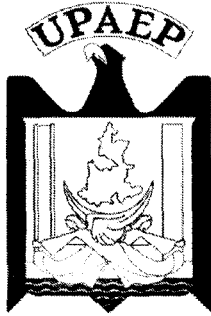


Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla  
Centro Interdisciplinario de Posgrados Investigación y

Consultoría



Departamento de Ingenierías

DOCTORADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

Diseño y construcción de un bilirrubinómetro óptico

**TESIS QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE  
DOCTOR EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**PRESENTA**

**VICTOR PASILLA CAMPOS**

Puebla, Puebla

JUNIO 2014



**UPAEP – Secretaría General**

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyla**

**Tesis Digitales Restricciones de uso:**

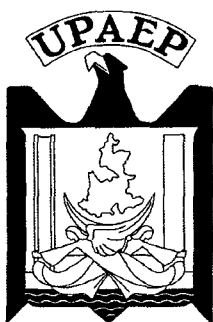
**DERECHOS RESERVADOS ©**

**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

El uso de textos, imágenes, gráficas, 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 de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla  
Centro Interdisciplinario de Posgrados  
Investigación y Consultoría  
Departamento de Ingeniería Industrial y Tecnologías de  
Información  
Doctorado en Ingeniería Biomédica

Se aprueba la Tesis:

## DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN BILIRRUBINÓMETRO ÓPTICO

Comité Asesor

Dr. Aurelio Horacio Heredia Jiménez

Director de Tesis

Dr. Manuel González Pérez

Asesor

Dr. Alfredo Toriz Palacios

Asesor

Puebla, México.

02 de Junio de 2014

## Contenido

|                                                                              |    |
|------------------------------------------------------------------------------|----|
| Dedicatoria y agradecimientos.....                                           | 1  |
| Introducción.....                                                            | 2  |
| Justificación del Tema .....                                                 | 2  |
| Capítulo I: Estado del Arte .....                                            | 4  |
| 1.1 Medidores de Bilirrubina .....                                           | 4  |
| 1.2 Procedimiento de operación.....                                          | 7  |
| Capítulo II: Ictericia .....                                                 | 8  |
| 2.1 Bilirrubina.....                                                         | 8  |
| 2.2 Cuadro clínico.....                                                      | 8  |
| 2.3 Diagnostico y Tratamiento .....                                          | 9  |
| 2.4 Fototerapia.....                                                         | 10 |
| 2.5 Interacción de la Luz y la piel Humana .....                             | 13 |
| 2.6 Reflexión y transmisión.....                                             | 13 |
| 2.7 Dispersión .....                                                         | 14 |
| 2.8 Absorción .....                                                          | 14 |
| 2.9 Refracción .....                                                         | 15 |
| 2.9.1 Las leyes de la refracción .....                                       | 16 |
| 2.10 Difracción .....                                                        | 18 |
| 2.11 Características estructurales y propiedades espectrales de la piel..... | 18 |
| Capítulo III Bilirrubinometro Óptico.....                                    | 20 |
| 3.1 Radiación no ionizante.....                                              | 20 |
| 3.2 Teoría de operación.....                                                 | 21 |
| 3.2 Método de calibración.....                                               | 22 |
| 3.3 Cálculo de la reflectancia .....                                         | 23 |
| 3.4 Sistema Óptico .....                                                     | 24 |
| 3.5 Sistema De Iluminación .....                                             | 27 |
| 3.6 Sistema De Enfoque.....                                                  | 28 |
| Capítulo IV Sistema Electrónico de Señal Óptica .....                        | 29 |
| 4.1 Control de Intensidad de Leds.....                                       | 29 |

|                                                          |    |
|----------------------------------------------------------|----|
| 4.1.1 Circuito de disparo de los LED's de potencia ..... | 29 |
| 4.2 Etapa de preamplificación de Transimpedancia .....   | 30 |
| 4.3 Amplificador de Ganancia Variable .....              | 31 |
| 4.4 Convertidor Analógico-digital .....                  | 32 |
| 4.5 Detector de Fuerza para Punto de disparo .....       | 33 |
| 4.5.1 Sensor de Fuerza.....                              | 33 |
| 4.5.2 Calibración de punto de disparo.....               | 35 |
| 4.6 Sistema de alimentación.....                         | 37 |
| 4.6.1 Sistema de cargador de baterías .....              | 38 |
| 4.7 Primer prototipo.....                                | 39 |
| 4.8 Segundo prototipo.....                               | 40 |
| Capitulo V. El software y el firmware .....              | 43 |
| 5.1 Programa del Microcontrolador (Firmware).....        | 43 |
| 5.2 Interfaz de comunicación USB .....                   | 44 |
| 5.3 Software de adquisición de datos .....               | 47 |
| 5.3.1 Instalación .....                                  | 47 |
| Sistema de calibración Manual. ....                      | 50 |
| Sistema de calibración automático. ....                  | 52 |
| Pruebas realizadas.....                                  | 53 |
| Bibliografía.....                                        | 56 |

# LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                    |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 1: BILIRRUBINOMETRO DE DRÄGER JM-103 .....                                                                  | 5  |
| FIGURA 2: BILICHEK DE PHILIPS .....                                                                                | 6  |
| FIGURA 3: BILITEST DE TECNOMEDICA. ....                                                                            | 7  |
| FIGURA 4 : FOTOTERAPIA A NEONATO.....                                                                              | 11 |
| FIGURA 5. INTERACCIÓN DE LA LUZ CON LA PIEL. ....                                                                  | 13 |
| FIGURA 6: REFRACCIÓN. ....                                                                                         | 15 |
| FIGURA 7: ESTRUCTURA DE LA PIEL. ....                                                                              | 19 |
| FIGURA 8: GRÁFICA DE DENSIDAD ÓPTICA. ....                                                                         | 23 |
| FIGURA 9: COMBINACIÓN DE CAMINOS RECORRIDOS POR LOS FOTONES. ....                                                  | 23 |
| FIGURA 10: CONSTRUCCIÓN DE LA SONDA.....                                                                           | 25 |
| FIGURA 11: SONDA QUE INCLUYE EL SENSOR DE LUZ. ....                                                                | 26 |
| FIGURA 12. CORTE TRANSVERSAL Y VISTA 3D DE LA SONDA. ....                                                          | 26 |
| FIGURA 13. TARJETA DE CIRCUITO IMPRESO CON EL SENSOR DE TRANSIMPEDANCIA. Y GUÍA DE LUZ. ....                       | 27 |
| FIGURA 14. CONOS PROTECTORES DE LA GUÍA ÓPTICA DE NYLAMID Y ALUMINIO.....                                          | 27 |
| FIGURA 15. PCB Y SISTEMA DE ENFOQUE DE LUZ. ....                                                                   | 28 |
| FIGURA 16: CIRCUITO DE CONTROL DE LEDS .....                                                                       | 29 |
| FIGURA 17: SECUENCIA DE DISPARO PARA CADA CANAL .....                                                              | 30 |
| FIGURA 18. AMPLIFICADOR DE TRANSIMPEDANCIA USADO. ....                                                             | 30 |
| FIGURA 19: ESTRUCTURA INTERNA DEL AMPLIFICADOR Y RESPUESTA ESPECTRAL. ....                                         | 31 |
| FIGURA 20: DIAGRAMA DE OPERACIÓN GENERAL. ....                                                                     | 32 |
| FIGURA 21. SENSOR DE FUERZA. ....                                                                                  | 33 |
| FIGURA 22: SENSOR DE FUERZA A301 DE TEKSCAN.....                                                                   | 34 |
| FIGURA 23. RESPUESTA DEL SENSOR FLEXIFORCE. ....                                                                   | 34 |
| FIGURA 24. CIRCUITO DE ADECUACIÓN DE SEÑAL RECOMENDADO POR EL FABRICANTE.....                                      | 35 |
| FIGURA 25. SECCIÓN DE MEDICIÓN DE FUERZA Y CALIBRACIÓN DEL PUNTO DE DISPARO. ....                                  | 36 |
| FIGURA 26: RESPUESTA DEL SENSOR DE FUERZA.....                                                                     | 36 |
| FIGURA 27. SONDA DESARMADA, SE PUEDE VER EL SENSOR DE PRESIÓN QUE SE COLOCA EN LA PARTE POSTERIOR DE LA TAPA. .... | 37 |
| FIGURA 28. CIRCUITO DE ALIMENTACIÓN PARA EL PROTOTIPO 1. ....                                                      | 37 |
| FIGURA 29. CARGADOR DE BATERÍAS USADO.....                                                                         | 38 |
| FIGURA 30. TARJETA DE CIRCUITO IMPRESO PARA EL PROTOTIPO 1 .....                                                   | 39 |
| FIGURA 31. PROTOTIPO 1 EN SU CAJA JUNTO A SU SONDA.....                                                            | 39 |
| FIGURA 32. ENSAMBLE E INTERCONEXIÓN DE TARJETAS. ....                                                              | 40 |

|                                                                                |    |
|--------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 33 :MONTAJE EN LA CAJA DE INSTRUMENTO. ....                             | 41 |
| FIGURA 34. DIAGRAMA DEL ENSAMBLE FINAL DEL PROTOTIPO 2. ....                   | 41 |
| FIGURA 35. DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA PRINCIPAL DEL MICROCONTROLADOR ..... | 45 |
| FIGURA 36. DIAGRAMA DE FLUJO DE LA INTERRUPCIÓN PRINCIPAL. ....                | 46 |
| FIGURA 37. PANTALLA DE BIENVENIDA A LA INSTALACIÓN.....                        | 47 |
| FIGURA 38. PANTALLA PARA SELECCIONAR CARPETA DE DESTINO .....                  | 48 |
| FIGURA 39. PROGRESO DE LA INSTALACIÓN Y ACTUALIZACIÓN DE COMPONENTES. ....     | 48 |
| FIGURA 40. SEÑAL OBTENIDA AL DISPARAR LOS TRES COLORES AL BLANCO. ....         | 50 |
| FIGURA 41. AJUSTE DE GANANCIA PARA EL CANAL 1. ....                            | 51 |
| FIGURA 42. AJUSTE DE GANANCIA PARA EL CANAL 2. ....                            | 51 |
| FIGURA 43. AJUSTE DE GANANCIA PARA EL CANAL 3. ....                            | 52 |
| FIGURA 44. CIRCUITO DE AJUSTE DE GANANCIA AUTOMÁTICO. ....                     | 53 |
| FIGURA 45. BILITEST, DISPOSITIVO DE REFERENCIA. ....                           | 54 |

## **Dedicatoria y agradecimientos.**

Dedico este trabajo a mi familia, mis padres y hermanos que siempre me han apoyado en todos mis proyectos, a todos gracias...

También le agradezco a mis maestros que me han apoyado con su conocimiento y guía en este camino...

Por último también deseo agradecer al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por su invaluable apoyo para la realización de este trabajo.

# **Introducción**

La hiperbilirrubina es una condición que se presenta en neonatos debido a la acumulación de bilirrubina en la sangre, esto se debe a que el hígado no se ha desarrollado por completo y no tiene la capacidad para crear las enzimas que oxidan la bilirrubina y poder excretarla por los riñones, cuando los niveles de bilirrubina son demasiado altos puede producir daño permanente en el cerebro una condición conocida como Kernicterus, en el que la bilirrubina indirecta pasa al cerebro, produciendo convulsiones, coma y hasta la muerte. Es un cuadro poco frecuente, en algunos casos, puede producir secuelas como sordera y parálisis cerebral.

El tratamiento más común es con fototerapia, es decir aplicación de luz Azul intensa que actúa sobre la bilirrubina y la transforma en elementos que pueden ser eliminados por el organismo del neonato.

La ictericia también es bastante común entre los lactantes que no reciben suficiente leche o cuyas madres producen naturalmente sustancias que elevan los niveles de bilirrubina. [1]

## **Justificación del Tema**

El diagnostico temprano de la ictericia neonatal lleva a una mejor tratamiento del recién nacido y esto también evita alguna condición más grave como el Kernicterus, que es una condición donde se han elevado mucho los niveles de bilirrubina y esto puede llevar a tener daño cerebral.

Normalmente el diagnostico de niveles altos de bilirrubina se realiza por un médico especializado mediante un chequeo visual, si el neonato presenta cierta coloración amarilla en la piel o en ciertas zonas el médico recomendará análisis de sangre para determinar correctamente los niveles de bilirrubina y así determinar la terapia adecuada, sin embargo a veces esta inspección puede pasar por alto ciertos niveles que no son fácilmente detectables.

Además en muchos hospitales donde el número de nacimientos es elevado, el tiempo que se puede perder en análisis de laboratorio para diagnosticar un paciente neonatal con altos niveles de bilirrubina puede ser demasiado por lo que se necesita algún método que represente un ahorro de tiempo para diagnostico y de tiempo de laboratorio que también representa un alto costo económico.

Este diagnostico temprano se puede realizar con la ayuda de un dispositivo portátil, de bajo costo y sobre todo no invasivo, lo cual tiene múltiples ventajas, reduce el tiempo en que se pueden detectar altos niveles de bilirrubina sin necesidad de esperar por estudios de sangre que tardan más tiempo y que además, debido a que necesitan la extracción de sangre, son estresantes para el recién nacido y para la familia del propio recién nacido.

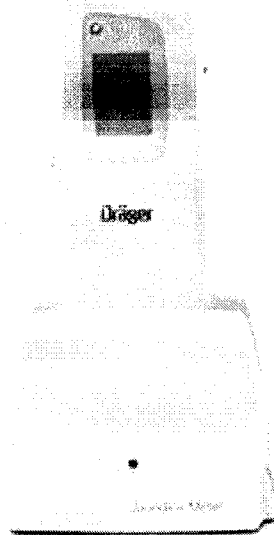
# Capítulo I: Estado del Arte

## 1.1 Medidores de Bilirrubina

La medición de algunas sustancias o elementos que se encuentran en los tejidos o fluidos tales como la sangre, es algo muy común para el diagnóstico de o el monitoreo de ciertas condiciones médicas, tal es el caso por ejemplo la medición de oxígeno en la sangre mediante los llamados oxímetros o pulsioxímetros para monitorear el nivel de oxigenación de un paciente. En el caso de la bilirrubina el procedimiento más común para determinar el nivel en la sangre de un paciente (comúnmente neonatos) es extrayendo una muestra del talón del recién nacido que se envía al laboratorio para su análisis.

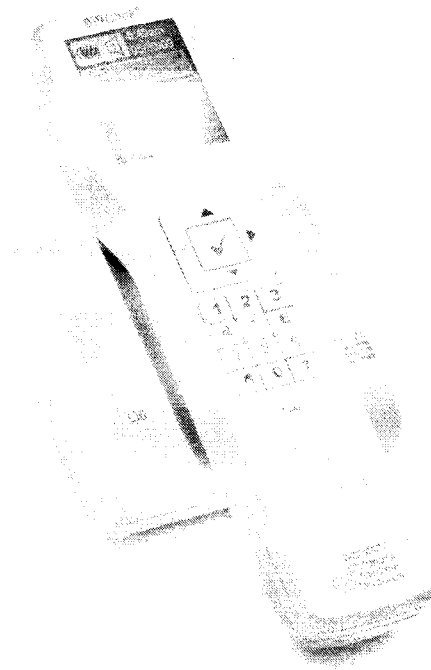
Sin embargo este método es costoso debido al equipo de laboratorio necesario para realizar los análisis y al tiempo necesario para realizar los mismos análisis.

Una alternativa a los estudios de laboratorio es mediante técnicas no invasivas usando luz para medir la cantidad de bilirrubina en la sangre (denominada Bilirrubina Transcutánea), existen en el mercado instrumentos desde hace tiempo que determinan de una forma adecuada los niveles de bilirrubina transcutánea, tales como el billirubinometro JM-103 de Dräger (figura), el bilitest que es un equipo desarrollado por Technomedica una empresa de Rusia, o el BiliChek de Philips y algunos otros.



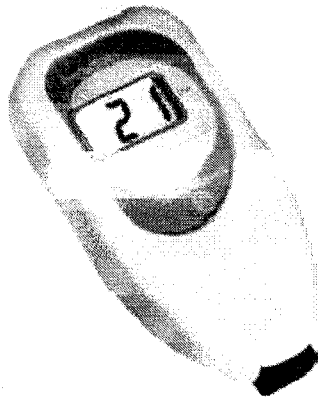
**Figura 1: Bilirrubinómetro de Dräger JM-103**

Muchos intentos se han hecho para medir la bilirrubina transcutánea en forma no invasiva, estos intentos incluyen el desarrollo de estándares de referencia visual y reflectancia transcutánea para medir el espectro de absorción de la bilirrubina, la sangre oxigenada y desoxigenada y la melanina que son los principales elementos absorbentes presentes en la piel, y esto aprovechando que cada elemento tiene un espectro de absorción diferente. [2]



**Figura 2: Bilichex de Philips**

Los bilirubinómetros por reflectancia han obtenido una aceptable correlación entre los niveles de bilirrubina obtenidos en forma transcutánea y los de bilirrubina en sangre en pacientes de poblaciones homogéneas. Sin embargo, algunos han fallado en dar una correlación correcta cuando se usan en una población heterogénea y ya que las poblaciones son raramente homogéneas los métodos para medición de bilirrubina transcutanea no han sido ampliamente aceptados, este es el caso del bilitest, el cual fue desarrollado en Rusia y está diseñado para la población Rusa que es predominantemente Caucásica y no funciona correctamente con otros grupos étnicos. [2]



**Figura 3: Bilitest de Tecnomedica.**

## **1.2 Procedimiento de operación.**

Mientras cada instrumento tiene una operación interna diferente el principio básica es el mismo, la cabeza óptica o guía óptica es ligeramente presionada contra la piel del bebe usualmente en la cabeza o en el esternón. para una correcta medición la cabeza óptica debe hacer un contacto completo con la piel y se deben evitar huecos debidos a una mala posición de la cabeza óptica, esto para evitar que ingrese luz ambiental al dispositivo de medición.

A continuación el dispositivo realiza una serie de disparos de luz , que pueden ser dos o más longitudes de onda o incluso luz blanca, estos disparos de luz, ingresan por la piel del neonato para ser dispersados o absorbidos por el tejido y solo una pequeña parte es retornada a la superficie, para ser recogida por un detector óptico , un sistema electrónico amplifica esta señal y la procesa para entregar un resultado de la medición.

[3]

# Capítulo II: Ictericia

## 2.1 Bilirrubina

La bilirrubina es un pigmento biliar de color amarillo anaranjado que resulta de la degradación de la hemoglobina de los glóbulos rojos reciclados. Dicha degradación se produce en el bazo para luego (la bilirrubina) conjugarse en el hígado. Estos pigmentos se almacenan en la vesícula biliar formando parte de la bilis (es excretada hacia el duodeno, lo que da el color a las heces)

La propia bilirrubina no es una enfermedad si no un residuo de un proceso dentro del cuerpo humano, pero si la concentración sube de ciertas concentraciones puede presentarse lo que se denomina Ictericia

que se presenta como una coloración amarillenta de la piel, escleras y mucosas por aumento de la bilirrubina y su acumulación en los tejidos corporales. [1]

## 2.2 Cuadro clínico

La mayoría de la gente asocia la ictericia con los recién nacidos, pero también se puede presentar en los adultos. La ictericia se produce cuando la piel y las membranas (como el blanco de los ojos) se vuelven de un color amarillento o amarillos Marrón, debido a que hay una gran cantidad del líquido de la bilirrubina circulando en la sangre. En los adultos la ictericia es signo de un problema médico subyacente, como una enfermedad del hígado. Cualquier persona que presente síntomas de ictericia debería consultar a un médico profesional lo antes posible.

Como ya se había mencionado la bilirrubina es un producto de desecho que se produce por la propia descomposición de la hemoglobina. Bajo condiciones normales, el hígado se encarga de eliminar la bilirrubina de la sangre. No obstante la ictericia se puede presentar en los siguientes casos

- 1) El hígado tiene que desechar demasiada bilirrubina.
- 2) Hay algún defecto que le impide al hígado deshacerse de la bilirrubina de forma adecuada.
- 3) Se bloquea el conducto de la bilis que permite drenar la bilirrubina y almacenarla en los intestinos.

## **2.3 Diagnostico y Tratamiento**

La bilirrubina es un subproducto de la descomposición normal de los glóbulos rojos. El hígado procesa la bilirrubina para que ésta pueda ser excretada por el cuerpo en forma de desechos. Al momento del nacimiento, el hígado del bebé aún está desarrollando su capacidad de procesar la bilirrubina, por lo tanto, los niveles de ésta son un poco más altos en los recién nacidos y casi todos ellos presentan un cierto grado de ictericia. Esta forma de ictericia aparece usualmente entre el segundo y quinto día de vida y desaparece alrededor de dos semanas. Esta enfermedad casi nunca ocasiona problemas.

La ictericia por lactancia se observa en el 5 al 10% de todos los recién nacidos. Esto puede presentarse cuando los lactantes no ingieren suficiente leche materna, esta enfermedad casi nunca necesita tratamiento. Sin embargo, algunas veces sí es necesario interrumpir la lactancia y sustituirla con biberón durante un período breve para que desaparezca la ictericia.

La ictericia del recién nacido puede ser fisiológica, que es aquella que aparece después de las 36 primeras horas de vida y desaparece alrededor del 10° día. No es una ictericia preocupante. Sus valores oscilan sobre los 12 mg/dl de bilirrubina. Se produce por bilirrubina indirecta o no conjugada, es decir, aquella que todavía no ha pasado por el hígado. Sin embargo, existe otro tipo de ictericia, que se conoce como ictericia patológica que sí se considera importante. Es aquella que aparece durante las primeras 24 horas de vida, y aumenta la bilirrubina más de 0,5 mg por hora. Es producida por exceso de bilirrubina directa, y puede ser causada por una hemorragia (cefalohematoma, en el que también puede existir anemia), por una isoinmunización, o por una policitemia. Es importante descubrirla, ya que puede producir Kernicterus, y tendrá secuelas en el niño para toda la vida. Su tratamiento será el mismo que el de una ictericia normal.

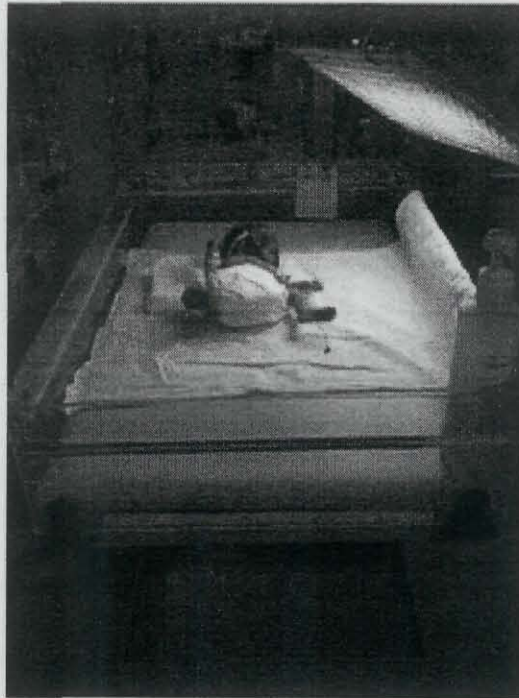
Toda ictericia patológica debe ser ingresada para estudios y tratamiento si procede. El tratamiento va a depender de las cifras de bilirrubina. [1]

## **2.4 Fototerapia**

Un método común para tratar la ictericia en Neonatos es mediante la aplicación de terapia de luz o Fototerapia.

La fototerapia consiste en proyectar una luz fluorescente sobre la piel desnuda. Una longitud de onda de la luz específica puede descomponer la bilirrubina en una forma que el cuerpo pueda eliminar a través de la orina y las heces. Actualmente se utilizan con una mayor frecuencia las lámparas de fototerapia basadas en led's debido a que tienen un

rango de longitud de onda mucho más cerrado, permitiendo una mayor eficiencia, además producen menor calor y la vida útil de la lámpara es mucho mayor que las basadas en lámpara fluorescente.



**Figura 4 : Fototerapia a Neonato**

Forma de uso de la lámpara de fototerapia.

- El recién nacido se coloca bajo las luces sin ropa o sólo usando un pañal.
- Los ojos están cubiertos para protegerlos de la luz brillante.
- El bebé se voltea con frecuencia.

El equipo médico toma nota cuidadosamente de la temperatura corporal del bebé, los signos vitales y las reacciones a la luz. Igualmente anotan la duración del tratamiento y la posición de las lámparas.

Debido a que se puede presentar deshidratación por las luces, se pueden administrar líquidos intravenosos durante el tratamiento. Se hacen exámenes de sangre para verificar el nivel de bilirrubina y cuando dichos niveles hayan caído lo suficiente, la fototerapia está completa.

Algunos bebés reciben fototerapia en la casa. En estos casos, una enfermera hace visitas diarias y saca una muestra de sangre para su análisis.

El tratamiento depende de tres cosas:

- Peso al nacer
- Concentración de bilirrubina en la sangre
- Edad del recién nacido (en horas) [1]

## 2.5 Interacción de la Luz y la piel Humana

Cuando la luz interacciona con el tejido pueden ocurrir cuatro acciones

- Reflexión
- Transmisión
- Dispersión
- Absorción

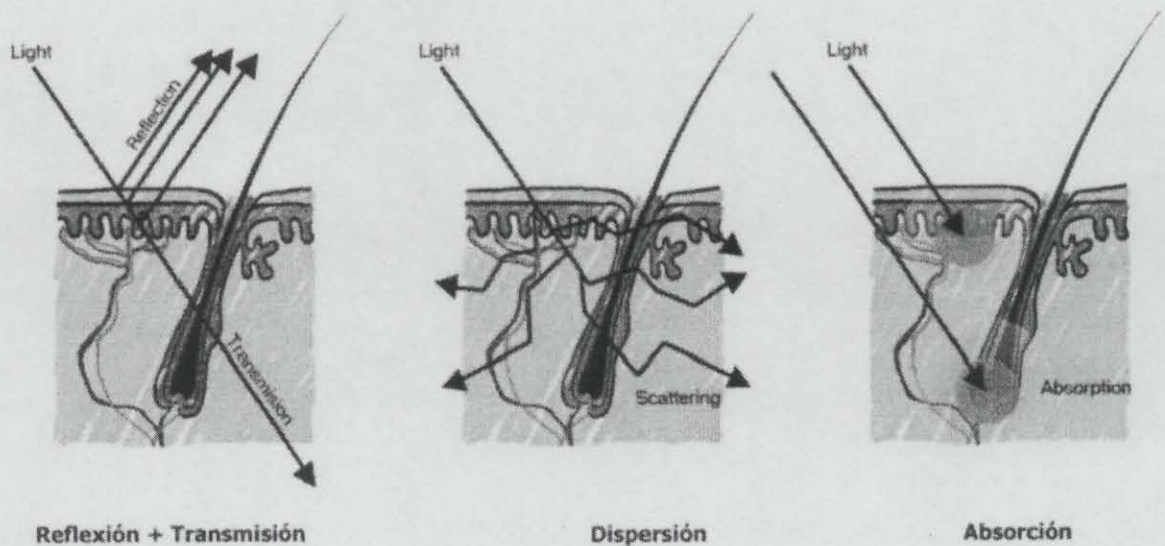


Figura 5. Interacción de la luz con la piel.

## 2.6 Reflexión y transmisión.

Para el caso de la reflexión y la transmisión ni la luz reflejada ni la transmitida tiene efecto sobre el tejido. La energía lumínica, o bien se refleja en la superficie (como un espejo), o bien se transmite a través de ella (como un cristal).

Aproximadamente el 70 % de la luz que impacta en la superficie de la piel es reflejada, aunque esto puede variar según la longitud de onda. El resto de la luz es absorbida por el tejido o dispersada por él. Usando una guía de luz y un gel se reduce notablemente la cantidad de luz reflejada.

## 2.7 Dispersión

La dispersión es el cambio de dirección que tenía la luz inicialmente (fotones) dentro del tejido. La luz puede ser dispersada por las fibras de colágeno, vasos sanguíneos y otras estructuras y moléculas de la piel.

En contraste con la absorción, la dispersión no deposita energía en el tejido hasta que no es finalmente absorbida. Cuando ocurre la dispersión, una parte la luz abandona los haces principales antes de ocurra la absorción.

## 2.8 Absorción

En el caso de la absorción, los fotones entregan su energía a uno de los posibles cromóforos de la piel o el agua. El fotón ya no existe, su energía se transforma en calor dentro del cromóforo.

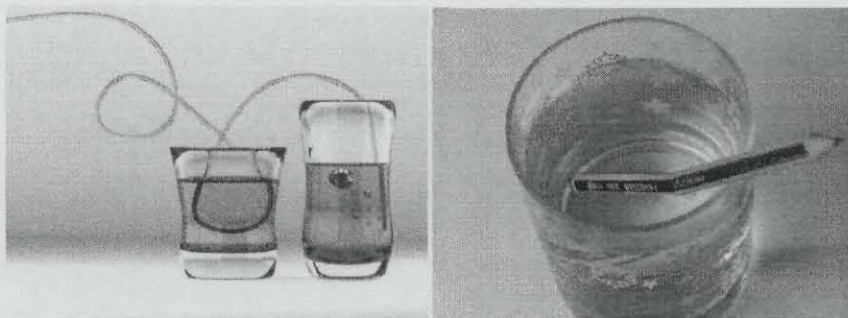
Las sustancias más importantes de la piel capaces de absorber luz son :

- Melanina (que se encuentra en la epidermis, el vello y los folículos pilosos)
- Oxihemoglobina + hemoglobina ( que se encuentra en la sangre )
- Agua
- Bilirrubina

## 2.9 Refracción

Se denomina refracción luminosa al cambio que experimenta la dirección de propagación de la luz cuando atraviesa oblicuamente la superficie de separación de dos medios transparentes de distinta naturaleza. Las lentes, las máquinas fotográficas, el ojo humano y, en general, la mayor parte de los instrumentos ópticos basan su funcionamiento en este fenómeno óptico.

El fenómeno de la refracción va, en general, acompañado de una reflexión, más o menos débil, producida en la superficie que limita los dos medios transparentes. El haz, al llegar a esa superficie límite, en parte se refleja y en parte se refracta, lo cual implica que los haces reflejado y refractado tendrán menos intensidad luminosa que el rayo incidente. Dicho reparto de intensidad se produce en una proporción que depende de las características de los medios en contacto y del ángulo de incidencia respecto de la superficie límite. A pesar de esta circunstancia, es posible fijar la atención únicamente en el fenómeno de la refracción para analizar sus características.



**Figura 6: Refracción.**

## 2.9.1 Las leyes de la refracción

Al igual que las leyes de la reflexión, las de la refracción poseen un fundamento experimental. Junto con los conceptos de rayo incidente, normal y ángulo de incidencia, es necesario considerar ahora el rayo refractado y el ángulo de refracción o ángulo que forma la normal y el rayo refractado.

Sean 1 y 2 dos medios transparentes en contacto que son atravesados por un rayo luminoso en el sentido de 1 a 2 y  $\epsilon_1$  y  $\epsilon_2$  los ángulos de incidencia y refracción respectivamente. Las leyes que rigen el fenómeno de la refracción pueden, entonces, expresarse en la forma:

**1.ª Ley.** El rayo incidente, la normal y el rayo refractado se encuentran en el mismo plano.

**2.ª Ley. (ley de Snell)** Los senos de los ángulos de incidencia  $\epsilon_1$  y de refracción  $\epsilon_2$  son directamente proporcionales a las velocidades de propagación  $v_1$  y  $v_2$  de la luz en los respectivos medios.

$$\frac{\text{sen } \epsilon_1}{\text{sen } \epsilon_2} = \frac{v_1}{v_2} \quad (1)$$

Recordando que índice de refracción y velocidad son inversamente proporcionales la segunda ley de la refracción se puede escribir en función de los índices de refracción en la forma:

$$\frac{\text{sen } \varepsilon_1}{\text{sen } \varepsilon_2} = \frac{c/n_1}{c/n_2} = \frac{n_2}{n_1} \quad (2)$$

o en otros términos:

$$n_1 \text{ sen } \varepsilon_1 = n_2 \text{ sen } \varepsilon_2 = \text{Cte} \quad (3)$$

Esto indica que el producto del seno del ángulo  $\varepsilon$  por el índice de refracción del medio correspondiente es una cantidad constante y, por tanto, los valores de  $n$  y  $\text{sen } \varepsilon$  para un mismo medio son inversamente proporcionales.

Debido a que la función trigonométrica seno es creciente para ángulos menores de  $90^\circ$ , de la última ecuación se deduce que si el índice de refracción  $n_1$  del primer medio es mayor que el del segundo  $n_2$ , el ángulo de refracción  $\varepsilon_2$  es mayor que el de incidencia  $\varepsilon_1$  y, por tanto, el rayo refractado se aleja de la normal.

Por el contrario, si el índice de refracción  $n_1$  del primer medio es menor que el del segundo  $n_2$ , el ángulo de refracción  $\varepsilon_2$  es menor que el de incidencia  $\varepsilon_1$  y el rayo refractado se acerca a la normal.

Estas reglas prácticas que se deducen de la ecuación son de mucha utilidad en la representación de la marcha de los rayos, operación imprescindible en el estudio de cualquier fenómeno óptico desde la perspectiva de la óptica geométrica.

La refringencia de un medio transparente viene medida por su índice de refracción. Los medios más refringentes son aquellos en los que la luz se propaga a menor velocidad; se dice también que tienen una mayor densidad óptica. Por regla general, la refringencia de un medio va ligada a su densidad de materia, pues la luz

encontrará más dificultades para propagarse cuanta mayor cantidad de materia haya de atravesar para una misma distancia. Así pues, a mayor densidad, menor velocidad y mayor índice de refracción o grado de refringencia.

## **2.10 Difracción**

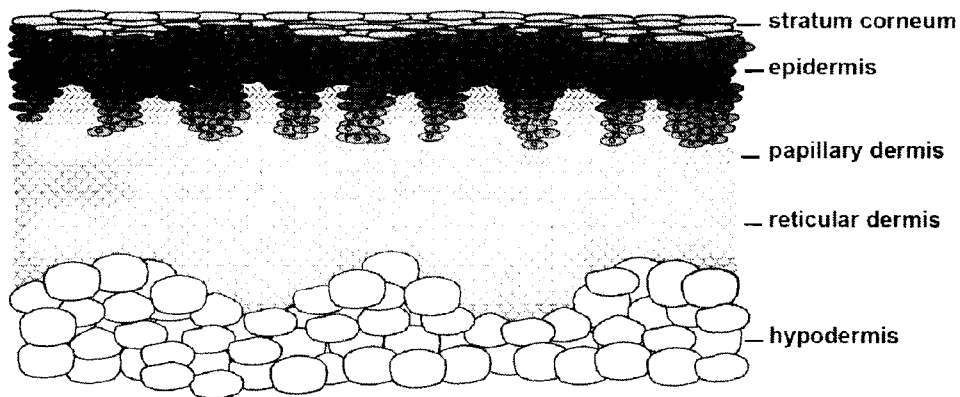
La difracción es el fenómeno que se produce cuando las ondas (mecánicas, electromagnéticas o asociadas a partículas ) alcanzan un obstáculo o abertura de dimensiones comparables a su propia longitud de onda , y que se manifiesta en forma de perturbaciones en la propagación de la onda, bien rodeando el obstáculo , bien sea produciéndose una divergencia a partir de la abertura. En nuestro caso consideraremos la difracción de las ondas electromagnéticas , y en un sentido amplio , podemos decir que la difracción se define como toda desviación de los rayos luminosos que no puede explicarse ni como reflexión ni como refracción.

## **2.11 Características estructurales y propiedades espectrales de la piel.**

La piel presenta un medio complejo y heterogéneo, donde el contenido de la sangre y el pigmento están distribuidos de una forma variable. La piel consiste principalmente de tres capas: epidermis con un grosor de unos 100  $\mu\text{m}$ , esta capa no contiene sangre, la siguiente capa es la dermis con un grosor de entre 1 - 4 mm, esta capa si esta vascularizada y la capa de grasa subcutánea que tiene entre 1 a unos 6 milímetros de espesor dependiendo del lugar del cuerpo.

Típicamente, las propiedades ópticas de estas capas son caracterizadas por la absorción y la dispersión que se presenta en una unidad de longitud de un fotón que viaja en el tejido y un factor de anisotropía, que representa el coseno promedio de los ángulos de dispersión.

La epidermis se puede subdividir en dos subcapas, la epidermis no viviente y la epidermis viviente. La epidermis no viviente es el estrato corneo con un grosor de entre 20  $\mu\text{m}$  y consiste de solo células escamosas muertas, y que son altamente keratinizadas con un alto contenido de grasas y lípidos, y tiene relativamente un bajo contenido de agua. La epidermis viva de unos 100  $\mu\text{m}$  de grosor contiene la mayoría de la pigmentación de la piel, principalmente melanina que es producida en los melanocitos. Las partículas grandes como los melanosomas (mayores a 300 nm de diámetro) exhiben principalmente dispersión.



**Figura 7: Estructura de la piel.**

La dermis es una capa vascularizada y los principales absorbentes en el rango espectral visible son la sangre por la hemoglobina, el caroteno y la bilirrubina. [4]

# Capítulo III Bilirrubinómetro Óptico

## 3.1 Radiación no Ionizante.

La radiación no ionizante (RNI) engloba toda la radiación y los campos del espectro electromagnético que no tienen suficiente energía para ionizar la materia. Es decir, la radiación no ionizante es incapaz de impartir suficiente energía a una molécula o un átomo para alterar su estructura quitándole uno o más electrones. La división entre la RNI y la radiación ionizante suele establecerse en una longitud de onda de 100 nanómetros aproximadamente.

Al igual que cualquier forma de energía, la energía RNI tiene el potencial necesario para interactuar con los sistemas biológicos, y las consecuencias pueden ser irrelevantes, perjudiciales en diferentes grados o beneficiosas. En el caso de la radiofrecuencia (RF) y la radiación de microondas, el principal mecanismo de interacción es el calentamiento, pero en la región de baja frecuencia del espectro, los campos de alta intensidad pueden inducir corrientes en el cuerpo y por ello resultar peligrosos. No obstante, se desconocen los mecanismos de interacción de las intensidades de los campos de bajo nivel.

Es importante definir que este dispositivo es un instrumento que aplica radiación no ionizante en las longitudes de onda del color Rojo, amarillo y Azul con intensidades controladas y con un tiempo de aplicación de solo unos 100ms por canal, este tiempo junto con la intensidad aplicada aseguran que no habrá efectos secundarios de ninguna índole al utilizar el instrumento.

## 3.2 Teoría de operación

La espectroscopia es actualmente usada para una gran cantidad de análisis de muestras ya sea in-vivo o invitro, y existe un tipo de espectroscopia la que se basa en reflectancia donde se refleja luz de forma difusa de un tejido (de una forma totalmente no invasiva) y analizando la luz reflejada. Tales dispositivos deben ser calibrados antes de usarse, especialmente para aplicaciones medicas u otras aplicaciones criticas ya que esta calibración del instrumento puede verse afectada por varios factores entre los que están las variaciones de la fuente de luz, si se usan lentes el opacamiento y envejecimiento de las propias lentes, la temperatura, los cambios en la sensibilidad del dispositivo detector, y algunas variaciones de la propia circuitería electrónica.

El dispositivo propuesto funciona básicamente realizando una serie de disparos de luz de corta duración de alrededor de 100ms de baja intensidad en la piel, las longitudes de onda utilizadas son el color Rojo, el color azul y el amarillo, más adelante se explicara con detalle el porqué del uso de estos colores, seguido a cada disparo de luz se realiza una medición de la luz reflejada por la piel durante este periodo de 100 ms y se realiza un cálculo con estas mediciones para obtener una valor de bilirrubina transcutánea.

Al utilizar luz de baja intensidad (basada en dispositivos LED) se está utilizando un tipo de radiación no ionizante por lo cual es un dispositivo totalmente seguro y que no presenta ningún riesgo

### 3.2 Método de calibración

La rutina de calibración se refiere a realizar una medición óptica de un bloque de teflón, así las mediciones subsecuentes son normalizadas por esta medición inicial estándar.

Esta normalización tiene por objetivo eliminar o cancelar la influencia de la fuente (S) y la respuesta del detector (D), las cuales son dependientes de la longitud de onda.

El resultado de la medición (M) es relacionado a la reflectancia de la piel (R) por un factor  $f^*$  que es dependiente de la eficiencia de colección (f) para capturar la luz reflejada por la sonda utilizada sobre la piel, usando la eficiencia de colección en el Teflón estándar ( $f_{std}$ ), y la reflectancia del teflón estándar ( $R_{std}$ ) tenemos :

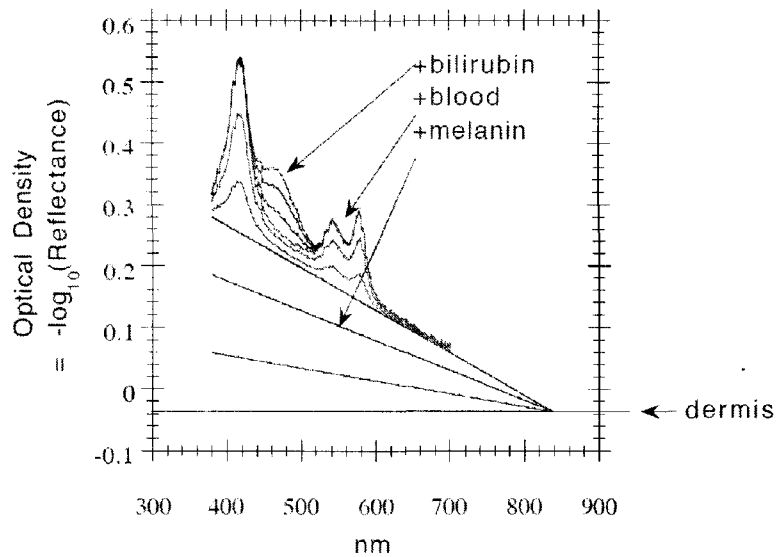
$$M = \frac{S f R D}{S f_{std} R_{std} D} = \frac{f}{f_{std} R_{std}} R \quad (4)$$

$$M = f^* R \quad (5)$$

El espectro básico de reflectancia de la piel  $M(\lambda)$  se muestra en la figura () y ha sido comúnmente expresado como la densidad óptica aparente  $OD(\lambda)$  que se obtiene de :

$$OD = -\log_{10}(M) \quad (6)$$

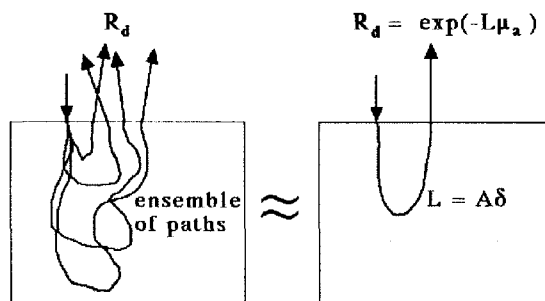
De la grafica de reflectancia (figura) se puede ver que si se aumenta la melanina se causa un aumento de la línea base de absorción, con un punto de pivote aparente en cerca de los 837 nm.



**Figura 8: Gráfica de densidad óptica.**

### 3.3 Cálculo de la reflectancia

Cuando los fotones entran al tejido, algunos pueden dispersarse y escapar de regreso a la superficie donde son observables. el flujo de luz que escapa es llamado reflectancia difusa  $R_d$ . El valor de  $R_d$  depende de los coeficientes de absorción de el tejido  $\mu_a$ , y la longitud efectiva que los fotones viajan en el tejido.



**Figura 9: Combinación de caminos recorridos por los fotones.**

$R_d$  está únicamente relacionado con la relación entre la dispersión y la absorción. La reflectancia difusa de la superficie de un medio seminfinito homogéneo con un coeficiente de absorción  $\mu_a$  [ $\text{cm}^{-1}$ ] y un coeficiente de dispersión  $\mu_s$  [ $\text{cm}^{-1}$ ] es aproximado por la expresión:

$$R_d \approx e^{-A\delta\mu_a} = e^{-\frac{A}{\sqrt{3(1+N')}}} \quad (7)$$

donde

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}} \quad (8)$$

y

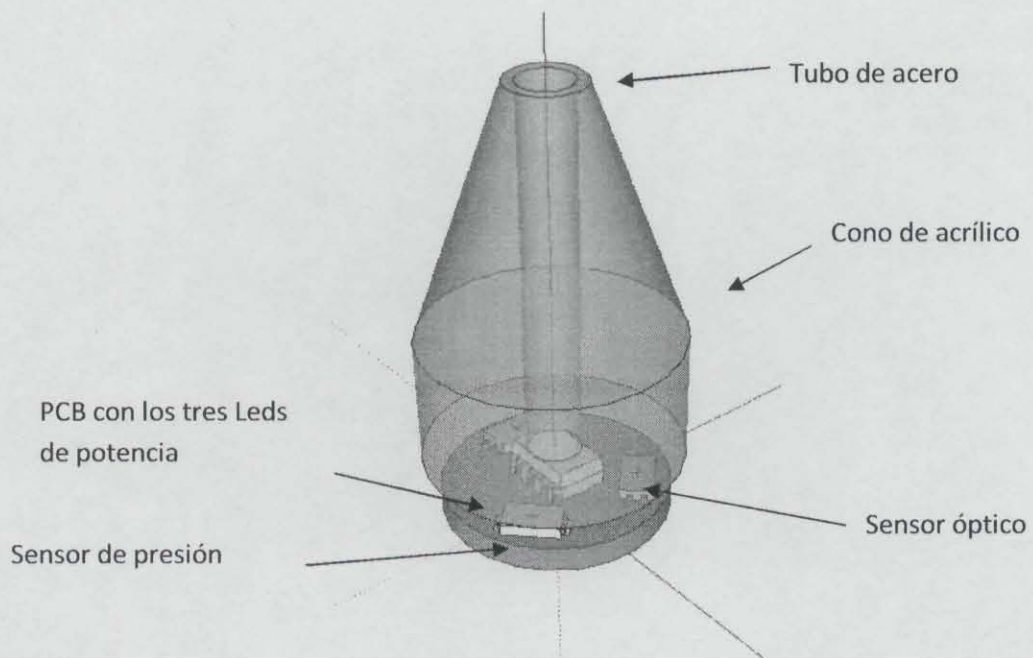
$$N' = \frac{\mu'_s}{\mu_a} \quad (9)$$

$\delta$  es la profundidad de penetración óptica.  $N'$  es definido como la relación de la dispersión a la absorción. El factor  $A \delta$  es igual a la aparente longitud  $L$  para la atenuación de los fotones debido al coeficiente de absorción  $\mu_a$ . En otras palabras el ensamble de los recorridos de los fotones para la luz que escapa observada como  $R_d$  puede ser aproximado por un simple recorrido  $L = A \delta$

### 3.4 Sistema Óptico

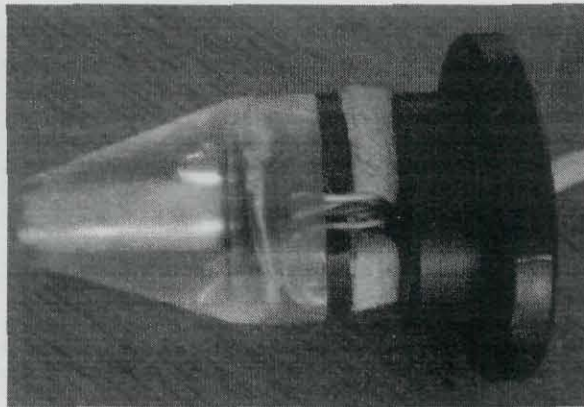
El sistema óptico de medición de bilirrubina se basa en la utilización de 3 diferentes longitudes de onda que tienen diferentes interacciones con el tejido para la determinación de la cantidad de bilirrubina en la sangre, en bien sabido que ciertas longitudes de onda interactúan con los tejidos humanos, este efecto es utilizado por ejemplo en los pulsioxímetros, que usan una longitud de onda en el rojo y otra en el

infrarrojo cercano, las diferencias de absorción de cada longitud de onda se miden y mediante un algoritmo computacional se determina la cantidad de oxihemoglobina y de hemoglobina y con esto se calcula la cantidad de oxígeno en la sangre. En el caso de este medidor de bilirrubina se utiliza el mismo principio pero usando los colores rojo ( mayor interacción con la oxihemoglobina), azul ( mayor interacción con la bilirrubina) y amarillo ( para tono de piel y edad gestacional).



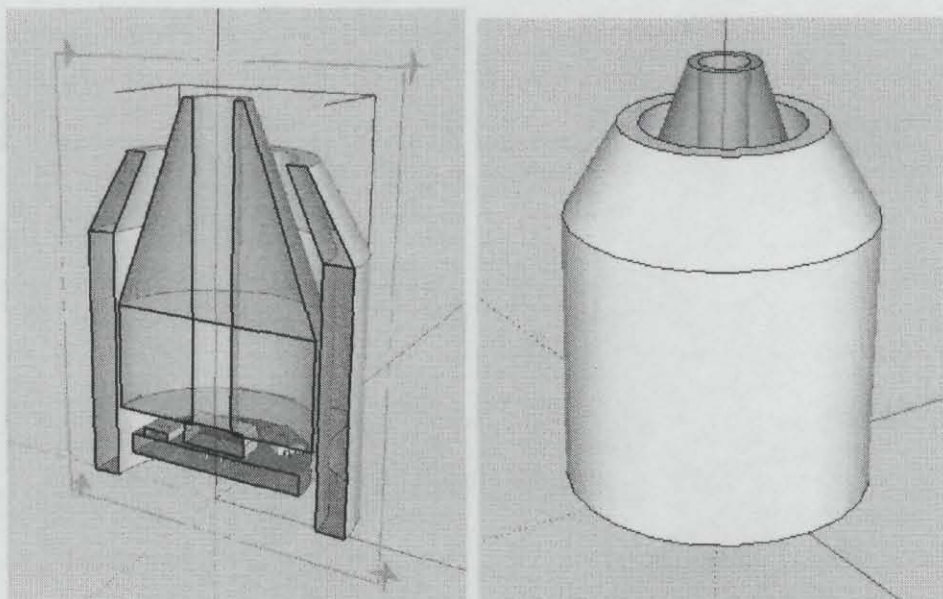
**Figura 10: construcción de la Sonda.**

El sensor de mano o sonda contiene la parte óptica del instrumento de medición de bilirrubina, aquí están incluidos los emisores LED de cada color y un sensor óptico dentro de un sistema que recibe la luz que es aplicada a la piel del paciente, este sistema está formado por una placa PCB donde están colocados los led's de potencia y el sensor óptico, un cono de acrílico que se encarga de dispersar la luz emitida por los led's y una cubierta del cono de acrílico para atrapar la luz aplicada.



**Figura 11: Sonda que incluye el sensor de luz.**

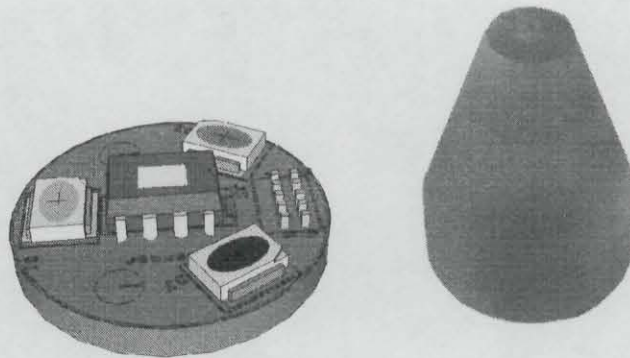
En la figura () se muestra un corte transversal de la sonda sensor se puede ver que los led's están colocados de tal forma que emiten la luz que se concentra y se dirige hacia la parte superior del cono y esta parte entra en contacto con la piel del paciente los led's están montados sobre una placa de circuitos impresos donde esta toda la electrónica necesaria, y en la parte de la base se encuentra un sensor de presión.



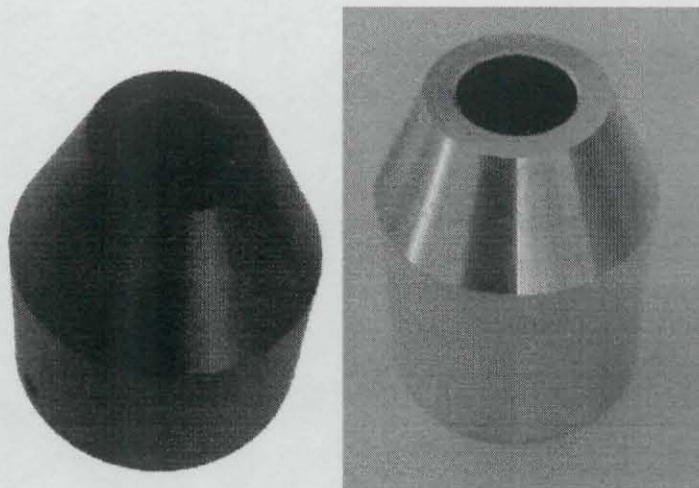
**Figura 12. Corte transversal y vista 3D de la sonda.**

### 3.5 Sistema De Iluminación

El sistema de iluminación consta de tres led's de alta potencia colocados dentro de un PCB y que se disparan en secuencia, la luz emitida es dirigida hacia la punta de la sonda mediante una guía óptica fabricada de acrílico, la guía óptica se encuentra aislada de la luz exterior que podrían meter efectos no deseados en la medición, esto se logra colocando la guía dentro de una cubierta de Nylamid (Primer prototipo) o de aluminio (segundo prototipo).



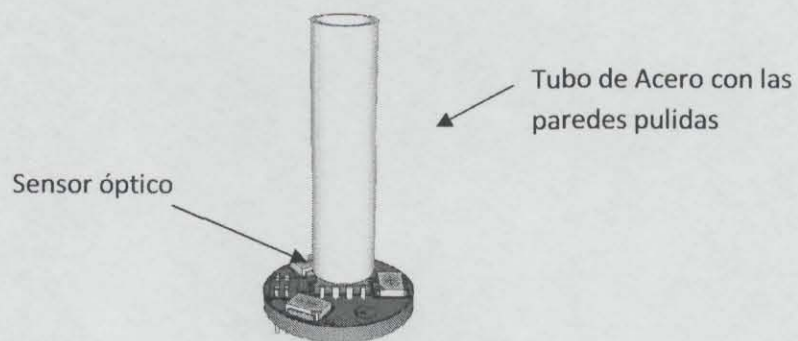
**Figura 13 .Tarjeta de circuito impreso con el sensor de transimpedancia y guía de luz.**



**Figura 14. Conos protectores de la guía óptica de nylamid y aluminio.**

### 3.6 Sistema De Enfoque

La luz de cada led que se dirige hacia la parte superior de la sonda sale y una parte es absorbida por el tejido, la luz absorbida de cada longitud de onda depende de ciertos factores como cantidad hemoglobina en la sangre, tono de piel, edad gestacional y cantidad de bilirrubina en la sangre , otra parte de la luz se pierde debido a efectos de difracción pero una parte sale otra vez del tejido, esta parte se recoge en la parte central de la guía óptica de acrílico mediante un pequeño tubo de acero y que dirige la luz recogida hacia el sensor óptico colocado en el centro de la placa PCB donde también están colocados los led's emisores.



**Figura 15. PCB y sistema de enfoque de luz.**

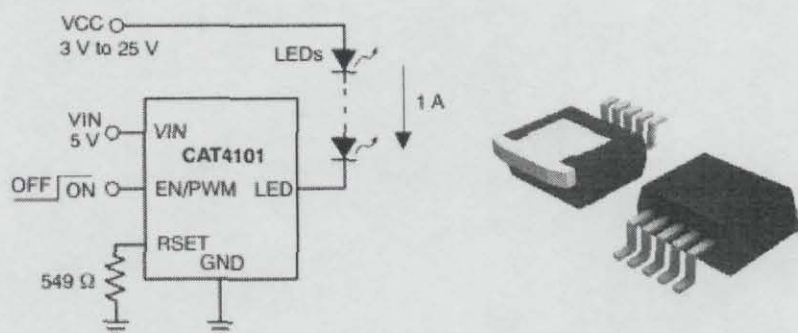
# Capítulo IV Sistema Electrónico de Señal Óptica

## 4.1 Control de Intensidad de Leds

### 4.1.1 Circuito de disparo de los LED's de potencia

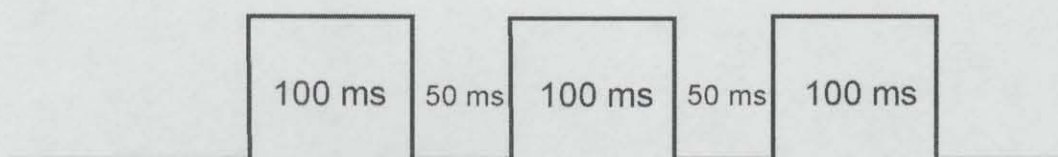
Para el control de disparo de los led's de potencia se debe asegurar que la corriente máxima de disparo no sobrepase un límite preestablecido para evitar daños al led y siempre emitir la misma cantidad de luz hacia el dispositivo, para esto se hace uso de una fuente de corriente para controlar la intensidad de disparo, esta fuente de corriente se puede implementar en forma discreta pero se opto por usar un controlador de LED integrado, el CAT4101 el cual es un controlador de LED's capaz de entregar hasta una corriente de 1 A, tiene bajo ruido, necesita pocos componentes externos y la corriente de salida se fija mediante una única resistencia externa lo cual ayuda al ahorro de espacio en el PCB, además de tener una entrada para habilitación o PWM que puede controlarse directamente desde el Microcontrolador.

En la figura 16 se muestra la conexión básica del CAT4101.



**Figura 16: Circuito de control de leds**

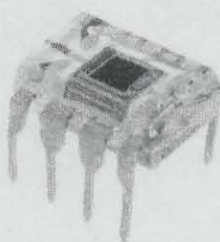
Este circuito de control permite hacer disparos precisos con la misma intensidad debido a que la corriente que circula por los leds de potencia siempre es la misma, por lo que no habrá variaciones debido a calentamiento de componentes o envejecimiento de los mismos durante un periodo de tiempo largo.



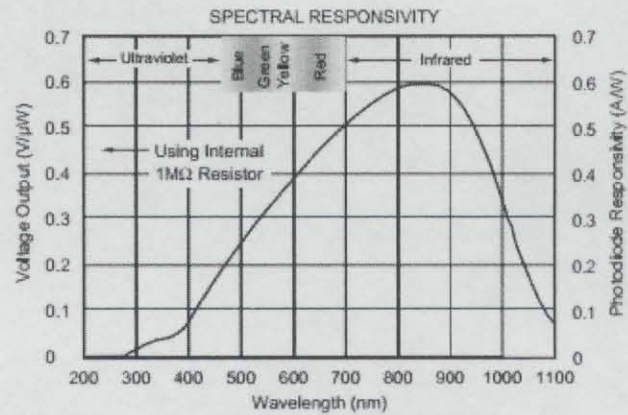
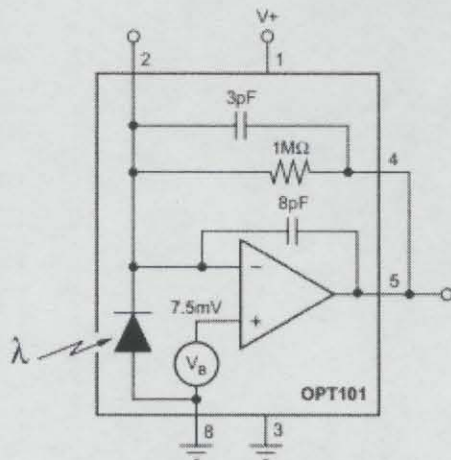
**Figura 17: secuencia de disparo para cada canal**

## **4.2 Etapa de preamplificación de Transimpedancia**

La señal óptica se recoge en el sensor una vez que ha salido por el cono de acrílico y ha interactuado con el tejido y regresa por el centro de la sonda y llega directamente al sensor óptico a través del centro del cono, el sensor óptico utilizado es el opt101 (figura 19) el cual es un fotodiodo integrado a un amplificador de transimpedancia y que tiene una salida de voltaje que se incrementa linealmente con la intensidad de la luz recibida.



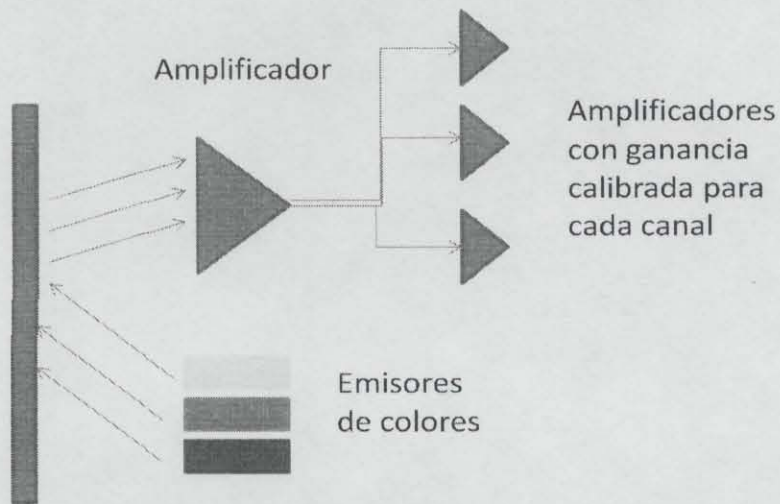
**Figura 18. Amplificador de transimpedancia usado.**



**Figura 19: Estructura interna del amplificador y respuesta espectral.**

### 4.3 Amplificador de Ganancia Variable

Como se puede ver en la curva de respuesta espectral del sensor óptico (figura 19) la sensibilidad para los tres colores usados no es igual , por lo que se necesita de una forma de calibrar la respuesta para cada canal individual, esto se logra haciendo que la señal que proviene del sensor de Transimpedancia pase a través de tres amplificadores mas, cada uno con una ganancia que se calibra para un color en específico, esta calibración se realiza haciendo un disparo de calibración hacia un “blanco”, y calibrando cada canal para tener la misma respuesta de salida.



**Figura 20: Diagrama de operación general.**

## 4.4 Convertidor Analógico-digital

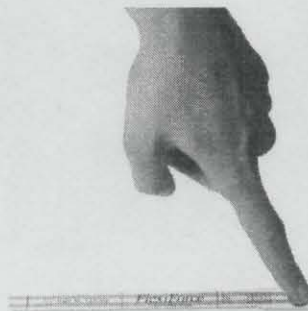
El convertidor Analógico a digital permite obtener las muestras analógicas y poder convertirlas a señales digitales que pueden ser procesadas por el microcontrolador y posteriormente enviadas hacia la computadora para análisis, en este caso se utilizó el convertidor analógico digital interno del microcontrolador el cual es de 10 bits de resolución y se usa con un voltaje de referencia de 5v lo cual nos da una resolución de 4.88 mV por bit, resolución más que suficiente para medir la respuesta del instrumento, ya que se tiene un rango dinámico de 0 a 5 volt.

## 4.5 Detector de Fuerza para Punto de disparo

### 4.5.1 Sensor de Fuerza

La mayoría de los ingenieros están familiarizados con diferentes tipos de sensores de fuerza, ya que estos se utilizan ampliamente en áreas como robótica o equipo industrial sistemas de seguridad de automóviles entre otras áreas.

Particularmente los sensores de fuerza más conocidos son las llamadas celdas de carga, sin embargo estos sensores tienen desventaja que en aplicaciones donde la carga es pequeña la celda de carga puede ser más pesada que lo que se quiere medir o donde el espacio y tamaño son factores a primordiales a considerar la celda de carga no es una opción factible.



**Figura 21. Sensor de fuerza.**

En aplicaciones como esta, en la cual se necesita un modulo que sea pequeño y ligero, se eligió utilizar un sensor de fuerza de los llamados Táctiles, estos sensores típicamente están contruidos en un material delgado, ligero y flexible dentro de cierto margen.

Específicamente para esta aplicación se eligió el sensor Flexiforce A301 de la compañía TekScan, el cual tiene un tamaño reducido, es de bajo costo y tiene una respuesta lineal con la fuerza aplicada (Figura 22).



Figura 22: sensor de Fuerza A301 de Tekscan.

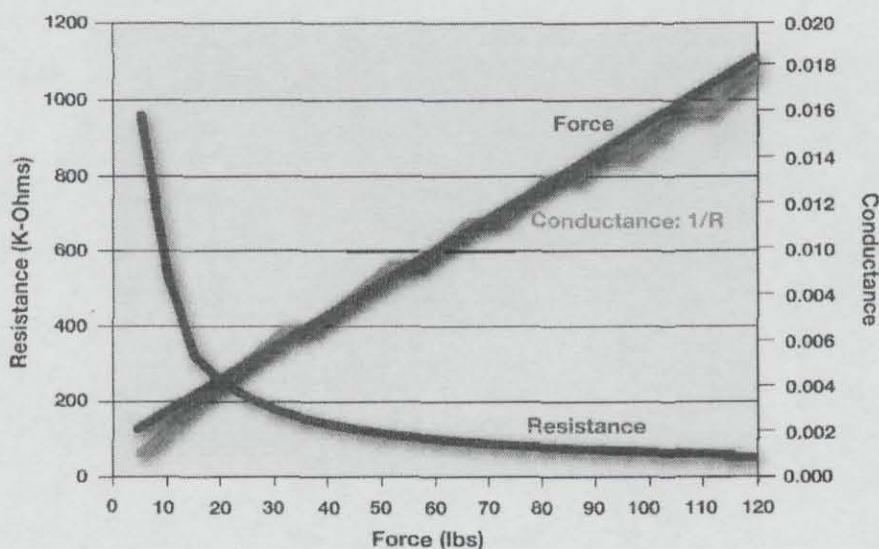
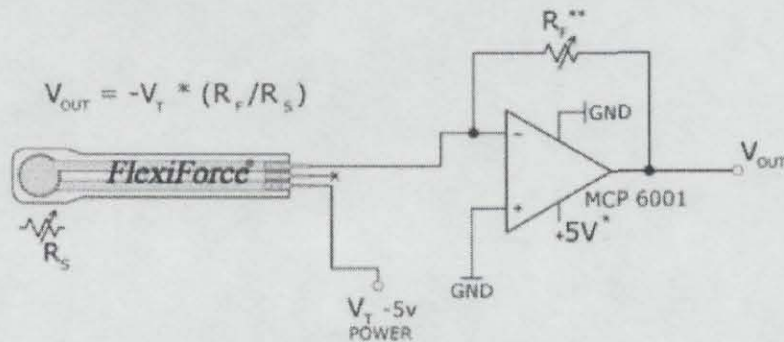


Figura 23. Respuesta del sensor Flexiforce.

El circuito de adecuación de respuesta del sensor se muestra en la figura 24, este circuito es el propuesto por el fabricante, sin embargo cuenta con el inconveniente de requerir una alimentación de voltaje negativa, y ya que el sistema debe usar baterías el

uso de una alimentación negativa complicaría demasiado el sistema, por lo que se diseñó un circuito alternativo que utiliza solo una fuente de alimentación positiva.



**Figura 24. Circuito de adecuación de señal recomendado por el fabricante.**

#### 4.5.2 Calibración de punto de disparo

Para evitar que el sensor dispare en diferentes momentos se utiliza un sistema que mide la fuerza aplicada en la punta del sensor y que hace que siempre se dispare con un nivel de fuerza igual en cada disparo, esto se realiza con un sensor de fuerza Flexiforce piezo-resistivo cuya resistencia varia en forma inversamente proporcional a la fuerza que recibe.

El circuito de adecuación para este sensor de fuerza se puede calibrar de tal forma que al sobrepasar el punto de calibración se envía una señal al microcontrolador principal para comenzar la secuencia de disparo de los led's de potencia.

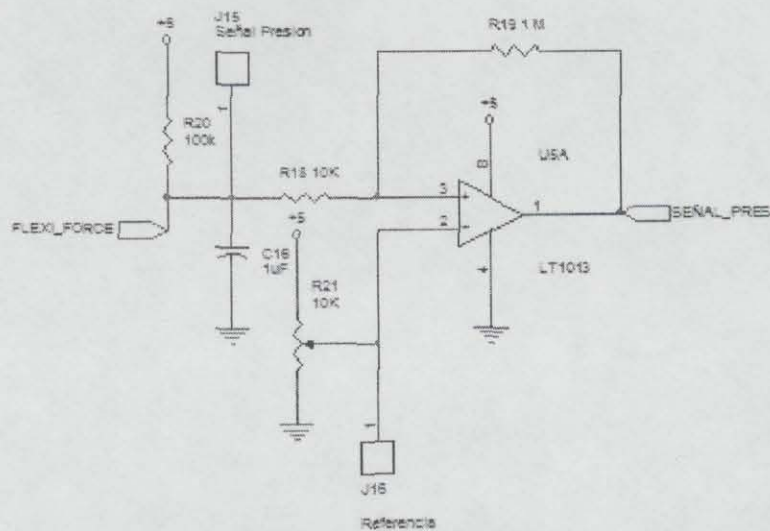


Figura 25. Sección de medición de fuerza y calibración del punto de disparo.

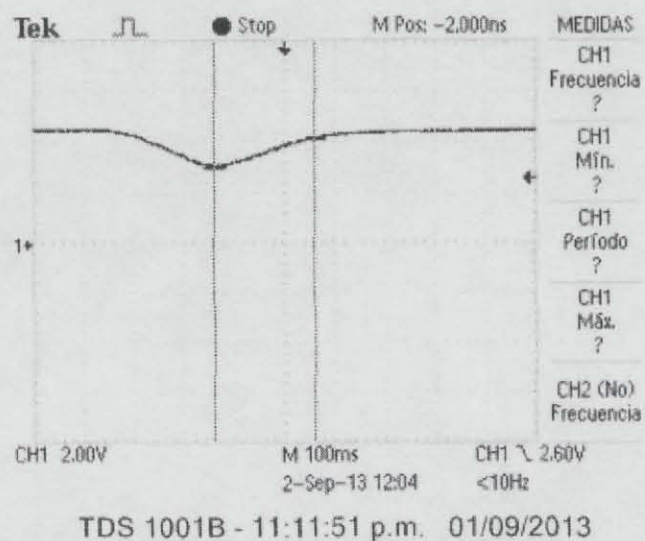
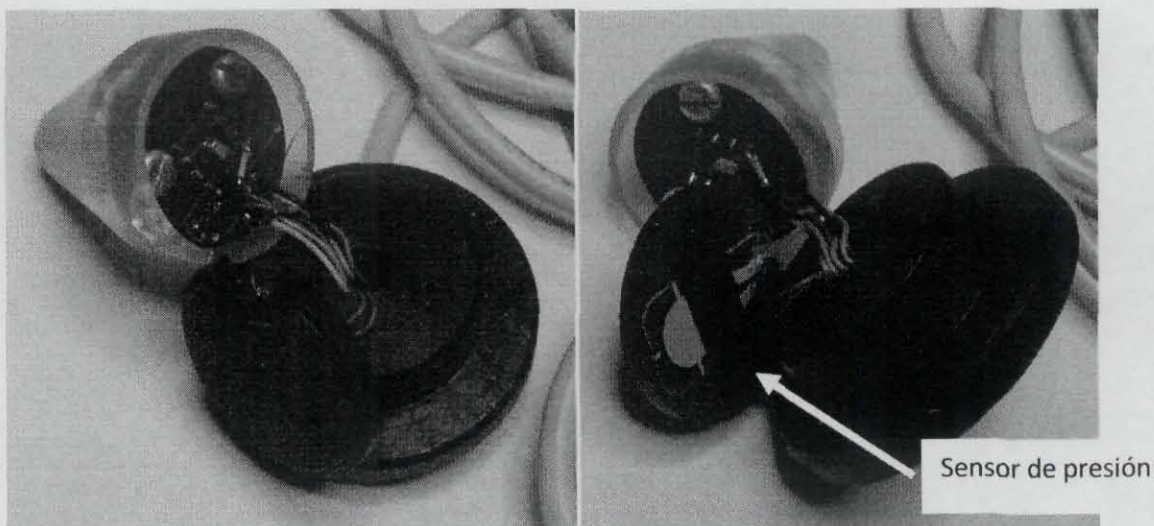


Figura 26: Respuesta del sensor de fuerza.

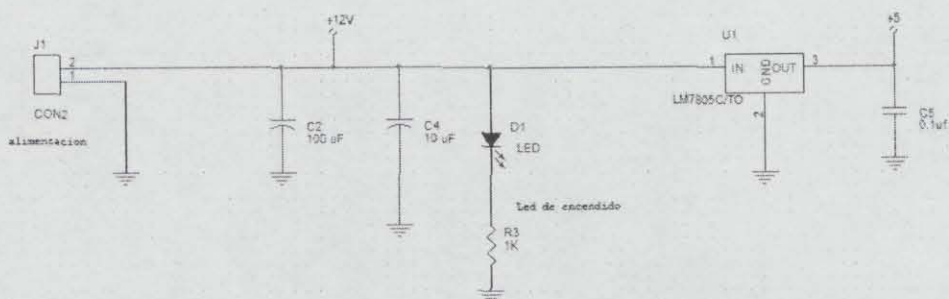
El sensor de Fuerza se coloca dentro de la sonda en la parte inferior de tal forma que al presionar la punta de la sonda contra la frente del paciente se ejerce una fuerza que se detecta y se envía al circuito de medición de fuerza.



**Figura 27.** Sonda desarmada, se puede ver el sensor de presión que se coloca en la parte posterior de la tapa.

## 4.6 Sistema de alimentación

Para el prototipo 1 tiene requerimientos de alimentación eléctrica simples, básicamente una fuente de alimentación de 12 V para los LEDs e internamente dentro de la tarjeta se regulan a 5 volts para alimentación toda la lógica y control que funciona con este voltaje.



**Figura 28.** Circuito de alimentación para el prototipo 1.

#### 4.6.1 Sistema de cargador de baterías

The circuit diagram illustrates a temperature measurement system. It consists of several key components and their interconnections:

- Voltage Follower Stage:** An operational amplifier (UAF4084) is configured as a voltage follower. Its non-inverting input (+IN) receives a +12V supply through a 10kΩ resistor (R1). The output (OUT) is connected back to its inverting input (-IN) via a feedback network consisting of a 1MΩ resistor (R2) and a 0.1μF capacitor (C1). The output also drives a 10kΩ load (J3).
- Differential Amplifier Stage:** A second operational amplifier (IC2002) is configured as a differential amplifier. Its inputs are connected to the outputs of two comparators (IC1A and IC1B) via resistors R3 and R4. The output of the differential amplifier is connected to a thermistor (T1) through a 10kΩ resistor (R5).
- Comparator Stage:** Two comparators (IC1A and IC1B) are used to compare the temperature signal against reference voltages. They are powered by a +12V supply through a 10kΩ resistor (R6). Their outputs are connected to a common bus (J1) which is also connected to ground through a 10kΩ resistor (R7).
- Output Stage:** The common bus (J1) is connected to a diode (D1) and a 10kΩ resistor (R8). The diode's cathode is connected to ground, and its anode is connected to a +12V supply through a 10kΩ resistor (R9).

38

## 4.7 Primer prototipo

La tarjeta completa se muestra en la figura 30, se pueden ver las partes más importantes.

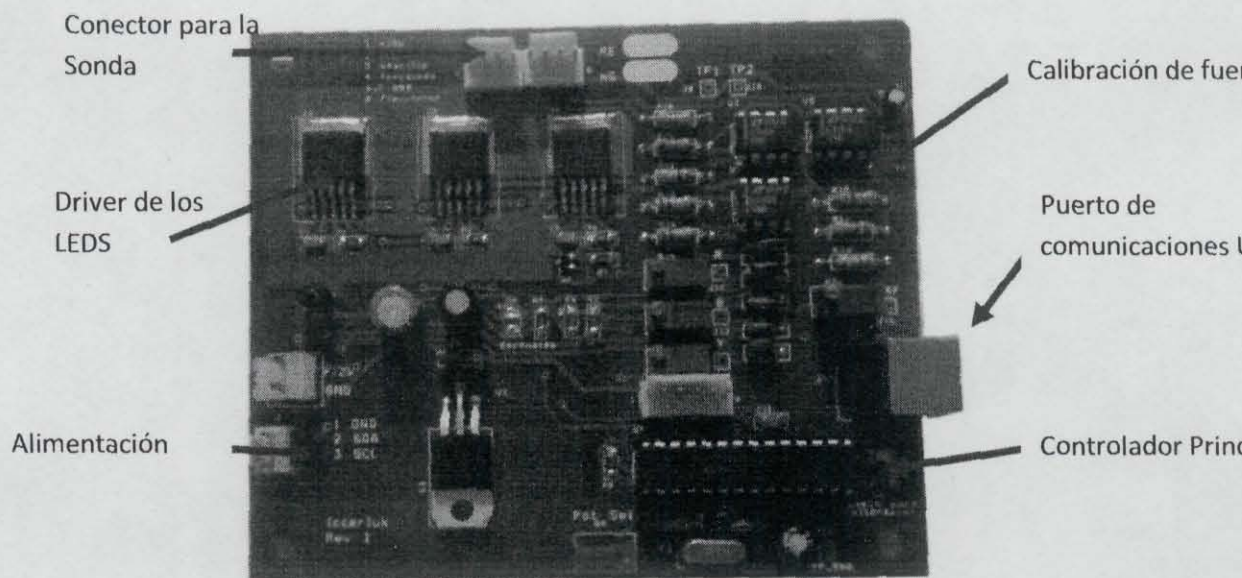


Figura 30. Tarjeta de circuito impreso para el prototipo 1

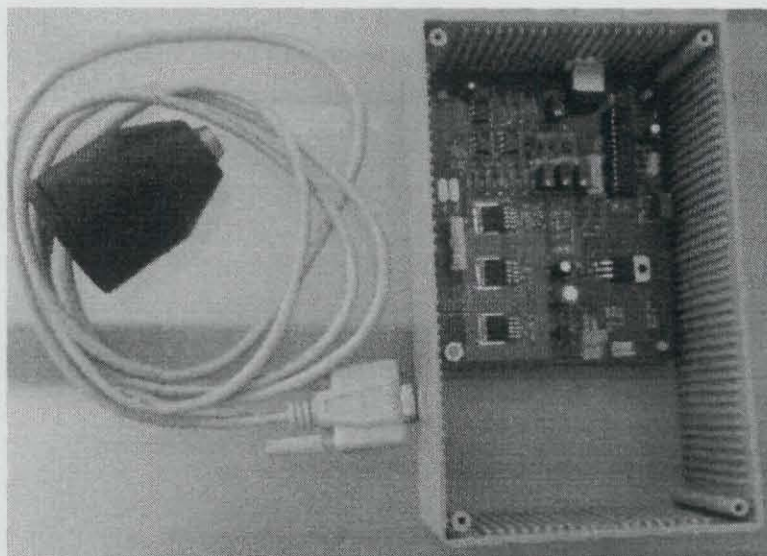


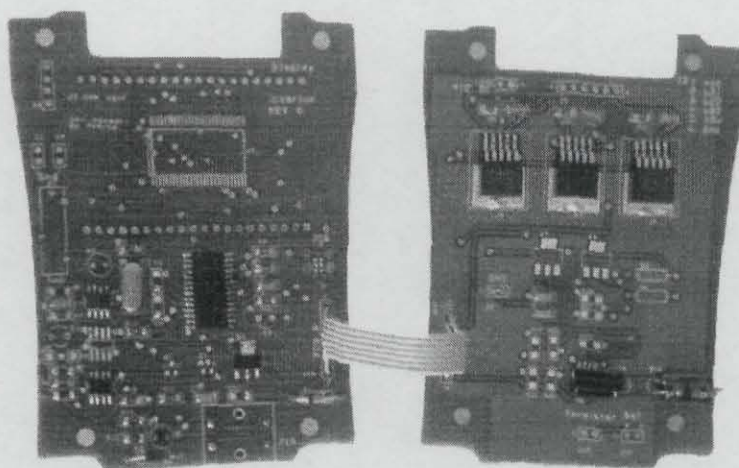
Figura 31. Prototipo 1 en su caja junto a su sonda

## 4.8 Segundo prototipo

El prototipo número 2 se diseño pensando en un instrumento tipo HandHeld, es decir un instrumento portátil que se puede llevar a cualquier lado para realizar mediciones de una manera fácil.

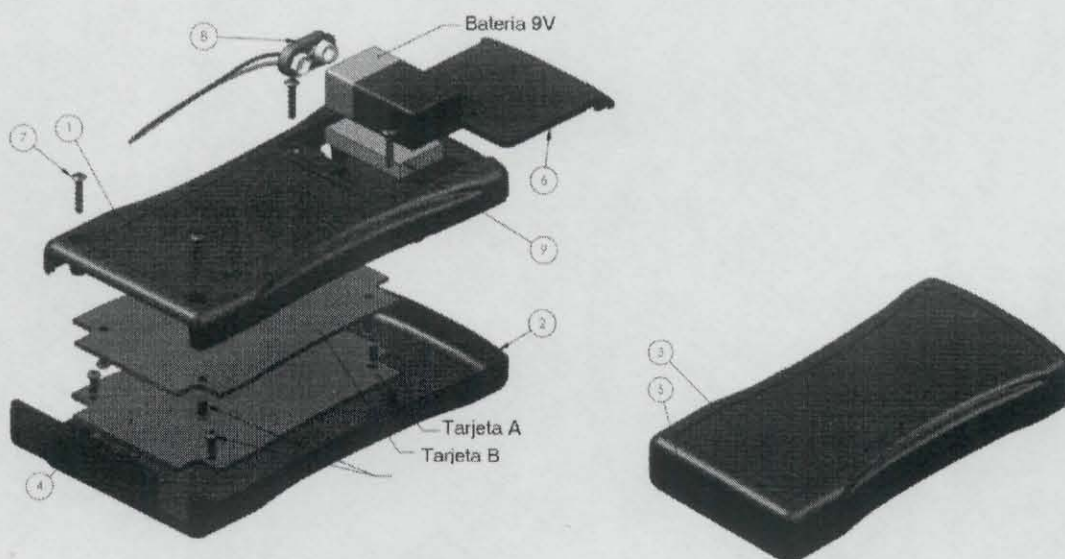
Existe en el mercado diversas cubiertas que se utilizan para instrumentos de medición portátil, una estas empresas es Polycase que tiene muchos modelos de cubiertas o cajas disponibles, y que son relativamente de bajo costo.

La modificación principal del prototipo 1 al nuevo prototipo fue por el espacio más reducido en el PCB por lo que se tuvo que modificar la distribución de componentes para organizarlas en dos tarjetas PCB que se montan dentro del case, pero las etapas de control, amplificación y detección siguen siendo iguales, únicamente se agrego una etapa que controla un circuito de carga de baterías para recargar la batería interna del dispositivo.



**Figura 32. Ensamble e interconexión de tarjetas.**

**Figura 33 : Montaje en la caja de Instrumento.**



**Figura 34. Diagrama del Ensamble final del prototipo 2.**

Partes del instrumento:

- Tapa inferior (1)
- Tapa superior (2)
- Cara superior para colocación de etiquetas (3)
- Tapas intercambiables (4) (5)
- Tapa de compartimento de baterías (6)
- Tornillos (7)
- Conector de la batería (8)
- Soporte de la Batería. (9)

## Capítulo V. El software y el firmware

En el caso de un dispositivo de hardware controlado por un microcontrolador o un microprocesador se utilizan tanto un firmware que interactúa con el hardware a bajo nivel, y con un software que corre aplicaciones del usuario para poder utilizarlo.

El firmware es la combinación de memoria persistente y código de programas y datos almacenados en esta memoria, ejemplos típicos de dispositivos conteniendo firmware son los sistemas embebidos tales como luces de tráfico, relojes digitales, calculadoras, teléfonos móviles, cámaras digitales, El firmware contenido en estos dispositivos provee el programa de control para el dispositivo. El firmware esta contenido dentro de una memoria no volátil dentro del mismo dispositivo tales como memorias ROM, EPROM, o memorias FLASH, y provee las instrucciones para que el dispositivo interactúe con el hardware o la electrónica a muy bajo nivel, leyendo sensores o activando salidas específicas del hardware.

El software para este dispositivo se refiere al código o programa que realiza tareas de alto nivel y que interactúa con el usuario a través de una computadora, y que se utiliza en este caso para el almacenamiento de los datos obtenidos con el dispositivo.

### 5.1 Programa del Microcontrolador (Firmware)

El programa del microcontrolador realiza múltiples tareas, primero configura los periféricos a usar, tal como el convertidor analógico a digital que se usa para realizar las mediciones, también configura los puertos digitales que se usan para los botones, también

para las salidas digitales de control de la pantalla LCD y también para las entradas del sensor de fuerza.

Además controla la comunicación mediante el puerto USB para descargar los datos obtenidos de las mediciones a una computadora.

En los diagramas de flujo de las figuras 35 y 36 se muestran las funciones principales que realiza el microcontrolador.

## **5.2 Interfaz de comunicación USB**

Para capturar datos de diferentes experimentos y poder tener una base de datos de mediciones de diferentes experimentos se desarrolló un software que funciona con el circuito de medición capturando y almacenando los datos de diferentes muestras de pacientes. Los datos los captura el instrumento y los envía a través del puerto USB hasta una PC en donde los datos de diversos experimentos o mediciones se almacenan en un archivo de datos para su posterior análisis a través del software de adquisición de datos.

La comunicación la realiza el mismo microcontrolador PIC18F2550, la comunicación se usa en modo estándar y se configura como un emulador de dispositivo Serial, enviando los datos en forma de 6 paquetes de datos que son fácilmente decodificables.

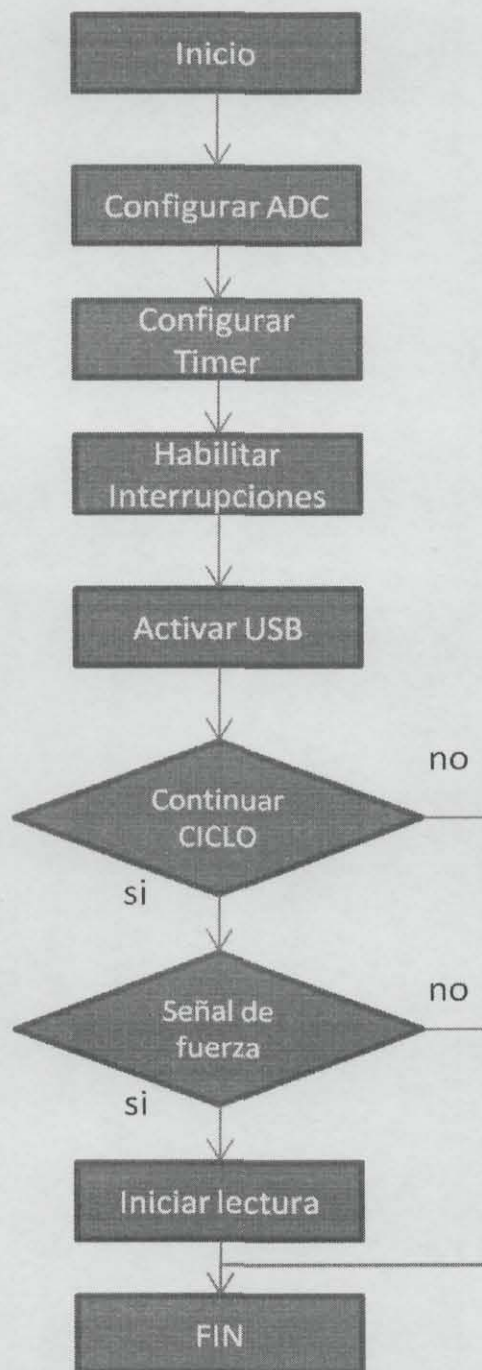


Figura 35. Diagrama de flujo del programa principal del microcontrolador

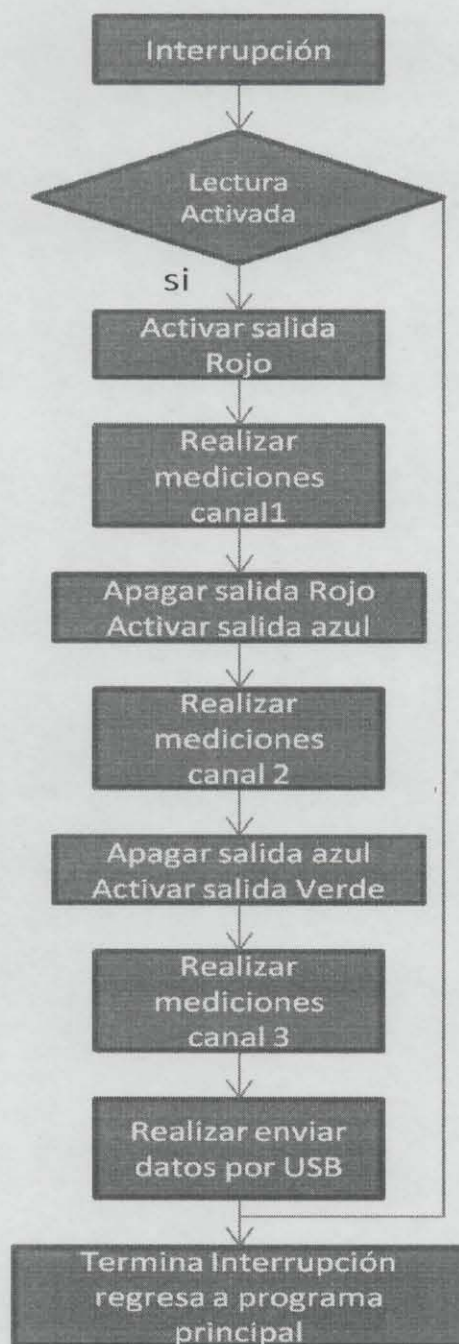


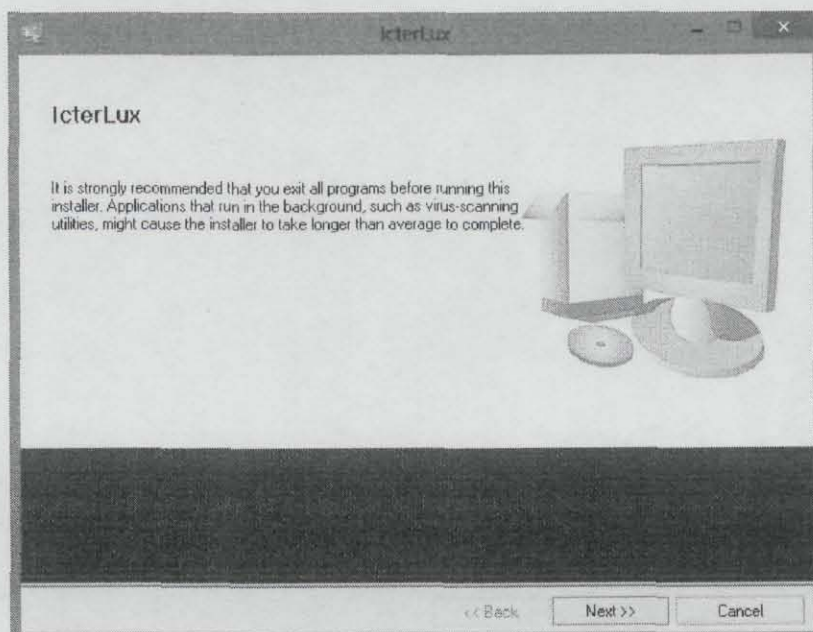
Figura 36. Diagrama de flujo de la interrupción principal.

## 5.3 Software de adquisición de datos

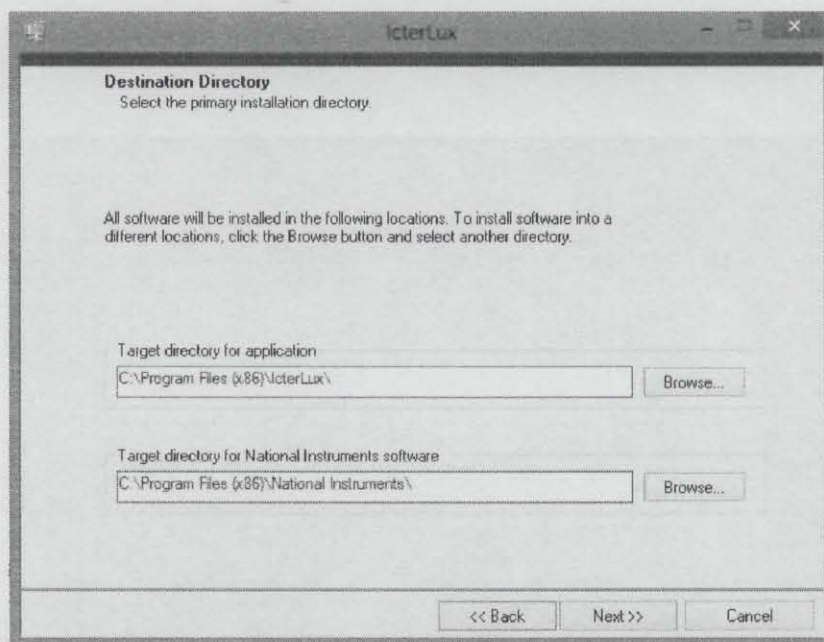
### 5.3.1 Instalación

La instalación del software utiliza un asistente de instalación que configura las opciones de instalación del usuario como carpeta de destino y grupo de programas, esto para poder ejecutar el programa de captura de datos y determinar en que carpeta se almacenaran los datos obtenidos de la toma de muestras.

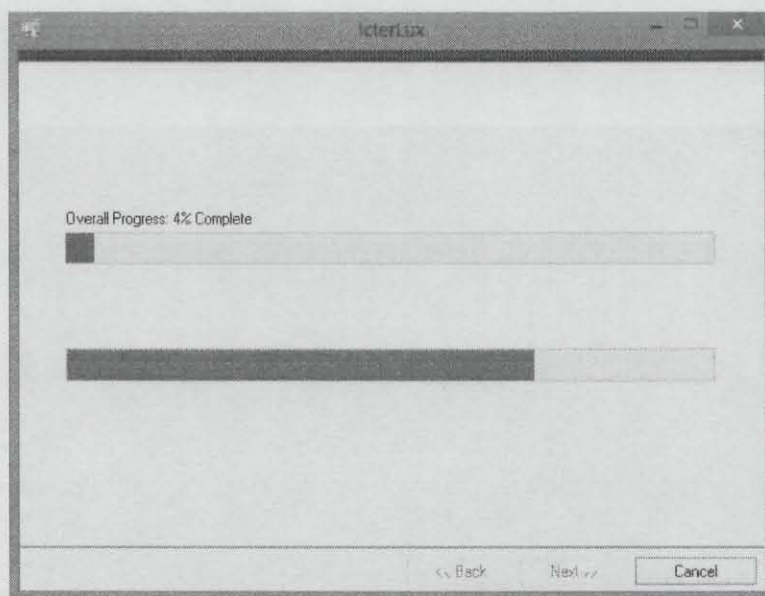
El mismo programa de instalación va guiando al usuario a través de las diferentes opciones de instalación,.



**Figura 37. Pantalla de bienvenida a la instalación.**



**Figura 38. Pantalla para seleccionar carpeta de destino**



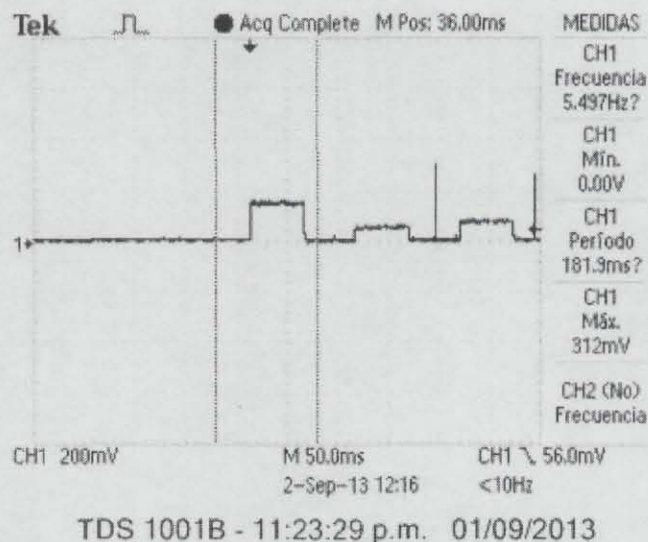
**Figura 39. Progreso de la instalación y actualización de componentes.**

Una vez instalado el software el dispositivo puede comenzar a realizar mediciones y enviarlas directamente a la PC que esté conectada para almacenar los datos obtenidos de las mediciones en un formato compatible con excel o con MATLAB para su posterior análisis.

# Unidad VI Resultados Experimentales y Conclusiones

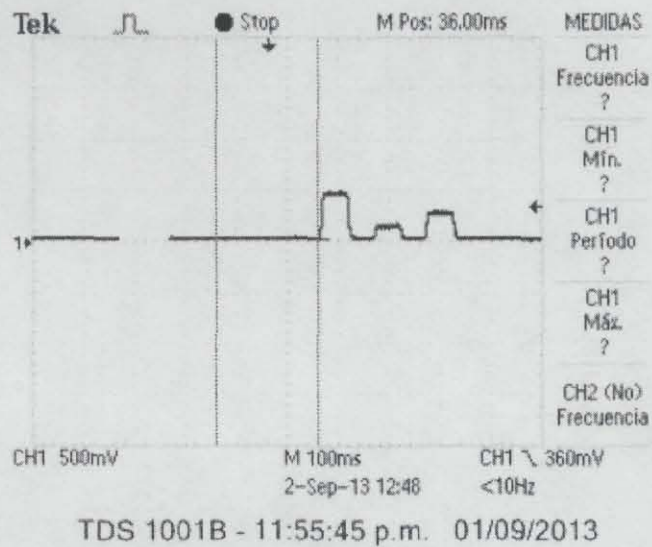
## 6.1 Sistema de calibración Manual.

El método de calibración para pruebas se realiza haciendo un disparo de prueba sobre una superficie con una reflectividad conocida tal como el llamado blanco de teflón y obteniendo la lectura del sensor óptico para el disparo de cada color.

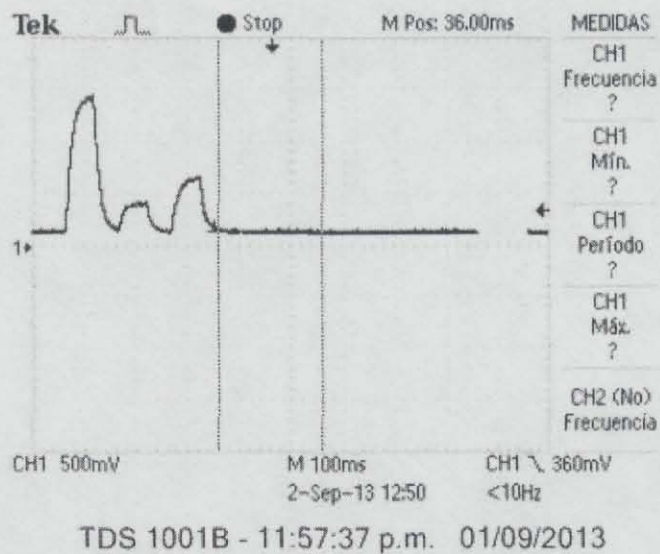


**Figura 40. Señal obtenida al disparar los tres colores al blanco.**

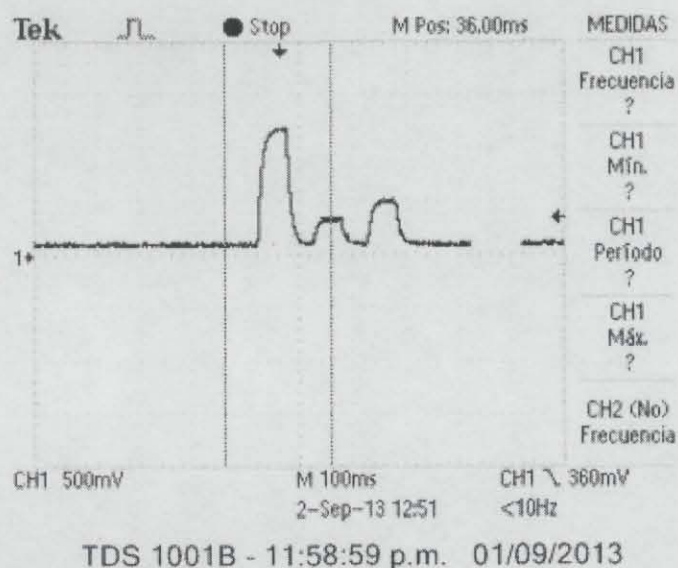
Mediante disparos al blanco se puede calibrar cada canal en forma independiente para que tenga la misma ganancia en su canal de amplificador propio.



**Figura 41. Ajuste de Ganancia para el canal 1.**



**Figura 42. Ajuste de ganancia para el canal 2.**



**Figura 43. Ajuste de ganancia para el canal 3.**

## 6.2 Sistema de calibración automático.

En el prototipo 1 se utilizó un sistema con un amplificador con un ajuste de ganancia manual mediante el uso de un potenciómetro de ajuste y cada canal se ajusta o calibra al ensamblar el equipo, sin embargo con el tiempo los componentes electrónicos sufren un deterioro debido a diversos factores y la calibración se desajusta, por lo cual se necesitaría una recalibración.

Para eliminar este inconveniente, en el prototipo 2 se utilizó un sistema de ajuste automático de ganancia utilizando un amplificador con una ganancia programable mediante el uso de un potenciómetro digital el cual se ajusta mediante software desde el controlador principal a través del bus I<sup>2</sup>C, con esto se elimina el proceso de calibración en hardware y la calibración se realiza automáticamente mediante software.



ajustar aun el algoritmo que calcula la bilirrubina transcutánea indirecta (TBI) y solo para una población pequeña de solo 10 pacientes sanos.

Estos resultados preliminares no son suficientes para determinar que este nuevo instrumento presenta mejoras en comparación con los instrumentos que están en el mercado, sin embargo la finalidad de este instrumento es obtener una serie de mediciones o datos que se analizaran posteriormente.

Todos estos datos se recolectaran de diversos pacientes con diferentes niveles de bilirrubina Transcutánea indirecta, además de diversos tonos de piel y edad gestacional, para poder determinar un mejor algoritmo general que permita una mejor relación con los niveles de bilirrubina en la sangre del Neonato.



**Figura 45. Bilitest, dispositivo de referencia.**

## 6.4 Conclusiones

En este trabajo se desarrollo un dispositivo de bajo costo para el análisis de la bilirrubina que obtuvo resultados similares a otros dispositivos muchos más caros que se encuentran en el mercado.

*Este dispositivo puede almacenar los datos de cada medición de bilirrubina en cada paciente y almacenarlos en una computadora para su posterior análisis, esto ayudara a realizar estudios más profundos con una mayor cantidad de pacientes para determinar y desarrollar un algoritmo para una mejor determinación de la bilirrubina transcutánea en neonatos, esto ayudara a reducir el tiempo de diagnostico y de atención a pacientes que pueden tener riesgo de presentar Ictericia.*

Como trabajo futuro se planea mejorar el sistema óptico de la sonda para volverla más ergonómica, y se planea rediseñar las tarjetas electrónicas para crear un dispositivo más pequeño, además de mejoras en el software y en los algoritmos de cálculo de porcentaje de bilirrubina.

Se pretende utilizar este dispositivo para recabar datos de diferentes grupos de recién nacidos para continuar con la mejora del algoritmo que determina la bilirrubina, sin embargo el obtener los permisos necesarios para realizar estos estudios lleva mucho tiempo y se sale del tiempo y del alcance de este trabajo.

## Bibliografía

- [1] Neil K. Kaneshiro. (2013, octubre) MedlinePlus. [Online].  
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/002394.htm>
- [2] George Zonios Aikaterini Dimou, "Melanin absorption spectroscopy: new method for noninvasive skin investigation and melanoma detection," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 13, pp. 014017-1 014017-8, Febrero 2008.
- [3] Bashkatov AN and AN Genina, "Optical properties of human skin,subcutaneous and mucous tissues in thewavelength range from 400 to 2000nm," *JOURNAL OF PHYSICS D: APPLIED PHYSICS*, pp. 2543–2555, Julio 2005.
- [4] Roger French and Min K. Yang, "Optical properties of Teflon® AF amorphous fluoropolymers," *MEMS MOEMS*, vol. 7, no. 3, pp. 033010-1 033010-9, septiembre 2008.
- [5] Dirk J. Faber, Maurice C.G. Aalders, Egbert G. Mik, Brett A. Hooper, and Martin J. C. van Gemert, "Oxygen Saturation-Dependent Absorption and Scattering of Blood," *PHYSICAL REVIEW LETTERS*, vol. 93, no. 2, Julio 2004.
- [6] Jan S. Dam, Peter E. Andersen, Torben Dalgaard, and Paul Erik Fabricius, "Determination of tissue optical properties from diffuse reflectance profiles by multivariate calibration," *APPLIED OPTICS*, vol. 37, no. 4, pp. 772-778, febrero 1998.
- [7] Steven L. Jacques, Iyad Saidi, Anne Ladner, and David Oelberg, "Developing an optical fiber reflectance spectrometer to monitor bilirubinemia in neonates," *Laser-Tissue Interactions*, pp. 115-124, Febrero 1997.
- [8] Alexey N. Bashkatov, Elina A. Genina, and Vyacheslav I. Kochubey, "Optical properties of melanin in the skin and skin-like phantoms," *Proceedings of SPIE*, 2009.
- [9] Iyad S. Saidi, Transcutaneous optical measurement of hiperbillirubinemia in neonates, 1992.
- [10] Aravind Krishnaswamy and Gladimir Baranoski, "A Study on Skin Optics," University of Waterloo, Technical Report CS-2004-01 2004.
- [11] Akio Yamanishi, "TRascutaneous Bilirrubin Contration Measuring apparatus ans measurement data checking plate for use with the same," Patente US 6,847,835 B1, Enero 25, 2005.