



POSGRADO INTERINSTITUCIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA

CIATEC

**MEDICIÓN DE VARIABLES BIOLÓGICAS EN EL ABULÓN
MEDIANTE LA OBSERVACIÓN A TRAVÉS DEL DISEÑO DE
SENSORES EN LAS LONGITUDES DE ONDA DEL ROJO E
INFRARROJO.**

Tesis

QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE:

Doctora en Ciencia y
Tecnología
En Mecatrónica y Diseño
Mecánico.

PRESENTA:

M.O. Roxana Zaricell Bautista López

Director

Dr. Javier Yañez Mendiola

León, Guanajuato, México, 14 de junio de 2024.





GOBIERNO DE
MÉXICO



CONAHCYT
CONSEJO NACIONAL DE HUMANIDADES
CIENCIAS Y TECNOLOGÍAS

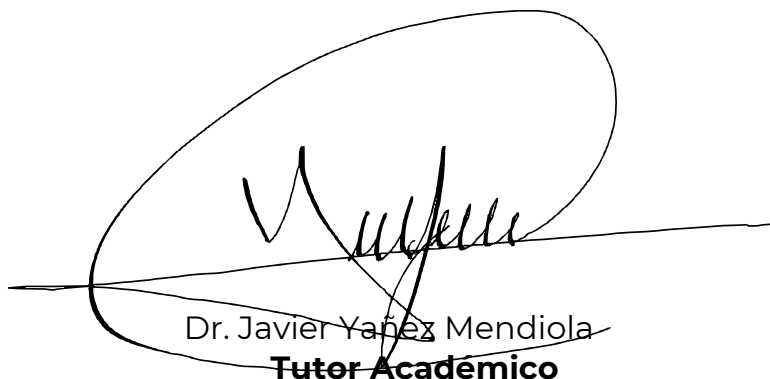


León, Guanajuato, a 14 de junio de 2024

Coordinación de Posgrado
PICYT – CIATEC
Guanajuato

Los abajo firmantes miembros del Comité Tutorial de la alumna **Roxana Zaricell Bautista López**, una vez leída y revisada la Tesis titulada **“Medición de variables biológicas en el abulón mediante la observación a través del diseño de sensores en las longitudes de onda del rojo e infrarrojo”**, aceptamos que la referida tesis revisada y corregida sea presentada por la alumna para aspirar al grado de Doctor en Ciencia y Tecnología en **Mecatrónica y Diseño Mecánica** durante el Examen de Grado correspondiente.

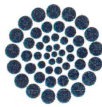
Y para que así conste firmamos la presente a los 14 días del mes de junio de dos mil veinticuatro.



Dr. Javier Yañez Mendiola
Tutor Académico



**GOBIERNO DE
MÉXICO**



CONAHCYT
CONSEJO NACIONAL DE HUMANIDADES
CIENCIAS Y TECNOLOGÍAS



León, Guanajuato, a 14 de junio de 2024.

Mtra. Emma Acevedo Moreno
Directora General Interina de
PICYT - CIATEC
León, Guanajuato.

Estimada Mtra. Acevedo,

Los abajo firmantes miembros del Jurado de Examen de la alumna **Roxana Zaricell Bautista López**, una vez leída y revisada la Tesis titulada **"Medición de variables biológicas en el abulón mediante la observación a través del diseño de sensores en las longitudes de onda del rojo e infrarrojo"**, aceptamos que la referida tesis revisada y corregida sea presentada por el alumno para aspirar al grado de **Doctor en Ciencia y Tecnología en Mecatrónica Y Diseño Mecánico** durante el Examen de Grado correspondiente.

Y para que así conste firmamos la presente a los 14 días del mes de junio de dos mil veinticuatro.

Dr. Rubén Jaramillo Vacío
Presidente.

Dr. Israel Miguel Andrés
Secretario.

Dr. Gabriel Contreras Zarazúa
Vocal.

Dr. Francisco Javier Díaz Sánchez
Vocal.

Dr. Javier Yañez Mendiola
Vocal.

ACTA DE EXAMEN DE GRADO

En la ciudad de León, Guanajuato a los 14 días del mes de junio del año 2024, siendo las 11:00 hrs., se reunieron en el Aula Magna del CIATEC los señores integrantes del Jurado de examen de grado constituido por:

PRESIDENTE: Dr. Rubén Jaramillo Vacio

Secretario: Dr. Israel Miguel Andrés

Vocal: Dr. Gabriel Contreras Zarazúa

Vocal: Dr. Francisco Javier Díaz Sánchez

Vocal: Dr. Javier Yañez Mendiola

y de acuerdo con las disposiciones del Reglamento vigente se procedió a llevar a cabo el Examen de Grado al (a) C. **Roxana Zaricell Bautista López** egresada del CIATEC, candidata a Doctorado en Ciencia y Tecnología en Mecatrónica y Diseño Mecánico. Tomando en cuenta los señores del Jurado de Examen de Grado los resultados de la Tesis del Proyecto de Investigación: "**Medición de variables biológicas en el abulón mediante la observación a través del diseño de sensores en las longitudes de onda del rojo e infrarrojo**", dictaminaron que fuera Aprobada por unanimidad. El Presidente del Jurado le hizo saber al sustentante el resultado obtenido, dándose por terminado el Examen de Grado a las 12:30 horas del día señalado. Se asentó la presente en el libro de actas para exámenes de grado número X a las 25 y 26 fojas, autorizado por la Coordinación del Posgrado Interinstitucional en Ciencia y Tecnología con fecha 14 de junio del 2024 y una vez escrita, leída y aprobada la firmaron para dar constancia las personas que en el acto intervinieron.



Dr. Rubén Jaramillo Vacio
Presidente



Dr. Israel Miguel Andrés
Secretario



Dr. Gabriel Contreras Zarazúa
Vocal



Dr. Francisco Javier Díaz Sánchez
Vocal



Dr. Javier Yañez Mendiola
Vocal

Resumen

La fotopleletismografía (PPG) es una técnica óptica no invasiva utilizada para medir cambios en el volumen sanguíneo en tejido microvascular, con amplias aplicaciones clínicas como la oximetría de pulso. Las señales PPG contienen información valiosa sobre sistemas fisiológicos como el cardiovascular, respiratorio y nervioso autónomo, aún no completamente explotada. En organismos marinos como el abulón, la frecuencia cardíaca y respiratoria son parámetros clave, especialmente frente al cambio climático y el estrés térmico. La frecuencia respiratoria está directamente relacionada con la frecuencia de las branquias del abulón: la frecuencia respiratoria es el número de veces que un organismo respira por minuto, esto implica cuántas veces bombea agua a través de sus branquias para extraer oxígeno. Estudios han demostrado la relación directa que existe entre las frecuencias: cardíaca y respiratoria, y las respuestas fisiológicas de los organismos intermareales, como el abulón, ante cambios ambientales. La fotopleletismografía ofrece una herramienta no invasiva para monitorear estos parámetros en especies difíciles de estudiar. La disminución en las capturas de abulón debido a la sobreexplotación pesquera y cambios ambientales, plantea preocupaciones sobre su sostenibilidad. Es crucial entender cómo responden estas poblaciones a los entornos cambiantes.

Para abordar estos desafíos, se diseñó un dispositivo no invasivo basado en la fotopleletismografía para medir los movimientos branquiales en el abulón. El dispositivo se basa en el principio de fotopleletismografía, pero a dos diferentes longitudes de onda (660 nm y 940 nm), para guiar la luz hacia la piel del abulón fue necesario utilizar dos fibras ópticas con una longitud de dos centímetros. Por medio del modo reflexión, la luz proveniente del abulón se captura en el fotodetector, los datos son almacenados en la memoria del dispositivo. Una vez que la recolección de datos se lleva a cabo, el dispositivo se conecta a la computadora por medio del puerto USB y los datos se analizan mediante el algoritmo de demodulación o detección síncrona. Se tomaron 17 muestras de un juvenil de abulón, el

análisis de las muestras demostró que la frecuencia branquial se encuentra en un rango de 2 Hz y 2.3 Hz.

Este enfoque puede ofrecer información relevante acerca de la fisiología y la respuesta del abulón ante variaciones en el ambiente, ya que este parámetro se asocia de manera directa con la frecuencia respiratoria y, a su vez, con la frecuencia cardíaca, lo que podría favorecer su preservación a largo plazo.

Palabras Clave: Abulón, fotopleletismografía, demodulación síncrona, frecuencia branquial.

Abstract

Photoplethysmography (PPG) is a non-invasive optical technique used to measure changes in blood volume in microvascular tissue, with wide clinical applications such as pulse oximetry. PPG signals contain valuable information about physiological systems such as the cardiovascular, respiratory, and autonomic nervous systems, which remains underutilized. In marine organisms like abalone, heart rate and respiratory rate are key parameters, particularly in the context of climate change and thermal stress. Respiratory rate is directly related to the gill frequency in abalone: the respiratory rate refers to how many times an organism breathes per minute, indicating how often it pumps water through its gills to extract oxygen. Studies have demonstrated the direct relationship between heart and respiratory rates and the physiological responses of intertidal organisms, such as abalone, to environmental changes. Photoplethysmography provides a non-invasive tool for monitoring these parameters in species that are difficult to study. The decline in abalone catches due to overfishing and environmental changes raises concerns about their sustainability. It is crucial to understand how these populations respond to changing environments.

To address these challenges, a non-invasive device based on photoplethysmography was designed to measure gill movements in abalone. The device relies on the principle of photoplethysmography but utilizes two different wavelengths (660 nm and 940 nm). Two optical fibers, each two centimeters long, were used to direct the light onto the abalone's skin. Using the reflection mode, light reflected from the abalone is captured by a photodetector, and the data are stored in the device's memory. Once the data collection is complete, the device connects to a computer via a USB port, and the data are analyzed using a demodulation or synchronous detection algorithm. Seventeen samples were collected from a juvenile abalone, and the analysis revealed that gill frequency falls within the range of 2 Hz to 2.3 Hz.

This approach can provide valuable insights into the physiology and response of abalone to environmental changes, as this parameter is directly related to respiratory rate and, consequently, heart rate, potentially aiding in their long-term conservation.

Keywords: Abalone, photoplethysmography, synchronous demodulation, branchial frequency.

A todos los que hicieron posible este trabajo, especialmente a mi familia.

Agradecimientos

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que estuvieron a mi lado durante el proceso de realización de esta tesis. En primer lugar, a mi mamá Jesús del Carmen López Espinosa, por su amor incondicional, su apoyo constante y por ser mi pilar en los momentos más difíciles. A mi abuelita Juanita, cuyo amor y enseñanzas siempre me acompañaran en cada paso de mi vida y que siempre vivirá en mi corazón. A mis hermanos Luis Alfredo Bautista López y Alfonso Bautista López que a pesar de la distancia siempre han estado conmigo.

A mi novio, Javier Cruz Salgado, por haberme animado a realizar el doctorado y acompañarme durante toda esta aventura, por toda su paciencia, comprensión, apoyo, por siempre animarme en los momentos más difíciles y por todo el cariño que me ha dado.

A mi asesor el Dr. Javier Yáñez Mendiola, por su guía invaluable, su paciencia y por transmitirme su conocimiento con dedicación. Gracias por cada consejo, por escucharme siempre, por ayudarme a crecer profesionalmente y como persona.

Agradezco a CIATEC y a su personal por la confianza y apoyo e instalaciones para llevar a cabo este proyecto. Al maestro Antonio Quijas Cervantes por siempre estar al pendiente de las necesidades de los estudiantes y tener la mejor disposición para brindar ayuda.

Al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencias y Tecnologías (CONAHCYT) por su apoyo a través de la beca 747341 durante el periodo 2019-2023.

Finalmente, agradezco a todas las personas que, de una forma u otra, estuvieron presentes en este camino. Su apoyo, palabras y presencia fueron fundamentales para la culminación de este proyecto. ¡Gracias a todos!

Índice General

1	Introducción	1
1.1	Antecedentes	3
1.2	Planteamiento del problema.....	4
1.3	Justificación	5
1.4	Objetivos.....	6
1.4.1	Objetivo general	6
1.4.2	Objetivo particular.....	6
1.5	Hipótesis	7
2	Estado del arte y marco teórico	8
2.1	Estado del arte.....	8
2.2	Marco teórico	12
2.3	Propuesta de solución	18
3	Metodología	21
3.1	Diseño del circuito electrónico para la medición del pulso cardiaco	21
3.2	Principio de funcionamiento del circuito	42
3.3	Sistema de acoplamiento del circuito a la piel del abulón	44
3.4	Tratamiento de los datos	47
4	Resultados.....	56
4.1	Parte I.....	56
4.2	Parte II.....	69
5	Conclusión	77
6	Anexo.....	79
7	Referencias	82

Índice de figuras

Figura 1. Penetración de las diferentes longitudes de onda en el tejido vivo: la luz azul y verde penetran a través de las capas epidérmicas y dérmicas papilares de la piel; las longitudes de onda de la luz amarilla y la roja penetran hasta la estructura vascular dérmica; la luz cercana al infrarrojo (NIR) penetra a través de la piel hasta las capas subdérmicas, y la luz de infrarrojo medio (MIR) nuevamente penetra a profundidades superficiales. (Kyriacou and Chatterjee, 2022).....	9
Figura 2. <i>Haliotis fulgens</i> (Aragón López, 2013).....	12
Figura 3. Disposición de organos en haliótidos. Vista dorsal de las estructuras que pertenecen al sistema sensorial (tentáculo cefálico, ojo, branquia, tentáculo epipodial), digestivo (Intestino, estómago 1, estómago 2, espiral viceral), reproductivo (gónada) y circulatorio (corazón, branquia, manto, músculo), (Heasman and Savva, 2007)	13
Figura 4. Cubeta usada para medición de las propiedades del oxígeno. Las áreas punteadas muestran los compartimientos de la cubeta que se llenan de sangre. La Absorbancia fue medida a través de un fina capar de 0.45mm de espesor en la parte central de la cubeta. (Zielinski et al., 2001)	17
Figura 5. Esquema de las etapas del diseño del circuito electrónico del sensor.....	21
Figura 6. Amplificador de una celda fotovoltaica (hoja de datos del LM358)	22
Figura 7. Amplificador de transimpedancia (Analog Engineer's Circuit: Amplifier)	23
Figura 8. Esquema electrónico del circuito de transimpedancia (Sensor).....	24
Figura 9. Gráfica del voltaje de salida vs la frecuencia del circuito de transimpedancia utilizando un capacitor de 10nF.....	25
Figura 10. Sumador DC (Hoja de datos del LM358)	26
Figura 11. Sumador no Inversor	26
Figura 12. Etapa de Estabilización de la señal	28
Figura 13. Etapa de acondicionamiento de la señal.....	29
Figura 14. Placa de prueba del sensor BPW34: a) vista superior, b) vista inferior	31
Figura 15. Señal del pulso cardiaco del circuito del sensor V1.0.....	32

Figura 16. Sensibilidad espectral relativa vs longitud de onda (hoja de datos de BPW34).	33
Figura 17. Circuito del sensor V2.0.....	34
Figura 18. Circuito del sensor V3.0: a) vista superior, b) vista inferior.....	36
Figura 19. Sensibilidad espectral relativa vs longitud de onda (hoja de datos de TEMD7000X01).....	37
Figura 20. Circuito del sensor V4.0: a) Vista superior, b) Vista inferior.....	39
Figura 21. Vista lateral del circuito del sensor V4.0.....	40
Figura 22. Circuito del sensor V5.0: a) Vista superior, b) Vista inferior.....	41
Figura 23. Convertidor de voltaje de 3.3V a 1.8V.....	42
Figura 24. Diagrama general del circuito del sensor.....	42
Figura 25. Tren de pulsos enviado desde el microcontrolador hacia los emisores.....	43
Figura 26. Hojas de lapeado de grano de diamante para pulido de fibras.....	46
Figura 27. Punta de la fibra óptica pulida: a) Vista lateral de la punta de la fibra óptica, b) Vista de la punta de la fibra óptica observada a través del microscopio.....	46
Figura 28. Fibras acopladas al circuito del sensor.....	47
Figura 29. Sección de datos extraídos de la memoria del circuito del sensor.....	48
Figura 30. Gráfica de los datos (sin procesar) correspondientes a la lectura del pulso cardíaco.....	49
Figura 31. Datos correspondientes a la lectura de la longitud de onda del rojo y del infrarrojo.....	50
Figura 32. Separación de los datos correspondientes a las mediciones con la longitud de onda del rojo e infrarrojo.....	51
Figura 33. Proceso de implementación de la técnica detección síncrona para recuperación del pulso cardíaco.....	52
Figura 34. Esquema fisiológico de la abulón. figura recuperada de “Manual for intensive hatchery production of abalone. (Heasman and Savva, 2007).....	55
Figura 35. Señal de la frecuencia cardíaca obtenida con la técnica de fotopletismografía a una sola longitud de onda.....	57

Figura 36. Lectura del pulso cardíaco obtenido después de haber procesado los datos.....	57
Figura 37. Espectro de Fourier de la frecuencia cardíaca obtenida con la técnica de fotoplethysmografía a una sola longitud de onda (940nm).....	58
Figura 38. Señal del pulso cardíaco de referencia obtenido con el MAX3010x.....	59
Figura 39. El pulso PPG. La luz transmitida a través del tejido disminuye durante la sístole y aumenta durante la diástole. Imagen obtenida de: Calibration-Free Pulse Oximetry Based on Two Wavelengths in the Infrared — A Preliminary Study.....	59
Figura 40. Histograma de frecuencias del sujeto 1: a) Dispositivo sensor, b) Oxímetro CHOICEDMED.....	64
Figura 41. Intervalo de confianza del 95 % del Sujeto 1.....	65
Figura 42. Histograma de frecuencias del sujeto 2: a) Dispositivo sensor, b) Oxímetro CHOICEDMED.....	66
Figura 43. Intervalo de confianza del 95%.....	67
Figura 44. Diagrama de flujo del algoritmo de detección síncrona para la obtención de la señal del pulso cardíaco.....	68
Figura 45. Señal del pulso cardíaco obtenido con el método de detección síncrona.....	69
Figura 46. Mecanismo de soporte para el sensor. a) Vista lateral. b) Vista frontal.....	70
Figura 47. Abulón de 6 meses de edad.....	71
Figura 48. Medición con el circuito del sensor en el organismo del abulón.....	71
Figura 49. Señal recolectada del abulón con el circuito del sensor.....	72
Figura 50. Movimiento branquial del abulón.....	73
Figura 51. Espectro de frecuencias del movimiento branquial del abulón.....	73
Figura 52. Histograma de la Frecuencia de las branquias del abulón azul.....	75
Figura 53. Métricas de la revista Aquaculture Research.....	80
Figura 54. Prevista del artículo “Branchial Motion Assessment in Abalone Using Photoplethysmography”.....	81

Índice de tablas

Tabla 1. Diseño de un filtro Chevyshev pasa bajas con un ripple de 0.25dB (Electronics, McGraw-Hill, Inc., August 18, 1969)	30
Tabla 2. Características de la F. O. FP400URT	45
Tabla 3. Error cuadrático medio de la frecuencia cuadrática.	60
Tabla 4. Análisis de estadística descriptiva aplicados a los datos de la Tabla 3, tabla obtenida del software Minitab.	62
Tabla 5. Frecuencia Branquial del abulón azul	74
Tabla 6. Análisis de estadística descriptiva aplicados a los datos de la Tabla 5, tabla obtenida del software Minitab	75

1

Introducción

La fotopletismografía (PPG) ha emergido como una herramienta invaluable en la monitorización de parámetros fisiológicos en una variedad de contextos, desde aplicaciones clínicas hasta estudios de investigación en organismos marinos. Esta técnica óptica no invasiva permite medir cambios en el volumen sanguíneo en tejido microvascular, ofreciendo una ventana única hacia la actividad cardiovascular y respiratoria.

En el caso específico del abulón, una especie marina que se clasifica como un molusco gasterópodo, la relación entre la señal de PPG y variables fisiológicas claves como, la frecuencia cardíaca y respiratoria es de particular interés. La frecuencia cardíaca, como indicador fundamental del ritmo cardiovascular, puede proporcionar información valiosa sobre la respuesta del abulón a estímulos ambientales cambiantes, como cambios de temperatura, niveles de oxígeno disuelto y presencia de depredadores.

Por su parte, la frecuencia respiratoria, relacionada estrechamente con la ventilación pulmonar y la demanda metabólica, puede reflejar la adaptación del abulón a condiciones ambientales desafiantes. Mediante la monitorización no invasiva de estas variables fisiológicas utilizando la fotopleletismografía, se abre la puerta a una comprensión más profunda de la fisiología del abulón y su capacidad para hacer frente a cambios en su entorno marino.

Este enfoque innovador no solo permite una evaluación continua de la salud y el bienestar del abulón en su hábitat natural, sino que también puede proporcionar información crítica para la gestión y conservación de esta especie en un contexto de cambio ambiental global.

El desarrollo de dispositivos no invasivos basados en la fotopleletismografía para medir parámetros fisiológicos en organismos marinos, como el abulón, proporciona información valiosa como el movimiento de sus branquias y podría utilizarse en trabajos futuros para obtener una respuesta a los cambios ambientales y contribuir a su gestión y conservación a largo plazo. Estos dispositivos podrían adaptarse para monitorear continuamente la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno y otros parámetros fisiológicos en el abulón, lo que permitiría una mejor comprensión de su comportamiento y sus necesidades en un entorno cambiante.

En este trabajo se presenta la recuperación de la frecuencia de los movimientos branquiales del abulón azul, mediante la señal PPG y el tratamiento de los datos con el algoritmo de demodulación síncrona.

1.1 Antecedentes

Esta investigación fue parte del proyecto: “Respuestas fisiológicas y comportamentales del abulón azul (*Haliotis fulgens*, Philippi 1845), ante estrés térmico, por hipoxia y efecto simultáneo: evaluación por fisiología, bioquímica y optoelectrónica” con número de referencia: 287237 y perteneciente a la rama de ciencias básicas con apoyo de CONAHCYT. Este proyecto estará integrado a dicho estudio.

1.2 Planteamiento del problema

El abulón, un molusco gasterópodo marino perteneciente a la familia Haliotidae, ha sido una especie emblemática tanto en términos económicos como ecológicos en diversas regiones costeras del mundo, sobre todo en el oeste de la península de baja california (Aragón López, 2013; Díaz et al., 2006). Sin embargo, en las últimas décadas, el abulón ha enfrentado numerosos desafíos que han amenazado su supervivencia y han generado preocupaciones sobre su estado poblacional y la salud de los ecosistemas marinos en los que habita. La sobreexplotación ha sido una de las principales causas del declive de las poblaciones de abulón en todo el mundo. Durante décadas, la pesca comercial y la recolección ilegal han ejercido una presión insostenible sobre estas poblaciones, agotando rápidamente los recursos naturales y reduciendo drásticamente los números de abulón en su hábitat natural. Además de la sobreexplotación, el abulón también enfrenta amenazas derivadas de los cambios ambientales globales. El aumento de las temperaturas oceánicas, la acidificación del agua y la pérdida de hábitat debido a la degradación costera han afectado negativamente a los ecosistemas marinos donde el abulón prospera. Estos factores han contribuido a la disminución de la calidad del hábitat y han debilitado la capacidad de recuperación de las poblaciones de abulón.

1.3 Justificación

El abulón es de gran importancia comercial y económica en México, en específico en la costa oeste de la península de baja california (Díaz et al., 2006) debido a que dichas costas son el único lugar de la república mexicana donde se lleva a cabo la captura y cultivo del mismo (Aragón López, 2013).

Durante los últimos años se ha registrado una disminución en las capturas de abulones, esto se le atribuye tanto a la sobre explotación de la pesca, como a las fluctuaciones de la temperatura debidas a las condiciones ambientales (Guzman del Proo, 1992).

Con base en lo anterior, se diseñó un sensor que mide la frecuencia del movimiento branquial en el abulón utilizando la técnica fotopleletismografía combinada con la oximetría de pulso, esto podría marcar la pauta para un monitoreo fisiológico no invasivo, logrando una mejor comprensión de la respuesta al estrés, que pueden sufrir estos organismos. Medir la frecuencia de sus branquias puede proporcionar información valiosa sobre cómo responde el abulón a su entorno y ayuda a identificar situaciones estresantes que podrían afectar su salud y supervivencia, los cambios en este parámetro pueden ser señales tempranas de estrés o enfermedad. En trabajos futuros se podría adaptar este dispositivo para medir la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno bajo diferentes condiciones de estrés ambiental.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

Desarrollar un sensor que sea capaz de interactuar con el abulón, para medir algunas variables fisiológicas de poblaciones bentónicas, mediante una técnica no invasiva

1.4.2 Objetivo particular

Diseñar un sensor mediante la técnica de oximetría de pulso con el principio de fotopleximografía para medir el movimiento branquial del abulón H. fulgen.

1.5 Hipótesis

La frecuencia del movimiento branquial del abulón modula el tren de pulsos proveniente de los emisores y es demodulada por el método de demodulación síncrona. Además, se postula que la señal proveniente del sensor de oximetría de pulso está influenciada por la frecuencia del movimiento branquial, la cual puede ser determinada mediante demodulación directa.

La disminución de las poblaciones de abulón puede tener efectos cascada en toda la cadena alimentaria marina, afectando a otras especies y provocando cambios imprevistos en la estructura y función de los ecosistemas marinos.

Por lo anterior, se diseñó un sensor que es apto para trabajar con el abulón; en el cual se utilizan dos diferentes longitudes de onda y combinada con la técnica de fotoplethismografía (Pologe, 1987; Silva et al., 2009). Los datos obtenidos con la técnica de oximetría de pulso se analizarán con un algoritmo de demodulación síncrona, el objetivo de esto es poder medir la frecuencia de las branquias del abulón, aunque la señal sea muy pequeña y con esto podrá ser posible realizar la evaluación fisiológica del *H. fulgens* para obtener información acerca de los parámetros del abulón como: movimiento branquial y posteriormente el ritmo cardíaco.

2

Estado del arte y marco teórico

2.1 Estado del arte

La fotopleletismografía (PPG) es una técnica de medición óptica no invasiva que se utiliza para medir cambios de volumen sanguíneo en tejido microvascular (Challoner and Ramsay, 1974) y tiene una amplia gama de aplicaciones clínicas, por ejemplo, oximetría de pulso, que permite medir de forma continua y no invasiva la saturación de oxígeno en la sangre arterial (SpO_2) y señales de pulso cardíaco. Las señales de PPG tienen un gran potencial para la detección no invasiva de una amplia gama de enfermedades con alto rendimiento; en una revisión de 43 estudios que utilizaron señales de fotopleletismografía (PPG) para la detección y diagnóstico de 25 afecciones de salud, Loh et al. (Loh et al., 2022) identificaron algunas limitaciones en los estudios revisados, como la falta de estandarización en la recopilación de señales de PPG, la falta de acceso público a bases de datos de PPG y la diversidad de

afecciones de salud cubiertas. Esta revisión también destaca la importancia de señalar que el origen de la PPG es un campo complejo y en evolución, donde múltiples factores pueden contribuir a la formación de la señal y que se necesitan más estudios para validar los resultados obtenidos y evaluar el rendimiento de las técnicas de PPG en entornos clínicos reales.

En las aplicaciones donde se utiliza la fotopletismografía, el sensor se coloca en la superficie de la piel, iluminando un volumen de tejido subyacente, la luz que atraviesa este volumen de tejido se modula según las propiedades ópticas de las capas y subcapas del tejido. En la Figura 1 se presenta un diagrama esquemático de las capas y subcapas del tejido cutáneo.

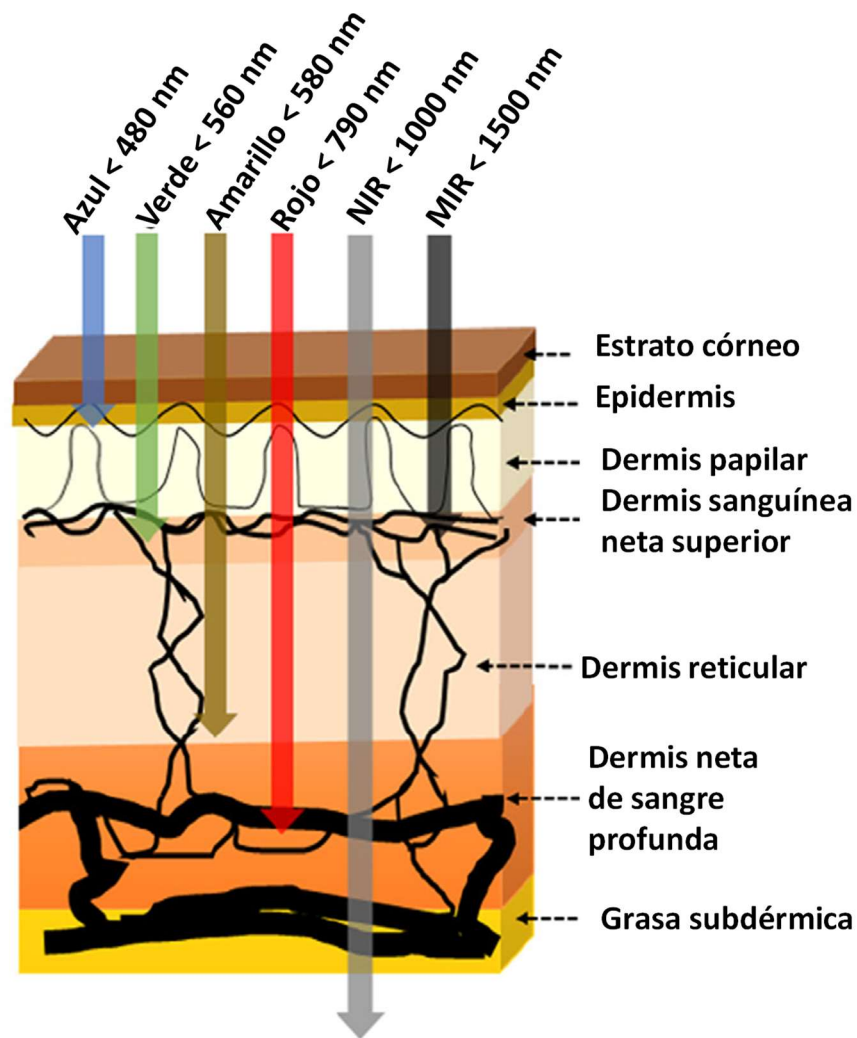


Figura 1. Penetración de las diferentes longitudes de onda en el tejido vivo: la luz azul y verde penetran a través de las capas epidérmicas y dérmicas papilares de la piel; las longitudes de onda de la luz amarilla y la

roja penetran hasta la estructura vascular dérmica; la luz cercana al infrarrojo (NIR) penetra a través de la piel hasta las capas subdérmicas, y la luz de infrarrojo medio (MIR) nuevamente penetra a profundidades superficiales. (Kyriacou and Chatterjee, 2022)

El arreglo óptico utilizado es simple: se utiliza una fuente de luz y un detector de fotones en la superficie de la piel, lo que permite registrar continuamente las variaciones en la intensidad de la luz dispersada por los tejidos vasculares, la técnica se puede implementar por transmisión o reflexión. Estas variaciones en la intensidad de la luz detectadas se registran como una señal conocida como fotopleletismograma y están asociadas con los cambios en el volumen sanguíneo durante el ciclo cardíaco. La interacción que existe entre la luz y el tejido vivo es algo compleja (reflexión, transmisión, absorción y dispersión) (Anderson and Parrish, 1981) y muchos factores afectan la cantidad de luz recibida por el sensor, por ejemplo, el efecto de la presión sobre el sensor (Hertzman, 1938). Aunque la técnica de procesamiento de señales a través del método de fotopleletismografía es bien conocida, para el caso general de obtener el pulso cardíaco se utiliza una sola fuente de luz; para la oximetría de pulso, una técnica derivada de la aplicación de fotopleletismografía, se utilizan dos fuentes de luz a diferentes longitudes de onda para determinar el porcentaje de oxígeno entre las proporciones de hemoglobina y oxihemoglobina (Chan et al., 2013; de Kock and Tarassenko, 1993; Wukitsch et al., 1988). Leppänen et al. (Leppänen et al., 2022) indican que la absorción total es menor con luz infrarroja en comparación con la luz roja, por lo que la señal de PPG medida con la longitud de onda infrarroja es más estable y comúnmente más utilizada que la luz roja. La señal de PPG contiene información valiosa sobre los sistemas cardiovascular, respiratorio y nervioso autónomo, que aún no se explota de manera rutinaria (Mejia-Mejia et al., 2021). La variable que se obtiene comúnmente con la señal de PPG es la frecuencia cardíaca la cual es un parámetro fisiológico que nos puede servir para monitorear otras variables en el cuerpo humano, sin embargo, también es un parámetro muy importante para inferir de manera indirecta variables importantes en organismos que son difíciles de estudiar como es el caso de algunas especies marinas como el abulón azul. Dong et al., (Dong et al., 2015) mencionan que la frecuencia cardíaca se relaciona directamente con las respuestas fisiológicas de los organismos intermareales frente al cambio climático y el estrés térmico, y que, la variabilidad

en la frecuencia cardíaca entre diferentes poblaciones geográficas puede proporcionar información sobre la adaptación local y la plasticidad fisiológica de estas especies frente a condiciones térmicas cambiantes. Existen dos importantes variables que se pueden calcular con la frecuencia cardíaca en organismos ectotermos: El primero es el margen de seguridad térmica (TSM) , este se obtiene con los límites térmicos de estos organismos y estos límites se pueden conocer a través de la frecuencia cardíaca (Dong et al., 2015; Sinclair et al., 2016), el TSM es una herramienta valiosa que indica la diferencia entre el límite térmico de la especie y la temperatura ambiental máxima, esto proporciona una medida de la capacidad de una especie para tolerar el estrés térmico y puede utilizarse para predecir cómo las poblaciones responderán a las proyecciones de calentamiento climático futuro (Deutsch et al., 2008; Sunday et al., 2014). En segundo lugar son las curvas de respuesta fisiológica las cuales se pueden monitorear utilizando la frecuencia cardíaca, y esto es importante para calcular los puntos de inflexión del rendimiento fisiológico (Stillman and Somero, 1996).

Se sabe que la frecuencia cardíaca es sensible a los cambios de temperatura en los moluscos intermareales, con el aumento de la temperatura corporal, la frecuencia cardíaca sigue aumentando hasta que llega al valor máximo (Dong et al., 2021). La relación entre la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria en organismos marinos ectotermos, al igual que en otros organismos, está vinculada a su fisiología y a las demandas metabólicas de su entorno. Sin embargo, la investigación específica sobre esta relación en el abulón parece ser limitada.

En términos generales, se puede suponer que el abulón experimenta un aumento en su frecuencia cardíaca y respiratoria cuando está expuesto a condiciones ambientales estresantes, como cambios bruscos de temperatura, falta de oxígeno o presencia de depredadores. Este aumento en las frecuencias cardíaca y respiratoria ayudaría al abulón a mantener un suministro adecuado de oxígeno y energía para sus procesos metabólicos en situaciones desafiantes.

2.2 Marco teórico

El abulón, conocido científicamente como *Haliotis fulgens* (Figura 2), es una especie de molusco gasterópodo marino perteneciente a la familia Haliotidae. Se caracteriza por su concha de forma ovalada y abombada, con tonalidades azules, verdes y moradas que lo distinguen de otras variedades de abulón. Esta especie en particular, el abulón azul, es nativa de la costa del Pacífico mexicano, donde encuentra un hábitat propicio para su desarrollo y reproducción. Se ha registrado que esta especie ha llegado alcanzar una talla máxima de 30 cm en las costas de la península de Baja California, su hábitat suelen ser sustratos rocosos que se encuentran en una profundidad de aproximadamente 46 metros (Aragón López, 2013).

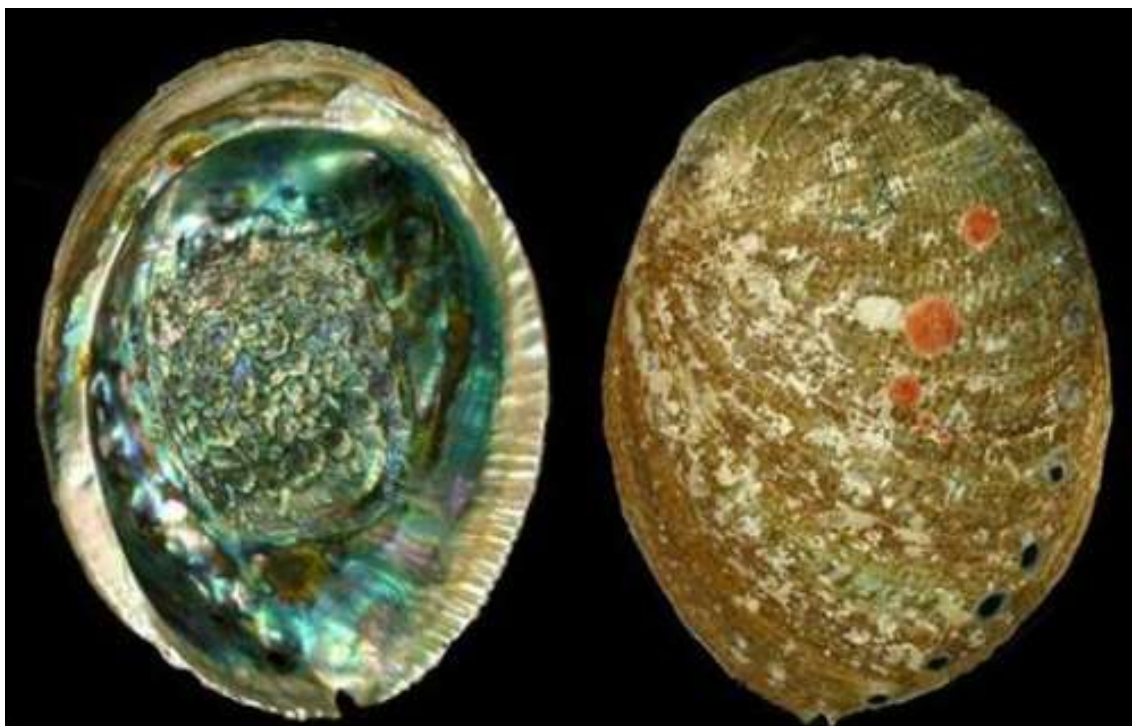


Figura 2. *Haliotis fulgens* (Aragón López, 2013)

La fisiología del abulón (Figura 3), un molusco marino de la familia Haliotidae, es fascinante y está adaptada a su entorno acuático. Estos organismos poseen una serie de características fisiológicas que les permiten sobrevivir y prosperar en diversos hábitats marinos. El abulón respira a través de branquias, estructuras especializadas que están ubicadas dentro de su

cavidad paleal. Las branquias permiten el intercambio de gases, absorbiendo oxígeno del agua y liberando dióxido de carbono. Este proceso de respiración es crucial para proporcionar el oxígeno necesario para el metabolismo celular y eliminar los productos de desecho metabólico.

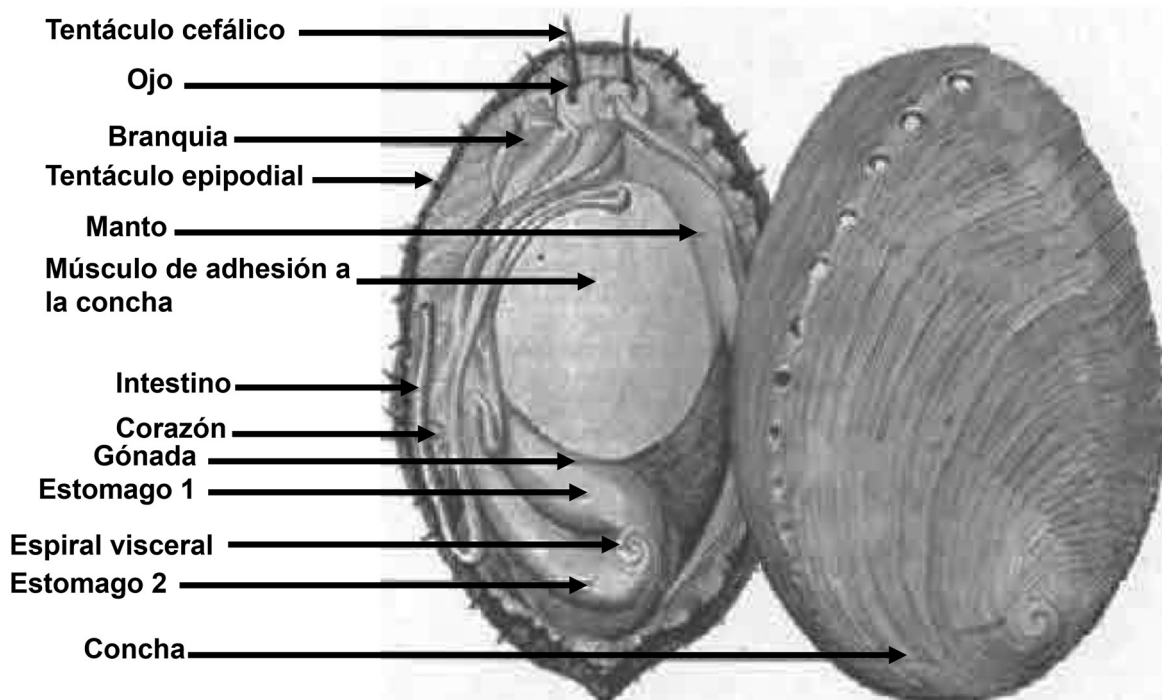


Figura 3. Disposición de órganos en haliótidos. Vista dorsal de las estructuras que pertenecen al sistema sensorial (tentáculo cefálico, ojo, branquia, tentáculo epipodial), digestivo (Intestino, estómago 1, estómago 2, espiral visceral), reproductivo (gónada) y circulatorio (corazón, branquia, manto, músculo), (Heasman and Savva, 2007)

La importancia del abulón azul en México radica en varios aspectos, tanto económicos como culturales y ecológicos. En primer lugar, el abulón es considerado un manjar culinario de alto valor gastronómico en diversas regiones del país, especialmente en la cocina tradicional de la costa oeste de México. Sin embargo, más allá de su valor gastronómico, el abulón azul desempeña un papel crucial en la economía de las comunidades costeras mexicanas. La pesca y el cultivo de abulón representan una importante fuente de ingresos para pescadores y acuicultores locales, generando empleo y contribuyendo al desarrollo económico de estas regiones (Díaz et al., 2006). La costa oeste de la Península de Baja California representa la

única área dentro de la República Mexicana donde se recolecta el abulón de la naturaleza y se cultiva (Aragón López, 2013). Desde el punto de vista ecológico, el abulón azul desempeña un papel importante en el ecosistema marino. Como herbívoro, se alimenta de algas y otras materias orgánicas, ayudando a mantener el equilibrio de los ecosistemas costeros y promoviendo la biodiversidad marina.

En los últimos años, ha habido una disminución notable en las capturas de abulón. Esta disminución puede atribuirse a una combinación de factores, incluida la sobreexplotación de la pesca de abulón y la influencia de las fluctuaciones de temperatura resultantes de cambios en las condiciones ambientales (Guzman del Proo, 1992). Estos problemas han generado preocupaciones sobre la sostenibilidad y viabilidad a largo plazo de la industria del abulón en la región. Los esfuerzos para abordar estos desafíos y gestionar los recursos de abulón de manera efectiva son cruciales para mantener el equilibrio económico y ecológico en esta área. Estudios han demostrado que la temperatura es un factor significativo debido a la vulnerabilidad del abulón a los cambios térmicos y la capacidad de la temperatura para penetrar barreras físicas, lo que puede tener efectos potencialmente graves en la estructura de todas las macromoléculas (Hickey and Singer, 2004); del mismo modo, y en menor medida, la temperatura causa efectos en el comportamiento del abulón, como la selección de un hábitat térmico ideal (Reynolds and Casterlin, 1979). De hecho, los comportamientos del abulón y su distribución pueden ser significativamente afectados por una variedad de factores ambientales. La desoxigenación, por ejemplo, puede tener un efecto profundo en la distribución del abulón y puede limitar el crecimiento de la población, como señalaron Calderón - Liévanos et al. (Calderón-Liévanos et al., 2019). Además, varios estudios han explorado cómo los abulones, incluidas otras especies, responden a diferentes variables ambientales. Algunos de estos estudios han investigado respuestas a factores como la calidad de la luz (Gao et al., 2016) y la disponibilidad de alimentos (Buss et al., 2015; Currie et al., 2016). Además, ha habido esfuerzos para documentar las causas asociadas con diferentes factores estresantes, como altas temperaturas, contenido elevado de amonio, bajos niveles de oxígeno disuelto y altos niveles de otros factores ambientales (Elgendy et al., 2023; Ponce-Díaz et al., 2003; Vandeppeer, 2006).

Estos esfuerzos de investigación contribuyen colectivamente a una comprensión más completa de cómo responden las poblaciones de abulón a sus entornos siempre cambiantes, arrojando luz sobre la compleja interacción entre el comportamiento del abulón y los factores ecológicos. Sin embargo, hay un conocimiento pobre del comportamiento del abulón debido a la falta de observación continua de variables ambientales y a la falta de información biológica de la especie (Himilce, 2014).

Por lo tanto, es importante determinar las características biológicas del abulón para describir su comportamiento. El abulón azul *Haliotis fulgens* es el objeto de este estudio porque hay informes de efectos del cambio ambiental como el desprendimiento del organismo de sus sustratos e incluso mortalidad.

A lo largo de las décadas se ha buscado registrar parámetros fisiológicos en este tipo de especies. La mayoría de los métodos para medir variables fisiológicas en organismos ectotermos marinos se llevan a cabo con métodos invasivos. Mason (Mason, 1971) realizó un estudio para determinar las tasas de respiración de veinte especies de caracoles, para este propósito utilizó un respirómetro diferencial Gilson (Gilson Medical Electronics) para llevar a cabo la medición se aislaron a los caracoles en matraces individuales con la temperatura controlada y tiempo de aclimatación. Una de las primeras mediciones de la frecuencia cardíaca en organismos de este tipo, específicamente moluscos (*Mytilus edulis*), se llevó a cabo de manera invasiva, con neumógrafo de impedancia, diseñado para detectar cambios pulsátiles en el volumen (E & M Instrument Co. Inc.), se insertaron dos electrodos finos en el espacio pericárdico, y mediante los cambios de impedancia eléctrica entre los electrodos, se registró la frecuencia cardíaca. Debido a que al menos se deben perforar dos pequeños agujeros en el exterior del espacio pericárdico, el estado fisiológico de los animales experimentales puede alterarse hasta cierto punto mediante el uso de este método (Helm and Trueman, 1967). En 1990 Depledge et al. (Depledge and Andersen, 1990) desarrollaron el primer método semi invasivo para registrar la actividad cardíaca de un cangrejo, el dispositivo que diseñaron fue un transductor que está compuesto por un diodo emisor de luz

infrarroja (LED) y un detector (fototransistor), ambos elementos estaban montados en paralelo, dirigidos hacia una misma dirección. La corriente que generaba el fototransistor era una función de la variación de luz reflejada, la cual se amplificaba y filtraba antes de ingresar a la interfaz transductor/computadora. Este transductor es semi invasivo debido a que se coloca por medio de un anillo de plástico de 1,5 cm de diámetro sobre la región cardíaca del caparazón, este anillo se adhiere mediante el uso de un adhesivo no tóxico de secado rápido, el anillo en sí está equipado con un tornillo que permite asegurar el transductor en su posición. En 1999 Chelazzi et al. (Chelazzi et al., 1999) monitorearon la frecuencia cardíaca utilizando un método semi invasivo, este consistía en un diodo emisor de luz infrarroja (IR) conectado axialmente a un fototransistor, el cual estaba adherido a la concha de la lapa con un adhesivo removible. Este arreglo permitía que la luz IR emitida por el diodo fuera reflejada por las partes internas del limo, generando así una corriente en el fototransistor. Las variaciones en esta corriente, que dependían de la intensidad de la luz debido al latido del corazón, fueron amplificadas, filtradas y registradas utilizando un osciloscopio portátil (Fluke 105B). Zielinski et al. (Zielinski et al., 2001) indican procedimientos para la medición de oxígeno en la hemocianina que radican en la construcción de una cubeta especial que consiste en un compartimento superior e inferior conectados por dos ejes (1,5 y 2 mm de diámetro) en la periferia izquierda y derecha de la cubeta, así como un compartimento central entre los ejes, donde la sangre forma una capa delgada de solo 0,45mm (Figura 4). Este dispositivo monitorea la saturación de oxígeno de forma continua utilizando un espectrofotómetro de diodo con fibra óptica para medir la absorbancia a 345 nm a través de la capa delgada de sangre.

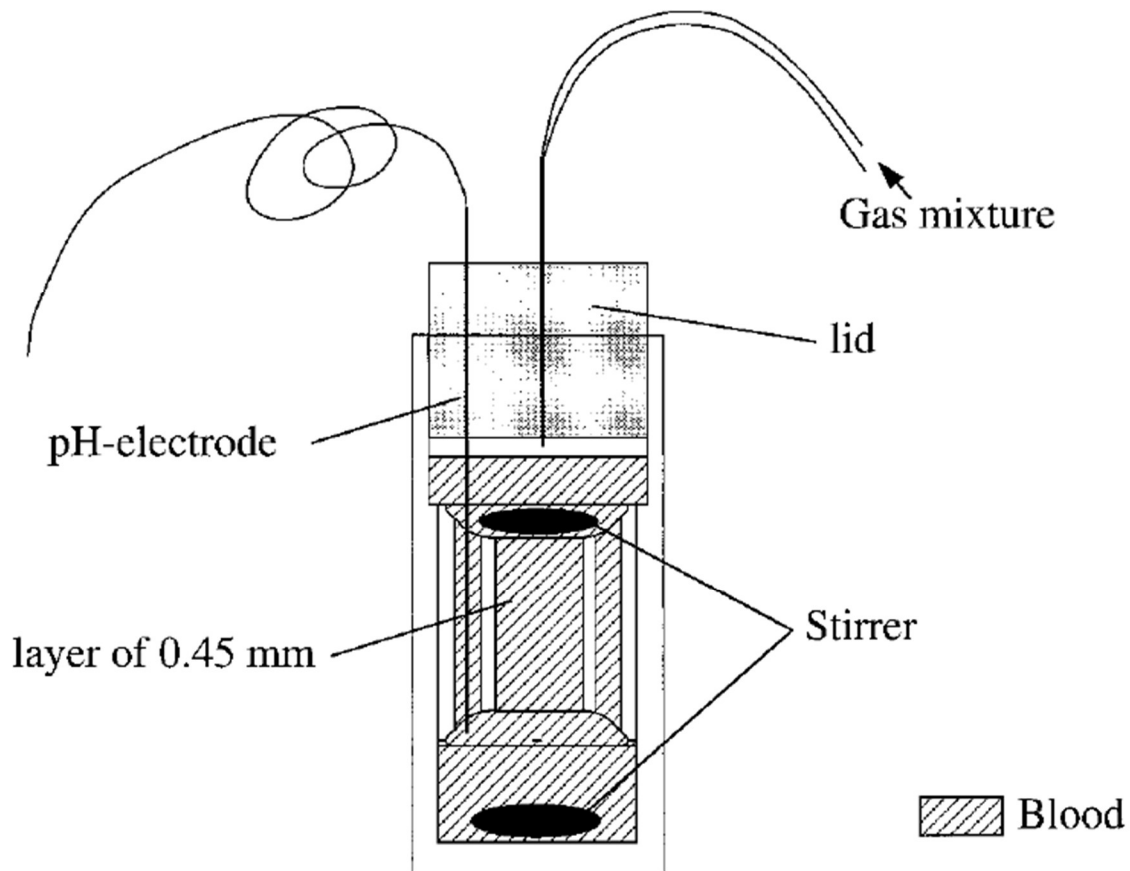


Figura 4. Cubeta usada para medición de las propiedades del oxígeno. Las áreas punteadas muestran los compartimientos de la cubeta que se llenan de sangre. La Absorbancia fue medida a través de un fina capar de 0.45mm de espesor en la parte central de la cubeta. (Zielinski et al., 2001)

A través de un método semi invasivo (Chelazzi et al., 1999; Depledge and Andersen, 1990), Chen et al. (Chen et al., 2019) investigaron la tolerancia al calor en el abulón. Morash et al. (Morash et al., 2014) analizaron abulones expuestos a eventos estresantes. Estos estudios tienen las siguientes características: a) utilizan un método semi invasivo o invasivo, b) el dispositivo requiere una computadora para realizar las mediciones y c) se necesita utilizar pegamento o realizar una incisión en el caparazón (cerca del corazón) para la interacción entre el cuerpo del espécimen y los sensores.

La oximetría es una técnica ampliamente estudiada con aplicaciones clínicas. Una de las principales aplicaciones de la oximetría de pulso es la determinación de la saturación de

oxígeno utilizando diferentes técnicas de procesamiento de señales, sin embargo, la saturación de oxígeno en sangre no es la única información que puede contener la señal de PPG, sino también señales de interés como la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria (Chon et al., 2009). Se puede mostrar que es posible recuperar la frecuencia respiratoria a partir de la señal de fotopleletismografía porque hay evidencia de que la frecuencia respiratoria modula tanto la frecuencia como la amplitud de la señal del pulso cardíaco (Charlton et al., 2018; Leonard et al., 2004, 2003, 2006; Shelley et al., 2006). Chon et al. (Chon et al., 2009) propusieron un método para estimar la frecuencia respiratoria mediante oximetría de pulso utilizando el método de estimación espectral de frecuencia variable: demodulación compleja de frecuencia variable (VCFDM) para identificar la modulación de frecuencia (FM y AM) de la forma de onda del fotopleletismograma.

La técnica de fotopleletismografía es ampliamente conocida y se han desarrollado una amplia gama de tecnologías en torno a ella (Kyriacou and Allen, 2021). Una de las principales razones para utilizar esta técnica es evitar el uso de equipos adicionales en la monitorización de signos vitales como la frecuencia cardíaca o la frecuencia respiratoria (Addison and Watson, 2004).

2.3 Propuesta de solución

Para el presente estudio, la recopilación de datos se llevó a cabo en el Centro de Investigaciones Biológicas del Noroeste (CIBNOR), Baja California, México, en colaboración con CIATEC A.C. Una de las principales características de las técnicas utilizadas para la medición de parámetros fisiológicos en seres vivos es no causarles molestias o daños, o en su defecto, causarles la menor incomodidad posible, razón por la cual la técnica utilizada por excelencia es una técnica no invasiva, específicamente para este caso es la fotopleletismografía. La fotopleletismografía es una técnica de medición óptica que se utiliza para medir cambios de volumen en tejido microvascular (Challoner and Ramsay, 1974) y tiene amplias aplicaciones clínicas, por ejemplo, oximetría de pulso y señalización

del pulso cardíaco. Basándonos en la configuración de oximetría de pulso y la revisión del oxímetro de Ohmeda por Wukitsch et al. (Wukitsch et al., 1988), proponemos un dispositivo no invasivo que utiliza el método de fotopleletismografía como principio de funcionamiento, sin necesidad de utilizar una computadora para la adquisición de datos y sin necesidad de hacer una incisión en el caparazón del abulón. Este dispositivo funciona de la siguiente manera: se genera un tren de pulsos de tal manera que durante un tiempo el LED rojo permanezca encendido y el LED infrarrojo apagado, y viceversa, sincronizando mediante una señal de un microcontrolador, esta señal pasa a través de un par de fibras ópticas para interactuar con la superficie de la piel del abulón, los datos recopilados se analizan utilizando la técnica de demodulación síncrona, gracias a la cual es posible recuperar el movimiento de las branquias del abulón (Bruning et al., 1974), la técnica de demodulación síncrona ha sido ampliamente utilizada desde su origen en el campo de las comunicaciones, pero también se utiliza en otras áreas de investigación como la óptica (Malacara, 2007; Rodríguez-Vera and Servín, 1994; Servin et al., 1994). El propósito de esta investigación es evaluar los movimientos de las branquias en el abulón.

La principal ventaja de este dispositivo es que los datos recopilados utilizando dos longitudes de onda diferentes se pueden utilizar a futuro para estimar tanto la frecuencia cardíaca como la SpO₂. Por lo tanto, mediante la configuración de oximetría de pulso y sincronizando la activación de la fuente de luz (LED rojo e infrarrojo) para que la señal enviada sea una serie de pulsos, la señal del pulso cardíaco (en el caso de humanos) o la frecuencia del movimiento branquial (abulón) se puede recuperar mediante el procesamiento de los datos utilizando la técnica de demodulación síncrona. La técnica de detección síncrona requiere que la señal de entrada cumpla con requisitos específicos: ser puramente sinusoidal y tener un ciclo de trabajo de al menos 0,5 para determinar la fase y amplitud de una señal de entrada en una frecuencia dada (Sydenham and Thorn, 2005). La señal puede ser analizada por procedimientos electrónicos o digitales; la técnica de fotopleletismografía permite que la señal sea analizada por un procedimiento digital, aunque ya se ha desarrollado una amplia instrumentación (tecnología) (Kyriacou and Allen, 2021). En la sección de detección síncrona, se discute más extensamente el procedimiento utilizado. Se puede encontrar un procedimiento para aplicar la detección síncrona en la detección de señales pulsadas en

(Efthymiou and Ozanyan, 2013), donde nos muestran una señal periódica con un ciclo de trabajo cercano a 0,5, esta señal se mejora mediante el procesamiento de datos utilizando un algoritmo de demodulación síncrona en cuadratura controlada por compuertas (GQSD) para lograr condiciones óptimas de recuperación de pulsos.

3

Metodología

3.1 Diseño del circuito electrónico para la medición del pulso cardiaco

Para el diseño del circuito electrónico del sensor de pulso cardiaco se utilizaron tres etapas (Figura 5):

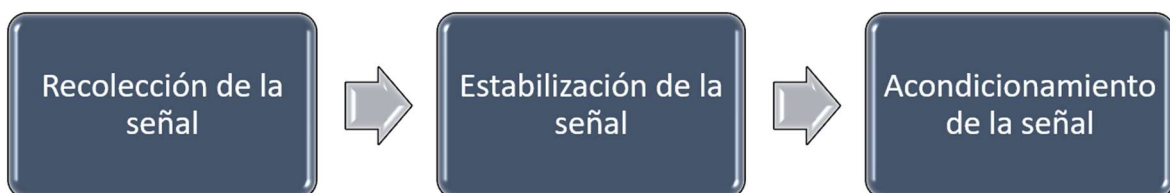


Figura 5. Esquema de las etapas del diseño del circuito electrónico del sensor

Etapa 1 – Recolección de la señal: Para la lectura de la señal se utilizó un circuito de retardo de primer orden como amplificador de transimpedancia, este circuito es una modificación del circuito típico que se utiliza para medir la luz de un fotodiodo en modo fotovoltaico (Figura 6) y (Figura 7).

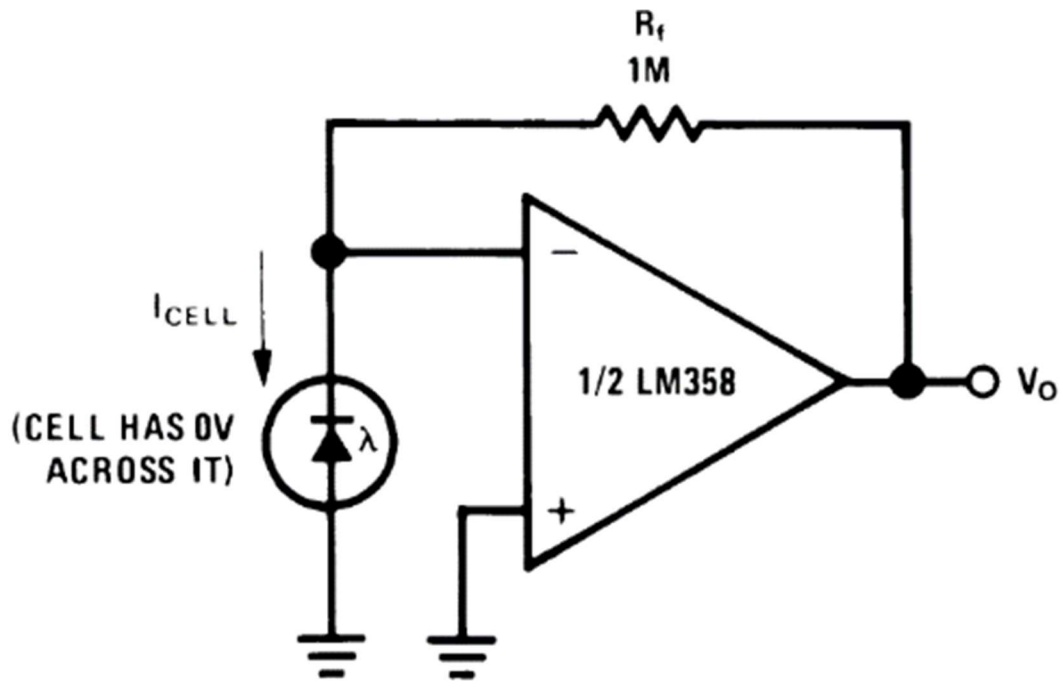
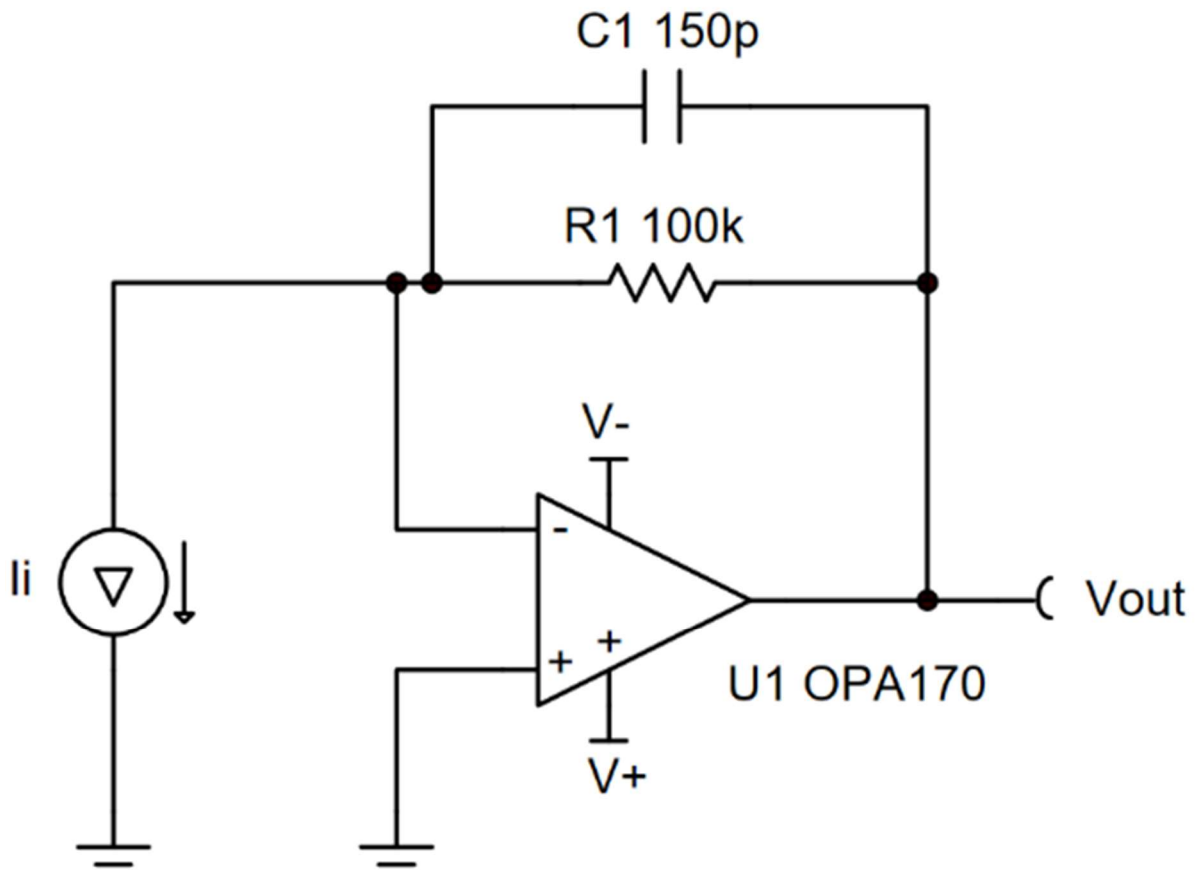


Figura 6. Amplificador de una celda fotovoltaica (hoja de datos del LM358)



Copyright © 2018, Texas Instruments Incorporated

Figura 7. Amplificador de transimpedancia (Analog Engineer's Circuit: Amplifier)

El diseño del circuito de transimpedancia que se utiliza en este trabajo se basó en las configuraciones mostradas en las Figuras 6 y 7, las modificaciones que se realizaron fueron las siguientes: se cambió el valor del capacitor C_f paralelo a la resistencia de retroalimentación R_f para contrarrestar el ruido que se pudiera generar por la reactancia capacitiva del fotodiodo y la capacitancia del amplificador, el valor del capacitor que se eligió es de $10nF$. La ecuación (1) describe la señal de salida del circuito de transimpedancia utilizado (Figura 8):

$$V_o = \frac{R_f}{R_e} \left(\frac{1}{R_f(2\pi f)C_f + 1} \right) V_i \quad (1)$$

Donde

R_f es la resistencia de retroalimentación.

C_f es la capacitancia de retroalimentación.

R_e es la resistencia de entrada.

V_i es el voltaje de entrada proveniente del sensor BPW34.

V_o es el voltaje de salida del circuito.

f es la frecuencia de la señal de entrada.

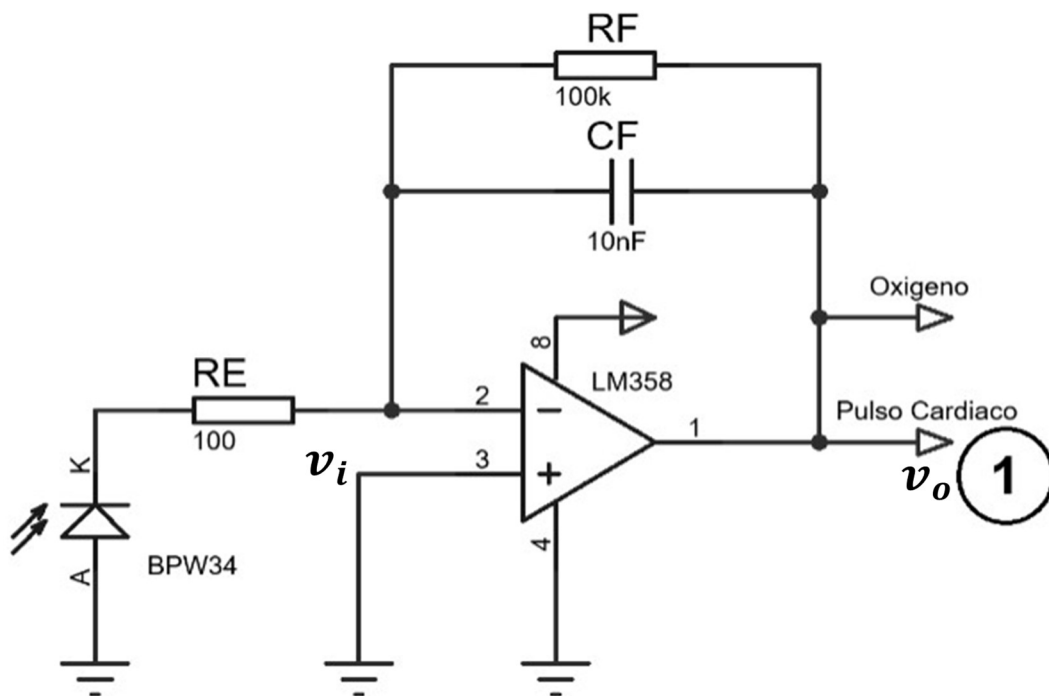


Figura 8. Esquema electrónico del circuito de transimpedancia (Sensor).

La salida del circuito de transimpedancia (Figura 8) se utiliza tanto para la medición del pulso cardiaco como para la medición de la saturación de oxígeno.

En la gráfica de la ecuación (1) (Figura 9) se observa que con el valor elegido de capacitancia el circuito nos entrega valores manejables de voltaje para frecuencias de hasta 5kHz y debido a que la señal que entrega el sensor BPW34 tiene una frecuencia aproximada de 1KHz, el voltaje de salida tendrá un nivel aceptable sin saturaciones, para valores superiores a 10nF

los rangos de voltaje obtenidos a la salida del circuito se atenúan a partir de frecuencias mayores a 1KHz (Figura 10).

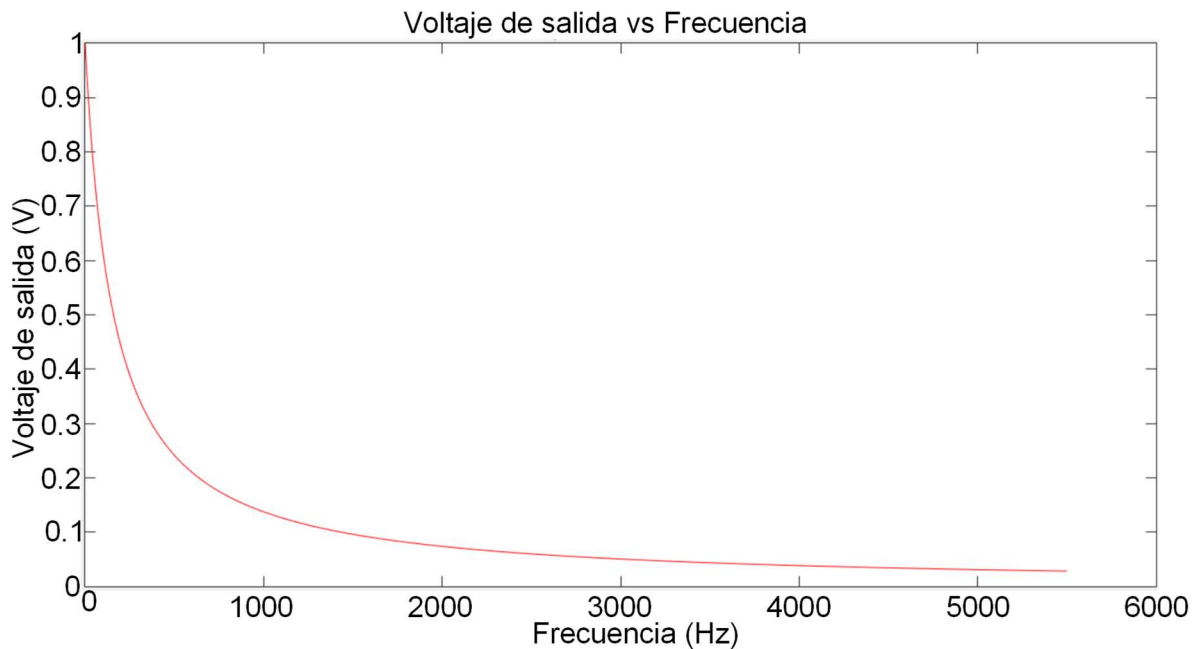


Figura 9. Gráfica del voltaje de salida vs la frecuencia del circuito de transimpedancia utilizando un capacitor de 10nF

Otra modificación importante que se hizo a las configuraciones de las Figuras 6 y 7 fue agregar una resistencia R_e a la entrada del circuito de transimpedancia, esta resistencia R_e se calculó de un valor de 100Ω y junto con el capacitor C_f y la resistencia de retroalimentación R_f amplifican la señal de entrada debido a que la corriente de salida del sensor BPW34 es muy pequeña y se necesita convertir esta corriente a un nivel de voltaje que se pueda manipular con facilidad.

Etapa 2 – Estabilización de la señal: La señal de salida del amplificador de transimpedancia contiene la señal del pulso cardiaco sobrepuesta en una señal de DC, para poder estabilizar la señal en un rango estable de 0 a 3V se implementó un sumador (Figura 10), el cual se adecuó (Figura 11) para eliminar parte de la señal de DC y dejar pasar la señal de interés.

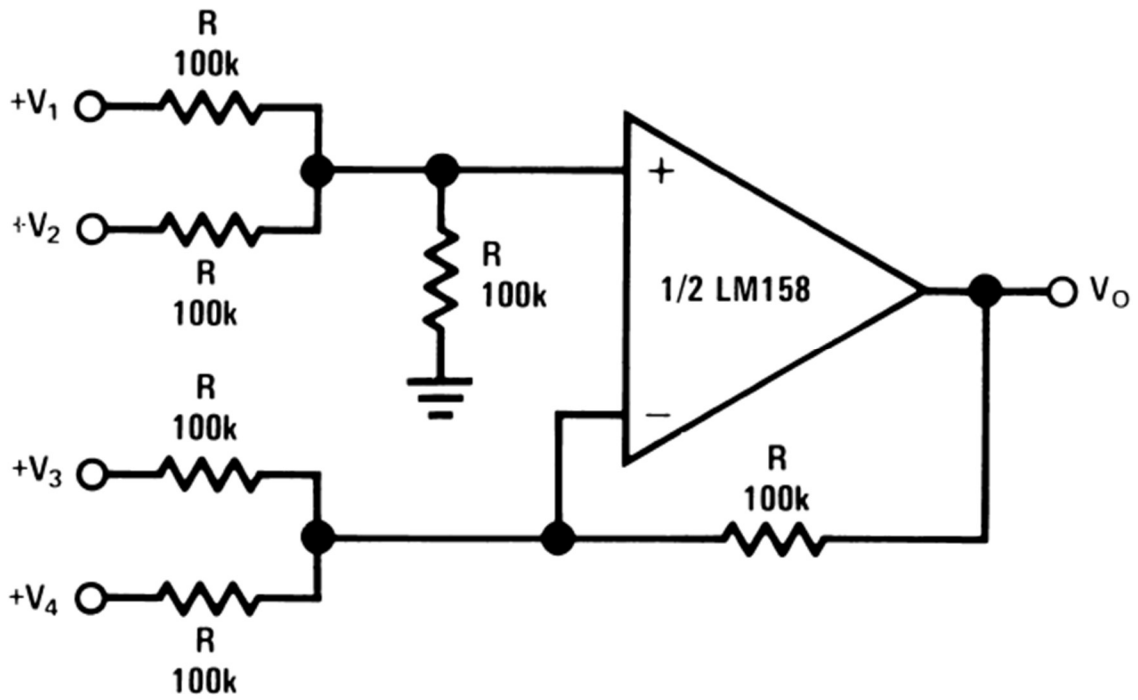


Figura 10. Sumador DC (Hoja de datos del LM358)

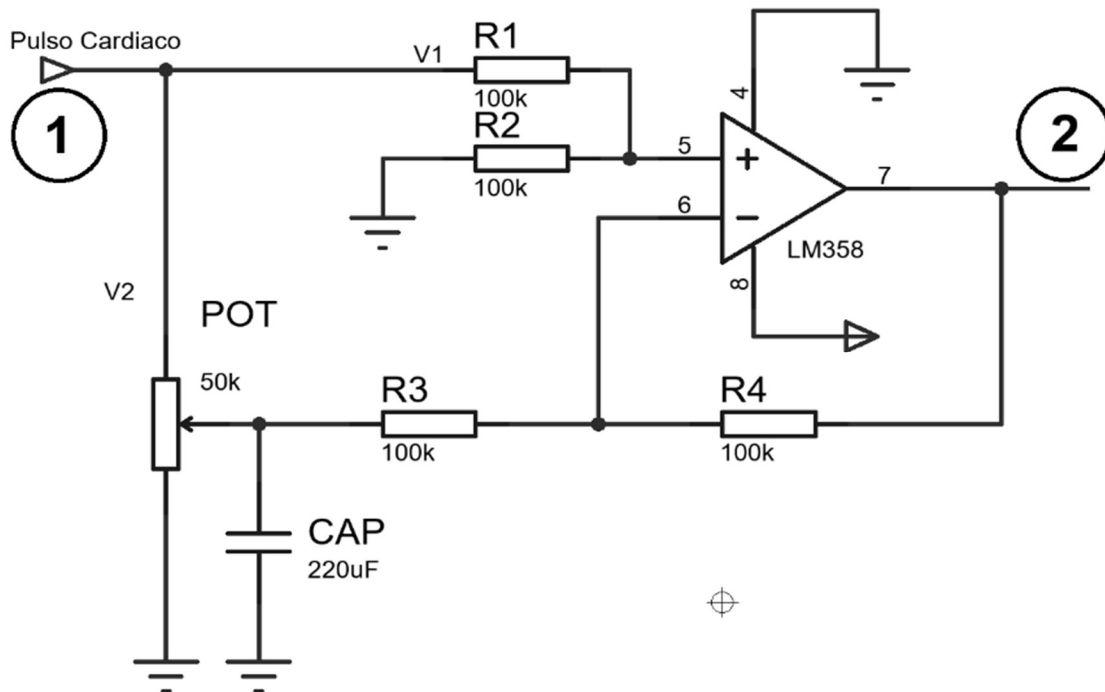


Figura 11. Sumador no Inversor

La Figura 11 muestra la configuración del sumador que se utilizó para la estabilización de la señal, tanto V1 como V2 tienen el mismo voltaje de entrada proveniente del amplificador de transimpedancia, con la diferencia de que en la entrada de V2 se coloca un potenciómetro para dejar pasar solo el 99% del voltaje de entrada en conjunto con un capacitor que puede estar en el rango de 220uF y 440uF, la función de este capacitor es almacenar la señal de DC, de manera que, al voltaje de entrada V1 se le estará restando la misma señal sin la señal de pulso cardíaco así en la salida se tendrá únicamente la señal del pulso cardíaco, a continuación se muestra el análisis para el voltaje de entrada en la terminal inversora del amplificador:

Si consideramos el máximo valor del potenciómetro como $0.99R_{pot}$ y el valor mínimo del potenciómetro como $0.01R_{pot}$, aplicando la ley del divisor del voltaje obtendremos a la salida del potenciómetro el 99% de la señal de entrada como se muestra en la ecuación (2):

$$V_o = V_i \frac{0.99R_{pot}}{0.99R_{pot} + 0.01R_{pot}} = 0.99V_i \quad (2)$$

La salida del sumador (Figura 11) es una señal muy pequeña de aproximadamente unos 60mV por lo que es necesario agregar una etapa de amplificación tal y como se muestra en la Figura 12.

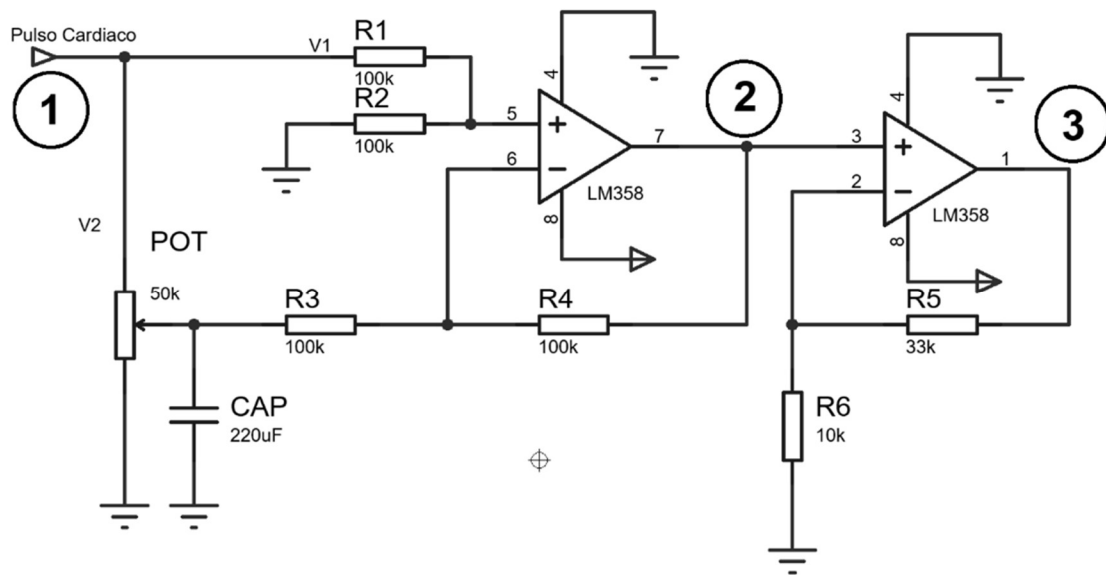


Figura 12. Etapa de Estabilización de la señal

La ganancia del amplificador de la Figura 12 es la ecuación (3):

$$A_v = 1 + \frac{R_5}{R_6} \quad (3)$$

Sustituyendo los valores de la resistencia tenemos que la ganancia del amplificador es:

$$A_v = 1 + \frac{33K\Omega}{10K\Omega} = 4.3$$

Por lo tanto, el voltaje de salida del opam se amplifica 4.3 veces, lo cual es suficiente para poder visualizar la señal.

Etapa 3 – Acondicionamiento de la señal: para la etapa de acondicionamiento se implementó un sumador en conjunto con un filtro pasa bajas (Figura 13).

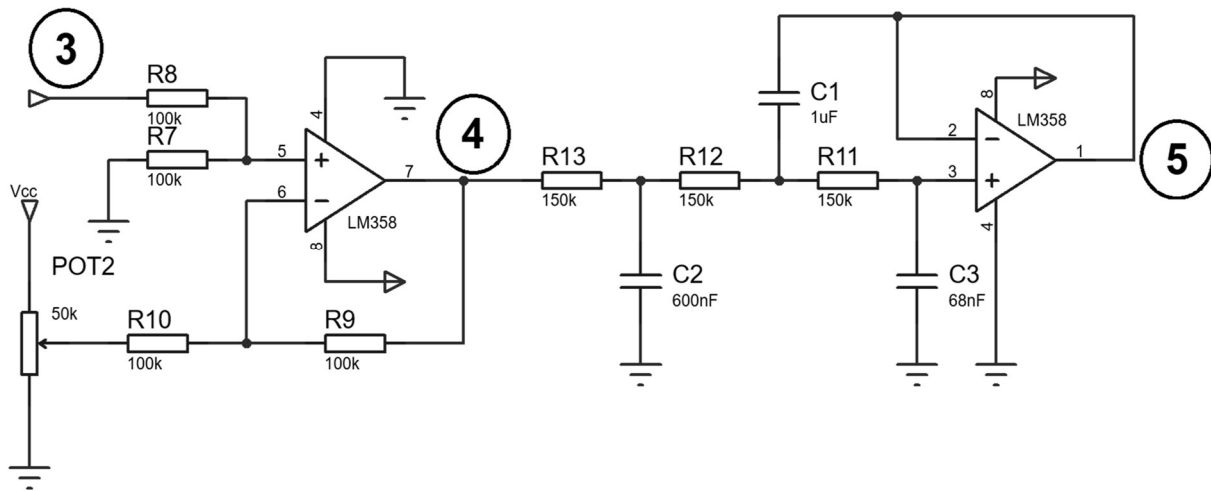


Figura 13. Etapa de acondicionamiento de la señal

La función del sumador es eliminar el remanente de la señal de DC que pudiera quedar. El filtro pasa bajas elimina el ruido que la señal del pulso cardiaco pudiera tener. Para el diseño del filtro se eligió uno de tipo Chebyshev de quinto orden con un ripple de 0.25dB (Tabla 1), a continuación, se muestra el análisis.

1. El primer paso fue elegir el valor de la resistencia $Z = R = R_{11} = R_{12} = R_{13} = 150K\Omega$.
2. La frecuencia de corte f_c se propuso de 5Hz.
3. Después se calculó el valor FSF (factor de escalamiento de la frecuencia), donde $FSF = 2\pi f_c$, por lo tanto, el valor de $FSF = 31.4159$.
4. El orden del filtro que se eligió es $n = 5$ y consta de 2 etapas: un filtro de tercer orden seguido de un filtro de segundo orden, se implementó solo la primera etapa, el filtro de tercer orden.
5. Se asignó los valores normalizados de los capacitores para un filtro de quinto orden (Tabla 1), $C_1 = 5.543$, $C_2 = 2.898$ y $C_3 = 0.3425$.
6. A partir de los valores de las capacitancias normalizadas se procedió a desnormalizarlos utilizando la fórmula de la ecuación (4):

$$C' = \frac{C}{(FSF)(Z)} \quad (4)$$

Por lo tanto, los nuevos valores desnormalizados de las capacitancias son:

$$C'_1 = 1.1762\mu F, C'_2 = 614.9752nF \text{ y } C'_3 = 72.68nF.$$

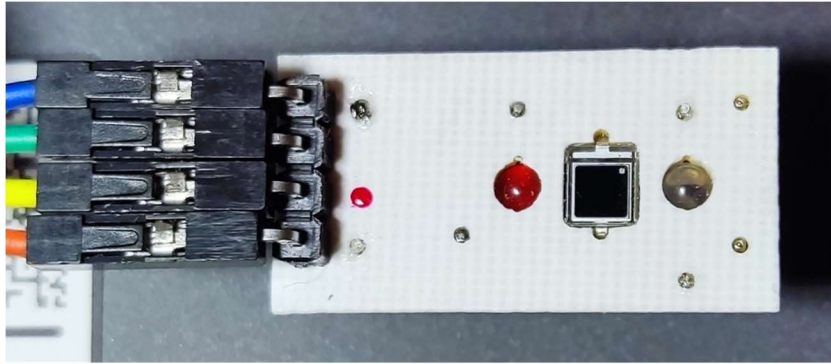
Con los valores de las capacitancias desnormalizados se buscan valores comerciales cercanos para hacer el diseño. Los valores más cercanos que se consiguieron son los siguientes: $C'_1 = 1\mu F$, $C'_2 = 600nF$ y $C'_3 = 68nF$.

Tabla 1. Diseño de un filtro Chebyshev pasa bajas con un ripple de 0.25dB (Electronics, McGraw-Hill, Inc., August 18, 1969)

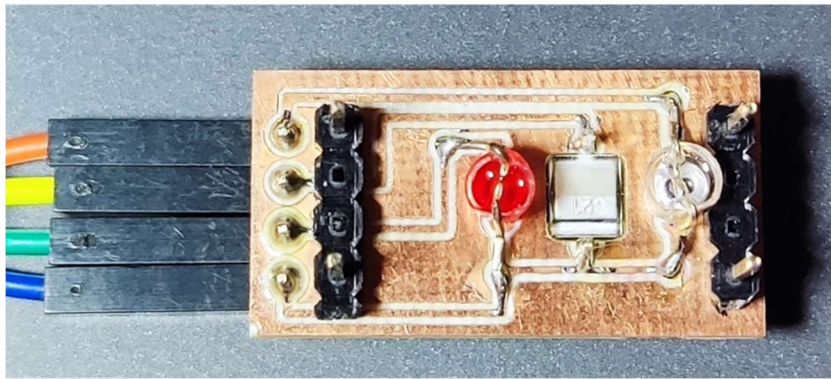
0.25-dB Chebyshev Active Low – Pass Values			
Order n	C_1	C_2	C_3
2	1.778	0.6789	
3	8.551	2.018	0.1109
4	2.221	1.285	
	5.363	0.2084	
5	5.543	2.898	0.3425
	8.061	0.1341	

Para el diseño del circuito del sensor se han desarrollado hasta el momento cinco versiones de la placa, a continuación, se hace una descripción general de cada una de las versiones.

Versión V1.0: La primera versión del sensor consta de una placa en la que se puede observar el led rojo, infrarrojo y el sensor BPW34 (Figura 14), esta placa se encuentra conectada a las etapas de recolección, estabilización y acondicionamiento de la señal, estas tres etapas se implementaron en el protoboard y la lectura de la señal de salida se observa en el osciloscopio Figura 15.



a)



b)

Figura 14. Placa de prueba del sensor BPW34: a) vista superior, b) vista inferior

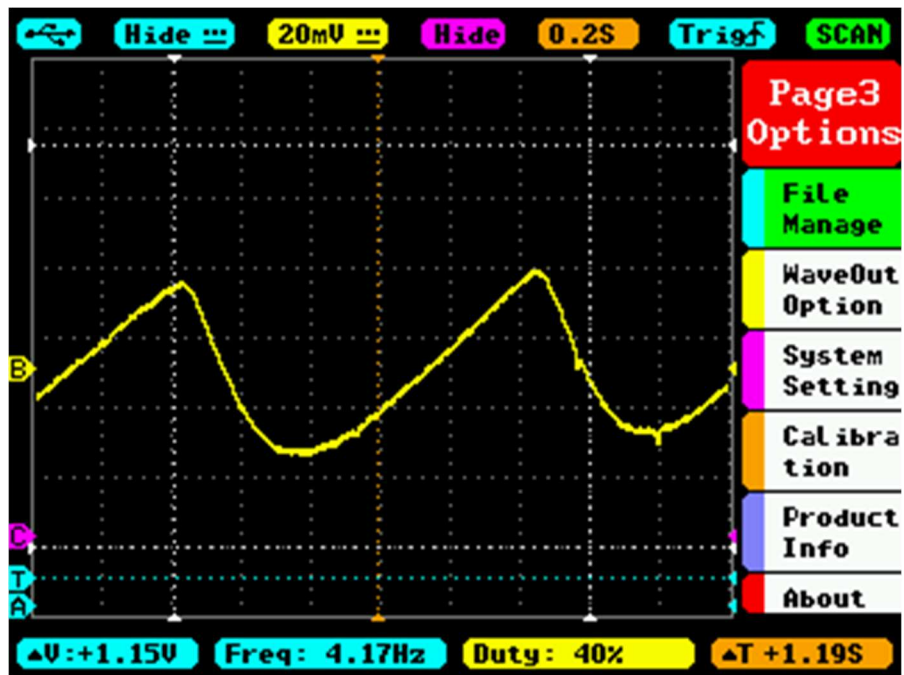
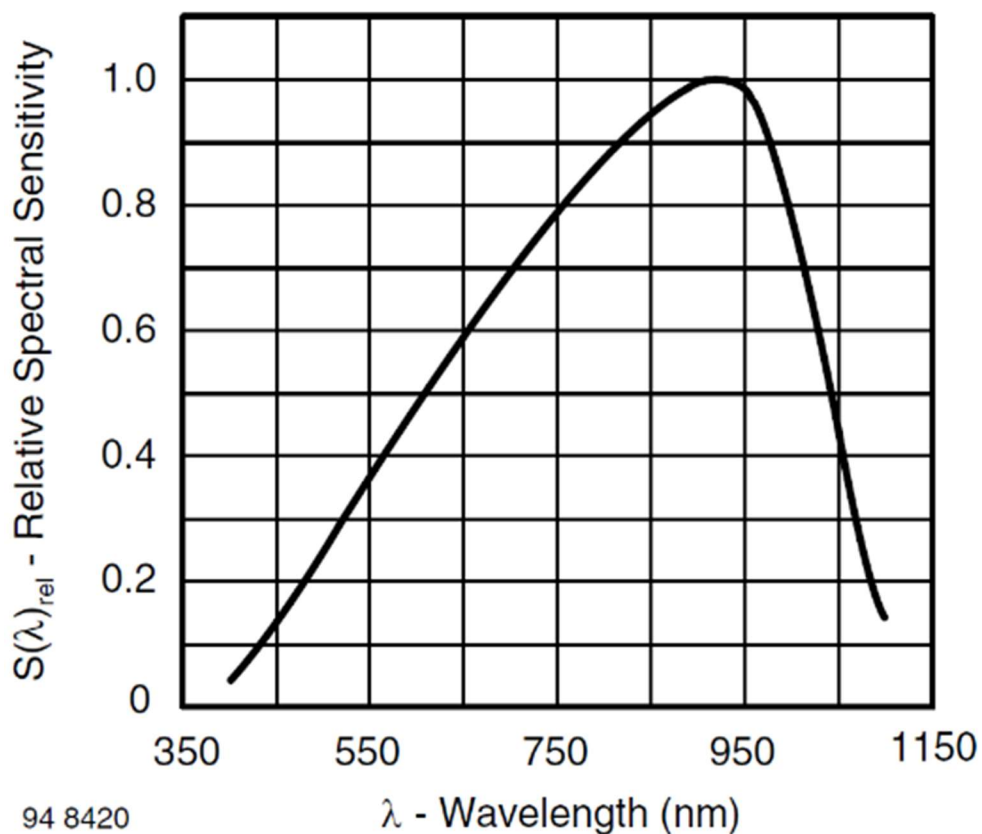


Figura 15. Señal del pulso cardiaco del circuito del sensor V1.0

El BPW34 es un fotodiodo PIN, que tiene la característica de contar con un amplio rango de longitud de onda que va de los 430nm hasta los 1100nm, a continuación, se muestra la curva característica de respuesta (Figura 16).



94 8420
 Figura 16. Sensibilidad espectral relativa vs longitud de onda (hoja de datos de BPW34)

Para las etapas de acondicionamiento de la señal se utilizó el LM358, este integrado cuenta con dos amplificadores operacionales de alta ganancia con compensación de frecuencia interna los cuales están específicamente diseñados para operar con una sola fuente de alimentación en un amplio rango de voltajes de 3V a 32V. También se utilizaron componentes electrónicos pasivos como resistencias y capacitores.

Versión V2.0: La segunda versión del circuito del sensor (V2.0), se implementó en una placa de un tamaño aproximado de 4.97cm x 3.31cm (Figura 17), esta placa se conecta a la placa del arreglo del sensor de la versión V1.0 (Figura 14). Esta segunda versión del sensor combina componentes de tecnología de montaje superficial y algunos componentes electrónicos de tamaño normal.



Figura 17. Circuito del sensor V2.0

Se buscaron componentes SMD con las mismas características que se utilizaron en la primera versión y se añadieron nuevos componentes: un regulador de tensión, el microprocesador y la memoria para resguardar los datos adquiridos.

A continuación, se describen las características generales de los nuevos componentes, así como la función de cada uno de ellos.

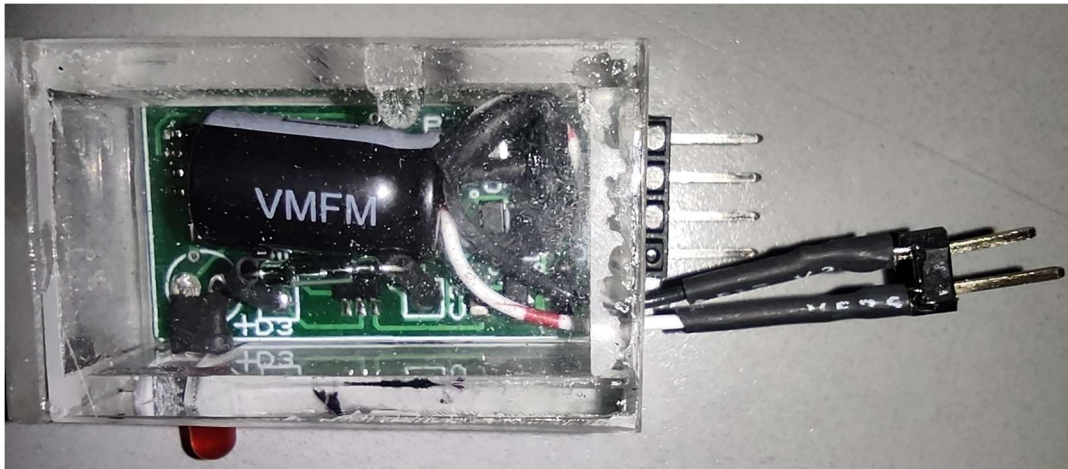
Para las etapas de acondicionamiento de la señal se sustituyó el op-amp LM358 por el ADA4505-2 un amplificador cuádruple de micropotencia, de distorsión de cruce por cero, de bajo ruido y bajo voltaje de operación. El hecho de que sea cruce por cero y de bajo ruido ayuda a minimizar la distorsión para señales que tienen un rango dinámico muy pequeño y el que sea de bajo voltaje es una ventaja debido a que se requiere utilizar una batería pequeña para alimentación de todo el circuito por cuestiones de espacio.

La placa del circuito del sensor se alimenta con 3.3V para esto se utilizó el regulador de voltaje BU33JA2VG que es un regulador CMOS LDO de alto rendimiento que puede trabajar con voltajes de entrada que van desde los 1.7V hasta los 6.0V y entrega un voltaje de salida de 1.0V a 3.3V. Una de las ventajas de este dispositivo es que tiene excelentes características de respuesta al ruido.

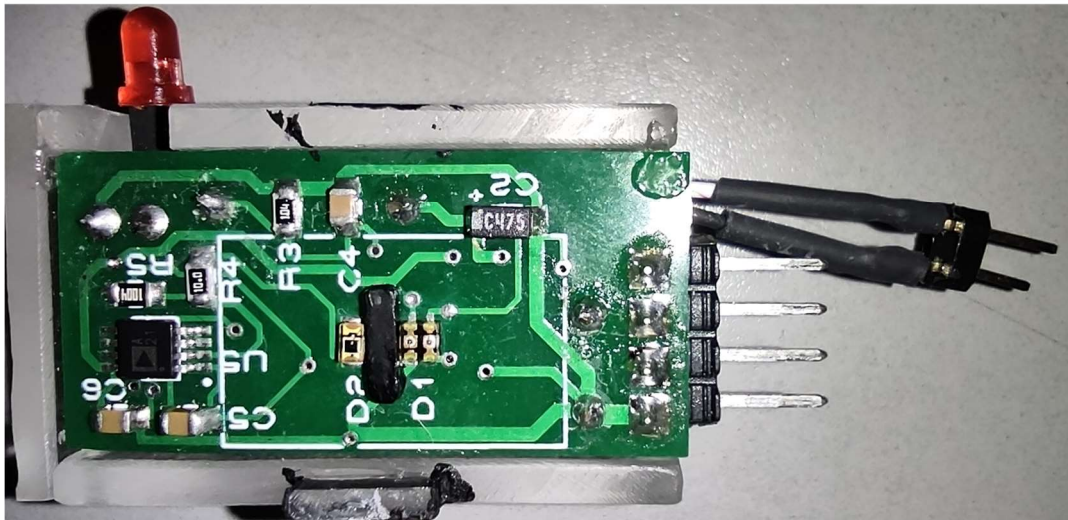
Para el almacenamiento de los datos recolectados se utiliza una memoria F – RAM con número de parte FM25V10, la cual es una memoria no volátil de 1 megabit que emplea un proceso ferroeléctrico avanzado. Se eligió este tipo de memoria debido a que tiene una velocidad de lectura y escritura tan rápida como una RAM, consume poca energía y puede almacenar datos de manera segura hasta por 10 años, además de contar con más ciclos de borrado de escritura en comparación con el almacenamiento flash.

Para controlar el envío de las señales del rojo e infrarrojo, la recolección, el almacenamiento y el funcionamiento de todo el circuito del sensor se utilizó el microcontrolador PIC16(L)F1615/9 de 14 pines, este microcontrolador cuenta con un convertidor A/D de 10 bits, dos módulos CCP y dos timers de medición de señal de 24 bits. Este chip trabaja con voltajes de entrada de 1.8V a 3.6V.

Versión V3.0: La tercera versión (V3.0) del circuito del sensor es una placa que integra todos los componentes, es decir, el arreglo del sensor, el sistema de acondicionamiento de la señal, el sistema de recolección y almacenamiento de los datos, además se le agregó un capacitor electrolítico para darle autonomía al circuito y un switch de activación magnética. La placa se redujo considerablemente, ahora las dimensiones son de 3.29cm x 1.59cm (Figura 18). Esta versión del circuito puede funcionar de manera autónoma para la medición y recolección de los datos.



a)



b)

Figura 18. Circuito del sensor V3.0: a) vista superior, b) vista inferior

En la Figura 18 se observa el circuito del sensor V3.0 colocado sobre una base de acrílico, el motivo de esto es que ofreciera mayor estabilidad a la hora de realizar las mediciones de prueba.

La mayoría de los componentes son los mismos que se utilizaron en la versión 2.0 del circuito del sensor, así que únicamente se describirán los componentes que se añadieron, en este caso

al integrar todos los componentes en una sola placa se sustituyeron los leds rojo e infrarrojo por componentes SMT, también se buscó un sensor SMT que tuviera características similares al sensor BPW34.

El sensor TEMD7000X01 (reemplazo del sensor BPW34) es un fotodiodo PIN de alta velocidad y alta sensibilidad. Es un dispositivo de montaje en superficie en miniatura (SMD) que incluye un chip con un área sensible de $0,23 \text{ mm}^2$ que detecta la radiación visible e infrarroja cercana. Tiene un rango amplio de longitud de onda que va desde los 350nm hasta 1120nm, a continuación, se muestra la curva característica de respuesta (Figura 19).

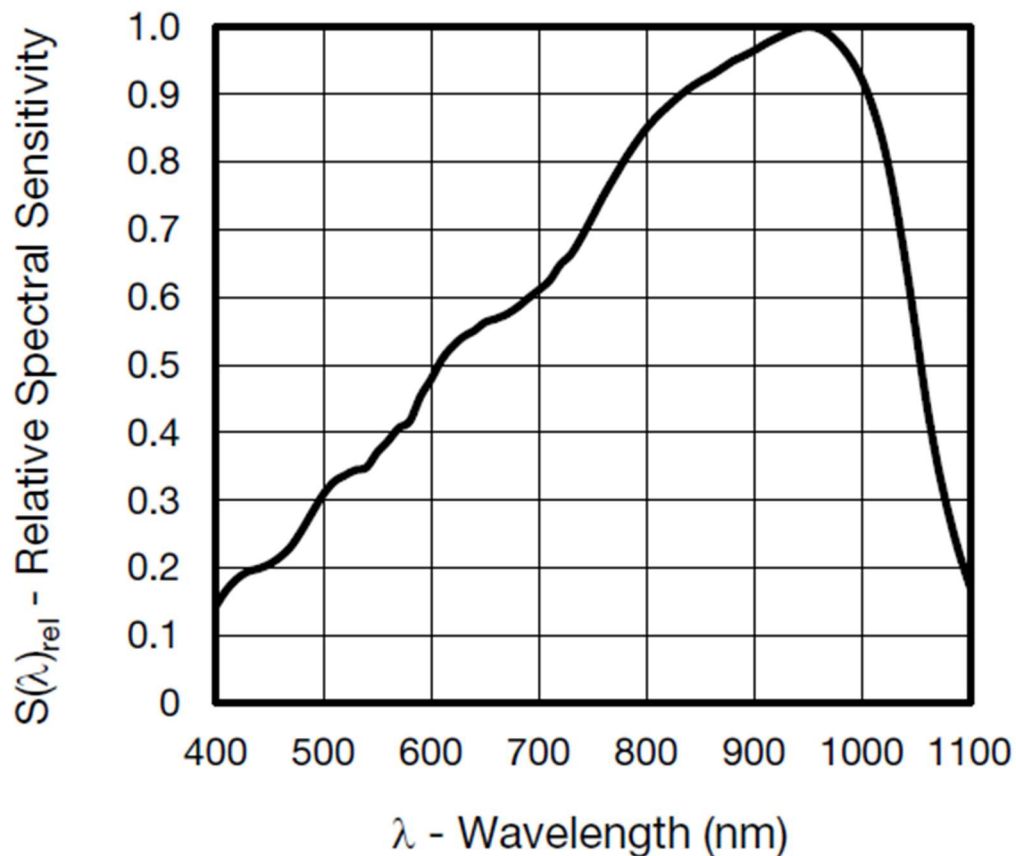


Figura 19. Sensibilidad espectral relativa vs longitud de onda (hoja de datos de TEMD7000X01)

Debido a la disponibilidad de componentes en el mercado se sustituyó el regulador de la versión V2.0 por el TPS7A05 que es un regulador LDO que puede trabajar con voltajes de entrada que van desde los 1.4V a los 5.5V y maneja un voltaje de salida de 0.8V a 3.3V. Este

regulador es apto para aplicaciones en las que se utilice una batería ya que consume una corriente de reposo muy baja para prolongar la vida útil de la batería y además cuenta con un circuito de descarga del voltaje de salida cuando el dispositivo se encuentra deshabilitado.

Se utilizó un capacitor electrolítico con las siguientes características:

- Capacitancia: 10F.
- Voltaje: 3.8V.

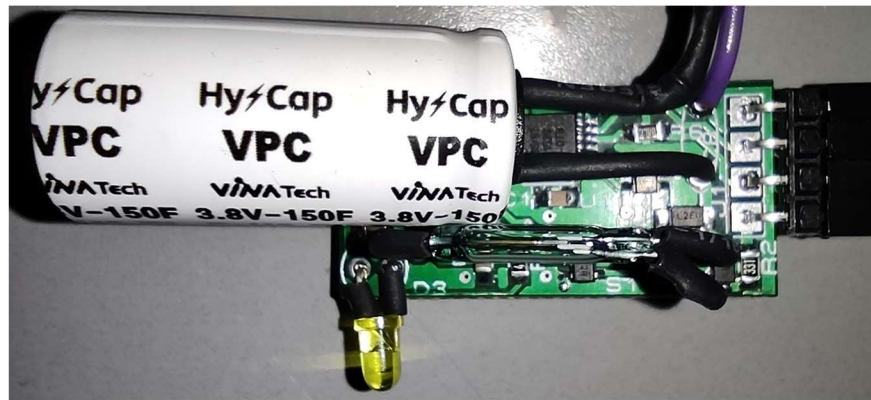
El capacitor tiene un tiempo de descarga de aproximadamente de 5.5 minutos.

Para utilizar el circuito del sensor en modo autónomo, hay que seguir los siguientes pasos:

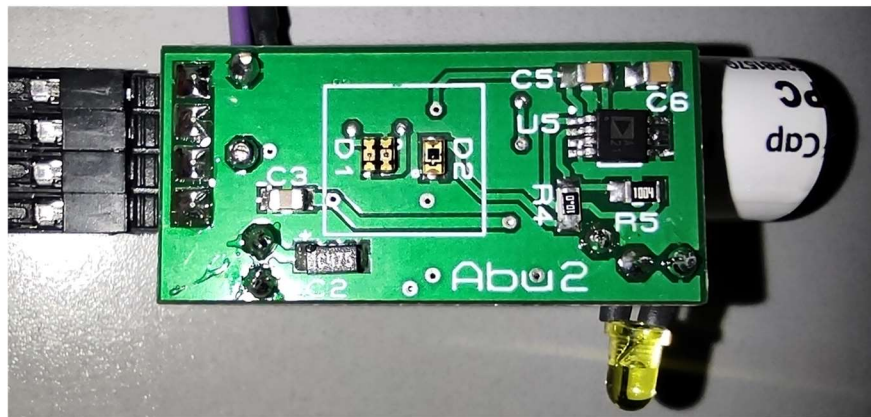
1. Asegurarse de que el capacitor se haya cargado.
2. Acercar un imán al switch de activación del circuito.
3. Esperar a que el led encienda y permanezca así por 10 segundos.
4. Colocar el dedo en el sensor.
5. El led comenzará a parpadear y después se quedará activo indicando que las lecturas se están llevando a cabo y los datos están siendo almacenados en la memoria.
6. Cuando el led comience a parpadear de nuevo indicará que las mediciones han terminado de recolectarse.
7. Retirar el dedo del sensor.
8. Quitar el jumper de la tarjeta para apagarla.

Cuando la tarjeta se apagó se puede conectar a la computadora para extraer los datos de la memoria y comenzar a procesarlos.

Versión V4.0: Para esta versión (V4.0) el tamaño de la placa para el circuito del sensor es de 3.26cm x 1.61cm (Figura 20) y con el capacitor la longitud del dispositivo aumenta a 5.06cm. Las modificaciones con respecto a versión V3.0 es el tamaño de la memoria F – RAM y se cambió el capacitor por uno de mayor capacitancia.



a)



b)

Figura 20. Circuito del sensor V4.0: a) Vista superior, b) Vista inferior

La memoria F – RAM que se utilizó es la FM25V20 que es una memoria similar a la FM25V10 pero con mayor capacidad de almacenamiento (2 megabits).

Las características del capacitor son las siguientes:

- Capacitancia: 150F.
- Voltaje: 3.8V.

Aumentando la autonomía del circuito, pero sacrificando espacio (Figura 21).

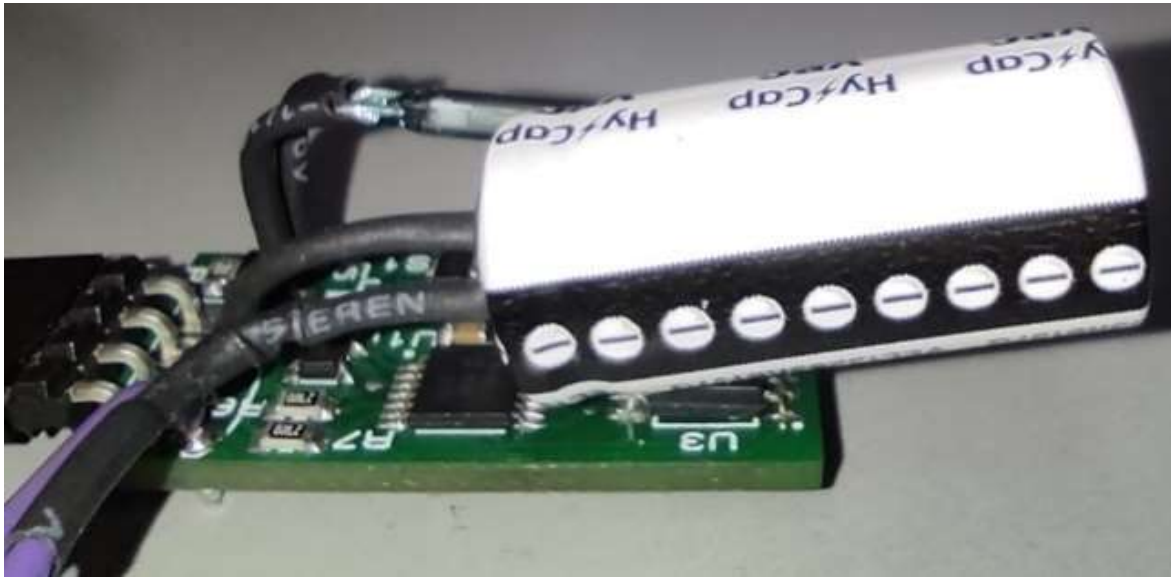
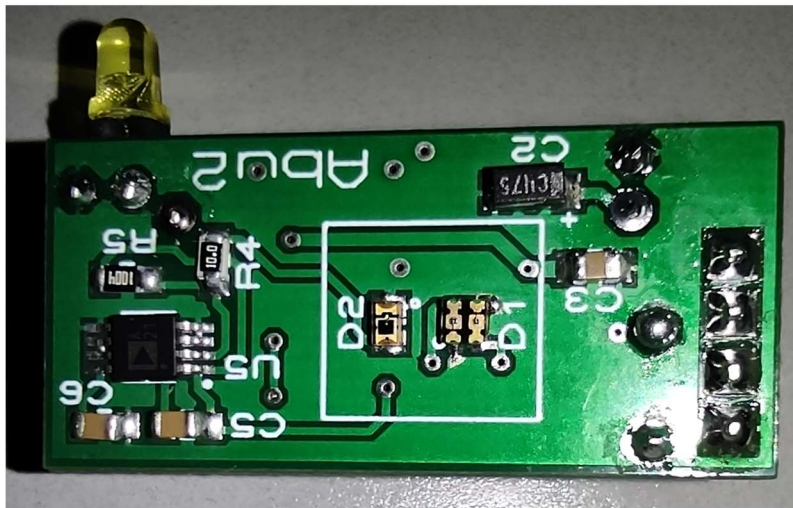


Figura 21. Vista lateral del circuito del sensor V4.0

Versión V5: La quinta versión del circuito del sensor (V5.0) a diferencia de las versiones anteriores trabaja con un voltaje de 1.8V, lo que permitió cambiar el capacitor por uno de menor capacitancia (idéntico que se utilizó en la versión V3.0), por lo tanto, de menor tamaño y conservar una buena autonomía, otra de las mejoras de este circuito es la capacidad de la memoria, ya que ahora cuenta con el doble de almacenamiento que su versión anterior, 4 megabits. El tamaño de la placa es de 3.2cm x 1.5cm (Figura 22) y tiene un peso de 5 gramos.



a)



b)

Figura 22. Circuito del sensor V5.0: a) Vista superior, b) Vista inferior

A esta versión también se le añadió un convertidor de voltaje (Figura 23) para acoplar el voltaje de entrada de 3.3V al nuevo voltaje de alimentación de 1.8V.

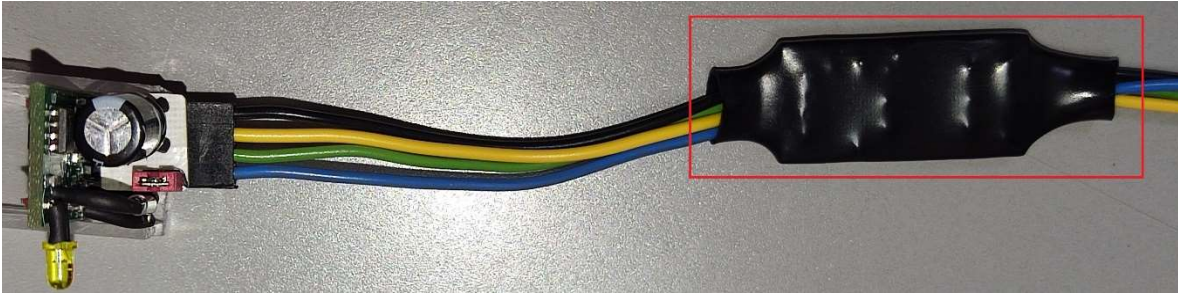


Figura 23. Convertidor de voltaje de 3.3V a 1.8V

Para poder adaptar el circuito del sensor al cuerpo del abulón fue necesario acoplar dos tramos de fibra óptica de longitud aproximada de 2 cm, de esta manera poder incorporar ambas fibras a través de uno de los orificios del caparazón del abulón.

3.2 Principio de funcionamiento del circuito

A continuación, se describe el funcionamiento general del circuito.

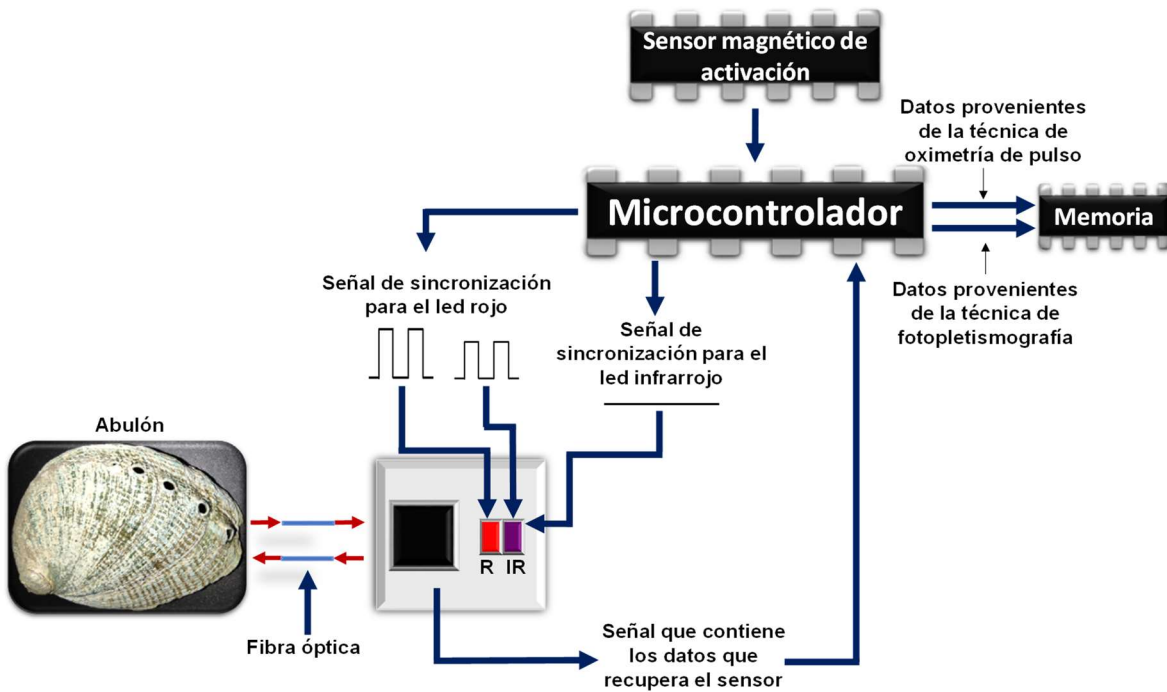


Figura 24. Diagrama general del circuito del sensor

En la Figura 24, se muestra el diagrama general del circuito del dispositivo sensor, el cual está compuesto por un switch magnético, un microcontrolador, emisores en la longitud de onda del rojo e infrarrojo, un fotodetector y una memoria F-RAM.

El switch magnético, también conocido como sensor de efecto Hall, es un dispositivo que detecta campos magnéticos y se utiliza para detectar la presencia o ausencia de un campo magnético en su entorno, este componente consiste en un pequeño chip semiconductor que genera una señal eléctrica cuando se expone a un campo magnético y cuando el campo magnético alcanza un umbral determinado, el switch magnético activa su salida, cambiando de estado, es decir, este tipo de interruptor está normalmente abierto y cuando se acerca un imán se cierra, generando una pequeña corriente, el circuito de la Figura 24 se enciende al recibir esta señal.

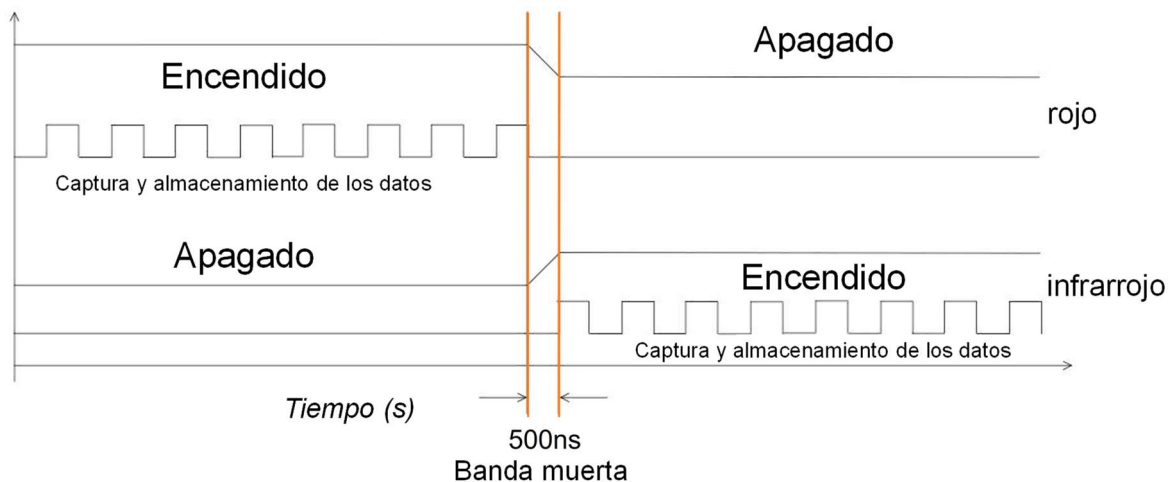


Figura 25. Tren de pulsos enviado desde el microcontrolador hacia los emisores

Cuando el circuito está activo el microcontrolador es el encargado de sincronizar las señales que se envían a los emisores, led rojo (660nm) y led infrarrojo (940nm). La señal de sincronización es un tren de pulsos (Figura 25), el proceso es el siguiente: se envían 8 pulsos a uno de los emisores (rojo), esta señal se conduce a través de una fibra óptica que va directo hacia uno de los orificios respiratorios del abulón y por reflexión la señal regresa con información, esta señal se recibe en el fotodetector, la señal con la información va directo al microcontrolador el cuál convierte esta señal a una señal digital, es por eso que durante este

lapso se realiza la captura y almacenamiento de los datos. Al finalizar los 8 pulsos hay un tiempo muerto de 500 ns, este tiempo se usa para evitar que las señales que se reciben por medio del fotodetector se traslapen, pasado este tiempo se envían otros 8 pulsos al otro emisor (infrarrojo) y todo el proceso se repite para volver a hacer la captura y almacenamiento de los datos. El procesador envía estos datos a la memoria F – RAM, este tipo de memoria combina las características de las memorias RAM volátiles y las memorias no volátiles como la memoria flash lo que permite conservar los datos cuando se corta la alimentación. El tiempo de recolección de datos con la técnica de oximetría de pulso es de aproximadamente 2.2 minutos, el mismo tiempo se toma para recolectar los datos con la técnica de fotopleletismografía por lo que el tiempo total de recolección de datos es de 4.4 minutos. Cabe señalar que los datos se dividen en dos señales: la señal que proviene del tren de pulsos (técnica de oximetría de pulso) y la señal que proviene del infrarrojo (técnica de fotopleletismografía).

3.3 Sistema de acoplamiento del circuito a la piel del abulón

Para poder adaptar el dispositivo sensor a la piel del abulón se optó por agregar un par de fibras ópticas de manera que ambas pudieran introducirse en uno de los orificios del abulón. El abulón con el que se trabajó estaba muy pequeño por lo que además de las fibras también fue necesario diseñar un mecanismo para colocar el dispositivo, el objetivo de este dispositivo es disminuir el peso del dispositivo sensor. A continuación, se describe el proceso del acoplamiento dispositivo sensor – abulón.

La fibra óptica que se utilizó es la FP400URT, una fibra multimodo, con las siguientes características:

Tabla 2. Características de la F. O. FP400URT

Características de la fibra óptica FP400URT	
Región de transmisión	300 – 1200 nm
Diámetro del núcleo	400 ± 8 μm
Diámetro de revestimiento	425 ± 10 μm
Diámetro de recubrimiento	730 ± 30 μm
Material del núcleo / revestimiento	Sílice puro / polímero duro
Temperatura de funcionamiento	-40 a 85 °C
Apertura numérica	0.50
Atenuación	12 db/km @ 810 nm (Max)
Nivel de prueba de calidad	≥100kpsi
Offset máximo del núcleo	7 μm
Radio de doblaje	16 mm 32 mm

Para la preparación de las puntas de la fibra óptica se llevó a cabo el siguiente procedimiento:

1. Primero se toma la fibra con mucho cuidado y se coloca en la ranura más pequeña de la pinza para remover el recubrimiento plástico y se procede a quitar el revestimiento por porciones pequeñas hasta dejar una longitud entre 1 y 0.5 mm sin polímero.
2. El segundo paso es limpiar la fibra óptica con alcohol isopropílico para eliminar los residuos de polímero que pueden quedar: la fibra se limpia con unas tenazas con hisopos impregnados de alcohol isopropílico.
3. Pulir la punta de la fibra óptica con hojas de lapeado de diamante (Figura 26) en el siguiente orden:
 - a. Se lapea con una hoja de 30 μm de grano.
 - b. 6 μm de grano.
 - c. 3 μm de grano.
 - d. 1 μm de grano.
 - e. 0.2 μm de grano.



Figura 26. Hojas de lapeado de grano de diamante para pulido de fibras

La forma correcta de pulir la fibra es dibujar un 8 en cada una de las hojas y seguir ese recorrido con la punta entre 4 o 5 veces. En la Figura 27 a) se puede observar la punta de la fibra pulida a través de un microscopio.

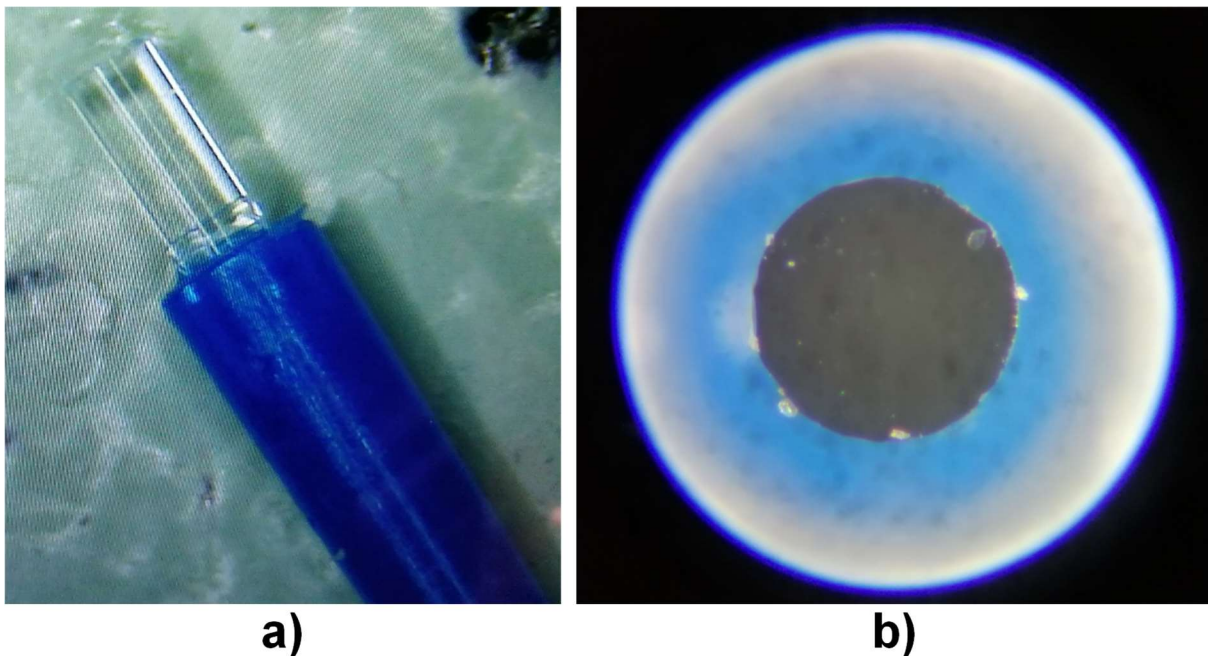


Figura 27. Punta de la fibra óptica pulida: a) Vista lateral de la punta de la fibra óptica, b) Vista de la punta de la fibra óptica observada a través del microscopio

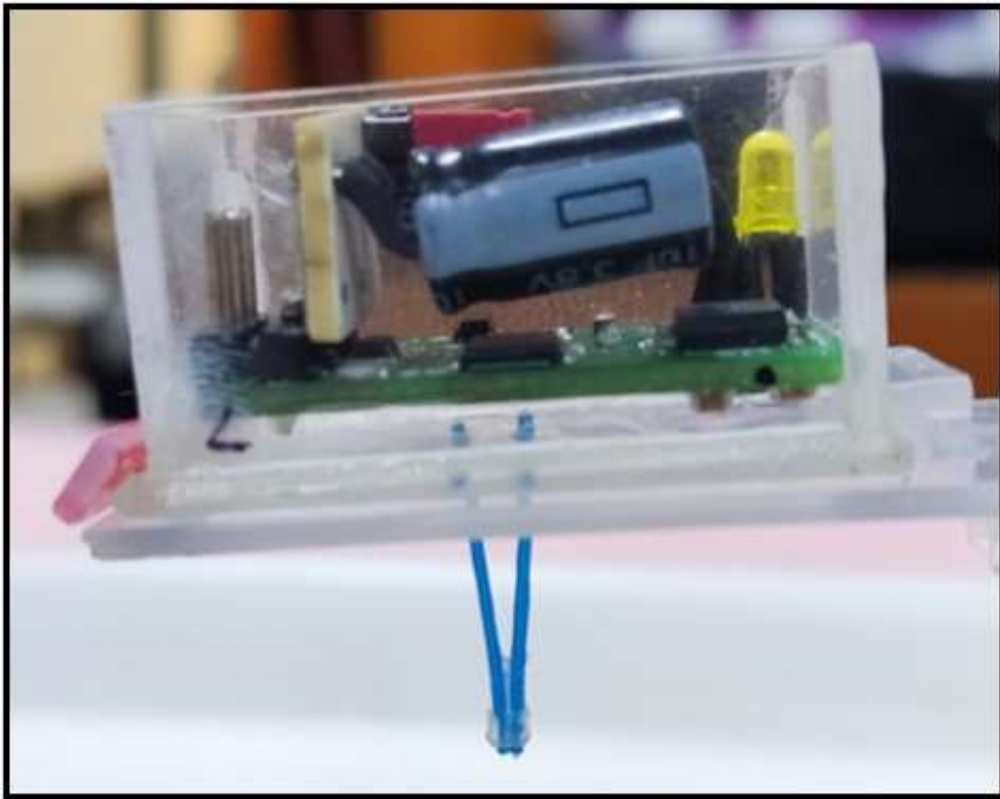


Figura 28. Fibras acopladas al circuito del sensor.

Una de las fibras se colocó en el centro del sensor y la otra entre los emisores de luz, las puntas finales de las fibras se pegaron con silicón (Figura 28) para mantenerlas unidas y poder introducir ambas fibras por el orificio del caparazón del abulón. La separación entre los emisores, el fotodiodo y las fibras es de aproximadamente 1 mm.

3.4 Tratamiento de los datos

Para la lectura de los datos correspondientes al pulso cardiaco utilizamos el software Tera Term que es un emulador de terminal que permite la comunicación entre la PC y el circuito del sensor. Tera Term emula un puerto serial de comunicaciones desde el puerto USB de la computadora permitiendo así extraer todos los datos almacenados en la memoria de nuestra

tarjeta del sensor. Una vez recuperados los datos leídos por el sensor se analizan en el software de MATLAB (2015), Scilab (6) o PyCharm (2022).

El proceso para el tratamiento de los datos es el siguiente:

1. Se extraen los datos de la memoria F - RAM del circuito del sensor por medio del software Tera Term.
2. Los datos se guardan en un archivo con extensión “.txt” (Figura 29)
3. Para la memoria de 4 megabit se leen 512000 datos, de los cuales los primeros 256000 corresponden a la lectura de las señales del rojo e infrarrojo proveniente del tren de pulsos (Figura 25), estos datos se derivan de la técnica de oximetría de pulso y son analizados con la técnica de demodulación síncrona. Los datos a partir del 257000 al 512000 pertenecen a la medición de la señal del infrarrojo, estos datos se derivan de la técnica de fotopleletismografía.

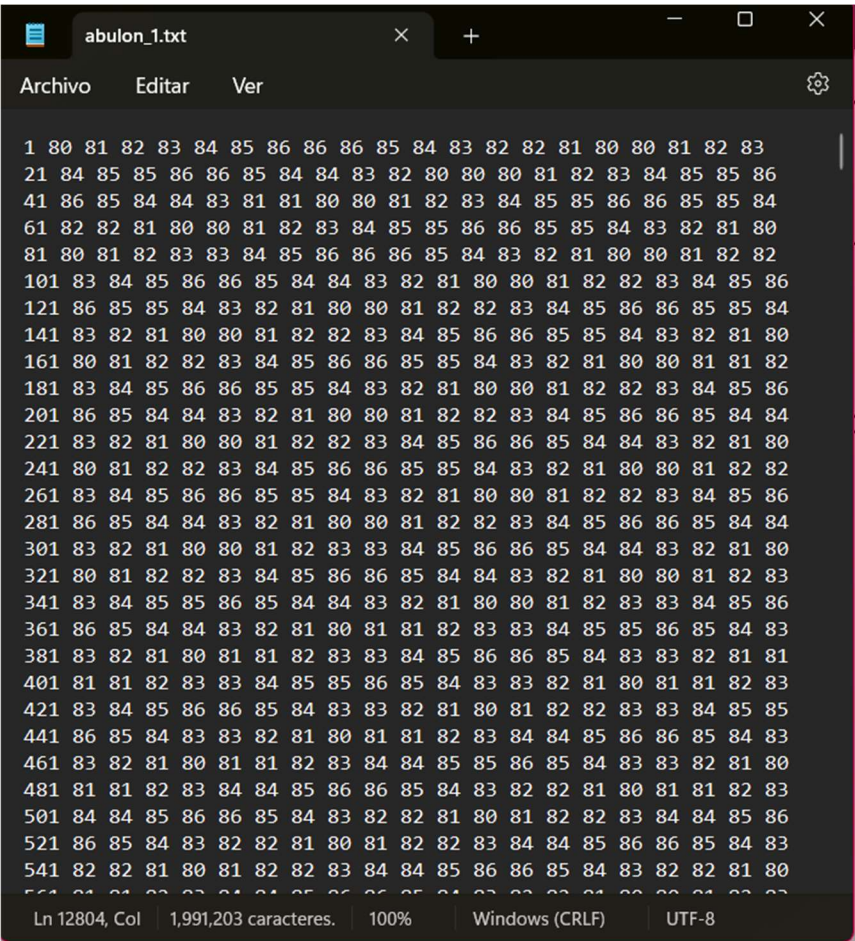


Figura 29. Sección de datos extraídos de la memoria del circuito del sensor

Para medir el pulso cardíaco se trabaja con la segunda mitad de los datos recolectados, a continuación, se muestra una gráfica de como lucen los datos del pulso cardíaco sin tratar (Figura 30).

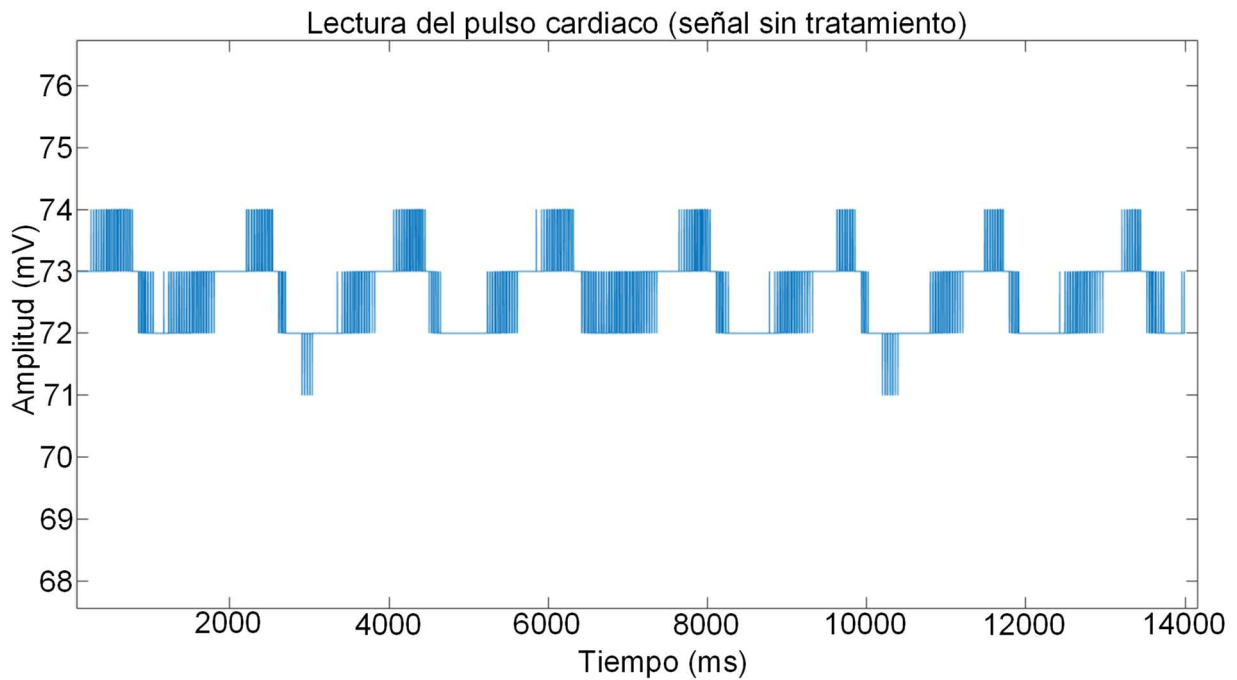


Figura 30. Gráfica de los datos (sin procesar) correspondientes a la lectura del pulso cardíaco

A los datos de la Figura 30 se le aplica un filtro pasa - bajas para eliminar el ruido que contiene la señal y obtenemos de manera directa el pulso cardíaco.

Trabajamos con la primera mitad de los datos y hacemos la separación de los datos correspondientes a la señal proveniente de la longitud de onda del rojo y la señal del infrarrojo.

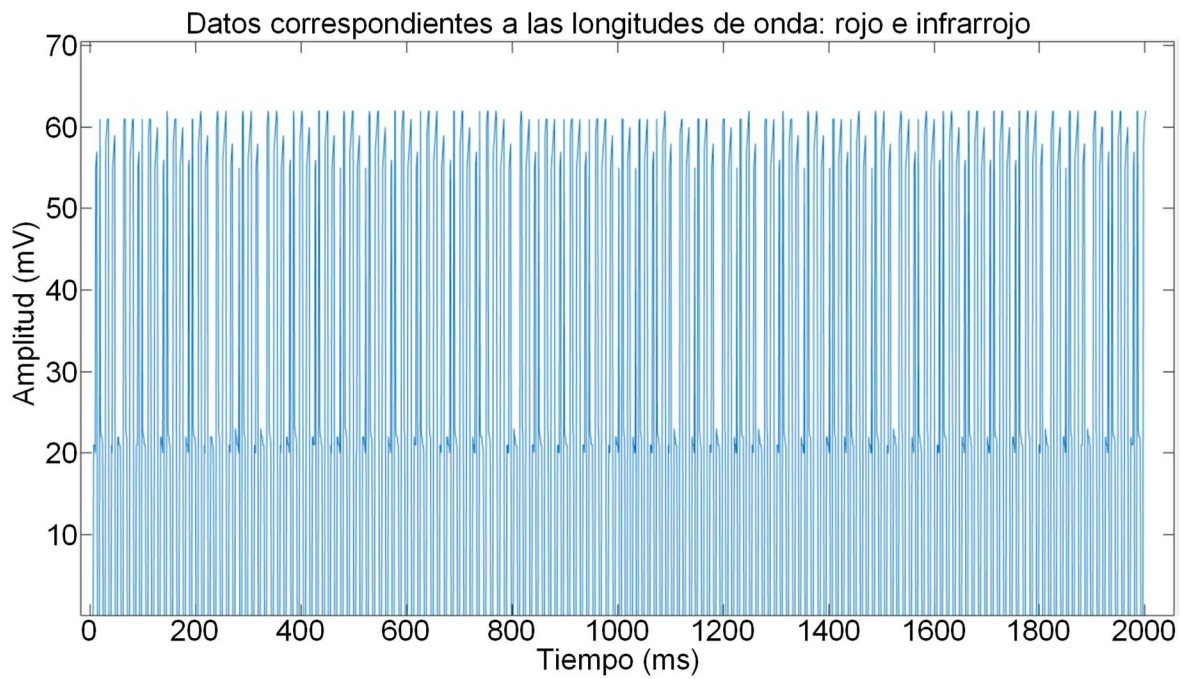


Figura 31. Datos correspondientes a la lectura de la longitud de onda del rojo y del infrarrojo

En la Figura 31 se observa la señal medida del rojo y del infrarrojo, los datos se van intercalando, es decir, los primeros 8 datos corresponden al rojo, los siguientes 8 al infrarrojo y viceversa. En la Figura 32 se muestran los datos de la Figura 31 separados, se agrupan todos los datos correspondientes a la lectura realizada con la longitud de onda del rojo y también se agrupan todos los datos recolectados con la longitud de onda del infrarrojo.

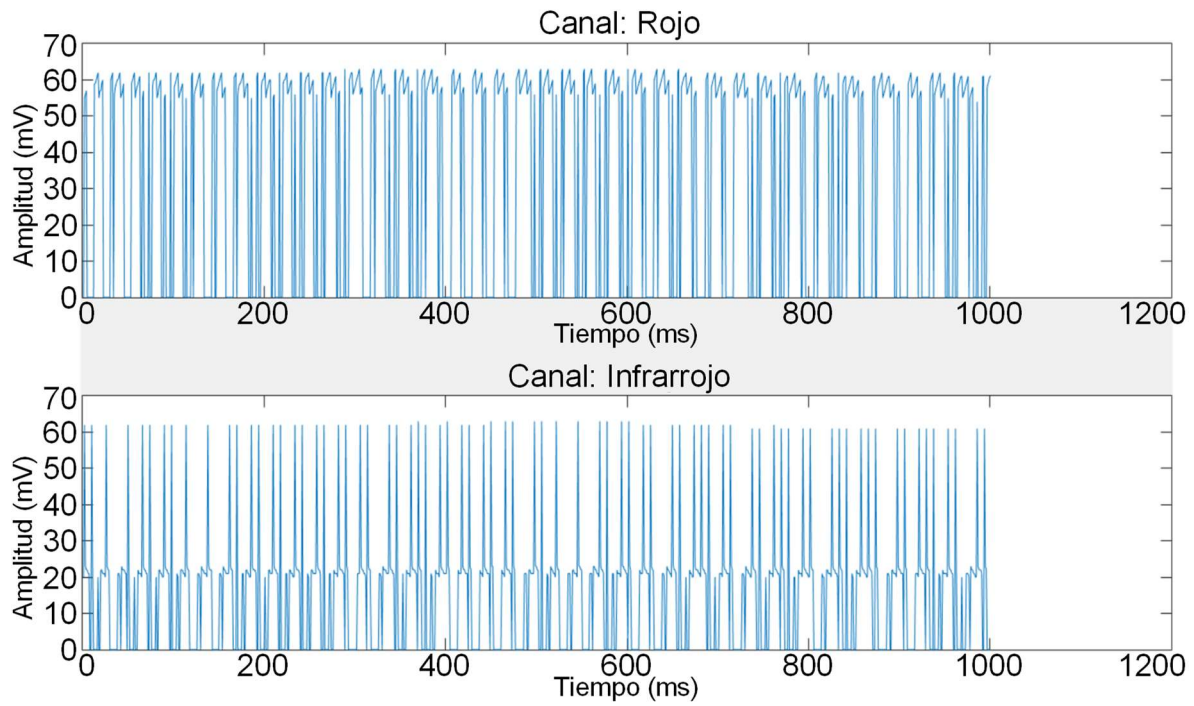


Figura 32. Separación de los datos correspondientes a las mediciones con la longitud de onda del rojo e infrarrojo

Para registrar el pulso cardíaco (en humanos) y la frecuencia del movimiento branquial (en el abulón) se propuso una segunda técnica, esta se conoce como detección síncrona, esta técnica es ampliamente utilizada en comunicaciones y también ha sido utilizada en interferometría (Servin et al., 1994); a continuación, se muestra un diagrama del proceso (Figura 33).

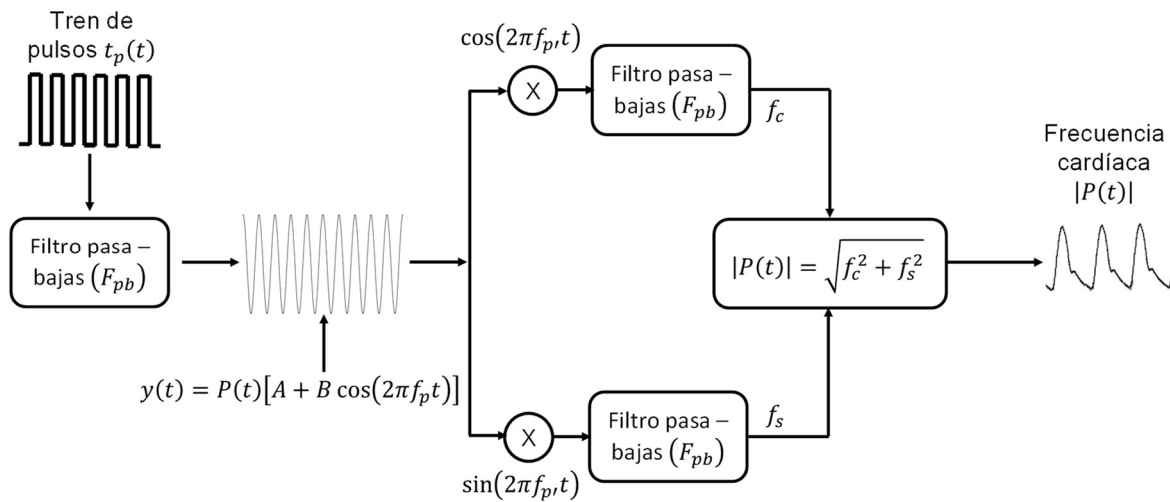


Figura 33. Proceso de implementación de la técnica de detección síncrona para recuperación del pulso cardíaco

El siguiente desarrollo analítico se utilizó para recuperar la frecuencia cardíaca en humanos y el movimiento branquial en el abulón

El procedimiento a utilizar parte de la incidencia de los haces de luz en forma de un tren de pulso $t_p(t)$ como lo indica la ecuación (5). El haz de luz (rojo e infrarrojo) tiene una frecuencia de 122Hz, y se muestrean a una razón de 1950Hz ($t = 5.12 \times 10^{-4}$ segundos).

$$t_p(t) = \text{sgn}(\cos(2\pi t)) = \text{sgn}(\cos(\omega t)) \quad (5)$$

Si a la señal muestreada se le aplica un filtro pasa-bajas (Stearns and Hush, 2011) de convolución se tiene lo siguiente:

$$x(t) = [t_p(t)] * F_{pb} = A + B \cos(\omega_p t) = A + B \cos(2\pi f_p t) \quad (6)$$

Donde ω_p , f_p son la frecuencia angular y la frecuencia espacial de la señal portadora (p), A y B son constantes.

Si consideramos que la señal derivada del pulso cardíaco o del movimiento branquial ($|P(t)|$), puede modular un tren de pulsos como el indicado en la ecuación (6) cuya

frecuencia (f_p , p : portadora) es mucho mayor que la de la frecuencia que se busca recuperar (f_r , r : ritmo branquial para el abulón) ecuación (6) y que esta señal puede considerarse como una señal portadora de tal manera que:

$$f_r \ll f_p \quad (7)$$

Se puede considerar una relación de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} y(t) &= P(t)x(t) \\ y(t) &= P(t)[A + B \cos(2\pi f_p t)] \end{aligned} \quad (8)$$

Si esta relación de señales (ecuación (8)) se multiplica por dos señales (**seno y coseno** ecuación (9) y (10)) de frecuencia casi igual a la frecuencia portadora ($f_p \approx f_{p'}$) se tiene lo siguiente:

$$y(t) \cos(2\pi f_{p'} t) = P(t)[A + B \cos(2\pi f_p t)] \cos(2\pi f_{p'} t) \quad (9)$$

$$y(t) \sin(2\pi f_{p'} t) = P(t)[A + B \cos(2\pi f_p t)] \sin(2\pi f_{p'} t) \quad (10)$$

Si se desarrolla la expresión anterior se tiene lo siguiente:

$$y(t) \cos(2\pi f_{p'} t) = AP(t) \cos(2\pi f_{p'}) + BP(t) \cos(2\pi f_p) \cos(2\pi f_{p'}) \quad (11)$$

Desarrollando el producto de: $BP(t) \cos(2\pi f_p) \cos(2\pi f_{p'})$, se obtiene:

$$\begin{aligned} BP(t) \cos(2\pi f_p t) \cos(2\pi f_{p'} t) &= BP(t) \left[\frac{1}{2} \cos(2\pi(f_p - f_{p'})t) + \frac{1}{2} \cos(2\pi(f_p + f_{p'})t) \right] \\ &= B'P(t) \cos(2\pi(f_p - f_{p'})t) + B'P(t) \cos(2\pi(f_p + f_{p'})t) \end{aligned}$$

Donde $B' = \frac{B}{2}$ es un término constante.

Si se considera $f_r \ll f_p$ (Ecuación (7)), entonces los términos $f_p - f_{p'}$ y $f_p + f_{p'}$ corresponden a una baja frecuencia y el término $2\pi f_{p'} t$ corresponde a una frecuencia alta.

La señal de la ecuación (11) se encuentra montada en una señal constante de DC (A):

$$AP(t) \cos(2\pi f_p t).$$

Cuando la señal de la ecuación (11) es multiplicada por un filtro pasa – bajas, la señal de DC ($AP(t) \cos(2\pi f_p t)$) es atenuada, sin embargo, no se elimina por completo, por esta razón es necesario aplicar el siguiente procedimiento estadístico que se conoce como la normalización Min – Max. Esta normalización consiste en transformar el valor mínimo en 0 y el valor máximo se transforma en 1 de manera que, todos los demás valores queden establecidos dentro de ese rango, la fórmula es la siguiente:

$$N_{min-max} = \frac{f_s - min}{max - min} \quad (12)$$

La ecuación (12) arroja valores entre 0 y 1, lo cual necesita ser corregido debido a que se requiere una señal que este centrada respecto al eje x o establecida entre valores que estén por encima y por debajo de 0, con una amplitud mínima de 0.5, para lograr esto se emplea la normalización Z – score que está definida por la siguiente ecuación (13):

$$N_{Z-score} = \frac{N_{min-max} - \mu}{\sigma} \quad (13)$$

Donde:

$N_{min-max}$ = Son los datos obtenidos de la ecuación (12)

μ = Es la media aritmética N_{min-m}

σ = Es la desviación estándar de N_{min-m}

En la normalización Z – score si un valor es exactamente igual a la media de los datos, este valor se normaliza a 0; si el valor está por debajo de la media, entonces se transformará a un número negativo, y si el valor está por encima de la media, el valor se transforma a un valor positivo. En la normalización z – score la amplitud de la señal está determinada por la desviación estándar de los datos.

Después de aplicar el filtro pasa – bajas (el filtro es del tipo Butterworth (Bruning et al., 1974)) y la normalización a la ecuación (11), se tiene la ecuación (14):

$$f_c = B'P(t) \cos(2\pi(f_p - f_{p'})t) \quad (14)$$

Se aplica un análisis similar para la relación **seno** ecuación (10), dando como resultado la ecuación (15):

$$f_s = B'P(t) \sin(2\pi(f_p - f_{p'})t) \quad (15)$$

No se tiene interés en recuperar la fase, sino, la magnitud de $|P(t)|$. De las ecuaciones (14) y (15) se tiene lo siguiente, ecuación (16):

$$|P(t)| = \sqrt{(f_c)^2 + (f_s)^2} \quad (16)$$

Donde $|P(t)|$ es la señal de la frecuencia cardíaca, recuperada por el método de detección síncrona.

Este mismo análisis se aplicó con la señal recuperada en el abulón donde $|P(t)|$ es la señal de la frecuencia del movimiento branquial del abulón, esto se debe a que la medición se realizó en el orificio respiratorio cercano a las branquias del abulón (Figura 34).

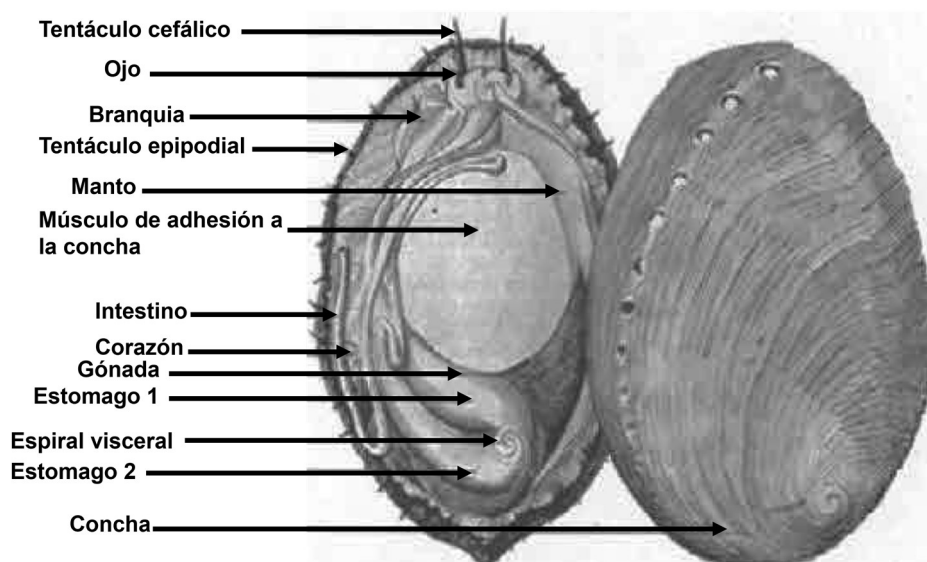


Figura 34. Esquema fisiológico de la abulón. figura recuperada de “Manual for intensive hatchery production of abalone. (Heasman and Savva, 2007)

4

Resultados

En la primera parte de este apartado se muestran los resultados obtenidos al utilizar el sensor en un ser humano, con los resultados obtenidos se puede validar su funcionamiento. En la segunda parte de este apartado se muestran los resultados obtenidos al usar el sensor el organismo del abulón.

4.1 Parte I.

Para comprobar que la teoría que se aplicó al diseño del circuito del sensor es correcta, se realizaron pruebas midiendo las pulsaciones provenientes del dedo humano, la señal de salida ya está caracterizada y es conocida por lo que se pudo comprobar que el circuito funciona de manera adecuada.

En la Figura 35 se muestran los datos correspondientes al pulso cardiaco sin tratamiento, tomamos estos datos, aplicamos un filtro pasa bajas y obtenemos de manera directa la señal de la frecuencia cardíaca (Figura 36).

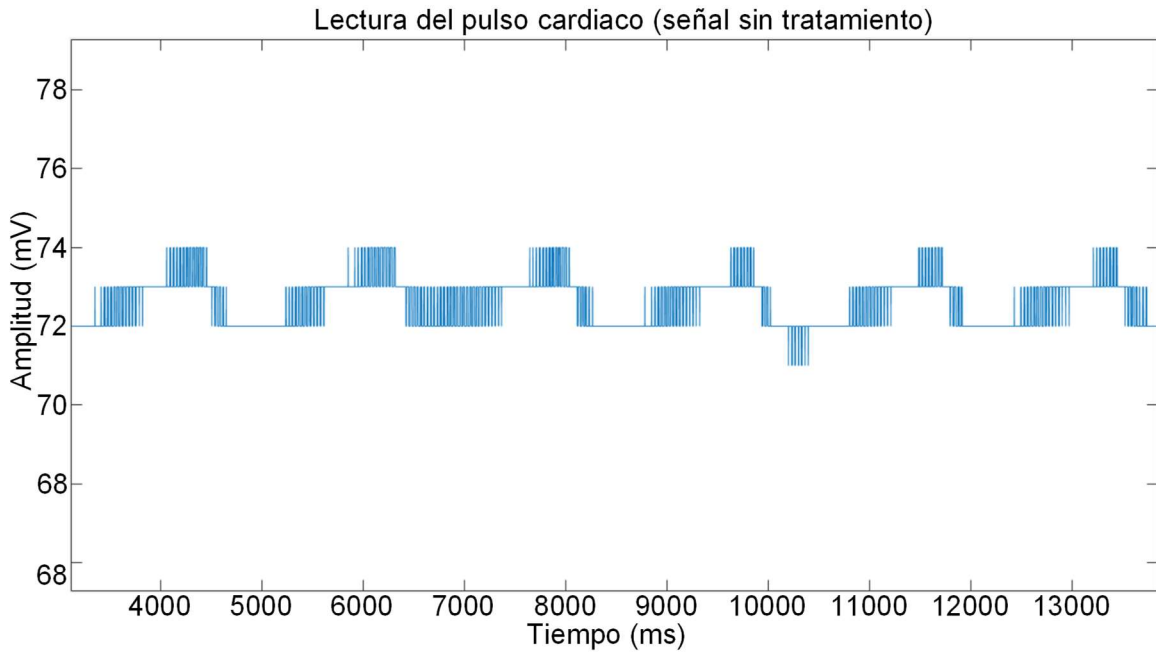


Figura 35. Señal de la frecuencia cardíaca obtenida con la técnica de fotopleletismografía a una sola longitud de onda

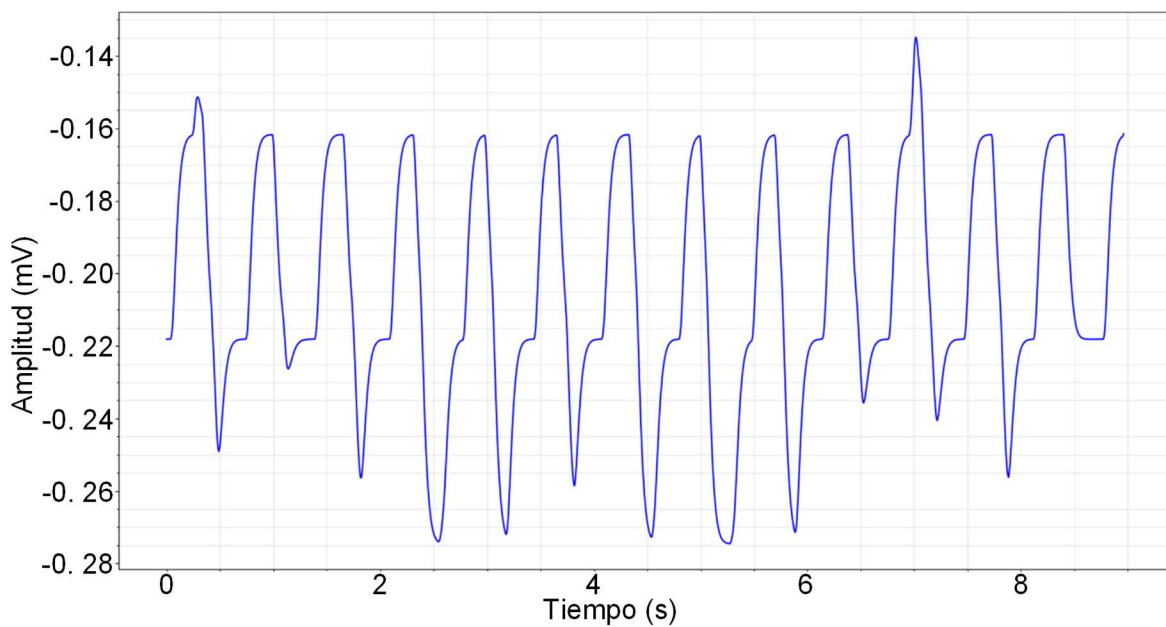


Figura 36. Lectura del pulso cardíaco obtenido después de haber procesado los datos

Aplicando la transformada de Fourier a la señal que se muestra en la Figura 36, se obtiene que la frecuencia cardíaca es de 1.5 pulsaciones por segundo (Figura 37).

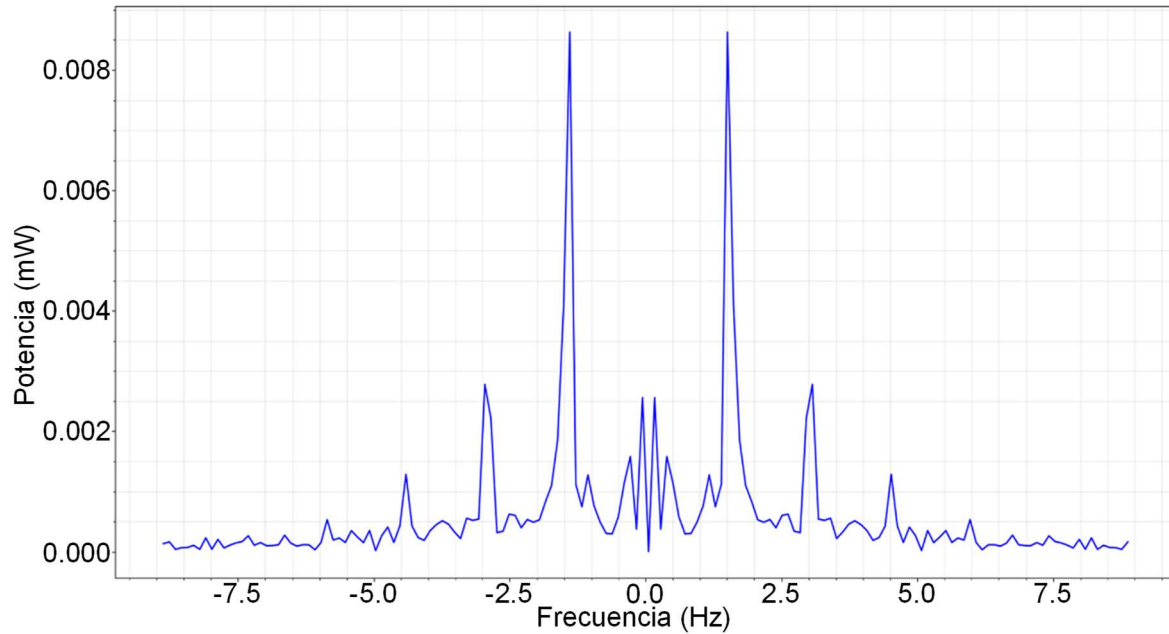


Figura 37. Espectro de Fourier de la frecuencia cardíaca obtenida con la técnica de fotopletismografía a una sola longitud de onda (940nm)

En la Figura 38 se observa el pulso cardíaco obtenido por el MAX3010x como referencia.

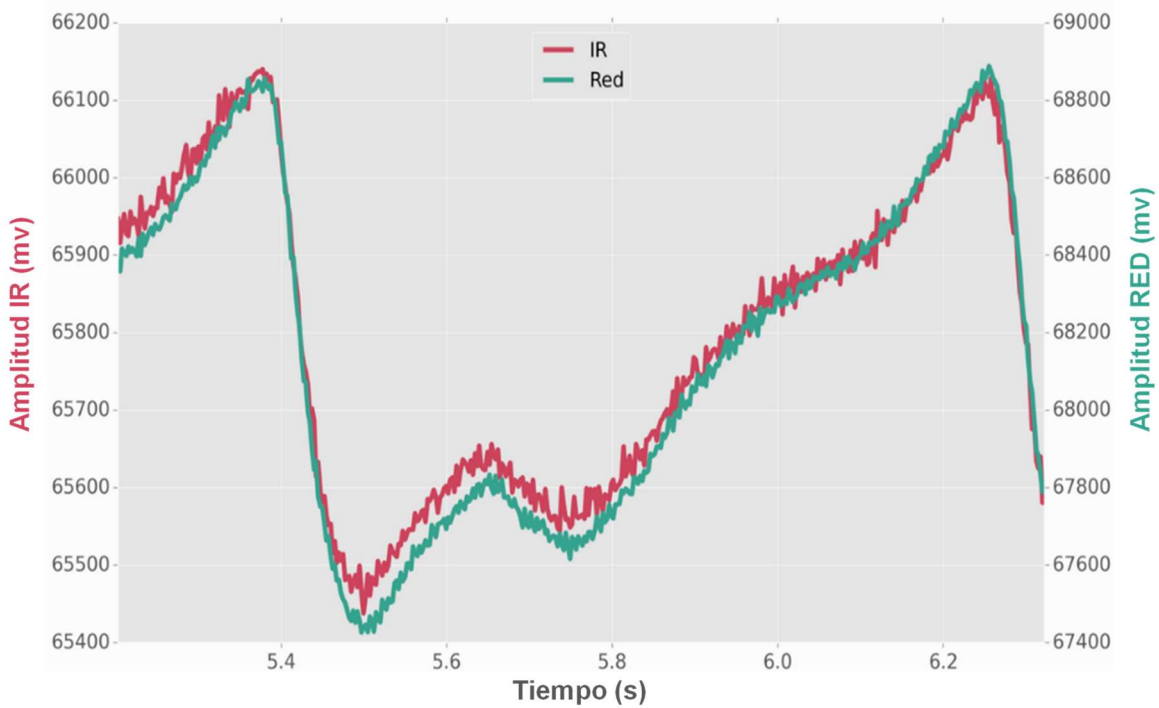


Figura 38. Señal del pulso cardíaco de referencia obtenido con el MAX3010x.

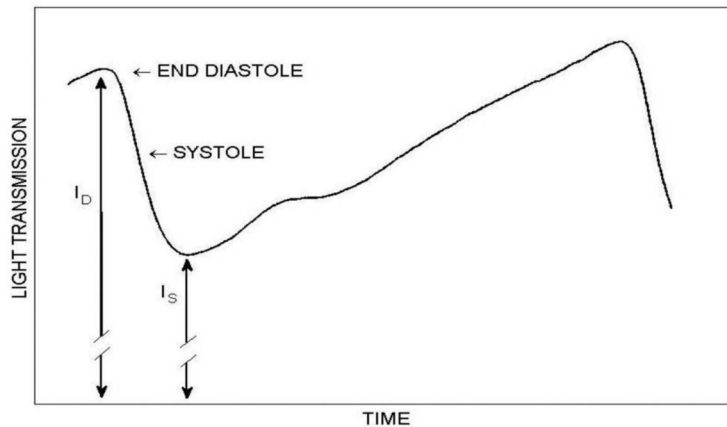


Figura 39. El pulso PPG. La luz transmitida a través del tejido disminuye durante la sístole y aumenta durante la diástole. Imagen obtenida de: Calibration-Free Pulse Oximetry Based on Two Wavelengths in the Infrared — A Preliminary Study

En la Figura 39 vemos que se presenta un pulso PPG donde se muestra que la luz transmitida a través del tejido disminuye durante un evento que se conoce como sístole (el corazón se contrae y bombea sangre desde sus cámaras a las arterias) y aumenta durante la diástole (el

corazón se relaja y sus cámaras se llenan de sangre), esta imagen fue extraída del artículo “Calibration-Free Pulse Oximetry Based on Two Wavelengths in the Infrared — A Preliminary Study” (Nitzan et al., 2014).

Observando la Figura 36 vemos que la señal que obtenemos con el circuito del sensor utilizando la técnica de fotopleletismografía tiene el mismo comportamiento que las señales mostradas en la Figura 38 y 39.

En la siguiente Tabla 3 se muestran los datos obtenidos de 50 mediciones de referencia (MD300C23 CHOICEMED) de la frecuencia cardíaca y 50 mediciones realizadas con nuestro dispositivo. Se utilizaron dos sujetos de prueba, el tiempo aproximado de las mediciones entre el oxímetro MD300C23 CHOICEMED y nuestro dispositivo fue de aproximadamente un minuto de diferencia.

Tabla 3. Error cuadrático medio de la frecuencia cuadrática.

Número de observaciones	Sujeto 1			Sujeto 2		
	Datos estimados del espectro de frecuencia	Datos observados del oxímetro CHOICEMED	Suma del error cuadrático medio	Datos estimados del espectro de frecuencia	Datos observados del oxímetro CHOICEMED	Suma del error cuadrático medio
1	67	69	4	65	67	4
2	78	79	1	63	64	1
3	71	72	1	69	71	4
4	63	65	4	68	70	4
5	55	54	1	61	63	4
6	72	70	4	64	65	1

Continuación: Tabla 3. Error cuadrático medio de la frecuencia cuadrática.

7	64	65	1	60	58	4
8	85	84	1	70	71	1
9	61	63	4	67	68	1
10	56	57	1	68	67	1
11	70	70	0	65	65	0
12	65	64	1	64	63	1
13	86	85	1	63	62	1
14	85	87	4	70	72	4
15	66	70	16	65	63	4
16	76	73	9	70	71	1
17	105	107	4	62	61	1
18	98	99	1	63	62	1
19	76	75	1	63	61	4
20	85	86	1	68	70	4
21	66	69	9	64	67	9
22	85	87	4	61	59	4
23	70	73	9	77	75	4
24	89	88	1	66	66	0
25	67	66	1	67	65	4
26	75	77	4	68	67	1
27	74	72	4	69	72	9
28	80	79	1	68	69	1
29	64	66	4	67	68	1
30	91	89	4	67	69	4
31	82	80	4	60	58	4
32	81	80	1	65	62	9

Continuación: Tabla 3. Error cuadrático medio de la frecuencia cuadrática

33	87	88	1	60	59	1
34	88	90	4	61	62	1
35	87	85	4	66	67	1
36	68	67	1	70	68	4
37	66	69	9	72	70	4
38	83	82	1	62	63	1
39	86	87	1	68	68	0
40	62	64	4	56	58	4
41	80	79	1	65	66	1
42	85	86	1	61	62	1
43	77	78	1	55	57	4
44	68	70	4	63	62	1
45	80	80	0	65	63	4
46	86	88	4	66	67	1
47	85	84	1	67	65	4
48	83	84	1	65	62	9
49	58	59	1	64	66	4
50	87	86	1	54	55	1
Promedio	76.48	76.92	2.92	64.94	65.02	2.84

Tabla 4. Análisis de estadística descriptiva aplicados a los datos de la Tabla 3, tabla obtenida del software Minitab.

Variable	Mean	StDev	Variance	CoefVar	Sum	Sum of Squares	Minimum	Q1
Espectro de frecuencia Sujeto 1	76.48	11.14	124.17	14.57	3824.00	298544.00	55.00	66.75

Oxímetro CHOICEMED Sujeto 1	76.92	10.91	119.05	14.19	3846.00	301668.00	54.00	69.00
Espectro de frecuencia Sujeto 2	64.94	4.249	18.058	6.54	3247.000	211745.00 0	54.00	62.75
Oxímetro CHOICEMED Sujeto 2	65.02	4.461	19.898	6.86	3251.000	212355.00 0	55.000	62.00
Variable	Median	Q3	Maximu m	Range	Mode	N for Mode		
Espectro de frecuencia Sujeto 1	77.50	85.00	105.00	50.00	85	6		
Oxímetro CHOICEMED Sujeto 1	78.50	86.00	107.00	53.00	70	4		
Espectro de frecuencia Sujeto 2	65.00	68.00	77.000	23.000	65	7		
Oxímetro CHOICEMED Sujeto 2	65.000	68.00	75.000	20.000	62	7		

En la Tabla 4 se muestran los resultados obtenidos con el software Minitab de un análisis de estadística descriptiva aplicado a los datos de la Tabla 3. Se observa que la media para el sujeto 1 es de 76.48 pulsaciones y para el sujeto 2 es de 64.94 pulsaciones. La variación de los datos en el sujeto 1 es de 11.14 con el dispositivo sensor que se diseñó y de 10.91 con el oxímetro CHOICEDMED. Para el sujeto 2 la variación de los datos con nuestro dispositivo es 4.249 y con el oxímetro comercial es de 4.461. En ambos casos se puede observar que la variación de los datos entre ambos dispositivos es pequeña.

En la Figura 40 se observa el histograma de frecuencias del sujeto 1 con ambos dispositivos, para el dispositivo sensor que diseñamos el conglomerado de los datos se encuentra en el rango de 80 a 90 pulsaciones por minuto, también se observa que tiene una distribución normal. En el histograma del oxímetro CHOICEDMED la frecuencia que más se repite

también está en el rango de 80 a 90 pulsaciones por minuto y su distribución también se observa normal.

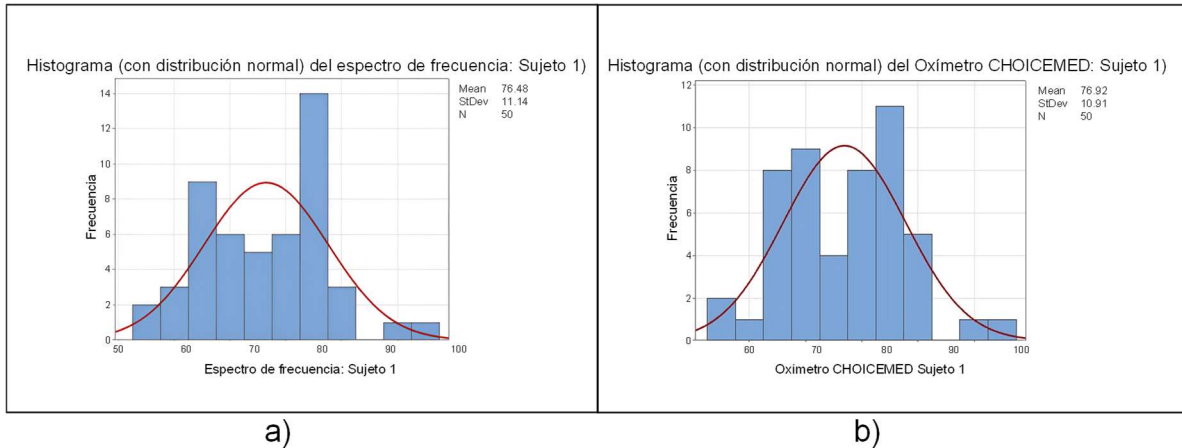
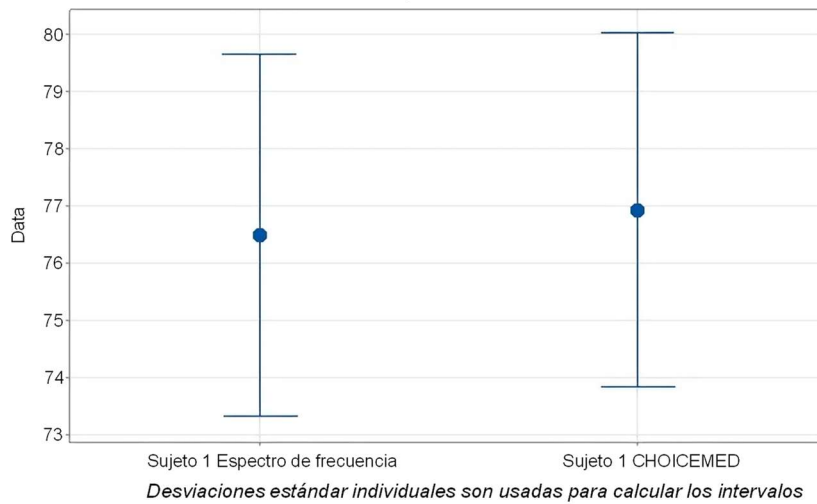


Figura 40. Histograma de frecuencias del sujeto 1: a) Dispositivo sensor, b) Oxímetro CHOICEDMED

En la Figura 41 se muestran los intervalos de confianza al 95% del sujeto 1 obtenidos con el dispositivo sensor (espectro de frecuencia) y con el oxímetro CHOICEDMED, se puede constatar que ambos intervalos de confianza se traslapan lo que indica que no existe diferencia significativa entre la media de las mediciones registradas. También se puede observar que la hipótesis nula no se rechaza debido a que el valor $P = 0.927$ es mayor al nivel de significancia $\alpha > 0.05$.

Intervalo de confianza de: Espectro de frecuencia Sujeto 1 y CHOICEMED Sujeto 1
95% CI para la media



Estadística descriptiva				Prueba de diferencia de medias	
Muestra	N	Media(Pulsos/min)	SD	Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$
Espectro de frecuencia	50	76.48	11.14	Hipótesis alternativa	$H_0: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$
CHOICEDMED	50	76.92	10.91	Valor P	0.927

Figura 41. Intervalo de confianza del 95 % del Sujeto 1

En la Figura 42 se presenta el histograma de frecuencias del sujeto 2 utilizando ambos dispositivos. Para el dispositivo sensor que diseñamos, el grupo de datos se concentra en el rango de 60 a 65 pulsaciones por minuto, mostrando una distribución normal. De manera similar, en el histograma del oxímetro CHOICEDMED, la frecuencia más común también se encuentra en el rango de 60 a 65 pulsaciones por minuto, y su distribución también sigue un patrón normal.

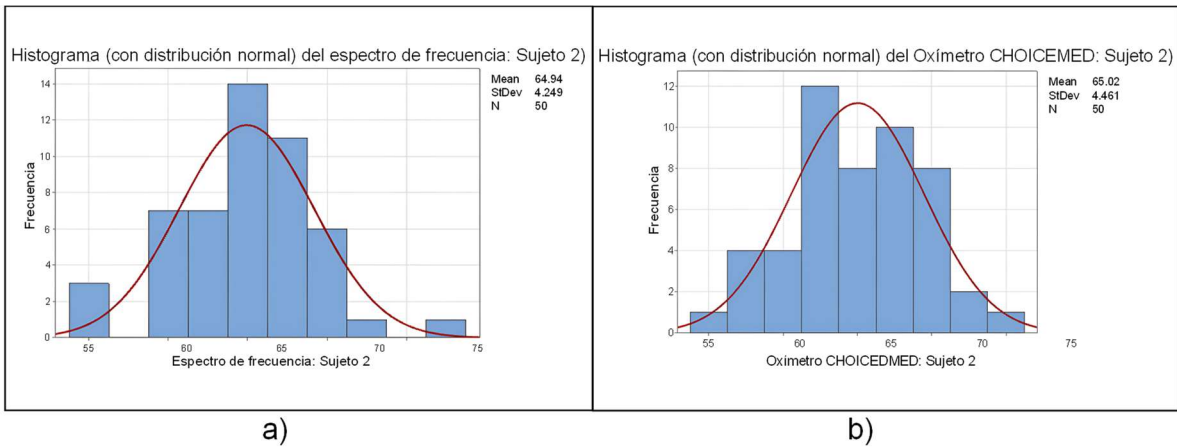
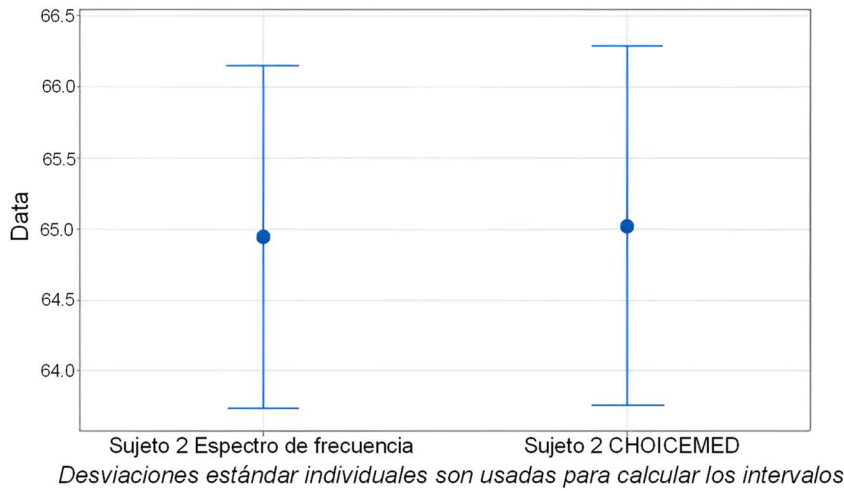


Figura 42. Histograma de frecuencias del sujeto 2: a) Dispositivo sensor, b) Oxímetro CHOICEDMED

En la Figura 43 se presentan los intervalos de confianza al 95% del sujeto 2, obtenidos tanto con el dispositivo sensor (espectro de frecuencia) como con el oxímetro CHOICEDMED. Se observa que ambos intervalos se superponen, lo que sugiere que no hay una diferencia significativa entre las medias de las mediciones registradas. Además, se puede notar que no se rechaza la hipótesis nula, ya que el valor $P = 0.927$ es mayor al nivel de significancia $\alpha > 0.05$.

Intervalo de confianza de: Espectro de frecuencia Sujeto 2 y CHOICEMED Sujeto 2
95% CI para la media



Estadística descriptiva				Prueba de diferencia de medias	
Muestra	N	Media(Pulsos/min)	SD	Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$
Espectro de frecuencia	50	64.94	4.25	Hipótesis alternativa	$H_0: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$
CHOICEDMED	50	65.02	4.46	Valor P	0.927

Figura 43. Intervalo de confianza del 95%

Debido a que al inicio no fue posible realizar pruebas en el abulón se buscaron otras alternativas para poder recuperar la frecuencia cardiaca además de la técnica usada por excelencia de fotopletimografía y la alternativa más viable fue recuperarla a través de los datos que se obtienen con la técnica de oximetría de pulso, estos datos se analizan con un algoritmo de demodulación o detección síncrona.

Como se ha mencionado para poder obtener la señal de la frecuencia cardiaca a través de los datos referentes al nivel de saturación de oxígeno, se utilizó una técnica conocida como detección síncrona. A continuación, se muestra el diagrama de flujo del algoritmo utilizado para su implementación.

La Figura 44 muestra el algoritmo implementando la técnica detección síncrona para la obtener la señal del pulso cardiaco a partir de los datos recopilados para el cálculo del oxígeno, a diferencia de la técnica de fotopletimografía donde se utiliza únicamente el led

en la longitud de onda del infrarrojo para realizar la lectura de la información del pulso cardíaco, para esta técnica se utilizan las dos longitudes de onda, rojo e infrarrojo los cuales están sincronizados a una frecuencia de 1 KHZ.

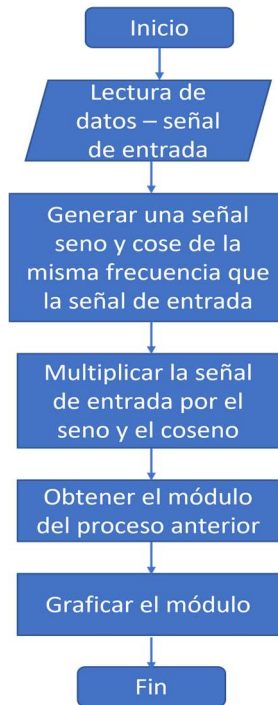


Figura 44. Diagrama de flujo del algoritmo de detección síncrona para la obtención de la señal del pulso cardíaco

En la Figura 45 se puede observar los resultados obtenidos con esta técnica. La señal de pulso cardíaco se encuentra sobrepuesta sobre una señal de menor frecuencia que suponemos puede ser la frecuencia pulmonar.

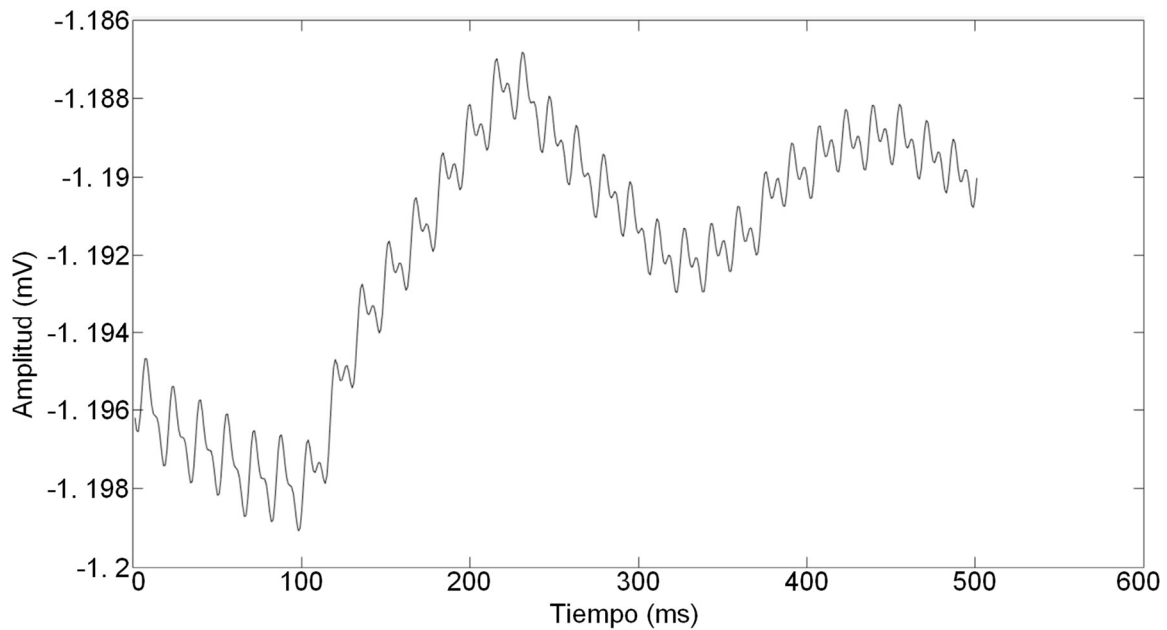


Figura 45. Señal del pulso cardíaco obtenido con el método de detección síncrona.

4.2 Parte II

El circuito del sensor se diseñó lo más compacto y liviano posible para evitar perturbar demasiado al abulón. También se diseñó un mecanismo para montar el sensor (Figura 46) y de esta manera hacer más fácil la manipulación del sensor sobre el abulón. Este mecanismo se mueve sobre el eje “y” para subir y bajar el circuito del sensor.

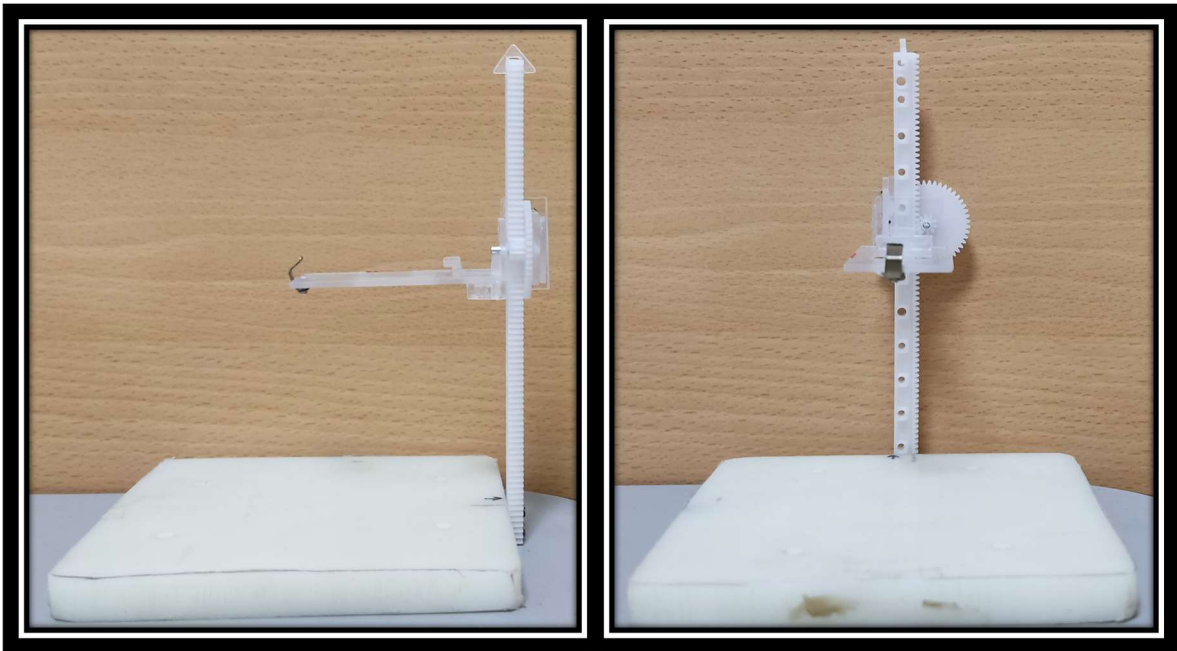


Figura 46. Mecanismo de soporte para el sensor. a) Vista lateral. b) Vista frontal

Debido a la pandemia el CIBNOR reportó la muerte de los abulones que estaban destinados para las pruebas del proyecto, la causa de la muerte fue una infección por rickettsia, aunque fueron tratados con emicina no pudieron salvarse. Los abulones que perecieron tenían una longitud de 10 cm de largo y los orificios de su caparazón estaban más desarrollados. Los abulones que el CIBNOR pudo conseguir para las pruebas cuentan con una longitud de 4 cm por lo que no todos sus orificios se encuentran bien desarrollados y tenían una edad de 6 meses (30 de agosto de 2022) (Figura 47). Los abulones cuentan con un número de registro el cual fue asignado por los encargados del laboratorio en el CIBNOR, cabe recalcar que todas las mediciones se hicieron bajo supervisión de los técnicos y biólogos del CIBNOR.



Figura 47. Abulón de 6 meses de edad



Figura 48. Medición con el circuito del sensor en el organismo del abulón.

En la Figura 48 se muestra cómo se adecuó el sensor para realizar la recolección de los datos, se puede observar que las fibras se introdujeron en uno de los orificios del abulón, ese orificio se encuentra muy cercano a las branquias del abulón.

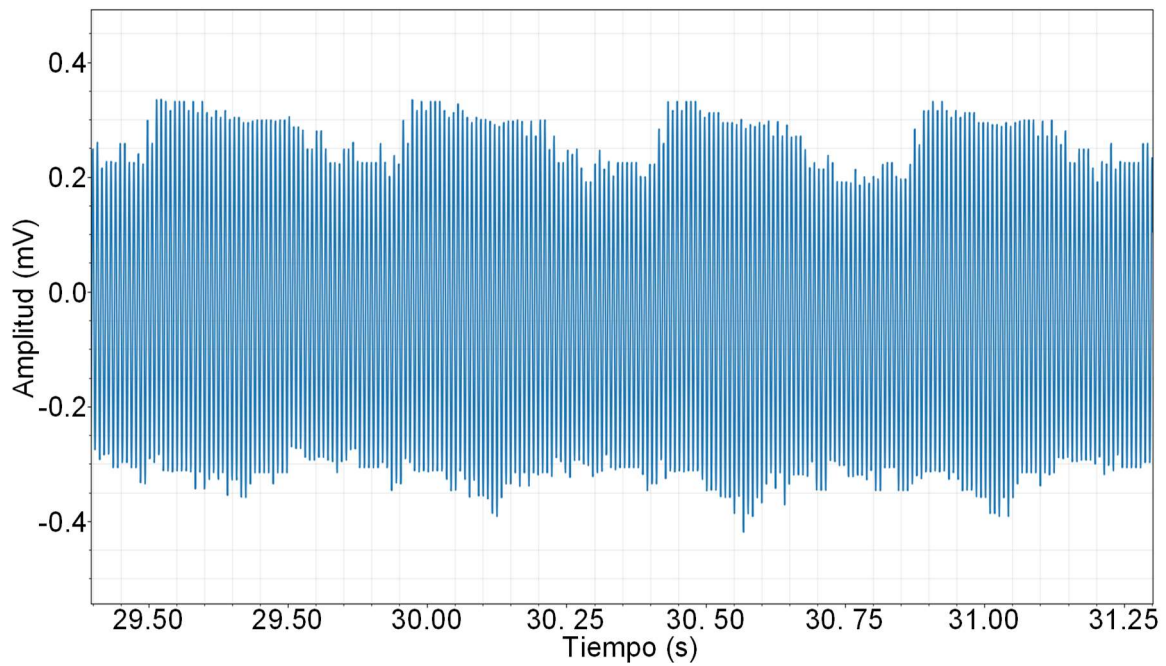


Figura 49. Señal recolectada del abulón con el circuito del sensor.

En la Figura 49 se puede observar la señal que se recolectó del abulón por medio del circuito del sensor. Esta señal se encuentra modulada por el movimiento de las branquias.

En la Figura 50 se muestra la gráfica del módulo (ecuación (15)) después aplicar el algoritmo de detección síncrona, esta señal recuperada se asocia a la frecuencia branquial del abulón.

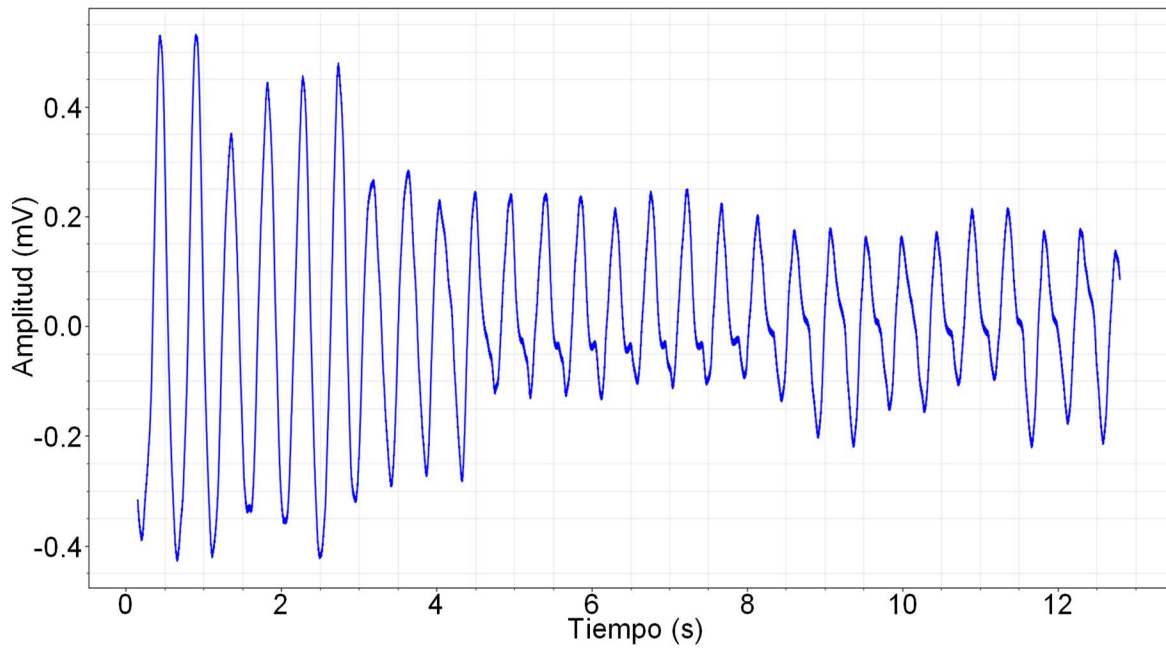


Figura 50. Movimiento branquial del abulón

La Figura 50 muestra la señal recuperada, el movimiento de las branquias. Aplicando la transformada de Fourier a los datos obtenidos, se tiene el siguiente espectro de frecuencia (Figura 51).

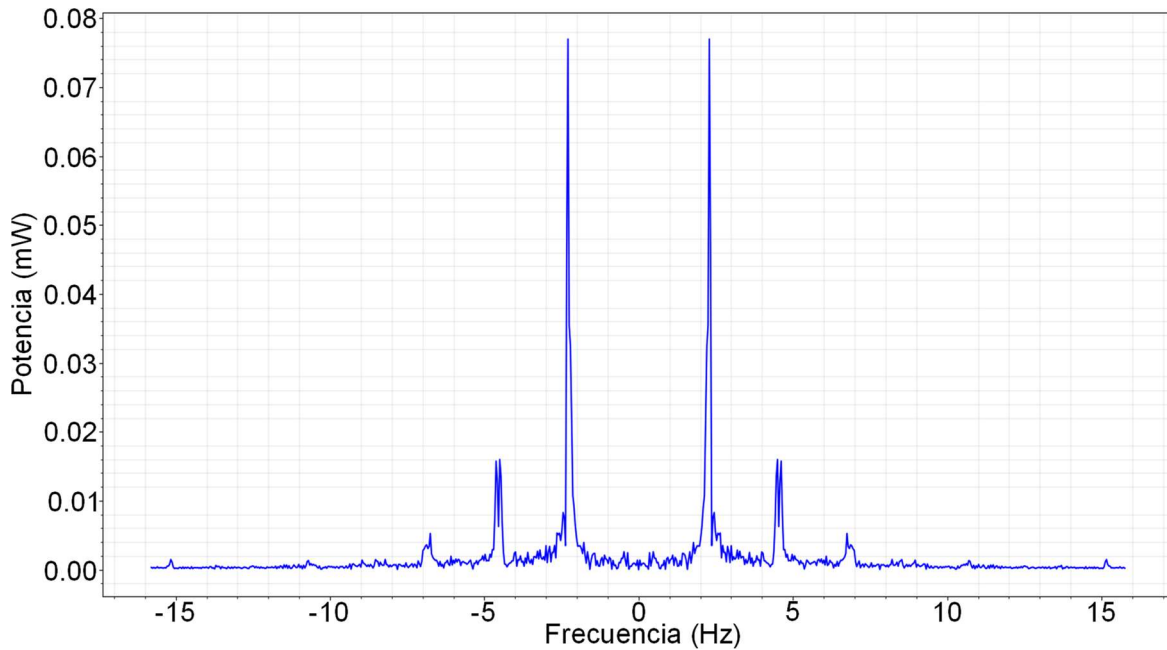


Figura 51. Espectro de frecuencias del movimiento branquial del abulón.

Tabla 5. Frecuencia Branquial del abulón azul

Abulón azul (<i>Haliotis Fulgens</i>)	
Número de observaciones	Datos estimados del espectro de frecuencia
1	2.3
2	2.25
3	2.224
4	2.293
5	2.262
6	2.087
7	2.201
8	2.041
9	2.194
10	2.163
11	2.102
12	2.278
13	2.171
14	2.214
15	2.087
16	2.27
17	2.293

En la Tabla 5 se muestran las frecuencias de las branquias que se midieron en el organismo del abulón. Las frecuencias se calcularon con el espectro de Fourier, en total se lograron registrar 17 datos, la media es de: 2.2018 Hz y la desviación estándar es de: 0.0821641.

La Tabla 6 muestra los estadísticos correspondientes a los datos obtenidos de las mediciones con el dispositivo sensor al organismo del abulón, se observa que, la media de la frecuencia de las branquias es de 2.2018 Hz y que la variación que existe entre los datos es mínima de 0.0822.

Tabla 6. Análisis de estadística descriptiva aplicados a los datos de la Tabla 5, tabla obtenida del software Minitab

Variable	Mean	StDev	Variance	CoefVar	Sum	Sum of Squares	Minimum	Q1	Median
Frecuencia (Hz)	2.2018	0.0822	0.0068	3.73	37.4300	82.5201	2.0410	2.1325	2.2140

Variable	Q3	Maximum	Range	Mode	N for Mode
Frecuencia (Hz)	2.2740	2.3000	0.2590	2.087, 2.293	2

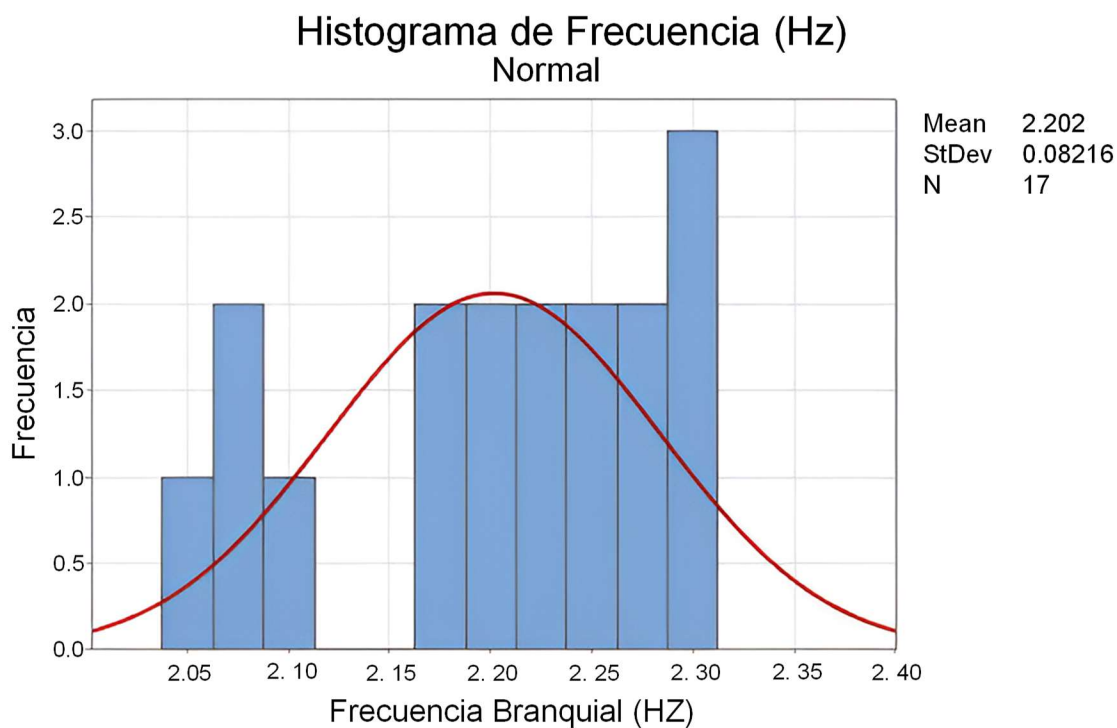


Figura 52. Histograma de la Frecuencia de las branquias del abulón azul

En la Figura 52 se presenta el histograma de las frecuencias branquiales del abulón, se puede observar que el rango de frecuencias que más repite está entre 2.27 y 2.31 Hz aproximadamente. La distribución que presenta el histograma se le atribuye a que el número de datos es menor de 20.

5

Conclusión

El tratamiento de los datos obtenidos a través del sensor de fotoplethysmografía es fundamental para extraer información precisa y significativa sobre el pulso cardíaco en humanos, pero su aplicación no solo se limita a eso, los componentes electrónicos y el principio de funcionamiento se adaptaron para poder interactuar con organismo del abulón azul, el resultado de esto fue la recuperación del movimiento branquial en el abulón, un parámetro muy importante para el monitoreo de su salud. En (Taylor and Ragg, 2005) se menciona que las branquias son responsables de prácticamente la totalidad de la captación de oxígeno y que las exhiben una oscilación conspicua, es decir, que generan una vibración o movimiento oscilatorio que es fácilmente visible o perceptible, este movimiento es lo que se que se obtiene con el dispositivo sensor. La frecuencia de las branquias es aparentemente causada por cambios internos de presión y volumen durante el ciclo cardíaco (observaciones no publicadas). Esto nos da pauta a realizar más estudios para ver la correlación existente entre la frecuencia branquial, la frecuencia respiratoria y la frecuencia cardíaca. Actualmente es

posible determinar la frecuencia respiratoria a partir de la forma de onda de la fotopletismografía (PPG) en humanos y existen diversos estudios como menciona (Leonard et al., 2006).

El proceso de tratamiento de datos implica la extracción de los datos almacenados en la memoria del circuito del sensor, seguido de la separación de las señales correspondientes al pulso cardíaco y al movimiento branquial en el abulón. Se utiliza la técnica de detección síncrona para recuperar la frecuencia cardíaca (humanos) y del movimiento branquial (abulón). Este método, que implica el uso de dos longitudes de onda sincronizadas, permite obtener señales precisas y libres de interferencias.

Los resultados obtenidos demuestran la efectividad del sensor en la medición del pulso cardíaco en humanos, mostrando una señal consistente con la obtenida mediante el uso de un sensor de referencia. Además, se logra adaptar el sensor para su uso en abulones, a pesar de las limitaciones encontradas debido a la pandemia y la disponibilidad de abulones. A través de este estudio preliminar, se obtiene una señal clara del movimiento branquial del abulón, que se asocia con la frecuencia de respiración de estos organismos.


6

Anexo

El artículo se publicó en 15 de diciembre de 2023, en la revista Aquaculture Research, Volumen 2023 | Artículo ID 6672198 | <https://doi.org/10.1155/2023/6672198>

Las métricas de la revista son las siguientes:



 **Journal metrics**

Acceptance rate	31%
Submission to final decision	101 days
Acceptance to publication	24 days
CiteScore	3.500
Journal Citation Indicator	0.680
Impact Factor	2.0

Figura 53. Métricas de la revista Aquaculture Research

Branchial Motion Assessment in Abalone Using Photoplethysmography

R. Z. Bautista López ¹, J. Yáñez Mendiola ¹ and M. T. Sicard González ²

¹Centro de Innovación Aplicada en Tecnologías Competitivas (CIATEC A. C.), Omega no. 201 Col. Industrial Delta C.P. 37545 León, León, Guanajuato 37544, Mexico

²Centro de Investigaciones Biológicas del Noroeste, S. C. (CIBNOR), Km. 1 Carretera a San Juan de La Costa "EL COMITAN" La Paz, La Paz, BCS 23205, Mexico

Correspondence should be addressed to R. Z. Bautista López; rzaricell.picyt@ciatec.mx

Received 15 June 2023; Revised 10 November 2023; Accepted 16 November 2023; Published 15 December 2023

Academic Editor: Mohamed Abdelsalam

Copyright © 2023 R. Z. Bautista López et al. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

The abalone, a gastropod mollusk belonging to the Haliotidae family, has been a subject of research with a focus on its behavior in response to various environmental factors, including temperature fluctuations and hypoxia. While existing studies have primarily explored abalone behavior in relation to environmental changes, there remains a significant amount to be discovered regarding their behavioral patterns. There are studies in which recordings of readings have been made (indirect methods) of the heart rate of the abalone since it is believed that it is one of the parameters affected due to the changes in temperature and dissolved oxygen in its environment. The main disadvantage of some procedures to measure heart rate in abalone is that an incision is made near the heart, through this incision the measurement is made using the photoplethysmography technique. Another parameter that is affected by these changes (temperature and hypoxia) is respiratory rate. Temperature is an important factor that can reduce oxygen solubility and thus alter abalone respiration; so in this work, we propose to use the technique of photoplethysmography: a method involving the measurement of changes in volume within a biological organ, which offers a unique opportunity to monitor these changes. We adapt this technique to measure gill movements in abalone, a critical indicator of respiratory activity in these marine mollusks. By utilizing a pulse oximetry setup and synchronous detection, we establish an innovative approach to gill movement analysis. This approach employs a pulse train and synchronous demodulation technique, the train of pulses is guided through an optical fiber to one of the respiratory orifices of the abalone to effectively detect and analyze the gill movements of abalone. Additionally, the role of frequency of its gill movements is highlighted as another critical variable of interest within the broader study of *Haliotis fulgens*, shedding light on the multifaceted nature of abalone behavior and responses to their surroundings. This research contributes to a deeper understanding of abalone physiology and behavior, offering insights into their adaptation to

1. Introduction

Abalone holds significant commercial and economic importance in Mexico, with a particular focus on the west coast of the Baja California Peninsula [1]. This region represents the sole area within the Mexican Republic where abalone is both harvested from the wild and cultivated [2]. In recent years, there has been a noticeable decline in abalone catches. This decline can be attributed to a combination of factors, including the overexploitation of abalone fishing and the influence of temperature fluctuations resulting from changing environmental conditions [3]. These issues have raised concerns

about the sustainability and long-term viability of the abalone industry in the region. Efforts to address these challenges and manage abalone resources effectively are crucial to maintain the economic and ecological balance in this area. Studies have shown that temperature is a significant factor due to the vulnerability of abalone to thermal changes and the ability of temperature to penetrate physical barriers, having potentially serious effects on the structure of all macromolecules [4]; likewise and to a lesser extent, temperature causes effects on abalone behavior, such as the selection of an ideal thermal habitat [5]. Indeed, abalone behaviors and their distribution can be significantly impacted by a range of

Figura 54. Prevista del artículo “Branchial Motion Assessment in Abalone Using Photoplethysmography”

7

Referencias

- Addison, P.S., Watson, J.N., 2004. Secondary transform decoupling of shifted nonstationary signal modulation components: application to photoplethysmography. *Int. J. Wavelets Multiresolut Inf. Process.* 02, 43–57. <https://doi.org/10.1142/S0219691304000329>
- Anderson, R.R., Parrish, J.A., 1981. The Optics of Human Skin. *Journal of Investigative Dermatology* 77, 13–19. <https://doi.org/10.1111/1523-1747.ep12479191>
- Aragón López, C.E., 2013. Identificación de especies de abulón (*Haliotis* spp.) con marcadores moleculares. Instituto Politécnico Nacional, Guasave, Sinaloa.
- Bruning, J.H., Herriott, D.R., Gallagher, J.E., Rosenfeld, D.P., White, A.D., Brangaccio, D.J., 1974. Digital Wavefront Measuring Interferometer for Testing Optical Surfaces and Lenses. *Appl. Opt.*, AO 13, 2693–2703. <https://doi.org/10.1364/AO.13.002693>
- Buss, J.J., Jones, D.A., Lumsden, A., Harris, J.O., Bansemer, M.S., Stone, D.A.J., 2015. Restricting feed ration has more effect than diet type on the feeding behaviour of

- greenlip abalone *Haliotis laevis*. *Marine and Freshwater Behaviour and Physiology* 48, 51–70. <https://doi.org/10.1080/10236244.2014.990701>
- Calderón-Liévanos, S., Hernandez Saavedra, N., Lluch-Cota, S., Pedro, C.-H., Ascencio, F., Sicard, M., 2019. Survival and respiration of green abalone (*Haliotis fulgens*) facing very short-term marine environmental extremes. *Marine and Freshwater Behaviour and Physiology* 52, 1–15. <https://doi.org/10.1080/10236244.2019.1607734>
- Challoner, A.V., Ramsay, C.A., 1974. A photoelectric plethysmograph for the measurement of cutaneous blood flow. *Physics in Medicine and Biology* 19, 317–328. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/19/3/003>
- Chan, E.D., Chan, Michael M., Chan, Mallory M., 2013. Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory Medicine* 107, 789–799. <https://doi.org/10.1016/j.rmed.2013.02.004>
- Charlton, P.H., Birrenkott, D.A., Bonnici, T., Pimentel, M.A.F., Johnson, A.E.W., Alastruey, J., Tarassenko, L., Watkinson, P.J., Beale, R., Clifton, D.A., 2018. Breathing Rate Estimation From the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: A Review. *IEEE Rev Biomed Eng* 11, 2–20. <https://doi.org/10.1109/RBME.2017.2763681>
- Chelazzi, G., Williams, G.A., Gray, D.R., 1999. Field and laboratory measurement of heart rate in a tropical limpet, *Cellana grata*. *Journal of the Marine Biological Association of the United Kingdom* 79, 749–751. <https://doi.org/10.1017/S0025315498000915>
- Chen, N., Shen, Y., Yu, F., Luo, X., You, W., Ke, C.-H., 2019. A new indicator of hypoxia tolerance in abalone, developed based on heart rate fluctuations. *Aquaculture* 519, 734903. <https://doi.org/10.1016/j.aquaculture.2019.734903>
- Chon, K.H., Dash, S., Ju, K., 2009. Estimation of respiratory rate from photoplethysmogram data using time-frequency spectral estimation. *IEEE Trans Biomed Eng* 56, 2054–2063. <https://doi.org/10.1109/TBME.2009.2019766>
- Currie, K.-L., Davidson, H., Bansemer, M.S., Harris, J.O., Stone, D.A.J., 2016. Ventral Videographic Assessment of the Feeding Behavior of Juvenile Greenlip [*Haliotis laevis* (Donovan, 1808)] and Hybrid (*H. laevis* × *Haliotis rubra*) Abalone in Response to Dietary and Temperature Manipulation. *Journal of Shellfish Research* 35, 641–651. <https://doi.org/10.2983/035.035.0310>

- de Kock, J.P., Tarassenko, L., 1993. Pulse oximetry: Theoretical and experimental models. *Med. Biol. Eng. Comput.* 31, 291–300. <https://doi.org/10.1007/BF02458049>
- Depledge, M.H., Andersen, B.B., 1990. A computer-aided physiological monitoring system for continuous, long-term recording of cardiac activity in selected invertebrates. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Physiology* 96, 473–477. [https://doi.org/10.1016/0300-9629\(90\)90664-E](https://doi.org/10.1016/0300-9629(90)90664-E)
- Deutsch, C.A., Tewksbury, J.J., Huey, R.B., Sheldon, K.S., Ghalambor, C.K., Haak, D.C., Martin, P.R., 2008. Impacts of climate warming on terrestrial ectotherms across latitude. *Proc Natl Acad Sci U S A* 105, 6668–6672. <https://doi.org/10.1073/pnas.0709472105>
- Díaz, F., Re, A.D., Medina, Z., Re, G., Valdez, G., Valenzuela, F., 2006. Thermal preference and tolerance of green abalone *Haliotis fulgens* (Philippi, 1845) and pink abalone *Haliotis corrugata* (Gray, 1828). *Aquaculture Research* 37, 877–884. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2109.2006.01506.x>
- Dong, Y., Han, G., Ganmanee, M., Wang, J., 2015. Latitudinal variability of physiological responses to heat stress of the intertidal limpet *Cellana toreuma* along the Asian coast. *Marine Ecology Progress Series* 529. <https://doi.org/10.3354/meps11303>
- Dong, Y., Han, G., Li, X., 2021. Heart Rate Measurement in Mollusks, in: Gao, K., Hutchins, D.A., Beardall, J. (Eds.), *Research Methods of Environmental Physiology in Aquatic Sciences*. Springer, Singapore, pp. 327–334. https://doi.org/10.1007/978-981-15-5354-7_38
- Efthymiou, S., Ozanyan, K.B., 2013. Pulse Detection by Gated Synchronous Demodulation. *IEEE Sensors Journal* 13, 3349–3360. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2013.2263496>
- Elgendy, M.Y., Ali, S.E., Abbas, W.T., Algammal, A.M., Abdelsalam, M., 2023. The role of marine pollution on the emergence of fish bacterial diseases. *Chemosphere* 344, 140366. <https://doi.org/10.1016/j.chemosphere.2023.140366>
- Gao, X., Zhang, M., Zheng, J., Li, X., Chi, L., Song, C., Liu, Y., 2016. Effect of LED light quality on the phototaxis and locomotion behaviour of *Haliotis discus hannai*. *Aquaculture Research* 47, 3376–3389. <https://doi.org/10.1111/are.12901>

- Guzman del Proo, S., 1992. A review of the biology of abalone and its fishery in Mexico. *Abalone of the world. Biology, fisheries and culture.* 341–360.
- Heasman, M., Savva, N., 2007. Manual for intensive hatchery production of abalone. NSW Department of Primary Industries.
- Helm, M.M., Trueman, E.R., 1967. The effect of exposure on the heart rate of the mussel, *Mytilus edulis* L. *Comparative Biochemistry and Physiology* 21, 171–177. [https://doi.org/10.1016/0010-406X\(67\)90126-0](https://doi.org/10.1016/0010-406X(67)90126-0)
- Hertzman, A.B., 1938. The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph. *American Journal of Physiology-Legacy Content* 124, 328–340. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1938.124.2.328>
- Hickey, D.A., Singer, G.A., 2004. Genomic and proteomic adaptations to growth at high temperature. *Genome Biology* 5, 117. <https://doi.org/10.1186/gb-2004-5-10-117>
- Himilce, V.E., 2014. Marco ambiental y capacidad de recuperación ante estrés térmico del abulón azul (*Haliotis fulgens*, Philippi 1845) provenientes de la zona de Bahía Tortugas, B.C.S. Centro de Investigaciones Biológicas del Noroeste, s.c., Centro de Investigaciones Biológicas del Noroeste, s.c.
- Kyriacou, P., Allen, J., 2021. *Photoplethysmography - Technology, Signal Analysis and Applications*, 1st Edition. ed. © Academic Press 2021.
- Kyriacou, P.A., Chatterjee, S., 2022. 2 - The origin of photoplethysmography, in: Allen, J., Kyriacou, P. (Eds.), *Photoplethysmography*. Academic Press, pp. 17–43. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-823374-0.00004-9>
- Leonard, P., Beattie, T.F., Addison, P.S., Watson, J.N., 2003. Standard pulse oximeters can be used to monitor respiratory rate. *Emerg Med J* 20, 524–525. <https://doi.org/10.1136/emj.20.6.524>
- Leonard, P., Grubb, N.R., Addison, P.S., Clifton, D., Watson, J.N., 2004. An algorithm for the detection of individual breaths from the pulse oximeter waveform. *J Clin Monit Comput* 18, 309–312. <https://doi.org/10.1007/s10877-005-2697-z>
- Leonard, P.A., Clifton, D., Addison, P.S., Watson, J.N., Beattie, T., 2006. An automated algorithm for determining respiratory rate by photoplethysmogram in children. *Acta Paediatr* 95, 1124–1128. <https://doi.org/10.1080/08035250600612280>

- Leppänen, T., Kainulainen, S., Korkalainen, H., Sillanmäki, S., Kulkas, A., Töyräs, J., Nikkonen, S., 2022. Pulse Oximetry: The Working Principle, Signal Formation, and Applications, in: Penzel, T., Hornero, R. (Eds.), *Advances in the Diagnosis and Treatment of Sleep Apnea: Filling the Gap Between Physicians and Engineers*. Springer International Publishing, Cham, pp. 205–218. https://doi.org/10.1007/978-3-031-06413-5_12
- Loh, H.W., Xu, S., Faust, O., Ooi, C.P., Barua, P.D., Chakraborty, S., Tan, R.-S., Molinari, F., Acharya, U.R., 2022. Application of photoplethysmography signals for healthcare systems: An in-depth review.
- Malacara, D. (Ed.), 2007. *Optical shop testing*, 3rd ed. ed, Wiley series in pure and applied optics. Wiley-Interscience, Hoboken, N.J.
- Mason, C.F., 1971. Respiration rates and population metabolism of woodland snails. *Oecologia* 7, 80–94. <https://doi.org/10.1007/BF00346295>
- Mejia-Mejia, E., Allen, J., Budidha, K., El-Hajj, C., Kyriacou, P.A., Charlton, P.H., 2021. Photoplethysmography signal processing and synthesis, in: Kyriacou, P., Allen, J. (Eds.), *Photoplethysmography*. Elsevier, pp. 69–146. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-823374-0.00015-3>
- Morash, A., Alter, K., Andrewartha, S., Frappell, P., Elliott, N., 2014. Quantifying physiological and behavioural responses of cultured abalone to stress events. <https://doi.org/DOI:10.13140/RG.2.1.2289.9449>
- Nitzan, M., Noach, S., Tobal, E., Adar, Y., Miller, Y., Shalom, E., Engelberg, S., 2014. Calibration-Free Pulse Oximetry Based on Two Wavelengths in the Infrared — A Preliminary Study. *Sensors (Basel)* 14, 7420–7434. <https://doi.org/10.3390/s140407420>
- Pologe, J.A., 1987. Pulse Oximetry: Technical Aspects of Machine Design: *International Anesthesiology Clinics* 25, 137–153. <https://doi.org/10.1097/00004311-198702530-00009>
- Ponce-Díaz, G., Lluch-Cota, S.E., Bautista-Romero, J.J., Lluch-Belda, D., 2003. Caracterización multiescala de la temperatura del mar en una zona de bancos de

- abulón (*Haliotis* spp.) en Bahía Asunción, Baja California Sur, México. *Ciencias marinas* 29, 291–303.
- Reynolds, W.W., Casterlin, M.E., 1979. Behavioral Thermoregulation and the “Final Preferendum” Paradigm. *American Zoologist* 19, 211–224. <https://doi.org/10.1093/icb/19.1.211>
- Rodríguez-Vera, R., Servín, M., 1994. Phase locked loop profilometry. *Optics & Laser Technology* 26, 393–398. [https://doi.org/10.1016/0030-3992\(94\)90050-7](https://doi.org/10.1016/0030-3992(94)90050-7)
- Servin, M., Malacara, D., Rodríguez-Vera, R., 1994. Phase-locked-loop interferometry applied to aspheric testing with a computer-stored compensator. *Appl. Opt.*, AO 33, 2589–2595. <https://doi.org/10.1364/AO.33.002589>
- Shelley, K.H., Awad, A.A., Stout, R.G., Silverman, D.G., 2006. The Use of Joint Time Frequency Analysis to Quantify the Effect of Ventilation on the Pulse Oximeter Waveform. *J Clin Monit Comput* 20, 81–87. <https://doi.org/10.1007/s10877-006-9010-7>
- Silva, S.M.L., Dotor, M.L., Silveira, J.P., Giannetti, R., 2009. Fotopletismografía laparoscópica: nueva técnica mínimamente invasiva y estudios experimentales iniciales.
- Sinclair, B.J., Marshall, K.E., Sewell, M.A., Levesque, D.L., Willett, C.S., Slotsbo, S., Dong, Y., Harley, C.D.G., Marshall, D.J., Helmuth, B.S., Huey, R.B., 2016. Can we predict ectotherm responses to climate change using thermal performance curves and body temperatures? *Ecology Letters* 19, 1372–1385. <https://doi.org/10.1111/ele.12686>
- Stearns, S.D., Hush, D.R., 2011. *Digital Signal Processing with Examples in Matlab(r)*, 2nd ed. Boca Raton, FL.
- Stillman, J., Somero, G., 1996. Adaptation to temperature stress and aerial exposure in congeneric species of intertidal porcelain crabs (genus *Petrolisthes*): correlation of physiology, biochemistry and morphology with vertical distribution. *J Exp Biol* 199, 1845–1855. <https://doi.org/10.1242/jeb.199.8.1845>
- Sunday, J.M., Bates, A.E., Kearney, M.R., Colwell, R.K., Dulvy, N.K., Longino, J.T., Huey, R.B., 2014. Thermal-safety margins and the necessity of thermoregulatory behavior

- across latitude and elevation. *Proc Natl Acad Sci U S A* 111, 5610–5615.
<https://doi.org/10.1073/pnas.1316145111>
- Sydenham, P.H., Thorn, R., 2005. *Handbook of Measuring System Design*, 3 Volume Set. Chichester, England.
- Taylor, H.H., Ragg, N.L.C., 2005. The role of body surfaces and ventilation in gas exchange of the abalone, *Haliotis iris*. *J Comp Physiol B* 175, 463–478.
<https://doi.org/10.1007/s00360-005-0006-2>
- Vandeppeer, M., 2006. Abalone Aquaculture Subprogram: Preventing summer mortality of abalone in aquaculture systems by understanding interactions between nutrition and water temperature, SARDI research report series.
- Wukitsch, M.W., Petterson, M.T., Tobler, D.R., Pologe, J.A., 1988. Pulse oximetry: Analysis of theory, technology, and practice. *J Clin Monitor Comput* 4, 290–301.
<https://doi.org/10.1007/BF01617328>
- Zielinski, S., Sartoris, F.J., Pörtner, H.O., 2001. Temperature effects on hemocyanin oxygen binding in an antarctic cephalopod. *Biol Bull* 200, 67–76.
<https://doi.org/10.2307/1543086>