



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA  
INGENIERÍA ELÉCTRICA – SISTEMAS ELECTRÓNICOS

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE OXIMETRÍA DE PULSO  
PARA EMBRIÓN DE AVES SILVESTRES DE HUEVO CLARO IN OVO

TESIS  
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:  
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:  
Alexis Robles Becerra

TUTORA PRINCIPAL  
Dra. Fatima Moumtadi, Facultad de ingeniería

Ciudad Universitaria, CD. MX., Noviembre 2018



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**JURADO ASIGNADO:**

Presidente: Dr. De La Rosa Nieves Saúl

Secretario: Dr. Peña Cabrera Juan Mario

Vocal: Dra. Moumtadi Fatima

1 er. Suplente: Dra. Mejía Uriarte Elsi Violeta

2 d o. Suplente: Dr. Martynyuk Oleksandr

Lugar donde se realizó la tesis: Facultad de Ingeniería, UNAM.

**TUTORA DE TESIS:**

Dra. Fatima Moumtadi

-----  
**FIRMA**

# Agradecimientos

Primeramente agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Ingeniería por brindarme un lugar en la institución.

Al CONACYT por ofrecerme apoyo durante los estudios. A mi tutora la Dra. Fatima Moumtadi por el apoyo en muchos aspectos.

A mis profesores y sinodales que ayudaron en mi formación.

A mis padres, a mis tías, a toda mi familia y amigos que siempre están presentes en mi vida.

A Tania que nuevamente me acompaña en otra aventura.

A mis compañeros y amigos del posgrado, en especial a los Ingenieros Horacio D., José Antonio M., Teo C. y al Lic. Daniel S., que ayudaron a resolver y generar dudas.

A la Dra. Beatriz de la Mora y al profesor Salvador Villalobos por su asesoría y paciencia.

# Resumen

Se presenta el diseño e implementación de un sistema de oximetría de pulso para embriones de aves silvestres dentro del huevo, basándose en un método óptico. Se diseñó por la problemática que se tiene de especies de aves silvestres amenazadas y en peligro de extinción. Se cuenta con dispositivos comerciales para la obtención de frecuencia cardíaca pero no de niveles de oxígeno en la sangre. Se utilizarán huevos de gallina como modelo estándar. Se utilizará como base el modelo estándar de oximetría de pulso. El dispositivo permite visualizar la señal pletismográfica, la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno.

# Índice general

<b>Resumen</b>	<b>2</b>
<b>Introducción</b>	<b>10</b>
Objetivo . . . . .	11
Justificación . . . . .	12
Metodología . . . . .	12
<b>1. Aves silvestres de huevo claro y técnicas de monitoreo</b>	<b>14</b>
1.1. Aves silvestres . . . . .	14
1.2. Técnicas para monitorear el estado del embrión aviar . . . . .	15
<b>2. Función respiratoria</b>	<b>19</b>
2.1. Ventilación . . . . .	20
2.2. Vascularización pulmonar . . . . .	21
2.2.1. Circulación pulmonar . . . . .	22
2.2.2. Circulación bronquial . . . . .	22
2.3. Intercambio de gases . . . . .	22
2.4. Transporte de gases en la sangre . . . . .	22
2.5. Sistema cardiovascular . . . . .	23
<b>3. Desarrollo embrionario</b>	<b>28</b>
3.1. Fertilización . . . . .	28
3.1.1. Desarrollo embrionario inicial . . . . .	29
3.2. Período de conservación . . . . .	29
3.3. Desarrollo de las membranas extraembrionarias . . . . .	30
3.4. Cambios diarios durante el crecimiento embrionario . . . . .	30
3.4.1. Desarrollo embrionario y cambios en la cámara de aire . . . . .	30

<b>4. Funcionamiento de un oxímetro de pulso</b>	<b>33</b>
4.1. Oximetría de pulso . . . . .	33
4.1.1. Antecedentes de la oximetría de pulso . . . . .	33
4.1.2. Antecedentes teóricos de la oximetría de pulso . . . . .	34
4.2. Ley de Beer . . . . .	35
4.3. Transmitancia y absorbancia de la luz . . . . .	36
4.4. Absorbancias múltiples . . . . .	37
4.5. Coeficientes de extinción de la hemoglobina . . . . .	37
4.5.1. Hemoglobina funcional . . . . .	37
4.5.2. Hemoglobina disfuncional . . . . .	38
4.6. La ley de Beer en oxímetros de pulso . . . . .	38
4.7. Pulsaciones de la sangre . . . . .	39
4.8. Saturación contra radio normalizado . . . . .	40
4.8.1. Radio de normalización de señales . . . . .	40
4.9. Espectrofotometría en huevos . . . . .	41
<b>5. Diseño e implementación del sistema planteado</b>	<b>45</b>
5.1. Requerimientos del sistema . . . . .	46
5.2. Sonda . . . . .	46
5.2.1. Base para la sonda . . . . .	48
5.3. Etapa de potencia . . . . .	50
5.3.1. Controlador led . . . . .	50
5.4. Fotodetector . . . . .	52
5.5. Acondicionamiento de la señal . . . . .	53
5.5.1. Amplificador de transimpedancia . . . . .	54
5.5.2. Multiplexado analógico . . . . .	58
5.5.3. Filtrado . . . . .	59
5.5.4. Componente de DC . . . . .	62
5.5.5. Componente de AC . . . . .	63
5.6. Control y procesamiento de la señal . . . . .	69
5.6.1. Filtrado digital . . . . .	71
5.6.2. Obtención de la frecuencia de la señal . . . . .	72
5.6.3. Obtención del pico máximo en el espectro y cálculo de la frecuencia cardíaca . . . . .	73
5.6.4. Cálculo del radio de absorción . . . . .	75
5.6.5. Ecuación de calibración . . . . .	75
5.7. Interfaz gráfica . . . . .	76

<b>6. Resultados y análisis</b>	<b>79</b>
6.1. Pruebas de transmitancia en el huevo . . . . .	80
<b>Referencias</b>	<b>86</b>
<b>Anexos</b>	<b>94</b>
<b>Anexos</b>	<b>96</b>
Anexo I: Hojas de datos . . . . .	96
Anexo II: Códigos . . . . .	102
Anexo III: Fotografías del dispositivo . . . . .	105
Anexo IV: Publicaciones . . . . .	106



# Índice de figuras

1.1.	Arreglo de electrodos y sonda para la obtención síncrona del ECG y FC propuesto por Lewin et al. [1] . . . . .	17
1.2.	Sistema para la detección de viabilidad en huevos a) Emisor y receptor b) Inspección del huevo [2] . . . . .	18
2.1.	Procesos involucrados en el intercambio gaseoso [3] . . . . .	20
2.2.	Diagrama de control de la retroalimentación en la regulación de la ventilación [3] . . . . .	21
2.3.	Trazado general del aparato cardiovascular [3] . . . . .	26
2.4.	Sangre con anticoagulante separada por centrifugación [3] .	27
3.1.	Desarrollo embrionario del embrión de gallina [4] . . . . .	32
4.1.	Diagrama de la Ley de Beer [5] . . . . .	36
4.2.	Vista general de los datos de los huevos con cáscara blanca. Reflexión normalizado (izquierda), transmisión (derecha) [6]	42
4.3.	Espectro de los huevos en dirección horizontal y vertical [7]	43
4.4.	Porcentaje de absorción espectral de cascarones de huevos pigmentados y no pigmentados obtenidos de dos grupos genéticos de aves (Hybro y Leghorn). . . . .	44
5.1.	Diagrama general del sistema propuesto . . . . .	45
5.2.	a) Diagrama de una sonda en modo transmitancia b) Diagrama de una sonda en modo reflectancia . . . . .	47
5.3.	Diseño de la sonda en modo transmitancia . . . . .	48
5.4.	Configuración en modo reflectancia . . . . .	49
5.5.	a) Diagrama de la sonda diseñada b) Fotografía de la sonda .	49
5.6.	Fuente variable y controlador led . . . . .	50

5.7. Diagrama esquemático para la implementación del controlador led . . . . .	51
5.8. Implementación del controlador led . . . . .	52
5.9. Modelo del fotodiodo BPW34 . . . . .	53
5.10. Acondicionamiento de la señal . . . . .	54
5.11. Amplificador de transimpedancia a) Fotoconductor b) Fotovoltaico [8] . . . . .	55
5.12. Amplificador de transimpedancia utilizando un fotodiodo, capacitor de retroalimentación [5]. . . . .	55
5.13. Amplificador de transimpedancia en modo fotovoltaico con filtro de salida . . . . .	57
5.14. a) Circuito y b) respuesta en frecuencia del amplificador de transimpedancia con filtro en la retroalimentación . . . . .	58
5.15. Multiplexado analógico . . . . .	59
5.16. Filtro pasa bajas de segundo orden Sallen Key a) Circuito diseñado b) Respuesta en frecuencia . . . . .	60
5.17. Filtro Notch 60Hz a) Circuito diseñado b) Respuesta en frecuencia . . . . .	61
5.18. Circuito atenuador con amplificador operacional . . . . .	62
5.19. Respuesta en frecuencia a la salida del circuito que contiene la componente de DC de la señal. . . . .	63
5.20. Ruido a la salida del circuito que contiene la componente de DC de la señal. . . . .	63
5.21. Circuito y simulación del filtro pasa altas con $f_c = 0.1Hz$ . . . . .	64
5.22. Amplificador de instrumentación INA114p . . . . .	66
5.23. Respuesta en frecuencia del circuito que contiene la componente de AC de la señal. . . . .	66
5.24. Ruido a la salida del circuito que contiene la componente de AC de la señal. . . . .	67
5.25. Circuito completo diseñado a) Diagrama esquemático b) Circuito implementado . . . . .	68
5.26. Diagrama de bloques de las unidades utilizadas en el DSP . . . . .	69
5.27. Diagrama de flujo del algoritmo de control . . . . .	71
5.28. Magnitud y fase de la respuesta en frecuencia del filtro digital . . . . .	72
5.29. Diagrama de flujo de la transformada discreta de Fourier (DFT) . . . . .	73

5.30. Diagrama de flujo para la obtención del pico máximo del espectro y el cálculo de la frecuencia cardíaca . . . . .	74
5.31. Relación empírica entre la $SaO_2$ arterial y la relación normalizada R [9] . . . . .	76
5.32. Diagrama esquemático de la pantalla LCD utilizada . . . . .	77
5.33. Diagramas de flujo a) Mostrar mensaje en el LCD b) Inicialización del LCD . . . . .	78
6.1. Espectro de la señal a la salida del amplificador de transimpedancia . . . . .	80
6.2. Transmitancia en huevos embrionarios a) 600nm b) 940nm .	81
6.3. a) Huevo de 16 días de incubación b) Huevo de 20 días de incubación . . . . .	82
6.4. Fotopletismogramas de 2 huevos de 17 y 19 días de incubación . . . . .	83
6.5. Fotopletismograma de dos huevos embrionarios de 18 días .	84
6.6. Frecuencia cardíaca (latidos por minuto lpm) en huevos embrionarios de 16 a 20 días de incubación a $28^{\circ}C$ . . . . .	85
6.7. Porcentaje de error . . . . .	85
6.8. Promedio de la relación "R" de 10 huevos de 17 días durante tres días de incubación . . . . .	86

# Introducción

El objetivo de este trabajo es presentar el diseño y la implementación de un dispositivo el cual permitirá la obtención de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca de embriones de ave silvestre dentro del huevo. En el capítulo 1 se presenta una visión del panorama en el que se encuentran las aves en México, además de explorar las técnicas con las cuales se ha evaluado el estado de los embriones aviares. En el segundo capítulo se presenta una revisión de la función respiratoria, repasando el sistema respiratorio y el sistema cardiovascular. En el capítulo 3 se muestra un breve resumen acerca del desarrollo embrionario aviar. En el cuarto capítulo se tiene el funcionamiento básico utilizado en oximetría de pulso, desde los antecedentes hasta su sustentación teórica, además de presentar algunos trabajos que se han realizado en espectrofotometría en huevos aviares. En el quinto capítulo se presenta tanto el diseño como la implementación del sistema. Por último en el capítulo 6 se muestran los resultados y el análisis.

## Objetivo

Diseñar e implementar un sistema para el monitoreo de actividad cardíaca y saturación de oxígeno para embriones de aves silvestres de huevo claro, para identificar si el embrión se encuentra con vida, el estado en que se encuentra el sistema circulatorio de aves silvestres y las condiciones de incubación para su mejora, con lo cual se ayudará a su preservación.

Objetivos particulares:

Se mostrará la señal pletismográfica, los valores de frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno del embrión en una pantalla.

## **Justificación**

El creciente problema de especies que se encuentran amenazadas por diversos factores propicia a que se tengan que realizar acciones de protección y restauración. En el caso de las aves, una de las acciones más recurridas es la incubación artificial. Uno de los problemas que enfrentan las personas encargadas de la incubación de huevos de diferentes especies es el saber si el embrión se encuentra con vida, esto para disminuir el porcentaje de embriones que no se desarrollarán o se encuentran muertos, para evitar perturbaciones en huevos en buen estado y también para saber si el embrión se está desarrollando adecuadamente. Una de las razones por la cual el sistema cardiovascular es tomado como referencia para dichos fines es que se forma primero y es el primero en comenzar a funcionar, además que el ritmo cardíaco permanece relativamente constante durante la incubación, por estas razones se requiere monitorear la actividad cardíaca.

Otro parámetro fisiológico es el porcentaje de saturación de oxígeno que indica el nivel de oxigenación de la sangre. Este parámetro puede darnos más información acerca de si la incubación y el desarrollo están tomando un camino correcto.

Se tienen en su mayoría dispositivos enfocados a revisar la viabilidad de los embriones y a la obtención de la frecuencia cardíaca, lo cual es suficiente para algunas aplicaciones. Se presenta un dispositivo, que además de obtener la frecuencia cardíaca también pueda mostrar el porcentaje de saturación de oxígeno del embrión aviar.

## **Metodología**

- Búsqueda de antecedentes sobre el tema definido para este trabajo.
- Se delimitará el tipo de oximetría apropiado para esta aplicación.
- Se realizarán pruebas de espectroscopía en huevos aviares.
- Se diseñará e implementará la sonda y la instrumentación del dispositivo de oximetría, obteniendo señales pletismográficas analógicas.
- Se realizarán pruebas en huevos embrionarios aviares.
- Se diseñará e implementará el control del dispositivo y el procesamiento.

- Se realizarán las pruebas con el dispositivo completo en huevos embrionarios aviares, obteniendo valores de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno.

# Capítulo 1

## Aves silvestres de huevo claro y técnicas de monitoreo

### 1.1. Aves silvestres

En la publicación Aves de México [10] del 2015 se muestra una lista actualizada de las especies de aves que han sido registradas en el territorio nacional. En el mundo existen 10404 especies de aves de las cuales 1107 se encuentran en México. En el 2002 se reportó que en territorio nacional se han extinguido 11 especies de aves, como el pájaro carpintero pico de marfil (*Campephilus imperialis*) y la Caracara de la Isla Guadalupe, en la tabla 1.1 Especies de aves extintas en México desde 1990. Como principales causas se encuentran la sobreexplotación (SO), destrucción de hábitat (DH), introducción de especies exóticas (IE) y otras causas como contaminación (OT) [11] table.1.1 se observa la lista de estas 11 especies, pero en el mundo miles de especies se encuentran en peligro de extinción [11].

<b>Carpintero imperial</b> ( <i>Campephilus imperialis</i> )	SO	DH		
<b>Periquito de Carolina</b> ( <i>Conuropsis carolinensis</i> )	SO	DH		
<b>Paloma pasajera</b> ( <i>Ectopistes migratorius</i> )	SO	DH		
<b>Grulla gritona</b> ( <i>Grus canadensis</i> )	SO	DH		
<b>Cisne trompetero</b> ( <i>Cygnus buccinator</i> )	SO	DH		
<b>Cóndor de california</b> ( <i>Gymnogyps californianus</i> )	SO	DH	OT	
<b>Chorlito esquimal</b> ( <i>Numenius borealis</i> )	SO			
<b>Paño de Guadalupe</b> ( <i>Oceanodroma macrodactyla</i> )				IE
<b>Caracara de Guadalupe</b> ( <i>Polyborus lutosus</i> )	SO			
<b>Zanate del Lerma</b> ( <i>Quiscalus palustris</i> )		DH		IE
<b>Paloma de Isla Socorro</b> ( <i>Zenaida graysoni</i> )				IE

Tabla 1.1: Especies de aves extintas en México desde 1990. Como principales causas se encuentran la sobreexplotación (SO), destrucción de hábitat (DH), introducción de especies exóticas (IE) y otras causas como contaminación (OT) [11]

Por estas razones se tiene una gran preocupación por la conservación de especies y se trata de disminuir las tasas de extinción. En México se encuentra la NOM-059-SEMARNAT-2010 [12] que trata acerca de la protección ambiental, las especies nativas de México tanto de flora como de fauna silvestres, ubicándolas en las categorías de riesgo para la protección de las mismas.

## 1.2. Técnicas para monitorear el estado del embrión aviar

Para verificar las condiciones en las que se encuentra el embrión en desarrollo es necesario verificar algunos parámetros fisiológicos como frecuencia cardíaca, porcentaje de saturación de oxígeno, presión sanguínea, temperatura, entre otros. Desde finales de los años 80s, se han realizado diversas investigaciones acerca de los parámetros fisiológicos del desarrollo embrionario enfocándose en la medición de la frecuencia cardíaca principalmente. En 1981 [13], se realizó la medición de la presión sanguínea por medio de un método invasivo en el que se utilizaba un catéter que era introducido directamente en la arteria alantoidea. En 1989 [14] se realiza la adquisición simultánea de ECG (Electrocardiograma), BCG (Balistocardiograma) y presión sanguínea. En [15] se realizó un estudio acerca de las irregularidades de la frecuencia cardíaca instantánea en embriones de gallina que se determinó a partir de la presión arterial.



Posteriormente se continúan los trabajos relacionados con la medición de la frecuencia cardíaca, entre ellos [16] donde se obtuvo la medición del ritmo cardíaco mediante un punto láser, verificándolo con la adquisición de un electrocardiograma. En 1990, Rahn [17] obtuvo la frecuencia cardíaca utilizando un método llamado acustocardiograma el cual se presentaba como un método no invasivo y de bajo costo. El mismo año en [18] se realiza la medición de la presión gaseosa en un huevo, observándose que oscila en fase con el electrocardiograma del mismo, se propone que la variación de la presión puede usarse para determinar la frecuencia cardíaca de forma no invasiva.

Ya habiendo obtenido la FC de embriones de gallina, en 1991 [19] se realiza la medición de la FC de diferentes especies como la codorniz japonesa, la gallina, el pato, el pavo real y el ganso chino, utilizando como método de medición el Balistocardiograma. En 1995 Pirow [20] presenta un método para el registro no invasivo y a largo plazo de la frecuencia cardíaca del embrión aviar. Pearson [21] determinó la frecuencia cardíaca durante la incubación y en crías de 14 especies de aviarías altriciales para saber si existe un patrón de desarrollo común de frecuencia cardíaca en embriones altriciales y si los cambios en la FC se relacionan con los cambios en la tasa de crecimiento.

Lewin en 1997 [1] realiza la medición de la frecuencia cardíaca mediante un oxímetro de pulso comercial y se comparó con la frecuencia cardíaca obtenida mediante un electrocardiograma. El oxímetro utilizado es un de tipo comercial para humano. Para esto se hicieron dos agujeros de 6.8 mm cada uno en el cascarón a una distancia de 1 cm sin dañar la membrana, se fijaron dos sondas de oxímetro alrededor de los agujeros con cinta adhesiva, figura 1.1 Arreglo de electrodos y sonda para la obtención sincrónica del ECG y FC propuesto por Lewin et al. [1]figure.1.1.

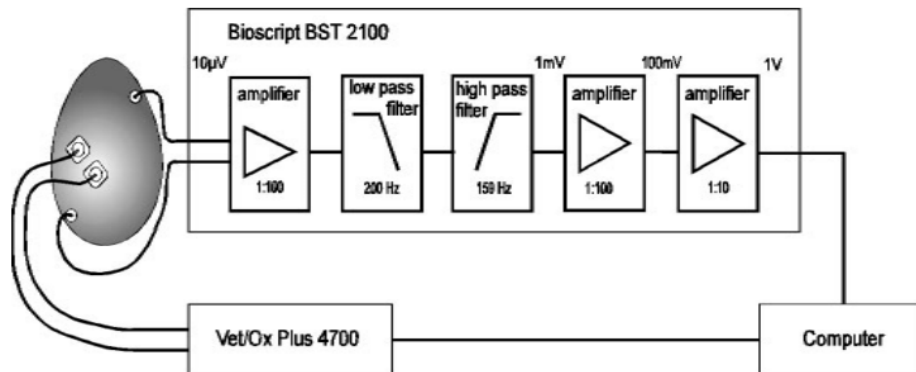


Figura 1.1: Arreglo de electrodos y sonda para la obtención sincrónica del ECG y FC propuesto por Lewin et al. [1]

Más recientemente Youssef et al. [22] describen una técnica para medir frecuencia cardíaca del embrión a partir del uso de vídeo y procesamiento digital de señales donde se proporciona un enfoque en tiempo real para monitorear la frecuencia cardíaca.

Respecto a patentes se presenta un aparato para identificar huevos vivos, se utiliza una copa la cual contiene un fotodetector que se utiliza en una porción del huevo además se tiene una fuente de luz que ilumina el huevo. Se detecta la intensidad de luz obtenida y se identifican variaciones cíclicas y no cíclicas [23]. En [2] se tiene un sistema para identificar la viabilidad de huevos aviares. Se utiliza un emisor que emite radiación electromagnética al huevo y un fotodetector recibe la radiación. Se detecta la señal de salida y se procesa para detectar variaciones periódicas y aperiódicas. En la figura 1.2 Sistema para la detección de viabilidad en huevos a) Emisor y receptor b) Inspección del huevo [2] figure.1.2 se muestra como el dispositivo pone los huevos a inspeccionar en una banda para quedar entre un emisor y un receptor en el cual se obtendrá una señal de salida.

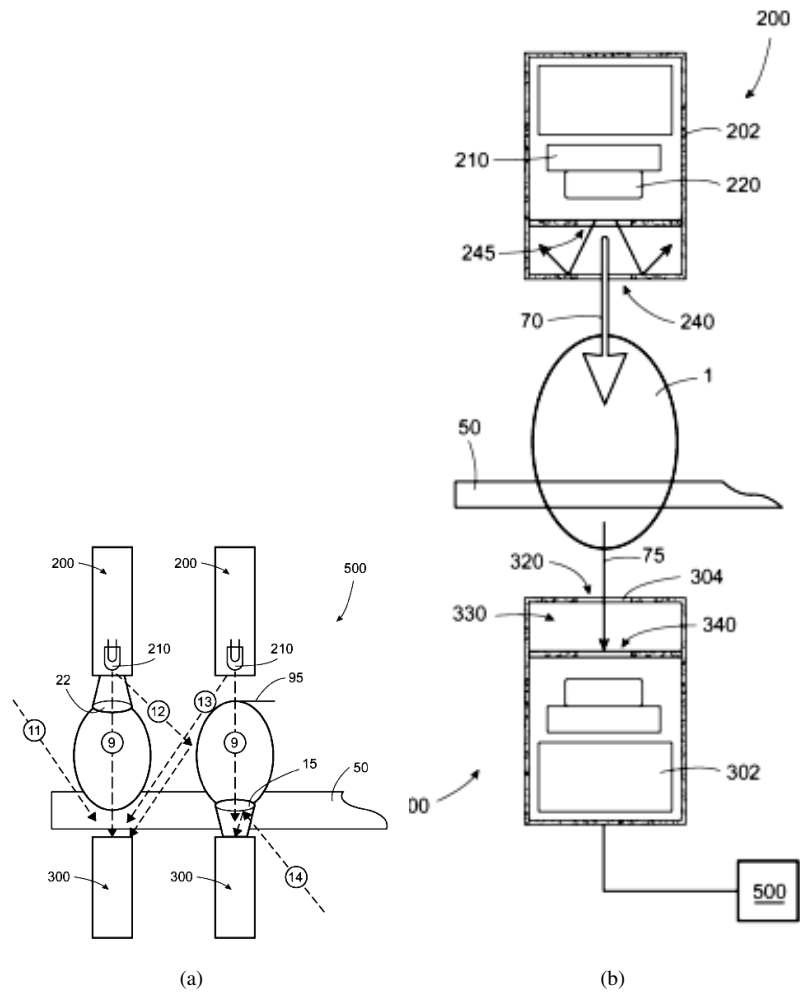


Figura 1.2: Sistema para la detección de viabilidad en huevos a) Emisor y receptor b) Inspección del huevo [2]

## Capítulo 2

# Función respiratoria

El encargado de proveer oxígeno necesario para poder mantener el metabolismo tisular y que además se encarga de eliminar el dióxido de carbono es el aparato respiratorio. La ecuación ( $M^{0.75}$ ) indica que el metabolismo de un animal en reposo está en función del peso corporal. Al realizar ejercicio físico, los músculos requieren mayor cantidad de oxígeno. Los procesos que permiten que se realice el intercambio de gases son: la ventilación, distribución de aire dentro del pulmón, difusión por la membrana alveolar, el transporte de oxígeno y el dióxido de carbono en la sangre y la difusión de gases entre la sangre y los tejidos [3], ver Figura 2.1 Procesos involucrados en el intercambio gaseoso [3]figure.2.1.

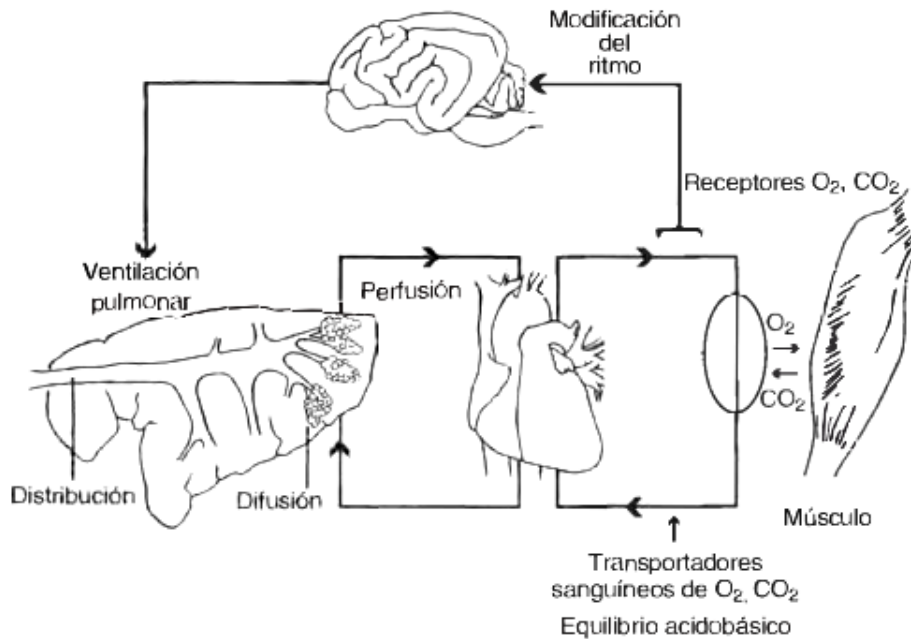


Figura 2.1: Procesos involucrados en el intercambio gaseoso [3]

## 2.1. Ventilación

La ventilación se puede definir como el proceso involuntario y rítmico de hacer fluir el aire dentro y fuera de los pulmones. Las neuronas respiratorias son las encargadas de excitar a las neuronas motoras que son las que causan el movimiento de los músculos. Las encargadas de generar los patrones que se producen en la respiración normal (velocidad y profundidad de respiración) con las neuronas respiratorias que se encuentran en el tallo cerebral [5].

Las necesidades metabólicas, como la demanda de oxígeno y la eliminación del dióxido de carbono son equilibradas mediante la regulación de la respiración. En la figura 2.2 Diagrama de control de la retroalimentación en la regulación de la ventilación [3] se observa un diagrama donde se muestra el control retroalimentado del aparato respiratorio. Las contracciones que aumentan la ventilación alveolar se generan con la ayuda del control central que regula la actividad de los músculos respiratorios. Los quimiorreceptores controlan los cambios en la ventilación alveolar, lo que

afecta las presiones parciales de gases y al pH, y envían señales al control para ajustar la ventilación. Los *mecanorreceptores*, controlan el grado de elasticidad de los pulmones y los cambios en las vías respiratorias y en la vascularización [3].

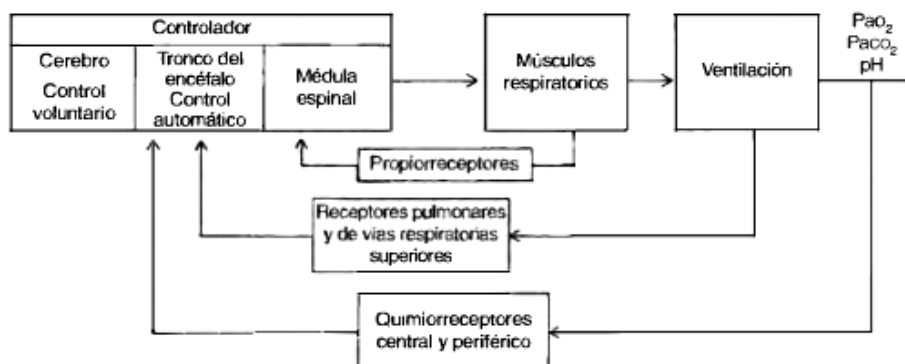


Figura 2.2: Diagrama de control de la retroalimentación en la regulación de la ventilación [3]

Para cubrir los requerimientos de oxígeno para que se realice el metabolismo se realiza la colecta de un volumen de aire por cada cierto tiempo ( $\dot{V}_E$ ). Las vías respiratorias permiten que el aire llegue a los alvéolos, estas vías son las fosas nasales, la cavidad nasal, la faringe, la laringe, la tráquea, bronquios y bronquiolos. Una característica importante del sistema respiratorio aviar es que los pulmones no cambian de volumen durante la respiración, se tienen 9 sacos grandes que ventilan el pulmón pero no participan en el intercambio gaseoso. Haciendo una comparación del sistema respiratorio aviar con el sistema respiratorio de los mamíferos, el volumen del sistema respiratorio es mayor (15 % del volumen corporal) pero el pulmón es más pequeño (1 a 3 % del volumen corporal) [24]. La mayor parte de las veces la inspiración es un proceso activo y la espiración es un proceso pasivo.

## 2.2. Vascularización pulmonar

Los encargados de proveer sangre al pulmón son la circulación pulmonar y la circulación bronquial. La circulación pulmonar participa en el intercambio de gases y es la que recibe el gasto cardíaco que va desde el ventrículo

derecho, por otra parte la circulación bronquial se encarga de aportar sangre a las vías respiratorias [3].

### **2.2.1. Circulación pulmonar**

Para que la sangre pase a través del pulmón se tiene la circulación pulmonar. Para la distribución de la sangre en el pulmón se tienen los mecanismos de control. Se puede clasificar en alveolar y extraalveolar. Grandes lechos capilares pulmonares rodean a los alvéolos. La distancia en la cual puede ocurrir la difusión es de  $1mm$ , este intercambio de gases es llevado entre el capilar y el alvéolo, manteniendo una distancia de  $0.5\mu m$ . Se tienen 600 millones de alvéolos en un individuo adulto y proporcionan alrededor de  $70m^2$  para el intercambio de gases [3].

### **2.2.2. Circulación bronquial**

La principal función de la circulación bronquial es aportar flujo sanguíneo a las vías respiratorias y a los vasos, está recibe en promedio un 2 % del gasto cardíaco proveniente del ventrículo izquierdo [3].

## **2.3. Intercambio de gases**

En el aire se contiene alrededor de un 21 % de oxígeno, aunque la fracción de oxígeno que se inspira es de 0.21. El aire contenido en los alvéolos tiene una presión parcial de oxígeno más alta mientras que la presión del dióxido de carbono es más baja con respecto a la sangre aórtica. El movimiento presentado por el dióxido de carbono será hacia los alvéolos mientras que el movimiento del oxígeno es hacia la sangre. Posteriormente la sangre regresa al corazón y es bombeada al resto del cuerpo. Como resultado de la difusión de aire entre los alvéolos y la sangre pulmonar, otros gases pueden participar en ella [3, 5].

## **2.4. Transporte de gases en la sangre**

Debido a la baja solubilidad del oxígeno en el agua y en el plasma y para transportarlo se requeriría un gasto cardíaco muy alto, se necesita de

un pigmento que sea capaz de realizar el transporte y distribuirlo en los tejidos, este pigmento está presente en todos los animales terrestres y en los mamíferos y aves este pigmento es la hemoglobina. Al pasar la sangre por los capilares pulmonares y atraviesa el alvéolo, el oxígeno es difundido desde los alvéolos hacia la sangre las presiones tienden a igualarse. Si la presión parcial de oxígeno aumenta la cantidad de oxígeno disuelto también aumenta. Las moléculas de hemoglobina pueden combinarse con cuatro moléculas de oxígeno de forma reversible. En los mamíferos la hemoglobina se compone de cuatro unidades de un grupo *hemo* con su proteína asociada. Para que se de la unión del oxígeno se requieren cuatro pasos, además de que la afinidad con el oxígeno de un *hemo* se ve influida por si están oxigenados los demás, esto quiere decir que se genera una reacción en cadena. En un gramo de hemoglobina puede haber alrededor de 1.36 a 1.39ml de oxígeno. A la cantidad máxima de oxígeno que puede transportar la sangre se le llama "capacidad de oxígeno de la sangre". [3]

El porcentaje de saturación de la hemoglobina que está en función de la  $P_{O_2}$  representa la curva de disociación de la oxihemoglobina. A la relación que se tiene entre el contenido de oxígeno y la capacidad de oxígeno se le conoce como porcentaje de saturación de la hemoglobina. A nivel del mar cuando el oxígeno abandona los pulmones de un animal, la hemoglobina se encontrará saturada por encima del 95 %, por su parte el porcentaje de sangre venosa mixta es de 75 % con una presión venosa de oxígeno ( $P_{\bar{v}O_2}$ ) es de 40mmHg. La disociación de la oxihemoglobina en los mamíferos es similar, pero la disposición respecto a la  $P_{O_2}$  es diferente. Diversos factores afectan la curva de disociación de la oxihemoglobina, como lo son la temperatura sanguínea, el pH, la  $P_{O_2}$  entre otros. Al momento de que la hemoglobina no tiene oxígeno, su color pasa de un rojo brillante a un rojo azulado, a este cambio se le conoce como *cianosis*. A diferencia del oxígeno, el monóxido de carbono tiene una afinidad por la hemoglobina 200 veces superior al oxígeno, por lo cual la exposición al monóxido de carbono (alrededor del 1 %) puede saturar la hemoglobina, provocando el desplazamiento del oxígeno y podría causar la muerte. Por su parte el dióxido de carbono es transportado en la sangre en combinación química y diluido en plasma. [3]



## 2.5. Sistema cardiovascular

El aparato circulatorio tiene como función principal el transporte en el torrente sanguíneo de muchas sustancias que son esenciales para la vida, como el oxígeno y nutrientes que son requeridos por las células del organismo. En el transporte también se incluye dióxido de carbono y otros desechos recogidos de las células del pulmón, hígado, riñones, entre otros. Entre las sustancias que son transportadas por el aparato cardiovascular se encuentran los nutrientes, productos de desecho, hormonas, electrolitos, iones ( $Na^+$ ,  $K^+$ ,  $Ca^{2+}$ ,  $H^+$ ,  $NCO_3^-$  y  $CL^-$ ) y agua y entre los desechos metabólicos se tiene el dióxido de carbono, ácido láctico, desechos nitrogenados que provienen del metabolismo proteico y calor. Otra función importante del aparato cardiovascular es el transporte de mensajeros químicos vitales como las hormonas que son sintetizadas y liberadas por las células de algún órgano y se mandan en la sangre hacia otras células donde ejercen su acción [3].

En el aparato cardiovascular se tienen dos métodos de transporte que son el flujo sanguíneo y la difusión. Para que la sangre pueda moverse por los vasos sanguíneos se tiene un flujo de bombeo, que es un método que permite transportar a largas distancias, aunque requiere un gasto de energía por lo cual se necesita una diferencia de presión hidrostática. Esta presión, que se genera entre dos puntos de un mismo vaso, se le llama *diferencia de presión de perfusión* o *diferencia de presión de perfusión*. La otra forma de transporte es la difusión, en el cual las sustancias que se encuentran disueltas atraviesan las paredes de los vasos sanguíneos, este intercambio se da desde el torrente sanguíneo hacia el *líquido intersticial* o de forma contraria. Para que se pueda llevar a cabo la difusión se necesita una fuente de energía que en este caso es la diferencia de concentración, con lo cual, si la concentración es mayor en la corriente sanguínea que en el líquido intersticial, la sustancia se puede difundir a través de la pared capilar. Se debe hacer una distinción entre la difusión y el transporte activo. En la difusión las sustancias se mueven de forma pasiva de un área con alta concentración hacia otra de baja concentración mientras que el transporte activo las sustancias se mueven en una dirección opuesta a su gradiente de concentración por acción externa. [3]

Al dejar los pulmones la sangre oxigenada transporta un 20 % de oxígeno del volumen de la misma, además un 1 % es transportado disuelto y un 99 % se encuentra unido a una proteína (hemoglobina), que se haya en los

eritrocitos (glóbulos rojos). La sangre oxigenada va desde los pulmones al corazón y posteriormente es enviada a las arterias, en la que se distribuye a todo el cuerpo. Tanto el músculo cardíaco como el músculo esquelético consumen gran cantidad de oxígeno. La sangre oxigenada llega proveniente de la aorta al músculo cardíaco por una red de vasos denominados *arterias coronarias*. [3]

La sangre es bombeada desde el ventrículo izquierdo a la arteria aorta, ésta se divide en otras arterias que distribuyen sangre oxigenada a los órganos del cuerpo a excepción de los pulmones. Cuando la sangre pasa por los órganos por medio de los capilares y entra a las venas. Las venas conforme se van uniendo forman venas de mayor calibre, de tal forma que la sangre fluya a la vena cava que esta conectada a la aurícula derecha. Los vasos que se sitúan entre la vena cava se les llaman *circulación sistémica*. Posteriormente la sangre circula de la aurícula derecha al ventrículo derecho, para ser enviada a la arteria pulmonar. La arteria pulmonar se ramifica en otras más pequeñas y se distribuyen a los capilares pulmonares, pasa a las venas pulmonares y se lleva a la aurícula izquierda y regresa al ventrículo izquierdo. Al conjunto de ventrículo y aurícula que se encarga de enviar y recoger sangre de los pulmones se le llama *circulación pulmonar* y junto con el corazón forman la *circulación central*. La circulación pulmonar y sistémica se encuentran conectados en serie, esto quiere decir que la sangre debe pasar por las venas pulmonares para poder dar comienzo a otro ciclo de circulación sistémica, esta disposición se puede observar en la figura 2.3 Trazado general del aparato cardiovascular [3] figure.2.3, [3].

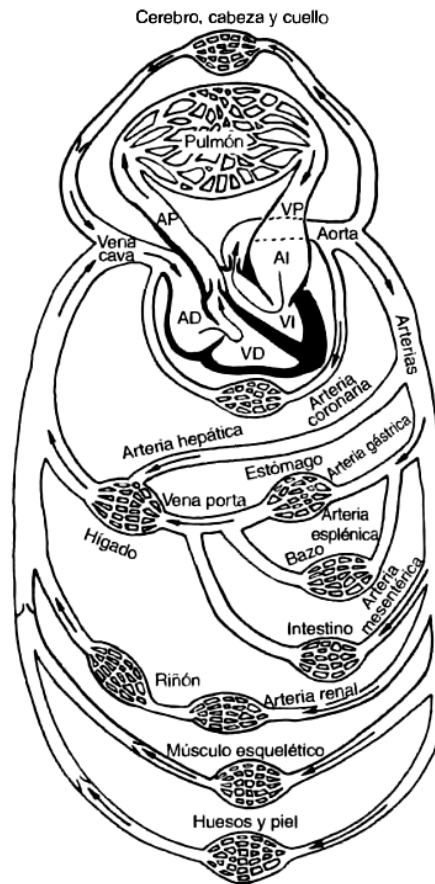


Figura 2.3: Trazado general del aparato cardiovascular [3]

Se le denomina gasto cardíaco al volumen de sangre que se bombea cada minuto por un ventrículo. La presión sistólica es cuando el ventrículo izquierdo se contrae y envía sangre a la aorta, se distiende y aumenta la presión aórtica (alrededor de  $120\text{mmHg}$ ). Cuando la sangre fluye desde la aorta a otras arterias provoca una caída en la presión y justo antes de la siguiente eyección ocurre un valor mínimo, a esto se le denomina *presión diastólica* (normalmente  $80\text{mmHg}$ ). Cuando un animal se encuentra en reposo, un promedio de 25 % del volumen sanguíneo se encuentra contenido en la circulación central y el restante 75 % en la circulación sistémica. Por su parte la mayor parte de la sangre está contenida en las venas y un 20 % en las arterias. En resumen las venas son conocidas como reservorios de sangre y las arterias conductos de alta presión que distribuyen la sangre a

los capilares [3].

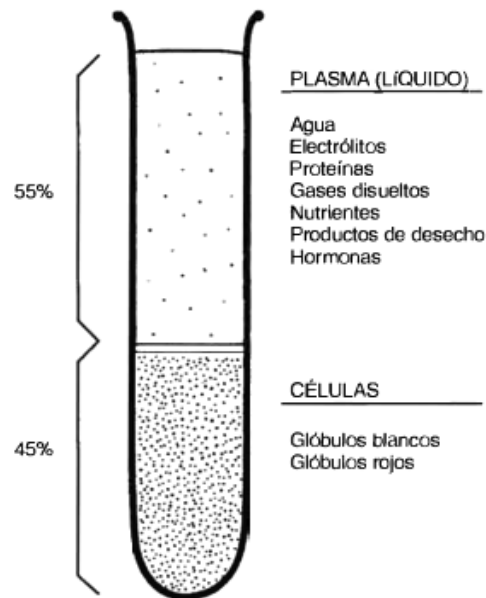


Figura 2.4: Sangre con anticoagulante separada por centrifugación [3]

La sangre es una suspensión de células que se encuentran en plasma (ver figura 2.4 Sangre con anticoagulante separada por centrifugación [3] figure.2.4). Se encuentra constituido por 93 % de agua y 5-7 % de moléculas proteicas, las cuales dan el color característico amarillo pálido. Las células que componen la sangre son los glóbulos rojos, blancos y plaquetas las cuales constituyen de 30 a 50 % del volumen de la sangre. Los hematrocitos son las células que componen la sangre. La mayor parte de las células que componen la sangre parecen de color rojo ya que son eritrocitos y por acción de la proteína que contiene el pigmento de color rojo (hemoglobina). Por otra parte los *leucocitos* o glóbulos blancos son mas ligeros que los glóbulos rojos y son esenciales para la respuesta inmunitaria del cuerpo. Estos dos componentes celulares se generan en la médula ósea por medio de mitosis y diferenciación a partir de células progenitoras. En la sangre también se tienen plaquetas o trombocitos que son fragmentos de las membranas de sus células precursoras, estas participan en el control de hemorragias con coagulación o agregación [3].

## Capítulo 3

# Desarrollo embrionario

El embrión aviar se desarrolla a partir del material nutritivo que se almacena en el huevo, en el cual se tiene todo lo necesario a excepción de oxígeno y calor, esto no ocurre en los mamíferos en el que es un proceso diferente en el que la madre provee los nutrientes a partir de la sangre de la madre. El crecimiento del embrión se lleva a cabo fuera del cuerpo de la madre y el proceso es más rápido que en los mamíferos. El  $O_2$  pasa a través de los poros del cascarón, estos poros también permiten la salida de vapor de agua del huevo [24, 25].

### 3.1. Fertilización

En la naturaleza la fertilización se realiza de forma natural, pero cuando es requerido se puede realizar la fertilización artificial. En la fertilización natural el macho inicia el cortejo con las hembras. Las aves son polígamas, aunque algunas parejas tienden a acoplarse juntos. Al momento del apareamiento el macho eyacula alrededor de 1.5 a 8 billones de células espermáticas. Se pueden aparear de 10 a 30 veces al día, conforme aumenta el número de apareamientos los espermatozoides disminuyen. El número mínimo de espermatozoides requeridos para la fertilización ronda los 100 millones. En cuanto a la inseminación artificial, el semen se obtiene de forma artificial para poder inseminar a las hembras. Una de las técnicas es masajear el abdomen por debajo de los huesos pélvico hasta la expulsión y recolección del semen para después transferirlo a una jeringa [25].

### **3.1.1. Desarrollo embrionario inicial**

Para que se pueda llevar a cabo el desarrollo temprano del embrión es necesario que dentro del cuerpo de la madre se tenga una temperatura de  $40.6 - 41.7^{\circ}C$ . En los 22 días de tiempo total que se requiere el total de la incubación, un día completo se lleva a cabo dentro del oviducto. En el infundíbulo se da inicio al desarrollo embrionario después de 15 minutos que el óvulo ha sido fecundado, cinco horas después el cigoto entra al istmo del oviducto y se lleva a cabo la división celular. 20 minutos después las células se vuelven a dividir. Al pasar cuatro horas en el útero, se llega a  $2^8$  células. Al formarse el blastodisco se forma una capa única que está en contacto con la yema. Conforme continúa la división celular, se forman más capas de células, estas capas forman el blastodermo, las células que se encuentran en el centro se separan de la yema para formar una cavidad y en él se desarrolla el embrión. A partir del blastodermo se lleva a cabo la gastrulación en la cual se forman dos capas, a la capa superior se le da el nombre de ectodermo y la capa inferior es llamada endodermo. Se forma una tercera capa llamada mesodermo. La capa que permite la formación del sistema nervioso, algunas partes de los ojos, las plumas, el pico, las uñas y la piel es el ectodermo. Por su parte para el aparato respiratorio, secretor y digestivo la capa asociada es el endodermo. Para el desarrollo óseo, muscular y sanguíneo, los órganos reproductores y el sistema excretor se necesita del mesodermo. Al llegar a la postura ya se cuenta con miles de células [25].

### **3.2. Período de conservación**

El embrión contenido en un huevo fértil recién puesto se desarrolla hasta dejar el estado de gástrula y detener su desarrollo y ser incubado. La temperatura requerida para que se detenga el desarrollo mientras se está conservando el huevo es de  $23.9^{\circ}C$ , esta temperatura funciona para períodos de conservación menores a cinco días. Al almacenarlos por más tiempo la temperatura debe bajar a  $12.8^{\circ}C$  [25].

### **3.3. Desarrollo de las membranas extraembrionarias**

El embrión cuenta con diversos tipos de membranas que se usan para utilizar el contenido del huevo al no contar con un contacto con el cuerpo de la madre. Entre estas membranas se encuentran: El *saco vitelino*, esta membrana envuelve a la yema y se encarga de cambiar el contenido de la yema de tal forma que el material alimenticio pueda ser transportado y ser absorbido por el embrión, esto se logra con la ayuda de una secreción de enzimas. Este saco al cumplir su cometido y al momento que el ave está a punto de nacer sirve como alimento. Por otra parte otra membrana es la llama *Amnión* el cual es un saco amniótico que sirve al embrión para flotar dentro del huevo durante el tiempo de desarrollo. Otra capa contenida es la *Alantoídes* que funciona como sistema circulatorio, ésta rodea al embrión cuando se encuentra totalmente desarrollada, que es a los doce días. Entre sus funciones están la oxigenación de la sangre del embrión y la eliminación del dióxido de carbono, se encarga de la eliminación de las excreciones del riñón del embrión y ayuda en la digestión de la albúmina y en absorber el calcio del cascarón. Una última membrana es el *Corión* que se encarga de unir la membrana interna del cascarón y es una ayuda para funciones metabólicas [25].

### **3.4. Cambios diarios durante el crecimiento embrionario**

#### **3.4.1. Desarrollo embrionario y cambios en la cámara de aire**

Al pasar el tiempo de incubación en el huevo se tiene una pérdida de humedad que se produce a través del cascarón, con lo cual se reduce el tamaño del contenido del huevo y el tamaño de la cámara de aire aumenta. Conforme pasa el tiempo y al llegar a los 19 días de incubación, del contenido total del huevo la cámara de aire ocupa un tercio del huevo que no se encuentra uniforme en un extremo del huevo, sino que es más profunda de un lado que del otro. Una vez que el huevo es puesto el tiempo de desarrollo ya lleva alrededor de 24 horas de desarrollo [25].

<b>Día de desarrollo</b>	<b>Cambio efectuado</b>
Primer día	4 horas se comienza con el desarrollo de corazón y los vasos sanguíneos. 12 horas el corazón empieza a latir, además de que comienza la circulación de la sangre. 16 horas con la ayuda del segmento de mesodermo se formarán el hueso y músculos. 18 horas aparece el aparato digestivo. 20 horas aparece la columna vertebral. 21 horas se origina el sistema nervioso. 22 horas la cabeza se empieza a formar. 24 horas se forman los ojos.
Segundo día	25 horas comienza a funcionar el oído
Tercer día	60 horas se empieza a formar la nariz 62 horas se inicia el desarrollo de las piernas 64 horas empiezan a formarse las alas, el embrión rota para quedar del lado izquierdo
Cuarto día	Ya se encuentran formados los órganos y se comienza a formar la lengua El sistema vascular es claramente visible
Quinto día	Los órganos reproductores se diferencian, el corazón empieza a tomar su forma definitiva El área vascularizada del saco vitelino cubre dos terceras partes de la yema Las partes de la cara y fosas nasales en el embrión empiezan a tomar su apariencia final
Sexto día	El pico y el diente del nacimiento empiezan a tomar su forma normal Se puede observar algunos movimientos voluntarios en el embrión
Séptimo día	El cuerpo comienza un rápido desarrollo, son visibles los órganos del cuerpo
Octavo día	Aparecen los folículos de las plumas y el origen de las regiones emplumadas
Décimo día	El pico se endurece. Aparecen los dedos y las escamas de los tarsos
Undécimo día	Aparecen las paredes del abdomen, los intestinos pueden observarse en el saco vitelino
Decimotercer día	El esqueleto se empieza a calcificar y la mayor parte de los órganos están diferenciados
Decimocuarto día	El embrión rota a una posición paralela al eje longitudinal del huevo La cabeza se orienta hacia el extremo más ancho del huevo
Decimoséptimo día	La cabeza gira de modo que el pico se coloca normalmente por debajo del ala derecha y hacia la parte inferior de la cámara de aire
Decimonoveno día	El saco vitelino empieza a involucionar hacia la cavidad abdominal a través del ombligo El material contenido en la yema se usa como alimento en los primeros días de vida El embrión encuentra una posición necesaria para picar el cascarón
Vigésimo día	El saco vitelino ha penetrado completamente en la cavidad abdominal El embrión ocupa toda el área del cascarón, excepto la cámara de aire Se inicia la cicatrización del ombligo El pico se desliza en la membrana interna del cascarón y llega a la cámara de aire Al inhalar lentamente un poco de aire empieza la respiración pulmonar Pica el cascarón, para permitir la entrada de aire Los pulmones son completamente funcionales
Vigésimo primer día	Después de picar el cascarón el pollito descansa por varias horas Se corta una línea circular alrededor del cascarón golpeando con su "diente de nacimiento" Desde el momento en que se produce la primera rotura pasan entre 10 y 20 horas

Tabla 3.1: Tabla del proceso de desarrollo embrionario del pollo [25]



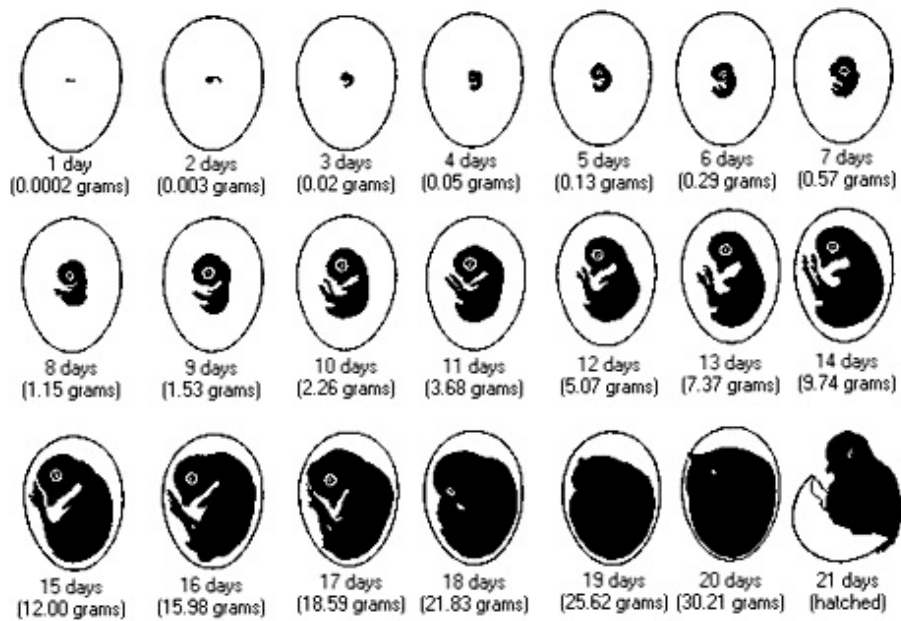


Figura 3.1: Desarrollo embrionario del embrión de gallina [4]

En la tabla 3.1Tabla del proceso de desarrollo embrionario del pollo [25]table.3.1 se muestran los cambios significativos que se llevan a cabo durante la incubación. Por otra parte en la figura 3.1Desarrollo embrionario del embrión de gallina [4]figure.3.1 se muestran las imágenes del desarrollo embrionario dentro del huevo.

## Capítulo 4

# Funcionamiento de un oxímetro de pulso

### 4.1. Oximetría de pulso

#### 4.1.1. Antecedentes de la oximetría de pulso

Se han desarrollado diversos trabajos en oximetría, en [26] se analiza el origen de la fotopletismografía (PPG) en el cual se centra en la amplitud, ritmo y análisis del pulso. En [27] donde se utiliza un sensor por reflectancia que está basado en leds a diferentes longitudes de onda dentro del infrarrojo en el que se utiliza para obtener fotopletismografía en cerdos. En [28] se presenta un algoritmo que permite la obtención de la frecuencia respiratoria, para ello se utiliza un filtro de partículas, este trabajo se puede aplicar en fotopletismografía y en electrocardiograma. En el año 2013 [29] muestra el desarrollo de un sensor y actuador pletismográfico en modo reflectancia, el cual es totalmente digital basándose en un FPGA (del inglés Field-Programmable Gate Array), en este trabajo también se presenta el arreglo de dos y cuatro leds. Por otro lado la compañía Texas Instruments [9] proporciona un diseño de referencia para oxímetros de pulso. En [30] se tiene un trabajo en el cual se presenta un método de modulación por ancho de pulso (PWM "Pulse-Width Modulation") para leds, el cual se utilizaba para oximetría. En [31] se utiliza el método de reflectancia con luz verde para realizar un modelo fisiológico de interacción de la luz con tejido vivo. En [32] se realiza una investigación de los efectos de la temperatura baja en la calidad de la señal pletismográfica. Por su parte [33, 34] se

presentan el diseño de diversos sensores. En [35] se muestra el cálculo de saturación de la hemoglobina en tiempo real in vivo, para lo cual se desarrolló un sistema de endoscopio mínimamente invasivo, con este trabajo se demostró que si se asume un tejido homogéneo la saturación de oxígeno se puede obtener despreciando los efectos de la dispersión y la concentración sanguínea por medio de utilizar cuatro bandas espectrales. En [36] se muestra la obtención de la saturación de oxígeno mediante espectroscopia fotoacústica. Gutiérrez propone el uso de un espectrofotómetro en el dominio de la frecuencia con modulación de fase en el infrarrojo cercano, en modo de reflectancia para sondear la oxigenación tisular [37]. Utilizando una cámara CMOS, Shao [38] presenta un método para monitorear la saturación de oxígeno en la sangre, obteniendo señales pletismográficas a dos longitudes de onda. En [39] se hace un análisis acerca de los amplificadores de transimpedancia para fotodiodos. En [40] se habla acerca de la capacidad de los oxímetros de pulso para hacer una distinción entre la hemoglobina oxigenada de la desoxigenada y el como se puede obtener la saturación de oxígeno a partir del comportamiento arterial. Por su parte [41] presenta un diseño de un oxímetro de un sólo chip de pulso el cual elimina la necesidad de un procesador digital de señales. En [42] se presentan técnicas de procesamiento de señales para la mejora de la medición de saturación de oxígeno. En [43] se hace un análisis acerca de la importancia del pre-procesamiento (filtrado y "Detrending"). En cuanto a los artefactos de movimiento, [44] habla de como estos movimientos pueden llegar a solaparse con la señal de interés y de como eliminarlos con el uso de filtros. Por último en [45] se diseñó un aparato para la calibración de oxímetros de pulso.

#### **4.1.2. Antecedentes teóricos de la oximetría de pulso**

A continuación se describen los antecedentes teóricos para la medición de la absorbancia de la luz en oximetría de pulso como base para determinar la saturación de oxígeno arterial.

La luz incidente que pasa a través de un medio, en este caso tejido orgánico, se divide principalmente en luz absorbida y transmitida, además algunas partes de la luz se reflejan y otras se dispersan. Además la reflexión se puede dividir en la reflexión especular que se da en la superficie y la reflexión difusa, que es la que se absorbe temporalmente y luego es re-emitida por la muestra. La dispersión de la luz aumenta significativamente la absorbancia

de la luz. Para lograr que los dispositivos puedan leer con precisión para su uso en clínica es necesario una calibración, en la cual es una curva de calibración que está basada en datos empíricos, ya que modelar matemáticamente el problema de dispersión de luz es relativamente complejo [5,46].

Como ya se había mencionado anteriormente, cuando la luz irradia sobre cualquier huevo, generalmente ocurren tres cosas: parte de la luz puede reflejarse, algunas pueden transmitirse a través del cuerpo y otras pueden ser absorbidas dentro del huevo. La cantidad en que se producen estos fenómenos depende de las propiedades de cada huevo y de la longitud de onda particular del espectro electromagnético usado. En general, la conservación de la energía requiere que la suma de la radiación reflejada (R), transmitida (T) y absorbida (A) sea igual a la energía incidente total (I) [47].

$$I = R + T + A \quad (4.1)$$

## 4.2. Ley de Beer

Si se tiene un medio uniforme y este contiene una sustancia absorbente, se tendrá una atenuación de la luz que viaja a través del mismo, esta luz incidente (monocromática)  $I_0$  llega al medio, de la cual una parte es transmitida y otra parte absorbida. La disminución de la intensidad de la luz  $I$  se dará de manera exponencial de acuerdo a la ecuación 4.2 Ley de Beer equation.4.2.2 [5].

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (4.2)$$

donde  $\varepsilon(\lambda)$  se refiere a la absorbitividad de la sustancia absorbente a una longitud de onda específica,  $c$  se refiere a la concentración de la sustancia absorbente y  $d$  es la longitud de la trayectoria óptica a través del medio (ver figura 4.1 Diagrama de la Ley de Beer [5] figure.4.1 ). La ley de Beer esta basada en que la luz incidente es igual a la luz transmitida más la luz absorbida. En ella no se tienen contemplados tanto la reflexión y la dispersión, ya que el problema de la dispersión se trata mediante calibración, la reflexión especular es constante y la reflectancia difusa es significativamente de menor magnitud [5].

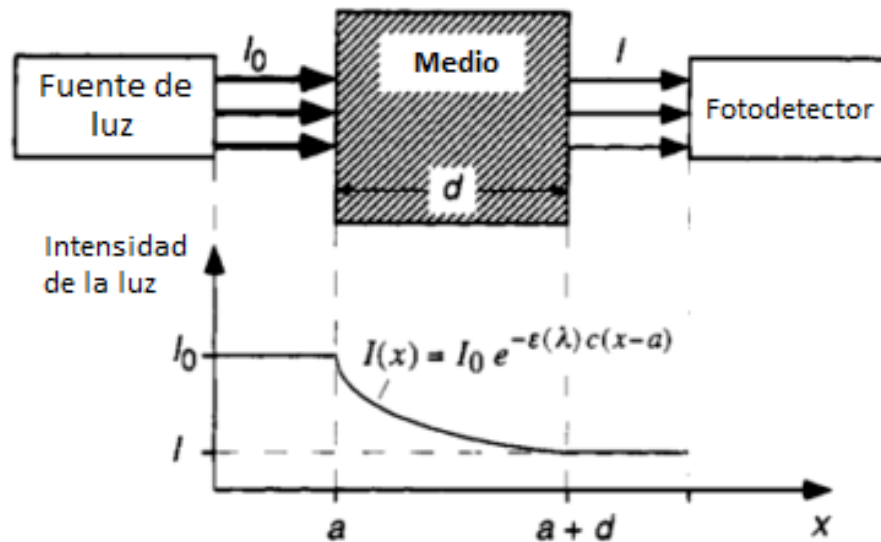


Figura 4.1: Diagrama de la Ley de Beer [5]

### 4.3. Transmitancia y absorbancia de la luz

A la relación entre la luz transmitida  $I$  y la luz incidente  $I_0$  que viaja a través de un medio que tiene una sustancia absorbente es llamada transmitancia  $T$ , la ecuación 4.3 Transmitancia y absorbancia de la luz equation.4.3.3 describe lo antes mencionado [5].

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\epsilon(\lambda)cd} \quad (4.3)$$

En cuanto la absorbancia no dispersa ( $A$ ) se puede definir como se presenta en la ecuación 4.4 Transmitancia y absorbancia de la luz equation.4.3.4. A la absorbancia también se le conoce como densidad óptica de un medio [5].

$$A = -\ln T = \epsilon(\lambda)cd \quad (4.4)$$

#### 4.4. Absorbancias múltiples

En el caso de que más de una sustancia absorbente se encuentre en el medio, las propiedades de la ley de Beer siguen siendo válidas. Cada una de las sustancias absorbentes contribuyen a la absorbancia total. De acuerdo a lo planteado para representar matemáticamente es una superposición de la absorción individual. Con lo cual la absorbancia total de la luz  $A_t$ , que incluye  $n$  sustancias absorbentes independientes [5].

$$A_t = \varepsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \varepsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \varepsilon_n(\lambda)c_nd_n = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i(\lambda)c_id_i \quad (4.5)$$

donde  $\varepsilon_i(\lambda)$  es el coeficiente de extinción,  $c_i$  es la concentración de la sustancia,  $i$  y  $d_i$  es la longitud del camino óptico a través de la sustancia absorbente, esta longitud del camino óptico puede variar de una sustancia a otra [5].

En el caso de la ley de Beer, si se conocen los coeficientes de extinción de las "n" sustancias y se realiza la medición en "n" longitudes de onda distintas en un medio homogéneo, se puede determinar la concentración de "n" sustancias absorbentes [5].

#### 4.5. Coeficientes de extinción de la hemoglobina

Como ya se ha descrito, el principal componente absorbente de luz es la hemoglobina cuando se trabaja en longitudes de onda que se utilizan en oximetría de pulso. Dependiendo de la longitud de onda que incide sobre la hemoglobina y la unión química es que cambian las características de absorción. La hemoglobina oxigenada y reducida es la que absorbe la mayor cantidad de luz incidente sobre la sangre, aunque se tienen otros tipos de hemoglobina en la sangre. Al combinarse la hemoglobina con diversas sustancias como el monóxido de carbono o el sulfuro de hidrógeno esta cambia de color [5].

##### 4.5.1. Hemoglobina funcional

La principal función de la hemoglobina es transportar oxígeno de los capilares pulmonares y liberarlo en los capilares sistémicos. La hemoglo-

bina funcional es la que se puede unir reversiblemente con las moléculas de oxígeno. Al momento cuando la hemoglobina se satura con 4 moléculas de oxígeno recibe el nombre de oxihemoglobina ( $HbO_2$ ), de lo contrario si no está completamente saturada se le llama hemoglobina reducida ( $Hb$ ). La oxihemoglobina y la hemoglobina reducida son hemoglobinas funcionales. En un individuo sano la mayoría de las hemoglobinas son funcionales. Para determinar la saturación funcional de oxígeno ( $SO_2$  funcional), también llamada saturación funcional de oxígeno arterial, es necesario obtener la cantidad de hemoglobina ( $Hb$ ) oxigenada y reducida. Al tener las concentraciones de hemoglobina saturada y reducida también es posible obtener la saturación funcional de oxígeno. [5]

#### 4.5.2. Hemoglobina disfuncional

Cuando la hemoglobina no se puede unir de forma reversible al oxígeno y no interfiere en la liberación del oxígeno en el tejido, recibe el nombre de hemoglobinas disfuncionales. De este tipo de hemoglobinas se tienen cuatro mas frecuentes que son: la metahemoglobina ( $MetHb$ ), la carboxihemoglobina ( $COHb$ ), la sulfhemoglobina y la carboxisulfhemoglobina [5].

#### Saturación de la hemoglobina fraccional

La saturación fraccional de oxígeno se puede definir como la fracción de hemoglobina oxigenada con la hemoglobina total [5].

$$FractionalSO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{hemoglobinatotal}} \times 100 \quad (4.6)$$

donde la hemoglobina total es la suma de todas las hemoglobinas contenidas en la sangre.

#### 4.6. La ley de Beer en oxímetros de pulso

Para determinar la saturación de la sangre arterial es necesario medir la absorbancia de la luz que pasa a través del tejido vivo haciendo incidir dos longitudes de onda distintas y haciendo uso de las pulsaciones arteriales, esto se realiza para diferenciar la absorbancia de la sangre arterial de otros componentes absorbentes presentes [5].

## 4.7. Pulsaciones de la sangre

La absorción de la luz que pasa a través del tejido biológico depende de las diversas sustancias absorbentes. Entre los componentes absorbentes que pueden estar presentes son la pigmentación de la piel, los huesos, la sangre, la sangre arterial y venosa, entre otros. Para medir la saturación de oxígeno arterial de la sangre in vitro se realiza mediante una muestra y un espectrofotómetro o utilizando una gran cantidad de longitudes de onda, por el contrario del oxímetro de pulso que aprovecha la pulsación arterial. Cuando sucede la sístole la sangre en las arterias se encuentra en mayor cantidad, por esto mismo el diámetro aumenta debido al aumento de presión. Esto no ocurre en en las venas, sino en las arterias. Durante la sístole la absorbancia de la luz en los tejidos que cuentan con arterias aumenta debido al aumento de hemoglobina, esto debido a que la camino óptico  $d$  en las arterias aumenta. Estas propiedades nos permiten la diferenciación de la absorbancia de la sangre venosa, una cantidad constante de sangre arterial y otros componentes no pulsátiles, estos componentes integran la componente de DC de la absorbancia total, por otra parte la absorbancia que se genera por la componente pulsátil de la sangre arterial, que es la componente de ac, no excede el 2 % de la absorbancia constante de la componente de DC. A la señal obtenida debida a la luz transmitida se le denomina señal pletismográfica. Cuando sucede la diástole la intensidad de la luz que atraviesa el tejido es alta ( $I_H$ ). También durante la diástole los absorbentes presentes representan la componente de AC. Además los componentes no pulsátiles se representan por  $\varepsilon_{DC}(\lambda)$ ,  $c_{DC}$  y  $d_{DC}$ . Durante la diástole el diámetro de los vasos arteriales es mínima ( $d_{min}$ ), por esto la absorbancia debida a la hemoglobina arterial es mínima y se tiene un pico ya que la cantidad de luz transmitida es alta. Este fenómeno es representado por la ecuación 4.7 Pulsaciones de la sangreequation.4.7.7 [5].

$$I_H = I_0 e^{-\varepsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}d_{DC}} e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d_{min}} \quad (4.7)$$

De forma contraria, cuando ocurre la sístole el camino óptico en las arterias aumenta  $d_{max}$  y la absorción alcanza un pico máximo, por lo cual la luz transmitida alcanza un pico bajo  $I_L$  como se observa en la ecuación 4.8 Pulsaciones de la sangreequation.4.7.8 [5].

$$I_L = I_0 e^{-\varepsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}d_{DC}} e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d_{max}} \quad (4.8)$$



Por lo tanto la intensidad de la luz  $I$  es función del diámetro  $d$  de las arterias y durante un ciclo cardíaco el diámetro varía de  $d_{min}$  a  $d_{max}$ . Al sustituir  $d$  por  $d_{min} + \Delta_d$  se llega a la siguiente expresión de la ley de Beer, en donde  $I$  queda en función de  $I_H$  y  $\Delta_d$  que es la parte del diámetro que cambia de 0 a  $d_{max} - d_{min}$  con el tiempo, como representa la ecuación 4.9 Pulsaciones de la sangre equation.4.7.9 [5].

$$I = I_H e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]\Delta_d} \quad (4.9)$$

## 4.8. Saturación contra radio normalizado

Con la ayuda de la ley de Beer se puede obtener la saturación de oxígeno arterial trabajando con dos longitudes de onda. Los led, el fotodetector y la absorción de los tejidos no son lineales por lo cual se necesita una normalización  $I_n$  en la cual se dividen las intensidades transmitidas  $I$  por sus picos máximos ( $I_{H,R}$  y  $I_{H,IR}$ ), ecuación 4.10 Saturación contra radio normalizado equation.4.8.10. Con este modelo se obtiene una curva de calibración teórica, pero no se utiliza en la práctica [5].

$$I_n = \frac{I}{I_H} = e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]\delta d} \quad (4.10)$$

### 4.8.1. Radio de normalización de señales

Para obtener la absorbancia de la luz se calcula con la luz transmitida, donde se divide la señal neta por la luz transmitida durante la diástole como se observa en la ecuación 4.11 Radio de normalización de señales equation.4.8.11, con ello la absorbancia total equivale al cálculo de la absorbancia total debido a los componentes de AC en la trayectoria. Por lo cual la relación  $R$  de las absorbancias normalizadas en las dos longitudes de onda van a depender de la absorción únicamente de la sangre arterial [5].

$$R = \frac{A_{t,R}}{A_{t,IR}} \quad (4.11)$$

Al usar la ecuación 4.10 Saturación contra radio normalizado equation.4.8.10 la relación se puede derivar como

$$R = \frac{[\varepsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2}]\Delta d_R}{[\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2}]\Delta d_{IR}} \quad (4.12)$$

Suponiendo que tanto para la luz roja como infrarroja la longitud del camino óptico es el mismo y que sólo las arterias cambian de diámetro, se tiene la ecuación 4.13 Radio de normalización de señales equation.4.8.13

$$R = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_R)]S_aO_2}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]S_aO_2} \quad (4.13)$$

Con esto la relación R no depende de la longitud del camino óptico y se deriva de la saturación arterial de oxígeno [5].

#### 4.9. Espectrofotometría en huevos

La espectrofotometría en huevo de consumo se ha llevado a cabo por la necesidad de mejorar la calidad del mismo, tratando de detectar manchas de sangre y carne, roturas en el cascarón, mediciones de pH de la albúmina y de efectos del tiempo de almacenamiento. En embriones en desarrollo se aplica para evaluar factores físicos externos, además de variaciones en el desarrollo embrionario [7, 48, 49].

En cuanto al análisis de huevos frescos para consumo humano se han llevado a cabo diferentes trabajos, entre ellos está Ketelaere et al. [6] donde se propone una mejora de la metodología existente para detectar sangre en el huevo fresco combinando espectroscopia de transmisión y reflexión. Aquí la calibración se realizó utilizando huevos frescos de control. Para la reflexión, se colocó un sensor por encima del huevo con un ángulo de 45°, además se colocó un segundo sensor a 180° de la fuente de luz.

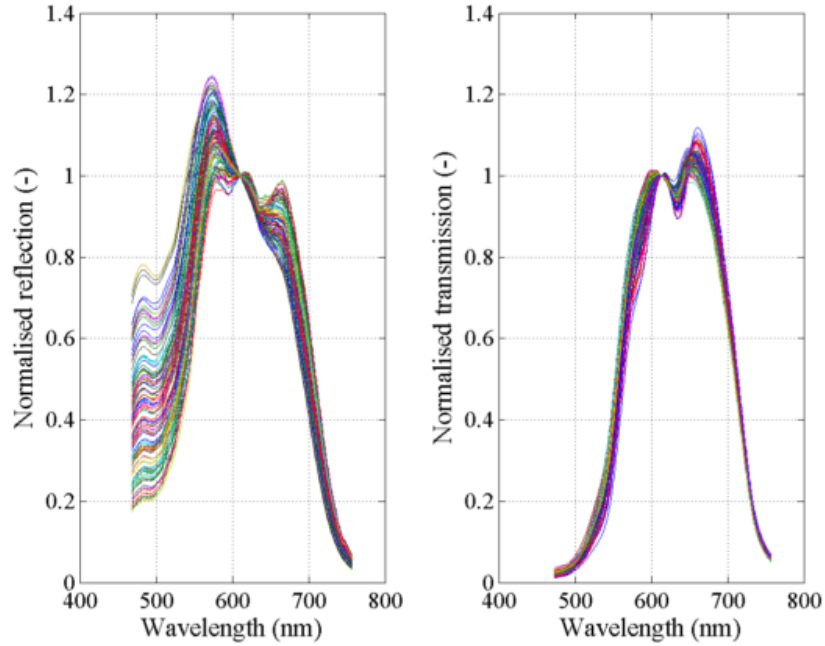


Figura 4.2: Vista general de los datos de los huevos con cáscara blanca. Reflexión normalizado (izquierda), transmisión (derecha) [6]

En el año 2006 Kemps [49] investigó la viabilidad de la espectroscopía de transmisión visible para la evaluación no destructiva de la frescura de un huevo. Se utilizó espectroscopía en la región visible e infrarrojo cercano. Se realizó la medición en huevos con diferente tiempo de almacenamiento. La fuente de luz (150W) se colocó encima del huevo. La colocación vertical del huevo proporciona una mejor relación señal/ruido en comparación con una colocación horizontal. Se colocó una fibra óptica debajo del huevo, la luz se recibe por un espectrofotómetro. Como referencia se utilizó un placa de teflón de 15 mm de grosor.

En [7] se utiliza la transmitancia infrarroja-visible (400-1100 nm) para evaluar la calidad interna del huevo durante el almacenamiento. Se utilizó un espectrometro "Ocean Optical Fiber USB2000" con resolución de 0.3 nm y un tiempo de integración de 250 ms. Se utilizó una fuente de luz de 50W para proporcionar mediciones de 200-1100 nm. Se utilizó un cascarón vacío como referencia. Se obtuvieron mediciones de dos áreas diferentes del cascarón, en la región ecuatorial y en el extremos superior. Los espectros de los huevos se obtienen como el promedio de tres mediciones repetidas.

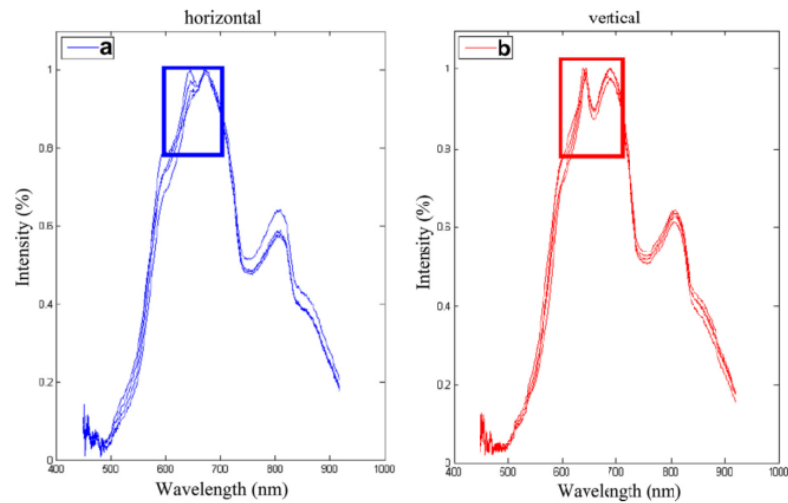
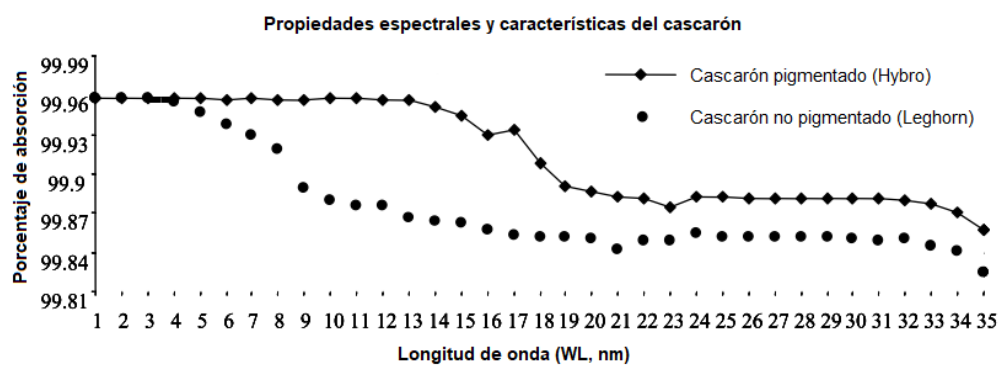


Figura 4.3: Espectro de los huevos en dirección horizontal y vertical [7]

En Liu et al. [47] se investigó el potencial del método de transmitancia ultravioleta y visible para inspeccionar la calidad interna del huevo de pollo. Se utilizó el intervalo de 200 a 800 nm. Utilizando como referencia un recipiente de cuarzo vacío. Se utilizaron huevos con diferentes grados de deterioro. Por otro lado en 2008 [50] se evaluó la frescura no destructiva de los huevos con cáscara durante 16 días de almacenamiento a  $20^{\circ}C$  se llevó a cabo por medio de un espectrofotómetro FT-NIR y una sonda de fibra óptica. Se adquirieron espectros de reflectancia difusa en el rango de 833-2500 nm.

Por otro lado se ha realizado espectrofotometría sólo en cascarones de huevo, en [51] se toman muestras de cascarones de huevo de dos razas diferentes (Hybro y Leghorn). La medición de absorción espectral se realizó cada  $2nm$  en un rango de 200 a  $1100nm$ , la gráfica de porcentaje de absorción del cascarón de huevo se muestra en la figura 4.4. Porcentaje de absorción espectral de cascarones de huevos pigmentados y no pigmentados obtenidos de dos grupos genéticos de aves (Hybro y Leghorn) figure.4.4. En este trabajo se refiere a que la absorción es aproximadamente del 99.8 % en el ultravioleta ( $200-300nm$ ) mientras que en el infrarrojo cercano se obtuvo la mínima absorción. El trabajo refiere que los efectos de la pigmentación de la cáscara de huevo altera la cantidad y la longitud de onda en la transmisión

de luz.



1=WL<=250, 2=250<WL<275, 3=275<WL<300, 4=300<WL<325, 5=325<WL<350, 6=350<<375, 7=375< WL<400, 8=400<WL<425, 9=425<WL<450, 10=450<WL<475, 11=475<WL<500, 12=500<WL<525, 13=525<WL<550, 14=550<WL<575, 15=575<WL<600, 16=600<WL<625, 17=625<WL<650, 18=650<WL<675, 19=675<WL<700, 20=700WL<725, 21=725<WL<750, 22=750<WL<775, 23=775<WL<800, 24=800<WL<825, 25=825<WL<850, 26=850<WL<875, 27=875<WL<900, 28=900<WL<925, 29=925<WL<950, 30=950<WL<975, 31=975<WL<1,000, 32=1,000<WL<1,025, 33=1,025<WL<1,050, 34=1,050<WL<1,075, 35=1,075<WL<1,100.

Figura 4.4: Porcentaje de absorción espectral de cascarones de huevos pigmentados y no pigmentados obtenidos de dos grupos genéticos de aves (Hybro y Leghorn).

## Capítulo 5

# Diseño e implementación del sistema planteado

El sistema de oximetría propuesto, figura 5.1 Diagrama general del sistema propuesto, consta de seis partes principales, la sonda, la etapa de potencia, el acondicionamiento, el control, procesamiento de la señal y la interfaz de usuario.

La parte de la sonda está dispuesta por los emisores y los receptores de luz. La etapa de potencia se encarga de suministrar corriente a los led por medio de un control digital. La etapa de acondicionamiento se encarga de que la señal de corriente del fotodiodo pueda ser leída por el ADC. En el microcontrolador se tiene la etapa de control se encarga de realizar la conmutación entre los led, la modulación y la etapa de procesamiento de la señal.

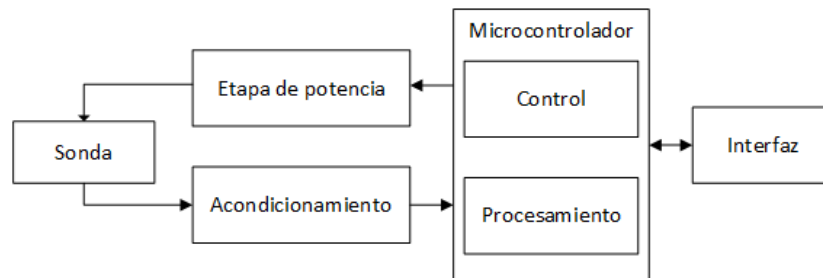


Figura 5.1: Diagrama general del sistema propuesto

## 5.1. Requerimientos del sistema

- Sonda: Esta etapa requiere el diseño de una base sobre la cual se colocará la muestra (huevo aviar) para evitar el contacto directo, adicionalmente se deben colocar los emisores y receptores ópticos, los cuales tienen que ser de un bajo costo, tamaño adecuado a las proporciones de la muestra y la capacidad para trabajar a longitudes de onda de 600 y 940nm y lograr la detección de la luz que pasa sobre la muestra.
- Etapa de potencia: Para el emisor óptico es necesaria la alimentación con una corriente máxima de 700mA y la capacidad para controlar digitalmente la modulación de la emisión de luz a las longitudes de onda propuestas.
- Acondicionamiento: Al obtener una señal proveniente de la sonda, es necesario la transformación en una señal que contenga sólo las frecuencias de interés (menores a 7Hz) y una amplitud que no rebase un máximo de 3.3V para pasar a la siguiente etapa.
- Control: Para esta etapa es necesario el control digital de la modulación de los dos emisores de luz, la intermitencia entre los dos emisores, la adquisición de la señal proveniente del acondicionamiento, el control del multiplexado del acondicionamiento y el manejo de la interfaz de usuario.
- Procesamiento: Para la señal adquirida por el convertidor analógico-digital es necesario realizar un procesamiento y obtener las características de interés, como frecuencia de la señal y amplitud de la señal, para lo cual se necesita un filtrado digital, la transformada discreta de Fourier, un algoritmo para detectar el pico máximo en el espectro obtenido, además del cálculo de la frecuencia cardíaca y el porcentaje de saturación de oxígeno.

## 5.2. Sonda

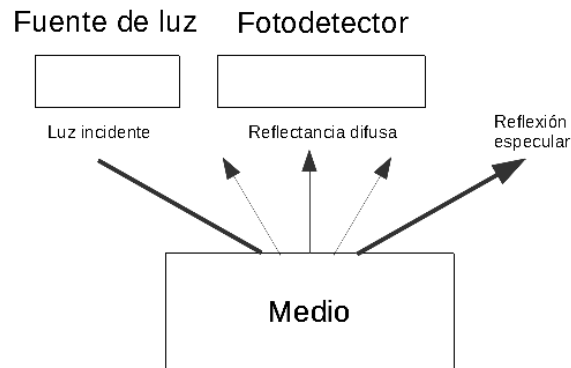
La sonda se puede describir como el emisor y receptor de luz que permiten obtener una señal. En el caso de una sonda de transmitancia, figura 5.2a) Diagrama de una sonda en modo transmitancia b) Diagrama de una sonda en modo reflectanciafigure.5.2, la luz es emitida por un emisor de luz, un

porcentaje atraviesa el medio y esta es recibida por el fotodetector que se encuentra en el extremo contrario del emisor de luz.

En el caso de que no se puedan utilizar oxímetros de pulso con sondas de transmisión se recurre a oxímetros de pulso con sondas de reflectancia para la medición de saturación de oxígeno. Se puede medir la cantidad de luz reflejada (dispersada hacia atrás) del tejido. En la oximetría de reflectancia los led y el fotodiodo se colocan en el mismo lado de la superficie.



a)



b)

Figura 5.2: a) Diagrama de una sonda en modo transmitancia b) Diagrama de una sonda en modo reflectancia

En [5] se presentan dos técnicas que pueden mejorar la calidad de la ple-tismografía. Una de las formas es utilizar una gran corriente de conducción del LED, que va a determinar la profundidad efectiva de penetración de la luz incidente, lo que aumenta la intensidad de la luz. Se puede lograr ondas pletismográficas más grandes al separar el fotodiodo de los led, pero se necesitan mayores corrientes en el led. En un oxímetro de reflectancia, la luz incidente emitida por los led se difunde a través del medio y la luz dispersa hacia atrás forma un patrón circular alrededor de los led. Cuando se utili-



za el método de reflectancia si se utilizan fotodiodos múltiples colocados simétricamente con respecto al emisor en lugar de un fotodiodo individual, se puede detectar una gran fracción de luz dispersa hacia atrás con lo cual se pueden obtener pletismogramas más grandes.

### 5.2.1. Base para la sonda

En la figura 5.3 Diseño de la sonda en modo transmitanciafigure.5.3 se diseñó una base para ser colocada encima del huevo que se encuentra en las volteadoras de las incubadoras. Debido a las dimensiones estándar de un huevo con 5.6 cm de altura por 4.4 cm de ancho. Se propone un ancho para la base de 4.5 cm y un alto de 4.5 cm con lo cual sólo el 80 % del huevo queda cubierto.

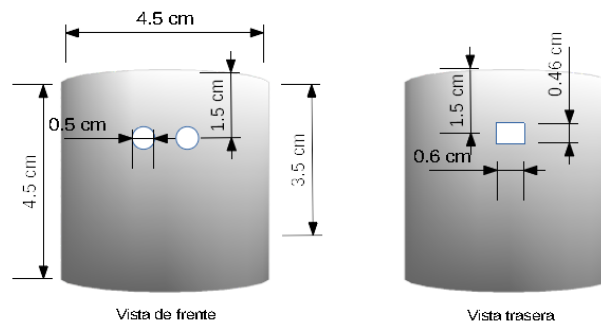


Figura 5.3: Diseño de la sonda en modo transmitancia

La segunda configuración propuesta, figura 5.4 Configuración en modo reflectanciafigure.5.4 es para utilizar el método de reflectancia donde se utiliza un arreglo de un led infrarrojo y un led rojo en la misma línea y cuatro fotodiodos dispuestos simétricamente alrededor de los led.

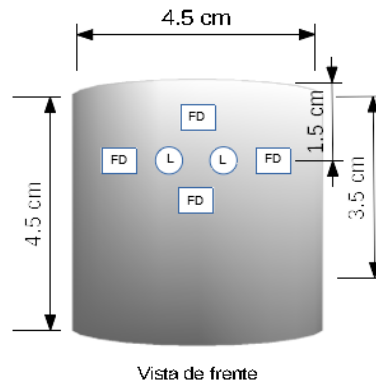


Figura 5.4: Configuración en modo reflectancia

Se presenta una configuración de sonda, figura 5.5a) Diagrama de la sonda diseñada b) Fotografía de la sonda figure.5.5, donde se observa "b" que es el orificio donde se coloca la fuente luminosa a una distancia variable del huevo debido a las diferentes dimensiones presentadas por él. "a" son los orificios donde se colocan los fotodetectores.

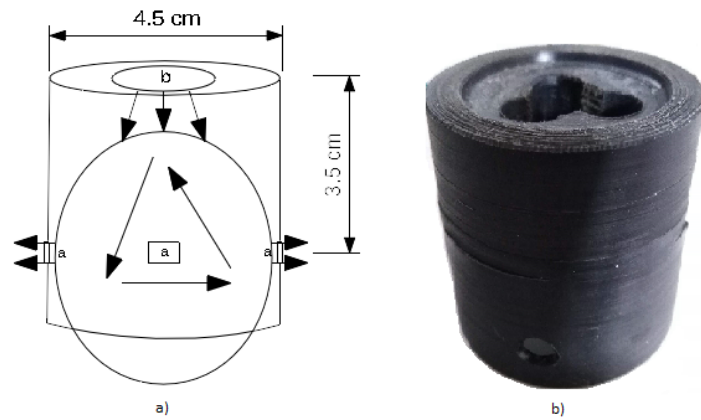


Figura 5.5: a) Diagrama de la sonda diseñada b) Fotografía de la sonda

Se propone trabajar con dos longitudes de onda 600 y 940 nm y un arreglo de fotodiodos.

### 5.3. Etapa de potencia

Se requiere trabajar a dos longitudes de onda (600 y 940nm) para realizar la medición, con lo cual y tomando en cuenta la geometría del huevo y el camino óptico, los led utilizados comúnmente para oximetría no son suficientes. Con lo cual se utilizarán led de potencia (3W) con una corriente nominal de 700mA, un voltaje de operación de 2.2 a 2.8 V y un ángulo de apertura de 120 grados.

#### 5.3.1. Controlador led

Para que el microcontrolador pueda realizar la modulación de los led es necesario que el encendido y apagado se realice de manera digital y la parte de potencia quede aislada del microcontrolador. En la figura 5.6 Fuente variable y controlador led figure.5.6 se muestra el circuito para encender el led digitalmente.

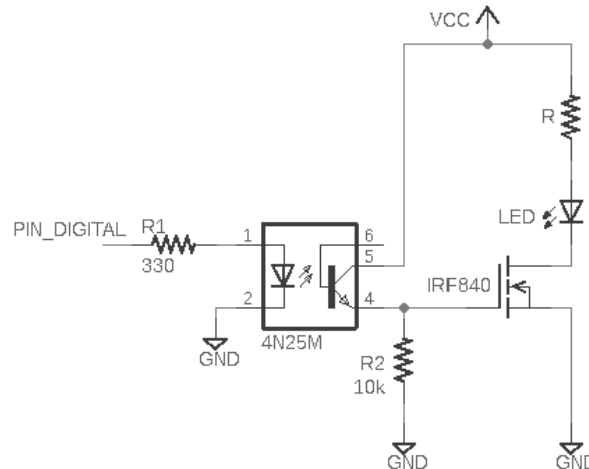


Figura 5.6: Fuente variable y controlador led

El led utilizado y con las especificaciones antes mencionadas de  $V_F = 2.6V$ ,  $P_e = 3W$  y una corriente nominal de operación de  $700mA$  y  $V_{cc} = 10V$ . Se tiene que la resistencia para limitar la corriente se calcula de acuerdo a la ecuación 5.1

$$R = \frac{10V - 2.6V - 1.7V}{700mA} = 8.5\Omega \quad (5.1)$$

Se utilizará un MOSFET como interruptor, cuando  $V_{GS} = 0V$  no habrá conducción entre la fuente y el drenador, aumentando su resistencia considerándose como circuito abierto. Cuando  $V_{GS}$  llega a un voltaje de umbral  $V_T$  se formará un canal conductor entre la fuente y el drenador. El MOSFET seleccionado es el IRF840 que cuenta con un  $V_{DS} = 500V$  un  $R_{DS(ON)} = 0.85\Omega$ .

Para ello se necesita una fuente que cumpla con los requerimientos, voltaje de 5-14V corriente de 700mA. Se observa también la fuente variable de 3.2-14.5V, la cual puede proporcionar hasta 1A, por lo cual es suficiente, ya que en ningún momento los led serán encendidos al mismo tiempo.

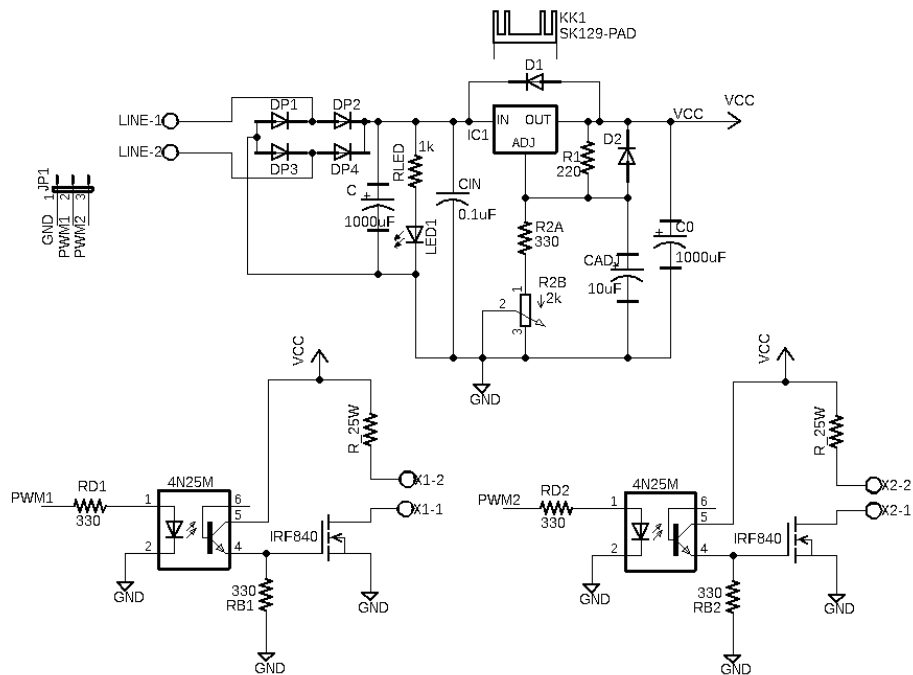


Figura 5.7: Diagrama esquemático para la implementación del controlador led

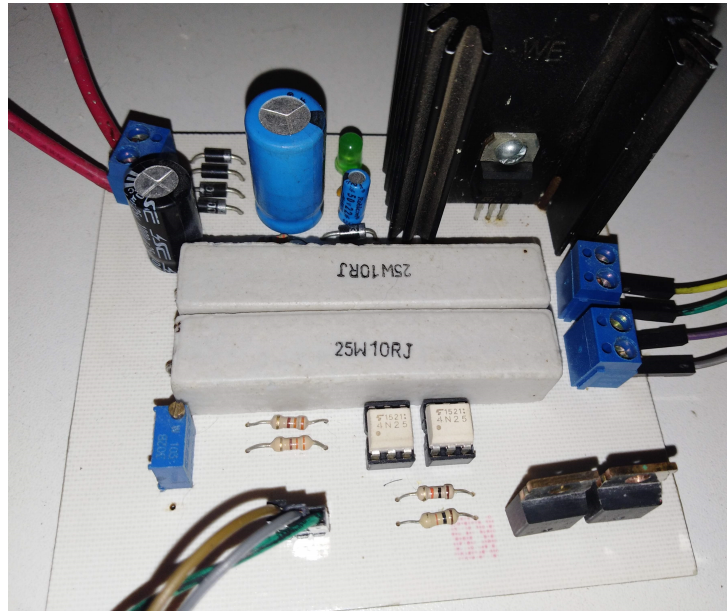


Figura 5.8: Implementación del controlador led

#### 5.4. Fotodetector

Se requiere un fotodetector que pueda trabajar en el rango de longitudes de onda en las que trabajan los led utilizados (600 a 940 nm) y una alta sensibilidad radiante, tomando en cuenta un bajo costo. Se eligió un fotodiodo tipo  $p - i - n$ , el cual comparándolo con un fotodiodo avalancha no tiene tan alta sensibilidad, aunque no se necesita de una polarización inversa alta y su costo es significativamente más bajo. Se escogió el fotodiodo BPW34, ver figura 5.9 Modelo del fotodiodo BPW34 figure.5.9 y Anexo 6.1 Conclusiones section\*.14, el cual es sensible en el rango de radiación del visible al infrarrojo cercano.

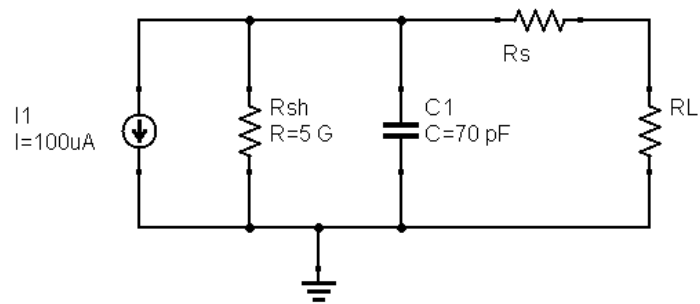


Figura 5.9: Modelo del fotodiodo BPW34

El fotodiodo puede trabajar en dos modos, el modo fotovoltaico y el modo fotoconductor. En el modo fotovoltaico es donde no se aplica polarización y el fotodiodo funciona como una fuente de corriente. En el modo fotoconductor se aplica un voltaje inverso en el fotodiodo modulando la corriente, ofreciendo un alta velocidad de respuesta, en este modo se genera una corriente de portadores minoritarios llamada *Corriente Oscura*, que se incrementa con el voltaje aplicado. La polarización inversa incrementa la sensibilidad del fotodiodo.

## 5.5. Acondicionamiento de la señal

Para realizar el procesamiento de la luz detectada, se necesitan circuitos adicionales. Es necesario convertir la corriente entregada por el fotodiodo a un voltaje para su lectura y procesamiento. Para lo cual se propone el siguiente diseño mostrado en la figura 5.10 Acondicionamiento de la señal figure.5.10, donde se puede observar diversos bloques, entre los cuales se tienen 4 amplificadores de transimpedancia los cuales se encargan de convertir la señal de corriente entregada por sus respectivos fotodiodo, un multiplexor analógico para seleccionar una entrada a la vez, posteriormente un filtro pasa bajas con una frecuencia de corte de  $15\text{Hz}$ , un filtro Notch a  $60\text{Hz}$ ; para evitar una atenuación no deseada de la señal se tiene un buffer donde se va a dividir la señal. Por una parte la señal intacta pasará a un atenuador y luego a un convertidor analógico-digital y por otra parte se aplicará un filtro pasa altas que atenuará la componente de dc de la señal, esta señal será amplificada por un amplificador de instrumentación para poste-

riormente ser atenuada y entregada al convertidor analógico-digital.

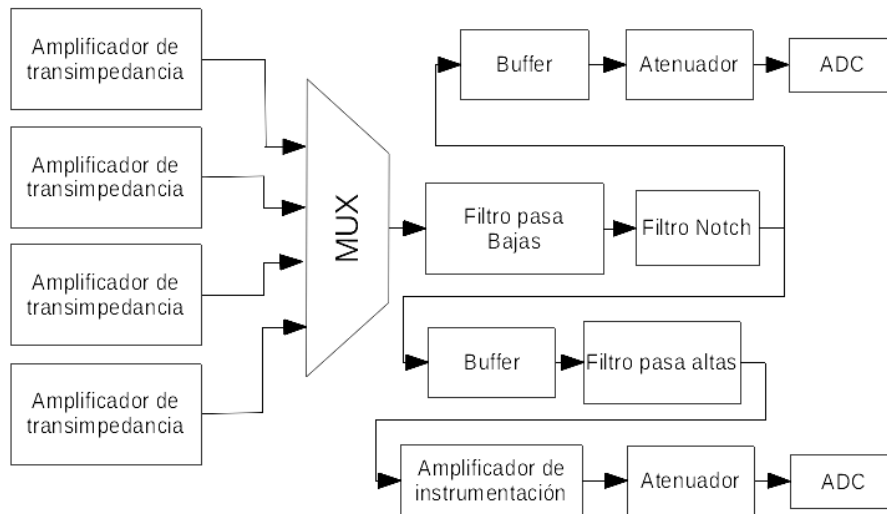


Figura 5.10: Acondicionamiento de la señal

### 5.5.1. Amplificador de transimpedancia

Los fotodetectores son transductores que al incidir en ellos luz u otras formas de radiación producen una corriente eléctrica. El amplificador de transimpedancia ideal convierte una corriente de entrada en un voltaje de salida. En su forma más simple un amplificador de transimpedancia consiste en un amplificador operacional y una resistencia de retroalimentación. La corriente a amplificar se aplica a la entrada inversora, lo que hace que la salida cambie de acuerdo con la ecuación [8].

$$V_{out} = -I_{IN}R_F \quad (5.2)$$

donde  $I_{IN}$  es la corriente de entrada y  $R_F$  es la resistencia de retroalimentación.

Para este diseño el fotodiodo trabaja en modo fotoconductor, figura 5.11 Amplificador de transimpedancia a) Fotoconductor b) Fotovoltaico [8]figure.5.11. Se tiene un capacitor de retroalimentación  $C_F$  para mantener la estabilidad y una resistencia de retroalimentación  $R_F$ . Con el capacitor se compensa la capacitancia del fotodiodo en la entrada inversora del amplificador.

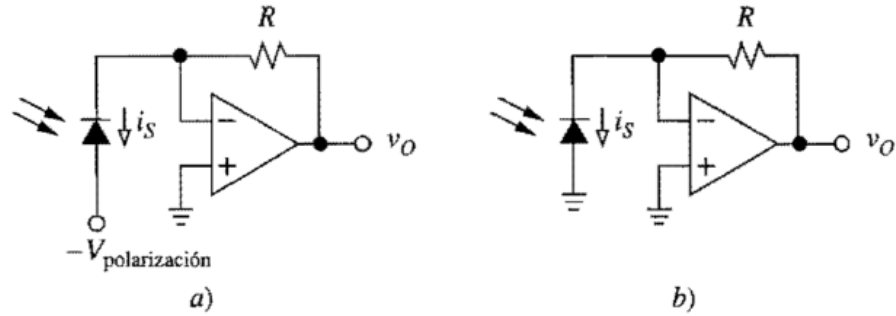


Figura 5.11: Amplificador de transimpedancia a) Fotoconductor b) Fotovoltaico [8]

La capacitancia de unión del fotodiodo debe ser lo más baja posible ya que se afecta el ruido y el ancho de banda del circuito. Adicionalmente el área activa del fotodiodo debe ser lo más pequeña posible para mejorar la relación señal a ruido. La capacitancia de unión es directamente proporcional al área efectiva del fotodiodo. La resistencia de retroalimentación es la principal fuente de ruido. El capacitor de retroalimentación minimiza el pico de ganancia y mejora la estabilidad, figura 5.12 Amplificador de transimpedancia utilizando un fotodiodo, capacitor de retroalimentación [5] figure.5.12 [5].

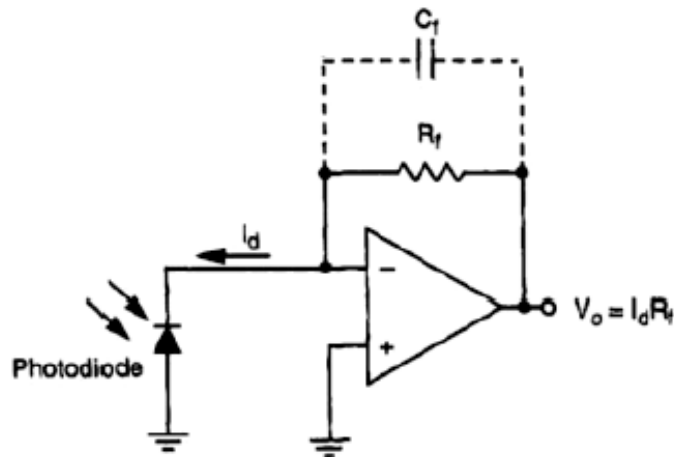


Figura 5.12: Amplificador de transimpedancia utilizando un fotodiodo, capacitor de retroalimentación [5].



La resistencia de retroalimentación se eligió de acuerdo al voltaje de salida deseado (5V) y la máxima corriente a la entrada (800nA).

$$R_F = \frac{V_{out}}{I_{max}} = \frac{5V}{800nA} = 6.25M\Omega \quad (5.3)$$

Para lo cual se eligió una resistencia  $R_F = 5.6M\Omega$ .

Para el cálculo del capacitor de retroalimentación en combinación con la resistencia de retroalimentación forman un polo en la respuesta en frecuencia del amplificador.

$$f_p = \frac{1}{2\pi C_1 R_1} \quad (5.4)$$

Por encima de esta frecuencia, la amplificación del circuito disminuirá. El valor máximo del condensador de retroalimentación puede determinarse a partir del valor de la resistencia de retroalimentación y el ancho de banda deseado.

$$C_1 = \frac{1}{2\pi R_1 f_p} = \frac{1}{2\pi(5.6M\Omega)(15Hz)} = 1.89nF \quad (5.5)$$

Se utilizó un capacitor de  $1.5nF$  con el cual se obtiene una  $f_p = 18.94Hz$ .

Se puede agregar una etapa de filtrado RC en la retroalimentación que ayuda en la atenuación del ruido. Para el cálculo del filtro RC y con la frecuencia de corte de  $15Hz$  se tiene que tomar en cuenta que  $C_F R_F = 2C_{filtro} R_{filtro}$  y ajustando la frecuencia de corte para una respuesta mas plana en el rango utilizable.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_{filtro} C_{filtro}} \quad (5.6)$$

Tomando en cuenta  $C_{filtro} = 1\mu F$  se tiene:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi(1\mu)(2.65k)} = 60Hz \quad (5.7)$$

Considerando  $C_F R_F = 2C_{filtro} R_{filtro}$  la frecuencia de corte queda en  $f_c = 30Hz$

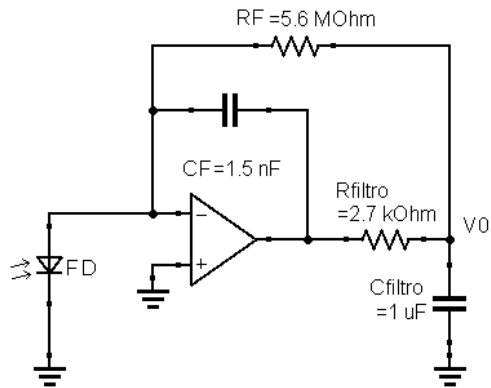


Figura 5.13: Amplificador de transimpedancia en modo fotovoltaico con filtro de salida

En la figura 5.14a) Circuito y b) respuesta en frecuencia del amplificador de transimpedancia con filtro en la retroalimentación figura.5.14 se muestra la respuesta del circuito amplificador OPA381 (ver Anexo 6.1 Conclusiones section\*.14) y  $800nA$  de corriente a la entrada, obteniendo una frecuencia de corte  $f_c = 25.6Hz$ .

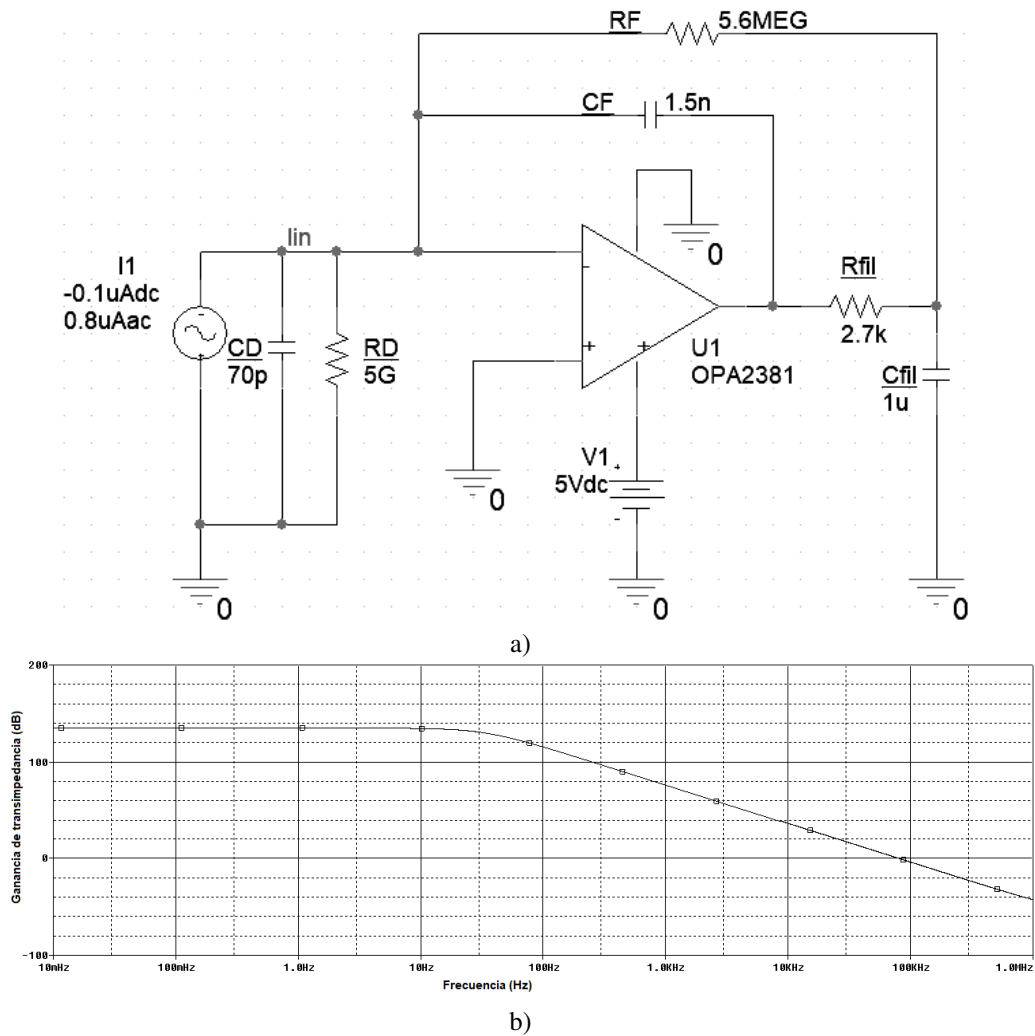


Figura 5.14: a) Circuito y b) respuesta en frecuencia del amplificador de transimpedancia con filtro en la retroalimentación

### 5.5.2. Multiplexado analógico

Se colocaron 4 fotodiodos (a, b, c y d) en 4 extremos de la zona ecuatorial del huevo, los cuales cuentan con su respectivo circuito de transimpedancia, la salida se conecta a un multiplexor/demultiplexor analógico (HCF4051 ver Anexo 6.1 Conclusiones section\*.14) en el cual se utilizan 4 entradas analógicas de alta impedancia y una salida que pasará a la siguiente etapa. El multiplexor se puede controlar digitalmente, con tres entradas que

seleccionan la entrada que pasará a la salida y una entrada de habilitación.

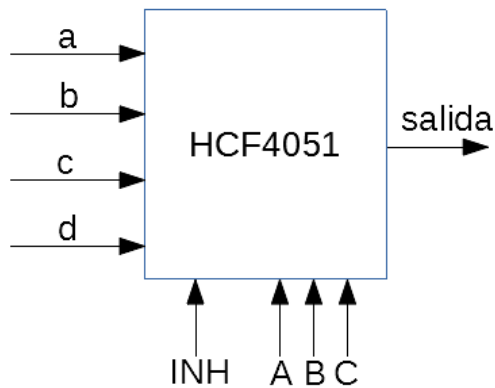
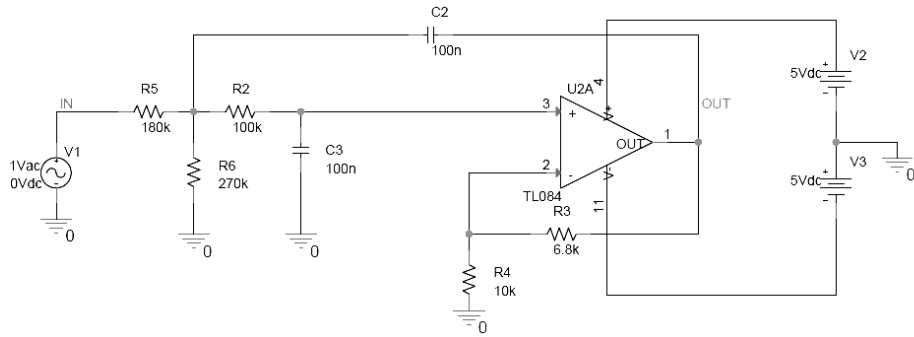


Figura 5.15: Multiplexado analógico

### 5.5.3. Filtrado

Posterior a que la señal ha pasado por el multiplexor se requiere una etapa de filtrado. Para la obtención de la señal pletismográfica en humanos se utiliza un ancho de banda que abarca desde los  $0.5Hz$  a  $4Hz$  sin tomar en cuenta los movimientos de artefacto que generalmente se encuentran en  $0.1Hz$  [44]. En [1] se refiere que en embriones aviares se tiene un rango de frecuencia cardíaca de 210 a 300 latidos por minuto y se utilizan filtros de  $3.5$  a  $5Hz$ .

Se eligió un filtro de segundo orden Sallen Key el cual resulta importante por su tolerancia en los valores de los componentes. Se diseñó un filtro Sallen Key con frecuencia de corte  $f_c = 15Hz$ . Se eligió un factor de amortiguación de  $0.7071$  para que no se observe un pico en la respuesta del filtro y obtener una respuesta mas plana, con lo que  $Q = 1/2(0.7071) = 0.7071$ . El circuito obtenido se muestra en la figura 5.16 Filtro pasa bajas de segundo orden Sallen Key a) Circuito diseñado b) Respuesta en frecuencia figure.5.16 a) y la respuesta en frecuencia del filtro se observa en 5.16 Filtro pasa bajas de segundo orden Sallen Key a) Circuito diseñado b) Respuesta en frecuencia figure.5.16 b) donde se tiene que la frecuencia de corte se ubica en  $16.6Hz$ .



a)



b)

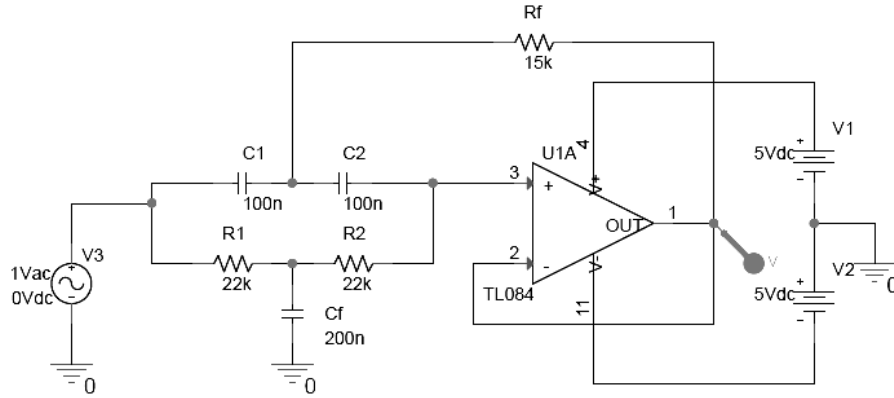
Figura 5.16: Filtro pasa bajas de segundo orden Sallen Key a) Circuito diseñado b) Respuesta en frecuencia

Para atenuar la componente de  $60\text{Hz}$  presente de forma significativa en la señal, se utiliza de forma adicional un filtro Notch a la frecuencia antes dicha. Para ello se asume un capacitor  $C = 100\text{nF}$  y con base a la ecuación 5.8 Filtrado equation.5.5.8.

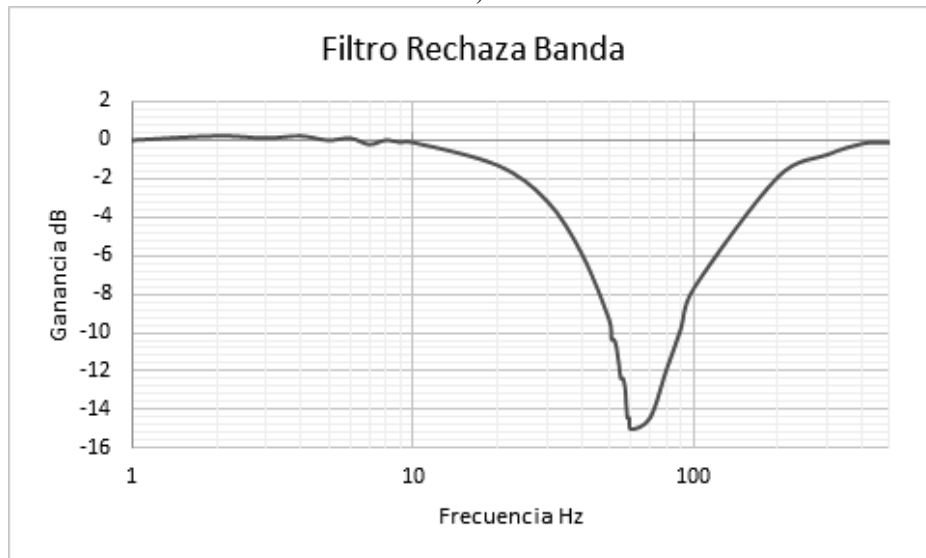
$$R = \frac{1}{2\pi C f} = \frac{1}{2\pi(100\text{n})(60)} = 26.5\text{k}\Omega \quad (5.8)$$

$$C_f = 2C = 200\text{nF} \quad (5.9)$$

$$R_f = R/2 = 13.25k\Omega \quad (5.10)$$



a)



b)

Figura 5.17: Filtro Notch 60Hz a) Circuito diseñado b) Respuesta en frecuencia

Posteriormente se requiere separar la componente de AC y DC para su posterior procesamiento, para lo cual se realiza etapas extra a continuación presentadas.

### 5.5.4. Componente de DC

Para la lectura de la componente de DC de la señal a la salida del filtro Notch se requiere ser leída por un convertidor analógico digital, el cual tiene un margen de voltaje de entrada de  $0 - 3.3V$ , por lo que se tiene la necesidad de atenuar la señal que originalmente es de  $0 - 5V$ . Se propone una configuración de amplificador inversor, seguido de otra etapa inversora, como se muestra en la figura 5.18 Circuito atenuador con amplificador operacionalfigure.5.18. La primera etapa es un amplificador inversor en la que con base a la ecuación 5.11 Componente de DC equation.5.5.11 y con una relación de resistencias de  $2/3$  se logra la atenuación requerida.

$$V_0 = -V_{in} \left( \frac{R_2}{R_1} \right) = -5V \left( \frac{100k\Omega}{150k\Omega} \right) = -3.33V \quad (5.11)$$

Como la señal obtenida en  $V_0$  esta invertida con respecto a la señal  $V_{in}$  se necesita una nueva inversión por lo cual se utiliza una configuración de amplificador inversor con ganancia unitaria, como se observa en la ecuación 5.12 Componente de DC equation.5.5.12.

$$V_{01} = -V_0 \left( \frac{R_4}{R_3} \right) = -(-3.33V) \left( \frac{100k}{100k} \right) = 3.33V \quad (5.12)$$

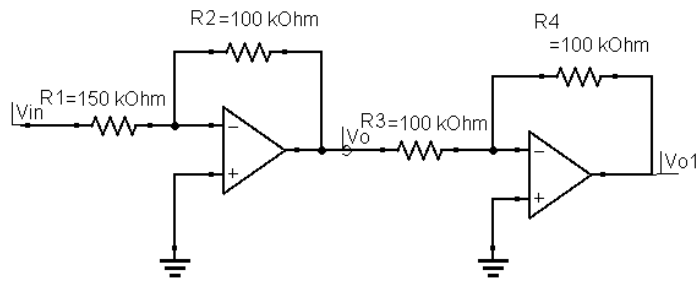


Figura 5.18: Circuito atenuador con amplificador operacional

A la salida del circuito se tiene la componente de DC de la señal, la cual tiene una respuesta en frecuencia como la de la figura 5.19 Respuesta en frecuencia a la salida del circuito que contiene la componente de DC de la señalfigure.5.19, donde se tiene una ganancia en la banda de paso de  $120dB$ ,

la frecuencia de corte se encuentra en  $6.37\text{Hz}$ , en la banda de rechazo se tiene una ganancia de  $-214\text{dB}$ . Por otra parte la densidad espectral de voltaje de ruido a la salida del circuito se muestra en la figura 5.20. Ruido a la salida del circuito que contiene la componente de DC de la señal figure.5.20.

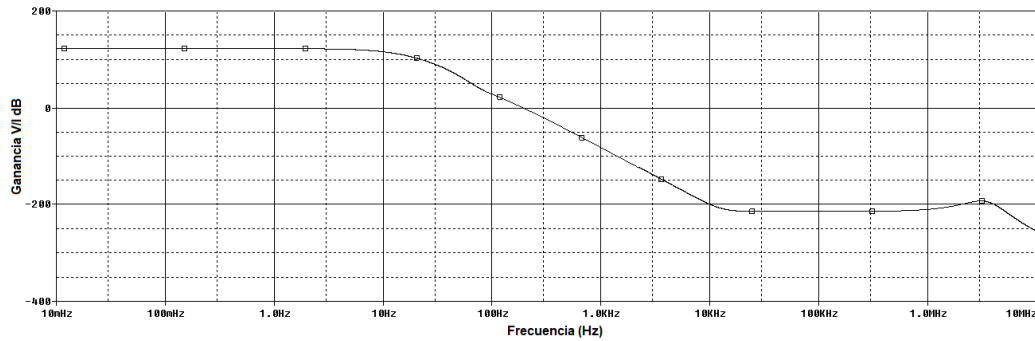


Figura 5.19: Respuesta en frecuencia a la salida del circuito que contiene la componente de DC de la señal.

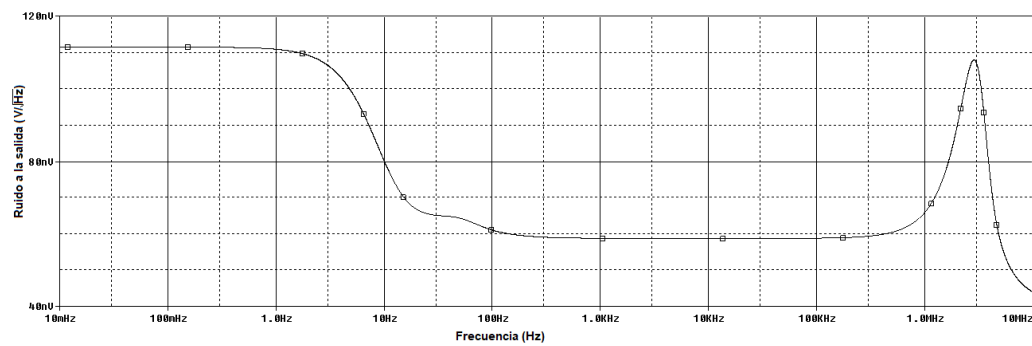


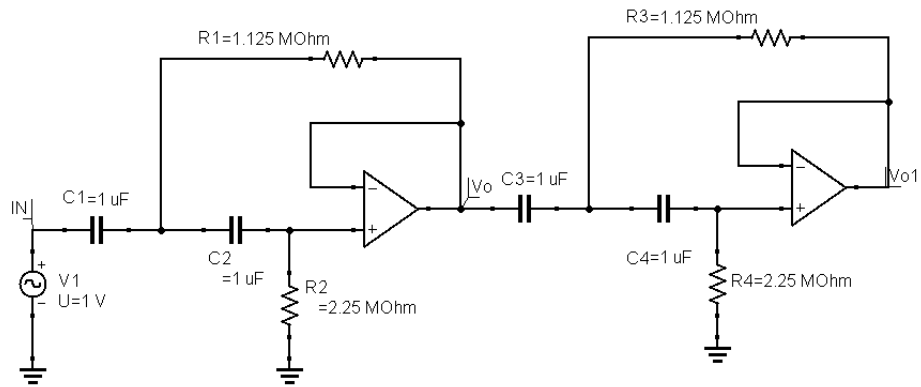
Figura 5.20: Ruido a la salida del circuito que contiene la componente de DC de la señal.

### 5.5.5. Componente de AC

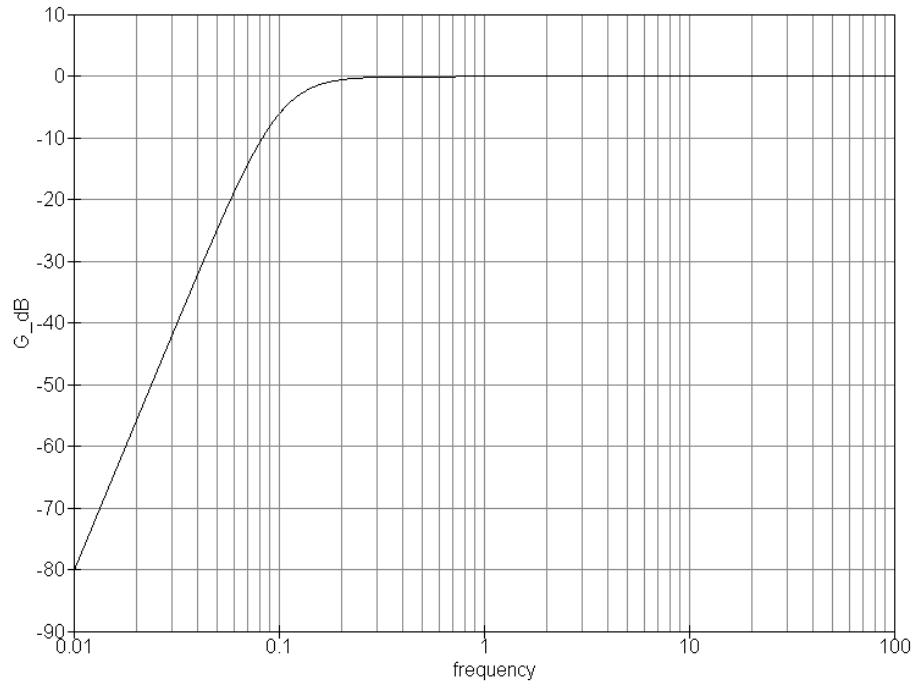
A la salida del filtro Notch también es necesario la separación de la componente de AC ya que la señal a una longitud de onda de  $940\text{nm}$  es del  $0.40\%$  ( $-7.95\text{dB}$ ) respecto a la componente de DC y para  $600\text{nm}$  la relación es del  $0.066\%$  ( $-23\text{dB}$ ).

Se utilizan dos filtros pasa altas en cascada, cada uno con frecuencia de corte  $f_c = 0.1\text{Hz}$





a)



b)

Figura 5.21: Circuito y simulación del filtro pasa altas con  $f_c = 0.1Hz$

Con lo cual se obtiene una señal que requiere ser amplificada, debido a su baja amplitud ( $100\mu V - 10mV$ ) dependiendo de las condiciones del huevo. Por lo cual se opta por un amplificador de instrumentación, el cual es un amplificador diferencial que tiene algunas características deseables, como

lo son:

- Impedancias de entrada de modos diferencial y común muy altas
- Impedancia de salida muy baja
- Ganancia estable y estable
- Razón de rechazo elevada

Se eligió un amplificador de instrumentación del fabricante Texas Instruments INA114p, el cual proporciona un voltaje de offset de  $50\mu V$ , un alto rechazo de modo común ( $115dB$ ) y con una resistencia externa se pueden lograr ganancias de 1 a 10000. Adicionalmente permite agregar un voltaje de referencia, que es adicionado con la ayuda de un potenciómetro conector a  $+5V$  y tierra conectado a la entrada no inversora de un amplificador operacional en modo seguidor, esto se realiza para no modificar el equilibrio en las resistencias internas del amplificador de instrumentación.

Con ayuda de la ecuación 5.13 Componente de AC Equation.5.5.13, se obtienen 3 diferentes ganancias con tres resistencias de diferentes valores:  $G=6$  con  $R_G = 10k\Omega$ ,  $G=51$  con  $R_G = 1k\Omega$  y  $G=101$  con  $R_G = 500\Omega$ , esto se realiza para las diferentes señales obtenidas a las diferentes longitudes de onda, ya que su amplitud es muy diferente y puede llegar a saturar el amplificador.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (5.13)$$

$$V_{OUT} = G(V^+ - V^-) + V_{Ref} \quad (5.14)$$

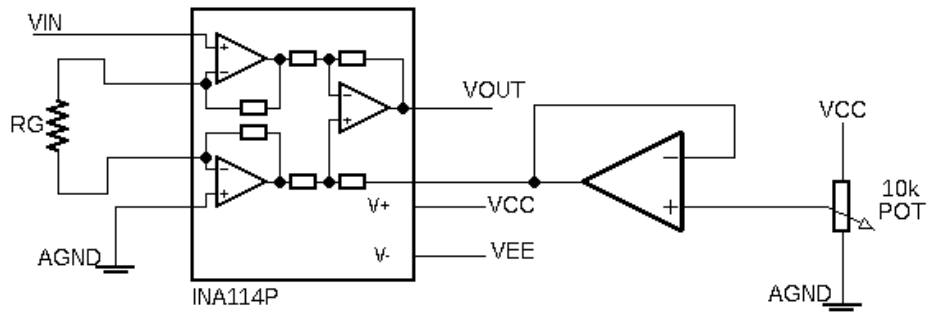


Figura 5.22: Amplificador de instrumentación INA114p

A la salida del circuito se tiene una respuesta en frecuencia como la mostrada en la figura 5.23. Respuesta en frecuencia del circuito que contiene la componente de AC de la señal. El ruido se puede observar en la figura 5.24. Ruido a la salida del circuito que contiene la componente de AC de la señal.

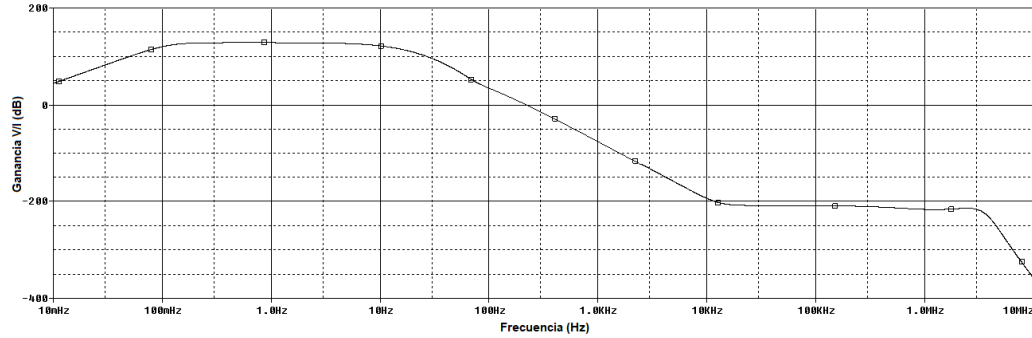


Figura 5.23: Respuesta en frecuencia del circuito que contiene la componente de AC de la señal.

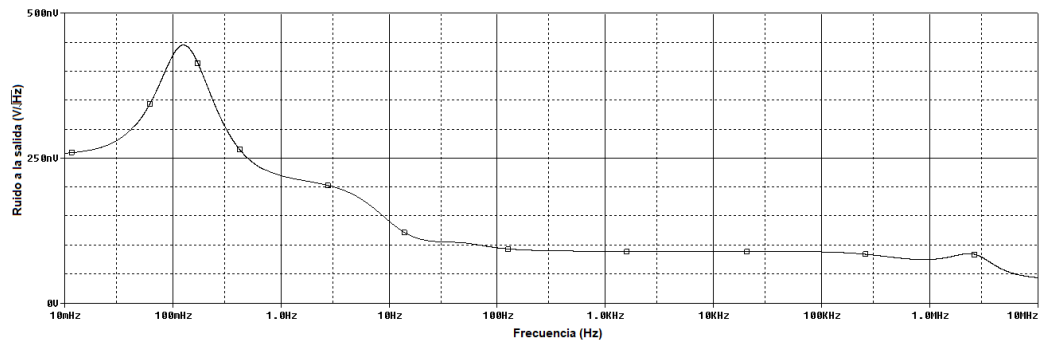
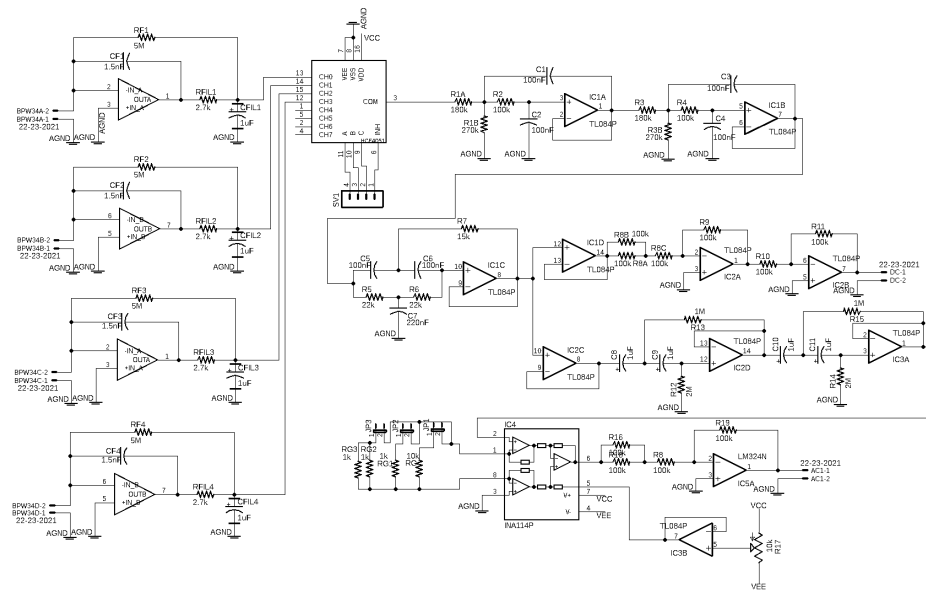
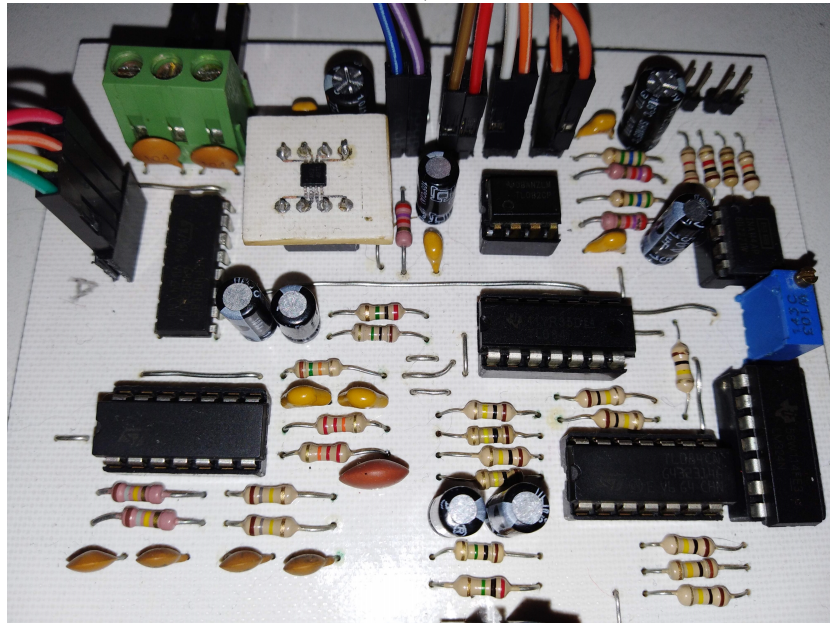


Figura 5.24: Ruido a la salida del circuito que contiene la componente de AC de la señal.

El circuito completo diseñado se muestra en la figura 5.25 Circuito completo diseñado a) Diagrama esquemático b) Circuito implementado figure.5.25 donde se observan los diferentes bloques principales, 1) Amplificador de transimpedancia 2) Filtro pasa-bajas 3) Filtro pasa-altas 4) Amplificador de instrumentación.



a)



b)

Figura 5.25: Circuito completo diseñado a) Diagrama esquemático b) Circuito implementado

## 5.6. Control y procesamiento de la señal

Para obtener una señal más adecuada a nuestras necesidades y para el control del sistema es necesario un dispositivo el cual permita realizarlo. Se eligió una tarjeta de desarrollo TMS28377s de Texas Instruments (ver Anexo 6.1 Conclusiones section\*.14), el cual cuenta con un reloj interno a 200MHz, 1MB de memoria flash, convertidores analógico digital 12/16 bits, unidad de punto fijo y punto flotante, entre otros.

La configuración básica del DSP (por sus siglas en inglés "Digital Signal Processing") consta de cinco salidas digitales, una que se conectará a la habilitación de las salidas del multiplexor, tres para la selección de la entrada del multiplexor, dos configurados como PWM (por sus siglas en inglés Pulse-Width Modulation) y que se conectarán a el controlador led. También dos entradas analógicas en las que se conectarán las respectivas señales de AC y DC provenientes del acondicionamiento de la señal. Adicionalmente para la interfaz gráfica se necesitan 3 salidas de control y 8 de datos.

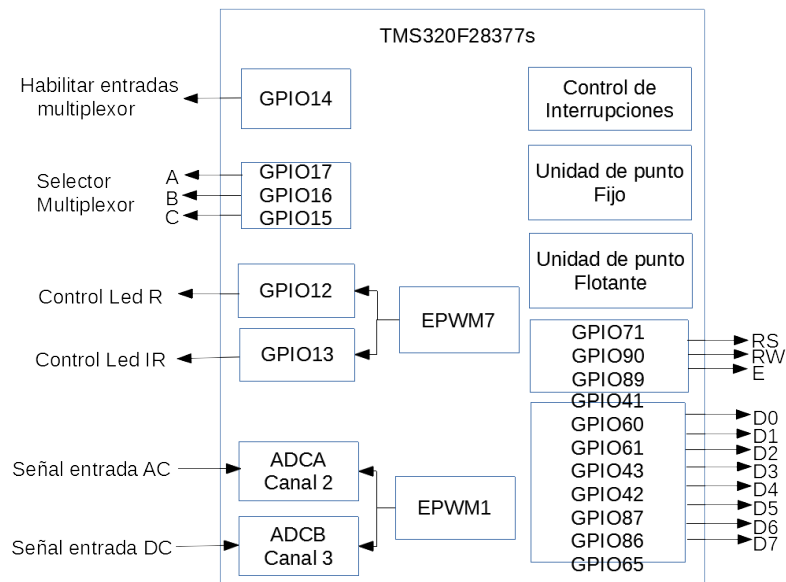


Figura 5.26: Diagrama de bloques de las unidades utilizadas en el DSP

El algoritmo a seguir comienza con la configuración del control del sistema, temporizadores, GPIOs ( por sus siglas en inglés Entrada/Salida de

Propósito General), ePWM (PWM mejorado) e interrupciones. Se configura el ADC (por sus siglas en inglés Convertidor Analógico Digital) de aproximaciones sucesivas a una frecuencia de muestreo de  $250Hz$  y una resolución de 12 bits y los PWM que permiten su activación. Se habilitan las interrupciones a utilizar. Se desactivan los PWM que controlan los led. Se selecciona una entrada del multiplexor analógico. Se habilita el PWM que controla el led infrarrojo, se lee y procesa la señal. Posteriormente se selecciona la siguiente entrada analógica y se repite el proceso hasta obtener los datos de las 4 entradas. Se selecciona la entrada donde se registra la mayor amplitud de la señal cardíaca. Se obtiene la señal proveniente de la señal roja y se procesa. Se obtiene la relación R. Se muestran datos.

En el procesamiento de la señal se realiza un promedio y se le resta a la señal, posteriormente se realiza un filtrado digital tipo IIR (por sus siglas en inglés Respuesta Infinita al Impulso) y se calcula el espectro de la señal. Un proceso similar se realiza con la señal de luz infrarroja.

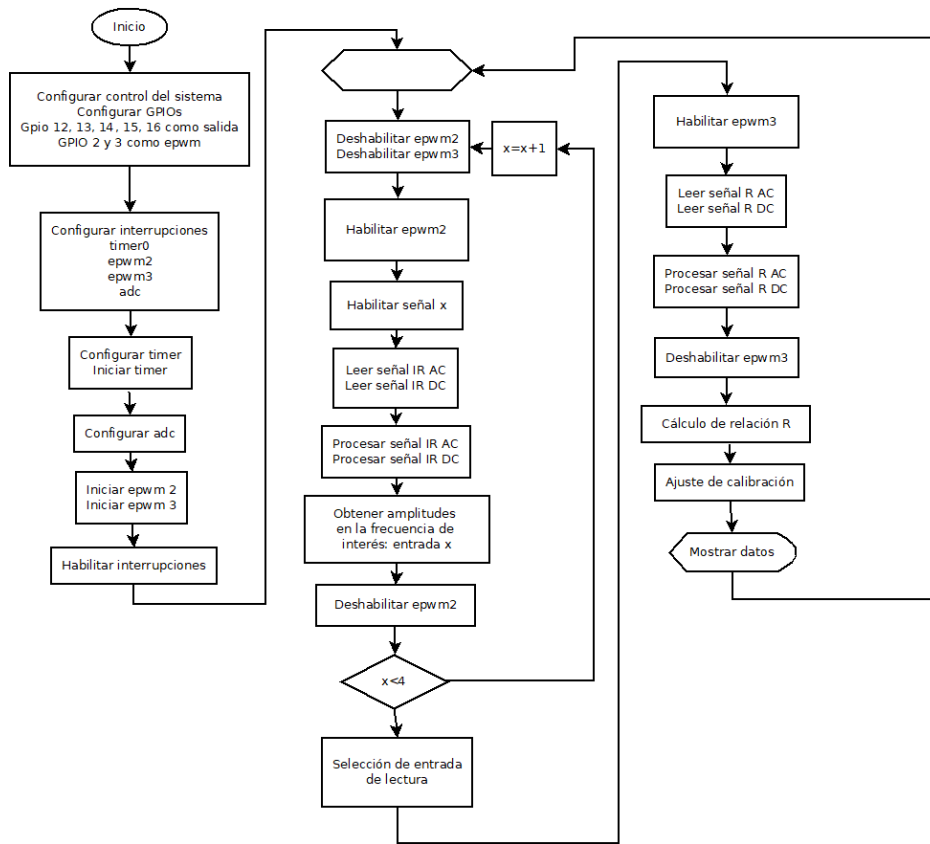


Figura 5.27: Diagrama de flujo del algoritmo de control

### 5.6.1. Filtrado digital

Se diseñó un filtro pasa banda Butterworth con frecuencias de corte  $f_{c1} = 2Hz$ ,  $f_{c2} = 7Hz$  y una frecuencia de muestreo de  $250Hz$  con lo cual se llegó a la siguiente función de transferencia:

$$H(z) = \frac{0.0592 - 0.0592z^{-2}}{1 - 1.8733z^{-1} + 0.8816z^{-2}} \quad (5.15)$$

El filtro diseñado tiene la siguiente respuesta



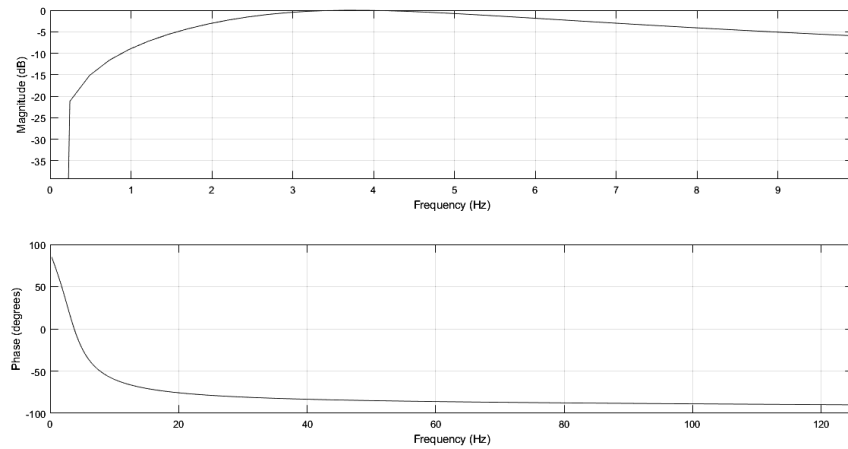


Figura 5.28: Magnitud y fase de la respuesta en frecuencia del filtro digital

### 5.6.2. Obtención de la frecuencia de la señal

Se diseñó un programa de lenguaje ensamblador en una subrutina en el cual se realiza la Transformada Discreta de Fourier basándose en la ecuación 5.16. Obtención de la frecuencia de la señal.

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j\frac{2\pi kn}{N}}, k = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (5.16)$$

donde  $x(n)$  es una señal discreta,  $N$  el número de muestras.

En la figura 5.29 Diagrama de flujo de la transformada discreta de Fourier (DFT) se muestra el diagrama de flujo del método para calcular la Transformada Discreta de Fourier.

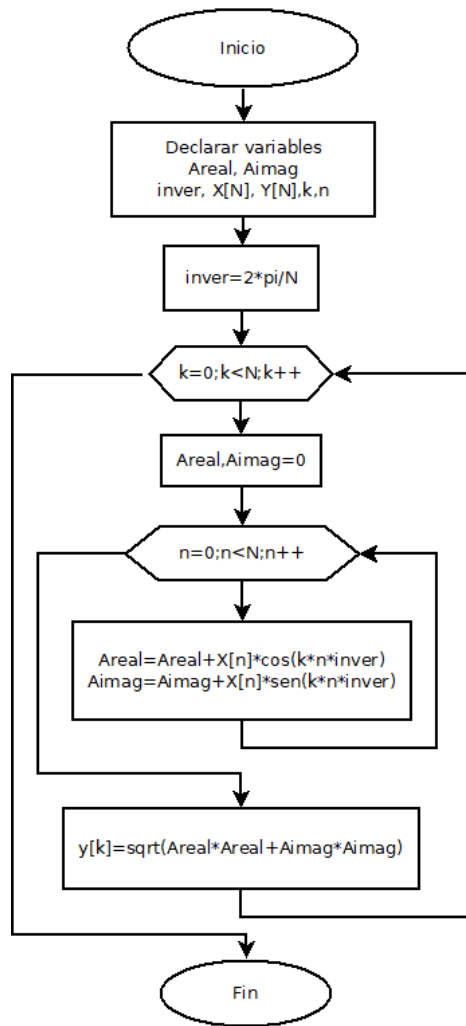


Figura 5.29: Diagrama de flujo de la transformada discreta de Fourier (DFT)

Se tiene una señal con 4000 muestras y una frecuencia de muestreo de 250Hz se obtiene una resolución de 0.0625 Hz que corresponde 3.75 latidos por minuto.

### 5.6.3. Obtención del pico máximo en el espectro y cálculo de la frecuencia cardíaca

Al tener disponible el espectro de la señal es necesario encontrar el pico máximo en ella, por lo cual se realiza una función en lenguaje ensamblador.

Se hace un recorrido en el espectro mientras se compara el valor presente con el valor siguiente y se guarda el valor máximo. Cuando se tiene el valor máximo se guarda en una variable y se busca dentro del bloque de memoria y se obtiene el número de muestra donde se ubica el máximo. Una vez que se tiene el número de muestra y la amplitud, se realiza el cálculo de la frecuencia cardíaca con la ecuación 5.17. Obtención del pico máximo en el espectro y cálculo de la frecuencia cardíaca equation.5.6.17. El diagrama de flujo del programa se muestra en la figura 5.30. Diagrama de flujo para la obtención del pico máximo del espectro y el cálculo de la frecuencia cardíaca figure.5.30.

$$FC = \frac{n * fs}{N} * 60 \quad (5.17)$$

Donde  $n$  es el número de muestra,  $fs$  es la frecuencia de muestreo y  $N$  es el número de muestras.

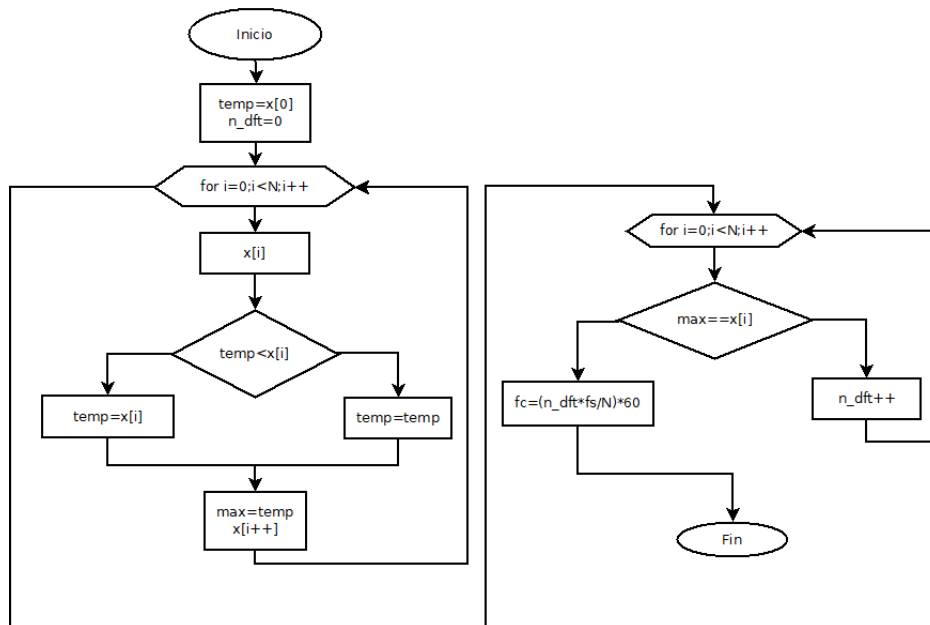


Figura 5.30: Diagrama de flujo para la obtención del pico máximo del espectro y el cálculo de la frecuencia cardíaca

En cuanto a la componente de DC tanto de la señal producida por la luz roja e infrarroja, solo se obtiene el offset.

#### 5.6.4. Cálculo del radio de absorción

Al obtener el espectro de la señal, primero de la señal causada por la luz infrarroja, se procede a buscar el pico máximo, posteriormente se obtiene la magnitud de la misma. De igual forma se realiza el mismo proceso para la señal causada por la luz roja. Las componentes de DC también son leídas y guardadas. Con la ecuación 5.18 Cálculo del radio de absorción equation.5.6.18 se obtiene la relación  $R$  (radio de absorción).

$$R = \frac{\frac{R_{AC}}{R_{DC}}}{\frac{I_{R_{AC}}}{I_{R_{DC}}}} \quad (5.18)$$

#### 5.6.5. Ecuación de calibración

Al tener la relación de absorción  $R$  se requiere de calibración para un resultado más preciso, con la ayuda de la ecuación 5.19 Ecuación de calibración equation.5.6.19.

$$SaO_2 \% = A - B(R) \quad (5.19)$$

donde  $A$  y  $B$  se obtienen empíricamente de mediciones in vivo correlacionando lo calculado por el oxímetro contra la  $SaO_2$  que se obtiene de muestras de sangre arterial con la ayuda de un oxímetro in vitro para una gran población [9].

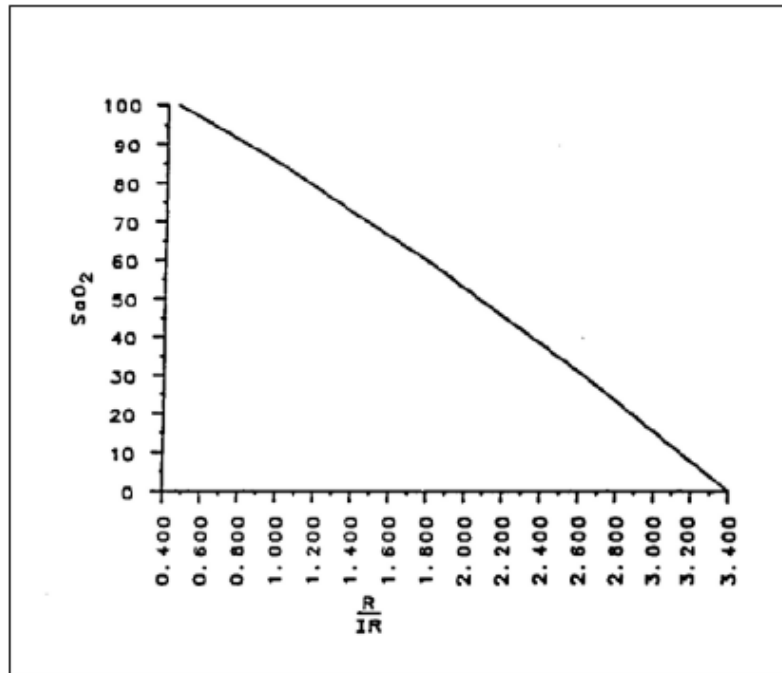


Figura 5.31: Relación empírica entre la  $SaO_2$  arterial y la relación normalizada  $R$  [9]

El modelo estándar para calibración se define por la ecuación 5.20 Ecuación de calibración equation.5.6.20.

$$SpO_2 \% = 110 - R * 25 \quad (5.20)$$

## 5.7. Interfaz gráfica

Para mostrar los datos obtenidos se utiliza una pantalla LCD 16x2 (Figura 5.32 Diagrama esquemático de la pantalla LCD utilizada figure.5.32). En el cual se observará tanto la frecuencia cardíaca como los valores de saturación de oxígeno. Para esto se realizó una librería adecuada para la tarjeta de desarrollo utilizada. Adicionalmente se requiere una alimentación de  $5V$  y  $1.2mA$  para el controlador del LCD. Para la iluminación de la pantalla se requiere una corriente de  $20mA$ .

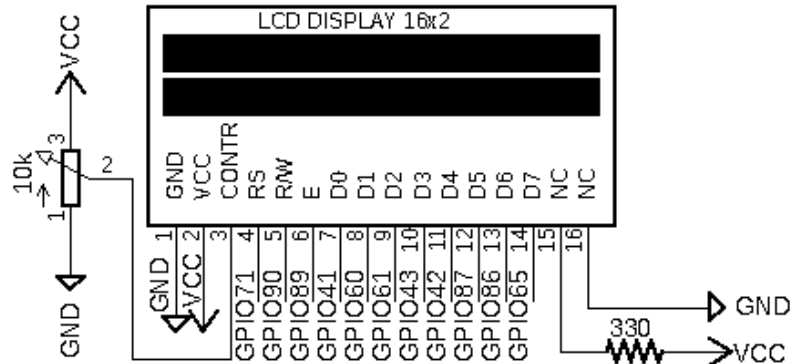


Figura 5.32: Diagrama esquemático de la pantalla LCD utilizada

Para realizar la librería se tomaron en cuenta diversos factores, entre ellos, el número de pines a utilizar, en este caso se utilizaron 11 pines digitales, 3 de control y 8 para datos. Se tomaron en cuenta los comando proporcionados por el fabricante (Anexo 6.1Conclusionessection\*.14).

En la figura 5.33Diagramas de flujo a) Mostrar mensaje en el LCD b) Inicialización del LCDfigure.5.33 se muestra el diagrama de flujo de dos funciones llamadas "Display LCD" e "inicializar LCD". En la función "inicializar LCD", figura 5.33Diagramas de flujo a) Mostrar mensaje en el LCD b) Inicialización del LCDfigure.5.33 b) se configura el controlador para poder recibir los valores a mostrar, se inicia con la configuración de los GPIOs a utilizar y se habilita la escritura; se procede a seleccionar el tamaño de los datos que es de 8 bits, se limpia el LCD y se configura el modo de entrada, se indica el parpadeo del cursor y retorna el cursor.

La función "Display LCD", figura 5.33Diagramas de flujo a) Mostrar mensaje en el LCD b) Inicialización del LCDfigure.5.33 b), toma la cadena de caracteres a mostrar y la línea, se toma la decisión de línea elegida y se procede a mostrar los datos con la ayuda de un ciclo.

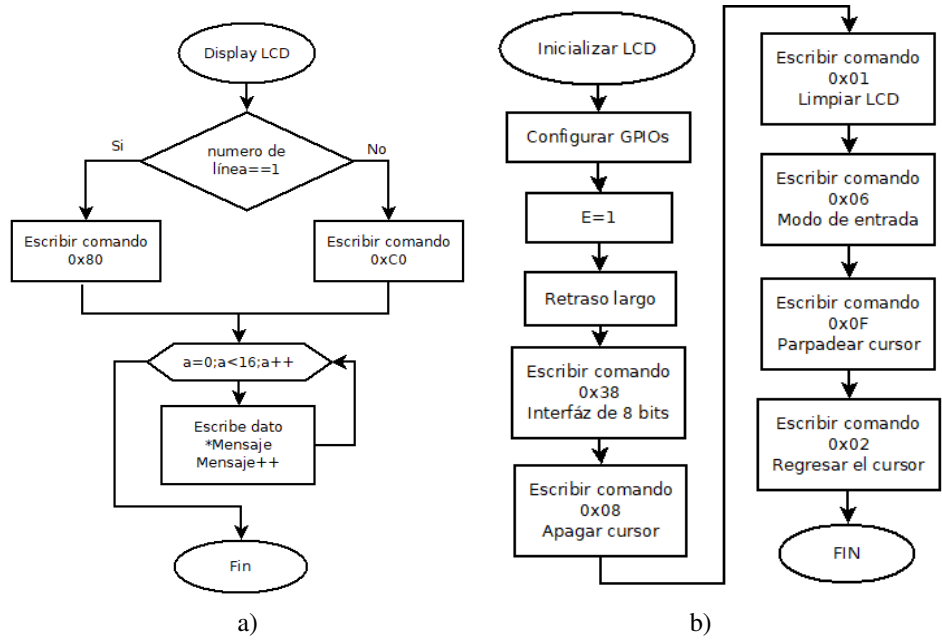


Figura 5.33: Diagramas de flujo a) Mostrar mensaje en el LCD b) Inicialización del LCD

## Capítulo 6

### Resultados y análisis

A la salida del amplificador de transimpedancia, con un fotodiodo conectado y en total oscuridad se tiene lo siguiente (figura 6.1 Espectro de la señal a la salida del amplificador de transimpedancia figura.6.1 a): un ruido de  $42.26nV/\sqrt{Hz}$  y la componente de 60Hz con una amplitud de -40.7dB. A la salida del filtrado pasa bajas, se tiene la figura 6.1 Espectro de la señal a la salida del amplificador de transimpedancia figura.6.1 b), donde se tiene un ruido de  $38.55nV/\sqrt{Hz}$  y una componente de 60Hz con una amplitud de -47.9dB.



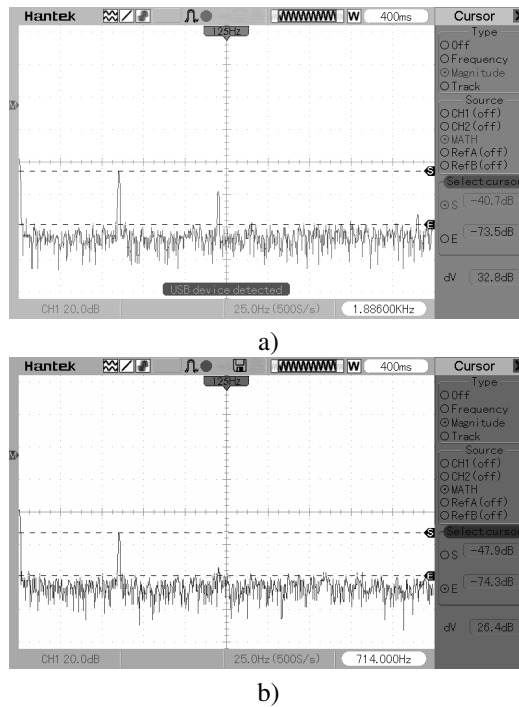


Figura 6.1: Espectro de la señal a la salida del amplificador de transimpedancia

## 6.1. Pruebas de transmitancia en el huevo

Para realizar pruebas de transmitancia en huevos embrionarios se realizó la prueba en modo transmitancia en el cual se tiene una fuente de luz en un extremo de la zona ecuatorial y un fotodetector en el otro extremo. Donde se tiene un camino óptico de  $4.5\text{cm}$ , se utilizó un cascarón vacío como medio de referencia, repitiendo la prueba en 4 extremos del huevo.

En las graficas de la figura 6.2 Transmitancia en huevos embrionarios a)  $600\text{nm}$  b)  $940\text{nm}$  figure.6.2 se puede observar el porcentaje de transmitancia tanto a  $600\text{nm}$  como a  $940\text{nm}$ , en estos gráficos se aprecia como la transmitancia a  $600$  y  $940\text{nm}$  disminuye exponencialmente.

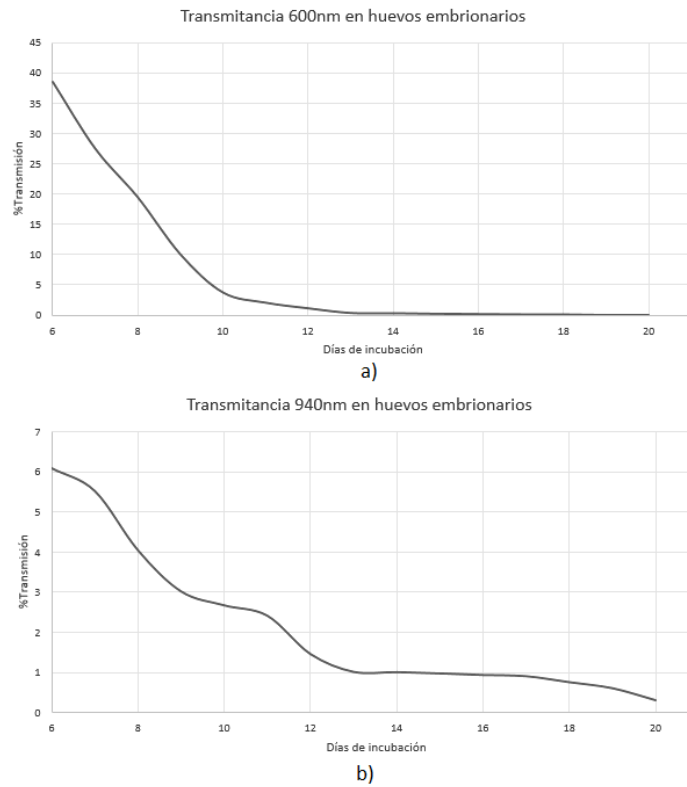
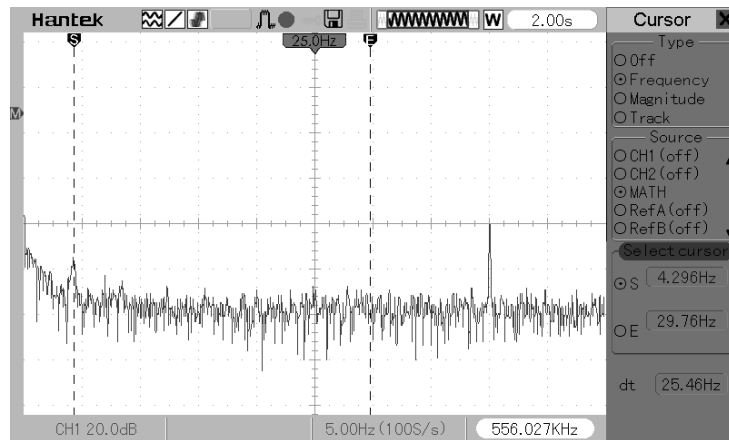
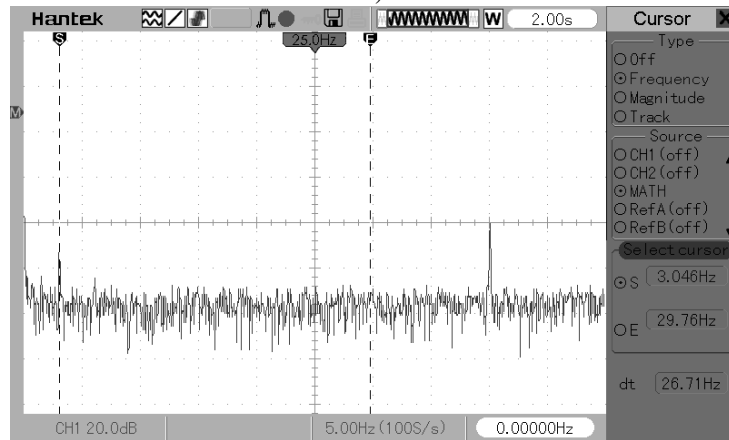


Figura 6.2: Transmitancia en huevos embrionarios a) 600nm b) 940nm

En la figura 6.3a) Huevo de 16 días de incubación b) Huevo de 20 días de incubación se muestra el espectro de la señal de AC a la salida del amplificador de instrumentación, donde se observan dos huevos muestra, uno de 16 días de incubación y otro de 20 días de incubación. En el de 16 días se observa una frecuencia de 4.296 que corresponde a una frecuencia de 257.76lpm, una amplitud de  $-62dB$  y una relación señal a ruido (SNR) de 8dB. En el huevo de 20 días se tiene una frecuencia de 3.046Hz que corresponde a 182.76Hz, se observa una amplitud de  $-48dB$  y una relación señal a ruido (SNR) de 16dB.



a)



b)

Figura 6.3: a) Huevo de 16 días de incubación b) Huevo de 20 días de incubación

En la figura 6.4 Fotoplethysmogramas de 2 huevos de 17 y 19 días de incubación figure.6.4 se muestra el fotoplethysmograma de dos huevos de 16 días de incubación, en la primer gráfica se observan los efectos ocasionados por los movimientos de sístole y diástole, adicionalmente se observan los artefactos de movimiento del embrión, los cuales tienen una frecuencia más baja que la señal de interés.

En la figura 6.5 Fotoplethysmograma de dos huevos embrionarios de 18 días figure.6.5 se tiene dos pares de gráficas en las que se observa tanto la señal a  $600nm$  y a  $940nm$  de dos diferentes huevos embrionarios de 17 y 19 días de incubación.

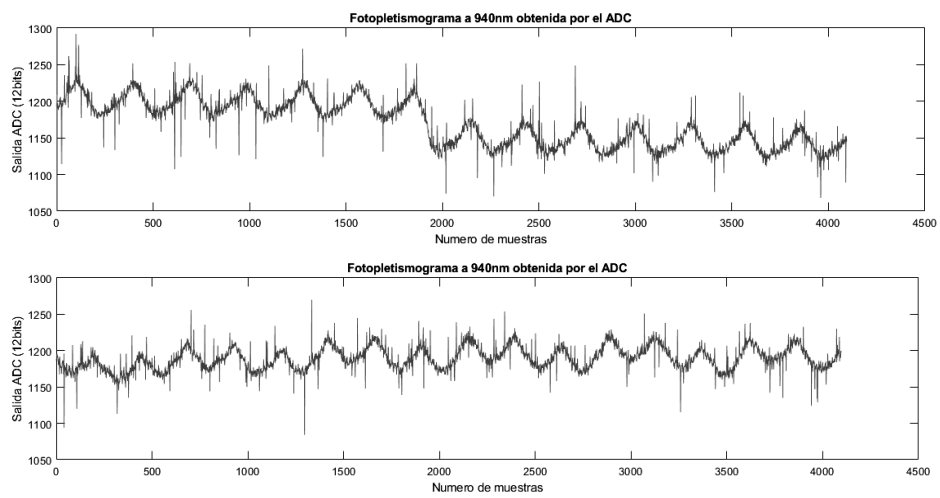


Figura 6.4: Fotoplethysmogramas de 2 huevos de 17 y 19 días de incubación

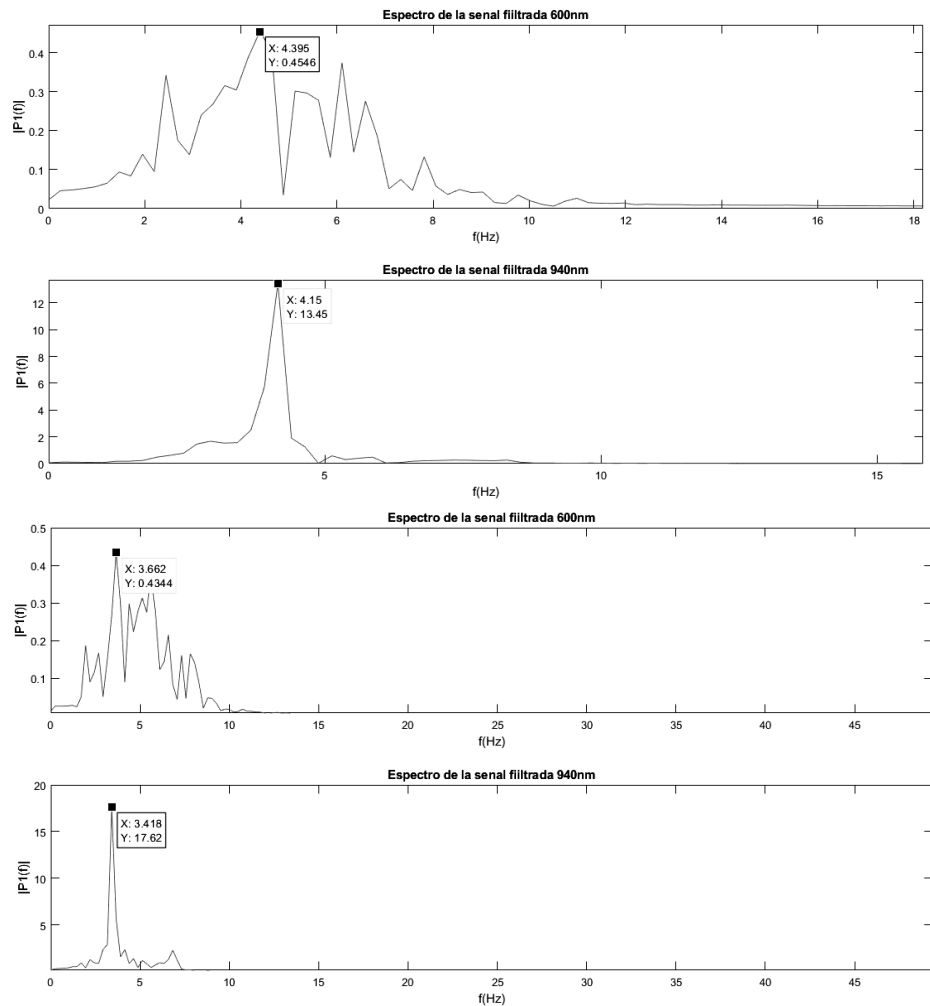


Figura 6.5: Fotopletismograma de dos huevos embrionarios de 18 días

La medición de la señal pletismográfica se realizó a 10 huevos (3 descartados por no haber nacido) embrionarios fuera de la incubadora a  $28^{\circ}\text{C}$ , para evitar el ruido de la misma.

En la figura 6.6 Frecuencia cardíaca (latidos por minuto lpm) en huevos embrionarios de 16 a 20 días de incubación a  $28^{\circ}\text{C}$  figure.6.6 se observa la grafica de los latido por minuto (lpm) respecto a los días de incubación. En el se observa como aumenta la frecuencia cardíaca conforme pasan los días de incubación. Se presenta un promedio inferior a los reportados por [22,52], el error con respecto a los datos reportados por los autores Aubert et

al. y Youssef et al. se muestran en la figura 6.7. Porcentaje de error figura.6.7.

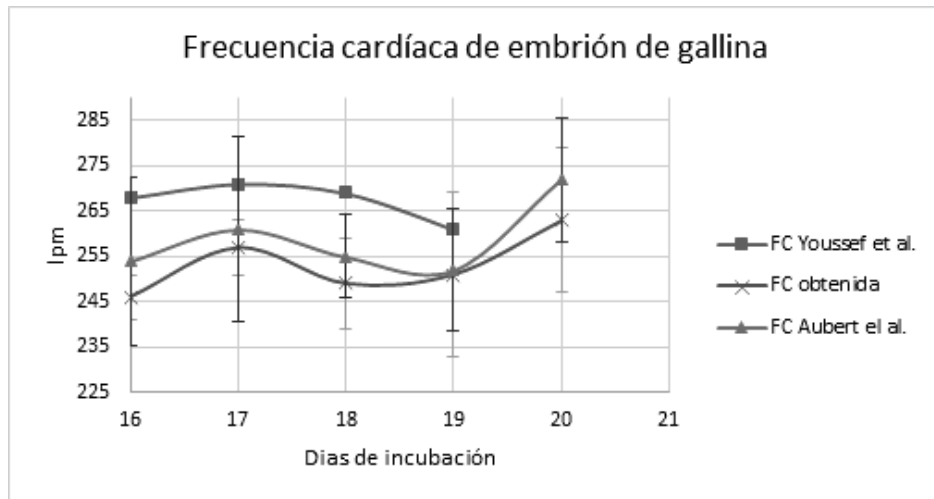


Figura 6.6: Frecuencia cardíaca (latidos por minuto lpm) en huevos embrionarios de 16 a 20 días de incubación a 28°C

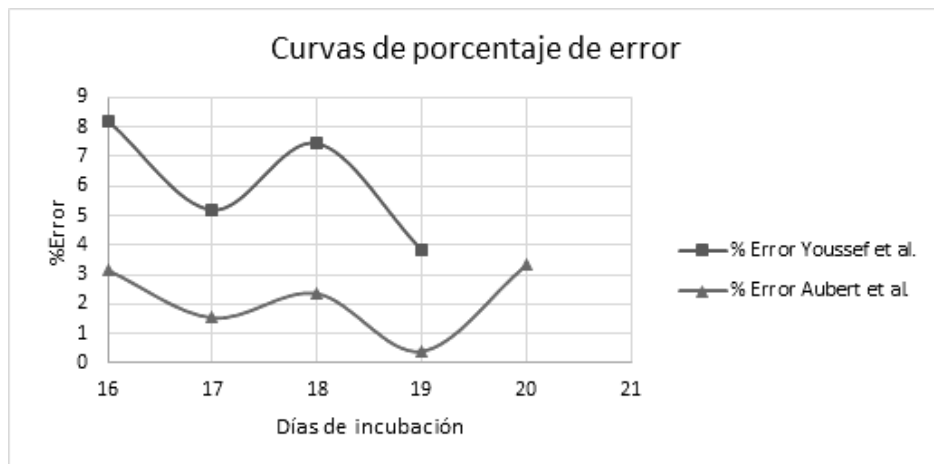


Figura 6.7: Porcentaje de error

El radio de absorción de 10 huevos, en los cuales 3 fueron descartadas de las mediciones al no haber nacido, a los 17 días de incubación se puede observar en la figura 6.8. Promedio de la relación "R" de 10 huevos de 17 días durante tres días de incubación figura.6.8. Debido al problema de no encontrar medios de referencia específicamente para embriones aviares y no

poder hacer la calibración entre la relación R y el porcentaje de saturación de oxígeno se recurre a la comparación con la gráfica de calibración en humanos. Este resultado es tomado como una primera aproximación.



Figura 6.8: Promedio de la relación "R" de 10 huevos de 17 días durante tres días de incubación

# Conclusiones

Se realizó el diseño de un sistema de oximetría de pulso para embriones de aves silvestres de huevo claro tomando como base de experimentación embriones de gallina Leghorn (*Gallus gallus domesticus*). La implementación dió como resultado un sistema que es capaz de realizar la adquisición de la señal pletismográfica tanto con luz roja como luz infrarroja, además es capaz de calcular la frecuencia cardíaca y la relación entre las dos señales. Se obtuvieron mediciones de transmitancia a 600 y 940nm en huevos embrionarios de 6 a 20 días.

Del análisis de resultados se puede concluir lo siguiente:

- De las gráficas de transmitancia se observa que la transmitancia disminuye significativamente lo cual provoca que a mayor número de días de incubación la luz que es transmitida a través del huevo es menor. Esto requiere que se aumente la potencia de la fuente de luz o la sensibilidad del fotodetector. Se optó por incrementar la potencia de la fuente para evitar perturbaciones externas.
- El sensor diseñado proporciona un ruido de  $38.55nV/\sqrt{Hz}$ . Se obtuvo una componente en infrarrojo de DC promedio de 0.91dB, un promedio de componente de AC de -62dB y una relación señal a ruido de 8dB dependiendo del desarrollo del embrión y de las propiedades del huevo.
- En las pruebas de adquisición de la señal pletismográfica se obtuvieron valores de frecuencia cardíaca (253lpm) por debajo de lo esperado en óptimas condiciones, lo cual puede ser provocado por la disminución de temperatura donde se realizó la medición, pero manteniendo proporciones con respecto a otros datos documentados, obteniéndose un error máximo de 8.2 %.
- El radio de absorción R entre las dos señales pletismográficas prome-



dio indica una variación marcada entre los diferentes huevos de prueba, observando en una primera aproximación porcentajes de saturación de oxígeno de 90 a 99 %.

- Como trabajo a futuro se propone el uso de dos frecuencias en el infrarrojo cercano, las cuales en esta aplicación requieren menor potencia óptica para penetrar el huevo en relación con la luz roja. Consecuentemente la calibración respecto a las frecuencias utilizadas.

# Referencias

- [1] R. Lewin, M. Dörner, and H. Tönhardt. Pulse oximetry: A new way of determining the heart rate in chicken embryos. *Pflugers Archiv European Journal of Physiology*, 434(5):639–641, 1997.
- [2] Joel James Walukas and Ramin Karimpour. Non-contact egg identification system for determining egg viability, and associated method, 2011.
- [3] James Cunningham and Bradley Klein. *Fisiología Veterinaria*. Elsevier, 3a edición edition, 2009.
- [4] M.A. Hill. *Chicken Development*, 2018.
- [5] John G Webster. *Design Of Pulse Oximeters*. CRC Press, 1997.
- [6] B D E Ketelaere, K Mertens, B Kemps, F Bamelis, B Kamers, and E Decuypere. Improved blood detection in consumption eggs using combined reflection-transmission spectroscopy. In *XIth European Symposium on the Quality of Eggs and Egg Products*. Doorwerth, The Netherlands, number May, pages 23–26, 2005.
- [7] Saman Abdanan Mehdizadeh, Saeid Minaei, Nigel H. Hancock, and Mohamad Amir Karimi Torshizi. An intelligent system for egg quality classification based on visible-infrared transmittance spectroscopy. *Information Processing in Agriculture*, 1(2):105–114, 2014.
- [8] Sergio Franco. *Diseño con Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Analógicos*. 2005.
- [9] Texas Instruments. Miniaturized Pulse Oximeter Reference Design. Technical Report Test report, Texas Instruments, 2014.

- [10] R. y R. Calderón-Parra Berlanga, H., Gómez de Silva, H., Vargas-Canales, V. M., Rodríguez-Contreras, V., Sánchez-González, L. A., Ortega-Álvarez. *Aves de México. Lista actualizada de especies y nombres comunes 2015*. México D.F., 2015.
- [11] G. H. Ceballos, Gómez Silva, and M. Del Coro Arizmendi. Áreas prioritarias para la conservación de las aves de México. *CONABIO. Biodiversitas*, 41:1–7, 2002.
- [12] NOM-059-SEMARNAT. Protección ambiental-Especies nativas de México de flora y fauna silvestre-Categorías de riesgo y especificaciones para su inclusión, exclusión o cambio-Lista de especies en riesgo., 2010.
- [13] H Tazawa. Measurement of blood pressure of chick embryo with an implanted needle catheter. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, 51(4):1023–6, 1981.
- [14] H Tazawa, Y Suzuki, and H Musashi. Simultaneous acquisition of ECG, BCG, and blood pressure from chick embryos in the egg. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 67(1):478–83, 1989.
- [15] Joachim Hochel, Ryuichi Akiyama, Takuya Masuko, James T Pearson, Martin Nichelmann, and Hiroshi Tazawa. Development of heart rate irregularities in chick embryos. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 275(2):H527—H533, 1998.
- [16] H. Tazawa, T. Hiraguchi, T. Asakura, H. Fujii, and G. C. Whittow. Noncontact measurements of avian embryo heart rate by means of the laser speckle: comparison with contact measurements. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 27(6):580–586, 1989.
- [17] H Rahn, S A Poturalski, and C V Paganelli. The acoustocardiogram: a noninvasive method for measuring heart rate of avian embryos in ovo. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 69(4):1546–8, 1990.
- [18] N Wang, J.P. P Butler, and R.B. B Banzett. Gas exchange across avian eggshells oscillates in phase with heartbeat. *Journal of Applied Physiology*, 69(4):1549–1552, 1990.

- [19] H Tazawa, T Hiraguchi, O Kuroda, S G Tullett, and D C Deeming. Embryonic heart rate during development of domesticated birds. *Physiological Zoology*, 64(4):1002–1022, 1991.
- [20] Ralph Pirow, Rainer Bilsing, Martin Nichelmann, and Joachim Höchel. A method for noninvasive, long-term recording of the avian embryo heart rate. *Physiology and Behavior*, 58(1):185–189, 1995.
- [21] J T Pearson and H Tazawa. Development of cardiac rhythms in altricial embryos. *Comparative Biochemistry and Physiology - A Molecular and Integrative Physiology*, 124:475–482, 1999.
- [22] Ali Youssef, Stefano Viazzi, Vasileios Exadaktylos, and Daniel Berckmans. Non-contact, motion-tolerant measurements of chicken (*Gallus gallus*) embryo heart rate (HR) using video imaging and signal processing. *Biosystems Engineering*, 125:9–16, 2014.
- [23] John H. Hebrank and NC (US) Durham. METHODS AND APPARATUS FOR IDENTIFYING AND DAGNOSING LIVE EGGS USING HEART RATE AND EMIBRYO MOTION, 2006.
- [24] PD Sturkie. *Avian physiology*. Springer Science \& Business Media, 1999.
- [25] Mack O. North and Donald D. Bell. *Manual de producción avícola*. EL Manual Moderno SA de CV, tercera ed edition, 1993.
- [26] Kirk H. Shelley. Photoplethysmography: Beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate. *Anesthesia and Analgesia*, 105(SUPPL. 6):31–36, 2007.
- [27] S. M. López Silva, M. L. Dotor, J. P. Silveira, R. Giannetti, and L. Herrera. Fotopletismografía por reflexión con LEDs infrarrojos para evaluar órganos y tejidos intra-abdominales: Estudio inicial en cerdos. *Optica Pura y Aplicada*, 42(1):23–32, 2009.
- [28] Jinseok Lee, John P. Florian, and Ki H. Chon. Respiratory rate extraction from pulse oximeter and electrocardiographic recordings. *Physiological Measurement*, 32(11):1763–1773, 2011.
- [29] Radovan Stojanovic and Dejan Karadaglic. Design of an oximeter based on LED-LED configuration and FPGA technology. *Sensors (Switzerland)*, 13(1):574–586, 2013.

- [30] R P Pérez, Jairo J Pérez, M J Betancur, and J Bustamante. Método alternativo de control de intensidad lumínica para pulsioximetría en tiempo real. *Revista Ingeniería Biomédica*, 9(17):35–43, 2015.
- [31] Alexei A. Kamshilin and Nikita B. Margaryants. Origin of Photo-plethysmographic Waveform at Green Light. *Physics Procedia*, 86(June 2015):72–80, 2017.
- [32] Musabbir Khan, Christopher G. Pretty, Alexander C. Amies, Rodney Elliott, Yeong Shiong Chiew, Geoffrey M. Shaw, and J. Geoffrey Chasse. Analysing the effects of cold, normal, and warm digits on transmittance pulse oximetry. *Biomedical Signal Processing and Control*, 26:34–41, 2016.
- [33] David Thompson, Austin Wareing, Dwight Day, and Steve Warren. Pulse oximeter improvement with an ADC-DAC feedback loop and a radial reflectance sensor. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, pages 815–818, 2006.
- [34] Hooseok Lee, Hoon Ko, and Jinseok Lee. Reflectance pulse oximetry: Practical issues and limitations. *ICT Express*, 2(4):195–198, 2016.
- [35] Takaaki Saito and Hiroshi Yamaguchi. Optical imaging of hemoglobin oxygen saturation using a small number of spectral images for endoscopic application. *Journal of Biomedical Optics*, 20(12):126011, 2015.
- [36] Altaf Hussain, Wilma Petersen, Jacob Staley, Erwin Hondebrink, and Wiendelt Steenbergen. Quantitative blood oxygen saturation imaging using combined photoacoustics and acousto-optics. *Optics Letters*, 41(8):1720, 2016.
- [37] Enoch Gutierrez-Herrera, Paulino Vacas-Jacques, Rox Anderson, Warren Zapol, and Walfre Franco. Oxygen saturation in free-diving whales: optical sensor development. *Proc. of SPIE Vol*, 8592:859201, 2013.
- [38] Dangdang Shao, Chenbin Liu, Francis Tsow, Yuting Yang, Zijian Du, Rafael Iriya, Hui Yu, and Nongjian Tao. Noncontact Monitoring of Blood Oxygen Saturation Using Camera and Dual-Wavelength

- Imaging System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(6):1091–1098, 2016.
- [39] Brian; Arrow Electronics Black. Los amplificadores de transimpedancia para fotodiodos de amplio rango presentan exigentes requisitos. *Amplificadores de transimpedancia*, pages 54–55, 2015.
- [40] Edward D. Chan, Michael M. Chan, and Mallory M. Chan. Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory Medicine*, 107(6):789–799, 2013.
- [41] Maziar Tavakoli, Lorenzo Turicchia, and Rahul Sarpeshkar. An ultra-low-power pulse oximeter implemented with an energy-efficient transimpedance amplifier. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 4(1):27–38, 2010.
- [42] T. L. Rusch, R. Sankar, and J. E. Scharf. Signal processing methods for pulse oximetry. *Computers in Biology and Medicine*, 26(2):143–159, 1996.
- [43] Saime Akdemir Akar, Sadik Kara, Fatma Latifoğlu, and Vedat Bilgiç. Spectral analysis of photoplethysmographic signals: The importance of preprocessing. *Biomedical Signal Processing and Control*, 8(1):16–22, 2013.
- [44] Juwon Lee, Wongeun Jung, Ik Tae Kang, Youngil Kim, and Gunki Lee. Design of filter to reject motion artifact of pulse oximetry. *Computer Standards and Interfaces*, 26(3):241–249, 2004.
- [45] P. ZHANG, B. Y. HONG, and J. CHEN. Design of Calibration Device for Pulse Oximeter Simulator. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 22(4):161–168, 2013.
- [46] Daniel Alomar and Rita Fuchslocher. Fundamentos de la espectroscopia de reflectancia en el infrarojo cercano (NIRS) como metodo de analisis de forrajes. *Agro sur*, 26(1):88—104, 1998.
- [47] Yande Liu, Yibin Ying, Aiguo Ouyang, and Yanbin Li. Measurement of internal quality in chicken eggs using visible transmittance spectroscopy technology. *Food Control*, 18(1):18–22, 2007.

- [48] Publisher Taylor, F R Bamelis, K Tona, J G De Baerdemaeker, and E M Decuyper. Detection of early embryonic development in chicken eggs using visible light transmission. *British poultry Science*, 43(2):204—212, 2002.
- [49] Bart J Kemps and F R Bamelis. Visible transmission spectroscopy for the assessment of egg freshness. *Journal of the Science of Food and Agriculture*, 13(2):125–135, 2006.
- [50] Alessandro Giunchi, Annachiara Berardinelli, Luigi Ragni, Angelo Fabbri, and Florina Aurelia Silaghi. Non-destructive freshness assessment of shell eggs using FT-NIR spectroscopy. *Journal of Food Engineering*, 89(2):142–148, 2008.
- [51] T. M. Shafey, T. H. Al-Mohsen, A. A. Al-Sobayel, M. J. Al-Hassan, and M. M. Ghnam. Effects of eggshell pigmentation and egg size on the spectral properties and characteristics of eggshell of meat and layer breeder eggs. *Asian-Australasian Journal of Animal Sciences*, 15(2):297–302, 2002.
- [52] A. E. Aubert, C. Leribaux, F. Beckers, D. Ramaekers, and D. Berckmans. Noninvasive measurement of heart rate from chicken embryos in the egg. *Computers in Cardiology 2000*, pages 227–230, 2000.

# **Anexos**



**Silicon PIN Photodiode**



94 8583

**FEATURES**

- Package type: leaded
- Package form: top view
- Dimensions (L x W x H in mm): 5.4 x 4.3 x 3.2
- Radiant sensitive area (in mm<sup>2</sup>): 7.5
- High photo sensitivity
- High radiant sensitivity
- Suitable for visible and near infrared radiation
- Fast response times
- Angle of half sensitivity:  $\varphi = \pm 65^\circ$
- Compliant to RoHS Directive 2002/95/EC and in accordance to WEEE 2002/96/EC



**Note**

\*\* Please see document "Vishay Material Category Policy":  
[www.vishay.com/doc?99902](http://www.vishay.com/doc?99902)

**APPLICATIONS**

- High speed photo detector

**DESCRIPTION**

BPW34 is a PIN photodiode with high speed and high radiant sensitivity in miniature, flat, top view, clear plastic package. It is sensitive to visible and near infrared radiation. BPW34S is packed in tubes, specifications like BPW34.

<b>PRODUCT SUMMARY</b>			
COMPONENT	$I_{ra}$ ( $\mu A$ )	$\varphi$ (deg)	$\lambda_{0.1}$ (nm)
BPW34	50	$\pm 65$	430 to 1100
BPW34S	50	$\pm 65$	430 to 1100

**Note**

- Test condition see table "Basic Characteristics"

<b>ORDERING INFORMATION</b>			
ORDERING CODE	PACKAGING	REMARKS	PACKAGE FORM
BPW34	Bulk	MOQ: 3000 pcs, 3000 pcs/bulk	Top view
BPW34S	Tube	MOQ: 1800 pcs, 45 pcs/tube	Top view

**Note**

- MOQ: minimum order quantity

<b>ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS</b> ( $T_{amb} = 25^\circ C$ , unless otherwise specified)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Reverse voltage		$V_R$	60	V
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ C$	$P_V$	215	mW
Junction temperature		$T_j$	100	$^\circ C$
Operating temperature range		$T_{amb}$	- 40 to + 100	$^\circ C$
Storage temperature range		$T_{stg}$	- 40 to + 100	$^\circ C$
Soldering temperature	$t \leq 3$ s	$T_{sd}$	260	$^\circ C$
Thermal resistance junction/ambient	Connected with Cu wire, 0.14 mm <sup>2</sup>	$R_{thJA}$	350	K/W



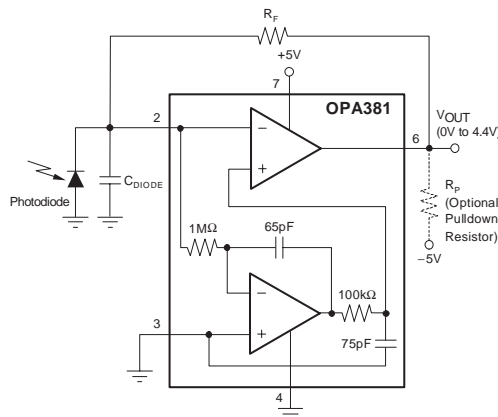
## Precision, Low Power, 18MHz Transimpedance Amplifier

### FEATURES

- OVER 250kHz TRANSIMPEDANCE BANDWIDTH
- DYNAMIC RANGE: 5 Decades
- EXCELLENT LONG-TERM STABILITY
- LOW VOLTAGE NOISE:  $10\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
- BIAS CURRENT: 3pA
- OFFSET VOLTAGE:  $25\mu\text{V}$  (max)
- OFFSET DRIFT:  $0.1\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  (max)
- GAIN BANDWIDTH: 18MHz
- QUIESCENT CURRENT:  $800\mu\text{A}$
- FAST OVERLOAD RECOVERY
- SUPPLY RANGE: 2.7V to 5.5V
- SINGLE AND DUAL VERSIONS
- *MicroPACKAGE*: DFN-8, MSOP-8

### APPLICATIONS

- PRECISION I/V CONVERSION
- PHOTODIODE MONITORING
- OPTICAL AMPLIFIERS
- CAT-SCANNER FRONT-END
- PHOTO LAB EQUIPMENT



### DESCRIPTION

The OPA381 family of transimpedance amplifiers provides 18MHz of Gain Bandwidth (GBW), with extremely high precision, excellent long-term stability, and very low  $1/f$  noise. The OPA381 features an offset voltage of  $25\mu\text{V}$  (max), offset drift of  $0.1\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  (max), and bias current of 3pA. The OPA381 far exceeds the offset, drift, and noise performance that conventional JFET op amps provide.

The signal bandwidth of a transimpedance amplifier depends largely on the GBW of the amplifier and the parasitic capacitance of the photodiode, as well as the feedback resistor. The 18MHz GBW of the OPA381 enables a transimpedance bandwidth of  $> 250\text{kHz}$  in most configurations. The OPA381 is ideally suited for fast control loops for power level measurement on an optical fiber.

As a result of the high precision and low-noise characteristics of the OPA381, a dynamic range of 5 decades can be achieved. This capability allows the measurement of signal currents on the order of 10nA, and up to 1mA in a single I/V conversion stage. In contrast to logarithmic amplifiers, the OPA381 provides very wide bandwidth throughout the full dynamic range. By using an external pull-down resistor to  $-5\text{V}$ , the output voltage range can be extended to include 0V. The OPA381 and OPA2381 are both available in MSOP-8 and DFN-8 (3mm x 3mm) packages. They are specified from  $-40^\circ\text{C}$  to  $+125^\circ\text{C}$ .

### OPA381 RELATED DEVICES

PRODUCT	FEATURES
OPA380	90MHz GBW, 2.7V to 5.5V Supply Transimpedance Amplifier
OPA132	16MHz GBW, Precision FET Op Amp $\pm 15\text{V}$
OPA300	150MHz GBW, Low-Noise, 2.7V to 5.5V Supply
OPA335	$10\mu\text{V}$ $V_{OS}$ , Zero-Drift, 2.5V to 5V Supply
OPA350	$500\mu\text{V}$ $V_{OS}$ , 38MHz, 2.5V to 5V Supply
OPA354	100MHz GBW CMOS, RRIO, 2.5V to 5V Supply
OPA355	200MHz GBW CMOS, 2.5V to 5V Supply
OPA656/7	230MHz, Precision FET, $\pm 5\text{V}$



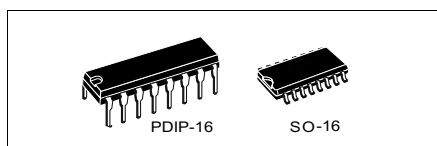
Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

All trademarks are the property of their respective owners.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

## Single 8-channel analog multiplexer/demultiplexer

Datasheet - production data



- Input leakage current  $I_I = 100 \text{ nA}$  (max.) at  $V_{DD} = 18 \text{ V}$ ,  $T_A = 25 \text{ }^\circ\text{C}$
- 100 % tested for quiescent current

### Applications

- Automotive
- Industrial
- Computer
- Consumer

### Description

The HCF4051 device is a monolithic integrated circuit fabricated in MOS (metal oxide semiconductor) technology available in SO-16 and PDIP-16 packages.

The HCF4051 analog multiplexer/demultiplexer is a digitally controlled analog switch having low ON impedance and very low OFF leakage current. This multiplexer circuit dissipates extremely low quiescent power over the full  $V_{DD} - V_{SS}$  and  $V_{DD} - V_{EE}$  supply voltage range, independent of the logic state of the control signals.

This device is a single 8-channel multiplexer having three binary control inputs, A, B, and C, and an inhibit input. The three binary signals select 1 of 8 channels to be turned on, and connect one of the 8 inputs to the output. When a logic "1" is present at the inhibit input terminal all channels are off.

### Features

- Low "ON" resistance:  $125 \text{ } \Omega$  (typ.)
- Over 15 V p.p signal-input range for  $V_{DD} - V_{EE} = 15 \text{ V}$
- High "OFF" resistance, channel leakage:  $\pm 100 \text{ pA}$  (typ.) at  $V_{DD} - V_{EE} = 18 \text{ V}$
- Binary address decoding on chip
- High degree of linearity:  $< 0.5 \text{ } \%$  distortion typ. at  $f_{IS} = 1 \text{ KHz}$ ,  $V_{IS} = 5 \text{ V}_{pp}$ ,  $V_{DD} - V_{SS} \geq 10 \text{ V}$ ,  $R_L = 10 \text{ k}\Omega$
- Very low quiescent power dissipation under all digital control input and supply conditions:  $0.2 \text{ } \mu\text{W}$  (typ.)  $V_{DD} - V_{SS} = V_{DD} - V_{EE} = 10 \text{ V}$
- Matched switch characteristics:  $R_{ON} = 5 \text{ } \Omega$  (typ.) for  $V_{DD} - V_{EE} = 15 \text{ V}$
- Wide range of digital and analog signal levels: digital 3 to 20, analog to 20 V p.p.
- Quiescent current specified up to 20 V
- 5 V, 10 V and 15 V parametric ratings
- ESD performance
  - HBM: 2 kV
  - MM: 200 V
  - CDM: 750 V

Table 1. Device summary

Order code	Temperature range	Package	Packaging	Marking
HCF4051M013TR	-55/+125 °C	SO-16	Tape and reel	HCF4051
HCF4051YM013TR <sup>(1)</sup>	-40/+125 °C	SO16 (automotive version)		HCF4051Y
HCF4051BEY	-55/+125 °C	PDIP-16	Tube	HCF4051BE

1. Qualification and characterization according to AEC Q100 and Q003 or equivalent, advanced screening according to AEC Q001 and Q002 or equivalent.

## TL08xx JFET-Input Operational Amplifiers

### 1 Features

- Low Power Consumption: 1.4 mA/ch Typical
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias Current: 30 pA Typical
- Low Input Offset Current: 5 pA Typical
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion: 0.003% Typical
- High Input Impedance: JFET Input Stage
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate: 13 V/μs Typical
- Common-Mode Input Voltage Range Includes  $V_{CC+}$

### 2 Applications

- Tablets
- White goods
- Personal electronics
- Computers

### 3 Description

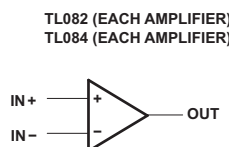
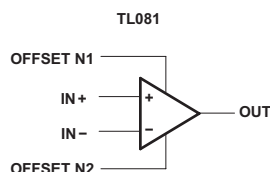
The TL08xx JFET-input operational amplifier family is designed to offer a wider selection than any previously developed operational amplifier family. Each of these JFET-input operational amplifiers incorporates well-matched, high-voltage JFET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit. The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset-voltage temperature coefficient.

Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
TL084xD	SOIC (14)	8.65 mm × 3.91 mm
TL08xxFK	LCCC (20)	8.89 mm × 8.89 mm
TL084xJ	CDIP (14)	19.56 mm × 6.92 mm
TL084xN	PDIP (14)	19.3 mm × 6.35 mm
TL084xNS	SO (14)	10.3 mm × 5.3 mm
TL084xPW	TSSOP (14)	5.0 mm × 4.4 mm

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

### Schematic Symbol





Product Folder



Order Now



Technical Documents



Tools &amp; Software



Support &amp; Community



TMS320F28379D, TMS320F28377D  
 TMS320F28376D, TMS320F28375D, TMS320F28374D  
 SPRS880J – DECEMBER 2013 – REVISED MAY 2018

## TMS320F2837xD Dual-Core Delfino™ Microcontrollers

### 1 Device Overview

#### 1.1 Features

- Dual-Core Architecture
  - Two TMS320C28x 32-Bit CPUs
  - 200 MHz
  - IEEE 754 Single-Precision Floating-Point Unit (FPU)
  - Trigonometric Math Unit (TMU)
  - Viterbi/Complex Math Unit (VCU-II)
- Two Programmable Control Law Accelerators (CLAs)
  - 200 MHz
  - IEEE 754 Single-Precision Floating-Point Instructions
  - Executes Code Independently of Main CPU
- On-Chip Memory
  - 512KB (256KW) or 1MB (512KW) of Flash (ECC-Protected)
  - 172KB (86KW) or 204KB (102KW) of RAM (ECC-Protected or Parity-Protected)
  - Dual-Zone Security Supporting Third-Party Development
  - Unique Identification Number
- Clock and System Control
  - Two Internal Zero-Pin 10-MHz Oscillators
  - On-Chip Crystal Oscillator
  - Windowed Watchdog Timer Module
  - Missing Clock Detection Circuitry
- 1.2-V Core, 3.3-V I/O Design
- System Peripherals
  - Two External Memory Interfaces (EMIFs) With ASRAM and SDRAM Support
  - Dual 6-Channel Direct Memory Access (DMA) Controllers
  - Up to 169 Individually Programmable, Multiplexed General-Purpose Input/Output (GPIO) Pins With Input Filtering
  - Expanded Peripheral Interrupt Controller (ePIE)
  - Multiple Low-Power Mode (LPM) Support With External Wakeup
- Communications Peripherals
  - USB 2.0 (MAC + PHY)
  - Support for 12-Pin 3.3 V-Compatible Universal Parallel Port (uPP) Interface
  - Two Controller Area Network (CAN) Modules (Pin-Bootable)
  - Three High-Speed (up to 50-MHz) SPI Ports (Pin-Bootable)
  - Two Multichannel Buffered Serial Ports (McBSPs)
  - Four Serial Communications Interfaces (SCI/UART) (Pin-Bootable)
  - Two I2C Interfaces (Pin-Bootable)
- Analog Subsystem
  - Up to Four Analog-to-Digital Converters (ADCs)
    - 16-Bit Mode
      - 1.1 MSPS Each (up to 4.4-MSPS System Throughput)
      - Differential Inputs
      - Up to 12 External Channels
    - 12-Bit Mode
      - 3.5 MSPS Each (up to 14-MSPS System Throughput)
      - Single-Ended Inputs
      - Up to 24 External Channels
    - Single Sample-and-Hold (S/H) on Each ADC
    - Hardware-Integrated Post-Processing of ADC Conversions
      - Saturating Offset Calibration
      - Error From Setpoint Calculation
      - High, Low, and Zero-Crossing Compare, With Interrupt Capability
      - Trigger-to-Sample Delay Capture
  - Eight Windowed Comparators With 12-Bit Digital-to-Analog Converter (DAC) References
  - Three 12-Bit Buffered DAC Outputs
- Enhanced Control Peripherals
  - 24 Pulse Width Modulator (PWM) Channels With Enhanced Features
  - 16 High-Resolution Pulse Width Modulator (HRPWM) Channels
    - High Resolution on Both A and B Channels of 8 PWM Modules
    - Dead-Band Support (on Both Standard and High Resolution)
  - Six Enhanced Capture (eCAP) Modules
  - Three Enhanced Quadrature Encoder Pulse (eQEP) Modules
  - Eight Sigma-Delta Filter Module (SDFM) Input Channels, 2 Parallel Filters per Channel
    - Standard SDFM Data Filtering
    - Comparator Filter for Fast Action for Out of Range



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

**11.9 Instruction Table**

Instruction	Instruction code										Description	Execution time (fosc= 270 KHZ)
	RS	R/M	DB7	DB6	DB5	DB4	DB3	DB2	DB1	DB0		
Clear Display	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	Write "20H" to DDRA and set DDRAM address to "00H" from AC	1.53ms
Return Home	0	0	0	0	0	0	0	0	1	-	Set DDRAM address to "00H" From AC and return cursor to its original position if shifted. The contents of DDRAM are not changed.	1.53ms
Entry mode Set	0	0	0	0	0	0	0	1	I/D	SH	Assign cursor moving direction And blinking of entire display	39us
Display ON/OFF control	0	0	0	0	0	0	1	D	C	B	Set display (D), cursor (C), and Blinking of cursor (B) on/off Control bit.	
Cursor or Display shift	0	0	0	0	0	1	S/C	R/L	-	-	Set cursor moving and display Shift control bit, and the Direction, without changing of DDRAM data.	39us
Function set	0	0	0	0	1	DL	N	F	-	-	Set interface data length (DL: 8-Bit/4-bit), numbers of display Line (N: =2-line/1-line) and, Display font type (F: 5x11/5x8)	39us
Set CGRAM Address	0	0	0	1	AC5	AC4	AC3	AC2	AC1	AC0	Set CGRAM address in address Counter.	39us
Set DDRAM Address	0	0	1	AC6	AC5	AC4	AC3	AC2	AC1	AC0	Set DDRAM address in address Counter.	39us
Read busy Flag and Address	0	1	BF	AC6	AC5	AC4	AC3	AC2	AC1	AC0	Whether during internal Operation or not can be known By reading BF. The contents of Address counter can also be read.	0us
Write data to Address	1	0	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	Write data into internal RAM (DDRAM/CGRAM).	43us
Read data From RAM	1	1	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	Read data from internal RAM (DDRAM/CGRAM).	43us

**NOTE:**

When an MPU program with checking the busy flag (DB7) is made, it must be necessary 1/2fosc is necessary for executing the next instruction by the falling edge of the "E" signal after the busy flag (DB7) goes to "Low".

**11.3Contents**

1) Clear display

RS	R/W	DB7	DB6	DB5	DB4	DB3	DB2	DB1	DB0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1

Clear all the display data by writing "20H" (space code) to all DDRAM address, and set DDRAM address to "00H" into AC (address counter).

Return cursor to the original status, namely, bring the cursor to the left edge on the fist line of the display. Make the entry mode increment (I/D="High").

2) Return home

RS	R/W	DB7	DB6	DB5	DB4	DB3	DB2	DB1	DB0
0	0	0	0	0	0	0	0	1	-

Return home is cursor return home instruction.

## Anexo II: Códigos

main.c

```
1#include "F28x_Project.h"
2#include "Tesis.h"
3#include "lcd.h"
4#include "math.h"
5#include <string.h>
6#include <stdio.h>
7#include <stdlib.h>
8
9#define RESULTS_BUFFER_SIZE    4000
10#define MUX_E                  14
11#define MUX_A                   17
12#define MUX_B                   16
13#define MUX_C                   15
14#define LED_IR                  12
15#define LED_R                   13
16
17__interrupt void cpu_timer0_isr(void);
18__interrupt void epwm7_isr(void);
19
20void ConfigureADC(void);
21void SetupADCSoftware(void);
22void InitEPwm7Example(void);
23void detrend();
24void conver();
25void filtro_iir();
26void espectro();
27void maximo();
28
29volatile Uint16 bufferFull;
30
31Uint32 AdcaResults[RESULTS_BUFFER_SIZE];
32Uint32 AdcbResults[RESULTS_BUFFER_SIZE];
33Uint16 resultsIndex_A;
34Uint16 resultsIndex_B;
35Uint32 EPwm7TimerIntCount;
36float x[RESULTS_BUFFER_SIZE];
37float buffer[RESULTS_BUFFER_SIZE];
38float x_dft[RESULTS_BUFFER_SIZE];
39float max;
40float n_dft;
41int fc;
42char fc1;
43float fs=250.0;
44float Ns=4000;
45
46
47int main(void)
48{
49    InitSysCtrl();
50
51    CpuSysRegs.PCLKCR2.bit.EPWM7=1;
52
53    InitGpio();
54    InitEPwm7Gpio();
55
56    GPIO_SetupPinMux(MUX_E, GPIO_MUX_CPU1, 0)02
57    GPIO_SetupPinOptions(MUX_E, GPIO_OUTPUT, GPIO_PUSH_PULL);
```

filtro\_iir.asm

```

1      .global _filtro_iir
2      .global _x
3      .global _buffer
4
5 x      .float 0.0
6 y      .float 0.0
7 w0     .float 0.0           ;w(n)
8 w1     .float 0.0           ;w(n-1)
9 w2     .float 0.0           ;w(n-2)
10 a_0   .float 1.0
11 a_1   .float -1.8733
12 a_2   .float 0.8816
13 b_0   .float 0.0592
14 b_1   .float 0.0
15 b_2   .float -0.0592
16 N     .set 4000
17
18 _filtro_iir:
19
20      PUSH XAR0
21      PUSH XAR1
22      PUSH XAR2
23      PUSH XAR3
24      PUSH XAR4
25      PUSH XAR5
26      PUSH XAR6
27      PUSH XAR7
28      PUSH RB
29
30      MOVW AR4,#N-1
31      MOVL XAR7,#_x
32      MOVL XAR6,#_buffer
33
34 bloque:
35      ;;w(n-2)=w(n-1)
36      MOVL XAR0,#w2
37      MOVL XAR1,#w1
38      MOV32 R1H,*XAR1           ;R1H contiene w(n-1)
39      NOP
40      NOP
41      MOV32 *XAR0,R1H           ;Mueve w(n-1) a w(n-2)
42      NOP
43      NOP
44      ;;w(n-1)=w(n)
45      MOVL XAR0,#w1
46      MOVL XAR1,#w0
47      MOV32 R1H,*XAR1           ;R1H contiene w(n)
48      NOP
49      NOP
50      MOV32 *XAR0,R1H           ;Mueve w(n) a w(n-1)
51      NOP
52      NOP
53      ;;x=_x;
54      MOVL XAR0,#x             ;APunta x en XAR0
55      MOV32 R0H,*XAR7++         ;Mueve _x a R0H
56      NOP
57      NOP

```



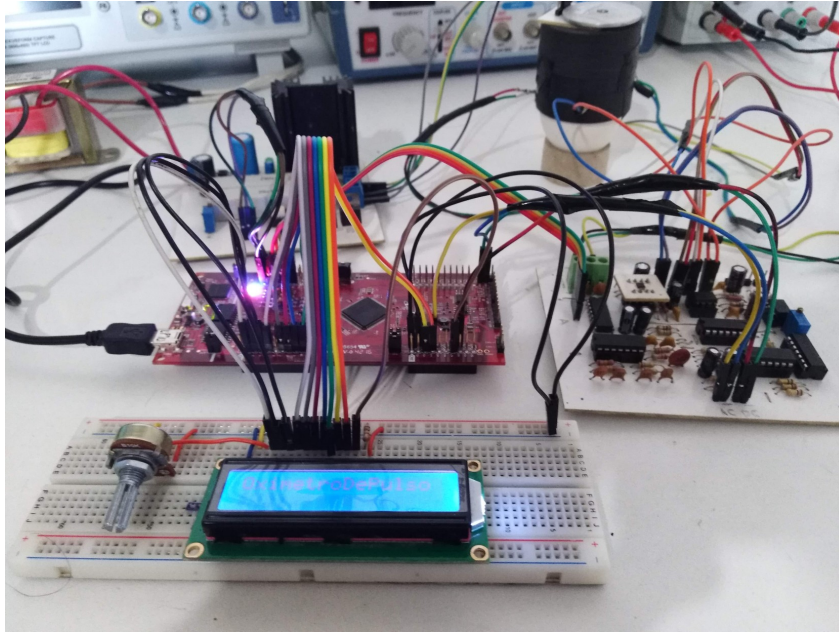
espectro.asm

```

1      .global _espectro
2      .global _x
3      .global _x_dft
4
5 N      .set 4000
6 N2     .set 2000
7 inver  .float 0.00025
8 Areal  .float 0.0
9 Aimag  .float 0.0
10 n     .float 0.0
11 k     .float 0.0
12 kn    .float 0.0
13 cero  .float 0.0
14 seno  .float 0.0
15 coseno .float 0.0
16 omega .float 0.0
17
18
19 _espectro:
20
21      PUSH XAR0
22      PUSH XAR1
23      PUSH XAR2
24      PUSH XAR3
25      PUSH XAR4
26      PUSH XAR5
27      PUSH XAR6
28      PUSH XAR7
29      PUSH RB
30
31      MOVL XAR0,#_x_dft           ; XAR0 apunta a x_dft señal de salida
32      MOVL XAR2,#_x             ; XAR2 apunta a x señal de entrada
33      MOVL XAR3,#inver         ; XAR3 apunta a inver que contiene
34      MOVL XAR5,#N-1           ; XAR5 apunta a N que es el numero de
35      MOVL XAR4,#N2-1
36      MOV32 R2H,*XAR3          ; R2H inver
37
38      ;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;poner en 0 la n
39      MOVL XAR6,#k             ; XAR6 apunta a k
40      MOV32 R3H,*XAR6         ; lo que apunta XAR6 a R3H
41      MOV32 R3H,*XAR6
42      NOP
43      MOVF32 R3H,#-1.0        ; k=-1
44      NOP
45      NOP
46      MOV32 *XAR6,R3H         ; Guarda k
47      NOP
48
49 primerCICLO:
50 ;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;;Poner en 0 los Areal y Aimag
51      MOVL XAR6,#Areal
52      MOV32 R3H,*XAR6
53      NOP
54      NOP
55      MOVF32 R3H,#0.0

```

### Anexo III: Fotografías del dispositivo



## Anexo IV: Publicaciones



Journal de Ciencia e Ingeniería

Journal de Ciencia e Ingeniería, vol. 10, no. 1, pp. 1-5, agosto de 2018

Investigación - Ingeniería de Sistemas

ISSN 2145-2628, e-ISSN 2539-066X



### Sistema de registro y monitoreo cardíaco a distancia para embrión de gallina

#### Heart monitor for chicken embryo

Fatima Moumtadi<sup>a\*</sup>, Alexis Robles Becerra<sup>a\*\*</sup>, Ángel Lambertt Lobaina<sup>b\*\*\*</sup>

<sup>a</sup>Facultad de ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad de México, México

<sup>b</sup>Facultad de ingeniería, Universidad Anáhuac, Ciudad de México, México

Recibido: 08/05/2017; revisado: 27/07/2017; aceptado: 16/10/2017

F. Moumtadi, A. R. Becerra, Á. Lambertt Lobaina: Sistema de registro y monitoreo cardíaco a distancia para embrión de gallina. *Jou.Cie.Ing.* 10 (1): 1-5, 2018. ISSN 2145-2628, e-ISSN 2539-066X.

#### Resumen

Debido al constante desarrollo de los métodos utilizados en la incubación además del aumento en el volumen de producción de aves de corral y pruebas realizadas a embriones de pollo, es necesario monitorear los embriones correspondientes a un lote de huevos seleccionados para su inspección. Uno de los parámetros de interés es la actividad cardíaca. Diversos trabajos se han realizado utilizando algunos métodos como el balistocardiograma que se basa en detectar los movimientos del embrión por acción del bombeo de la sangre o el acustocardiograma, que mediante el cambio de presión producido entre el interior del huevo y el exterior se pueden obtener datos de la actividad cardíaca. Para monitorear la actividad cardíaca, se diseñó e implementó un prototipo no invasivo que se encarga de la adquisición de la señal cardíaca por medio de emisor y receptor infrarrojo, la señal es acondicionada y procesada para posteriormente ser guardados en una base de datos y mostrados en una página web.

**Palabras Claves:** Sensor; monitor cardíaco, embrión de gallina; base de datos.

#### Abstract

Due to the constant development of the methods used in the incubation besides the increase in the volume of production of poultry and tests carried out on chicken embryos, is necessary to monitor the embryos corresponding to a batch of eggs selected for their inspection. One of the important parameters of interest is cardiac activity. Several works have been done using some methods such as the ballistocardiogram which is based on detecting the movements of the embryo by the action of the blood pumping or the acoustocardiogram, base on the change of pressure produced between the interior of the egg and the outside can obtain data Of cardiac activity. To monitor cardiac activity, a non-invasive prototype was designed and implemented which is responsible for the acquisition of the cardiac signal through the infrared emitter and receiver, the signal is conditioned and processed to be saved in a database and showed in a Web page.

**Keywords:** Sensor, heart monitor, chicken embryo, database.

\* fatima@fi-b.unam.mx  
\*\* yo\_soy\_yoale@comunidad.unam.mx  
\*\*\* alambertt@anahuac.mx