS, segmento ST y la onda T, Figura 26. Donde la onda P es el primer pico hacia arriba que aparece, su forma es una mezcla entre una U y una V invertidas, representa el momento en que se contraen las aurículas y envían sangre a los ventrículos. El segmento PR es una sección de la línea isoelectrica que se encuentra entre el final de la onda P y el siguiente pico (que puede ser positiva o negativa). En este periodo, las aurículas se vacían y se produce una relativa desaceleración en la transmisión de la corriente eléctrica a través del corazón, en el momento justo antes del comienzo de la nueva contracción de los ventrículos. La sección del complejo QRS consta de dichas ondas y pertenecen al periodo donde los ventrículos se contraen y expulsan su contenido sanguíneo. La onda Q no siempre se registra, ya que suelen ser muy pequeñas, y es la primera onda negativa después del segmento PR, cualquier pico positivo después de este segmento le pertenece a la onda R, la cual puede variar en la altura. La onda S es la continuación de la onda R, comenzando a partir del punto donde decrece la anterior al hacerse negativa. El segmento ST se encuentra entre el final de la onda S y el comienzo de la onda T, su incremento o decremento en comparación de la línea isoelectrica puede constituir una insuficiencia en el riego del corazón, sobre todo si se coincide con una sintomatología característica que pueda expresar afectaciones en el aporte de oxígeno al corazón. Finalmente se tiene la onda T, la cual se encuentra después del segmento ST, consiste en un pico positivo por encima de la línea isoelectrica, cuando el corazón está en un

periodo de relajación, una vez expulsado la sangre de los ventrículos, la onda T se presenta como una montaña simétrica [62].

Para la siguiente prueba se sustituyó el amplificador operacional Lm324N por el amplificador de instrumentación AD620an (Anexo O), el cual se caracteriza por un diseño más compacto de bajo consumo de energía y alta precisión (Figura 27). También se usa frecuentemente en proyectos de biomédica donde se tiene que incrementar las señales bioeléctricas, ya que son señales con una magnitud de 5 mVpp máximo.

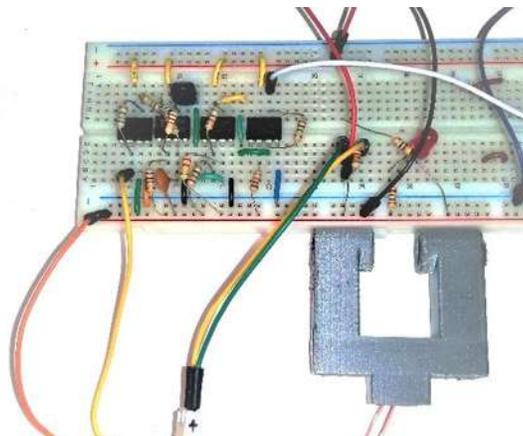


Figura 27. Circuito en físico para pruebas, montado en un protoboard con amplificador de instrumentación AD620an.

Sin embargo, la señal que se visualizó mostraba algo de ruido, en esta prueba se pudo observar una diferencia de voltaje, este se incrementó al tener una muestra que analizar. Esta prueba se realizó con el emisor y receptor de 1550 nm. En la Figura 28, se puede observar la comparación de sin y con muestra.

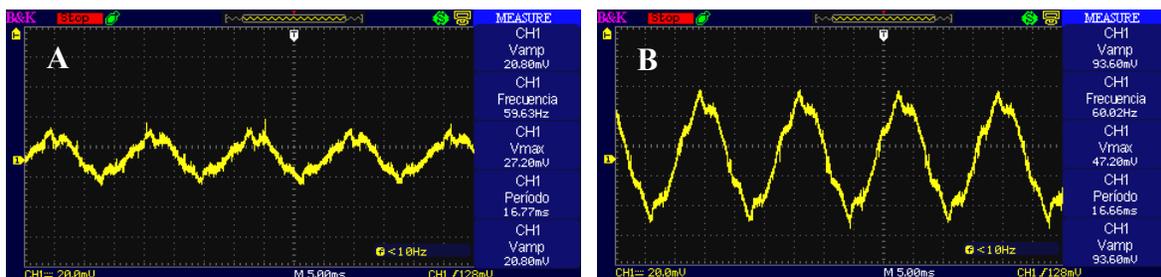


Figura 28. A) Sin muestra B) Con muestra.

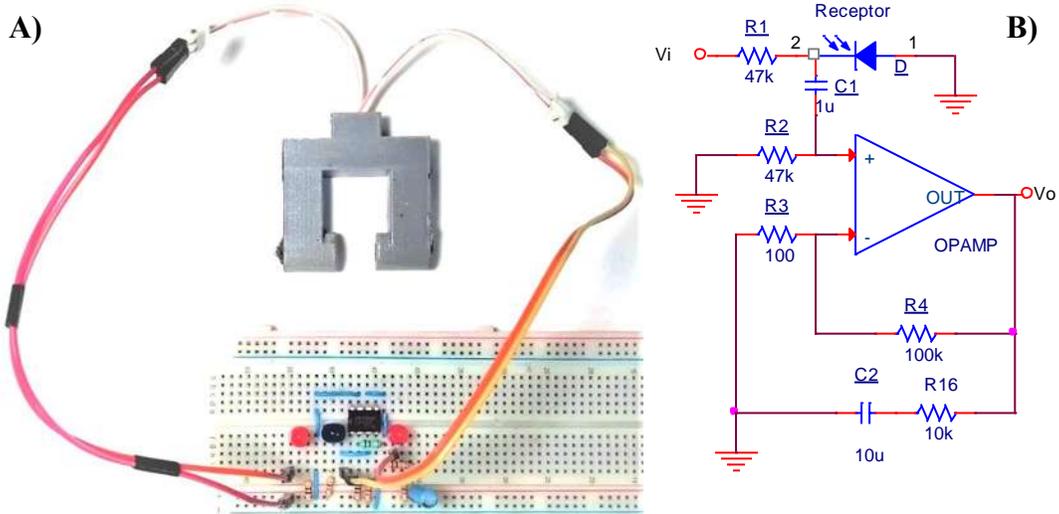


Figura 29. A) Circuito en físico para pruebas, montado en un protoboard. B) Esquemático del circuito montado.

Buscando una señal más parecida a la de un ECG se trabajó con el circuito de la Figura 29, el cual trabaja como un filtro activo pasa-altas amplificador y un filtro en cascada pasa-bajas, lo que también se considera un filtro pasa-banda de primer orden. Por literatura, cuando no hay cambios significativos no siempre es necesario incrementar el orden del filtro o poner más filtros adicionales para obtener un resultado deseado, solo buscar un filtro sencillo de primer orden para filtrar y amplificar bien una señal. Considerando el esquemático de la Figura 29b, para la frecuencia de corte tenemos las siguientes ecuaciones que viene de la Ec. 10 para la etapa del pasa-altas tenemos C_1 y R_2 y para la segunda etapa del pasa bajas C_2 y R_{16} .

$$f_H = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} \quad \text{Ec. 15}$$

$$f_L = \frac{1}{2\pi R_{16} C_2} \quad \text{Ec. 16}$$

Retomando la Ec. 9 para la ganancia de voltaje (A_v), tenemos la siguiente ecuación:

$$A_v = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad \text{Ec. 17}$$

Para la etapa del filtrado por literatura de oximetría [63], se recomienda un ancho de banda entre 0.5 Hz y 5 Hz para el diseño del filtro, lo que es más pequeño de lo que se trabajó con los anteriores casos, así que se ajustó a un rango de 1.5 Hz a 3.4 Hz, con el filtro Butterworth de primer orden, por lo que los cálculos quedarían como se muestran a continuación.

$$f_H = \frac{1}{(2\pi)(47k\Omega)(1\mu F)} = 3.4 \text{ Hz} \quad \text{Ec. 18}$$

$$f_L = \frac{1}{(2\pi)(10k\Omega)(10\mu F)} = 1.5 \text{ Hz} \quad \text{Ec. 19}$$

Mientras que para la ganancia se consideró una amplificación de 1000, para obtener una señal significativa y observable, a continuación se muestra el cálculo de la ganancia.

$$A_v = 1 + \frac{100k\Omega}{100\Omega} = 1001 \text{ V/V} \quad \text{Ec. 20}$$

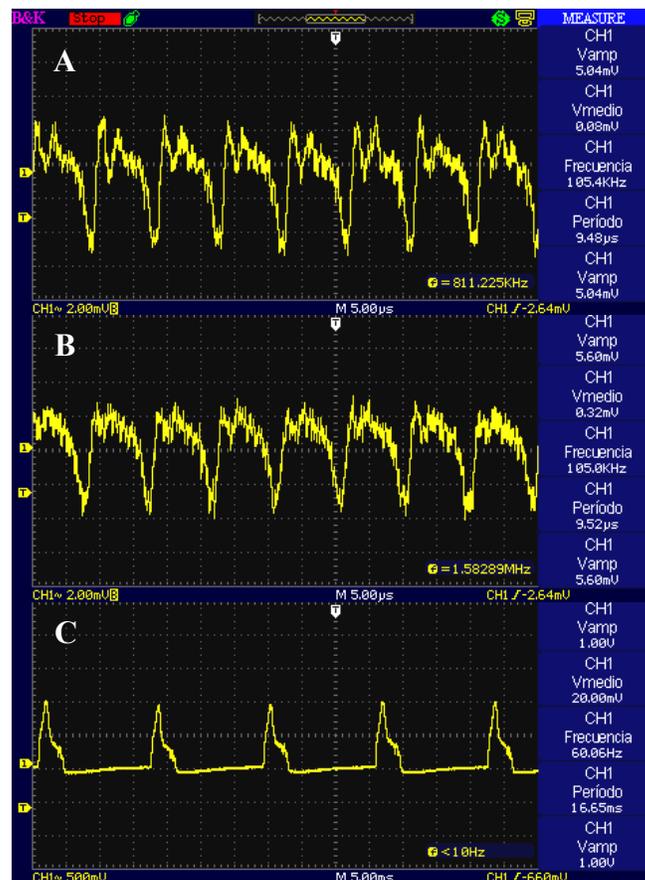


Figura 30. Respuesta al circuito pasa banda con muestra. A) Muestra con el Led infra-rojo de 880 nm. B) Muestra con el Led NIR MTE5115N2. C) Muestra con el Led NIR 1550E.

Se probó el circuito con los tres leds en el lóbulo de la oreja. En la Figura 30 inciso A, tenemos la primer prueba con la muestra y el led infra-rojo de 880 nm. En el inciso B, es el caso del Led MTE5115N2, en estos casos la señal es muy parecida, inclusive se parecen a las señales de la Figura 23. Se puede observar que hay mucho ruido en ambos casos, sin embargo para el caso del inciso C la señal es más parecida a las de la Figura 25, la señal es más limpia, no muestra el ruido de los casos anteriores y es parecida a la señal de un ECG, también hay que destacar que la señal aumenta a 1V. Esto nos dio pie a continuar con este circuito y hacer pruebas y comparaciones con niveles de glucosa, en la Figura 31 se muestra la respuesta comparada del circuito con el sensor led NIR 1550E y una muestra de dedo, de mano y oreja antes y después del consumo de alimento. Con ayuda de un glucómetro Accu-Check® Active [64], se midió la glucosa de una persona, la cual dio 70 mg/dl para la toma preprandial y 107 mg/dl postprandial. En los tres casos se observa cambios en la señal, para el caso del dedo se puede observar una caída de voltaje de 632 mV a 120 mV. Para la muestra de la mano hay una notable diferencia de 1.16 V a 264 mV y finalmente tenemos el caso de la oreja de 212 mV a 456 mV con un aumento de voltaje significativo.

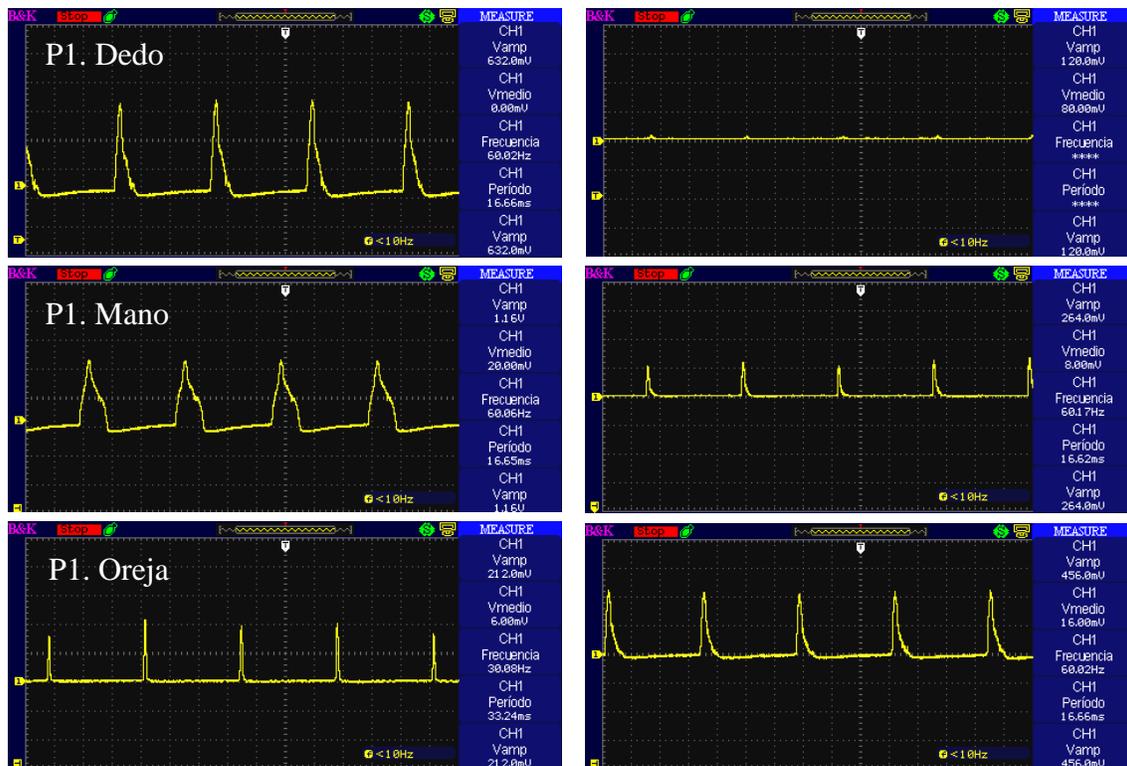


Figura 31. Respuesta del circuito con el Led NIR 1550E, A) Muestra de dedo, B) Muestra de la mano, C) Muestra de la oreja.

En el Anexo P se puede observar las pruebas que se hicieron con diferentes sujetos, en el dedo, mano y oreja, preprandial y postprandial. En la Tabla 3, tenemos el resumen de dichas pruebas, con excepción de dos muestras preprandiales de la mano en todos los casos hay un incremento de voltaje. Las muestras de dedo dan un valor más bajo ya que el dedo tiene falanges que interfieren con la señal. Después tenemos la mano, la zona donde se toma la muestra es en el primer interóseo dorsal y parte del musculo aductor del pulgar, situados entre el pulgar y el dedo índice. El voltaje de esta zona cada en cada toma es mayor que la del dedo sin embargo no es tan alta como en la toma del lóbulo de la oreja. Para las tomas del lóbulo de la oreja solo en la primer prueba preprandial hay una caída de voltaje que posiblemente se deba a un desajuste. Para todos los casos las pruebas con el lóbulo de la oreja hay un incremento de voltaje en comparación de la primer toma preprandial a diferencia de los voltajes de dedo o mano en donde solo fueron unos pocos casos los que pudieron coincidir con el incremento en las muestras de postprandial.

Tabla 3. Respuesta del circuito con el Led NIR 1550E, de las pruebas 1-7 en dedo, mano y oreja.

		mg/dl	Dedo	Mano	Oreja
P1	Pre	70	632	1160	212
	Post	107	120	264	456
P2	Pre	74	208	740	980
	Post	155	400	576	1280
P3	Pre	81	128	368	392
	Post	113	240	312	416
P4	Pre	85	188	740	820
	Post	130	136	880	960
P5	Pre	121	72	280	480
	Post	208	260	264	728
P6	Pre	129	68	528	744
	Post	155	680	1000	1440
P7	Pre	209	280	740	520
	Post	193	106	148	200

Capítulo 4.

PARAMETRIZACIÓN DEL TEJIDO DEL LÓBULO DE LA OREJA

4.1. TEJIDO BIOLÓGICO BLANDO

La piel, los músculos, tendones, cartílagos articulares, ligamentos, vasos sanguíneos entre otros, son algunos ejemplos de este tipo de tejido [63]. En particular, la piel es una estructura reforzada con colágeno multicapa, posee viscosidad, esfuerzos internos, efectos de pre-condicionamiento, adaptaciones internas y crecimiento perfectamente diferenciados respecto a otros tejidos [64].

La piel como tejido blando llega a participar en deformaciones, desplazamientos y rotaciones de grandes magnitudes [65]. Y es una muestra clara de relación no lineal entre tensión y deformación en el rango fisiológico y se relaja bajo tensión constante. En reposo, las fibras se encuentran en forma aleatoria; cuando se aplica una carga en los análisis de tensión, las fibras se estiran paralelas a la dirección de la carga. A medida que incrementa la carga, hay una transición de baja a alta rigidez, la cual se conoce como el efecto de endurecimiento por deformación en el que las fibras se sobreexcitan y comienzan a romperse hasta que ocurre la falla [29, 30, 66, 67]. Por otra parte, se ha encontrado que el endurecimiento por deformación comienza a pequeñas deformaciones paralelas a la dirección de pre-tensión más que de manera transversa a la dirección de pre-tensión. Las fibras de colágeno en la piel tienen una orientación preferente debido a la tensión previa en la piel, conocida como líneas de Langer [30].

Los tejidos biológicos blandos son materiales altamente complejos, compuestos por proteínas, colágeno y elastina dando pie a las propiedades mecánicas específicas, tales como una alta anisotropía, dependencia del tiempo en la deformación y una alta no linealidad [68]. Estos tejidos son compuestos fibrosos ensamblados por una matriz y familias de fibras de colágeno integradas que se dispersan en una dirección media, hay que destacar que se trata

de una matriz extracelular y es quien proporciona la estructura base de la célula y abundante agua [22, 69, 70]. El colágeno consiste en fibras, las cuales en estado natural se encuentran onduladas y en rizo. Como se mencionó antes, al aumentar una carga estas fibras se estiran, y tienen una respuesta elástica debido a la elastina, seguida por la carga de fibras de colágeno, estas se desenredan, luego comienza una deformación plástica y finalmente una ruptura, y según su ubicación sus propiedades mecánicas son diferentes [71, 72, 73].

El comportamiento *constitutivo* de la piel depende de la estructura y densidad de las fibras de colágeno dentro de la capa dérmica, por lo cual la piel no puede explicarse en términos de las propiedades constitutivas individuales de una sola fibra de colágeno. Estudios han arrojado que la piel humana tiene una rigidez baja a bajas deformaciones con un módulo de Young de aproximadamente 0.3-1.0 MPa [4, 30, 31].

4.2. MODELOS CONSTITUTIVOS

Los modelos constitutivos en conjunto con la calibración basada en los datos del comportamiento mecánico de los tejidos blandos, denota su importancia en sus aplicaciones, como bioingeniería, mecánica computacional, biomateriales, cirugía asistida por computadora, etc. En estos modelos existe una incertidumbre, la cual se debe a factores como la aleatoriedad microestructural, edad, sexo, enfermedades, variabilidad de sujeto a sujeto, los cuales tienden a impactar la predicción de simulaciones o diagnósticos clínicos [25, 74, 75]. Los modelos hiperelásticos describen el comportamiento anisotrópico de materiales elásticos no lineales.

4.2.1. Modelo hiperelástico

El objetivo principal de los modelos hiperelásticos es simular el comportamiento mecánico del material, teórica y prácticamente, a partir de grandes deformaciones. Ejemplo de estos modelos son el Neo-Hookean, Yeoh, Ogden y Mooney-Rivlin [76]. Para caracterizar la deformación volumétrica de materiales hiperelásticos se deben de contemplar los parámetros del material. Se requiere la densidad de energía de la deformación total, la cual se puede encontrar en la literatura como Ec. 21 [76, 77]:

$$W_s = W_{iso} + W_{vol} \quad \text{Ec. 21}$$

Donde W_{iso} es la densidad de energía de deformación isotrópica y W_{vol} es la densidad de energía de deformación volumétrica. Después tenemos el segundo tensor de esfuerzo Piola-Kirchhoff S , dado por la Ec. 22.

$$S = -p_p J C^{-1} + 2 \frac{\partial W_{iso}}{\partial C} \quad \text{Ec. 22}$$

donde p_p es el esfuerzo volumétrico, J es la relación de volumen y C es el tensor derecho de Cauchy-Green. Ampliando el segundo término de la ecuación Ec. 22 para que el segundo tensor de esfuerzo Piola-Kirchhoff se pueda expresar de la siguiente manera:

$$S = -p_p J C^{-1} + 2 \left(J^{-\frac{2}{3}} \left(\frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_1} + \bar{I}_1 \frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_2} \right) I - J^{-\frac{4}{3}} \frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_2} C - \left(\frac{\bar{I}_1}{3} \frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_1} + \frac{2\bar{I}_2}{3} \frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_2} \right) C^{-1} \right) \quad \text{Ec. 23}$$

donde I es el invariante general, \bar{I}_1 y \bar{I}_2 son invariantes isocóricas del tensor derecho Cauchy-Green $\underline{C} = J^{-2/3} C$, el primer tensor de esfuerzo Piola-Kirchhoff, P , y el tensor de esfuerzo Cauchy, σ , se pueden expresar como una función del segundo tensor de esfuerzo Piola-Kirchhoff como:

$$P = FS \quad \text{Ec. 24}$$

$$\sigma = J^{-1} F S F^T \quad \text{Ec. 25}$$

donde F es el gradiente de deformación.

La densidad de energía de deformación y esfuerzos a menudo se expresan en términos de relación de estiramiento λ . La relación de estiramiento es una medida de la magnitud de la deformación. En un ensayo de tensión uniaxial, la relación de estiramiento se define como $\lambda = L/L_0$, donde L es la longitud deformada de la muestra y L_0 su longitud original.

Considerando un ensayo uniaxial, se puede derivar una relación general entre el esfuerzo y el estiramiento. En base al supuesto de incompresibilidad ($J=I$), los tramos principales para la deformación uniaxial de un material hiperelástico se dan por:

$$\lambda_1 = \lambda, \lambda_2 = \lambda_3 = \lambda^{-\frac{1}{2}} \quad \text{Ec. 26}$$

y el gradiente de deformación es dado por:

$$F = \begin{pmatrix} \lambda & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{\sqrt{\lambda}} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \end{pmatrix} \quad \text{Ec. 27}$$

Para la extensión uniaxial $S_2 = S_3 = 0$, el esfuerzo volumétrico p_p puede ser eliminado y obtenemos:

$$S_1 = 2 \left(\frac{1}{\lambda} - \frac{1}{\lambda^4} \right) \left(\lambda \frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_{1uni}} + \frac{\partial W_{iso}}{\partial I_{2uni}} \right), P_1 = \lambda S_1 \sigma_1 = \lambda^2 S_1 \quad \text{Ec. 28}$$

Los invariantes isocóricos \bar{I}_{1uni} y \bar{I}_{2uni} pueden ser expresado en términos de estiramiento principal λ como:

$$\bar{I}_{1uni} = \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} \right), \bar{I}_{2uni} = \left(2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} \right) \quad \text{Ec. 29, 30}$$

En base al supuesto de incompresibilidad, el estiramiento principal para la deformación equibiaxial de un material hiperelástico isotrópico vienen dados por:

$$\lambda_1 = \lambda_2 = \lambda, \lambda_3 = \lambda^{-2} \quad \text{Ec. 31}$$

4.2.1.1. *El esfuerzo vs estiramiento principal para modelos hiperelásticos de materiales incompresibles.*

Considerado el primer esfuerzo de Piola-Kirchhoff para el ajuste de curvas tenemos el modelo Neo-Hookean, Mooney-Rivlin, Yeoh y Ogden [76, 77, 78].

4.2.1.2. *Neo-Hookean*

La densidad de energía de deformación total para un modelo de material Neo-Hookean se da por:

$$W_s = \frac{1}{2}\mu(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{2}\kappa(J_{el} - 1)^2 \quad \text{Ec. 32}$$

Donde κ es la constante de Boltzmann, J_{el} es la relación de volumen elástico y μ es un parámetro del material que es necesario calcular mediante un ajuste de curvas. En base al supuesto de una incomprensibilidad perfecta y usando la Ec. 28, la primera expresión de esfuerzo de Piola-Kirchhoff para el caso de deformación uniaxial es dada por:

$$P_{1_{uni}} = \mu(\lambda - \lambda^{-2}) \quad \text{Ec. 33}$$

A continuación se muestra la relación entre el esfuerzo y el estiramiento para algunos de los otros modelos de materiales hiperelásticos mencionados anteriormente. Estos se pueden derivar fácilmente mediante el uso de la Ec. 28, que relaciona el estrés y la densidad de energía de la tensión.

4.2.1.3. *Mooney-Rivlin*

$$P_{1_{uni}} = 2(1 - \lambda^{-3})(\lambda C_{10} + C_{01}) \quad \text{Ec. 34}$$

Donde C_{10} y C_{01} es el son los parámetros de los materiales de Mooney-Rivlin.

Para el caso de 5 parámetros uniaxial, tenemos:

$$P_{1_{uni}} = 2(1 - \lambda^{-3}) \left(\lambda C_{10} + 2C_{20}\lambda(I_{1_{uni}} - 3) + C_{11}\lambda(I_{2_{uni}} - 3) + C_{01} + 2C_{02}(I_{2_{uni}} - 3) + C_{11}(I_{1_{uni}} - 3) \right) \quad \text{Ec. 35}$$

donde C_{10} , C_{01} , C_{20} , C_{02} y C_{11} son parámetros del material de Mooney-Rivlin.

4.2.1.4. *Yeoh*

$$P_{1_{uni}} = 2(\lambda - \lambda^{-2}) \sum_{p=1}^3 p c_p (I_{1_{uni}} - 3)^{p-1} \quad \text{Ec. 36}$$

Donde los valores de c_p son parámetros del material de un modelo uniaxial para Yeoh.

4.2.1.5. Ogden

$$P_{1_{uni}} = \sum_{p=1}^N \mu_p \left(\lambda^{\alpha_p - 1} - \lambda^{-\frac{\alpha_p}{2} - 1} \right) \quad \text{Ec. 37}$$

Donde μ_p y α_p son los parámetros del material para el modelo de Ogden.

4.2.1.6. Modelo hiperelástico de Mooney-Rivlin y Ogden

Para nuestro estudio se tomaron en cuenta los anteriores modelos sin embargo los que fueron compatibles con nuestro análisis fueron el modelos de Mooney-Rivlin y Ogden.

El modelo Mooney-Rivlin [4, 76] es comúnmente utilizado para describir el comportamiento de un material y se expresa de la siguiente forma:

$$\phi = C_1(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) + C_2 \left(\frac{1}{\lambda_1^2} + \frac{1}{\lambda_2^2} + \frac{1}{\lambda_3^2} - 3 \right) \quad \text{Ec. 38}$$

Donde ϕ es la densidad de energía de deformación por unidad de volumen no deformado, C_1 y C_2 son constantes del modelo de Mooney-Rivlin, y “ $\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3$ ” son las principales relaciones de estiramiento, como se ha mencionado anteriormente. En la deformación infinitesimal, donde la respuesta del material se aproxima a un sólido lineal, se tiene;

$$C_1 + C_2 = \frac{1}{2} \mu \quad \text{Ec. 39}$$

Las condiciones requeridas para que ϕ sea positivo se da por las desigualdades [4]:

$$C_1 \geq 0, \quad C_2 \geq 0 \quad \text{Ec. 40}$$

Finalmente, el modelo de Ogden también puede describir el comportamiento constitutivo de la piel, con buena precisión para un sólido incompresible, hiperelástico e isotrópico, el modelo de Ogden [4, 79, 80, 81, 82] expresa la función de energía de deformación de la siguiente manera (esta fórmula explica el cambio de volumen del material [83]):

$$\phi = \frac{2\mu}{\alpha^2} (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3) \quad \text{Ec. 41}$$

donde μ es el parámetro del material y el exponente de endurecimiento por deformación, α equivale al módulo de corte bajo una deformación infinitesimal, λ es el estiramiento principal del material, como ya se mencionado anteriormente. De esta ecuación se deriva la relación entre esfuerzo y deformación del modelo de Ogden [64, 82, 84, 85], la función del esfuerzo se muestra a continuación:

$$\sigma = \frac{2\mu}{\alpha^2} \left(\lambda_1^{\alpha-1} - \lambda_2^{-1\left(\frac{\alpha}{2}\right)} \right) \quad \text{Ec. 42}$$

El obtener resultados de las propiedades mecánicas en el ser humano es complicado, por lo que se opta por muestras de piel porcina por su semejanza con la humana, sin embargo, las propiedades mecánicas de la piel porcina aún se encuentra en investigación. El grosor de la dermis del cerdo y la humana son muy similares. Como se ha mencionado antes el grosor de la dermis humana varía de 1-4 mm de la cara a la parte posterior, mientras que la del cerdo varía de 1-6 mm de espesor [4]. La flexibilidad y la fuerza de la piel provienen del colágeno y elastina de la dermis. Mientras que el colágeno es quien da la fuerza a la piel y una su estructura, la elastina le da flexibilidad y elasticidad.

La epidermis es renovada como mantenimiento de su propia tolerancia mecánica. Esta rotación se realiza por la migración de células desde su origen a la membrana basal, a la separación entre la epidermis y la dermis, hasta la superficie de la piel, esto se realiza en aproximadamente 4 semanas. En esta transición, las células mueren perdiendo sus núcleos y formando capas con secciones transversales más delgadas y diámetros más grandes. Las células migran a la superficie de la epidermis, esto produce la síntesis y deposición de escleroproteínas fibrosas específicas, y la queratina que llena el citoplasma de las células epiteliales [75, 86].

Hay que destacar, que el espesor de la epidermis esta ciertamente ligado con la edad, el sexo, el contenido de sangre, la pigmentación y el tipo de piel. También se consideran los hábitos alimenticios, el fumar, la temperatura y la humedad en el ambiente en el que se encuentre la persona. Y en la experimentación se consideran como una sola capa a la epidermis y a la

dermis, a que las propiedades de la piel corresponden principalmente a las propiedades de la dermis reticular. Mientras que la hipodermis varia su espesor considerablemente sobre la superficie del cuerpo [25, 75].

Para el almacenamiento y traslado, las muestras y en este caso la oreja es congelada para preservar las propiedades de la piel sin causar una descomposición biológica y cambios estructurales [25, 87].

Los ensayos de tracción son el método más popular para los tejidos biológicos en particular. Uno de los métodos para caracterizar el tejido, es el ensayo uniaxial de tracción. Estas pueden ayudar a una mejor comprensión de la respuesta funcional normal del objeto de estudio, prediciendo la respuesta. Existen experimentos para comprender dicho comportamiento mecánico. A pesar de las investigaciones de las propiedades biomecánicas de la piel, es insuficiente la información y aun se estudian.

4.3. MATERIAL Y MÉTODOS

Por la similitud con los humanos los cerdos son los modelos biológicos más viables para investigar y comparar. Es relativamente accesible, y de fácil manejo.

Se tomaron dos muestras de orejas a investigar a diferentes fuerzas. Estas muestras fueron dos orejas de cerdo donadas, la primera por parte de una granja local y la segunda oreja por el rastro municipal de la ciudad de Morelia, bajo el reglamento del rastro municipal de Morelia y la Ley Federal de Sanidad Animal [88]. Al obtener las muestras se transportaron inmediatamente al laboratorio donde se iban a analizar, en una hielera a baja temperatura para minimizar el tiempo que la muestra pudiese estar en temperatura ambiente y dañara el tejido. Se consideró colocar en hielo sin congelar la muestra y que estuviera en una temperatura de 4°C, para que no sufriera ningún cambio en la estructura o tuviera alguna descomposición biológica como marcan algunos autores, que es el caso de Geerlings 2006 y Pramudita et al. 2014 [25, 87].

4.3.1. Preparación de la muestra

La primera muestra, se tomó como material a investigar la piel de la oreja (Figura 32a) de un cerdo doméstico Yorkshire, con un peso de 90 kg, 130 cm de largo y 5.5 meses de edad,

mientras que el segundo ensayo contaba con las mismas características excepto que pesaba 130 kg, Figura 32b. Las muestras de piel se diseccionaron de diferentes zonas del lóbulo como se puede observar en la Figura 33. Para el experimento solo se consideran la piel como un solo conjunto y se ignoran los folículos capilares, glándulas, nervios, etc., ya que el objetivo es obtener el comportamiento mecánico del material como un todo.



Figura 32. a) Primer muestra de oreja de cerdo para ensayo (imagen izquierda). b) Segunda muestra de oreja, donada por el rastro municipal (imagen de la derecha).

Al llegar al laboratorio, se limpió minuciosamente y revisó la oreja de algún daño significativo. Ambas muestras se tomaron con una hoja de bisturí del número 10, para cirugías delicadas. Las dimensiones para las muestras se dieron en base a la norma ASTM D638 [89] para ensayo de tracción con ayuda de moldes de muestra hechos en una impresora en 3D.



Figura 33. Adquisición de muestras de la piel porcina, con ayuda de un molde hecho en impresora 3D, para ensayos de tensión.

Al adquirir las muestras de oreja de cerdo se colocaron en hielo, pasaron 3 horas hasta los primeros ensayos. La temperatura ambiente se reguló a 25° C. De la piel del lóbulo de la oreja del cerdo se obtuvieron tres muestras viables por cada oreja para ensayo. Estas muestras en forma de mancuerna, constan de las tres capas, epidermis, dermis e hipodermis, ya que es complicado separarlas. Posteriormente se trazaron tres marcas negras con un marcador permanente para tener un mejor panorama del comportamiento de la muestra en el ensayo. Se registraron la longitud, anchura, espesor en tres ubicaciones definidas con un vernier, y a su vez se calculó el área de las muestras, se hizo un promedio de estas evaluaciones y se obtuvo la siguiente Tabla 4.

Tabla 4. Registro del volumen de muestras.

Promedio (mm)				Total
Muestra de oreja de granja (primer ensayo de tracción)				
	Ensayo1	Ensayo2	Ensayo3	(mm)
Longitud	70.61	67.48	68.98	69.02
Ancho	4.05	3.30	3.363	3.57
Espesor	2.65	2.31	2.30	2.42
Área	10.7325	7.62	7.72	8.69
Muestra de oreja de rastro municipal (segundo ensayo de tracción)				
Longitud	64.96	60.67	60.32	61.98
Ancho	4.23	2.89	3.51	3.54
Espesor	2.17	3.23	4.49	3.29
Área	9.17	9.33	15.79	11.43

4.3.2. Ensayo de tensión

El ensayo de tracción uniaxial es uno de los métodos más comunes para caracterizar el tejido blando. Este ensayo ayuda a comprender la respuesta funcional normal del objeto a estudiar, prediciendo la respuesta. Se diseñó el ensayo de tracción uniaxial para tejido biológico, en un sistema de pruebas de materiales Univert Mechanical Test System, de la marca CellScale biomaterials testing. Las muestras fueron marcadas con tres puntos partiendo del centro hacia los extremos, para tener un mejor panorama al momento del ensayo, después se pinzaron con abrazaderas antideslizantes especiales en la máquina. A continuación, en la Figura 34, se muestran los ensayos de tensión con las muestras, en el ambos casos se puede observar que llegaron hasta su punto de ruptura.

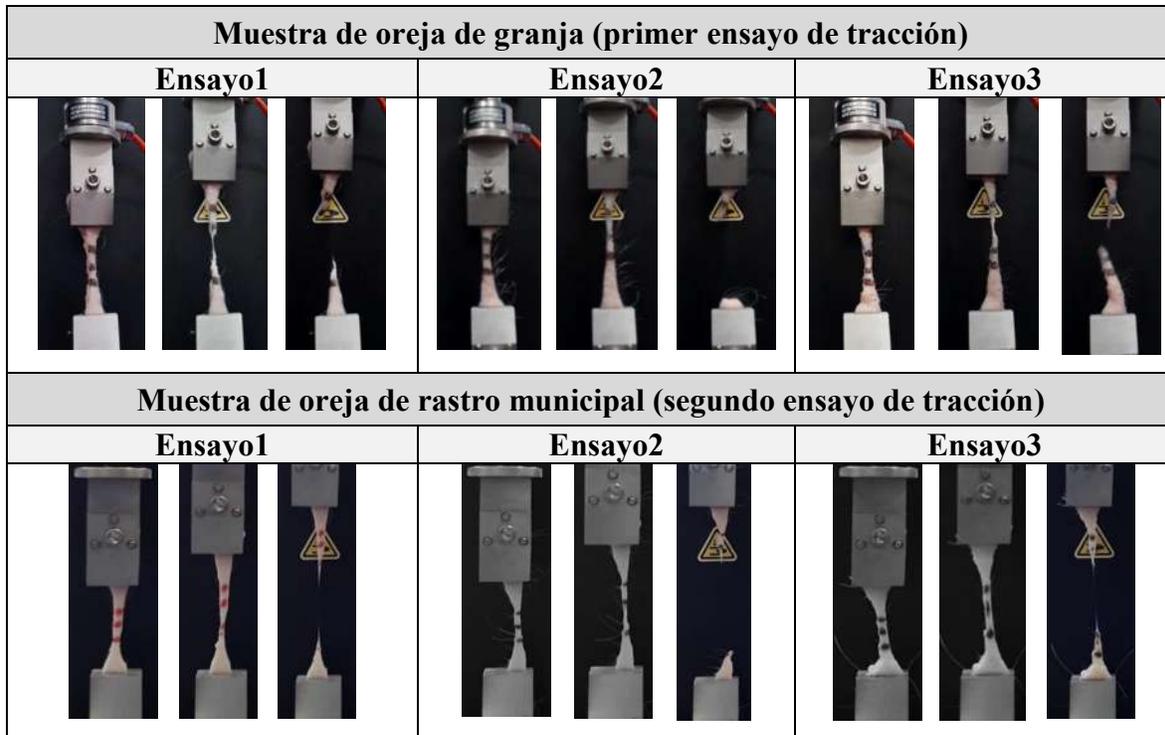


Figura 34. En la línea de imágenes superior se muestra el primer ensayo de la piel del lóbulo de la oreja del cerdo, y en la línea inferior muestra el segundo ensayo, los cuales llegaron hasta su punto de ruptura.

4.4. RESULTADOS

Para cada ensayo de tracción de la primera muestra de oreja (granja), se obtuvo una curva de fuerza-desplazamiento, éstas se promediaron para obtener una curva resultante, como se muestra en la Figura 35.

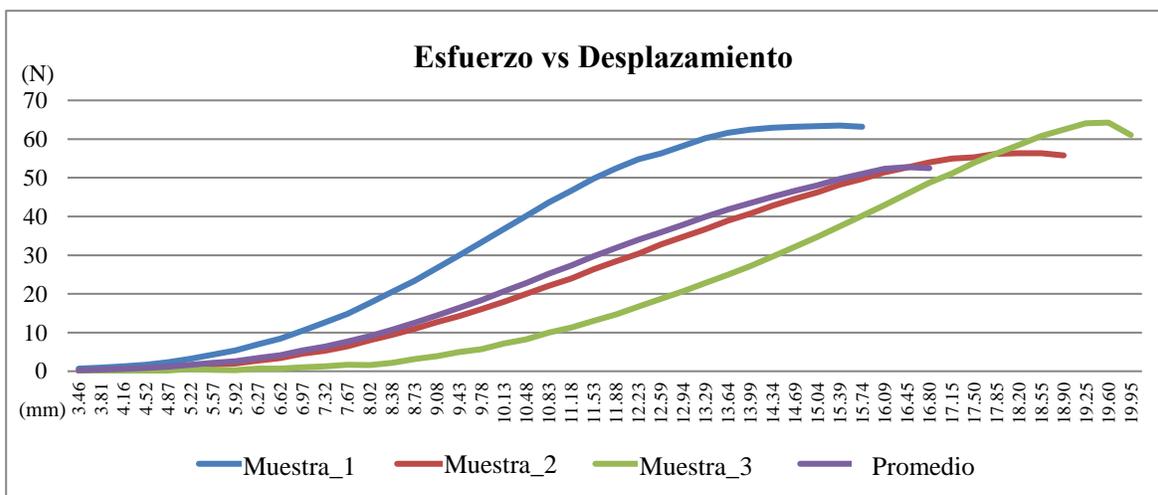


Figura 35. Respuesta del ensayo de tracción de las 3 muestras y el promedio.

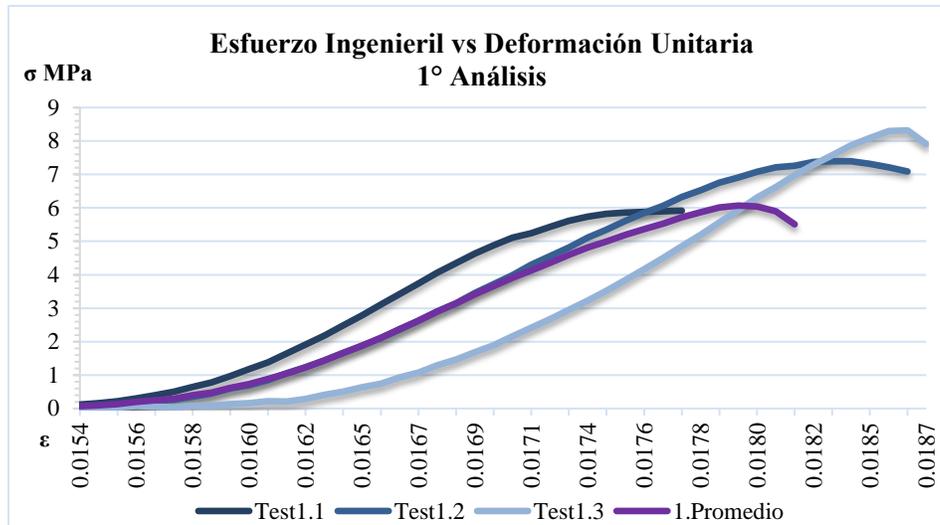


Figura 36. Grafica del Esfuerzo Ingenieril vs la Deformación Unitaria, de la respuesta del ensayo de tracción de las 3 muestras y el promedio. Primera muestra (granja).

También con el análisis del ensayo de tracción de la primera muestra de oreja (granja) se obtuvo una curva de esfuerzo ingenieril vs deformación unitaria, y nos dio las curvas resultantes, que se muestra en la Figura 36. Los modelos de piel describen el comportamiento mecánico de la dermis como un todo. Por la baja rigidez de la piel, la epidermis tiene poco efecto en las propiedades mecánicas de toda la piel. En base a los datos anteriores y a las referencias de los modelos, se utilizó COMSOL Multiphysics para realizar un análisis de regresión mediante mínimos cuadrados de Levenberg-Marquardt, con el fin de obtener los parámetros del modelo constitutivo, para cada ensayo del modelo de Ogden.

Modelo de Ogden de primer orden para el esfuerzo ingenieril.

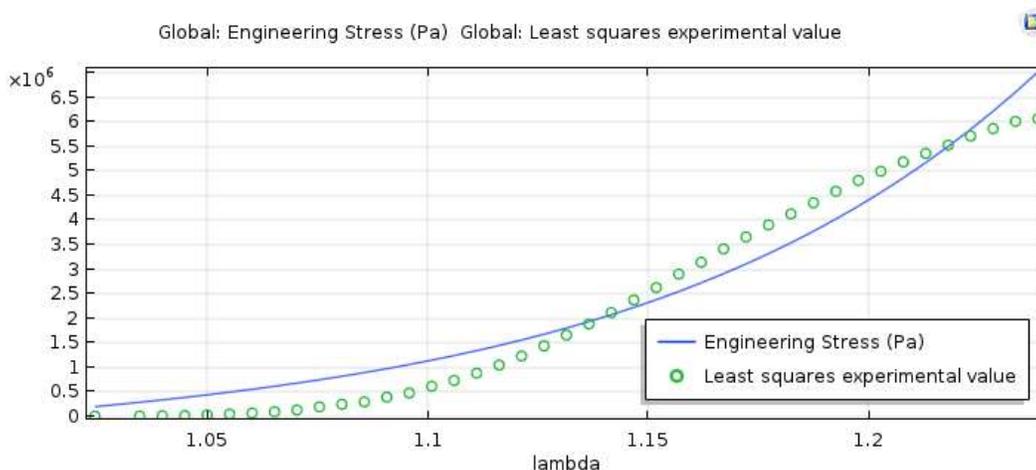


Figura 37. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 1º Orden (Pa).

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2} - 1} \right) \quad \text{Ec. 43}$$

donde P_1 es el primer esfuerzo de Piola-Kirchhoff, esta ecuación se obtiene de la Ec. 37 para una función de 1° orden, el cual se puede observar que no se aproxima aún a los resultados.

Con el análisis anterior, obtuvimos la siguiente Tabla 5, en la cual podemos observar los valores de, α , μ y λ . Los cuales nos ayudaran a hacer simulaciones mecánicas del comportamiento de la piel de la oreja de un cerdo, sin embargo, hay que hacer más ensayos, por ejemplo ya que estos no cumplen con las condiciones de los valores obtenidos en el estudio de tensión.

Tabla 5. Parámetros del modelo de Ogden de 1° orden.

λ	α_1	μ_1 (Pa)
1.2383	15.543	3.1633E5

Modelo de Ogden de segundo orden para el esfuerzo ingenieril.

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2} - 1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2} - 1} \right) \quad \text{Ec. 44}$$

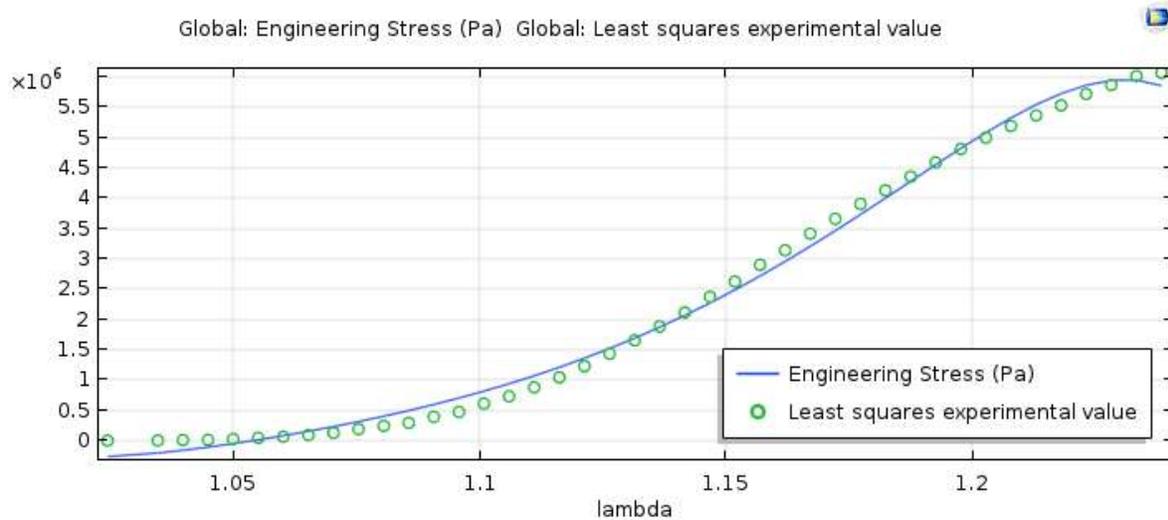


Figura 38. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 2° Orden (Pa).

Tabla 6. Parámetros del modelo de Ogden de 2° orden.

λ	α_1	α_2	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)
1.2383	29.485	-59.961	9.4643E5	8.3928E5

Modelo de Ogden de tercer orden para el esfuerzo ingenieril.

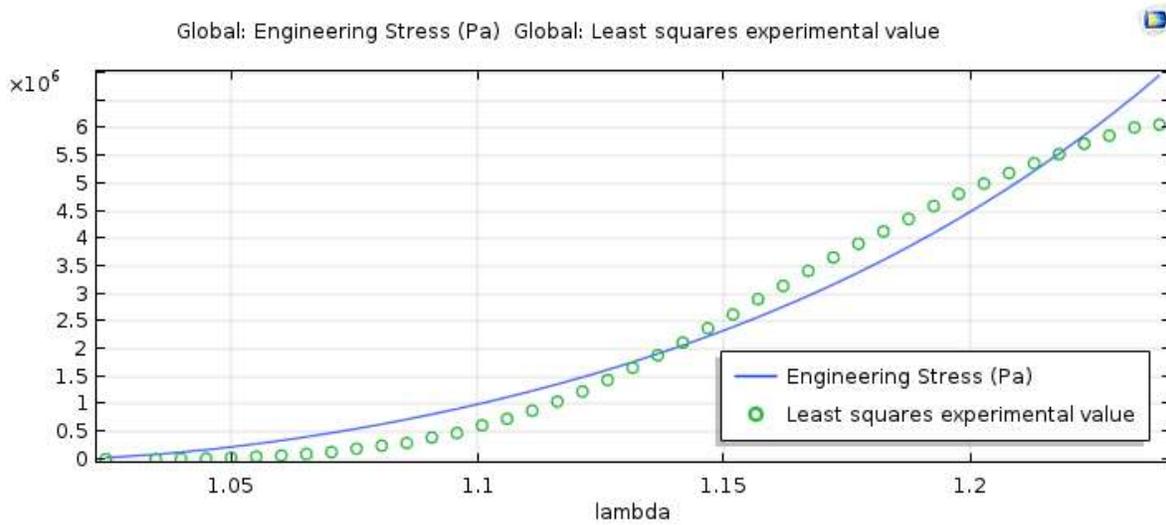


Figura 39. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 3° Orden (Pa).

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2} - 1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2} - 1} \right) + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2} - 1} \right) \quad \text{Ec. 45}$$

Tabla 7. Parámetros del modelo de Ogden de 3° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)
1.2383	12.396	3.1482	-17.743	1E6	1E6	1E6

Modelo de Ogden de cuarto orden para el esfuerzo ingenieril.

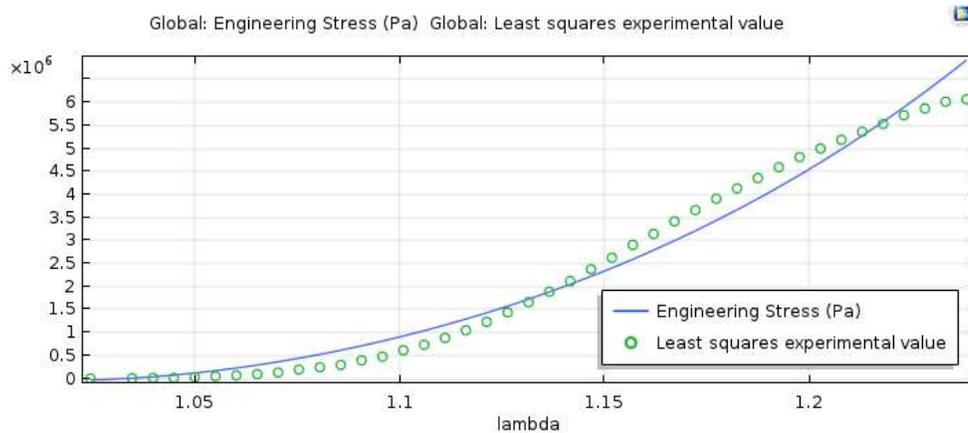


Figura 40. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 4° Orden (Pa).

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2}-1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2}-1} \right) + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2}-1} \right) + \mu_4 \left(\lambda^{\alpha_4-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_4}{2}-1} \right)$$

Ec. 46

Tabla 8. Parámetros del modelo de Ogden de 4° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	α_4	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)	μ_4 (Pa)
1.2383	9.7255	-11.498	-11.612	9.7255	1E6	1E6	1E6	1E6

Modelo de Ogden de quinto orden para el esfuerzo ingenieril.

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2}-1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2}-1} \right) + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2}-1} \right) + \mu_4 \left(\lambda^{\alpha_4-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_4}{2}-1} \right) + \mu_5 \left(\lambda^{\alpha_5-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_5}{2}-1} \right)$$

Ec. 47

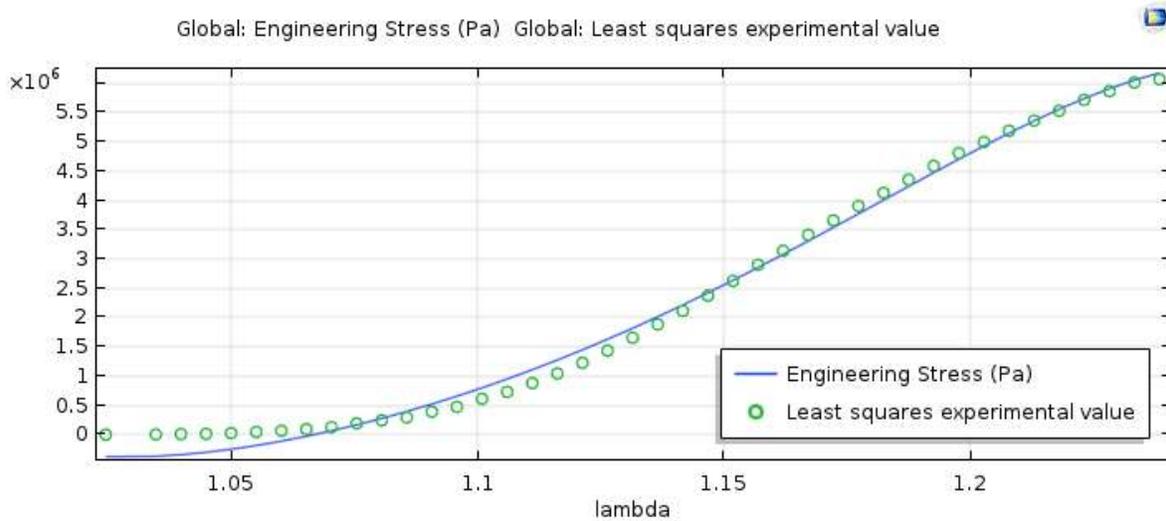


Figura 41. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 5° Orden (Pa).

Tabla 9. Parámetros del modelo de Ogden de 5° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	α_4	α_5
1.2383	16.960	-8.1314	-8.1314	-38.718	16.961
	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)	μ_4 (Pa)	μ_5 (Pa)
	1E6	1E6	1E6	1E6	1E6

Modelo de Ogden de sexto orden para el esfuerzo ingenieril.

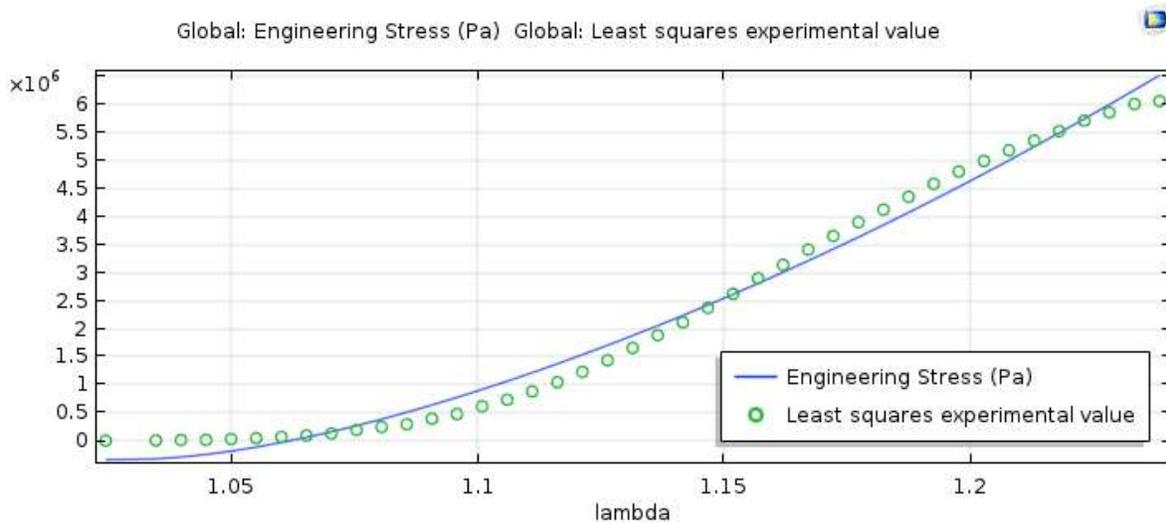


Figura 42. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 6° Orden (Pa).

$$\begin{aligned}
 P_1 = & \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2}-1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2}-1} \right) \\
 & + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2}-1} \right) + \mu_4 \left(\lambda^{\alpha_4-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_4}{2}-1} \right) \\
 & + \mu_5 \left(\lambda^{\alpha_5-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_5}{2}-1} \right) + \mu_6 \left(\lambda^{\alpha_6-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_6}{2}-1} \right)
 \end{aligned}
 \tag{Ec. 48}$$

Tabla 10. Parámetros del modelo de Ogden de 6° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	α_4	α_5	α_6
1.2383	13.221	-13.882	13.221	13.221	-13.882	-32.811
	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)	μ_4 (Pa)	μ_5 (Pa)	μ_6 (Pa)
	1E6	1E6	1E6	1E6	1E6	1E6

Modelo de Ogden de séptimo orden para el esfuerzo ingenieril.

Tabla 11. Parámetros del modelo de Ogden de 7° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	α_4	α_5	α_6	α_7
1.2383	10.640	-26.288	-17.487	-17.487	10.640	10.640	10.640
	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)	μ_4 (Pa)	μ_5 (Pa)	μ_6 (Pa)	μ_7 (Pa)
	1E6						

$$\begin{aligned}
P_1 = & \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2}-1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2}-1} \right) \\
& + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2}-1} \right) + \mu_4 \left(\lambda^{\alpha_4-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_4}{2}-1} \right) \\
& + \mu_5 \left(\lambda^{\alpha_5-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_5}{2}-1} \right) + \mu_6 \left(\lambda^{\alpha_6-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_6}{2}-1} \right) \\
& + \mu_7 \left(\lambda^{\alpha_7-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_7}{2}-1} \right)
\end{aligned}$$

Ec. 49

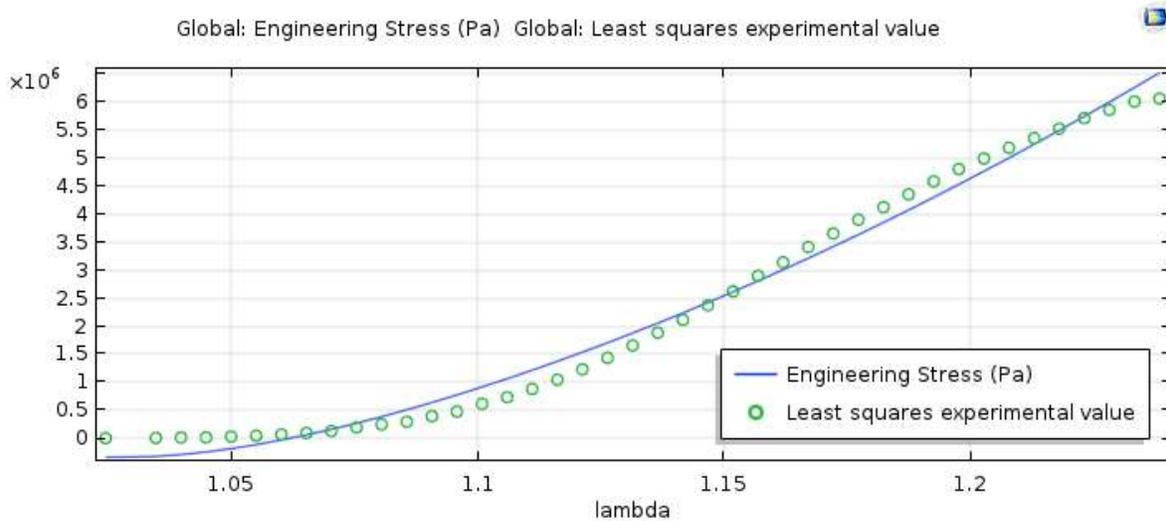


Figura 43. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 7° Orden (Pa).

El modelo de Ogden de 5° orden es el modelo que más se aproxima a los resultados obtenidos por la máquina de tensión, sin embargo aún no coincide por completo por lo que se opta por probar otro modelo hiperelástico como el modelo de Mooney-Rivlin. El modelo hiperelástico de Mooney-Rivlin es la ley constitutiva más usada en el análisis de tensión.

El modelo de Ogden, requiere de cierto tiempo de cálculo al tratarse de una función exponencial respecto al modelo de Mooney-Rivlin. A medida que el modelo de Ogden aumentaba su orden el tiempo de cálculo incrementaba más.

Para el modelado en Comsol Multiphysics se propuso el modelo de Mooney-Rivlin de 5 parámetros uniaxial (Ec. 34), como variable de entrada;

$$P_{1_{uni}} = 2(1 - \lambda^{-3}) \left(\begin{array}{l} \lambda C_{10} + 2C_{20}\lambda(I_{1_{uni}} - 3) + C_{11}\lambda(I_{2_{uni}} - 3) \\ + C_{01} + 2C_{02}(I_{2_{uni}} - 3) + C_{11}(I_{1_{uni}} - 3) \end{array} \right) \quad \text{Ec. 35}$$

Donde $I_{1_{uni}}$ y $I_{2_{uni}}$ son los invariantes isocóricos que se expresan en términos de estiramiento principal λ como:

$$\bar{I}_{1_{uni}} = \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} \right), \quad \bar{I}_{2_{uni}} = \left(2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} \right) \quad \text{Ec. 29, 30}$$

De igual forma como en el modelo Ogden se utilizó el método de Levenberg-Marquardt, para el análisis de regresión mediante mínimos cuadrados, se muestra la .

Tabla 12, de los 5 parámetros del modelo de Mooney-Rivlin con una tolerancia de $1E^{-6}$.

Tabla 12. Parámetros C01, C02, C10, C11, C20, del modelo de Mooney-Rivlin.

λ	C01 (Pa)	C02 (Pa)	C10 (Pa)	C11 (Pa)	C20 (Pa)
1.0247	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0349	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0400	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0451	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0502	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0552	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0603	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0654	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0705	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0756	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0807	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0858	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0908	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.0959	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1010	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1061	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1112	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1163	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1213	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1264	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1315	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1366	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1417	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1468	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1518	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9

1.1569	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1620	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1671	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1722	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1772	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1823	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1874	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1925	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.1976	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.2027	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.2078	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.2128	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.2179	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.2230	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.2281	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.2332	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9
1.2383	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9

En la Figura 44, se observa el análisis que se realizó en Comsol Multiphysics del modelo de 5 parámetros de Mooney-Rivlin, en el cual se puede apreciar el seguimiento de este modelo a los valores obtenidos con la máquina de tensión.

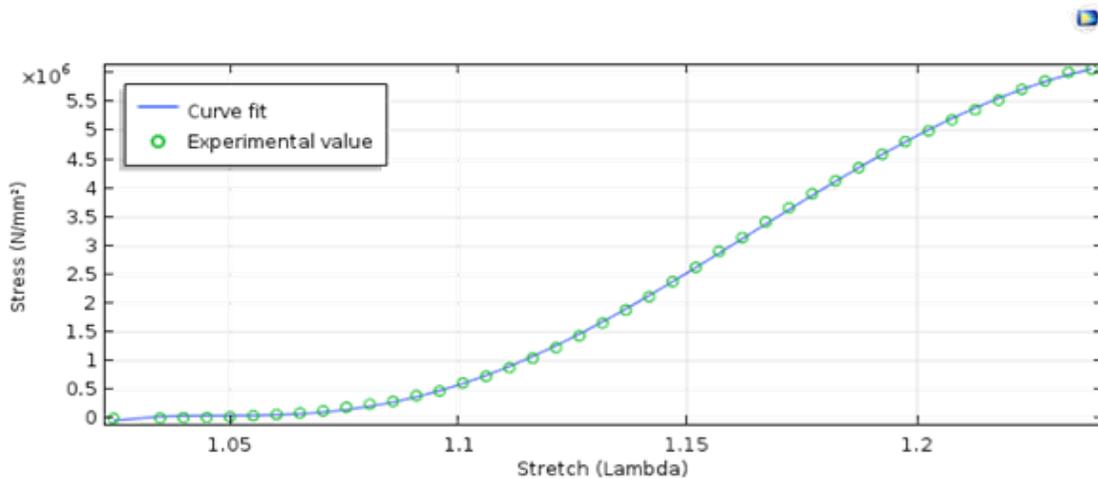


Figura 44. Respuesta del análisis ajustada al modelo de 5 parámetros de Mooney-Rivlin (Pa), primer ensayo (granja).

De igual forma, también se obtuvo la Tabla 13, para cada parámetro de Mooney-Rivlin con respecto a λ .

Tabla 13. Respuesta al análisis ajustado a los 5 parámetros del modelo de Mooney-Rivlin.

λ	C01	C02	C10	C11	C20
1.2383	-8.3847E5	4.4353E10	1.0300E7	-4.4606E10	6.6338E9

Ahora, con el análisis del ensayo de tracción de la segunda muestra de oreja (rastros), como en el caso anterior se obtuvo una curva de esfuerzo ingenieril vs deformación unitaria, y nos dio las curvas resultantes, que a continuación se muestran:

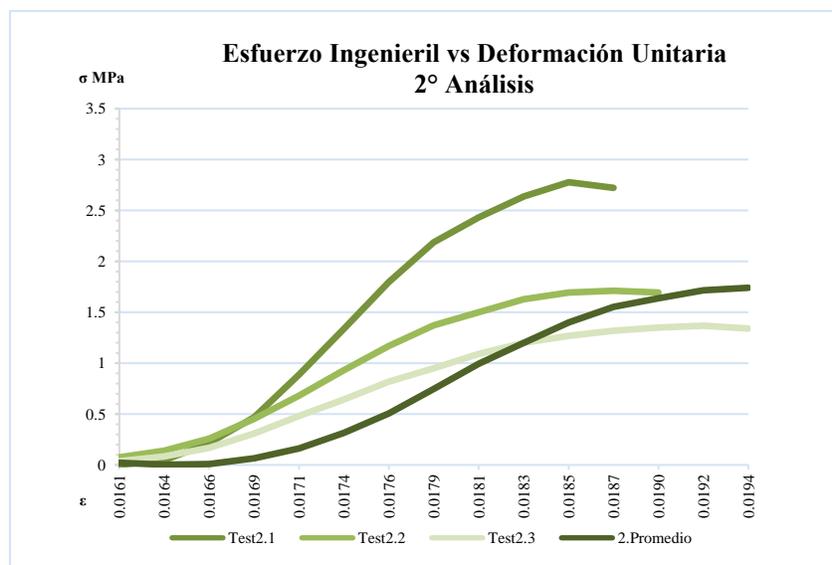


Figura 45. Grafica del Esfuerzo Ingenieril vs la Deformación Unitaria, de la respuesta del ensayo de tracción de las 3 muestras y el promedio. Segunda muestra (rastros).

Nuevamente como en el trabajo anterior se hizo una comparación de los resultados en Comsol Multiphysics en base al promedio del esfuerzo ingenieril vs deformación unitaria, y a los modelos hiperelásticos, considerando el modelo de Ogden como punto de partida, y este se trabajó a diferentes órdenes, con el fin de comparar el modelo y comprobar si es efectivo. También, se trabajó con Comsol, Multiphysics para el análisis de regresión mediante mínimos cuadrados de Levenberg-Marquardt y una optimización de 0.001, con el fin de obtener los parámetros del modelo constitutivo para cada ensayo del modelo de Ogden.

Modelo de Ogden de primer orden para el esfuerzo ingenieril.

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2} - 1} \right) \quad \text{Ec. 43}$$

donde P_1 es el primer esfuerzo de Piola-Kirchhoff, está ecuación se obtiene de la Ec. 37 para una función de 1° orden, el cual se puede observar que no se aproxima a los datos experimentales.

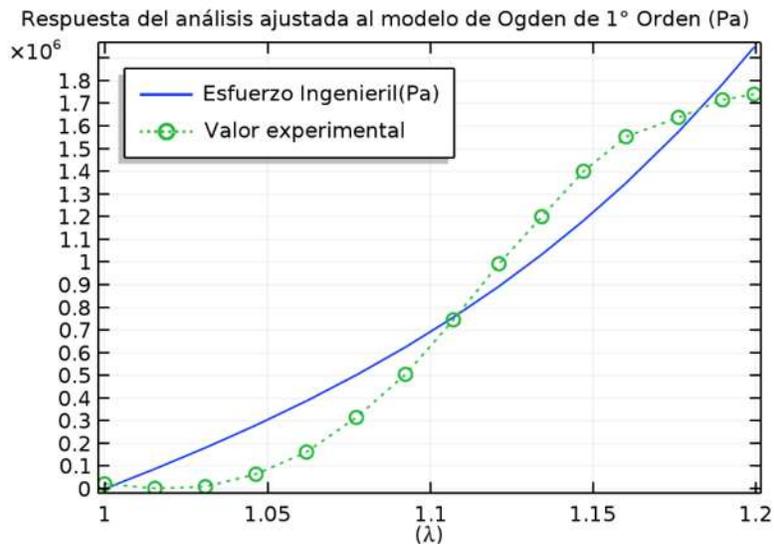


Figura 46. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 1° Orden (Pa).

Con el análisis anterior, se obtuvo la Tabla 14, en la cual se puede observar los valores de, α , μ y λ . Los cuales ayudaran a hacer simulaciones mecánicas del comportamiento de la piel de la oreja de un cerdo, sin embargo hay que hacer más ensayos, ya que estos no cumplen con las condiciones de los valores obtenidos en el estudio de tensión.

Tabla 14 . Parámetros del modelo de Ogden de 1° orden.

λ	α_1	μ_1 (Pa)
1.1995	10.821	3.4458E5

Modelo de Ogden de segundo orden para el esfuerzo ingenieril.

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2} - 1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2} - 1} \right)$$

Ec. 44

Tabla 15. Parámetros del modelo de Ogden de 2° orden.

λ	α_1	α_2	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)
1.1995	-51.94	24.54	4.07E5	5.52E5

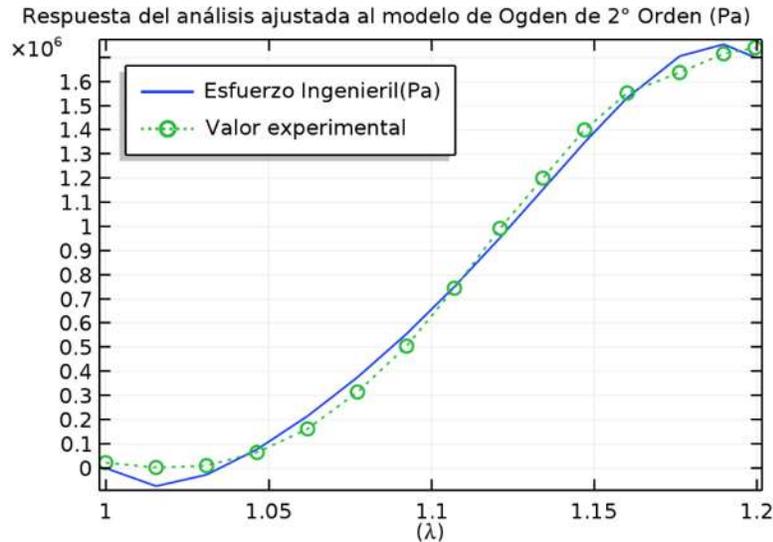


Figura 47. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 2° Orden (Pa).

Modelo de Ogden de tercer orden para el esfuerzo ingenieril.

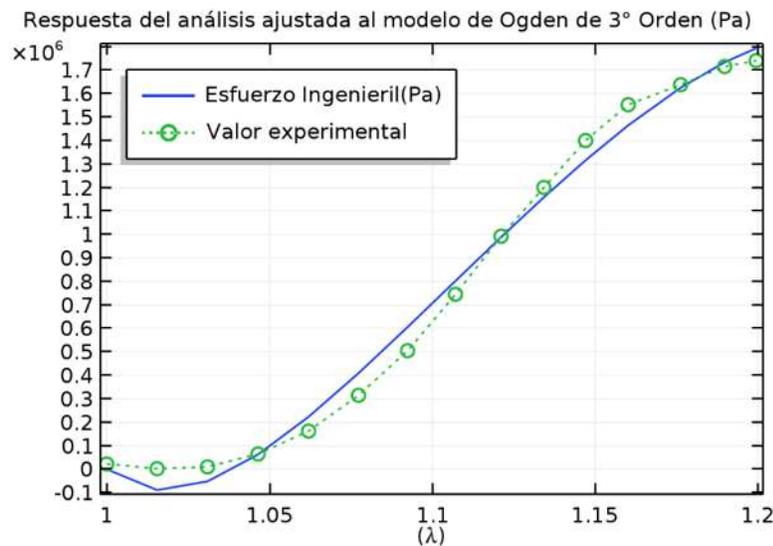


Figura 48. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 3° Orden (Pa).

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2} - 1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2} - 1} \right) + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2} - 1} \right) \quad \text{Ec. 45}$$

Tabla 16. Parámetros del modelo de Ogden de 3° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)
1.1995	-27.241	11.590	11.581	1.09E6	9.63E6	9.70E6

Modelo de Ogden de cuarto orden para el esfuerzo ingenieril.

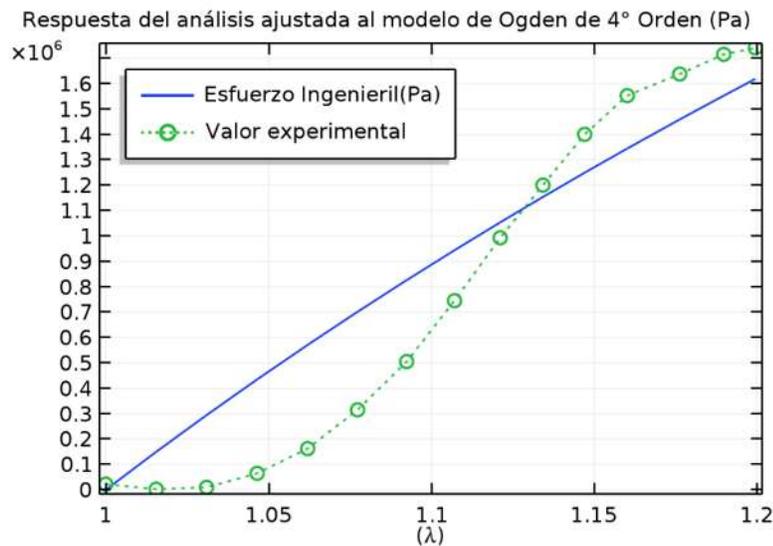


Figura 49. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 4° Orden (Pa).

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2} - 1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2} - 1} \right) + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2} - 1} \right) + \mu_4 \left(\lambda^{\alpha_4 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_4}{2} - 1} \right) \quad \text{Ec. 46}$$

Tabla 17. Parámetros del modelo de Ogden de 4° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	α_4	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)	μ_4 (Pa)
1.1995	1.6381	1.6381	1.6381	1.6381	1E6	1E6	1E6	1E6

Modelo de Ogden del quinto al octavo orden para el esfuerzo ingenieril.

Durante las simulaciones se notó que para los casos del modelo de Ogden de 5° en adelante existe un notable parecido en la curva del esfuerzo en respuesta del análisis. A continuación

se registra dichas gráficas (Figura 50), las tablas de sus parámetros resultantes y su ecuación correspondiente.

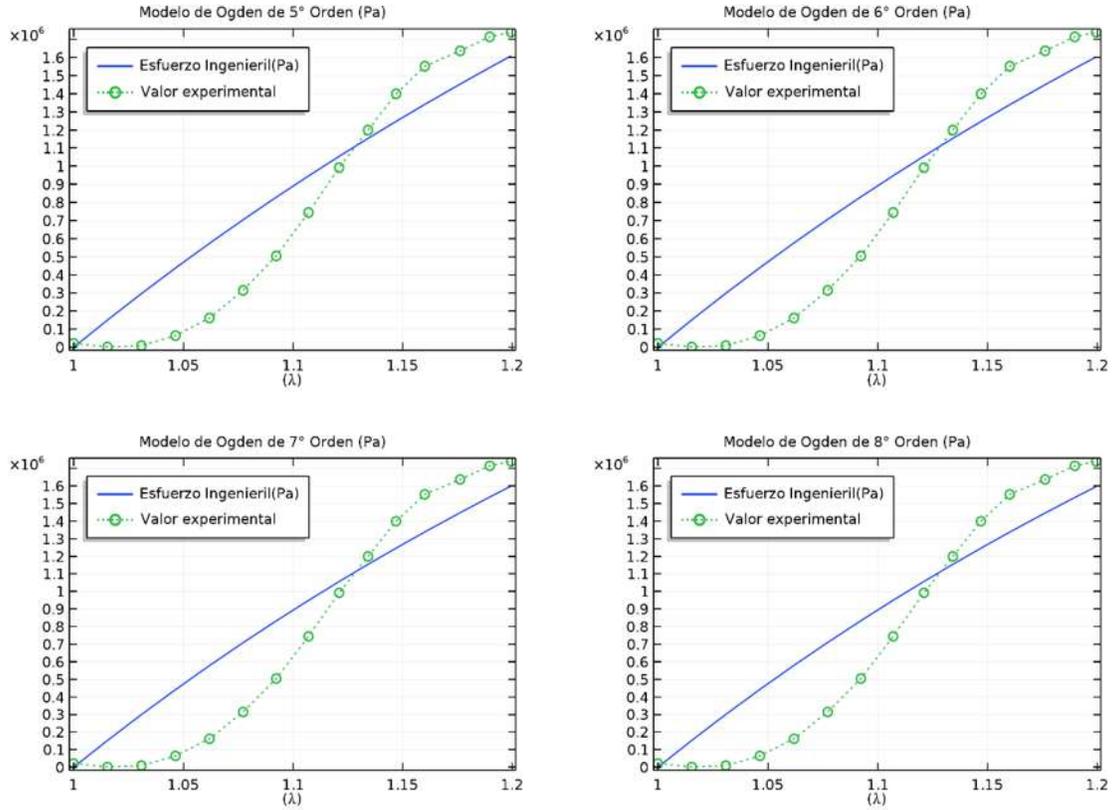


Figura 50. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 5°, 6°, 7° y 8° Orden (Pa).

Ecuación del modelo de Ogden de 5° orden:

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2}-1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2}-1} \right) + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2}-1} \right) + \mu_4 \left(\lambda^{\alpha_4-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_4}{2}-1} \right) + \mu_5 \left(\lambda^{\alpha_5-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_5}{2}-1} \right) \quad \text{Ec. 47}$$

Ecuación del modelo de Ogden de 6° orden:

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2}-1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2}-1} \right) + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2}-1} \right) + \mu_4 \left(\lambda^{\alpha_4-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_4}{2}-1} \right) + \mu_5 \left(\lambda^{\alpha_5-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_5}{2}-1} \right) + \mu_6 \left(\lambda^{\alpha_6-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_6}{2}-1} \right) \quad \text{Ec. 48}$$

Ecuación del modelo de Ogden de 7° orden:

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2}-1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2}-1} \right) + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2}-1} \right) \\ + \mu_4 \left(\lambda^{\alpha_4-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_4}{2}-1} \right) + \mu_5 \left(\lambda^{\alpha_5-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_5}{2}-1} \right) + \mu_6 \left(\lambda^{\alpha_6-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_6}{2}-1} \right) \\ + \mu_7 \left(\lambda^{\alpha_7-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_7}{2}-1} \right) \quad \text{Ec. 49}$$

Ecuación del modelo de Ogden de 8° orden:

$$P_1 = \mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2}-1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2}-1} \right) + \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2}-1} \right) \\ + \mu_4 \left(\lambda^{\alpha_4-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_4}{2}-1} \right) + \mu_5 \left(\lambda^{\alpha_5-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_5}{2}-1} \right) + \mu_6 \left(\lambda^{\alpha_6-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_6}{2}-1} \right) \\ + \mu_7 \left(\lambda^{\alpha_7-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_7}{2}-1} \right) + \mu_8 \left(\lambda^{\alpha_8-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_8}{2}-1} \right) \quad \text{Ec. 50}$$

Tabla 18. Parámetros del modelo de Ogden de 5° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	α_4	α_5
1.1995	1.3258	1.3258	1.3258	1.3258	1.3258
	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)	μ_4 (Pa)	μ_5 (Pa)
	1E6	1E6	1E6	1E6	1E6

Tabla 19. Parámetros del modelo de Ogden de 6° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	α_4	α_5	α_6
1.1995	1.1134	1.1134	1.1134	1.1134	1.1134	1.1134
	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)	μ_4 (Pa)	μ_5 (Pa)	μ_6 (Pa)
	1E6	1E6	1E6	1E6	1E6	1E6

Tabla 20. Parámetros del modelo de Ogden de 7° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	α_4	α_5	α_6	α_7
1.1995	0.9595	0.9595	0.9595	0.9595	0.9595	0.9595	0.9595
	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)	μ_4 (Pa)	μ_5 (Pa)	μ_6 (Pa)	μ_7 (Pa)
	1E6						

Tabla 21. Parámetros del modelo de Ogden de 8° orden.

λ	α_1	α_2	α_3	α_4	α_5	α_6	α_7	α_8
1.1995	0.8430	0.8430	0.8430	0.8430	0.8430	0.8430	0.8430	0.8430
	μ_1 (Pa)	μ_2 (Pa)	μ_3 (Pa)	μ_4 (Pa)	μ_5 (Pa)	μ_6 (Pa)	μ_7 (Pa)	μ_8 (Pa)
	1E6							

Los modelos de Ogden de 2° y 3° orden son los modelos que se aproximan más a los resultados obtenidos por la máquina de tracción, el modelo de segundo orden es el que más se acerca a los datos, sin embargo aún no coincide por completo por lo que se opta por probar otro modelo hiperelástico como el modelo de Mooney-Rivlin, el cual ya se ha probado con el anterior análisis. El modelo hiperelástico de Mooney-Rivlin uno de los modelos más estudiados y utilizados en el análisis de tracción [4, 78, 80-82, 92-96].

El modelo de Ogden, requiere de cierto tiempo de cálculo al tratarse de una función exponencial respecto al modelo de Mooney-Rivlin. A medida que el modelo de Ogden aumentaba su orden el tiempo de cálculo incrementaba más.

Para el modelado en Comsol Multiphysics se propuso el modelo de Mooney-Rivlin de 5 parámetros uniaxial (Ec. 34), como variable de entrada;

$$P_{1_{uni}} = 2(1 - \lambda^{-3}) \left(\begin{aligned} &\lambda C_{10} + 2C_{20}\lambda(I_{1_{uni}} - 3) + C_{11}\lambda(I_{2_{uni}} - 3) \\ &+ C_{01} + 2C_{02}(I_{2_{uni}} - 3) + C_{11}(I_{1_{uni}} - 3) \end{aligned} \right) \quad \text{Ec. 35}$$

Donde $I_{1_{uni}}$ y $I_{2_{uni}}$ son los invariantes isocóricos que se expresan en términos de estiramiento principal λ como:

$$\bar{I}_{1_{uni}} = \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} \right), \bar{I}_{2_{uni}} = \left(2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} \right) \quad \text{Ec. 29, 30}$$

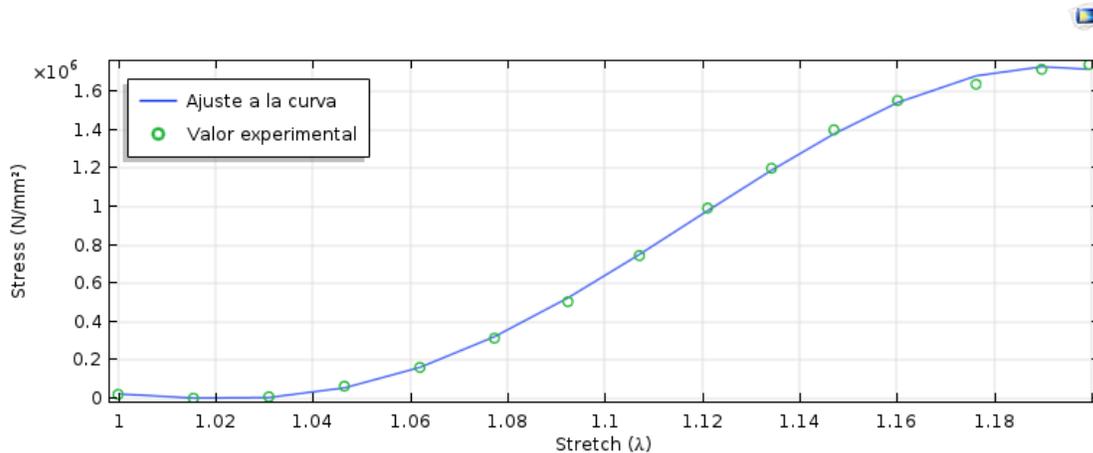


Figura 51. Respuesta del análisis ajustada al modelo de 5 parámetros de Mooney-Rivlin (Pa), segundo ensayo.

En la Figura 51, se observa el análisis que se realizó en Comsol Multiphysics del modelo de 5 parámetros de Mooney-Rivlin, en el cual se puede apreciar el seguimiento de este modelo a los valores obtenidos con la máquina de tracción.

De igual forma como en el modelo Ogden se utilizó el método de Levenberg-Marquardt, para el análisis de regresión mediante mínimos cuadrados, a continuación se muestra la Tabla 22, de los 5 parámetros del modelo de Mooney-Rivlin con una tolerancia de $1E^{-6}$.

Tabla 22. Parámetros C01, C02, C10, C11, C20, del modelo de Mooney-Rivlin.

λ	C01 (Pa)	C02 (Pa)	C10 (Pa)	C11 (Pa)	C20 (Pa)
1.0000	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.0155	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.0310	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.0465	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.0620	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.0773	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.0924	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.1071	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.1211	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.1343	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.1471	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.1602	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.1763	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.1898	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9
1.1995	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9

De igual forma, también se obtuvo la Tabla 23, de los valores globales para cada parámetro de Mooney-Rivlin con respecto a λ .

Tabla 23. Respuesta al análisis ajustado a los 5 parámetros del modelo de Mooney-Rivlin.

λ	C01	C02	C10	C11	C20
1.1995	24566	8.9434E9	-2.3115E5	-8.9487E9	1.3043E9

4.4.1. Comparación de muestras

Se compararon todas las muestras analizadas, tanto del primer ensayo como el segundo, se puede observar que en el primer análisis hubo más iteraciones a diferencia del segundo ensayo, esto se debió a que se dio más tiempo en el equipo de tracción, también en el primer

análisis se trabajó con 30 N y para el segundo análisis fueron 50 N al momento de calibrar la máquina.

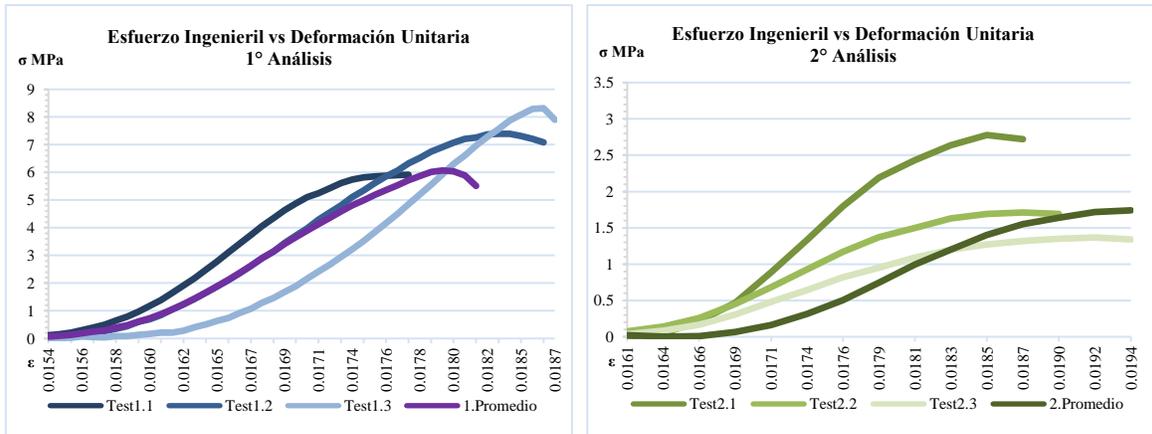


Figura 52. Grafica del Esfuerzo Ingenieril vs la Deformación Unitaria, de la respuesta del ensayo de tracción de las 3 muestras y el promedio del primer y segundo análisis.

En la Figura 52, se muestra la gráfica del esfuerzo vs deformación unitaria, con la finalidad de apreciar la respuesta de los ensayos en el mismo rango. Se observa la desigualdad entre los dos ensayos, como se comentó antes, otro de los factores que pudo hacer esa diferencia es el área de la muestra, puesto que en el primer análisis fue mayor que en el segundo, por lo que el esfuerzo se eleva, como se aprecia.

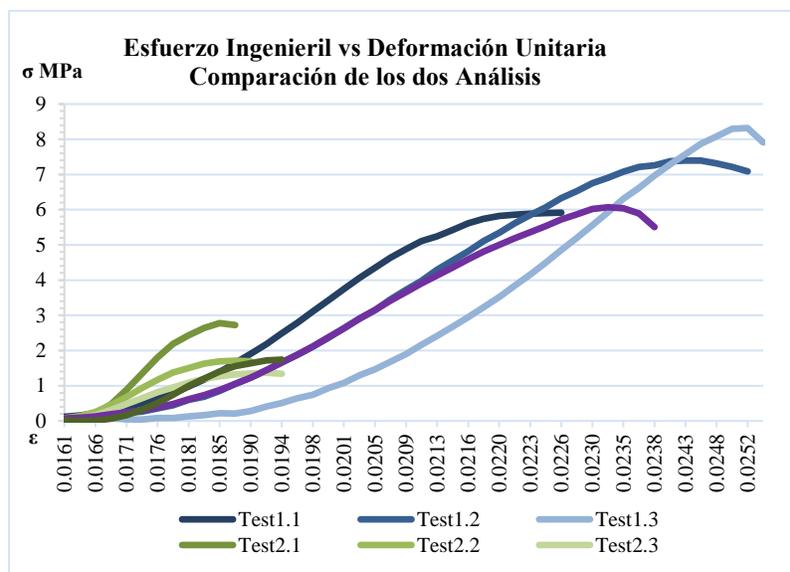


Figura 53. Comparación de las gráficas de Esfuerzo Ingenieril vs la Deformación Unitaria, de la respuesta del ensayo de tracción de las 3 muestras y el promedio del primer y segundo análisis.

Si comparamos de igual forma, la respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden que mejor ajustaron, para los casos del ensayo 1 (5° orden, Figura 41) y el ensayo 2 (2° orden, Figura 47), se puede observar que el modelo trata de ajustarse lo mejor posible, sin embargo en la parte del talón de la forma de J se observa que hay un desfase de datos correspondientes entre el valor experimental y el modelo de Ogden, independientemente de su orden.

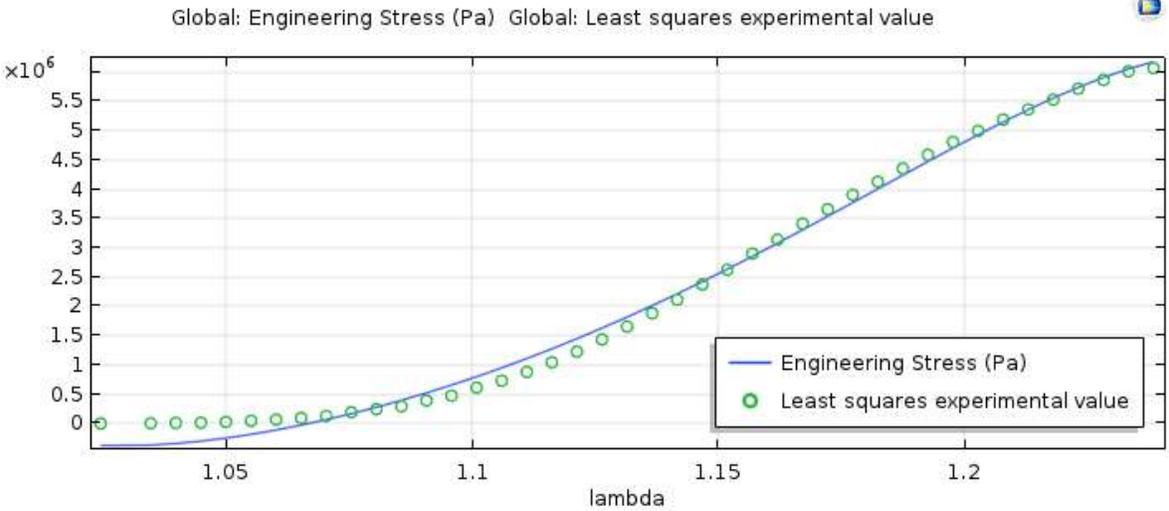


Figura 41. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 5° Orden (Pa).

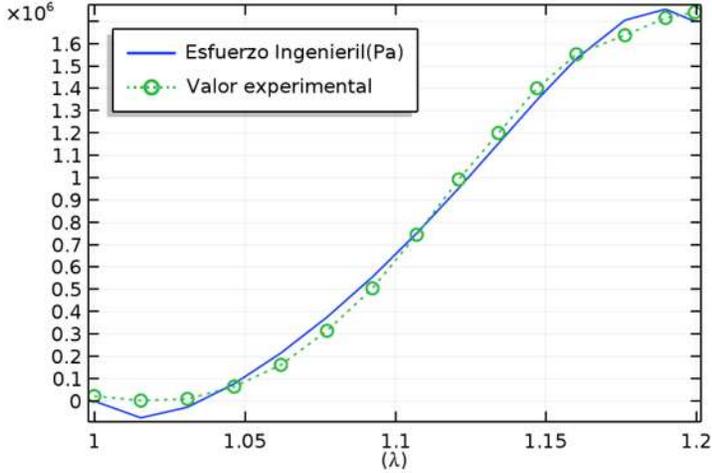


Figura 47. Respuesta del análisis ajustada al modelo de Ogden de 2° Orden (Pa).

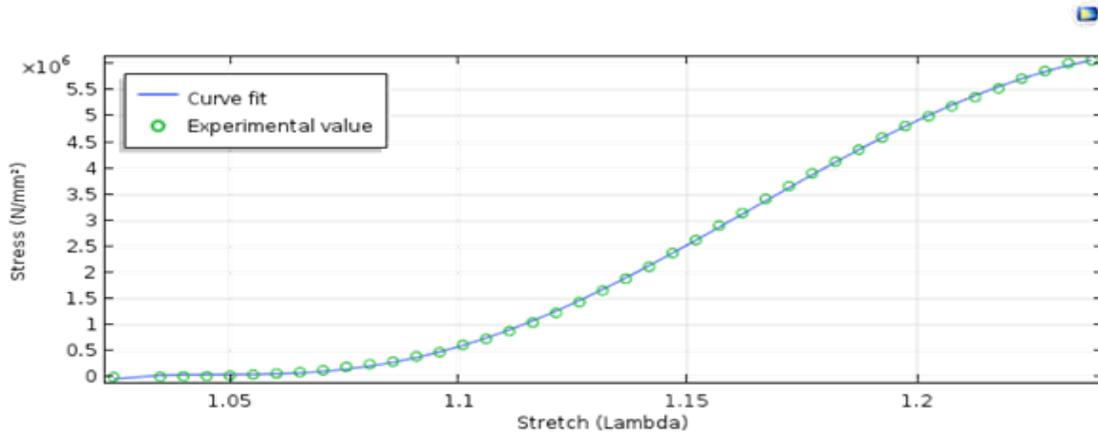


Figura 44. Respuesta del análisis ajustada al modelo de 5 parámetros de Mooney-Rivlin (Pa), primer ensayo (granja).

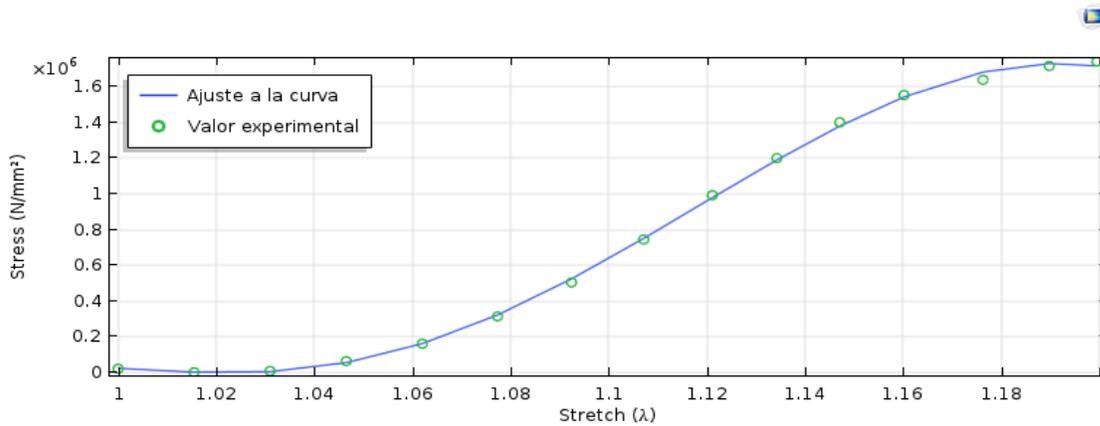


Figura 51. Respuesta del análisis ajustada al modelo de 5 parámetros de Mooney-Rivlin (Pa), segundo ensayo.

Si comparamos de igual forma, la respuesta del análisis ajustada al modelo de Mooney-Rivlin (Figura 44 y Figura 51), que fue el modelo que se ajustó mejor a los datos analizados, se puede observar que el primer ensayo tiene más puntos de ensayo, pero es importante destacar que el mejor modelo hiperelástico para caracterizar el tejido biológico blando porcino lobular es el de Mooney-Rivlin de 5 parámetros sobre el de Ogden.

4.4.2. Modelo de tensión

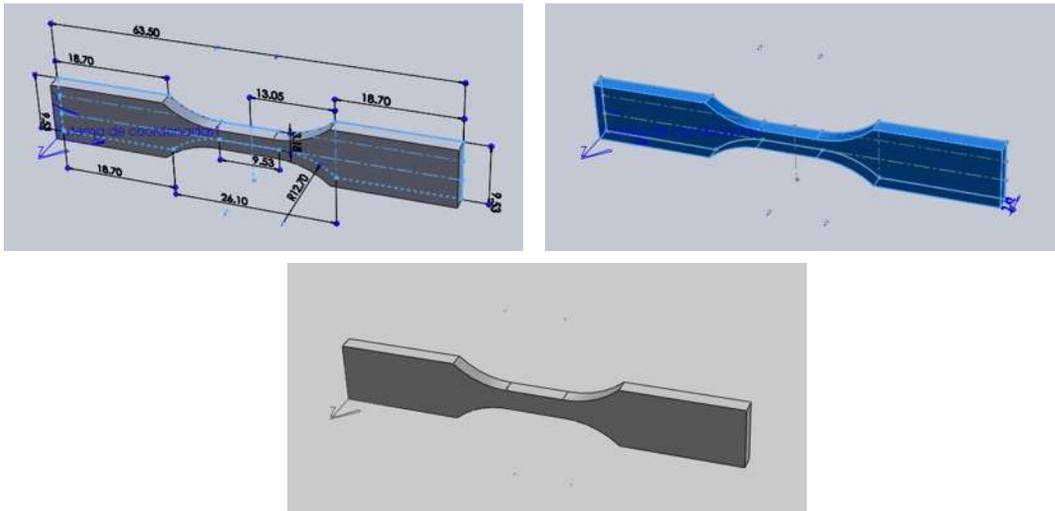


Figura 54. Diseño de probeta para ensayo de tensión diseñada con la norma ASTM D638 en Solidworks.

Se diseñó una probeta para ensayo de tensión bajo la norma ASTM D638 [89] en Solidworks (Figura 54), la que tiene la finalidad de simular la probeta de tejido lobular porcino, por lo que se le dio una extrusión de 2.42 mm, equivalente al espesor promedio. Esta probeta se exportó a Comsol Multiphysic para un análisis de elementos finitos. En la Tabla 24, se puede observar las características correspondientes al mallado por el análisis de elemento finito (Figura 55).

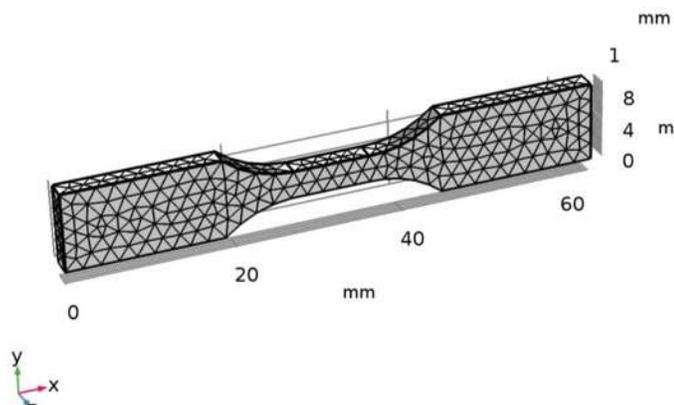


Figura 55. Probeta mallada por elemento finito mediante Comsol Multiphysic.

Tabla 24. Valores para la malla de la probeta de tensión en Comsol Multiphysic.

Descripción	Valor	Ajustes	Valor
Calidad mínima del elemento	0.3145	Tamaño máximo del elemento	2.22
Calidad promedio del elemento	0.7497	Tamaño mínimo del elemento	0.0953
Tetraedro	2177	Factor de curvatura	0.3
Triangulo	936	Resolución de regiones estrechas	0.85
Elemento de borde	205	Tasa máxima de crecimiento de elementos	1.35
Elemento vértice	26	Tamaño predefinido	Extra fino

Tabla 25. Parámetros del material, modelo de Ogden de 5° orden, ensayo 1.

	Expresión	Valor
μ_1	1E6[Pa]	1E6 Pa
α_1	16.960	16.96
μ_2	1E6[Pa]	1E6 Pa
α_2	-8.1314	-8.1314
μ_3	1E6[Pa]	1E6 Pa
α_3	-8.1314	-8.1314
μ_4	1E6[Pa]	1E6 Pa
α_4	-38.718	-38.718
μ_5	1E6[Pa]	16.96
α_5	16.961	1E6 Pa
λ	1.2383	1.2383
P1	$\mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2}-1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2}-1} \right)$ $+ \mu_3 \left(\lambda^{\alpha_3-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_3}{2}-1} \right) + \mu_4 \left(\lambda^{\alpha_4-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_4}{2}-1} \right)$ $+ \mu_5 \left(\lambda^{\alpha_5-1} - \lambda^{\frac{-\alpha_5}{2}-1} \right)$	6.1793E6 Pa

Para este análisis se proporcionaron los parámetros del material de Ogden y de Mooney-Rivlin, que se obtuvieron en los análisis previos de la respuesta ajustada a los modelos hiperelásticos y se simuló un análisis de tensión. En la Tabla 25, se muestran los valores obtenidos como la ecuación utilizada para el modelo de Ogden de 5° orden y en la Figura 56, se muestra la respuesta del análisis de tensión con la probeta.

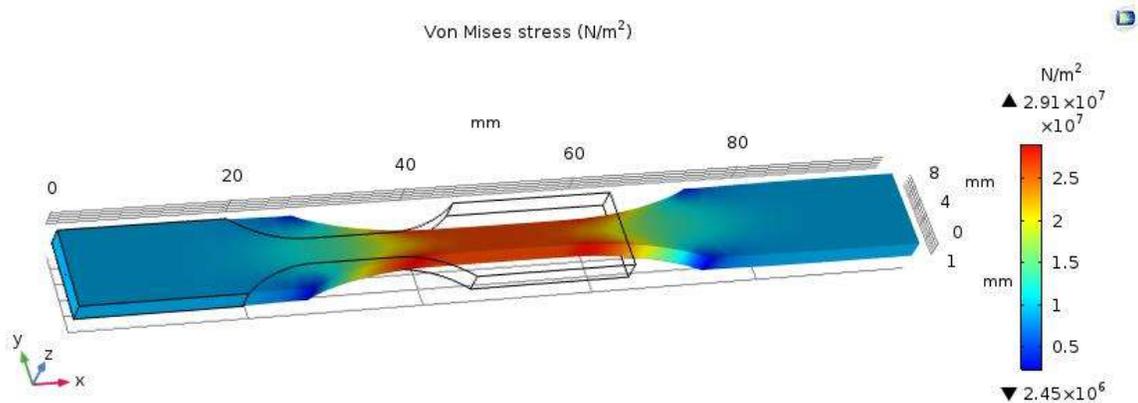


Figura 56. Análisis de tensión en Comsol Multiphysic, Ogden 5ºorden (ensayo 1).

De igual forma para el ensayo 1 con el modelo de Mooney-Rivlin de 5 parámetros, se tiene la Tabla 26, donde se muestran los parámetros obtenidos y la ecuación del modelo utilizada para el análisis de tensión por elemento finito en Comsol Multiphysic (Figura 57).

Tabla 26. Parámetros del material, modelo de Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ensayo 1.

	Expresión	Valor
C01	-8.3847E5[Pa]	-8.3847E5 Pa
C02	4.4353E10[Pa]	4.4353E10 Pa
C10	1.0300E7[Pa]	1.03E7 Pa
C11	-4.4606E10[Pa]	-4.4606E10 Pa
C20	6.6338E9[Pa]	6.6338E9 Pa
λ	1.2383	1.2383
P1	$2(1 - \lambda^{-3}) \left(\begin{array}{l} \lambda C_{10} + 2C_{20}\lambda(I_{1_{uni}} - 3) + C_{11}\lambda(I_{2_{uni}} - 3) \\ + C_{01} + 2C_{02}(I_{2_{uni}} - 3) + C_{11}(I_{1_{uni}} - 3) \end{array} \right)$	6.1746E6 Pa

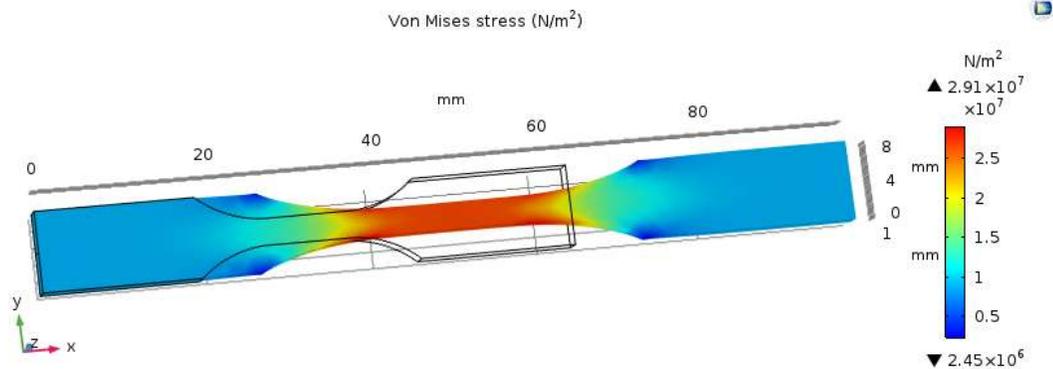


Figura 57. Análisis de tensión en Comsol Multiphysic, Mooney-Rivlin 5 parámetros (ensayo 1).

Para el ensayo 2, también se realizó el análisis de tensión, por lo que a continuación se muestra los datos que se le dieron al análisis para el modelo de Ogden de 2° orden que fue el modelo que mejor se ajustó a los datos.

Tabla 27. Parámetros del material, modelo de Ogden de 2° orden, ensayo 2.

	Expresión	Valor
μ_1	4.07E5	4.07E5
α_1	-51.94	-51.94
μ_2	5.52E5	5.52E5
α_2	24.54	24.54
λ	1.1995	1.1995
P1	$\mu_1 \left(\lambda^{\alpha_1 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_1}{2} - 1} \right) + \mu_2 \left(\lambda^{\alpha_2 - 1} - \lambda^{\frac{-\alpha_2}{2} - 1} \right)$	1.694E6

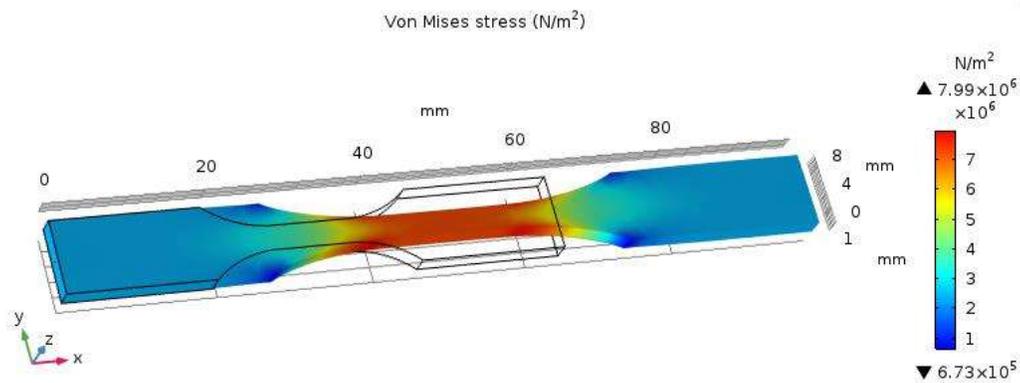


Figura 58. Análisis de tensión en Comsol Multiphysics, Ogden 2°orden (ensayo 2).

De igual forma en la Tabla 28, se presentan los datos que se dieron para el análisis de elemento finito para el modelo de Mooney-Rivlin de 5 parámetros del ensayo 2 y en la Figura 59 el análisis de la probeta en elemento finito.

Tabla 28. Parámetros del material, modelo de Mooney-Rivlin de 5 parámetros, ensayo 2.

	Expresión	Valor
C01	24566[Pa]	24566 Pa
C02	8.9434E9[Pa]	8.9434E9 Pa
C10	-2.3115E5[Pa]	-2.3115E5 Pa
C11	-8.9487E9[Pa]	-8.9487E9 Pa
C20	1.3043E9[Pa]	1.3043E9 Pa
λ	1.1995	1.1995
P	$2(1 - \lambda^{-3}) \left(\lambda C_{10} + 2C_{20}\lambda(I_{1_{uni}} - 3) + C_{11}\lambda(I_{2_{uni}} - 3) \right) + C_{01} + 2C_{02}(I_{2_{uni}} - 3) + C_{11}(I_{1_{uni}} - 3)$	1.7298E6 Pa

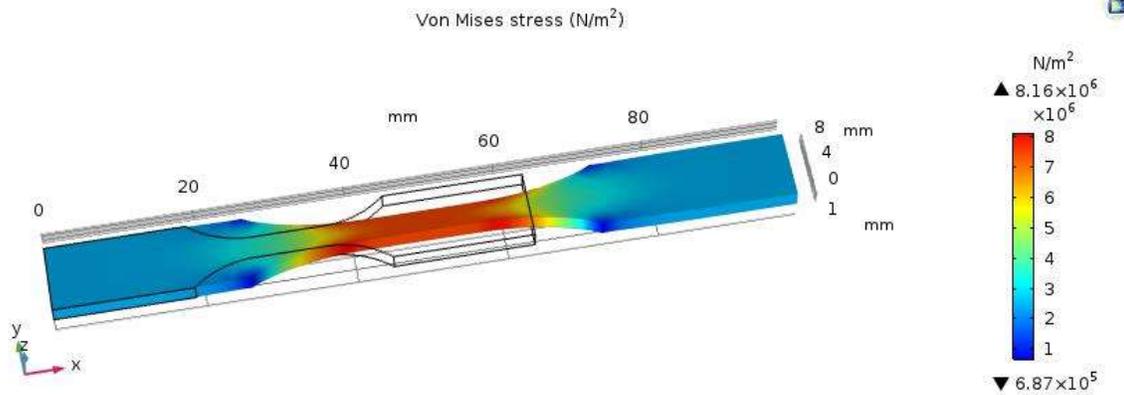


Figura 59. Análisis de tensión en Comsol Multiphysic, Mooney-Rivlin de 5 parámetros (ensayo 2).

Para el primer ensayo, se puede ver en comparación de los dos modelos que se tiene un valor máximo de 2.91×10^7 Pa en ambos casos, esto es por la cantidad de elementos que se consideraron en el análisis de tensión de la muestra de piel porcina. A diferencia del segundo ensayo, que son menos valores que considerar. Para el caso del modelo de Ogden de 2° orden no coincide todos los puntos y se tiene un valor máximo de 7.99×10^6 Pa, mientras que para el modelo de Mooney-Rivlin se tiene un valor 8.16×10^6 Pa, con el cual se puede considerar más viable que el modelo de Ogden de 2° orden ya que no se ajusta también como este.

Capítulo 5.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. CONCLUSIONES

En el primer circuito para analizar la glucosa, con el amplificador operacional Lm324N la señal lleva un ritmo como el de un ECG, que es lo que se buscaba, una señal parecida a la de un ECG sin embargo, no es lo único que se buscaba, sino que hubiera un cambio significativo de voltaje con y sin muestra, pero no se obtuvo un resultado favorecedor en este análisis. Al cambiar al INA128, hubo una notable diferencia en la señal esta era visualmente más parecida a una señal de ECG sin embargo no hay mucha diferencia entre la prueba de 880 nm y el de 1500 nm. Para el tercer caso con el amplificador de instrumentación AD620an, se parece mucho la señal a la del primer caso, con algo de ruido, pero a diferencia de los anteriores casos, aquí si hubo un cambio notable en el aumento del voltaje cuando no había muestra a cuando había muestra, ya que pasó de 20.80 mV a 93.60 mV. Se cambió de circuito y nuevamente se probaron los diferentes led para al final tener la mejor señal posible. Finalmente, el led NIR 1550E fue el que mostró mejor respuesta y con el cual se probó en el dedo, en la mano y en el lóbulo de la oreja, dejando a éste último como el mejor sitio para analizar, ya que en todos los casos la respuesta fue adecuada.

Sin embargo, aún se necesita caracterizar el circuito y hacer más pruebas para así poder definir valores adecuados para la respuesta y emparejarla con los valores reales del glucómetro.

Por otro lado, con el análisis de las propiedades mecánicas de la piel, se presenta un estudio sobre la mecánica de la piel porcina. En detalle, se confirma que la piel porcina muestra un comportamiento constitutivo clásico en forma de J, característica de los tejidos blandos anisotrópicos.

En los tejidos biológicos blandos es común utilizar los modelos constitutivos hiperelásticos del comportamiento mecánico, los cuales son aplicables simulaciones de traumas, lesiones o heridas; cirugías asistidas vía remota, y estudios de tejidos, etc. Para estos estudios los parámetros del modelo por lo regular se determinan por medio de un ajuste de mínimos cuadrados del modelo constitutivo de los datos obtenidos bajo ensayos de tracción, como fue nuestro caso.

Se obtuvieron los modelos de comportamiento hiperelástico para la piel de la oreja de cerdo asumiendo el modelo de Ogden y de Mooney-Rivlin como el modelo matemático.

Con respecto a los modelos de Ogden comparables, se puede observar que el más cercano es el de quinto orden, para el primer caso a diferencia del segundo caso que se ajusta el de segundo orden, a pesar de que se ha trabajado con varias variables, no logra ajustarse del todo, por lo que se opta por probar otro método, el cual sea más preciso, y es como llegamos al modelo de Mooney-Rivlin. Del modelo de Ogden en Comsol se obtuvieron los parámetros de los materiales tales son α , μ y λ , con los cuales se puede simular por elemento finito la piel para ver su comportamiento ante diversas aplicaciones de carga.

El cálculo de los valores de las constantes de Mooney-Rivlin es mucho más rápido que en el modelo de Ogden. Con el modelo Mooney-Rivlin se ha demostrado un mejor desempeño y captura una mejor linealidad de las propiedades mecánicas del material de análisis. Además, con los 5 parámetros obtenidos del modelo Mooney-Rivlin uniaxial, λ , C_{01} , C_{02} , C_{10} , C_{11} y C_{20} , con los cuales se puede llegar a simular la piel para ver el comportamiento ante diversas aplicaciones de carga mediante el método de elemento finito, como en el modelo de Ogden. Estos resultados ayudarán al desarrollo de modelos biomecánicos por elemento finito para reducir análisis de modelos in-vivo de tejido biológico.

En particular, los modelos propuestos predicen la respuesta de tensión deformación resultante del material (piel porcina del lóbulo de la oreja). Esto facilita el diseño y análisis de compuestos similares al proporcionar estimaciones instantáneas de la respuesta mecánica de las muestras analizadas. Las aplicaciones de estos modelos pueden incluir análisis de fallas de tejidos suaves, ya que los modelos estiman los campos de deformación por corte de los

compuestos deseados a partir de los cuales se pueden obtener las distribuciones de energía de corte correspondientes.

Finalmente, este estudio establece el primer modelo constitutivo de lóbulo de oreja porcina, el cual demuestra la anisotropía del tejido biológico blando no lineal.

5.2. RECOMENDACIONES

Este tema de tesis cuenta con muchas áreas de trabajo por hacer, por lo cual se propone para trabajo a futuro;

- Prototipo funcional.
- Experimentación con pacientes.
- Optimización del prototipo.
- Análisis en tejidos.

5.3. ACCIONES DE DIFUSIÓN DERIVADOS DE LA PRESENTE TESIS

- Se presentó una **ponencia** en el “**Congreso Internacional de Investigación Academia Journals Cd. Juárez**”, titulada “*Análisis de elemento finito en un diseño de un clip lobular para medición de glucosa no invasivo*”, Instituto Tecnológico de la Cd. Juárez, Chihuahua. 28-30 de Agosto del 2018.
- Se obtuvo una **publicación** de “**Memorias de Congreso Internacional de Investigación Academia Journals Juarez 2018**”, titulada “Análisis de elemento finito en un diseño de un clip lobular para medición de glucosa no invasivo”, ISSN 1946-5351, Vol. 10, No. 5, 2018. Indizada en EBSCOHost, libro digital ebook "Investigación Multidisciplinaria" Tomo IV, con ISBN 978-1-939982-33-9.
- Se presentó un **poster** en “**VIII Internacional Symposium on Bioengineering**”, titulado “*Primera evaluación de señales de un estudio de niveles de glucosa por un sensor tipo clip*” U.M.S.N.H, Morelia, Mich. 21-22 Noviembre 2018.
- Se presentó un **poster** en “**6to Congreso Internacional RedBiot**”, titulado “*Aplicación del modelo hiperelástico de Ogden a diferentes órdenes en tejido lobular*”

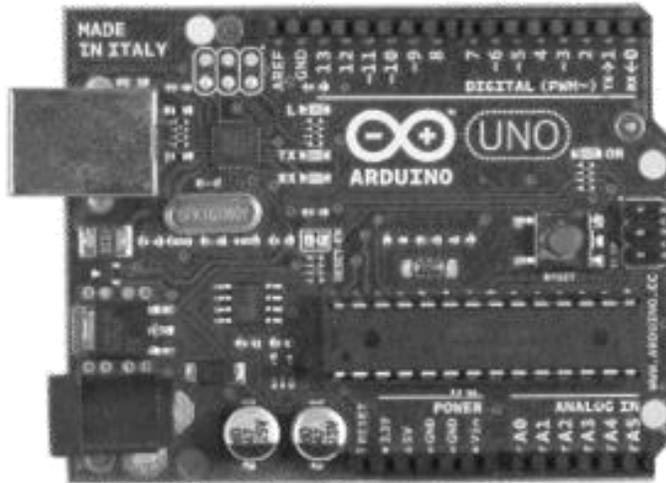
porcino” Facultad de Ciencias Biológicas de la Universidad Autónoma de Nuevo León, 16-18 Octubre 2019.

- Se presentó un **poster** en “**IX Internacional Symposium on Bioengineering**” titulado, “*Comparison of the hyperelastic model of Ogden in porcine earlobe tissue*” U.M.S.N.H, Morelia, Mich. 7-8 Noviembre 2019.
- Se colaboró en el trabajo titulado “*Modelado del comportamiento mecánico de biomaterials para aplicaciones óseas*” el cual se presentó en la modalidad de **poster** en “**IX Internacional Symposium on Bioengineering**” U.M.S.N.H, Morelia, Mich. 7-8 Noviembre 2019.
- Se presentó un **poster** en “**8th International Conference on Mechanics of Biomaterials and Tissues**”, titulado “*Parametrization of a hyperelastic model for porcine earlobe skin tissue*” Hawaii, USA. 15-19 Diciembre 2019.
- Se colaboró en el trabajo titulado “*Mechanical characterization of synthetic mesh for abdominal Wall hernia repair: A Hyperelastic model*” el cual se presentó en la modalidad de **poster** en “**8th International Conference on Mechanics of Biomaterials and Tissues**” Hawaii, USA. 15-19 Diciembre 2019.
- Se colaboró en el trabajo titulado “*Hyperelastic constitutive law of synthetic mesh for hernioplasty*” en “**XXIX International Materials Research Congress**” Agosto 2021.
- Se presentó un **poster en línea** en “**7º Congreso Internacional de la RedBIOT A.C**”, titulado “*Comparación de modelos hiperelásticos, Ogden vs Mooney-Rivlin para sustituir modelos de tejido animal*” Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México. 21-23 Octubre 2020.
- Se presentó en la modalidad de **poster en línea** en “**31st Conference of the European Society for Biomaterials (ESB2021)**”, titulado “*Tensile model through the finite element to obtain the parameters of the mechanical properties of the porcine earlobe tissue*” Porto, Portugal. 5-9 Septiembre 2021.
- Se colaboró en el trabajo titulado “*Mechanical modeling of the porcine abdominal wall through a hyperelastic model*” el cual se presentará en la modalidad de **poster en línea** en “**31st Conference of the European Society for Biomaterials (ESB2021)**”, Porto, Portugal. 5-9 Septiembre 2021.

- Se realizó un artículo para “**International Journal of Impact Engineering**”, titulado “*Parametrization of a hyperelastic model for porcine earlobe skin tissue*”.
- Se realizó un artículo para “**International Journal of Impact Engineering**”, titulado “*Hyperelastic model for porcine lobular tissue*”.

ANEXO A

DATASHEET ARDUINO UNO



Product Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega8U2 programmed as a USB-to-serial converter.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

Index

Technical Specifications

Page 2

How to use Arduino
Programming Environment, Basic Tutorials

Page 6

Terms & Conditions

Page 7

Environmental Policies
half sqm of green via Impatto Zero®

Page 7



radiospares

RADIONICS



Technical Specification



EAGLE files: [arduino_dumilanova_vno_dinlon.zip](#) Schematic: [arduino_vno_schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

the board



radiospares

RADIONICS



Power

The Arduino Uno can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The power pins are as follows:

- **VIN.** The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- **5V.** The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- **3V3.** A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- **GND.** Ground pins.

Memory

The Atmega328 has 32 KB of flash memory for storing code (of which 0,5 KB is used for the bootloader); It has also 2 KB of SRAM and 1 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Uno can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- **Serial: 0 (RX) and 1 (TX).** Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip.
- **External Interrupts: 2 and 3.** These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- **PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11.** Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.
- **SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK).** These pins support SPI communication, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language.
- **LED: 13.** There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.



radiospares

RADIONICS



The Uno has 6 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the [analogReference\(\)](#) function. Additionally, some pins have specialized functionality:

- **I²C: 4 (SDA) and 5 (SCL).** Support I²C (TWI) communication using the [Wire library](#).

There are a couple of other pins on the board:

- **AREF.** Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).
- **Reset.** Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

See also the [mapping between Arduino pins and Atmega328 ports](#).

Communication

The Arduino Uno has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega328 provides UART TTL (5V) serial communication, which is available on digital pins 0 (RX) and 1 (TX). An ATmega8U2 on the board channels this serial communication over USB and appears as a virtual com port to software on the computer. The '8U2 firmware uses the standard USB COM drivers, and no external driver is needed. However, on Windows, an *.inf file is required..

The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the Arduino board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the USB-to-serial chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Uno's digital pins.

The ATmega328 also support I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I2C bus; see the [documentation](#) for details. To use the SPI communication, please see the ATmega328 datasheet.

Programming

The Arduino Uno can be programmed with the Arduino software ([download](#)). Select "Arduino Uno w/ ATmega328" from the Tools > Board menu (according to the microcontroller on your board). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega328 on the Arduino Uno comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.

The ATmega8U2 firmware source code is available . The ATmega8U2 is loaded with a DFU bootloader, which can be activated by connecting the solder jumper on the back of the board (near the map of Italy) and then resetting the 8U2. You can then use [Atmel's FLIP software](#) (Windows) or the [DFU programmer](#) (Mac OS X and Linux) to load a new firmware. Or you can use the ISP header with an external programmer (overwriting the DFU bootloader).



radiospares

RADIONICS



Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Uno is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega328 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Uno is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Uno. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

The Uno contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Uno has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

Physical Characteristics

The maximum length and width of the Uno PCB are 2.7 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.



radiospares

RADIONICS



How to use Arduino



Arduino can sense the environment by receiving input from a variety of sensors and can affect its surroundings by controlling lights, motors, and other actuators. The microcontroller on the board is programmed using the [Arduino programming language](#) (based on [Wiring](#)) and the Arduino development environment (based on [Processing](#)). Arduino projects can be stand-alone or they can communicate with software on running on a computer (e.g. Flash, Processing, MaxMSP).

Arduino is a cross-platform program. You'll have to follow different instructions for your personal OS. Check on the [Arduino site](#) for the latest instructions. <http://arduino.cc/en/Guide/HomePage>

Linux Install

Windows Install

Mac Install

Once you have downloaded/unzipped the arduino IDE, you can Plug the Arduino to your PC via USB cable.

Blink led

Now you're actually ready to "burn" your first program on the arduino board. To select "blink led", the physical translation of the well known programming "hello world", select

**File>Sketchbook>
Arduino-0017>Examples>
Digital>Blink**

Once you have your sketch you'll see something very close to the screenshot on the right.

In Tools>Board select

Now you have to go to
Tools>SerialPort
and select the right serial port, the one arduino is attached to.

```
File Edit Sketch Tools Help
Blink
1 int ledPin = 13; // LED connected to digital pin 13
2
3 // The setup() method runs once, when the sketch starts
4
5 void setup() {
6   // initialize the digital pin as an output:
7   pinMode(ledPin, OUTPUT);
8 }
9
10 // the loop() method runs over and over again,
11 // as long as the board has power
12
13 void loop()
14 {
15   digitalWrite(ledPin, HIGH); // set the LED on
16   delay(1000); // wait for a second
17   digitalWrite(ledPin, LOW); // set the LED off
18   delay(1000); // wait for a second
19 }
20
```

Press Compile button (to check for errors)

Upload

TX RX Flashing

Blinking Led!

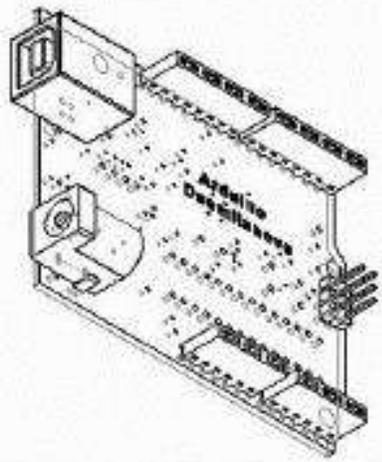
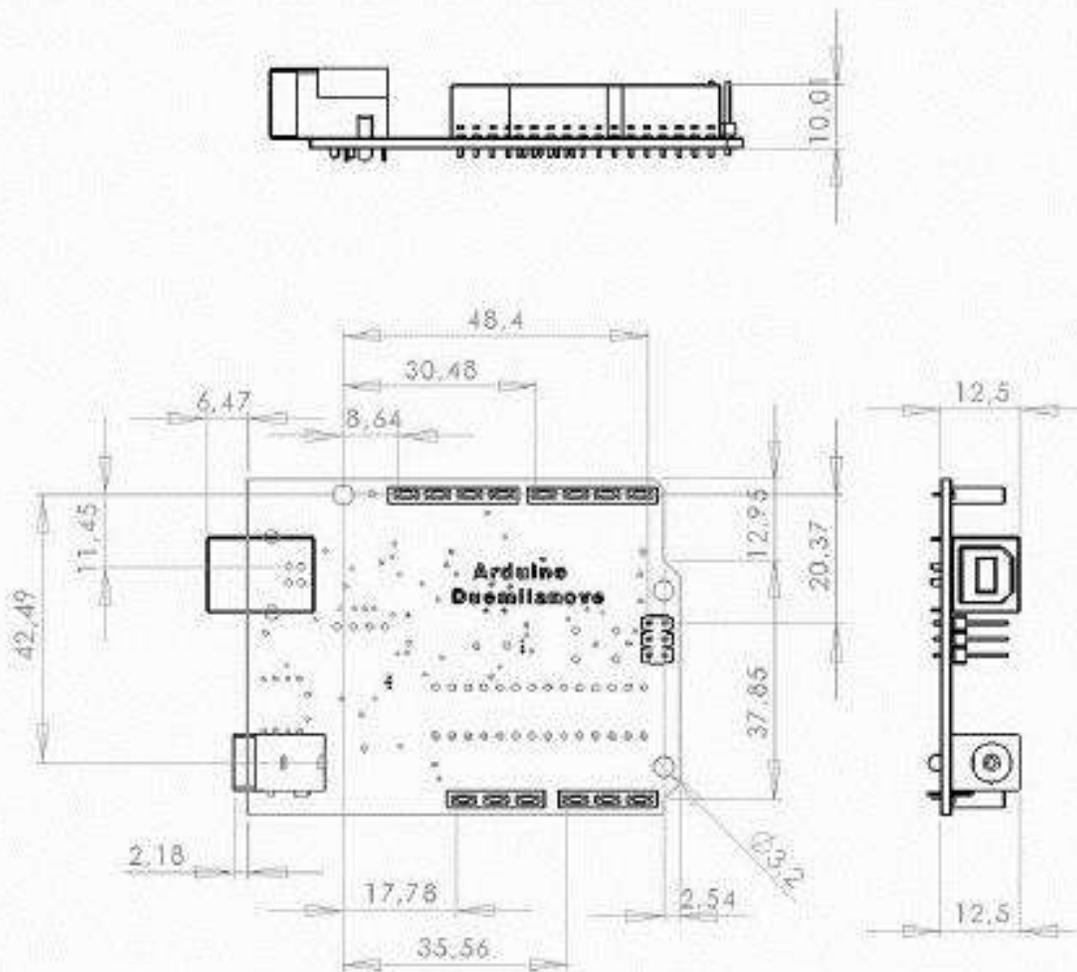


radiospares

RADIONICS



Dimensioned Drawing



radiospares

RADIONICS



ANEXO B

DATASHEET DEL LED 1550E, ULTRA BRIGHT NIR LED



Ultra Bright NIR, Epoxy-Encased LED, 1550 nm

LED1550E 

Description

The LED1550E emits light with a spectral output centered at 1500 nm. This LED is composed of heterostructures (HS) grown on an InGaAsP substrate. The diode is encapsulated in a round clear epoxy casing with a 5 mm diameter.

Specifications

Absolute Max Ratings*	
Specification	Max
Power Dissipation	120 mW
Reverse Voltage	5 V
DC Forward Current	100 mA
Forward Voltage at 20 mA	1.5 V
Reverse Current ^b	10 μ A
Pulsed Current ^c	1000 mA
Operating Temperature	-40 to 100 °C
Storage Temperature	-40 to 100 °C



Optical Specifications	
	Typical
Center Wavelength	1500 nm (\pm 50 nm)
FWHM	100 nm
Half Viewing Angle	15°
Forward Voltage at 20 mA	1.2 V
Forward Optical Power at 20 mA	1.2 mW
Total Optical Power at 20 mA	2.0 mW
Rise (Fall) Time	10 (10) ns

a. All maximum measurements specified are at 25 °C.
 b. $V_r = -5$ V
 c. 1 ms Pulse with 10% Duty Cycle

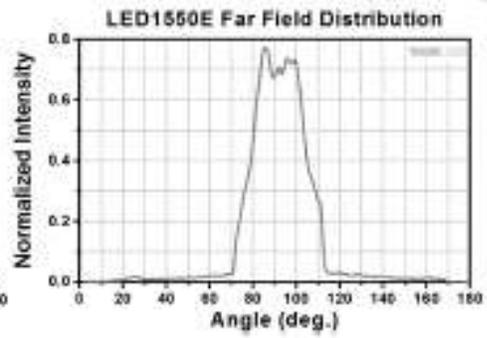
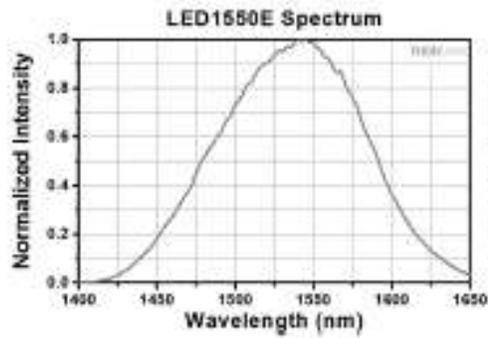
Soldering Specifications	
	Conditions
Dip Soldering	295 °C \pm 5 °C, for less than 3 seconds
Hand Soldering	260 °C \pm 5 °C, for less than 5 seconds
Reflow Soldering	Preheating: 70 °C to 80 °C, for 30 seconds Soldering: 245 °C \pm 5 °C, for less than 5 seconds

Cleaning Solvents							
Solvent	Ethyl Alcohol	Isopropyl Alcohol	Propanol	Acetone	Chloroform	Trichloroethylene	MKS
Approved	Yes	Yes	Yes	No	No	No	No

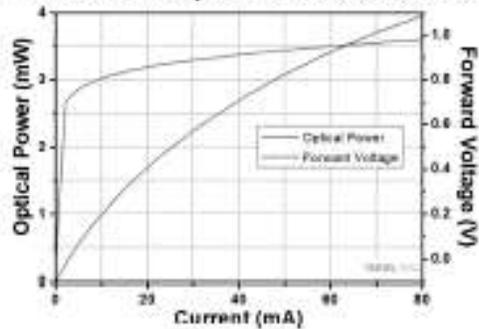
Thorlabs, Inc.
1100 Walnut Street, Suite 200, Newark, NJ 07102

July 5, 2019
15392-501, Rev C
www.thorlabs.com/contact

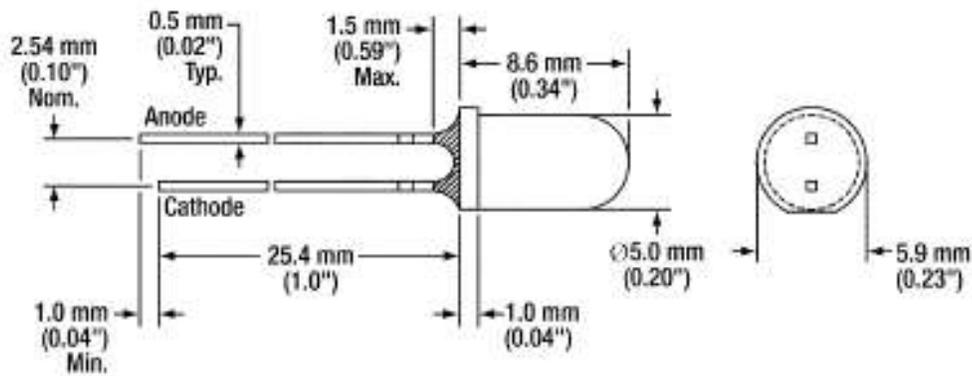
Typical Performance Plots



LED1550E Sample L-I-V Characteristics



Drawing

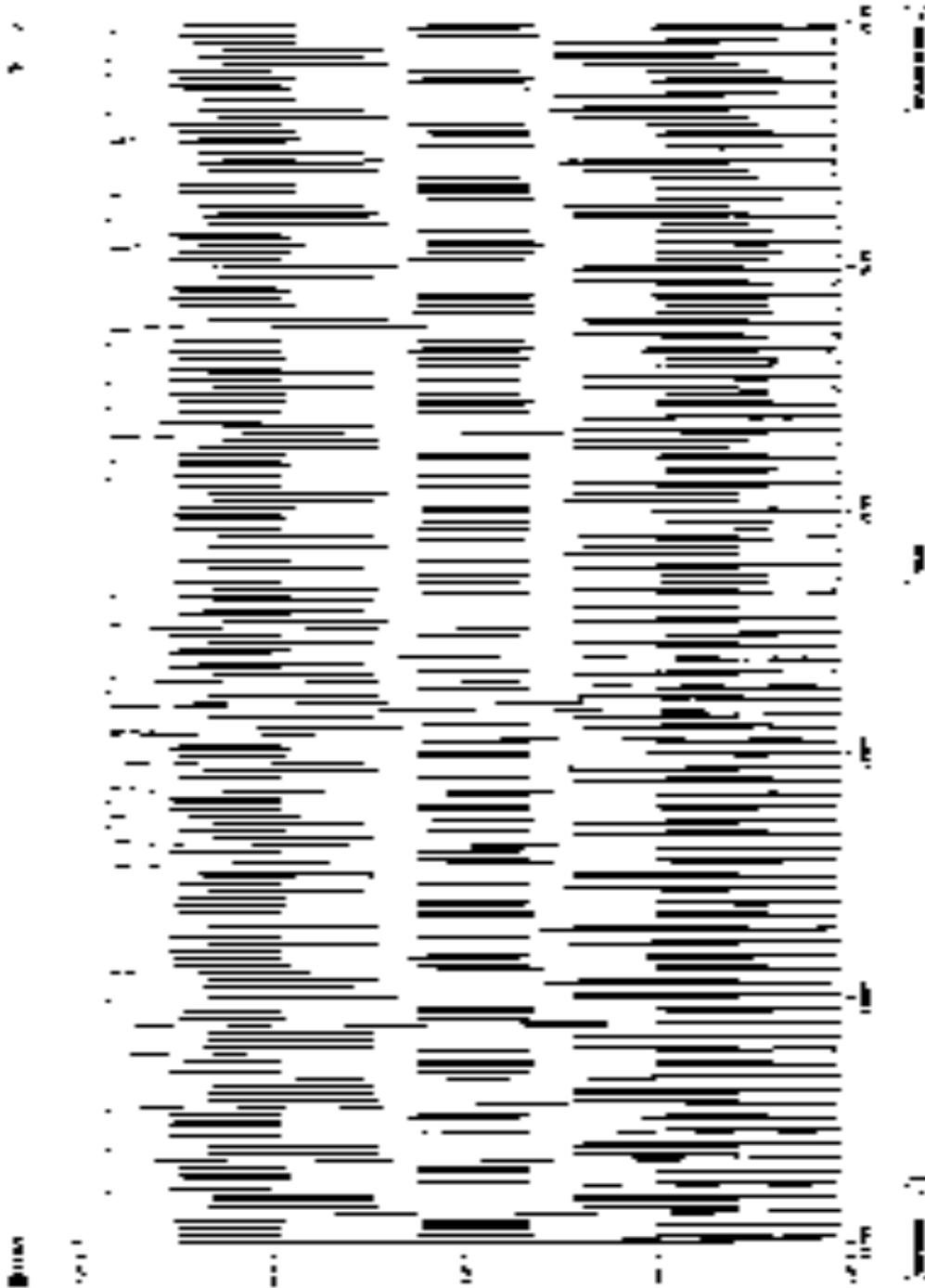


Precautions and Warranty Information

These products are ESD (electro static discharge) sensitive and as a result are not covered under warranty. In order to ensure the proper functioning of an LED care must be given to maintain the highest standards of compliance to the maximum electrical specifications when handling such devices. The LEDs are particularly sensitive to any voltage that exceeds the absolute maximum ratings of the product. Any applied voltage in excess of the maximum specification will cause damage and possible complete failure to the product. The user must use handling procedures that prevent any electro static discharges or other voltage surges when handling or using these devices.

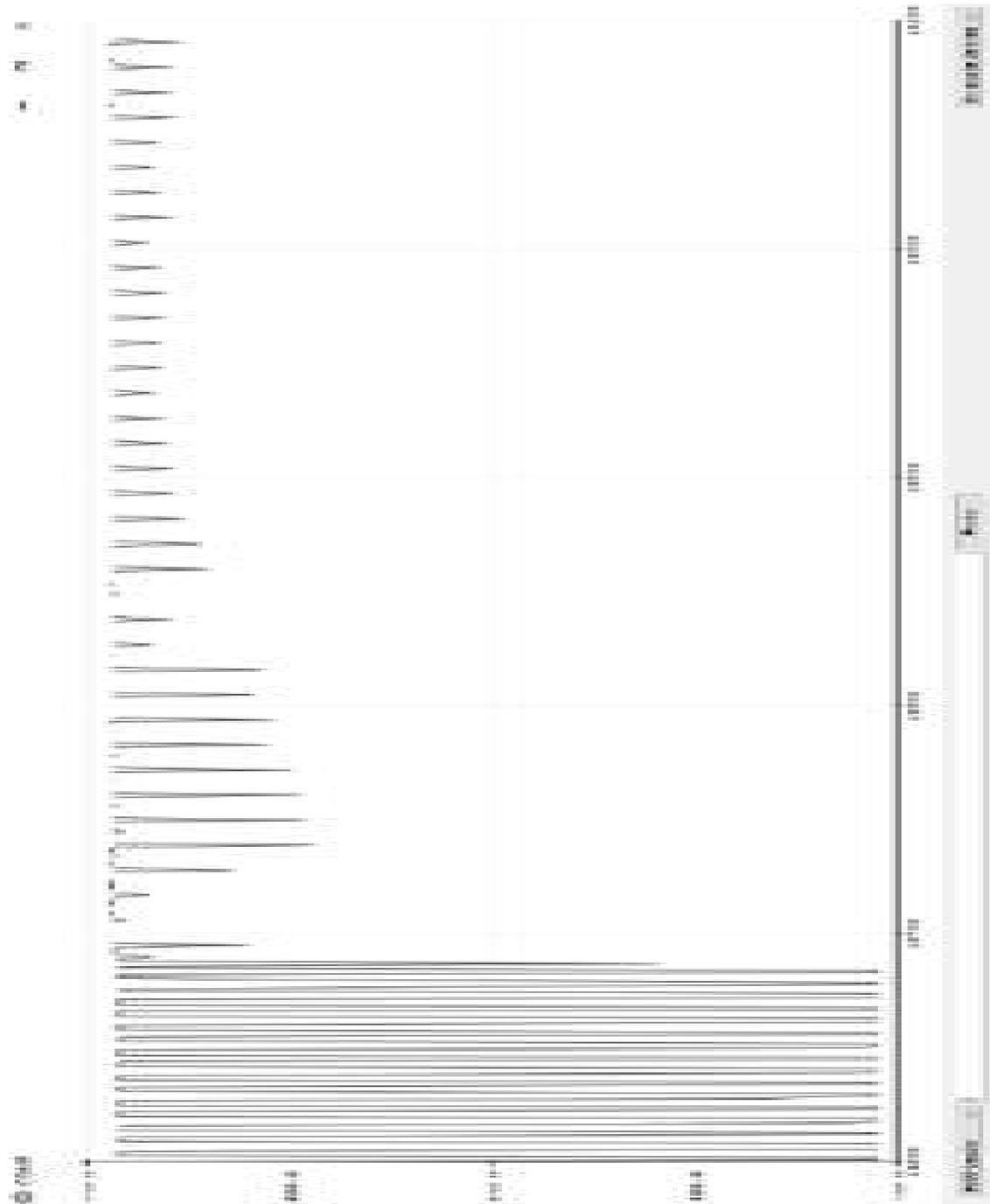
ANEXO C

SEÑAL AMPLIFICADA OBTENIDA EN ARDUINO, IMAGEN CON OBSTRUCCIÓN DEL FOTOTRANSISTOR.



ANEXO D

SEÑAL AMPLIFICADA OBTENIDA EN ARDUINO, IMAGEN SIN OBSTRUCCIÓN A LUZ DIRECTA.



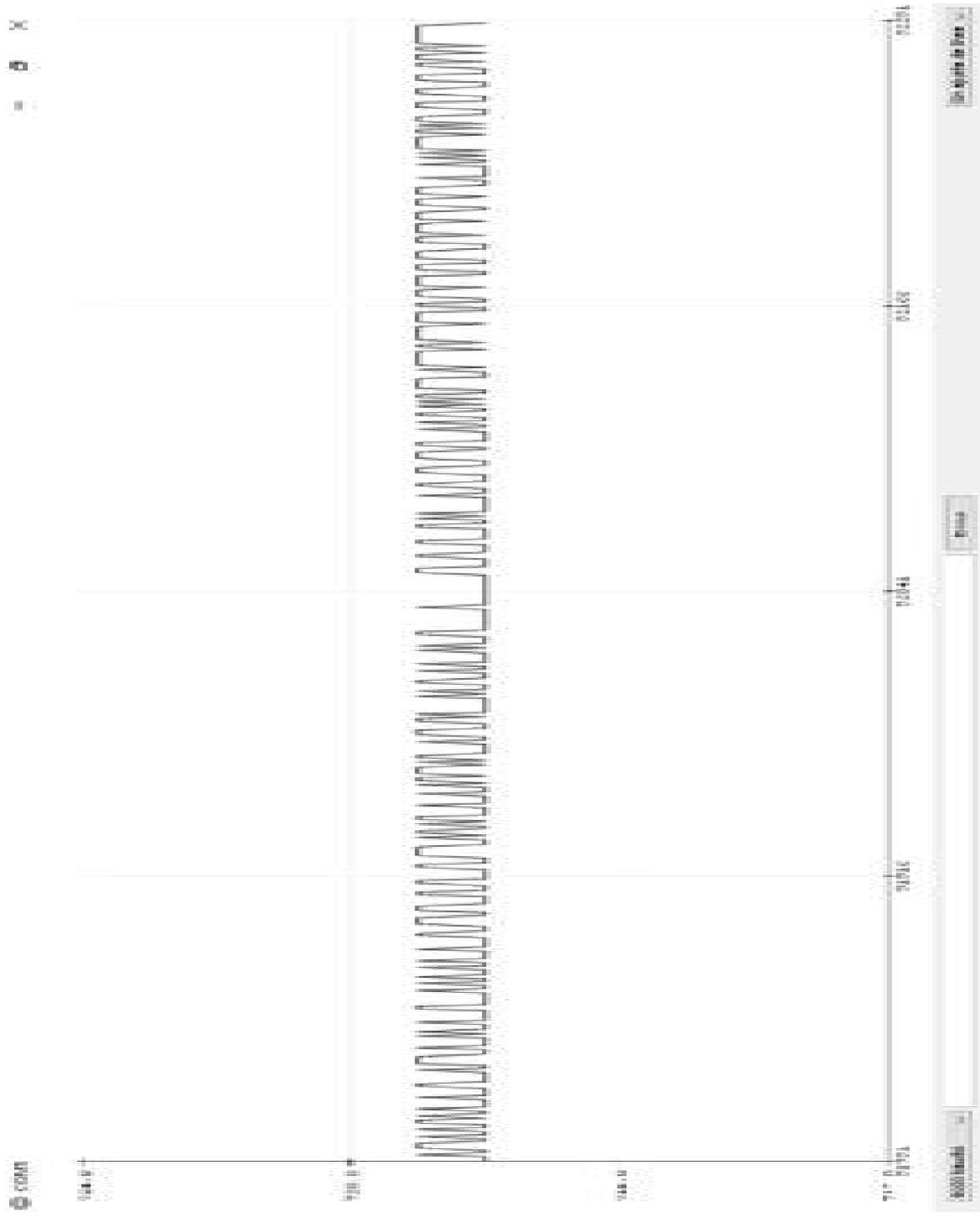
ANEXO E

SEÑAL AMPLIFICADA Y OBTENIDA DEL ARDUINO, SIN OBSTRUCCIÓN.



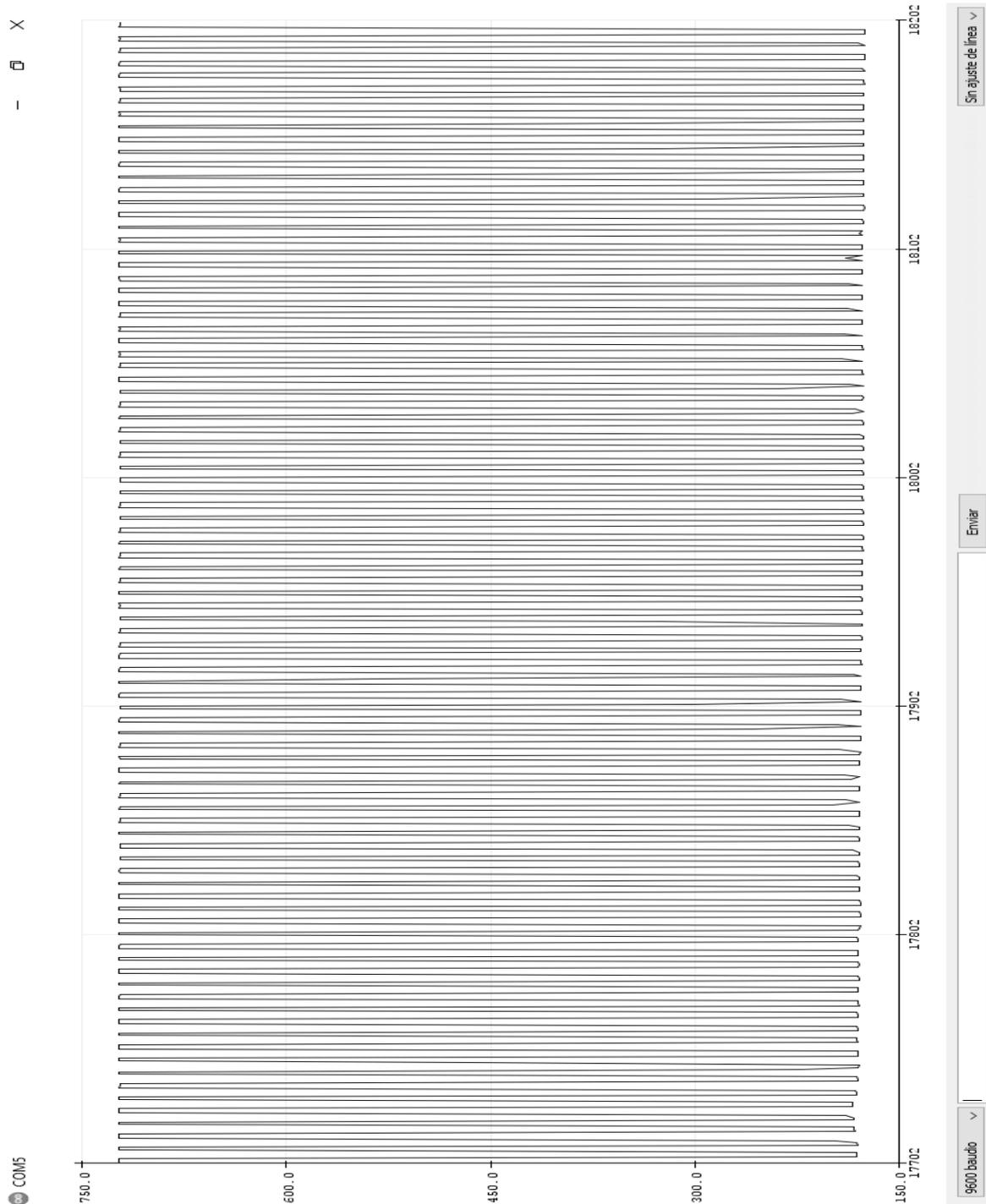
ANEXO F

SEÑAL AMPLIFICADA Y OBTENIDA DEL ARDUINO, CON OBSTRUCCIÓN DEL FOTOTRANSISTOR CON DEDO.



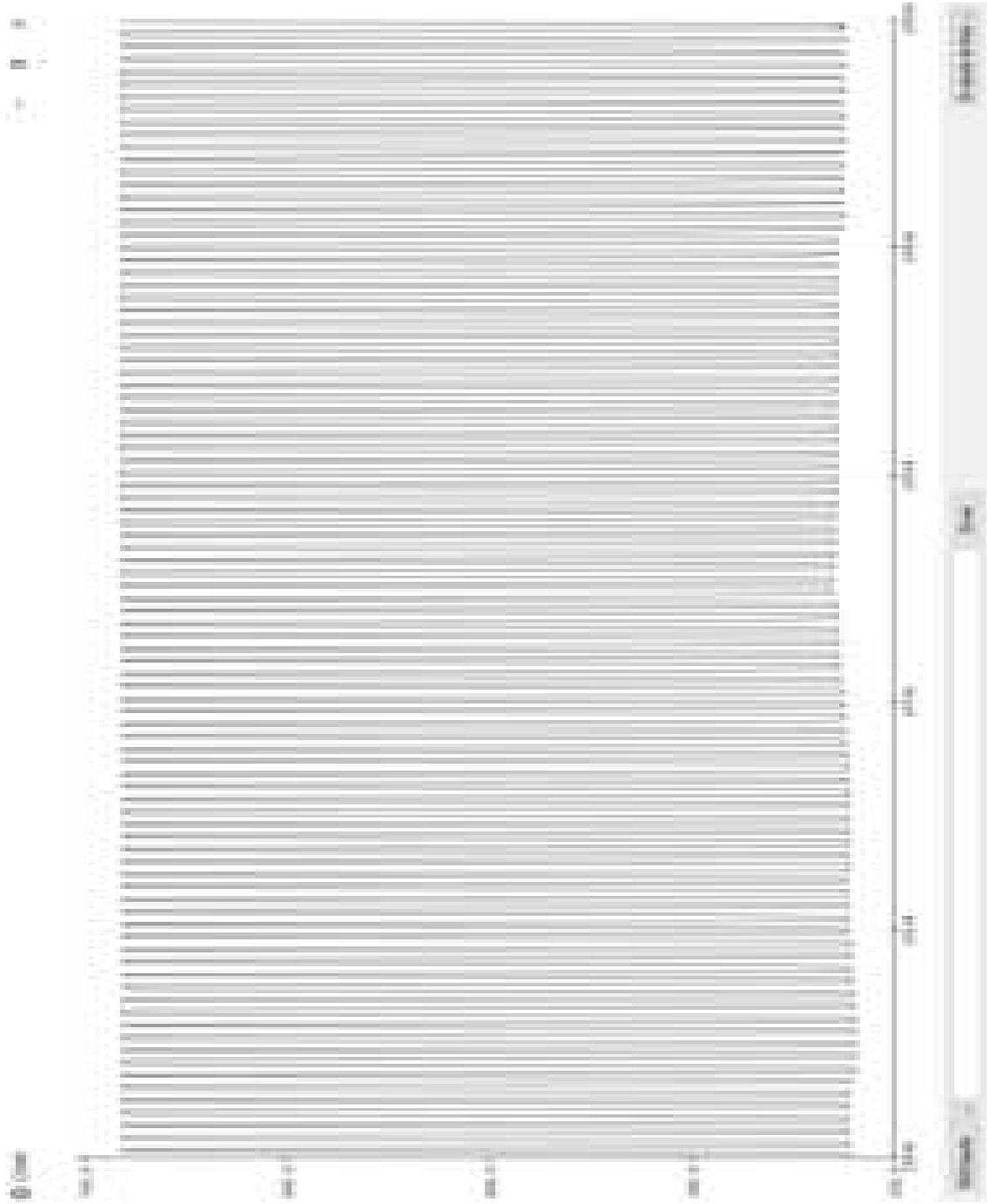
ANEXO G

SEÑAL AMPLIFICADA Y OBTENIDA DE ARDUINO, CON OBSTRUCCIÓN DEL FOTOTRANSISTOR CON LÓBULO DE OREJA.



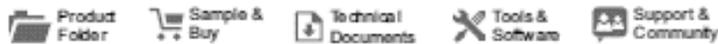
ANEXO H

SEÑAL AMPLIFICADA Y OBTENIDA DE ARDUINO, CON OBSTRUCCIÓN DEL FOTOTRANSISTOR CON DEDO.



ANEXO I

DATASHEET DEL AMPLIFICADOR OPERACIONAL Lm324N



LM224K, LM224KA, LM324, LM324A, LM324K, LM324KA, LM2902
LM124, LM124A, LM224, LM224A, LM2902V, LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV

SLOS066W – SEPTEMBER 1975 – REVISED MARCH 2015

LMx24, LMx24x, LMx24xx, LM2902, LM2902x, LM2902xx, LM2902xxx Quadruple Operational Amplifiers

1 Features

- 2-kV ESD Protection for:
 - LM224K, LM224KA
 - LM324K, LM324KA
 - LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV
- Wide Supply Ranges
 - Single Supply: 3 V to 32 V (26 V for LM2902)
 - Dual Supplies: ± 1.5 V to ± 16 V (± 13 V for LM2902)
- Low Supply-Current Drain Independent of Supply Voltage: 0.8 mA Typical
- Common-Mode Input Voltage Range Includes Ground, Allowing Direct Sensing Near Ground
- Low Input Bias and Offset Parameters
 - Input Offset Voltage: 3 mV Typical
A Versions: 2 mV Typical
 - Input Offset Current: 2 nA Typical
 - Input Bias Current: 20 nA Typical
A Versions: 15 nA Typical
- Differential Input Voltage Range Equal to Maximum-Rated Supply Voltage: 32 V (26 V for LM2902)
- Open-Loop Differential Voltage Amplification: 100 V/mV Typical
- Internal Frequency Compensation
- On Products Compliant to MIL-PRF-38535, All Parameters are Tested Unless Otherwise Noted. On All Other Products, Production Processing Does Not Necessarily Include Testing of All Parameters.

2 Applications

- Blu-ray Players and Home Theaters
- Chemical and Gas Sensors
- DVD Recorders and Players
- Digital Multimeter: Bench and Systems
- Digital Multimeter: Handhelds
- Field Transmitter: Temperature Sensors
- Motor Control: AC Induction, Brushed DC, Brushless DC, High-Voltage, Low-Voltage, Permanent Magnet, and Stepper Motor
- Oscilloscopes
- TV: LCD and Digital
- Temperature Sensors or Controllers Using Modbus
- Weigh Scales

3 Description

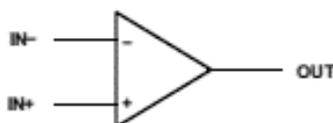
These devices consist of four independent high-gain frequency-compensated operational amplifiers that are designed specifically to operate from a single supply or split supply over a wide range of voltages.

Device Information⁽¹⁾

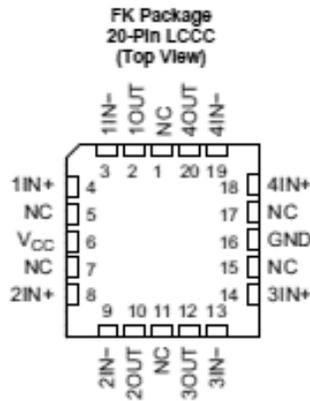
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LMx24, LMx24x, LMx24xx, LM2902, LM2902x, LM2902xx, LM2902xxx	SOIC (14)	8.65 mm × 3.91 mm
	CDIP (14)	19.56 mm × 6.67 mm
	PDIP (14)	19.30 mm × 6.35 mm
	CFP (14)	9.21 mm × 5.97 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm × 4.40 mm
	SO (14)	9.20 mm × 5.30 mm
	SSOP (14)	6.20 mm × 5.30 mm
LM124, LM124A	LCCC (20)	8.90 mm × 8.90 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

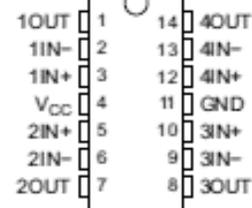
Symbol (Each Amplifier)



5 Pin Configuration and Functions



D, DB, J, N, NS, PW, W
14-Pin SOIC, SSOP, CDIP, PDIP, SO, TSSOP, CFP
(Top View)



Pin Functions

PIN			I/O	DESCRIPTION
NAME	LCCC NO.	SOIC, SSOP, CDIP, PDIP, SO, TSSOP, CFP NO.		
1IN-	3	2	I	Negative Input
1IN+	4	3	I	Positive Input
1OUT	2	1	O	Output
2IN-	9	6	I	Negative Input
2IN+	8	5	I	Positive Input
2OUT	10	7	O	Output
3IN-	13	9	I	Negative Input
3IN+	14	10	I	Positive Input
3OUT	12	8	O	Output
4IN-	19	13	I	Negative Input
4IN+	18	12	I	Positive Input
4OUT	20	14	O	Output
GND	16	11	—	Ground
NC	1	—	—	Do not connect
	5			
	7			
	11			
	15			
V _{CC}	6	4	—	Power supply

6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)⁽¹⁾

	LM2902		LMx24, LMx24x, LMx24xx, LM2902x, LM2902xx, LM2902xxx		UNIT
	MIN	MAX	MIN	MAX	
Supply voltage, V_{CC} ⁽²⁾	±13	26	±16	32	V
Differential Input voltage, V_{ID} ⁽³⁾		±26		±32	V
Input voltage, V_I (either Input)	-0.3	26	-0.3	to 32	V
Duration of output short circuit (one amplifier) to ground at (or below) $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_{CC} \leq 15\text{ V}$ ⁽⁴⁾	Unlimited		Unlimited		
Operating virtual junction temperature, T_J	150		150		$^\circ\text{C}$
Case temperature for 60 seconds	FK package		260		$^\circ\text{C}$
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds	J or W package		300		$^\circ\text{C}$
Storage temperature, T_{stg}	-65	150	-65	150	$^\circ\text{C}$

- (1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions* is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.
- (2) All voltage values (except differential voltages and V_{CC} specified for the measurement of I_{OS}) are with respect to the network GND.
- (3) Differential voltages are at IN+, with respect to IN-.
- (4) Short circuits from outputs to VCC can cause excessive heating and eventual destruction.

6.2 ESD Ratings

		VALUE	UNIT
LM224K, LM224KA, LM324K, LM324KA, LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV			
$V_{(ESD)}$ Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±2000	V
	Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101	±1000	
LM124, LM124A, LM224, LM224A, LM324, LM324A, LM2902, LM2902V			
$V_{(ESD)}$ Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±500	V
	Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101	±1000	

- (1) JEDEC document JEP155 states that 500-V HBM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

6.3 Recommended Operating Conditions

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

	LM2902		LMx24, LMx24x, LMx24xx, LM2902x, LM2902xx, LM2902xxx		UNIT
	MIN	MAX	MIN	MAX	
V_{CC} Supply voltage	3	26	3	30	V
V_{CM} Common-mode voltage	0	$V_{CC} - 2$	0	$V_{CC} - 2$	V
T_A Operating free air temperature	LM124		-55	125	$^\circ\text{C}$
	LM2904	-40	125		
	LM324		0	70	
	LM224		-25	85	

ANEXO J

DATASHEET DEL LED 880 nm, INFRARED EMITTER MTE8800N1

Peak Emission Wavelength: 880nm

The MTE8800N1 consists of a 880nm high output infrared diode in a water-clear 5mm plastic molded package. Custom package solutions and sorting are available.

FEATURES

- > High Output Power
- > Narrow Beam Angle
- > High Reliability
- > Excellent Optical / Mechanical Axis Alignment

APPLICATIONS

- > Optical Switches & Sensors
- > Optical Position Sensing / Security Systems
- > Medical Applications / Optical Communication
- > Currency Validation / Light Curtain



Absolute Maximum Ratings (Ta=25°C)

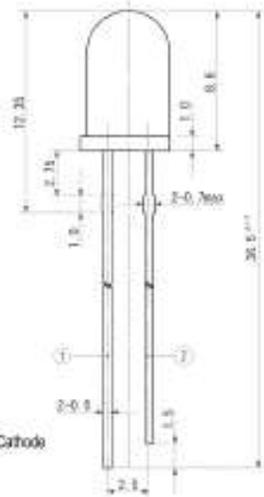


ITEMS	SYMBOL	RATINGS	UNIT
Forward Current (DC)	IF	100	mA
Forward Current (Pulse)*1	IFP	1	A
Reverse Voltage	VR	5	V
Power Dissipation	PD	180	mW
Operating Temperature Range	Topr	-20 ~ +80	°C
Storage Temperature Range	Tstg	-30 ~ +100	°C
Junction Temperature	TJ	100	°C
Lead Soldering Temperature*2	Tls	260	°C

*1: Tw=10μsec, T=10msec. *2: Time 5 Sec max. Position: Up to 3mm from the body.

Electrical & Optical Characteristics (Ta = 25°C)

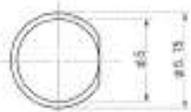
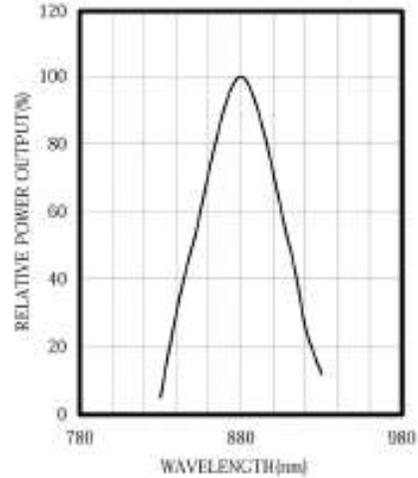
ITEMS	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
Power Output	PO	IF=50mA	--	11.0	--	mW
Forward Voltage	VF	IF=50mA	--	1.45	1.8	V
Reverse Current	IR	VR=5V	--	--	10	μA
Peak Emission Wavelength	λp	IF=50mA	--	880	--	nm
Spectral Line Half Width	Δλ	IF=50mA	--	60	--	nm
Half Intensity Beam Angle	θ	IF=50mA	--	±12	--	deg
Rise Time	Tr	IFP=50mA	--	1.5	--	μS
Fall Time	Tf	IFP=50mA	--	0.8	--	μS
Junction Capacitance	Cj	1MHz, V=0V	--	15	--	pF
Temperature Coefficient of PO	P/T	IF=10mA	--	-0.5	--	%/°C
Temperature Coefficient of VF	V/T	IF=10mA	--	-1.5	--	mV/°C



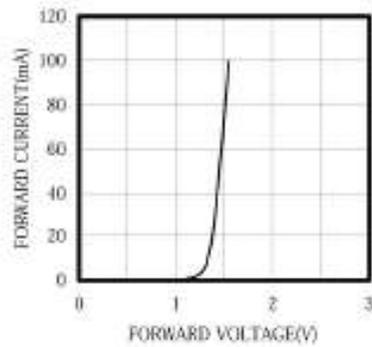
① Anode

② Cathode

SPECTRAL OUTPUT

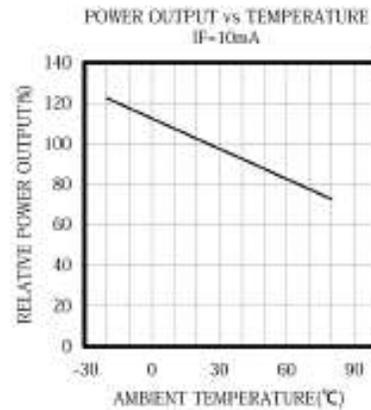
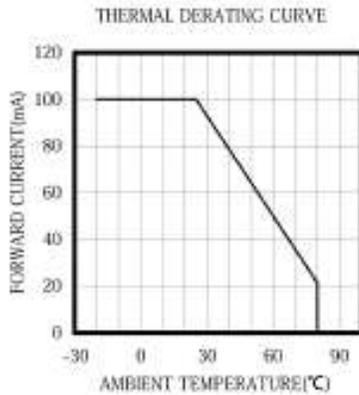
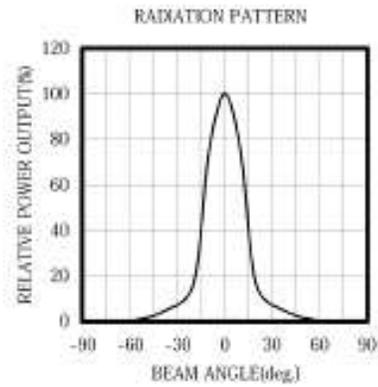
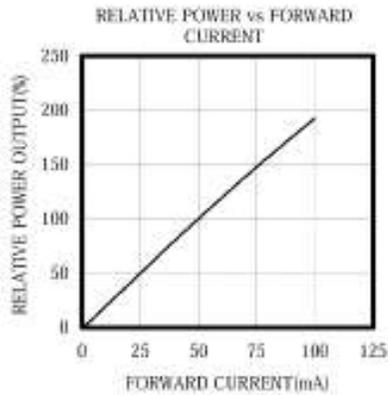


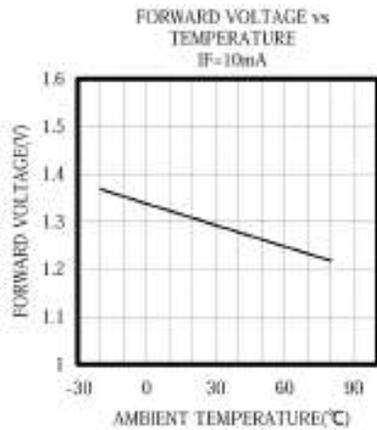
FORWARD I-V CHARACTERISTICS



Unit: mm, Tolerance: ± 0.2

2012-05-17





The information contained herein is subject to change without notice.

2012-05-17

Global Headquarters, 3 Northway Lane North, Latham, NY 12110, USA www.marktechopto.com

TOLL FREE: 1-800-984-5337 • PHONE: 518-956-2980 • FAX: 518-785-4725 • EMAIL: info@marktechopto.com



ANEXO K

DATASHEET DEL FOTODIODO FDG03.



Ge Photodiode



FDG03

Description

The Thorlabs FDG03 photodiode is ideal for measuring both pulsed and CW fiber light sources, by converting the optical power to an electrical current. The detector is in a TO-5 package with an anode, cathode, and case connection. The photodiode anode produces a current, which is a function of the incident light power and the wavelength. The responsivity $\mathfrak{R}(\lambda)$, can be read from the plot on the following page to estimate the amount of photocurrent to expect. This can be converted to a voltage by placing a load resistor (R_L) from the photodiode anode to the circuit ground. The output voltage is derived as:

$$V_o = P \times \mathfrak{R} \times R_L$$

The bandwidth, f_{BW} , and the rise time response, t_r , are determined from the diode capacitance, C_j , and the load resistance, R_L , as shown below. The diode capacitance can be lowered by placing a bias voltage from the photodiode cathode to the circuit ground.

$$f_{BW} = \frac{1}{(2\pi)R_L C_j}, t_r = \frac{0.35}{f_{BW}}$$

Specifications

Specification		Value
Wavelength Range	λ	800 - 1800 nm
Peak Wavelength	λ_p	1550 nm
Responsivity	$\mathfrak{R}(\lambda)$	0.88 A/W
Active Area Diameter		7.1 mm ²
Rise/Fall Time ($R_L=50 \Omega$, 3 V)	t_r/t_f	500 ns / 500 ns
NEP, Typical (1500 nm)	W/Hz	1.0×10^{-12}
Dark Current (1 V)	I_d	1 μ A (Typ.) 4 μ A (Max.)
Capacitance (1 V)	C_j	3250 pF (Typ.) 4000 pF (Max.)
Package		TO-5
Sensor Material		Ge

Maximum Rating	
Max Bias (Reverse) Voltage	3 V
Reverse Current	10 mA
Operating Temperature	-55 to 60 °C
Storage Temperature	-55 to 60 °C

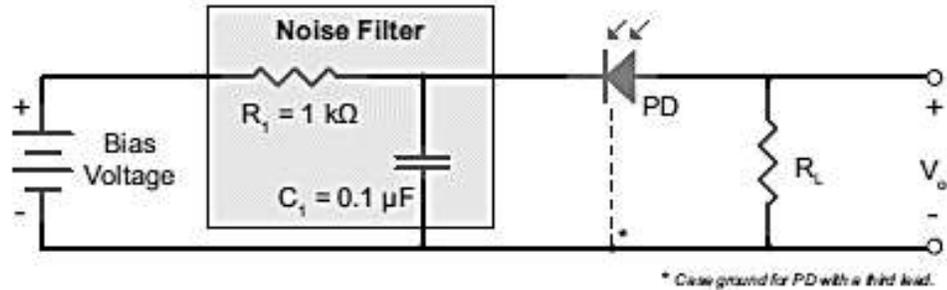
CAUTION
 IN RETURN TO CALIBRATION DIVISION
 DO NOT HANDLE RECEIPT
 WITH AN UNDOING MATERIAL AS A
 SOURCE OF IONIZING RADIATION



Specifications Subject to Change without Notice

April 8, 2013
13846-S01, Rev I

Recommended Circuit

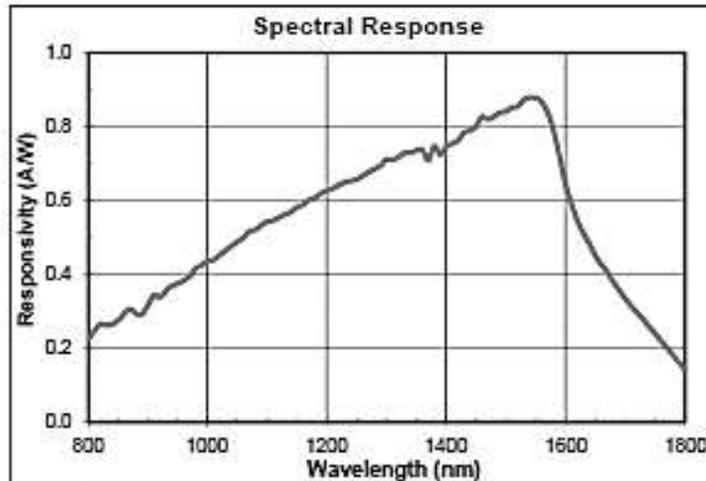


Responsivity Graph

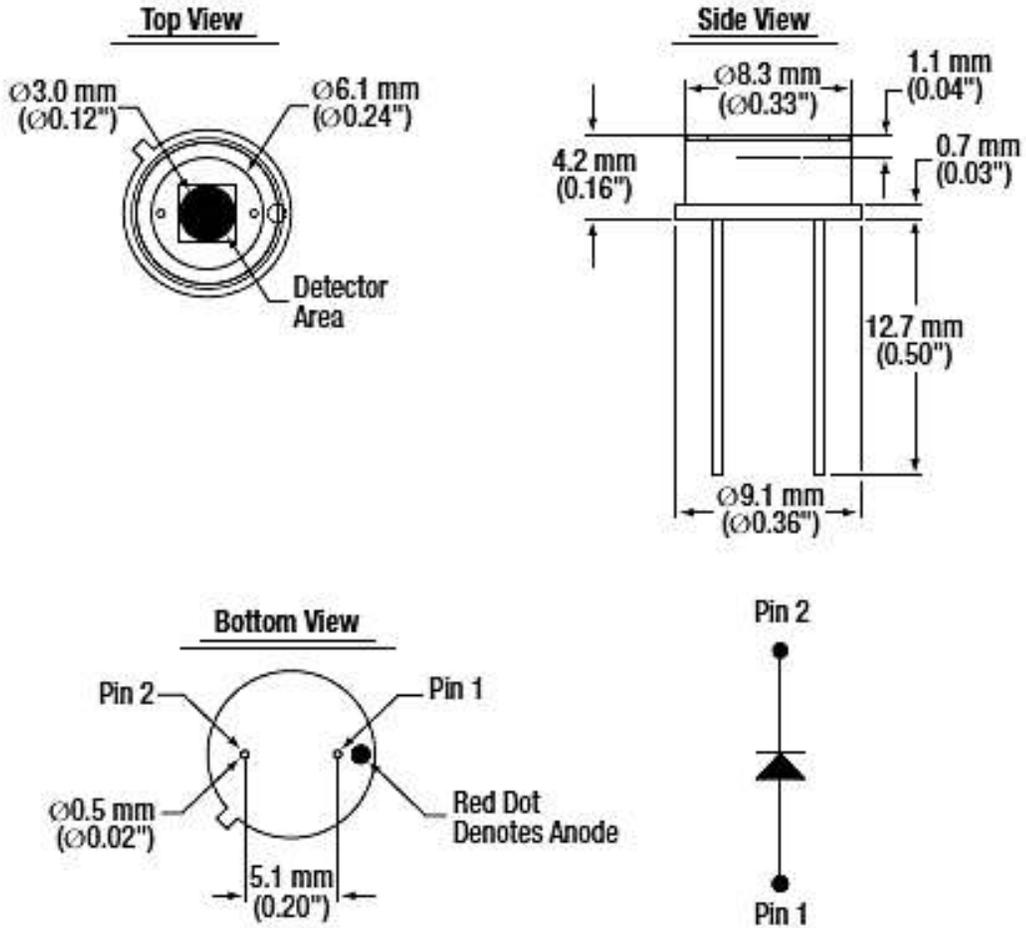
The responsivity of a photodiode is a measure of its sensitivity to light and is defined as the ratio of the photocurrent I_p to the incident light power P at a given wavelength:

$$R_\lambda = \frac{I_p}{P}$$

In other words, it is a measure of the effectiveness of the conversion of light power into electrical current. Responsivity varies from lot to lot and with the wavelength of the incident light, applied reverse bias, and temperature. It increases slightly with applied reverse bias due to improved charge collection efficiency in the photodiode. The change in temperature increases or decreases the width of the band gap and varies inversely with the temperature.



Drawing



ANEXO L

DATASHEET DEL LED MTE5115N2



SWIR Infrared Emitter

Product No: **MTE5115N2**

Peak Emission Wavelength: 1550nm

The MTE5115N2 consists of a 1550nm high output infrared die in a water-clear 5mm plastic molded flat top package. Custom package solutions and sorting are available.

FEATURES

- > High Output Power
- > Narrow Beam Angle
- > High Reliability

APPLICATIONS

- > Optical Switches & Sensors
- > Fiber Optical Communication
- > Bar-code Reader



Absolute Maximum Ratings (Ta=25°C)



ITEMS	SYMBOL	RATINGS	UNIT
Forward Current (DC)	IF	100	mA
Forward Current (Pulse)*1	IFP	1	A
Reverse Voltage	VR	5	V
Power Dissipation	PD	120	mW
Operating Temperature Range	Topr	-20 ~ +80	°C
Storage Temperature Range	Tstg	-30 ~ +100	°C
Junction Temperature	Tj	100	°C
Lead Soldering Temperature*2	Tls	260	°C

*1: Tw=10µsec, T=10msec. *2: Time 58sec max, Position: Up to 3mm from the body.

Electrical & Optical Characteristics (Ta = 25°C)

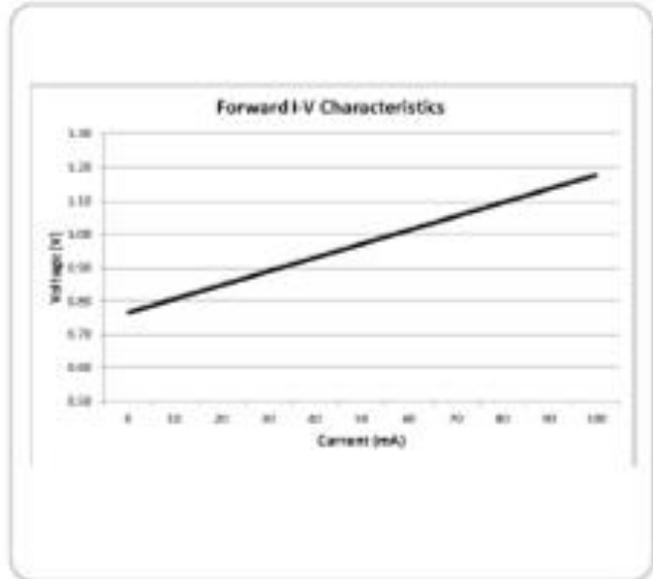
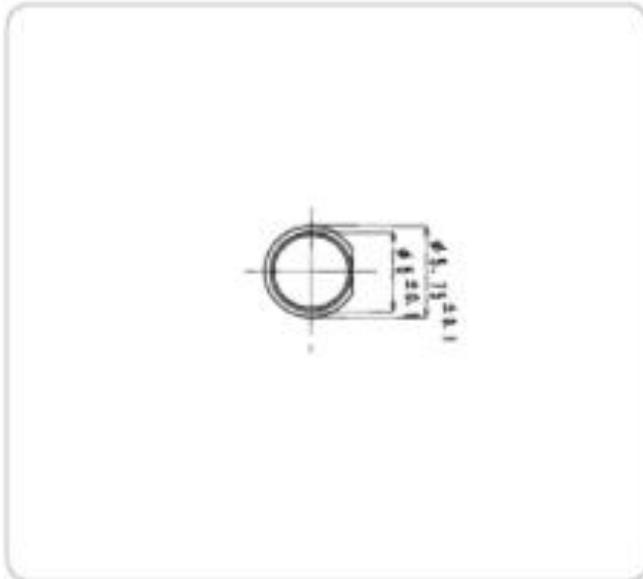
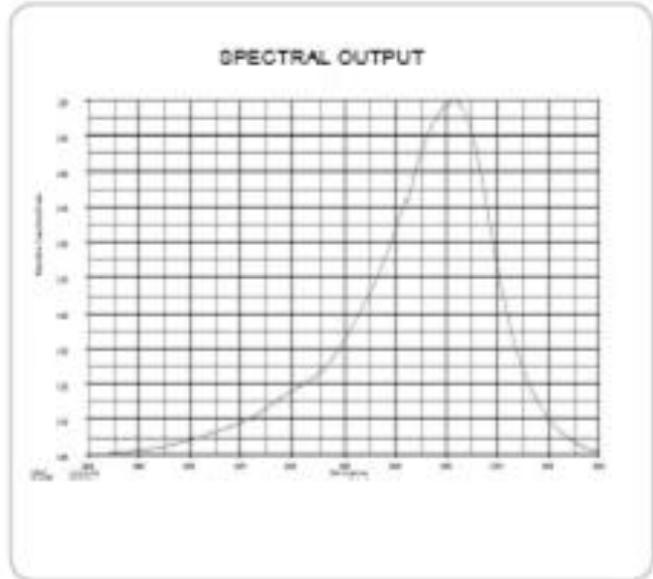
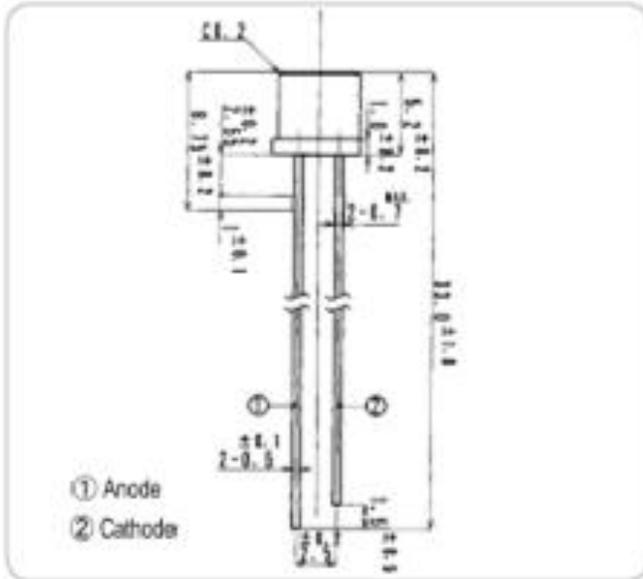
ITEMS	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
Power Output	PO	IF=20mA	--	2.5	--	mW
Power Output	PO	IF=50mA	--	4.5	--	mW
Forward Voltage	VF	IF=20mA	--	0.9	--	V
Forward Voltage	VF	IF=50mA	--	1.0	--	V
Reverse Current	IR	VR=5V	--	--	100	µA
Peak Emission Wavelength	λp	IF=50mA	--	1550	--	nm
Spectral Line Half Width	Δλ	IF=50mA	--	100	--	nm
Half Intensity Beam Angle	θ	IF=50mA	--	±45	--	deg

2019-06-18

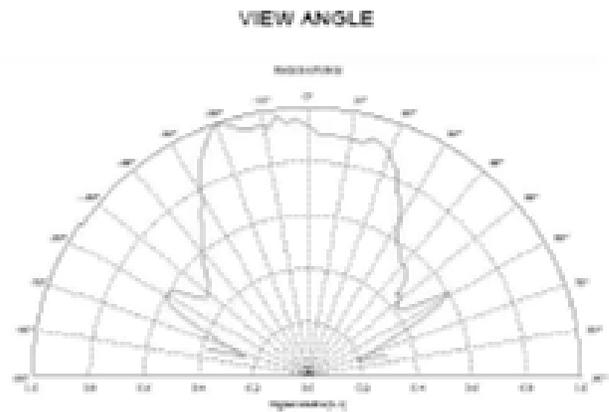
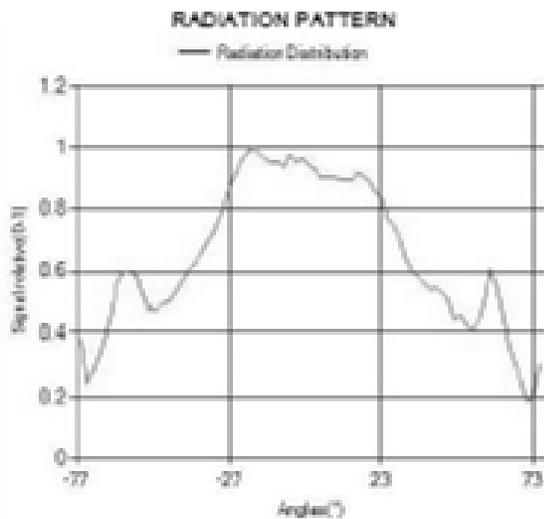
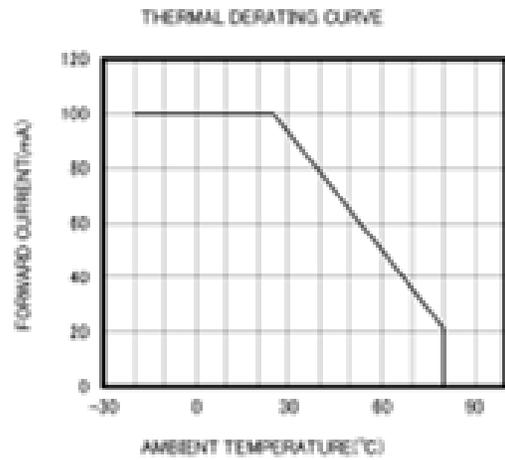
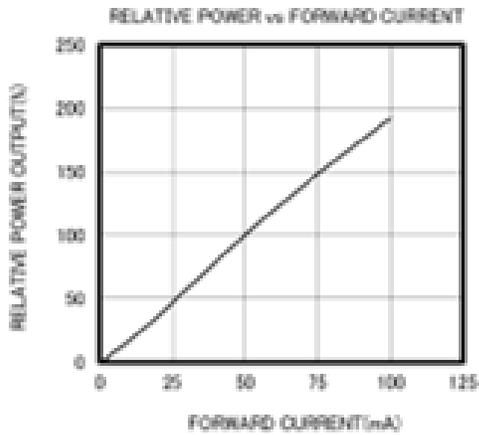
Global Headquarters, 3 Northway Lane North, Latham, NY 12110, USA www.marktechopto.com

TOLL FREE: 1-800-984-5337 • PHONE: 518-956-2980 • FAX: 518-785-4725 • EMAIL: info@marktechopto.com

1



Unit: mm, Tolerance: ±0.2



The information contained herein is subject to change without notice.

2019-06-18

Global Headquarters, 3 Northway Lane North, Latham, NY 12110, USA www.marktechopto.com

TOLL FREE: 1-800-984-6337 • PHONE: 518-956-2980 • FAX: 518-785-4725 • EMAIL: info@marktechopto.com

ANEXO M

DATASHEET DEL FOTODIODO InGaAs SD0050-3111-011

FEATURES

- Low Noise
- Low Dark Current and Capacitance
- High Sensitivity
- Detection in LWIR
- Hermetic

DESCRIPTION

The SD0050-3111-011 is a high sensitivity, low noise, 0.25 mm diameter active area InGaAs photodiode for detection at SWIR, NIR wavelengths for imaging and sensing applications. The photodetector is assembled in a TO-46 package with a flat window cap.

APPLICATIONS

- Industrial Sensing
- Security
- Communication
- Medical

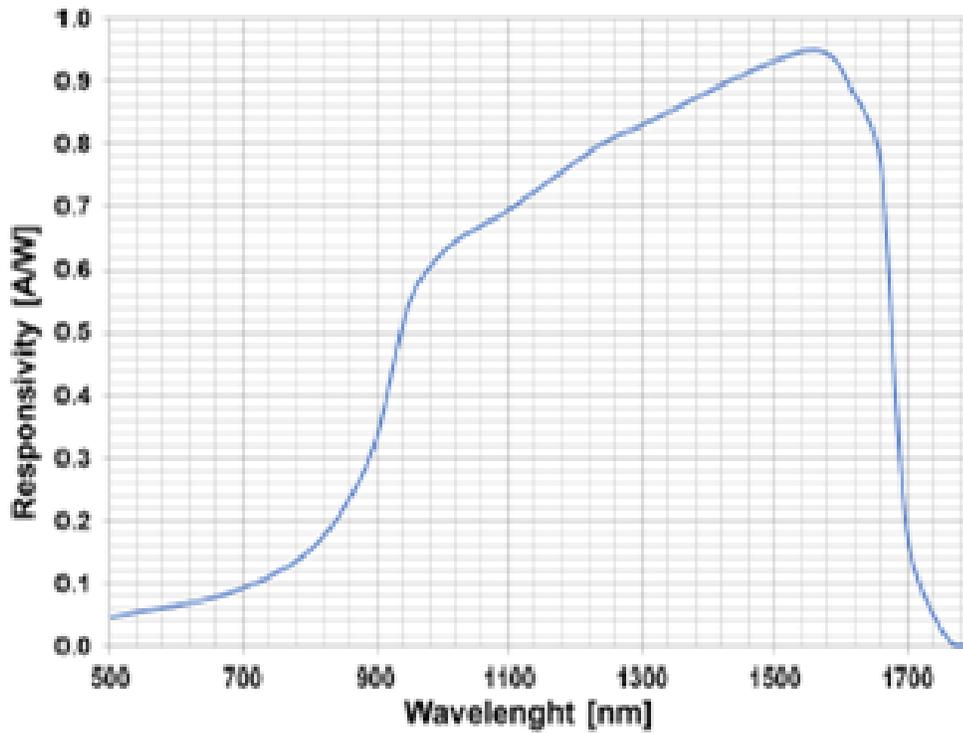
> Absolute Maximum Ratings

Part No.	Wavelength Range [nm]	Reverse Voltage [V]	Operating Temperature [C]	Storage Temperature [C]	Package
SD0050-3111-011	900 to 1700	20	-40 to +100	-55 to +125	TO-46

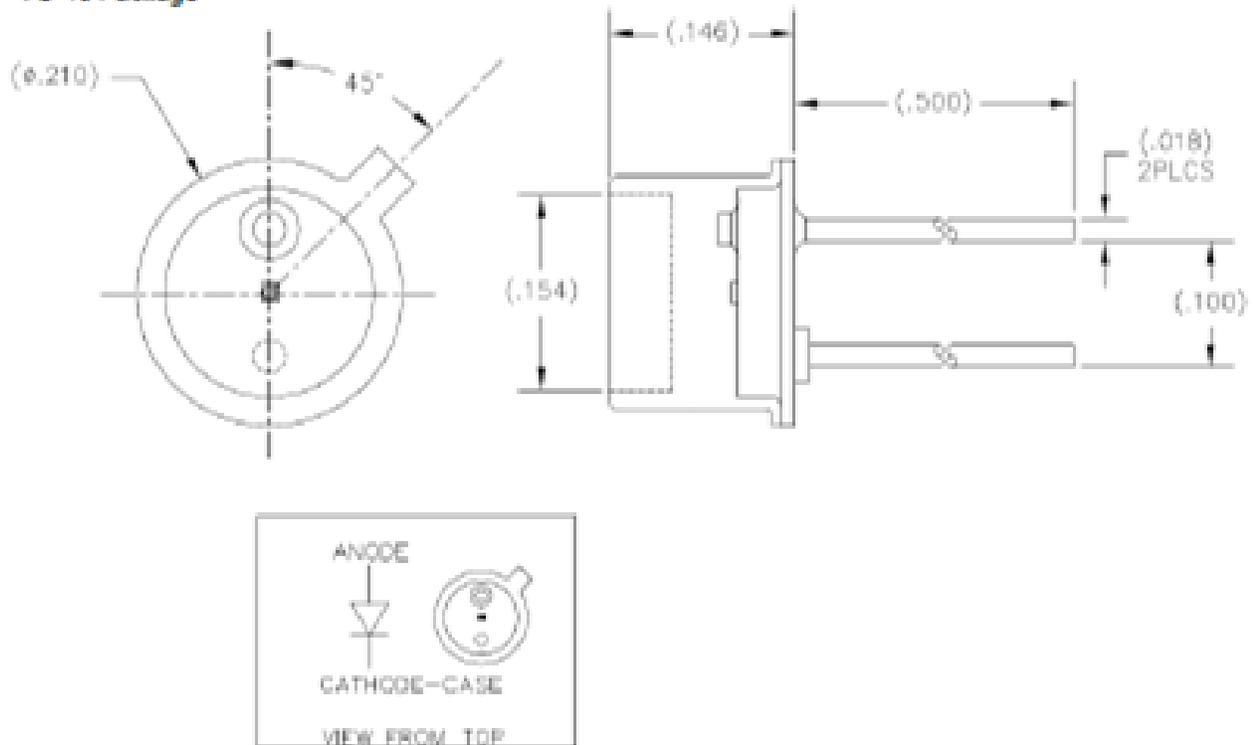
> Electrical and Optical Characteristics

Typical Characteristics (T=23°C unless specified)						
Parameter	Test Conditions	Symbol	Min	Typical	Max	Unit
Breakdown Voltage	I _R =1μA	V _{BR}	35	-	-	V
Dark Current	V _R =10V	I _d	-	0.2	1	nA
Forward Voltage	I _F =3mA	V _F	-	0.6	0.8	V
Diode Capacitance	V _R =5V, F=1MHz	C _D	-	-	6	pF
Shunt Resistance	V=10mA	R _s	40	-	-	MΩ
Responsivity	V _R =5V, λ=1300nm	R	0.8	0.83	-	A/W
	V _R =5V, λ=1550nm		0.9	0.95	-	

> Spectral Response



> TO-46 Package



>Soldering Conditions: 260°C 1/16 inch away from case for 3 seconds max.

ANEXO N

DATASHEET DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN INA128



INA128, INA129

SBO5251E – OCTOBER 1995 – REVISED APRIL 2019

INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers

A newer version of this device is now available: INA828

1 Features

- A newer version of this device is now available: [INA828](#)
- Low offset voltage: 50 μV maximum
- Low drift: 0.5 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ maximum
- Low Input Bias Current: 5 nA maximum
- High CMR: 120 dB minimum
- Inputs protected to $\pm 40\text{ V}$
- Wide supply range: $\pm 2.25\text{ V}$ to $\pm 18\text{ V}$
- Low quiescent current: 700 μA
- Packages: 8-pin plastic DIP, SO-8

2 Applications

- Bridge amplifier
- Thermocouple amplifier
- RTD sensor amplifier
- Medical instrumentation
- Data acquisition

3 Description

The INA128 and INA129 are low-power, general purpose instrumentation amplifiers offering excellent accuracy. The versatile 3-op amp design and small size make these amplifiers ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (200 kHz at $G = 100$).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. The INA128 provides an industry-standard gain equation; the INA129 gain equation is compatible with the AD620.

The INA12x is available in 8-pin plastic DIP and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40°C to $+85^\circ\text{C}$ temperature range. The INA128 is also available in a dual configuration, the INA2128.

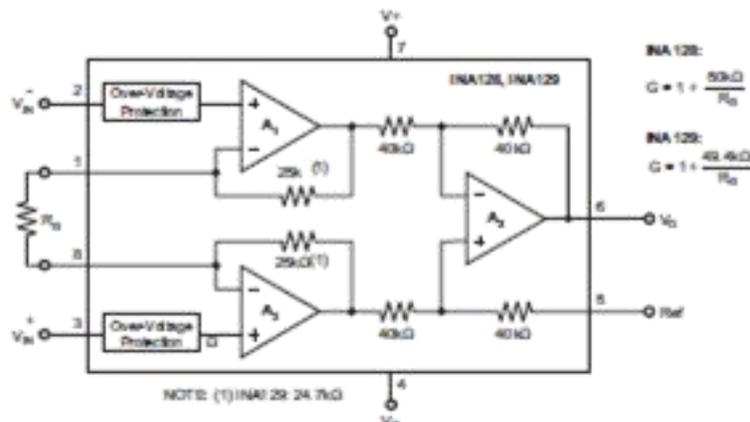
The upgraded [INA828](#) offers a lower input bias current (0.6 nA maximum) and lower noise (7 $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$) at the same quiescent current. See the [Device Comparison Table](#) for a selection of precision instrumentation amplifiers from Texas Instruments.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
INA128, INA129	SOIC (8)	3.91 mm \times 4.90 mm
	POIP (8)	6.35 mm \times 9.81 mm

(1) For all available packages, see the package option addendum at the end of the data sheet.

Simplified Schematic

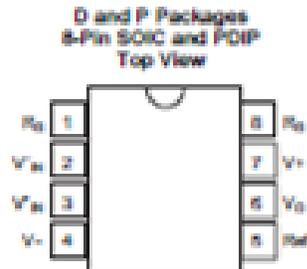


INA128, INA129

SS0001E – OCTOBER 1995 – REVISED APRIL 2019

www.ti.com

6 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN		I/O	DESCRIPTION
NAME	NO.		
REF	5	I	Reference input. This pin must be driven by low impedance or connected to ground.
R _G	1,8	—	Gain setting pin. For gains greater than 1, place a gain resistor between pin 1 and pin 8.
V ₋	4	—	Negative supply
V ₊	7	—	Positive supply
V _{IN-}	2	I	Negative input
V _{IN+}	3	I	Positive input
V _O	6	I	Output

7 Specifications

7.1 Absolute Maximum Ratings

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted) ⁽¹⁾

	MIN	MAX	UNIT
Supply voltage		±18	V
Analog input voltage		±40	V
Output short circuit (to ground)		continuous	
Operating temperature	-40	125	°C
Junction temperature		150	°C
Lead temperature (soldering, 10 seconds)		300	°C
Storage temperature, T _{stg}	-55	125	°C

(1) Stresses beyond those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, which do not imply functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under Recommended Operating Conditions. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

7.2 ESD Ratings

			VALUE	UNIT
V _{ESD}	Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±2000	V
		Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101 ⁽²⁾	±50	

(1) JEDEC document JEP155 states that 500-V HBM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.
 (2) JEDEC document JEP157 states that 250-V CDM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

7.3 Recommended Operating Conditions

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

	MIN	NOM	MAX	UNIT
V power supply	±2.25	±15	±18	V
Input common-mode voltage range for $V_O = 0$	V – 2 V		V + 2 V	
T _A operating temperature INA128-HT	–55		175	
T _A operating temperature INA129-HT	–55		210	

7.4 Thermal Information

THERMAL METRIC ⁽¹⁾		INA12x		UNIT
		D (SOIC)	P (PDIP)	
		8 PINS	8 PINS	
R _{JA}	Junction-to-ambient thermal resistance	110	46.1	°C/W
R _{JC(top)}	Junction-to-case (top) thermal resistance	57	34.1	°C/W
R _{JB}	Junction-to-board thermal resistance	54	23.4	°C/W
ψ _{JT}	Junction-to-top characterization parameter	11	11.5	°C/W
ψ _{JB}	Junction-to-board characterization parameter	53	23.2	°C/W

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see the [Semiconductor and IC Package Thermal Metrics](#) application report.

7.5 Electrical Characteristics

 at T_A = 25°C, V_S = ±15 V, and R_L = 10 kΩ (unless otherwise noted)

PARAMETER		TEST CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
INPUT							
Offset voltage, RTI	Initial	T _A = 25°C	INA128P, U INA129P, U	±10±1000	±50±5000		μV
			INA128PA, UA INA129PA, UA	±25±1000	±125±10000		
	vs temperature	T _A = T _{MIN} to T _{MAX}	INA128P, U INA129P, U	±0.2±00	±0.5±000		μV/°C
			INA128PA, UA INA129PA, UA	±0.2±00	±1±000		
vs power supply	V _S = ±2.25 V to ±18 V	INA128P, U INA129P, U	±0.2±000	±1±1000		μV/V	
		INA128PA, UA INA129PA, UA		±2±000			
Long-term stability					±0.1±00		μV/mo
Impedance	Differential				10 ¹¹ 2		Ω pF
	Common mode				10 ¹¹ 9		
Common-mode voltage range ⁽¹⁾		V _O = 0 V		(V+) – 2	(V+) – 1.4		V
			(V–) + 2	(V–) + 1.7			
Safe input voltage						±40	V

ANEXO O

DATASHEET DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN AD620



Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

Easy to use

- Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

- 50 μ V max, input offset voltage
- 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth (G = 100)
- 15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

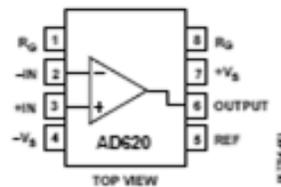


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of SuperBeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

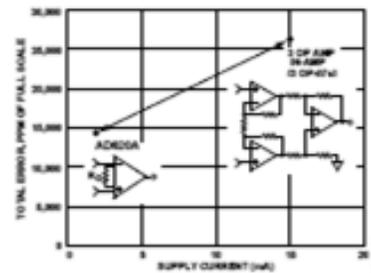


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Table 3.

Parameter	Rating
Supply Voltage	± 18 V
Internal Power Dissipation ¹	650 mW
Input Voltage (Common-Mode)	$\pm V_s$
Differential Input Voltage	25 V
Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range (Q)	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$
Storage Temperature Range (N, R)	-65°C to $+125^{\circ}\text{C}$
Operating Temperature Range	
AD620 (A, B)	-40°C to $+85^{\circ}\text{C}$
AD620 (S)	-55°C to $+125^{\circ}\text{C}$
Lead Temperature Range (Soldering 10 seconds)	300°C

¹ Specification is for device in free air:
 B-Lead Plastic Package: $\theta_{JA} = 95^{\circ}\text{C}$
 B-Lead CERDIP Package: $\theta_{JA} = 110^{\circ}\text{C}$
 B-Lead SOIC Package: $\theta_{JA} = 155^{\circ}\text{C}$

Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

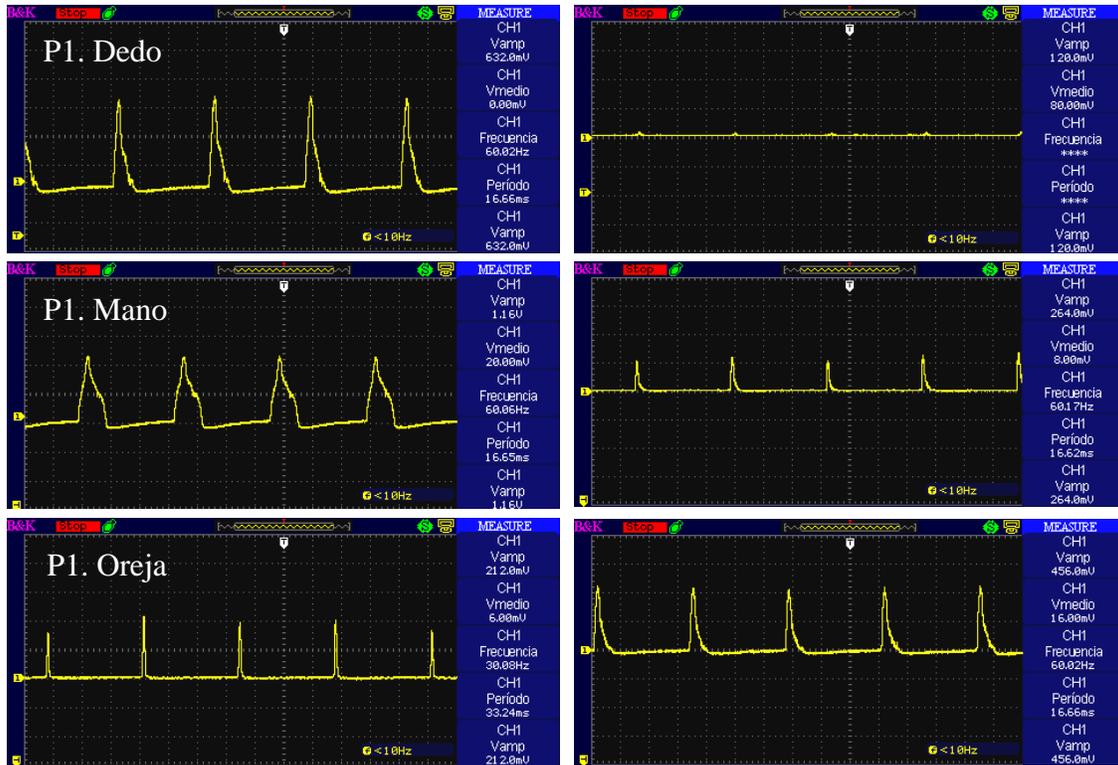
ESD CAUTION

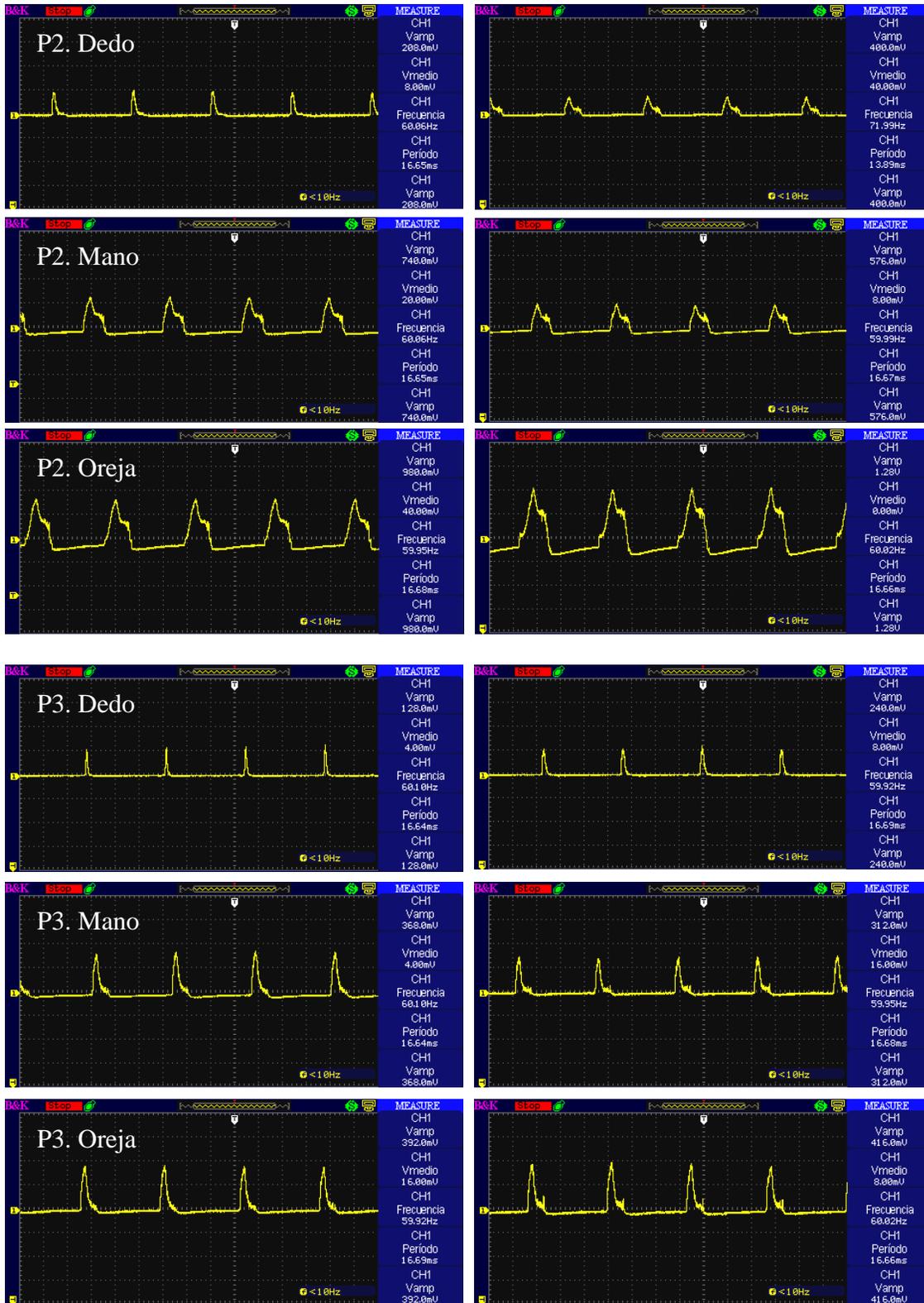


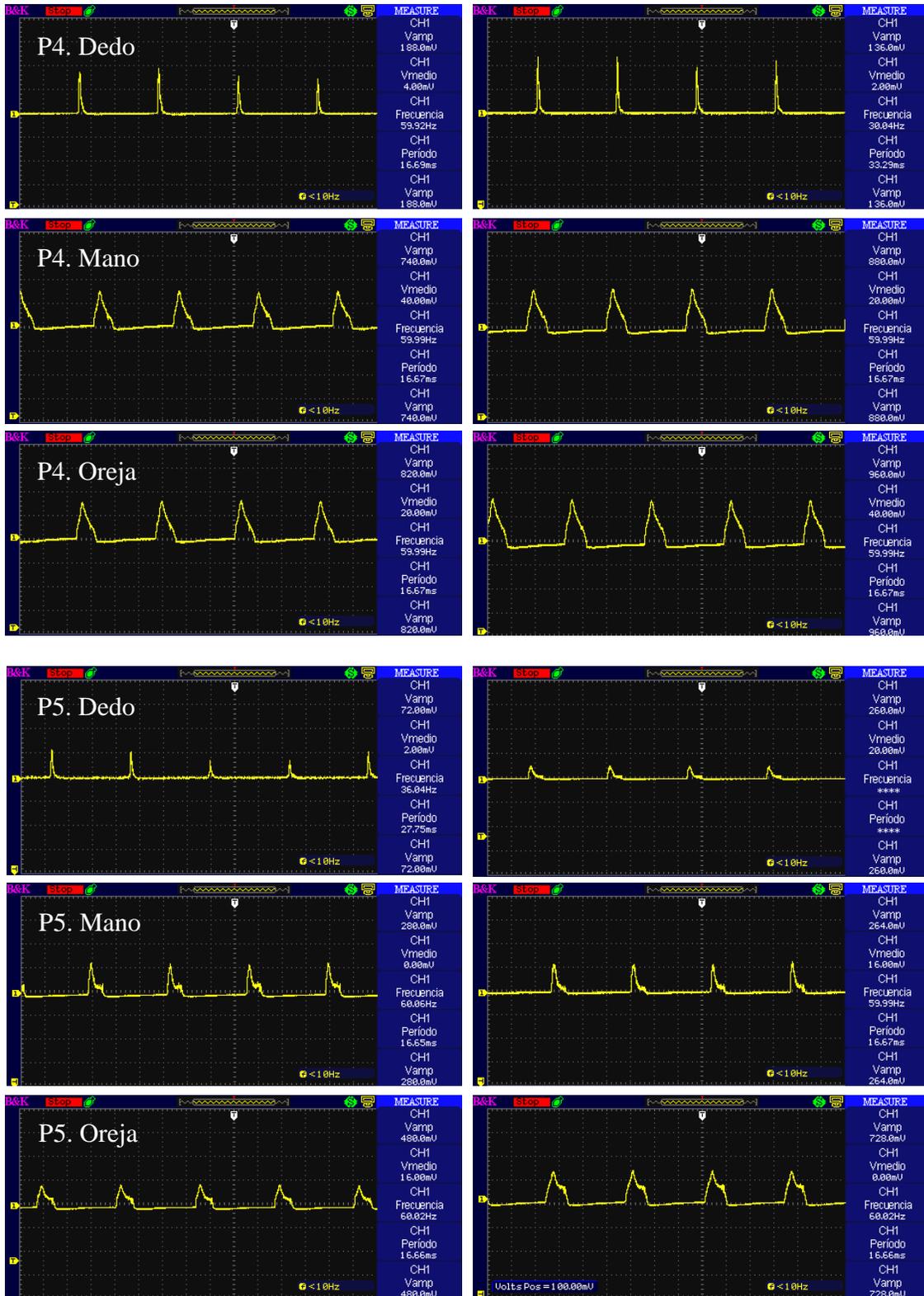
ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Charged devices and circuit boards can discharge without detection. Although this product features patented or proprietary protection circuitry, damage may occur on devices subjected to high energy ESD. Therefore, proper ESD precautions should be taken to avoid performance degradation or loss of functionality.

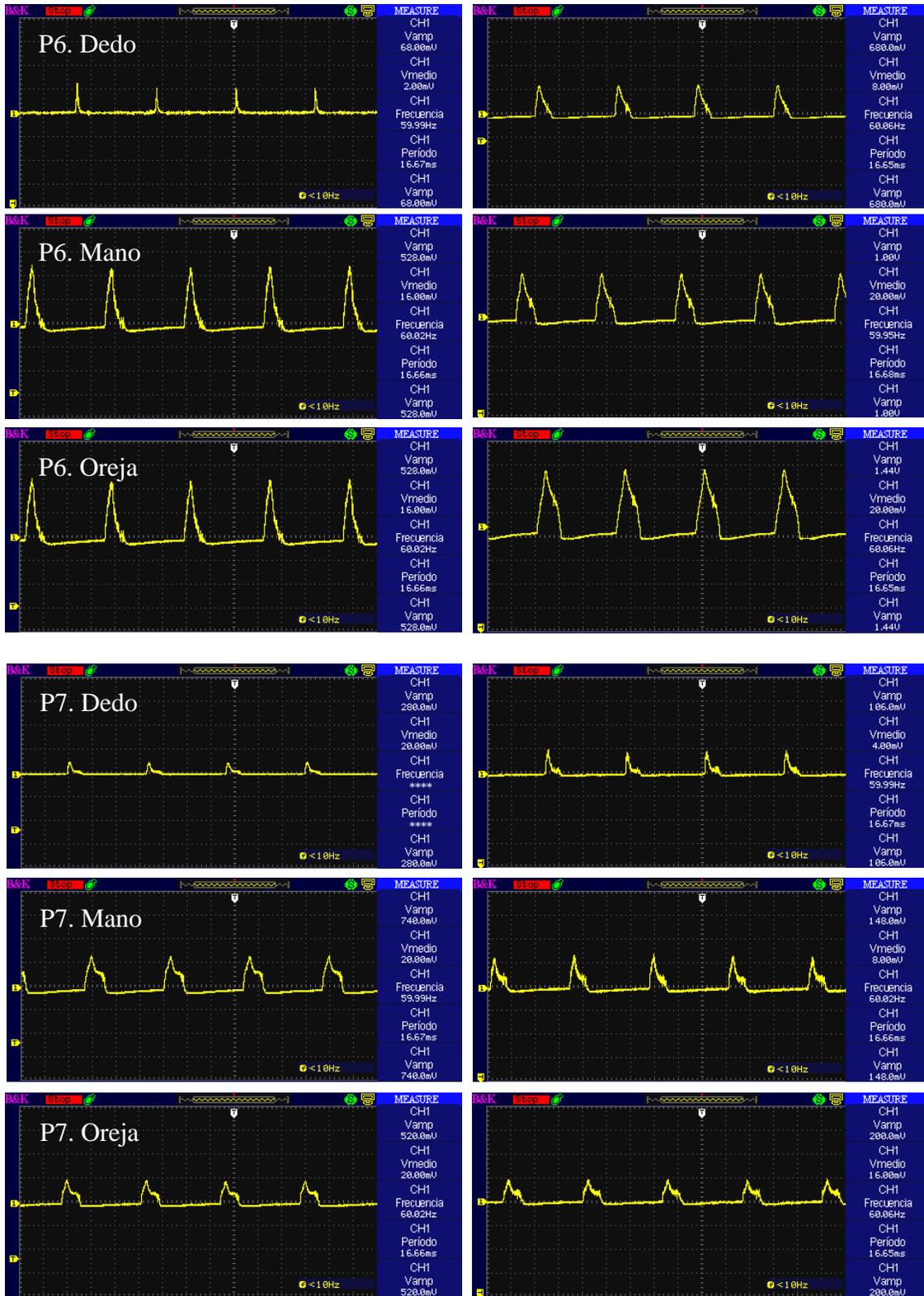
ANEXO P

RESPUESTA DEL CIRCUITO CON EL LED NIR 1550E, EN DEDO, MANO Y OREJA PARA LAS PRUEBAS 1-7 EN FISICO.









Capítulo 6.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] C. Araujo-Andrade, F. Ruiz, J. R. Martínez y H. Terrones, «Predicción noinvasiva de los niveles fisiológicos de glucosa utilizando espectroscopía de absorción infrarroja (NIR),» de *Congreso Anual de la AMCA*, 2004.
- [2] International Diabetes Federation, *IDF Diabetes Atlas, 9th edn*, Brussels, Belgium: <https://www.diabetesatlas.org>, 2019.
- [3] INEGI, «Características de las defunciones registradas en México durante enero a agosto de 2020,» Comunicado de prensa núm. 61/21, México, 2021.
- [4] O. A. Shergold, N. A. Fleck y D. Radford, «The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates,» *International Journal of Impact Engineering*, vol. 32, nº Issue 9, pp. 1384-1402, 2006.
- [5] R. B. Groves, S. A. Coulman, J. C. Birchall y S. L. Evans, «An anisotropic, hyperelastic model for skin: Experimental measurements, finite element modelling and identification of parameters for human and murine skin,» *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 18, pp. 167-180, 2013.
- [6] S. Zúñiga Guajardo y I. Rangel Rodríguez, «Historia de la Diabetes Mellitus y el descubrimiento de la insulina,» *Diabet Hoy Med Sal*, vol. 4, nº 2, pp. 984-986, 2003.
- [7] INEGI, «Instituto Nacional de Estadística y Geografía,» 14 Noviembre 2013. [En línea]. Available: <http://www.inegi.org.mx/inegi/contenidos/espanol/prensa/Contenidos/estadisticas/2013/diabetes0.pdf>. [Último acceso: 2014].
- [8] A. A. Páez Roa y R. Villamizar Mejía, «Noninvasive Blood Glucose Measurements by Means of Near Infrared Spectroscopy,» *UIS Ingenierías*, vol. 11, nº 1, pp. 21-33, 2012.
- [9] J. Rodríguez Uribe, «Federación Mexicana de Diabetes, A.C.,» 08 Agosto 2012. [En línea]. Available: <http://www.fmdiabetes.org/fmd/pag/tipos.php?id=MTI5>. [Último acceso: 2014].

- [10] INSP, «Ensanut,» 2012. [En línea]. Available: <http://www.inegi.org.mx/inegi/contenidos/espanol/prensa/Contenidos/estadisticas/2013/diabetes0.pdf>.
- [11] J. Roe, «Glucose Concentration Difference Between Arterial, Capillary, and Venous Blood,» Best Thinking, 2011. [En línea]. Available: https://www.bestthinking.com/articles/medicine/internal_medicine/hematology/glucose-concentration-difference-between-arterial-capillary-and-venous-blood. [Último acceso: 2017].
- [12] A. Govada, C. Renumadhavi y K. B. Ramesh, «Non-Invasive Blood Glucose Measurement,» *International Journal of Advanced Research in Computer and Communication Engineering*, vol. 3, n° 1, pp. 5122-5125, 2014.
- [13] R. Liu, B. Deng, W. Chen y K. Xu, «Next step of non-invasive glucose monitor by NIR technique from the well controlled measuring condition and results,» *Optical and Quantum Electronics*, vol. 37, p. 1305–1317, 2006.
- [14] J. Yadav, A. Rani, V. Singh y B. M. Murari, «Prospects and limitations of non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy,» *Biomedical Signal Processing and Control, ELSEVIER*, vol. 18, n° 1, pp. 214-227, 2015.
- [15] T. L. Troy y S. N. Thennadil, «Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1000 to 2200 nm,» *Journal of Biomedical Optics*, vol. 6, n° 2, pp. 167-176, 2001.
- [16] H. Gray, «The External Ear,» de *Anatomy of the Human Body*, 1918, pp. 649-652.
- [17] E. Cengiz y W. V. Tamborlane, «A Tale of Two Compartments: Interstitial Versus Blood Glucose Monitoring,» *DIABETES TECHNOLOGY & THERAPEUTICS*, vol. 11, n° 1, pp. 11-16, 2009.
- [18] M. Adnan, F. Imam, I. Shabbir, Z. Ali y T. Rahat, «Correlation between capillary and venous blood glucose levels in diabetic patients,» *Asian Biomedicine*, vol. 9, n° 1, pp. 55-59, 2015.
- [19] F. A. Jamaluddin, M. Gunavathy, C. Y. Yean y M. Thevarajah, «Variability of point-of-care testing blood glucometers versus the laboratory reference method in a tertiary teaching hospital,» *Asian Biomedicine*, vol. 6, n° 1, pp. 67-74, 2012.

- [20] R. Boyd, B. Leigh y P. Stuart, «Capillary versus venous bedside blood glucose estimations,» *Emerg Med J*, vol. 22, n° Issue 3, pp. 177-179, 2005.
- [21] C. Yang, C. Chang y J. Lin, «A Comparison between Venous and Finger-Prick Blood Sampling on Values of Blood Glucose,» de *International Conference on Nutrition and Food Sciences*, Singapore, 2012.
- [22] W. D. Meador, G. P. Sugerman, H. M. Story, A. W. Seifert, M. R. Bersi, A. B. Tepole y M. K. Rausch, «The regional-dependent biaxial behavior of young and aged mouse skin: A detailed histomechanical characterization, residual strain analysis, and constitutive model,» *Acta Biomaterialia*, vol. 101, n° 1, pp. 403-413, 2020.
- [23] P. Lakhani, K. K. Dwivedi y N. Kumar, «Directional dependent variation in mechanical properties of planar anisotropic porcine skin tissue,» *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 104, n° <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103693>, p. 103693, 2020.
- [24] M. ŻAK, P. KUROPKA, M. KOBIELARZ, A. DUDEK, K.-K. KATARZYNA y S. SZOTEK, «Determination of the mechanical properties of the skin of pig foetuses with respect to its structure,» *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 13, n° 2, pp. 37-43, 2011.
- [25] M. Geerligts, «A literature review of the mechanical behavior of the stratum corneum, living epidermis and the subcutaneous fat tissue,» vol. Project: Mechanics of Skin Layers (WBSO 20), 2006.
- [26] T. I. Fortoul van der Goes, *Histología y biología celular*, México: McGraw Hill Mexico, 2013.
- [27] C. Pailler-Mattei, S. Bec y H. Zahouani, «In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 30, n° 5, pp. 599-606, 2008.
- [28] F. M. Hendriks, «Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo,» de *Tesis*, Technische Universiteit Eindhoven, 2005.
- [29] A. J. Gallagher, A. N. Anniadh, K. Bruyere, M. Otténio, H. Xie y M. D. Gilchrist, «Dynamic Tensile Properties of Human Skin,» *International Research Council on the Biomechanics of Injury*, vol. 12, n° 59, pp. 494-502, 2012.

- [30] L. E. Edsberg, R. E. Mates, R. E. Baier y M. Lauren, «Mechanical characteristics of human skin subjected to static versus cyclic normal pressures,» *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 36, n° 2, pp. 1-13, 1999.
- [31] N. Kumaraswamy, H. Khatam, G. P. Reece, M. C. Fingeret, M. K. Markey y K. Ravi-Chandar, «Mechanical response of human female breast skin under uniaxial stretching,» *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 74, pp. 164-175, 2017.
- [32] A. S. Avram, M. M. Avram y W. D. James, «Subcutaneous fat in normal and diseased states "2. Anatomy and physiology of white and brown adipose tissue",» *Journal of the American Academy of Dermatology*, vol. 53, n° 4, p. 671–683, 2005.
- [33] J. Yadav, A. Rani, V. Singh y B. M. Murari, «Comparative Study of Different Measurement Sites using NIR Based Non-invasive Glucose Measurement system,» *Procedia Computer Science, ELSEVIER*, vol. 70, n° 1, p. 469 – 475, 2015.
- [34] A. Bakker, B. Smith, P. Ainslie y K. Smith, «Near-Infrared Spectroscopy,» *Applied Aspects of Ultrasonography in Humans*, Vols. %1 de %2ISBN 978-953-51-0522-0, pp. 65-89, 2012.
- [35] F. Jobsis, «Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters,» *SCIENCE*, vol. 198, n° 4323, pp. 1264-1267, 1977.
- [36] S. Wray, M. Cope, D. T. Delpy, J. S. Wyatt y E. O. R. Reynolds, «Characterization of the near infrared absorption spectra of cytochrome aa3 and haemoglobin for the non-invasive monitoring of cerebral oxygenation,» *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Bioenergetics*, vol. 933, n° 1, pp. 184-192, 1988.
- [37] H. Owen-Reece, M. Smith, C. E. Elwell y J. C. Goldstone, «Near infrared spectroscopy (Review),» *British Journal of Anaesthesia*, vol. 82, n° 3, pp. 418-426, 1999.
- [38] S. F. Malin, T. L. Ruchti, T. B. Blank, S. N. Thennadil y S. L. Monfre, «Noninvasive Prediction of Glucose by Near-Infrared Diffuse Reflectance Spectroscopy,» *Clinical Chemistry*, vol. 45, n° 9, p. 1651–1658, 1999.
- [39] M. Ferrari y V. Quaresima, «A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application,» *Neuroimage*, vol. 63, n° 1, pp. 921-935, 2012.

- [40] M. A. Arnold, «Non-invasive glucose monitoring,» *Current Opinion in Biotechnology*, vol. 7, n° 1, pp. 46-49, 1996.
- [41] B. Rabinovitch, W. F. March y R. L. Adams, «Noninvasive Glucose Monitoring of the Aqueous Humor of the Eye: Part I. Measurement of Very Small Optical Rotations,» *Diabetes Care*, vol. 5, n° 3, pp. 254-258, 1982.
- [42] A. Tura, A. Maran y G. Pacini, «Non-invasive glucose monitoring: Assessment of technologies and devices according to quantitative criteria,» *Diabetes Research and Clinical Practice*, vol. 77, n° 1, pp. 16-40, 2007.
- [43] A. K. Amerov, J. Chent, G. W. Small y M. A. Arnold, «Scattering and Absorption Effects in the Determination of Glucose in Whole Blood by Near-Infrared Spectroscopy,» *Analytical Chemistry*, vol. 77, n° 14, pp. 4587-4594, 2005.
- [44] S. Gutman, P. Bernhardt, A. Pinkos, M. Moxey-Mims, T. Knott y J. Cooper, «Regulatory Aspects of Noninvasive Glucose Measurements,» *Diabetes Technology & Therapeutics*, vol. 4, n° 6, pp. 779-781, 2002.
- [45] O. S. Khalil, «Spectroscopic and Clinical Aspects of Noninvasive Glucose Measurements,» *Clinical Chemistry*, vol. 45, n° 2, pp. 165-177, 1999.
- [46] Y. Yu, K. D. Crothall, L. G. Jahn y M. A. DeStefano, «Laser diode applications in a continuous blood glucose sensor,» *Light-Emitting Diodes: Research, Manufacturing, and Applications VII*, vol. 4996, pp. 268-274, 2003.
- [47] A. Sämann, C. Fischbacher, K. U. Jagemann, K. Danzer, J. Schüler, L. Papenkordt y U. A. Müller, «Non-invasive blood glucose monitoring by means of near infrared spectroscopy: investigation of long-term accuracy and stability,» *Experimental and Clinical Endocrinology & Diabetes*, vol. 108, n° 6, pp. 406-413, 2000.
- [48] D. T. Delpy, M. Cope, P. Van der Zee, S. Arridge, S. Wray y J. Wyatt, «Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement,» *Physics in Medicine & Biology*, vol. 33, n° 12, pp. 1433-1442, 1988.
- [49] S. T. Flock, M. S. Patterson, B. C. Wilson y D. R. Wyman, «Monte Carlo modeling of light propagation in highly scattering tissues. I. Model predictions and comparison with diffusion theory,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 36, n° 12, pp. 1162-1168, 1989.

- [50] M. Ahmad, A. Kamboh y A. Khan, «Designing non-invasive blood glucose monitor,» *EDN Asia*, vol. Copyright © 2013 eMedia Asia Ltd., pp. 1-7, 2013.
- [51] V. A. Saptari, «A Spectroscopic System for Near Infrared Glucose Measurement,» Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, 2004.
- [52] X. Kexin, C. Wenliang, J. Jingying y Q. Qingjun, «Study on Optical Measurement Conditions for Non-Invasive Blood Glucose Sensing,» *Proceedings of the SPIE*, vol. 5330, pp. 83-91, 2004.
- [53] V. L. López Toctaguano y W. P. Oñate Amaguaña, Diseño e implementación de un glucómetro no invasivo basado en la ley de Lambert Beer y longitud de onda cercana al infrarrojo (NIR), con interfaz de comunicación bluetooth a dispositivos con sistema operativo android, Quito: Universidad Politécnica Salesiana Sede Quito, Ingeniería Electrónica, 2014.
- [54] I. Thorlabs, *Led 1550e Ultra Brigh NIR LED*, Newton, New Jersey, United States: Datasheet, 2009.
- [55] Thorlabs Inc., *FDG03 Photodiode*, Newton, New Jersey, United States: Datasheet, 2016.
- [56] O. M. Hernández Gómez, «DESIGN, CONSTRUCTION AND EVALUATION OF A GENERIC MULTICHANNEL ANALYZER USED FOR SPECTROSCOPIC TECHNIQUES,» *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, vol. 2, n° 6, pp. 60-65, 2005.
- [57] R. F. Coughlin y F. F. Driscoll, *Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales*, Naucalpan de Juárez: PRENTICE-HALL HISPANOAMERICANA, 1993.
- [58] S. Wolf y R. F. M. Smith, *Guía para Mediciones Electrónicas y Prácticas de Laboratorio*, MEXico: Pearson, 1992.
- [59] A. Carretero, F. J. Ferrero, J. A. Sánchez-Infantes, P. Sánchez-Infante y F. J. Valero, *Electrónica. Electricidad y Electrónica*, Editex, 2009.
- [60] H. M. Berlin y F. C. Getz, *Fundamentals of Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits*, ISBN 067521002X, 9780675210027: Merrill Publishing Company, 1990.

- [61] P. Castellanos Abrego, R. Godínez Fernández, J. Jiménez Cruz y V. Medina Bañuelos, *Electrofisiología humana : un enfoque para ingenieros*, México : UAM, Unidad Iztapalapa, 1997.
- [62] D. L. Azcona, «Capítulo 4. El electrocardiograma,» de *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y de la Fundación BBVA*, Madrid, Nerea, S. A., 2009, pp. 49-56.
- [63] Dallas: Texas Instruments, «Miniaturized Pulse Oximeter Reference Design,» 2014.
- [64] 2019 Roche DC México S.A de C.V., «www.accu-chek.com.mx,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.accu-chek.com.mx/medicion-de-glucosa/active>. [Último acceso: 11 04 2021].
- [65] G. A. Holzapfel y B. Fereidoonzhad, «Modeling of Damage in Soft Biological Tissues-Chapter 5,» *Biomechanics of Living Organs*, vol. Hyperelastic Constitutive Laws for Finite Element Modeling, pp. 101-123, 2017.
- [66] J. M. Benítez y F. J. Montáns, «The mechanical behavior of skin: Structures and models for the finite element analysis,» *Computers & Structures*, vol. 190, pp. 75-107, 2017.
- [67] G. A. Holzapfel y T. C. Gasser, «A viscoelastic model for fiber-reinforced composites at finite strains: Continuum basis, computational aspects and applications,» *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 190, n° 34, pp. 4379-4403, 2001.
- [68] R. Reihnsner, B. Baloghx y E. J. Menzel, «Two-dimensional elastic properties of human skin in terms of an incremental model at the in vivo configuration,» *Medical Engineering and Physics*, vol. 17, n° 4, pp. 304-313, 1995.
- [69] D. L. Jindrich, Y. Zhou, T. Becker y J. T. Dennerlein, «Non-linear viscoelastic models predict fingertip pulp force-displacement characteristics during voluntary tapping,» *Journal of Biomechanics*, vol. 36, p. 497–503, 2003.
- [70] Y. Zhua, G. Kangb, C. Yub y L. Hien Pohc, «Logarithmic ratebasedelastoviscoplasticcyclic constitutive modelforsoftbiologicaltissues,» *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 61, pp. 397-409, 2016.
- [71] M. S. Sacks, D. B. Smith y E. D. Hiester, «A small angle light scattering device for planar connective tissue microstructural analysis,» *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 25, n° <https://doi.org/10.1007/BF02684845>, pp. 678-689, 1997.

- [72] T. C. Gasser, R. W. Ogden y G. A. Holzapfel, «Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations,» *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 3, n° <https://doi.org/10.1098/rsif.2005.0073>, pp. 15-35, 2005.
- [73] Z.-L. Zhao, B. Li y X.-Q. Feng, «Handedness-dependent hyperelasticity of biological soft fibers with multilayered helical structures,» *International Journal of Non-Linear Mechanics*, vol. 81, n° <https://doi.org/10.1016/j.ijnonlinmec.2015.12.002>, pp. 19-29, 2016.
- [74] A. S. Caro-Bretelle, P. Ieeny, R. Leger, S. Corn, I. Bazin y F. Bretelle, «Constitutive modeling of stress softening and permanent set in a porcine skin tissue: Impact of the storage preservation,» *Journal of Biomechanics*, Vols. %1 de %249, 13, n° <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.06.026>, pp. 2863-2869, 2016.
- [75] K. Chaimoon y P. Chindaprasirt, «An anisotropic hyperelastic model with an application to soft tissues,» *European Journal of Mechanics*, vol. 78, n° 103845, 2019.
- [76] B. Staber y J. Guilleminot, «Stochastic hyperelastic constitutive laws and identification procedure for soft biological tissues with intrinsic variability,» *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 65, n° <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.09.022>, pp. 743-752, 2017.
- [77] R. Marks, «The Stratum Corneum Barrier: The Final Frontier,» *The Journal of Nutrition*, vol. 134, n° 8, p. 2017S–2021S, 2004.
- [78] R. Tobajas, E. Ibarz y L. Gracia, «A comparative study of hyperelastic constitutive models to characterize the behavior of a polymer used in automotive engines,» *Conference: 2nd International Electronic Conference on Materials, MDPI*, pp. 1-17, 2016.
- [79] C. Kumar, «<https://www.comsol.com>,» 24 June 2015. [En línea]. Available: <https://www.comsol.com/blogs/fitting-measured-data-to-different-hyperelastic-material-models>. [Último acceso: April 2019].
- [80] M. Capurro y F. Barberis, «9 - Evaluating the mechanical properties of biomaterials,» de *Biomaterials for Bone Regeneration. Novel Techniques and Applications*, 2014, pp. 270-323.
- [81] S. D. ŁAGAN y A. LIBER-KNEĆ, «Experimental testing and constitutive modeling of the mechanical properties of the swine skin tissue,» *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 19, n° 2, pp. 93-102, 2017.

- [82] R. W. Ogden, G. Saccomandi y I. Sgura, «Fitting hyperelastic models to experimental data,» *Computational Mechanics*, vol. 34, n° 6, p. 484–502, 2004.
- [83] D. Rémache, M. Caliez, M. Gratton y S. B. dos Santos, «The effects of cyclic tensile and stress-relaxation tests on porcine skin,» *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 77, pp. 242-249, 2018.
- [84] R. W. Ogden, «Large deformation isotropic elasticity – on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids,» *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, vol. 326, n° 1567, pp. 565-584, 1972.
- [85] C. W. Oomens, M. v. Vlijven y G. W. Pet, «SKIN MECHANICS,» *Biomechanics of Living Organs*, vol. Chapter 16, pp. 347-357, 2017.
- [86] T. Hu y J. P. Desai, «Characterization of Soft-Tissue Material Properties: Large Deformation Analysis,» *Springer, Berlin, Heidelberg*, vol. 3078, n° 978-3-540-25968-8, pp. 28-37, 2004.
- [87] C. Li y J. Lua, «A hyper-viscoelastic constitutive model for polyurea,» *Materials Letters*, vol. 63, n° 11, pp. 877-880, 2009.
- [88] J. E. Sanders, B. S. Goldstein y D. F. Leotta, «Skin response to mechanical stress : Adaptation rather than breakdown—A review of the literature,» *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 32, n° 3, pp. 214-226, 1995.
- [89] J. A. PRAMUDITA, Y. SHIMIZU, Y. TANABE, M. ITO y R. WATANABE, «Tensile Properties of Porcine Skin in Dorsal and Ventral Regions,» *Journal of the Japanese Society for Experimental Mechanics*, vol. 14, n° Issue (2014), pp. s245-s250, 2014.
- [90] C. d. D. d. H. C. d. I. Unión, «Ley Federal de Sanidad Animal,» Última Reforma DOF 16-02-2018, www.diputados.gob.mx/LeyesBiblio/pdf/LFSA_160218.pdf, 2018.
- [91] ASTM Standards, *Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics. D638 -14*, Doi: 0.1520/D0638-14, 2010.
- [92] S. Islam, D. Zhalmuratova, H.-J. Chung y C. IL Kim, «A model for hyperelastic materials reinforced with fibers resistance to extension and flexure,» *International Journal of Solids and Structures*, Vols. %1 de %2193-194, n° <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2020.02.036>, pp. 418-433, 2020.

- [93] S. Madireddy, B. Sista y K. Vemaganti, «A Bayesian approach to selecting hyperelastic constitutive models of soft tissue,» *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vols. %1 de %2291, 0045-7825 , n° Doi: 10.1016/j.cma.2015.03.012, pp. 102-122, 2015.
- [94] K. Upadhyay, G. Subhash y D. Spearot, «Visco-hyperelastic constitutive modeling of strain rate sensitive soft materials,» *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, vol. 135, n° <https://doi.org/10.1016/j.jmps.2019.103777>, 2020.
- [95] M. Eskandari, T. M. Nordgren y G. D. O'Connell, «Mechanics of pulmonary airways: Linking structure to function through constitutive modeling, biochemistry, and histology,» *Acta Biomaterialia*, vol. 97, n° <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2019.07.020>, pp. 513-523, 2019.
- [96] J. G. Snedeker, M. Barbezat, P. Niederer, F. R. Schmidlin y M. Farshad, «Strain energy density as a rupture criterion for the kidney: impact tests on porcine organs, finite element simulation, and a baseline comparison between human and porcine tissues,» *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° Doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.030, pp. 993-1001, 2005.

Capítulo 7.

ANEXO DE CONSTANCIAS



Publicaciones del Congreso Internacional de Investigación Academia Journals
 © Academia Journals 2018
 Agosto 2018

ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO EN UN DISEÑO DE UN CLIP LOBULAR PARA MEDICIÓN DE GLUCOSA NO INVASIVO

M.C. Hilda Aguilar Rodríguez¹, M.C. Miguel Villagómez Gallardo¹, Dra. Georgina Carbajal de la Torre¹, Dr. Marco Antonio Espinosa Medina²

Zusammenfassung – Hoy en día, los diabéticos son un problema a nivel mundial, desde México se encuentra en la quinta posición. Este padecimiento requiere de monitoreo constante, sin embargo la forma tradicional de realizar este monitoreo es por medio de un pinchazo en el dedo índice, lo que es molesto para el paciente y provoca varias complicaciones y posibles infecciones como efecto secundario al no ser éste el dedo adecuado. Por esta razón, se buscan maneras más sencillas que ayuden a un monitoreo continuo reduciendo los efectos y molestias anteriores. Por ello se propone el diseño de un clip no invasivo para la toma de la muestra, del cual se realizó un modelo tridimensional y se correspondió análisis por elementos finitos. Se realizó el análisis estructural en el diseño de minimizar el estrés producido por el clip en la piel del paciente.

Palabras clave – Diabetes, elemento finito, esfuerzo von mises.

Introducción
 En el 2017, estadísticas arrojan que hay 425 millones de personas entre los 20 y 79 años con Diabetes Mellitus (DM), para el 2045 se prevé un aumento del 40% es decir, habrá 629 millones de personas con este padecimiento. México se encuentra en la quinta posición a nivel mundial con 12 millones de personas con diabetes, mientras que China, India y Estados Unidos se encuentran en las primeras 3 posiciones (Internacional Diabetes Federation, 2017).

La DM es una enfermedad crónica, inicialmente no produce síntomas por lo que puede ser detectada tempranamente, y puede llevar a complicaciones tales como ceguera, falla renal, neuropatías de extremidades inferiores y aumento, y se necesitan un tratamiento adecuado y oportuno (Gill, et al., 2004; Daffreux, 2004; Aguilar Rodríguez, et al., 2016). Esto son datos a un nivel más común que ayudan a un control adecuado de la glucosa en sangre para personas con diabetes, ya que las concentraciones pueden variar de vez en cuando debido a diversos factores tales como la actividad física, estado emocional, composición en la dieta y cambios hormonales (Fox, 2011).

Una concentración de glucosa aceptable es de 70 mg/dl (miligramos de glucosa en 100 mililitros de sangre) a 110 mg/dl, pero poco después de comer la concentración de glucosa de una persona puede elevarse hasta un nivel de 140 mg/dl (García, et al., 2014).

Actualmente existen diversos métodos, no invasivos que miden la glucosa. Una necesidad es la construcción de la muestra, se dice, demandado porque la muestra al estar para ser tomada la muestra de sangre puede causar impregnación por exceso de fluido tisular o hemolisis (Lin, et al., 2006; Yáñez, et al., 2017; Terry & Thurnell, 2002). Por lo que se propone un sensor no invasivo para el lóbulo de la oja.

Se consideran diversos diseños lóbulo (Aguilar Rodríguez, et al., 2016; Aguilar Rodríguez, et al., 2015), para el diseño de un prototipo lóbulo que cause la glucosa en pacientes diabéticos, pero lo cual se necesita considerar las propiedades mecánicas del tejido a analizar, el material y conocer la naturaleza de la muestra. Sin embargo no está seguro, ya que los clips lóbulo, por su uso frecuente tienden al riesgo de producir úlceras (dado en la superficie del tejido), debido a la presión que se ejerce en la zona (Gómez, 2012).

El lóbulo de la oja es un área ideal debido a la presencia de vasos capilares y su ligera de curvatura naturalmente pegada para la luz (Yang, et al., 2012). Cuenta con una formación blanda, que se compone por tejido conectivo denso y adiposo, que a su vez contiene vasos y fibras elásticas, también cuenta un suministro abundante de vasos (Lambert & Stutz-Land, 2006; Gray, 1916).

Como determinan el comportamiento de los materiales son las propiedades mecánicas de estos, lo cual se importante considerar para cualquier diseño, ya que la capacidad de los materiales depende del desdoblamiento y fraccionamiento (Grewer, 1997). Hay un estudio que son de algunos datos necesarios tales como deformación elástica y viscoelasticidad, tensión, rigidez módulo de Young, etc. (Petry, et al., 2014), ver tabla 1.

¹ La M.C. Hilda Aguilar Rodríguez es Alumna del Posgrado de la Facultad de Ingeniería Mecánica en la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Morelia, Michoacán. haguilar@uamich.mx
² El M.C. Miguel Villagómez Gallardo es Profesor de la Facultad de Ingeniería Mecánica en la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Morelia, Michoacán. miguel.villagomez@uamich.mx
 Dra. Georgina Carbajal de la Torre es Profesora del Posgrado de la Facultad de Ingeniería Mecánica en la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Morelia, Michoacán. georgina@uamich.mx
 Dr. Marco Antonio Espinosa Medina es Profesor del Posgrado de la Facultad de Ingeniería Mecánica en la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Morelia, Michoacán. maespinosa@uamich.mx

ISSN 1946-5351
 Vol. 10, No. 5, 2018

1167
 Editorial: www.AcademiaJournals.com



100 años
 UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO

INTERNATIONAL SYMPOSIUM on BIOENGINEERING
 Morelia, Michoacán, México
 21-22 de Noviembre 2018

Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo
 A través de su
 Cuerpo Académico de Bioingeniería
 Otorga la presente:

CONSTANCIA

a:

Hilda Aguilar Rodríguez
 Georgina Carbajal De La Torre
 Marco Antonio Espinosa Medina
 Miguel Villagómez Gallardo

Por haber presentado el poster titulado "Primera evaluación de señales de un estudio de niveles de glucosa por un sensor tipo clip" dentro del VIII Simposio Internacional en Bioingeniería llevado a cabo el 21 y 22 de noviembre de 2018, en el Centro de Información, Arte y Cultura de la UMSNH.

Morelia, Mich., a 22 de noviembre de 2018

Ing. Jesús Padilla Gómez
 Director de la Facultad de Ingeniería Mecánica de la UMSNH

Dr. Marco Antonio Espinosa Medina
 Representante del Cuerpo Académico Consultado de Bioingeniería.



LA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN, LA FACULTAD DE CIENCIAS BIOLÓGICAS Y EL NODO NORESTE RED DE BIOMATERIALES E INGENIERÍA DE ORGANOS Y TEJIDOS

OTORGAN EL PRESENTE RECONOCIMIENTO A:

HILDA AGUILAR RODRÍGUEZ, JAVIER ORTÍZ ORTÍZ, MIGUEL VILLAGÓMEZ GALINDO, MARCO ANTONIO ESPINOSA MEDINA, GEORGINA CARBAJAL DE LA TORRE

Por su trabajo: "Aplicación del modelo hiperelástico de Ogden a diferentes órdenes en tejido lobular porcino"

presentado durante el 6to Congreso Internacional RedBiot llevado a cabo en la Facultad de Ciencias Biológicas, UANL del 16-18 de octubre del 2019


DRA. MIRIAM FLORES MERINO
Presidenta Red de Biomateriales e Ingeniería de Organos y Tejidos


DR. JOSÉ IGNACIO GONZÁLEZ ROJAS
Director Facultad de Ciencias Biológicas UANL


DRA. KATIUSHKA AREVALO NIÑO
Presidenta Nodo Noreste Red de Biomateriales e Ingeniería de Organos y Tejidos



IX INTERNATIONAL SYMPOSIUM Morelia
on **BIOENGINEERING** November 7-8

Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo
through

Bioengineering Research Group

Awards the following

CERTIFICATE

to:

Hilda Aguilar Rodríguez, Miguel Villagómez Galindo,
Javier Ortiz Ortiz, Marco Antonio Espinosa Medina,
Georgina Carbajal de la Torre*

For his participation as **Poster Presenter** at the IX International Symposium of Bioengineering with the topic "**Comparison of the hyperelastic model of Ogden in porcine earlobe tissue**" held at Centro de Información de Arte y Cultura at U.M.S.N.H

Morelia, Mexico, November 7-8, 2019


M.C. Luis Ernesto Ceja
Director de La Facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo


Dr. Marco Antonio Espinosa Medina
Representante del Cuerpo Académico de Bioingeniería CAC-190-UMSNH


Dr. Marco Antonio Landavazo Arias
Coordinador de la Investigación Científica de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo



8th International Conference on MECHANICS OF BIOMATERIALS AND TISSUES 15-19 December 2019, Waikoloa Beach, Hawaii, USA

PARAMETRIZATION OF A HYPERELASTIC MODEL FOR PORCINE EARLOBE SKIN TISSUE.

H. Aguilar-Rodríguez¹, J. Ortiz-Ortiz¹, M. Villagómez-Galindo¹, M. A. Espinosa-Medina¹, G. Carbajal-De la Torre¹
¹Facultad de Ingeniería Mecánica, Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Mexico

Introduction

The constitutive behavior of the skin is based on the structure and density of the collagen fibers (CF) in the extracellular matrix. The CF network is composed of fibers of different lengths and thicknesses of a diameter about 1.5 μm.

Classical models of mechanical properties in tissue are constitutive (e.g., Fung's law) or phenomenological (e.g., Mooney-Rivlin, Ogden, etc.). The mechanical properties of skin are characterized by the stress-strain relationship. The objective of this paper is to parametrize a hyperelastic model for porcine earlobe skin tissue. The hyperelastic model is based on the Ogden's model. The constitutive equation of the hyperelastic model is given by:

$$\sigma = \sum_{i=1}^N \frac{2}{i} \lambda_i \alpha_i \lambda_i^{-\alpha_i - 1} \epsilon^i$$

where σ is the Cauchy stress, ϵ is the Green-Lagrange strain, λ_i and α_i are the material parameters. The constitutive equation of the hyperelastic model is given by:

$$\sigma = \sum_{i=1}^N \frac{2}{i} \lambda_i \alpha_i \lambda_i^{-\alpha_i - 1} \epsilon^i$$

Results

Fig. 1. Graph of Engineering Stress vs. Cauchy Stress of the porcine earlobe skin tissue. The graph shows the relationship between Engineering Stress (MPa) and Cauchy Stress (MPa) for different values of the strain (0.0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2.0). The graph shows that the Cauchy Stress is higher than the Engineering Stress, and the difference increases with the strain.

Materials and methods

Fig. 1. (a) Photograph of porcine earlobe skin tissue. (b) Photograph of porcine earlobe skin tissue after being cut into strips. (c) Photograph of porcine earlobe skin tissue after being cut into strips and placed in a container.

Fig. 2. Mechanical test of porcine earlobe skin tissue. The graph shows the relationship between Engineering Stress (MPa) and Cauchy Stress (MPa) for different values of the strain (0.0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2.0). The graph shows that the Cauchy Stress is higher than the Engineering Stress, and the difference increases with the strain.

Table 1. Properties of the porcine earlobe skin tissue.

Property	Value
Young's Modulus (E)	1.235
Poisson's Ratio (ν)	0.3
Shear Modulus (G)	0.8
Volume Modulus (K)	1.235

Discussion & Conclusion

The hyperelastic model was used to describe the mechanical behavior of the porcine earlobe skin tissue. The model was able to describe the mechanical behavior of the porcine earlobe skin tissue. The model was able to describe the mechanical behavior of the porcine earlobe skin tissue.

Acknowledgements

The authors would like to thank the following organizations for their support: Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Mexico.

References

1. Fung, Y.C. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. Springer, 1993.

2. Mooney, D.S. A constitutive equation for rubber. J. Polym. Sci. Part C: Polym. Symp. 52, 15-22 (1965).

3. Ogden, R.S. Large deformation nonlinear elasticity. Phys. Rep. 197, 173-215 (1997).

8th International Conference on MECHANICS OF BIOMATERIALS AND TISSUES 15-19 December 2019, Waikoloa, Hawaii, USA

Certificate of Presentation

We hereby confirm that

H. Aguilar-Rodríguez¹, J. Ortiz-Ortiz, M. Villagómez-Galindo, M.A. Espinosa-Medina, G. Carbajal-De la Torre, Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Mexico

Presented the following

Parametrization of a hyperelastic model for porcine earlobe skin tissue

At the 8th International Conference on Mechanics of Biomaterials and Tissues
 15-19 December, 2019, Waikoloa, Hawaii, USA

Marie-Claire Morley
 For and on behalf of Elsevier Ltd

8th International Conference on MECHANICS OF BIOMATERIALS AND TISSUES 15-19 December 2019, Waikoloa, Hawaii, USA

Certificate of Presentation

We hereby confirm that

J. Ortiz-Ortiz, H. Aguilar-Rodríguez, M. Villagómez-Galindo, M.A. Espinosa-Medina, G. Carbajal-De la Torre, Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Mexico

Presented the following

Mechanical characterization of synthetic mesh for abdominal wall hernia repair: A hyperelastic model

At the 8th International Conference on Mechanics of Biomaterials and Tissues
 15-19 December, 2019, Waikoloa, Hawaii, USA

Marie-Claire Morley
 For and on behalf of Elsevier Ltd

La Universidad Autónoma de San Luis Potosí
 a través de la Secretaría de Investigación y Posgrado otorgan la presente

Constancia

Por la PARTICIPACIÓN con el trabajo titulado

"Comparación de modelos hiperelásticos, ogden vs mooney-rivlin para sustituir modelos de tejido animal"

Durante el 7^o Congreso Internacional de la RedBIOT A.C. el cual se realizó de forma virtual del 21 al 23 de octubre de 2020, teniendo como sede la Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México.

Dr. Amaryú Luis Pozos Guillén
 Secretario de Investigación y Posgrado

Dra. Miriam Verónica Flores Merino
 Presidenta de la RedBIOT A.C.

Dr. Héctor Eduardo Flores Reyes
 Coordinador Académico del DICIIM UASLP

ESB 2021
 31st CONFERENCE OF THE EUROPEAN SOCIETY FOR BIOMATERIALS
 5 - 9 SEPTEMBER 2021 FULLY VIRTUAL

Certificate of Attendance

Herewith we confirm that

Hilda Aguilar-Rodríguez
 from Morelia, Michoacán, Mexico

participated in the

31st Conference of the European Society for Biomaterials (ESB)
 together with the
 43rd Annual Congress of the Iberian Society of Biomechanics and Biomaterials (SIBB)

which took place as a fully virtual event from September 5 to 9, 2021.

The congress was chaired by Ana Paula Págo (Chair), M. Cristina L. Martins (Co-Chair), Pedro L. Oliveira (Co-Chair)

from Institute for Research and Innovation in Health (i3H) and INEB - Instituto de Engenharia Biomédica, University of Porto, Portugal

The above mentioned participant presented the following poster: P32-02-104 | Tensile model through the finite element to obtain the parameters of the mechanical properties of the porcine earlobe tissue.

Porto, September 6, 2021

Ana Paula Págo (Chair), M. Cristina L. Martins (Co-Chair), Pedro L. Oliveira (Co-Chair)