



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

PROYECTO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO EN MECATRÓNICA

TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE
FOTOTERAPIA CON CONTROL DE INTENSIDAD DE LUZ,
POSICIONAMIENTO Y EVALUACIÓN DE CAMBIOS DE
BILIRRUBINA PARA EL TRATAMIENTO DE BILIRRUBINOSIS
EN NEONATOS

AUTORES:

CAJAS NARVÁEZ, KATHERINE JANINA
VARGAS SALINAS, SILVANA ROMINA

DIRECTOR: ING. PINEDA LÓPEZ, FLAVIO MSc.

CODIRECTOR: ING. AYALA TACO, PAÚL MSc.

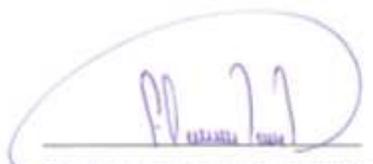
SANGOLQUI

2015

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS- ESPE
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICADO DE ELABORACIÓN DEL PROYECTO

El proyecto "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE FOTOTERAPIA CON CONTROL DE INTENSIDAD DE LUZ, POSICIONAMIENTO Y EVALUACIÓN DE CAMBIOS DE BILIRRUBINA PARA EL TRATAMIENTO DE BILIRRUBINOSIS EN NEONATOS" fue realizado en totalidad por Katherine Janina Cajas Narváz y Silvana Romina Vargas Salinas, como requerimiento parcial para la obtención del título de Ingeniera en Mecatrónica.



Ing. Flavio Pineda López MSc.
DIRECTOR



Ing. Paúl Ayala Taco MSc.
CODIRECTOR

Sangolquí, julio del 2015

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

El presente proyecto titulado “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE FOTOTERAPIA CON CONTROL DE INTENSIDAD DE LUZ, POSICIONAMIENTO Y EVALUACIÓN DE CAMBIOS DE BILIRRUBINA PARA EL TRATAMIENTO DE BILIRRUBINOSIS EN NEONATOS”, ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado el derecho intelectual de terceros considerándolos en citas a pie de página y como fuentes en el registro bibliográfico. Consecuentemente declaro que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance del proyecto en mención.



CAJAS NARVÁEZ, KATHERINE JANINA



VARGAS SALINAS, SILVANA ROMINA

AUTORIZACIÓN

Nosotras, Katherine Janina Cajas Narváz y Silvana Romina Vargas Salinas, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas "ESPE" a publicar en la biblioteca virtual de la institución el presente trabajo "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE FOTOTERAPIA CON CONTROL DE INTENSIDAD DE LUZ, POSICIONAMIENTO Y EVALUACIÓN DE CAMBIOS DE BILIRRUBINA PARA EL TRATAMIENTO DE BILIRRUBINOSIS EN NEONATOS", cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.



CAJAS NARVÁEZ, KATHERINE JANINA



VARGAS SALINAS, SILVANA ROMINA

Sangolquí, julio del 2015

DEDICATORIA

Este proyecto está dedicado de manera muy especial:

A Dios, a mis padres y hermanos.

Romina

A Martha Narváez, mi madre, mi amiga, mi compañera de vida, mi todo, por ser mi ejemplo, mi apoyo incondicional, y mi motivación para alcanzar todos los logros de mi vida.

A Milton Cajas, mi padre, mi orgullo, por siempre preocuparse por todas mis necesidades y darme la seguridad necesaria para realizar de forma correcta mis objetivos.

A Daniela Cajas, mi hermana, mi mejor amiga, porque al igual que mi madre siempre ha sido un ejemplo y un apoyo, una mujer hermosa e inteligente a la que yo admiro y que me guía en el camino para juntas obtener nuevos éxitos.

A toda mi familia que lejos o cerca siempre desean mi bienestar y felicidad.

Katherine Janina Cajas Narváez

AGRADECIMIENTO

A Dios, por tener siempre sus ojos sobre mí y por ser su hija amada.

A mis padres Raúl y Marianita, por ser un ejemplo de disciplina, diligencia y trabajo, así me han enseñado que sea honesta y de al máximo de mi capacidad y amor en todo lo que haga.

A mis hermanos, Alejita y Darío, por sus palabras de amor, perdón, aliento y verdad. Sigán mostrando hasta el fin el mismo entusiasmo.

Al Ing. Flavio Pineda, director del proyecto, y al Ing. Paúl Ayala, codirector, por su acertada orientación y profesionalismo.

A todas aquellas personas, que con su buen ánimo y actitud ejemplar en el estudio o en el trabajo, han sido un apoyo y motivación a lo largo de estos años.

Romina

A Martha Narváez y Milton Cajas, mis padres, por estar siempre a mi lado para prestar apropiadamente la ayuda necesaria y aportar sus conocimientos en el área de medicina.

A Daniela Cajas, mi hermana por siempre aportar ideas para una mejor ejecución de todos mis proyectos.

A todas las personas que colaboraron para la realización de pruebas en clínicas y hospitales.

A todos aquellos que aportaron su experiencia y sugerencias para una mejor proyección del equipo realizado.

Al Ing. Flavio Pineda López MSc. y al Ing. Paúl Ayala Taco por su asesoramiento y coordinación y aporte de sus conocimientos para la ejecución correcta en el desarrollo de este proyecto.

Katherine Janina Cajas Narváez

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICADO DE ELABORACIÓN DEL PROYECTO	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
RESUMEN	xvi
SUMMARY	xvii
CAPITULO 1	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Alcance del proyecto.....	2
1.3. Objetivos	3
1.3.1. Objetivo general.....	3
1.3.2. Objetivos específicos.....	3
1.4. Justificación.....	4
CAPITULO 2	5
2.1. Bilirrubinosis o Hiperbilirrubinemia.....	5
2.1.1. Causas	6
2.1.2. Tipos de diagnósticos.....	6
2.1.3. Tipos de tratamientos	7
2.2. Fototerapia.....	7
2.2.1. Mecanismo de acción	7
2.2.2. Teoría de la luz en la fototerapia	8
2.2.3. Indicaciones.....	9
2.2.4. Técnica de fototerapia	9
2.2.5. Suspensión de la fototerapia	12
2.2.6. Complicaciones	13
2.3. Estado del arte de los equipos de fototerapia	13
CAPITULO 3	17

3.1.	Descripción del equipo de fototerapia	17
3.2.	Requerimientos del equipo de fototerapia	17
3.3.	Diseño mecánico	18
3.3.1.	Descripción de la estructura	18
3.3.2.	Requerimientos de la estructura	18
3.3.3.	Diagrama de bloques de la estructura	18
3.3.4.	Lámpara	19
3.3.5.	Materiales de uso médico para la estructura	28
3.3.6.	Diseño del cabezal de la lámpara.....	30
3.3.7.	Diseño del mecanismo de elevación.....	39
3.3.8.	Diseño del soporte de la estructura.....	51
3.3.9.	Esquema final del prototipo mecánico diseñado	59
3.4.	Diseño Electrónico de Hardware	60
3.4.1.	Descripción sistema electrónico de hardware.....	60
3.4.2.	Requerimientos generales del sistema electrónico de hardware	60
3.4.3.	Diseño del diagrama de bloques del sistema electrónico de hardware	60
3.4.4.	Módulo RTC.....	61
3.4.5.	Módulo microSD	63
3.4.6.	Pantalla.....	65
3.4.7.	Sensor de bilirrubina	69
3.4.8.	Sensor ultrasónico.....	75
3.4.9.	Unidad de control	78
3.4.10.	Control de lámpara	82
3.4.11.	Control del actuador	84
3.4.12.	Alimentación	88
3.5.	Diseño de Software	97
3.5.1.	Descripción del programa	97
3.5.2.	Descripción del software.....	97
3.5.3.	Requerimientos del software.....	98
3.5.4.	Componentes del software.....	98
3.5.5.	Flujograma general del software	101
3.5.6.	Pantalla principal.....	102
3.5.7.	Ingreso de datos.....	106

3.5.8.	Medición de bilirrubina.....	111
3.5.9.	Distancia al paciente	114
3.5.10.	Fototerapia.....	117
3.5.11.	Medición final de bilirrubina.....	121
CAPITULO 4		124
4.1.	Construcción y ensamble del equipo.....	124
4.1.1.	Construcción de la lámpara	124
4.1.2.	Construcción del mecanismo de elevación y actuador lineal eléctrico	126
4.1.3.	Construcción del soporte	127
4.1.4.	Diseño de la PCB para la unidad de control y alimentación	127
4.1.5.	Montaje de placas electrónicas y pantalla táctil.....	133
4.2.	Manual de operación	134
CAPITULO 5		135
5.1.	Introducción	135
5.2.	Definición de los escenarios de las prueba	135
5.2.1.	Descripción del Primer escenario	136
5.2.2.	Descripción del Segundo escenario	137
5.2.3.	Descripción del Tercer escenario	137
5.3.	Realización de las pruebas	138
5.3.1.	Realización de pruebas en el Primer escenario	138
5.3.2.	Realización de pruebas en el Segundo escenario	139
5.3.3.	Realización de pruebas en el Tercer escenario.....	140
5.4.	Análisis de los escenarios de pruebas	141
5.4.1.	Análisis del Primer escenario	141
5.4.2.	Análisis del Segundo escenario	144
5.4.3.	Análisis del Tercer escenario.....	144
CAPITULO 6		146
6.1.	Análisis financiero	146
6.1.1.	Costo de elementos	146
6.1.2.	Costos operativos.....	147
6.1.3.	Costos totales.....	147

6.2. Análisis económico	147
6.2.1. Comparación con otros equipos de fototerapia	147
6.2.2. Análisis de beneficios económicos.....	148
CAPITULO 7	149
7.1. Conclusiones	149
7.2. Recomendaciones.....	150
BIBLIOGRAFÍA	151

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Metabolismo normal de la bilirrubina y metabolismo durante la fototerapia.....	8
Figura 2. Espectro de luz, longitud de onda y albúmina sérica.....	10
Figura 3. Porcentaje de radiación incidente en las capas de piel	10
Figura 4. Equipo de fototerapia con luces led	15
Figura 5. Esquema eléctrico del equipo de fototerapia con luces led	15
Figura 6. Diagrama de bloques de la estructura	18
Figura 7. Led M613BA	21
Figura 8. Sistema de coordenadas C- γ	21
Figura 9. Diagrama de intensidad polar C- γ del led M613BA.....	22
Figura 10. Superficie corporal expuesta.....	22
Figura 11. Diagrama de bloques del cabezal.....	30
Figura 12. Ángulo de emisión de un led	32
Figura 13. Ángulo de apertura de luz calculado.....	32
Figura 14. Base porta lámpara (vista en planta).....	33
Figura 15. Carcasa (vista en planta)	35
Figura 16. Carcasa (vista de perfil)	36
Figura 17. Rótula axial estándar.....	36
Figura 18. Dirección de la carga axial en la rótula axial	37
Figura 19. Rótula (vista isométrica y vista de sección).....	38
Figura 20. Acople (vista isométrica y vista de sección).....	39
Figura 21. Diagrama de bloques del mecanismo de elevación	39
Figura 22. Esquema de la columna de altura ajustable	42
Figura 23. Gráfico de inercia de la columna de altura ajustable	43
Figura 24. Diagrama de cuerpo libre de la columna de altura ajustable	44
Figura 25. Geometría del actuador lineal	45
Figura 26. Columna de altura ajustable.....	46
Figura 27. Actuador lineal ORI 24	49
Figura 28. Columna de soporte medidas aproximadas.....	50
Figura 29. Columna de soporte	51
Figura 30. Soporte de la estructura.....	51
Figura 31. Diagrama de inercia sección en I.....	55

Figura 32. Soporte (vista de planta)	57
Figura 33. Soporte (vista de perfil)	58
Figura 34. Rueda para soporte.....	58
Figura 35. Esquema de la estructura	59
Figura 36. Diagrama de bloques de la sistema electrónico de hardware	61
Figura 37. Módulo RTC DS1307	63
Figura 38. Esquema del Módulo RTC DS1307	63
Figura 39. Módulo microSD	64
Figura 40. Descripción del módulo microSD.....	65
Figura 41. Pantalla táctil 7"	67
Figura 42. Módulo USB 2.0 a RS232	68
Figura 43. Esquema del módulo USB 2.0 a RS232	68
Figura 44. Tipo de piel para un paciente sano y uno con hiperbilirrubinemia	71
Figura 45. Esquema sensor de bilirrubina	73
Figura 46. PCB y fotografía del sensor de bilirrubina	73
Figura 47. Modelo 3d del sensor de bilirrubina	74
Figura 48. Sensor ultrasónico HC-SR04	76
Figura 49. Funcionamiento del sensor ultrasónico HC-SR04.....	76
Figura 50. Diagrama de bloques de la unidad de control.....	78
Figura 51. Arduino Mega 2560	80
Figura 52. Esquema de conexión sensores y módulos externos con Arduino Mega 2560.....	81
Figura 53. Esquema del circuito de disparo de la lámpara.....	83
Figura 54. Circuito de disparo de la lámpara	84
Figura 55. Esquema del circuito de disparo del relé	85
Figura 56. Circuito de disparo del relé.....	87
Figura 57. Diagrama de bloques del módulo de alimentación.....	88
Figura 58. Esquema circuito cargador de batería	92
Figura 59. Circuito cargador de batería.....	93
Figura 60. Esquema circuito regulador de voltaje.....	94
Figura 61. Circuito regulador de voltaje	96
Figura 62. Componentes del software.....	98
Figura 63. Ventana de programación y layout en Android Studio.....	100

Figura 64. Clases en Android	100
Figura 65. Diagrama de bloques general del programa del equipo de fototerapia.....	101
Figura 66. Clase MainActivity	103
Figura 67. Layout MainActivity.....	103
Figura 68. Clase carátula	104
Figura 69. Layout carátula.....	105
Figura 70. Flujograma de la Pantalla principal	105
Figura 71. Clase SerialConsole	107
Figura 72. Layout SerialConsole.....	107
Figura 73. Flujograma ingreso de datos del paciente	108
Figura 74. Flujograma lectura y escritura en la tarjeta microSD	111
Figura 75. Clase sensor bilirrubina	112
Figura 76. Layout sensor bilirrubina	113
Figura 77. Flujograma toma de muestra inicial de bilirrubina	113
Figura 78. Layout distancia	115
Figura 79. Clase distancia	115
Figura 80. Flujograma del desplazamiento de la lámpara.....	116
Figura 81. Clase iniciar	118
Figura 82. Layout de la clase Iniciar	118
Figura 83. Clase fototerapia	119
Figura 84. Layout fototerapia.....	120
Figura 85. Flujograma de la fototerapia	120
Figura 86. Layout terminado	121
Figura 87. Clase terminado	122
Figura 88. Flujograma toma de muestra final de bilirrubina.....	123
Figura 89. Carcasa y rótula de la lámpara	124
Figura 90. Acople para el movimiento de la carcasa	124
Figura 91. Conexiones eléctricas de la lámpara	125
Figura 92. Perforaciones de ventilación en la carcasa.....	125
Figura 93. Montaje de luces led y sensor ultrasónico en la carcasa de la lámpara	125
Figura 94. Mecanismo de elevación.....	126

Figura 95. Montaje del actuador en la estructura	126
Figura 96. Soporte de la estructura.....	127
Figura 97. Distribución de módulos en la PCB.....	128
Figura 98. Modelo 3d de la PCB de la unidad de control y alimentación ...	129
Figura 99. Placa del circuito impreso.....	130
Figura 100. Placa circuito impreso.....	130
Figura 101. Placa de circuito impreso vista superior	131
Figura 102. Cara inferior de la PCB de la unidad de control y alimentación	131
Figura 103. Cara superior de la PCB de la unidad de control y alimentación	132
Figura 104. Arduino montado en PCB.....	132
Figura 105. Montaje en la caja del circuito	133
Figura 106. Interruptor On/Off y conectores para accesorios	133
Figura 107. Equipo de fototerapia.....	134
Figura 108. Zonas de riesgo para escenarios de las pruebas	135
Figura 109. Primer escenario de prueba.....	136
Figura 110. Segundo escenario de prueba.....	137
Figura 111. Tercer escenario de prueba	138
Figura 112. Distribución del error de los valores de bilirrubina sanguínea y transcutánea (n=6). DE: desviación estándar. Método de Bland y Altman.	143
Figura 113. Bilirrubina sanguínea del Paciente 3 en fototerapia moderada.	144
Figura 114. Bilirrubina sanguínea del Paciente 4 en fototerapia intensiva ..	145

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipo de luces en fototerapia	19
Tabla 2. Análisis de alternativas de luces led.....	20
Tabla 3. Antropometría neonatal por sexo	23
Tabla 4. Dimensiones de la cama de incubadoras y termocunas	24
Tabla 5. Características de materiales para la estructura del equipo.....	29
Tabla 6. Alternativas de material para la base porta lámpara	34
Tabla 7. Coeficientes de seguridad N_X y N_Y	41
Tabla 8. Alternativas de mecanismo de movimiento lineal	46

Tabla 9. Análisis de alternativas de actuadores lineales eléctricos	48
Tabla 10. Momento de inercia para el soporte: Resultados de Engionbra.	56
Tabla 11. Análisis de alternativas de módulos RTC	62
Tabla 12. Análisis de alternativas de módulos microSD	64
Tabla 13. Análisis de alternativas de tabletas.....	66
Tabla 14. Análisis de alternativas de módulos USB a RS232.....	67
Tabla 15. Medidas referenciales del sensor de bilirrubina.....	71
Tabla 16. Análisis de alternativas de sensores de bilirrubina.....	72
Tabla 17. Análisis de alternativas de sensores de distancia	75
Tabla 18. Análisis de alternativas de placas electrónicas con microcontrolador incorporado.....	79
Tabla 19. Asignación de pines del Arduino Mega 2560	81
Tabla 20. Análisis de alternativas de baterías AMG 12 V	90
Tabla 21. Parámetros de comunicación serial RS 232	99
Tabla 22. Rangos de intensidad niveles de fototerapia	109
Tabla 23. Niveles de fototerapia para un recién nacido a término de 24 horas de edad.....	110
Tabla 24. Resultados del Primer escenario de prueba.....	139
Tabla 25. Resultados del Segundo escenario de pruebas	140
Tabla 26. Resultados del Tercer escenario de pruebas.....	140
Tabla 27. Tabla ANOVA para las mediciones de bilirrubina transcutánea .	141
Tabla 28. Valoración de la concordancia según los valores del Coeficiente de Correlación Intraclass (CCI)	142
Tabla 29. Diferencia entre las mediciones de bilirrubina sanguínea y transcutánea.....	142
Tabla 30. Costo partes mecánicas	146
Tabla 31. Costo elementos electrónicos	146
Tabla 32. Costos operativos	147
Tabla 33. Suma de costos	147
Tabla 34. Costos de equipos de fototerapia.....	147

RESUMEN

En el presente proyecto se realiza el diseño y construcción de un equipo de fototerapia con leds para tratar un problema común en neonatos, la bilirrubinosis o hiperbilirrubinemia, presente en el 60% de los recién nacidos a término y en el 80% de los prematuros. La propuesta no solo pretende el tratamiento de la patología, basado en la capacidad que tiene la luz de actuar sobre la bilirrubina a nivel de la piel para acelerar su eliminación y prevenir su acumulación tóxica; sino garantizar una adecuada aplicación de la fototerapia, para el efecto, el prototipo permite la estimación de la distancia entre la fuente de luz y el recién nacido para incrementar la superficie de exposición, y la asignación automática el tratamiento. La unidad de fototerapia es de pedestal móvil y altura ajustable, el desplazamiento lineal lo realiza un actuador eléctrico que proporciona la fuerza necesaria para desplazar verticalmente la lámpara. Para un abordaje más seguro se determina la intensidad de luz y el tiempo máximo de fototerapia mediante un programa basado en el Nomograma de Bhutani. Además, se propone un dispositivo que misura el color amarillento de la piel mediante la reflexión de longitudes de onda selectivas. Finalmente se comprueba la efectividad de la fototerapia a través de la valoración del descenso gradual de la bilirrubina a las 24 horas de iniciada la fototerapia, y se demuestra la fiabilidad de la medición transcutánea mediante la comparación con una prueba de laboratorio de bilirrubina.

PALABRAS CLAVE:

- **BILIRRUBINOSIS**
- **NEONATOS**
- **FOTOTERAPIA CON LEDS**
- **MEDICIÓN DE BILIRRUBINA TRANSCUTÁNEA**
- **PEDESTAL DE ALTURA AJUSTABLE**

SUMMARY

The project presented in this thesis is a design and construction of a led phototherapy for treating a common problem in infants, the bilirrubinosis or hyperbilirubinemia. This is presented in 60% of the term newborns and 80% of the premature ones. The proposal not only seeks the treatment of this disease, based on the ability of light to act on bilirubin taking place on the skin to accelerate their elimination and prevent its toxic accumulation; but to ensure proper implementation of phototherapy. For this effect, the prototype allows an estimation of the distance between the light source and the newborn to increase the exposed area, and the automatic assignment of the treatment. This phototherapy unit is movable and has a height-adjustable pedestal, the linear displacement is performed by an electric actuator to provide the necessary vertical force to move the lamp. For a safer approach, the light intensity and the maximum phototherapy time, is determined by a program based on Bhutani nomogram. Also, a device to measure the yellowish of the skin by a selective wave length reflection is proposed. Finally the effectiveness of phototherapy is checked by assessing the gradual decrease in bilirubin within 24 hours of initiation of the phototherapy, and reliability of transcutaneous measurement is demonstrated by comparison with a laboratory test of bilirubin.

KEY WORDS:

- **BILIRRUBINOSIS**
- **NEWBORN**
- **LED PHOTOTHERAPY**
- **TRANSCUTANEOUS BILIRUBIN MEASUREMENT**
- **HEIGHT-ADJUSTABLE**

STAND

CAPITULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1. Antecedentes

La bilirrubinosis es también conocida como hiperbilirrubinemia, es una condición clínica presente en los neonatos (recién nacidos con más de 35 semanas de gestación). Se caracteriza por la coloración amarillenta de la piel y ojos (síntomas conocidos como ictericia), se debe a una alta concentración de bilirrubina en la sangre que no ha podido ser procesado por el hígado del recién nacido.

La bilirrubina es el producto normal de la descomposición de los glóbulos rojos en la sangre. Es procesada por el hígado y excretada en forma de bilis por los intestinos o como orina. (Rodríguez & Figueras, 2008)

La bilirrubinosis es un problema común en neonatos. En aquellos de gestación completa y sanos la bilirrubina puede incrementarse de 5 mg/dl a 13 mg/dl entre el segundo y quinto día, y tiende a volverse normal entre los cinco y siete días. Sin embargo este periodo de espera se puede acortar mediante el uso de un tratamiento de fototerapia. En neonatos donde se presenta mayores niveles de bilirrubina a los anteriores es indispensable el uso de la misma. (Morris & Oh, 2008)

Existen diversos equipos de fototerapia para tratar la bilirrubinosis que emiten luz azul o blanca, la longitud onda de aquellos que emplean luz azul es aproximadamente de 420 nm a 500 nm. La luz ayuda a la descomposición de la bilirrubina en componentes no tóxicos hidrosolubles que se eliminarán por el hígado y son posteriormente excretados; de esta manera se evita que la bilirrubina alcance niveles tóxicos en la sangre que pueden causar una encefalopatía hepática, kernícterus, y en sí daños permanentes de desarrollo cerebral.

Los equipos de fototerapia usan distintas fuentes luminosas: lámparas de tungsteno halógeno, tubos fluorescentes, diodos emisores de luz (leds), y sistemas fibrópticos (mantas). Pese a que hay estudios sobre el beneficio de uso de mantas en lugar de equipos de pedestal, la mayoría no refleja mejoras en los tiempos de tratamiento por lo que también se evalúa las ventajas de combinar ambos tipos de tratamientos.

Los equipos fototerapia actuales tienen tres problemas principales, el factor económico entre ellos, pues no son rentables, y es por eso que los médicos prefieren no invertir en equipos especializados y prefieren los que son más baratos pero menos efectivos. El segundo problema es su mala utilización, la mayoría de estos no cuentan con un mecanismo de posicionamiento automático ni un control de intensidad variable. Esto requiere la aplicación intuitiva de la posición sin tomar en cuenta si la incidencia de la luz de fototerapia alcanza o no al paciente. Y finalmente el problema que se presenta en la mayoría de equipos médicos es la dificultad en su mantenimiento que requiere de especialistas y costosas revisiones.

El equipo diseñado incorpora el uso de un contador de horas de tratamiento y un medidor de bilirrubina transcutánea.

No se ha encontrado equipos que determinen el tipo de fototerapia que requiere el paciente según su historial clínico. El equipo diseñado fija la intensidad de las luces y la duración de la fototerapia, de acuerdo a los valores previamente introducidos de edad y concentración de bilirrubina del recién nacido.

1.2. Alcance del proyecto

Se diseñará e implementará un equipo de fototerapia especializado para el tratamiento de la bilirrubinosis en neonatos mediante el control de intensidad de luz, posicionamiento y evaluación de cambios de bilirrubina, que permitirá mejorar el equipo actual que disponible en el mercado ecuatoriano, optimizando el tamaño para lograr abarcar la mayor área de exposición del paciente y posibilidad de traslado del equipo. El equipo de fototerapia tendrá las siguientes características:

- Se realizará un control de intensidad de luces led emitida correlacionando la edad y concentración de bilirrubina sérica proporcionada por el personal médico.
- Se fijará la posición de la lámpara en referencia al neonato, desde la mínima distancia posible de acercamiento. Su movimiento se realizará mediante un actuador lineal.
- Se incorpora una pantalla táctil en el equipo de fototerapia, para el ingreso de datos al sistema.

- Se medirá la bilirrubina mediante el uso de un sensor de color que evaluará la coloración de piel durante el tratamiento para continuar o modificar la dosis de fototerapia después de la valoración del personal médico encargado.
- Se realizará el control de sensores por medio de circuitos electrónicos y la placa de control Arduino Mega. Uso de Arduino Mega 2560 para incluir la pantalla táctil.
- El equipo presentará los datos y valores en la pantalla táctil, permitiendo la interactividad del personal médico con el equipo mediante el uso de la misma.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Diseñar y construir un equipo de fototerapia con control de intensidad de luz, posicionamiento y evaluación de cambios de bilirrubina para el tratamiento de bilirrubinosis de neonatos en el área de neonatología del Hospital Carlos Andrade Marín

1.3.2. Objetivos específicos

- Determinar las características del equipo de fototerapia para un tratamiento óptimo de bilirrubinosis en neonatos.
- Diseñar un equipo de fototerapia funcional con capacidad de medir los valores de bilirrubina, controlar la intensidad de luz y posicionamiento para establecer el área de exposición del paciente en el tratamiento de la bilirrubinosis.
- Demostrar la efectividad de la fototerapia en el tratamiento de bilirrubinosis a través de la valoración del descenso gradual de la bilirrubina.
- Considerar la viabilidad de implementación del equipo de fototerapia mediante un análisis económico y financiero de los costos de fabricación para la reproducción en áreas de salud con recursos limitados.

1.4. Justificación

- Se reducirá el tiempo de tratamiento conjuntamente con el tiempo del paciente en el área de neonatología lo que implicará a su vez la disminución del tiempo que el neonato permanece alejado de su madre. Este tiempo es crucial ya que mientras más tiempo este se mantenga alejado de su madre mayor es el riesgo de muerte que corre el neonato.
- La construcción de este equipo abaratará costos ya que los equipos actuales de fototerapia tienen costos de alrededor de 3000 dólares.
- La fototerapia tendrá mayor efectividad en el tratamiento de la bilirrubinosis o ictericia al abarcar mayor área de exposición del paciente. La construcción de un equipo de fototerapia especializado en este tipo de patología ayuda a focalizar la zona de influencia al tener un mejor control de intensidad y altura.
- Mayor tiempo de vida y facilidad de mantenimiento.
- La mayoría de equipos no utiliza luces led que no permite un control adecuado de la intensidad. Además, de no contar con el control del tiempo de vida de estas luces, a pesar de que esta es la parte más importante del equipo. Aquellos que utilizan luces led no son lo suficientemente grandes como para abarcar toda la zona de influencia, lo que retrasa el tiempo que el paciente debe permanecer y el tratamiento no es uniforme
- La introducción de datos permite la selección automática del tipo de tratamiento que facilita el uso de las tablas de fototerapia que usa el personal médico.
- Evaluación de la efectividad del tratamiento mediante cambios en la medida de la bilirrubina sin la necesidad de métodos invasivos como muestras de sangre.

CAPITULO 2

FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1. Bilirrubinosis o Hiperbilirrubinemia

La hiperbilirrubinemia, de acuerdo a “Protocolos Terapéuticos” (Terán, 2014), se presenta con una cantidad de bilirrubina plasmática mayor a la normal, es decir un aumento mayor a 5 mg/dl del valor esperado para la edad en el recién nacido. Esta se deriva en su mayoría de la hemoglobina liberada por la destrucción del eritrocito; el artículo “Hiperbilirrubinemia neonatal” (Mazzi, 2005) indica que un gramo de hemoglobina produce 35 mg de bilirrubina y por cada kilogramo de peso corporal de 8 mg a 10 mg de bilirrubina al día.

El recién nacido tiene la predisposición a producir bilirrubina de forma excesiva ya que posee un número mayor de glóbulos rojos con menor tiempo de vida y en proceso de destrucción. La hemoglobina se transforma en bilirrubina indirecta no conjugada y liposoluble, por la acción de enzimas y posteriormente se une a la albúmina sérica. Pasa al hígado donde es conjugada y transformada en glucurónido de bilirrubina o bilirrubina directa conjugada e hidrosoluble. Normalmente es eliminada del cuerpo como bilis o en forma de orina. En los recién nacidos que presentan hiperbilirrubinemia el sistema enzimático es insuficiente para la captación y conjugación adecuada de la bilirrubina.

La clasificación y los niveles de bilirrubina están basados en “Phototherapy for Neonatal Jaundice” (Maisels & McDonagh, Phototherapy for Neonatal Jaundice, 2008) y “Protocolos terapéuticos” (Terán, 2014):

Fisiológica.- Es la más frecuente en recién nacidos de gestación completa alrededor de un 60 % la presenta. Es momentánea, no presenta más síntomas, aparece dentro del segundo o séptimo día. En recién nacidos pre término los niveles de bilirrubina son menores a 12 mg/dl, para quienes reciben lactancia artificial; y menor a 15 mg/dl en los que reciben lactancia materna; mientras que los valores para recién nacidos a término son inferiores de 10 mg/dl a 12 mg/dl.

Patológica.- Se presenta en alrededor de 6 % de los recién nacidos, inicia en las primeras 24 horas acompañada de otros síntomas. La bilirrubina aumenta más de 5 mg/dl al día, sobrepasa los niveles de bilirrubina acorde a su edad y dura más de una

semana en los que reciben lactancia materna, más de dos semanas en el recién nacido pre término y más de tres semanas en aquellos que reciben lactancia artificial. Los niveles de bilirrubina son mayores a 15 mg/dl en recién nacidos a término y mayores a 12.9 mg/dl en recién nacidos pre término.

En ambos casos se recomienda el uso de fototerapia de acuerdo a la edad y el nivel de bilirrubina presente.

2.1.1. Causas

Investigaciones y artículos académicos de (Rodríguez & Figueras, 2008), (Morris & Oh, 2008) y (Mazzi, 2005) dan a conocer que los recién nacidos son propensos a padecer hiperbilirrubinemia ya que tienen mayor número de eritrocitos, y estos glóbulos rojos tienen poco tiempo de vida por lo que están en proceso de destrucción.

De acuerdo a (Rodríguez & Figueras, 2008) los recién nacidos poseen poca flora intestinal y su funcionamiento hepático es insuficiente para procesar toda la bilirrubina producida. El recién nacido ya no posee placenta y durante su nacimiento pueden sufrir hematomas y sangrados que aumentan el trabajo hepático requerido.

Las causas son varias y de estudio clínico, pero se puede tomar la siguiente clasificación dada según el mecanismo causante. Existe una producción incrementada que deriva en producción excesiva de bilirrubina, la disminución en la captación y conjugación hepática, y finalmente dificultad o eliminación de bilirrubina. Otras causas que predisponen a sufrir esta condición es la mala lactancia materna.

2.1.2. Tipos de diagnósticos

Según el estudio de (Rodríguez & Figueras, 2008) existen dos tipos de diagnóstico de esta enfermedad, el clínico y el etiológico.

El clínico: consiste en la evaluación de antecedentes familiares y signos de presencia de hiperbilirrubinemia, uno de los signos más claros es la piel amarillenta.

El etiológico: se basa en los antecedentes, signos clínicos y exámenes complementarios, el principal examen es el de bilirrubina transcutánea.

Para el diagnóstico e inicio de un tratamiento es indispensable la evaluación médica. El diagnóstico de la misma requiere una investigación detallada de cada paciente por lo que solo se puede ofrecer un mecanismo aproximado de detección que deberá ser comparado con los datos de laboratorio y antecedentes médicos realizados por el especialista.

2.1.3. Tipos de tratamientos

Los tipos de tratamientos para la hiperbilirrubinemia son la aplicación e inyección de diferentes medicamentos, exanguinotransfusión y la fototerapia.

De acuerdo a (Ceriani, 2009) de todas las medidas terapéuticas la fototerapia es la más utilizada y su eficacia ha sido ampliamente demostrada en múltiples estudios.

2.2. Fototerapia

La fototerapia es un procedimiento basado en la capacidad que tiene la luz de actuar sobre la bilirrubina a nivel de la piel para acelerar su eliminación y prevenir su acumulación tóxica en el cerebro. Se considera el tratamiento más eficaz y seguro para tratar la hiperbilirrubinemia, ya que es un método no invasivo.

El inicio de una fototerapia comienza después del diagnóstico dado por el especialista, el tratamiento varía de intensidad baja, media a alta, y depende de la edad del paciente y su nivel de bilirrubina; el fin del tratamiento es seguro cuando los niveles de bilirrubina son menores a aquellos con los que inició la fototerapia.

La fototerapia puede ser empleada como un método profiláctico en recién nacidos prematuros para prevenir un rápido aumento de la bilirrubina sérica, y en dosis terapéuticas en recién nacidos a término o pre término de bajo peso para reducir niveles elevados de bilirrubina y prevención de kernícterus (el cerebro se encuentra impregnado de bilirrubina en múltiples lugares).

2.2.1. Mecanismo de acción

La absorción de fotones de luz por moléculas de bilirrubina genera una reacción biológica que convierte a la bilirrubina en otros productos menos tóxicos y de rápida excreción. La conversión tiene lugar en la bilirrubina unida a la albúmina en los capilares superficiales o en el espacio intersticial, y no en células de la piel.

Durante la fototerapia se producen tres reacciones fotoquímicas: fotoisomerización en el espacio extravascular de la piel; isomerización estructural, que ocasiona la conjugación intramolecular de la bilirrubina en lumirrubina; y la fotooxidación, permitiendo que la bilirrubina sea excretada en la orina. La lumirrubina es un fotoisómero hidrosoluble e irreversible capaz de saltarse la conjugación hepática, pues una vez excretada no vuelve a convertirse en bilirrubina.

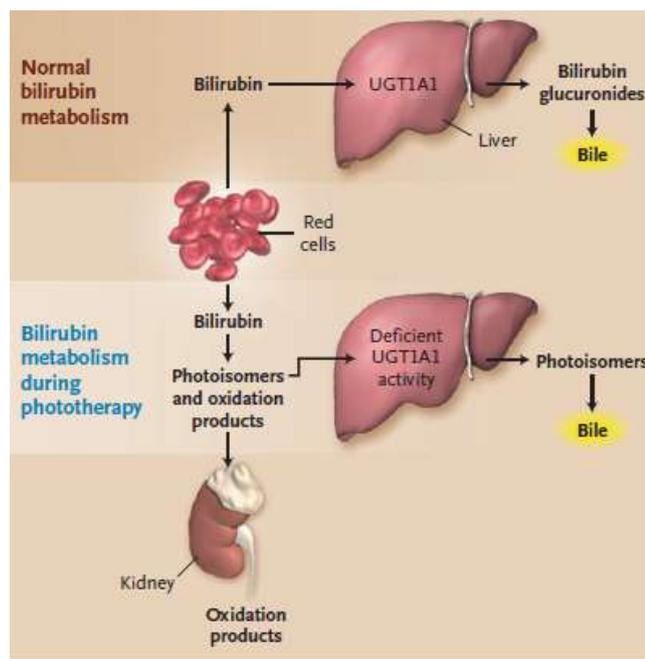


Figura 1. Metabolismo normal de la bilirrubina y metabolismo durante la fototerapia
 Fuente: Maisels, J., & McDonagh, A. [imagen] (2008). Phototherapy for Neonatal Jaundice.
The new England Journal of Medicine.

2.2.2. Teoría de la luz en la fototerapia

Las leyes más importantes a las que se rigen las reacciones fotoquímicas producidas durante la fototerapia son la de Draper-Grotthus y la de Bunsen-Roscoe. La primera indica la interacción entre luz y materia que solo ocurre si la luz es absorbida por la materia involucrada. La segunda es la ley de la reciprocidad, esta indica que la cantidad de productos de una reacción fotoquímica es proporcional a la radiación de luz y su tiempo de exposición, este producto se llama dosis.

En fotobiología el efecto que se pretende depende más de la dosis que la intensidad. La misma dosis puede ser administrada por una mayor intensidad en un tiempo corto o baja intensidad en largo tiempo. Por lo tanto el efecto de la luz

absorbida por la piel depende de la exposición de dosis más que del nivel de irradiancia, esto se llama respuesta a la dosis relacionada a un efecto en particular. La dosimetría en fototerapia neonatal se basa en el nomograma de Bhutani en el cual se indica la dosis óptima según las horas de vida del neonato y los valores de bilirrubina.

2.2.3. Indicaciones

El tratamiento médico requiere ser individualizado de acuerdo a los antecedentes, la condición clínica y los factores agravantes. Sin embargo es recurrente el uso de protocolos y guías de indicaciones terapéuticas para evitar la omisión o aplicación innecesaria del tratamiento; un ejemplo de ello son las indicaciones de fototerapia para neonatos hospitalizados de 35 semanas o más, Nomograma de Bhutani, publicado por la Academia Estadounidense de Pediatría en 2004, estas recomendaciones tienen en cuenta no sólo el nivel de bilirrubina sérica total, sino también la edad gestacional, edad en horas del recién nacido, y la presencia o ausencia de factores de riesgo (véase Apéndice A).

2.2.4. Técnica de fototerapia

La aplicación adecuada de fototerapia requiere colocar al recién nacido bajo una luz de alta intensidad abarcando la máxima superficie corporal, a fin de acelerar la excreción de la bilirrubina y evitar complicaciones severas (Ceriani, 2009). Por lo tanto, la eficacia de la fototerapia está en relación con el espectro luminoso emitido, la radiación de la fuente de luz, el modelo de unidad de fototerapia, la distancia al recién nacido y la superficie de exposición.

2.2.4.1. Espectro luminoso emitido

Las propiedades ópticas de la bilirrubina y la piel determinan las longitudes de onda de luz que reducen con mayor efectividad la bilirrubina, de acuerdo a (Ponce, 2013) y (Álvarez, 2014) son longitudes de onda con predominio en el espectro azul-verde, es decir, entre 400 nm a 500 nm. La bilirrubina absorbe la luz con más fuerza cerca de 460 nm (véase Figura 2).

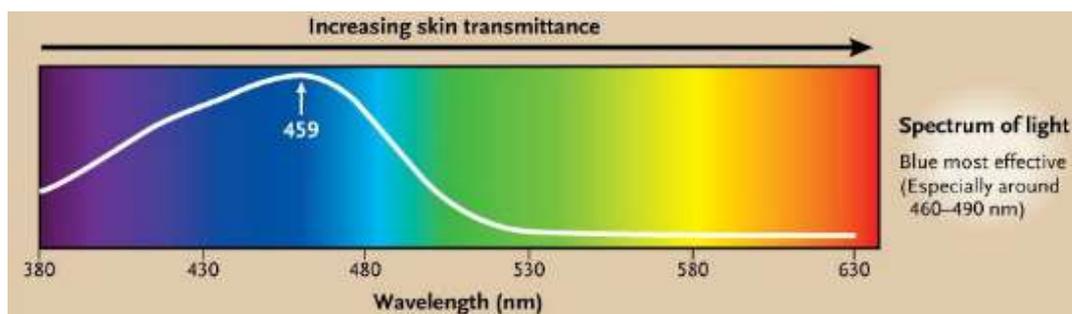


Figura 2. Espectro de luz, longitud de onda y albúmina sérica

Fuente: Maisels, J., & McDonagh, A. [imagen] (2008). Phototherapy for Neonatal Jaundice. *The new England Journal of Medicine*.

En esta región la penetración de la luz por el tejido aumenta notablemente. La luz penetra alrededor de 2 mm desde la superficie de contacto, pasando la capa más superficial la epidermis (grosor 0.2 mm) hasta la capa media dermis (4 mm a 9 mm). El porcentaje de penetración en el tejido subcutáneo para una luz de longitud de onda de 400 nm a 550 nm es alrededor de 5 %, valor suficiente para que la luz actúe sobre la bilirrubina sérica presente en la piel (véase Figura 3).

Las capas de la piel tienen diferentes índices refractivos y distribución de células cromáticas que produce diferentes reflectancias, transmisión y dispersión dependiendo de la longitud de onda. A 300 nm es de 4 % a 7 % y sigue aumentando hasta un máximo de 40 % a 60 % de reflexión a los 800 nm. Pero también depende del contenido de melanina, mientras más oscura menor reflexión.

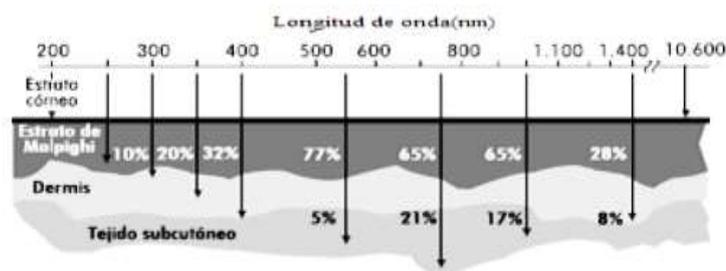


Figura 3. Porcentaje de radiación incidente en las capas de piel

Fuente: Organización Mundial de la Salud [imagen]. (1982)

En la región del espectro azul los efectos fotobiológicos son debido a reacciones fotoquímicas a diferencia de la región infrarroja (longitud de onda de 780 nm a 1 mm) donde estos se dan debido a la disipación del calor.

2.2.4.2. Radiación de la fuente de luz

Existe una relación directa entre la eficacia de la fototerapia y la radiación utilizada y esta última se vincula de manera directa con la distancia entre la luz y el paciente. Para una aplicación adecuada de fototerapia, (Maisels & McDonagh, *Phototherapy for Neonatal Jaundice*, 2008) recomiendan que los valores de la intensidad de la luz para el espectro de 400 nm a 500 nm deben ser de $10 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ en un tratamiento leve y $30 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ en un tratamiento intensivo.

2.2.4.3. Modelo de unidad de fototerapia

Los sistemas de fototerapia neonatal habitualmente usados logran diversos niveles de irradiación afectando su eficacia clínica. Utilizan fuentes de luz de amplio espectro de manera que el recién nacido es expuesto a espectros no recomendados. Además, de presentar una vida útil corta. Los que se emplean son:

- Tubos fluorescentes.- el equipo habitual consiste en seis bulbos de luz blanca y/o luz azul. La luz blanca es satisfactoria en una fototerapia profiláctica cuando la concentración de bilirrubina incrementa lentamente en el recién nacido, suministran una radiación de 300 nm a 700 nm con escasa producción en el espectro azul. La publicación de (Ceriani, 2009) preconiza el empleo de luz azul especial ya que es más eficiente, irradia en la longitud de onda entre 425 nm a 470 nm, sin embargo puede provocar apariencia azul en el niño fingiendo otras patologías.
- Lámparas halógenas.-consiste en un bulbo de cuarzo de halógeno, emiten una irradiación suficiente en la gama azul, pero el área de superficie que llegan a cubrir es pequeña. Son equipos más compactos que los que contienen tubos fluorescentes estándar.
- Sistemas de fibra óptica.- contienen un bulbo de tungsteno-halógeno conectado a un cable de fibra óptica dentro de una almohadilla plástica o “colchón”. La radiación espectral que producen los cojines es en promedio $22 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ a $23 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ en la banda de 420 nm a 480 nm, no tan alta como la generada por tubos fluorescentes.

- Diodos emisores de luz.- constituye un equipo innovador en fototerapia por sus características portátil, de bajo voltaje y potencia, y de alta irradiación en el espectro azul con generación mínima de calor.

2.2.4.4. *Distancia al recién nacido*

La intensidad de luz es una función de la distancia desde la fuente de luz y el recién nacido; por lo tanto, la recomendación de (Gomella, 2005) para incrementar la radiación es acercar las lámparas al recién nacido tanto como sea posible, o emplear fototerapia doble que es casi dos veces más eficaz que la fototerapia aislada; un ejemplo son colocar tubos fluorescentes y una manta de fibra óptica o dos equipos con tubos.

El acercamiento es posible en unidades con fuente de luz fría a unos 30 cm a 40 cm (Gomella, 2005), a una distancia de 10 cm los tubos fluorescentes azules especiales proporcionan una radiación espectral promedio mayor de $50 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$.

2.2.4.5. *Superficie de exposición*

De acuerdo a (Gomella, 2005) cuanto mayor sea el área de superficie que se expone, más efectiva es la fototerapia. Una manera de incrementar el área de exposición según (Maisels, Hiperbilirrubinemia neonatal, 2002) es colocar material reflejante alrededor de la incubadora o bacinete pediátrico para reflejar la luz hacia la piel. Otra medida es cubrir con sábanas pequeñas blancas los costados del equipo de fototerapia, incrementa en un 10% la eficacia de la fototerapia (Ceriani, 2009).

Los sistemas fibrópticos facilitan el incremento la superficie de exposición, en niños prematuros es casi el doble de efectiva que la fototerapia con lámparas (Gomella, 2005).

2.2.5. *Suspensión de la fototerapia*

La fototerapia puede interrumpirse cuando se cumplen dos. Primero el nivel sérico de bilirrubina es lo suficientemente reducido para descartar el riesgo de kernícterus. Y el paciente tiene la edad suficiente para metabolizar de manera adecuada la carga de la bilirrubina (Gomella, 2005).

2.2.6. Complicaciones

No se han encontrado complicaciones de carácter importante atribuibles a la fototerapia, no se presentan en la mayoría de los casos, y las más frecuentes desaparecen con su suspensión (Maisels & McDonagh, *Phototherapy for Neonatal Jaundice*, 2008). A continuación se detallan:

- Efectos sobre la retina, no se han registrado anormalidades de la función visual siempre que se protejan los ojos del paciente con parches oculares apropiados.
- Blanqueamiento de la piel, poco frecuente y generalmente no dura mucho tiempo, y el recién nacido recupera su tono de piel.
- Erupciones morbiliformes o eritema (enrojecimiento de la piel), son fácilmente tratables.
- Síndrome del bebé bronceado incluye: la pigmentación de la piel, el suero y la orina se tornan oscuras, descoloración café a gris. Pero al terminar la fototerapia la pigmentación desaparece.
- Deshidratación, puesto que parte de la lumirrubina se elimina por la orina, para mantener la hidratación se obliga a aumentar un 25% la cantidad total de líquido administrada.
- Un manejo apropiado no contraindica el uso de la fototerapia en efectos potenciales, como aumento del flujo sanguíneo cerebral, el fenómeno asociado al riesgo de hemorragia intracraneal.

2.3. Estado del arte de los equipos de fototerapia

En la XXVII Conferencia de Ingeniería en Medicina y Biología desarrollada en 2005 en Shanghái-China, se publicaron dos artículos de investigación referentes a la fototerapia neonatal.

En el primer artículo titulado “Phototherapy of the Newborn: a Predictive Model for the Outcome” (Osaku & Lopes, 2005), Fototerapia del recién nacido: un modelo predictivo para el resultado, presenta un modelo predictivo para el tratamiento de ictericia neonatal con fototerapia, la ecuación (1) es capaz de predecir la bilirrubina sérica total (TSB) al termino del tratamiento con datos como la bilirrubina inicial (TSB₁), el peso al nacer (BW), la duración, la irradiancia (RED) y el coeficiente de

intersección entre variables independientes de error (k). El estudio se realizó a partir de un muestreo de 90 pacientes, con una variación de 78 % de la variable dependiente, TSB. Los casos clínicos que no siguen el modelo se atribuyen a causas como: posición incorrecta en el paciente bajo la luz de fototerapia, área de exposición insuficiente o condiciones clínicas particulares no conocidas o despreciadas en un principio.

$$TSB_t = k + BW + TSB_l + RED * BW \quad (1)$$

El segundo artículo titulado “Use of a Light Emitting Diode Array for Bilirubin Phototransformation” (Uso de un arreglo de diodos emisores de luz para la fototransformación de bilirrubina) (Rosen, Rosen, Rosen, Onaral, & Hiatt, 2005) propone el uso de un arreglo de luces led en la región de luz visible azul para la mejora del tratamiento de fototerapia. Se comparó con diferentes tipos de iluminación como: luz natural, un punto de control oscuro, luces fluorescentes y luces halógenas. Se empleó leds en nitruro de galio/zafiro a 15.5 V y 430 mA con corriente continua, que operan en el rango de onda de luz de 410 nm a 490 nm, con un pico a 475 nm. Las pruebas se realizaron en muestras in vitro y no humanos. El estudio determina que el éxito de un equipo de fototerapia es dependiente de la irradiancia y el área de exposición de piel. De manera que, el punto máximo de declive de bilirrubina sérica se alcanza en intensidades superiores al ancho de banda de $40 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, se genera una mayor intensidad de luz que los equipos comparados con un arreglo de leds de 4 cm x 5 cm; esto permite un decaimiento en los niveles de bilirrubina mucho más altos. Además, se plantea a las luces led como uno de los métodos más convenientes en el tratamiento de fototerapia por su bajo costo, longevidad y menor requerimientos de energía.

En la revista de medicina y biología del Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica (IEEE) en la edición de Marzo/Abril del 2010 se publicó el artículo “A novel phototherapy device: the desing community approach” (Malkin & Anand, 2010) en la que propone un equipo de fototerapia basado en aportes comunitarios para su diseño; además, enfatiza las dificultades que se presentan al momento de desarrollar un equipo de fototerapia, más allá de la aprobación de construcción por la Agencia de Alimentos y Medicamentos con sus siglas en inglés FDA o la

Comunidad Europea (CE), determinándose que aún en Estados Unidos se debe pasar por etapas de diseño, manufactura, y distribución, incluso el costo extra por obtención de certificados de aprobación.

Al ser un aporte comunitario los diseñadores consideraron elementos eficientes y de bajo costo; como se muestra en la Figura 4, el equipo lo constituye una cabeza en elastómero flexible comprimido entre dos piezas de acrílico rígido unido por una serie de pernos y una base, en la cual se aloja el sistema de alimentación conformado por una batería y un transformador, se descarta la construcción de un soporte para abaratar costos y se añaden acoples para un montaje en techo o sobre un transportador de sueros.

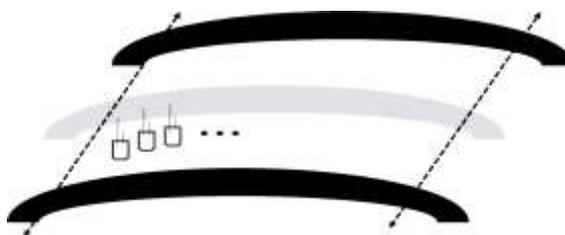


Figura 4. Equipo de fototerapia con luces led

Fuente: Malkin, R., & Anand, V. (2010). A novel phototherapy device: the desing community approach for the developing word. *Ingeniería en Medicina y Biología*, 10(0739-5175), 37, 43.

La parte eléctrica está forrada de aluminio y conectada a los lados del elastómero. Cuenta con cincuenta y cinco luces azules led distribuidas en paralelo, de $8 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ a $30 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ de intensidad, una longitud de onda de 410 nm a 490 nm, y un tiempo de vida mayor a 5 años en uso normal. La batería con duración mayor a 8 horas y 2 años de vida, es compatible con una batería de carro 12 V o motocicleta 6 V. Como se muestra en la Figura 5, el circuito eléctrico lo componen un fusible, diodos, resistencias, y la interfaz un botón on/off.

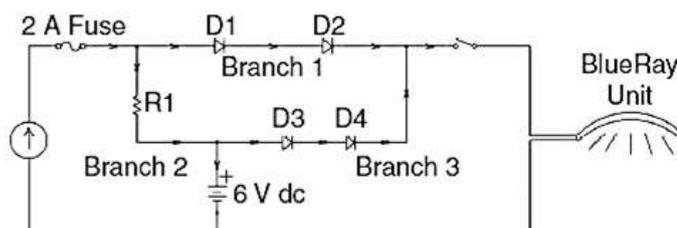


Figura 5. Esquema eléctrico del equipo de fototerapia con luces led

Fuente: Malkin, R., & Anand, V. (2010). A novel phototherapy device: the desing community approach for the developing word. *Ingeniería en Medicina y Biología*, 10(0739-5175), 37-43.

El costo del equipo es menor a \$100, tomando en cuenta que la mano de obra, pruebas de diseño y costos extras fue aportado voluntariamente, frente a otros similares disponibles en 2010 con un precio entre \$3 000 y \$5 000. Se hace énfasis en el aporte comunitario de tecnología médica como una alternativa de producción de equipos médicos en países en vías de desarrollo. Algunos de los problemas notados por los usuarios fueron la apariencia poco profesional de los equipos y que estos están diseñados para un ambiente hospitalario de primer nivel del cual carecen.

CAPITULO 3

DISEÑO DEL EQUIPO DE FOTOTERAPIA

3.1. Descripción del equipo de fototerapia

La unidad de fototerapia a diseñarse es un dispositivo médico no invasivo para tratamiento de bilirrubinosis en neonatos, acelera la excreción de la bilirrubina por exposición del recién nacido a una luz azul, en un periodo de uso menor a siete días.

El equipo de fototerapia tendrá: una superficie de exposición adecuada, para garantizar la cobertura total del neonato; un indicador de duración del tratamiento; adaptabilidad a cualquier necesidad de espacio, mediante la posibilidad de desplazamiento vertical de la lámpara para el uso en cunas, termocunas y bacinetes pediátricos; y la asignación del tipo de intensidad de luz y duración del tratamiento de acuerdo a la edad y concentración de bilirrubina del paciente.

3.2. Requerimientos del equipo de fototerapia

- Pedestal móvil.
- Uso en cunas, bacinetes pediátricos y termocunas.
- Superficie envolvente.
- Luz led en el espectro azul entre 400 nm a 500nm.
- Radiación cercana a $10 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ en un tratamiento leve y mayor o igual a $30 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ en un tratamiento intensivo a una distancia entre la fuente y el paciente de 30 cm.
- Definición de la intensidad de luz y duración de fototerapia según la edad y concentración de bilirrubina del paciente.
- Temporizador de tratamiento.
- Protección contra la entrada de polvo y cuerpos sólidos.
- Mantenimiento mínimo.
- Autonomía del equipo en caso de fallo de energía externa.

3.3. Diseño mecánico

3.3.1. Descripción de la estructura

La unidad de fototerapia es de pedestal móvil con lámpara de inclinación y altura ajustable, es decir, permite variar la distancia entre el foco y el recién nacido, así que puede colocarse sobre una termocuna, un bacinete pediátrico o una cuna de calor radiante. Se descartó una unidad fija porque requiere ser montada en el techo o pared y perdería la versatilidad requerida.

3.3.2. Requerimientos de la estructura

- Ajuste de altura e inclinación de la lámpara
- Pedestal móvil
- Dispositivos de manipulación con adecuada fijación
- Elimina la necesidad de montaje (por el personal médico)
- Mantenimiento mínimo
- Pedestal a prueba de inclinación sobre un soporte móvil muy estable

3.3.3. Diagrama de bloques de la estructura

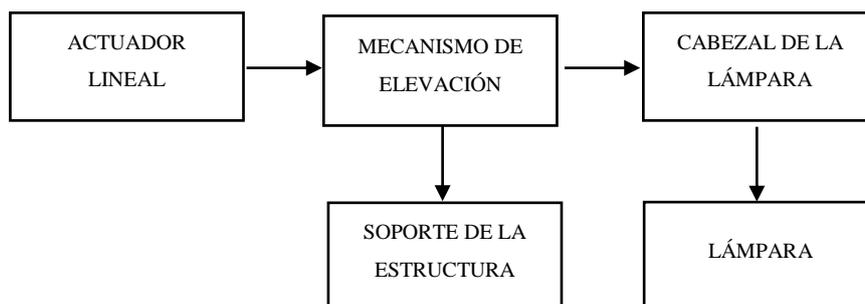


Figura 6. Diagrama de bloques de la estructura

Actuador lineal.- proporciona la fuerza necesaria al mecanismo de elevación para desplazar la lámpara hacia arriba o abajo. El origen de la fuerza puede ser neumática, hidráulica o fuerza motriz.

Cabezal de la lámpara.- mediante una articulación puede orientarse en todas las direcciones, incluso puede girar hacia arriba para disponer de una irradiación lateral.

Lámpara.- conjunto de leds que proporcionan la luz para la fototerapia.

Mecanismo de elevación.- permite ajustar la altura de la lámpara de acuerdo al lugar de ubicación del recién nacido, de manera que garantiza el efecto terapéutico según la configuración del recién nacido y de las termocunas.

Soporte de la estructura.-da estabilidad y permite la movilidad de la estructura.

3.3.4. Lámpara

3.3.4.1. Descripción de la lámpara

La lámpara es una matriz de luces led distribuidos uniformemente para cubrir en su totalidad al recién nacido, está montada en el cabezal.

Tabla 1

Tipo de luces en fototerapia

Característica	Luces en fototerapia		
	Led	Halógena	Fluorescente
Tipo de luz	Azul	Azul	Azul/blanca
Potencia (W)	5	22	11
Tiempo de vida (h)	20 000	12 000	25 000

Considerando lo expuesto en la Tabla 1, se listan a continuación las razones de mayor importancia de porqué las luces led son la mejor alternativa para el equipo de fototerapia.

- No generan calor, el 80% de la energía que consume se convierte en luz, al contrario que la bombilla incandescente, que pierde ese mismo porcentaje en forma de calor.
- Ahorran energía, consumen hasta un 85 % menos que las bombillas tradicionales.
- Tiempo de vida de 20 000 h, entonces requiere un menor mantenimiento.
- Operan en temperaturas elevadas, ideal para el área de termocunas.
- Con diferentes tonos de luz: fría puede ser blanca o azul, y cálida.

La luz azul es la más efectiva para la fototerapia, especialmente alrededor de 460 nm a 490 nm (Maisels & McDonagh, Phototherapy for Neonatal Jaundice, 2008). De modo que la luz emitida por el prototipo está libre de radiación ultravioleta (<400

nm) y por ende se descartan los daños causados por esta, como irritación, manchas o afecciones a nivel ocular.

3.3.4.2. *Requerimientos de la lámpara*

- Luces led con intensidad variable.
- Espectro de onda azul en el rango 460 nm a 490 nm, considerando que el punto máximo de absorción de bilirrubina está en los 459 nm.
- Irradiación para un tratamiento leve $10 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ y para un tratamiento intensivo de $30 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ (Maisels & McDonagh, *Phototherapy for Neonatal Jaundice*, 2008).
- Mantenimiento mínimo: vida útil mayor a 10 000 horas.
- Protección contra el ingreso de cuerpos extraños, polvo y humedad (IP65).

3.3.4.3. *Selección de las luces led*

Se realizó una comparación con modelos de luces led disponibles en el mercado local e internacional, las características se presentan en la Tabla 2.

Tabla 2
Análisis de alternativas de luces led

Criterio de selección	Luces led					
	MG01XB RSLed	Acept.	EAN Stereon	Acept.	M613BA RSLed	Acept.
Tipo de luz: azul	Blanca	X	Azul	✓	Azul	✓
Longitud de onda 460 a 490 (nm)	600 a 800	X	470	✓	460 a 480	✓
Irradiación máx. 30 ($\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$)	-	-	-	-	35	✓
Ángulo de emisión (°)	10x40	X	30	X	120	✓
Voltaje 12 (V)	12	✓	3.5 a 4	X	12	✓
Potencia (W)	7.2	✓	0.07	✓	0.3	✓

Nota. Símbolo ✓ Cumple con el criterio establecido y X No Cumple.

La luz led seleccionada es una regleta con tres leds, el modelo M613BA de la marca Rishang LED (véase Figura 7), la luz que proporciona está en el espectro de onda azul de 460 nm a 480 nm e intensidad máxima de $35 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$.



Figura 7. Led M613BA

Fuente: Rishang LED, Inc [fotografía]. (2015). Recuperado de <http://www.signlightingworld.com/Documents/M613BA%20SLW%20022015.pdf>

3.3.4.4. Consideraciones de diseño de la lámpara

3.3.4.4.1. Distribución luminosa

La forma del haz y la distribución luminosa de las luces led M613BA se muestran en la Figura 9. Se analiza cómo se distribuye el flujo radiado por la lámpara en cada dirección de acuerdo al sistema de coordenadas C- γ (véase Figura 8).

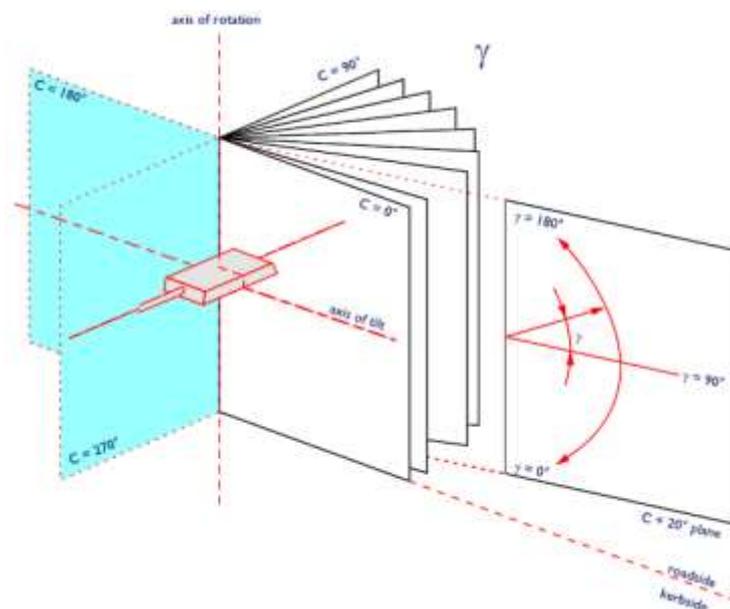


Figura 8. Sistema de coordenadas C- γ

Fuente: Philips Lighting Academy professional. [imagen]. (2015). *Luminarias y fotometría*.

La distribución luminosa no solo es simétrica alrededor del eje de rotación, también presenta simetría entre los planos perpendiculares correspondientes: C0/180 y C90/270, y C30/210 y C60/240; como se muestra en la Figura 9. Se considera un haz bastante amplio y directo.

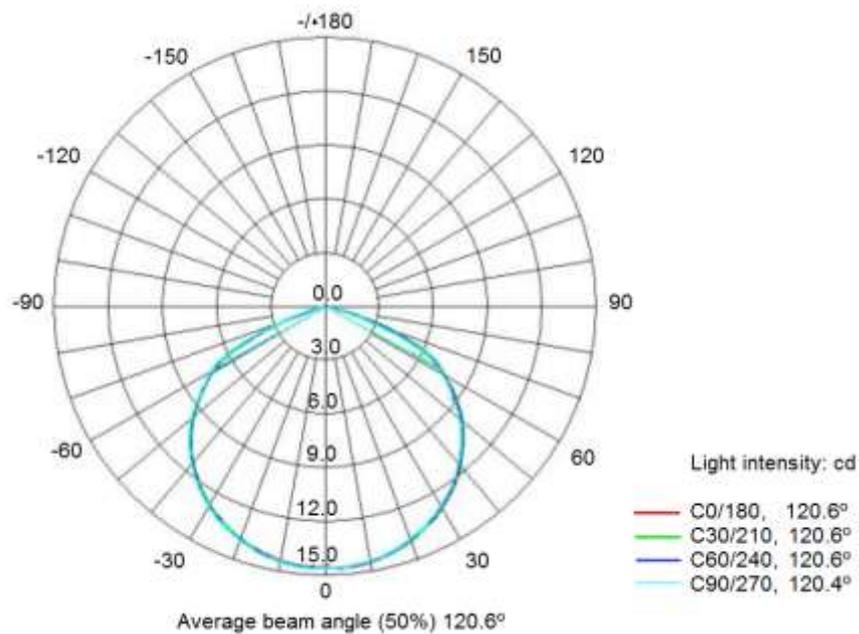


Figura 9. Diagrama de intensidad polar C-γ del led M613BA

Fuente: Rishang LED, Inc [imagen]. (2015). Recuperado de <http://www.signlightingworld.com/Documents/M613BA%20SLW%20022015.pdf>

El ángulo de emisión que alcanza la luz es de 120°, tanto en el plano vertical perpendicular al eje de la lámpara C0/180, como en el plano vertical paralelo al eje de la lámpara C90/270 (véase Figura 9).

3.3.4.4.2. Superficie corporal expuesta

La superficie corporal expuesta corresponde al espacio ocupado por el neonato en la cuna; considerado como el área de un rectángulo, siendo la talla del recién nacido la altura y la base el diámetro cefálico, pero como el paciente no permanece en una sola posición se suma a la base la longitud de los brazos (véase Figura 10).



Figura 10. Superficie corporal expuesta

Se calcula el diámetro con el valor máximo de perímetro cefálico, 35.2 cm que corresponde a las medida de un neonato de sexo masculino (véase Tabla 3).

Tabla 3
Antropometría neonatal por sexo

Variable	Sexo Masculino n=596	Sexo Femenino n=631
Peso (g)	3 097 ± 373	2 996 ± 380
Talla (cm)	49.2 ± 1.6	48.5 ± 1.6
Perímetro cefálico (cm)	34 ± 1.2	33.6 ± 1.2

Fuente: Caiza, M., & Weigel, M. (2009). Puntos de corte del crecimiento intrauterino craneal y patrones cefálicos en recién nacidos a término: Muestra multicéntrica Ecuador 2009. (P. Astudillo, Ed.) *Revista Ecuatoriana de Pediatría*, 12(1), 18-26.

El perímetro cefálico está dado por la ecuación (2).

$$P_C = \pi d_C \quad (2)$$

Donde

P_C es el perímetro cefálico, expresado en (cm);

d_C es el diámetro cefálico, expresado en (cm).

$$d_C = 35.2/\pi$$

$$d_C = 11.20 \text{ cm}$$

La base del rectángulo, ecuación (3), se calcula mediante la suma del diámetro cefálico y la longitud de la extremidad superior de 7.9 cm, según el sitio web (Equipo médico de Babysitio, 2000).

$$b = d_C + 2l_b \quad (3)$$

Donde

b es la base del rectángulo, expresado en (cm);

l_b es la longitud del brazo del recién nacido, expresado en (cm).

$$b = 11.20 + 2(7.9)$$

$$b = 27 \text{ cm}$$

Para determinar la altura se considera la talla máxima según los datos de la Tabla 3, que corresponde a un neonato de sexo masculino de 50.8 cm. Además, se toma en cuenta una tasa de crecimiento semanal promedio de 1.82 cm (Cárdenas-López, Haua-Navarro, Suverza-Fernández, & Perichart-Perera, 2005); pues la ictericia tiene dos momentos de aparición: temprano en la primera semana de vida, y tardío luego de los 7 a 10 días (Ceriani, 2009).

$$h = t + s \times 4 \quad (4)$$

Donde

- h es la altura del cilindro, expresado en (cm);
- t es talla del recién nacido, expresado en (cm);
- s es la tasa de crecimiento semanal, expresado en (cm).

$$h = 50.8 + 1.82$$

$$h = 52.62 \text{ cm}$$

Entonces la superficie corporal expuesta S_C expresada en (cm^2), de acuerdo a la ecuación (5) será:

$$S_C = b \times h \quad (5)$$

$$S_C = 27 \times 52.62$$

$$S_C = 1\,420.74 \text{ cm}^2$$

Mediante los datos presentados en la Tabla 4, se comprueba que el valor de S_C se encuentra dentro del área de las camas de las termocunas e incubadoras.

Tabla 4
Dimensiones de la cama de incubadoras y termocunas

Incubadora o termocuna	Dimensiones de la cama			
	Largo (cm)	Ancho (cm)	Área (cm^2)	Altura al piso (cm)
Ohmeda 4400	76.5	61.2	4 681.8	118
Giraffe Omnibed	66.0	48.0	3 168.0	178
Airshields 500	95.9	52.7	5 053.9	50.8

3.3.4.4.3. Número de luces led

Para el cálculo del número de leds y su distribución se introducen los términos radiometría, rama dedicada a medición de radiaciones electromagnéticas y fotometría que siendo parte de la anterior se enfoca en el espectro electromagnético que el ojo percibe como sensación luminosa, para obtener la radiación emitida X . La medida de esta magnitud dentro de un rango de onda definido por (λ_1, λ_2) se realiza con la ecuación (6).

$$X = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} X_{\lambda} d\lambda \quad (6)$$

Donde

X es la magnitud radiométrica;

X_{λ} es la magnitud del espectro de luz correspondiente a la longitud de onda;

λ_1, λ_2 son los límites del rango de la longitud de onda.

Existe una correspondencia entre la magnitud radiométrica y la fotométrica, es decir entre la cantidad de luz que incide en el ojo y la que se percibe, véase la ecuación (7).

$$X_V = K(\lambda)X \quad (7)$$

Donde

X_V es la magnitud fotométrica;

$K(\lambda)$ es la sensibilidad del ojo correspondiente a la longitud de onda.

La sensibilidad del ojo $K(\lambda)$ cambia dependiendo de las condiciones lumínicas de su entorno, se puede observar bajo una luz de día (visión fotópica) y bajo una luz de noche (visión escotópica). Se puede calcular la eficacia luminosa de una radiación con el cociente entre la magnitud fotométrica X_V , y la correspondiente magnitud radiométrica X , como se indica en la ecuación (8).

$$K_m = K(\lambda)/V(\lambda) \quad (8)$$

Donde

$V(\lambda)$ es la visión de ojo bajo una iluminación alta;

K_m es la eficacia luminosa máxima del espectro, expresado en lm/W.

Para una visión fotópica:

Luminancia (L_v) es mayor o igual que 3 cd/m^2 .

K_m con un valor máximo de 638 lm/W .

Longitud de onda de 555 nm .

Para una visión escotópica:

Luminancia es menor o igual que $3 \times 10^{-5} \text{ cd/m}^2$.

K_m con un valor máximo de 1700 lm/W .

Longitud de onda de 507 nm .

La ecuación (9) describe la curva de visión fotópica.

$$V(\lambda) = e^{\left(\frac{-0,57(\lambda-555)^2}{1700}\right)} \quad (9)$$

Si X_e es igual a X_v reemplazando en la ecuación (6).

$$X_v = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} X_{v\lambda} d\lambda \quad (10)$$

Reemplazando en la ecuación en (10) y se obtiene (11)

$$X_v = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} K(\lambda) X_{e\lambda} d\lambda \quad (11)$$

Para la eficacia luminosa se reemplaza los valores máximos de la curva de visión fotópica de la ecuación (8) y (9).

$$X_v = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \left(638 \frac{\text{lm}}{\text{W}}\right) \left(e^{\left(\frac{-0,57(\lambda-555)^2}{1700}\right)}\right) X_{e\lambda} d\lambda \quad (12)$$

La correspondencia de magnitudes fotométricas con las radiométricas definen que $X = X_\lambda$, por lo tanto $X_v = E_v$ y $X_{e\lambda} = E_{e\lambda}$, $E_{e\lambda}$ es la irradiancia del espectro de luz definida en el rango de $20 \mu\text{W/cm}^2/\text{nm}$ a $50 \mu\text{W/cm}^2/\text{nm}$. Por lo tanto se procede a calcular la iluminancia E_v correspondiente con la siguiente fórmula:

$$E_v = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \left(638 \frac{\text{lm}}{\text{W}}\right) \left(e^{\left(\frac{-0,57(\lambda-555)^2}{1700}\right)}\right) E_{e\lambda} d\lambda \quad (13)$$

Considerando a las luces led como una fuente tanto monocromática como policromática se despeja la ecuación (13) y se obtiene (14).

$$E_v = \left(638 \frac{lm}{W}\right) E_{e\lambda}(\lambda_2 - \lambda_1) \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} e^{\left(\frac{-0,57(\lambda-555)^2}{1700}\right)} d\lambda \quad (14)$$

En base a la Tabla 2 de la selección de las luces led se obtiene que el rango para λ_1 y λ_2 reemplazando los valores se obtiene la siguiente ecuación (15).

$$E_v = \left(638 \frac{lm}{W}\right) 0,35 \frac{W}{nm.m^2} (480n - 460nm) \int_{460}^{480} e^{\left(\frac{-0,57(\lambda-555)^2}{1700}\right)} d\lambda \quad (15)$$

El valor máximo y mínimo de irradiancia espectral es entonces:

$$E_{v \max} = 82 \ 623.243 \ lx$$

$$E_{v \min} = 28 \ 327.969 \ lx$$

La intensidad lumínica del led escogido es de 55 cd. La iluminancia es inversamente proporcional, respecto de la distancia mínima permitida a la fuente 30 cm y la superficie corporal expuesta requerida de 0.14 m².

$$E_{vtotal} = \sqrt{E_H^2 + E_V^2} \quad (16)$$

$$E_H = \frac{I_v (\cos \alpha)^3}{h^2} \quad (17)$$

$$E_v = \frac{I_v (\cos \alpha)^2 \cdot \sin \alpha}{h^2} \quad (18)$$

Para la iluminancia máxima el ángulo es 0° mientras que la mínima es de 60°

Para $\alpha=0^\circ$

$$E_H = \frac{(55 \text{ cd}) (\cos 0)^\3}{(0.30)^2} = 611.1 \ lx$$

$$E_v = \frac{55 (\cos 0)^2 \cdot \sin 0}{0.30^2} = 0$$

Para $\alpha=60^\circ$

$$E_H = \frac{(55 \text{ cd}) (\cos 60)^\3}{(0.30)^2} = 76.389 \ lx$$

$$E_v = \frac{55 (\cos 60)^2 \cdot \sin 60}{0.30^2} = 132.31 \ lx$$

$$E_{vtotal} = \sqrt{76.389^2 + 132.31^2} = 152.78 \ lx$$

Con el valor máximo de iluminancia se procede a calcular el número de leds requeridos por el equipo y la superficie corporal expuesta de 0.14 m^2 . El número de leds influye en la iluminancia que entregará el equipo así como el rango del espectro de luz influye en la iluminancia máxima requerida; se calcula con la ecuación (19).

$$L_{req} = \frac{E_{max}}{E_{led}} \cdot \frac{S_c}{1 \text{ m}^2} \quad (19)$$

Donde

L_{req} es el número de ledes;

E_{max} es la irradiancia máxima de los ledes, expresado en lux;

E_{led} es la irradiancia de los ledes M613BA, expresado en lux.

$$\#leds = \frac{82 \ 623.243 \text{ lx}}{611.1 \text{ lx}} \cdot \frac{0.14 \text{ m}^2}{1 \text{ m}^2} = 82.5 \approx 83 \text{ unidades}$$

El número de luces led requeridos para distribuir uniformemente la luz sobre el recién nacido es de 83 unidades. Como el módulo M613BA contiene tres leds se utilizan 28 módulos resultando 84 unidades de ledes.

3.3.5. Materiales de uso médico para la estructura

Al tratarse de un equipo de muy bajo riesgo que no entra en contacto con la piel, a excepción de la manta, existe baja probabilidad de transmisión de infección al paciente, sin embargo puede contribuir en una transición secundaria mediante la contaminación por parte del personal médico o instrumental infectado.

En la selección de un material de uso médico de Riesgo I no se recomiendan estudios de biocompatibilidad (citotoxicidad, sensibilidad e irritación) si este no tiene contacto directo con el paciente (Ministerio de Salud Pública, 2009).

Por lo tanto, y de acuerdo a *Las Buenas Prácticas de Manufactura* se consideró que el material del equipo debía reunir características sanitarias como: inalterable, con paredes lisas, sin fisuras o rugosidades; de igual forma no debe ser reactivo ni absorbente con la materia prima o instrumental utilizados en la fabricación (soldadura, procesos de mecanizado, entre otros); además, se tuvieron en cuenta diversas propiedades mecánicas (resistencia, maquinabilidad, dureza), propiedades

físico-químicas (resistencia a la corrosión, reciclable), precio y disponibilidad en el mercado.

Tabla 5
Características de materiales para la estructura del equipo

Propiedades mecánicas	Material		
	Acero inoxidable		Aluminio 6061
	AISI 304	AISI 420	Al/Mg/Si
Dureza Brinell	123	223	65
Resistencia a la fluencia (MPa)	310	345	-
Módulo de elasticidad (GPa)	200	200	69.5
Resistencia a la tracción (MPa)	565	690	300
Propiedades físicas			
Densidad (g/cm ³)	7.93	7.8	2.7
Propiedades químicas			
Contenido de carbono (%)	0.08	0.3	-
Contenido de azufre (%)	0.03	0.03	-
Contenido de cromo (%)	18 a 20	13	0.04 a 0.35
Otros criterios			
Magnético	No	Si	Paramagnético
Forma disponible en el mercado	Hoja, tubo, vara	Hoja, vara, plancha	Hoja, plancha, tubo
Costo dólares americanos hoja 100x100mm espesor 1mm	80	127	130

De acuerdo a las características de los materiales empleados usualmente en la elaboración de equipos médicos presentados en la Tabla 5, podemos afirmar que la aleación 304 tiene mejor resistencia a la corrosión y soldabilidad por su bajo contenido de carbono con respecto a la aleación 420; su contenido de azufre mejora la habilidad de ser maquinado. Y aunque el aluminio sea de alta resistencia a la corrosión, soldabilidad, menor peso y buena resistencia mecánica, su costo es mayor; por lo tanto se opta por la aleación 304; además, cumple con los regímenes de sanidad, limpieza y esterilización requerida para evitar una contaminación microbiológica, y cuenta con las propiedades mecánicas idóneas para la aplicación.

3.3.6. Diseño del cabezal de la lámpara

3.3.6.1. Descripción del cabezal

Es una estructura metálica que distribuye la luz emitida por la lámpara alojada en su interior, comprende todos los elementos de soporte, fijación, protección y cableado de conexión para la alimentación de la lámpara. Además, puede orientarse en todas las direcciones, arriba y abajo para disponer de una irradiación lateral sobre el recién nacido.

3.3.6.2. Requisitos del cabezal

- Proteger y contener la lámpara y los medios de conexión para su alimentación.
- Orientable en todas direcciones.
- Permitir un fácil y seguro montaje de la lámpara.
- Permitir un fácil y seguro mantenimiento de la lámpara.

3.3.6.3. Diagrama de bloques del cabezal

El diagrama de bloques del cabezal como se muestra en la Figura 11, consta de cuatro partes: la base porta lámpara, la carcasa, la rótula y el acople.

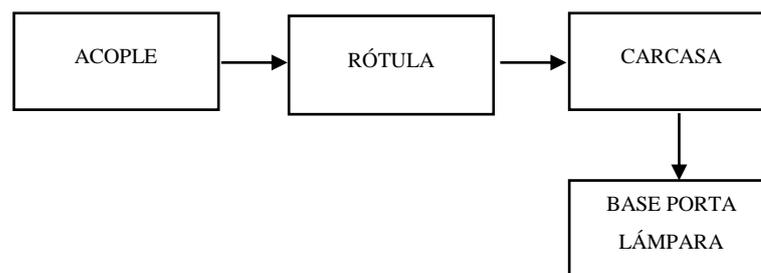


Figura 11. Diagrama de bloques del cabezal

Acople.- une de la carcasa de la lámpara al pedestal del prototipo.

Base porta lámpara.- distribuye la luz sobre el recién nacido, contiene las luces led y el sensor de distancia ultrasónico.

Carcasa.- aloja y protege a la base porta lámpara, a los elementos de fijación y conexión con la red de alimentación.

Rótula.- permite orientar la lámpara en cualquier dirección, esta articulación mecánica se desliza fácilmente a la posición requerida para proporcionar una luz clara y directa sobre el recién nacido.

3.3.6.4. *Diseño de la base porta lámpara*

3.3.6.4.1. *Descripción de la base porta lámpara*

Es el elemento físico mínimo en el interior de la carcasa que delimita el volumen de la lámpara, modela la forma y dirección del flujo luminoso de acuerdo a la distribución de las luces led.

3.3.6.4.2. *Requerimientos de la base porta lámpara*

- Contener y proteger 28 módulos de luces led, peso por módulo 12.5 g.
- Distribuir uniforme de la luz sobre toda la superficie corporal expuesta.
- Permitir una segura y fácil instalación.
- Permitir un fácil y seguro mantenimiento.
- En material: no inflamable, ligero y resistente a impactos.

3.3.6.4.3. *Consideraciones de diseño de la base porta lámpara*

Dimensiones de la base porta lámpara

De acuerdo a (Álvarez, 2014) para lograr un tratamiento óptimo de fototerapia se requiere una distribución uniforme de la luz sobre el espacio ocupado por el neonato en una cuna o termocuna. Por lo tanto, el diseño de la base porta lámpara debe cubrir en su totalidad la superficie corporal expuesta; para ello se considera la antropometría neonatal y la intensidad de la luz.

De acuerdo a (Gomella, 2005) la intensidad es una función de la distancia desde la fuente de luz y el recién nacido. Aunque el ángulo de emisión que alcanzan las luces led M603AA es de 120° (Rishang LED Inc., 2011), la intensidad máxima recae frente al emisor en un ángulo de 30° (Context M.I.S, 2013), como se muestra en la Figura 12.

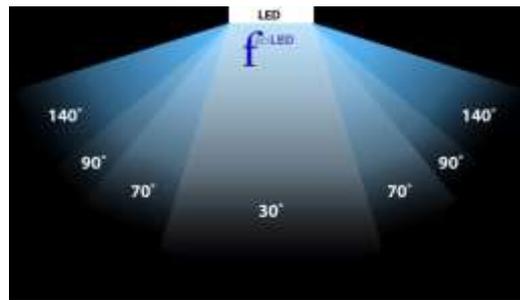


Figura 12. Ángulo de emisión de un led

Entonces, se calcula la cobertura de las luces con un ángulo de apertura de 15° a la distancia mínima permitida al paciente de 30 cm, según la ecuación (20).

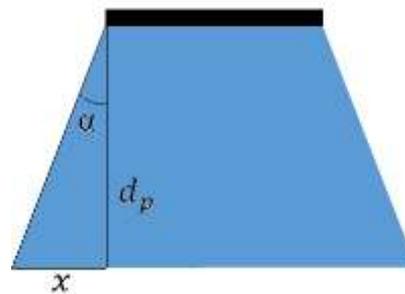


Figura 13. Ángulo de apertura de luz calculado

$$x = d_p \tan(\alpha) \quad (20)$$

Donde

x es la cobertura de la luz led, expresada en (cm);

d_p es la distancia mínima permitida al paciente, expresada en (cm);

α es ángulo de apertura de la luz led, expresada en grados.

$$x = 30 \tan(15^\circ)$$

$$x = 8.04 \text{ cm}$$

En la sección 0 se determinó que la superficie a cubrir es de 52.62 cm x 27 cm, longitud y ancho, respectivamente. A estos valores se resta 8.04 cm por lado, ya que las luces cubrirán fácilmente esta distancia. Entonces, el tamaño de la base porta lámpara será de 33 cm x 18 cm.

Distribución de los módulos led en la base porta lámpara

Para asegurar la uniformidad de la luz sobre la superficie expuesta se considera la máxima interdistancia posible entre los módulos led. La relación interdistancia-altura para las luces led M631BA es: 1.7 relación transversal y 1.4 relación longitudinal. Entonces la máxima interdistancia posible está dada por las ecuaciones (21) y (22).

$$SC < 1.7 \times d_p \quad (21)$$

$$SL < 1.4 \times d_p \quad (22)$$

Donde

SC es la interdistancia transversal entre luces, expresada en (cm);

SL es la interdistancia longitudinal entre luces, expresada en (cm);

d_p es la distancia al paciente 30 cm.

$$SC < 1.7 \times 30$$

$$SC < 51 \text{ cm}$$

$$SL < 1.4 \times 30$$

$$SL < 42 \text{ cm}$$

Entonces para los módulos de luces led del prototipo, la interdistancia transversal será de 2.5 cm y la longitudinal de 7.5 cm. La distribución de los módulos en la base porta lámpara se muestra en la Figura 14, las dimensiones están dadas en milímetros.

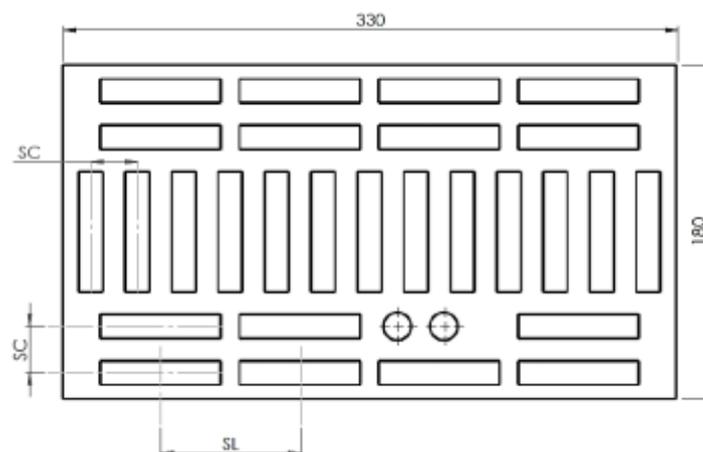


Figura 14. Base porta lámpara (vista en planta)

Consideraciones para determinar el material de la base porta lámpara

Las luces led no pueden ser montadas sobre cualquier superficie, la inflamabilidad del material de la superficie y la temperatura de operación de los leds imponen ciertas restricciones al respecto; al contrario de la resistencia a la tracción, pues la carga la constituye únicamente el peso de los módulos led de 350 g. Debido a que el ambiente de servicio es proclive a derrame de líquidos como: alcoholes, cetonas, grasas y otros; también se considera la resistencia a sustancias químicas en la selección.

Se consideró el uso de un polímero de uso médico, los empleados principalmente en iluminación son: el acrílico, el policarbonato, y el poliestireno de alto impacto (HIPS). En la Tabla 6 se muestran sus características.

Tabla 6
Alternativas de material para la base porta lámpara

	Material		
	Poliestireno de alto impacto HIPS	Polimetacrilato de metilo PMMA, Acrílico	Policarbonato
Propiedades mecánicas			
Resistencia a la tracción (MPa)	30-100	80	70
Resistencia al impacto Izod (J/m)	19-24	16-32	600-850
Propiedades físicas			
Densidad (g/cm ³)	1.05	1.19	1.20
Inflamabilidad según UL 94	HB	HB	V0 -V2
Resistencia a rayos UV	Mala	Buena	Aceptable
Resistencia química			
Ácidos concentrados y diluidos	Buena-aceptable	Buena -mala	Buena
Alcoholes	Buena-aceptable	Buena -mala	Buena
Grasas y aceites	Buena-mala	Buena	Aceptable
Propiedades térmicas			
Temperatura máx. utilización (°C)	50-95	50-90	115-130
Otros criterios			
Costo dólares americanos hoja 150x150mm espesor 1mm	117	120	114

El acrílico y el HIPS con certificación UL 94 HB, ofrecen un elevado nivel de seguridad para una fijación horizontal, ya que poseen las mejores propiedades de autoextinguibilidad y por ende la no propagación del fuego, minimizando los riesgos de incendio ante la aparición de llama.

El policarbonato tiene alta resistencia al impacto, temperatura, su resistencia química es baja, además, puede ser esterilizado. El HIPS tiene una buena resistencia a la abrasión y a la radiación UV, pero mala resistencia ante sustancias químicas, a altas temperaturas e impacto. Considerando que la temperatura de servicio no será mayor a 42°C, y que el equipo no estará en contacto con sustancias ácidas, se elige al HIPS para la base porta lámpara.

3.3.6.5. *Diseño de la carcasa*

3.3.6.5.1. *Descripción de la carcasa*

Pieza metálica que contiene la lámpara, incluye todos los elementos necesarios para fijar y proteger la lámpara y sus conexiones.

3.3.6.5.2. *Requerimientos de la carcasa*

- Contener y proteger: la base porta lámpara y el sistema eléctrico de la lámpara.
- Controlar la temperatura de la lámpara.
- Permitir un seguro y fácil montaje de la base porta lámpara.
- Forma con función decorativa.

3.3.6.5.3. *Consideraciones para determinar las dimensiones de la carcasa*

La geometría de la carcasa debe permitir colocar fácilmente la base porta lámpara, por ende sus dimensiones son mayores a esta. Entonces se define con un tamaño de 370 mm x 220 mm (véase Figura 15).

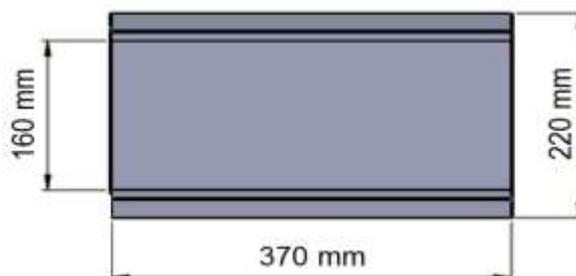


Figura 15. Carcasa (vista en planta)

Se estima un espacio para el elemento de fijación de la carcasa con el pedestal de 25 mm, 30 mm para ventilación de las luces y 15 mm para el cableado de los leds; resultando el ancho de la carcasa de 70 mm (véase Figura 16).

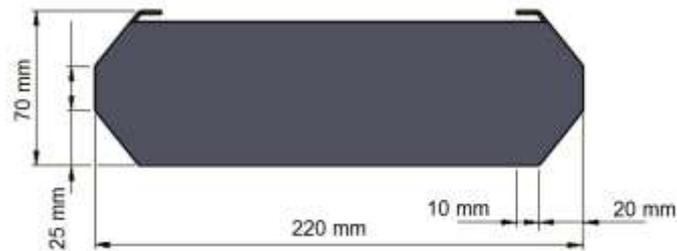


Figura 16. Carcasa (vista de perfil)

3.3.6.6. Diseño de la rótula

3.3.6.6.1. Descripción de la rótula

Es una articulación mecánica que permite orientar la carcasa de la lámpara en tres ejes perpendiculares entre sí, de manera que es posible realizar seis movimientos diferentes. La rótula está constituida de una cabeza y un alojamiento (véase Figura 17). La cabeza es el núcleo de la rótula, formado por la semiesfera. El alojamiento es el cuerpo de la rótula, está en contacto directo con la cabeza, y su base permite tanto el desplazamiento angular como el movimiento de rotación de la rótula.

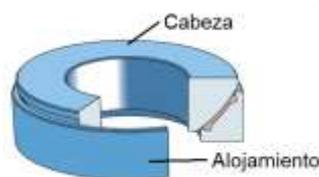


Figura 17. Rótula axial estándar

Fuente: Rótulas y cabezas de articulación SKF [imagen]. (2015). Recuperado de <http://www.soltecna.com>

3.3.6.6.2. Requerimientos de la rótula

- Rotación completa respecto al eje vertical, con restricción de movilidad en los ejes horizontales.
- Soportar la carga constituida por el peso de la carcasa y lámpara, C_o está dada por la ecuación (23).

$$C_o = (M_L + M_C)g \quad (23)$$

Donde

C_o es la carga aplicada a la rótula, expresada en (N);

M_L es la masa de la lámpara, expresada en (Kg);

M_C es la masa de la carcasa, expresada en (Kg);

g es la aceleración de la gravedad, expresada en (m/s^2).

$$C_o = (0.8 + 0.2)9.8$$

$$C_o = 9.8 \text{ N}$$

3.3.6.6.3. Consideraciones de diseño de la rótula

Para la selección del tipo de rótula se considera el sentido de la carga que actúa en la rótula. El modo en que actúa la carga de magnitud constante es en dirección axial a la rótula; entonces la rótula apropiada es una rótula axial de cabeza esférica convexa y su respectivo alojamiento con superficie esférica cóncava. Y como no se realizan movimientos oscilantes de inclinación o rotación de la rótula bajo carga, esta se considera estática (véase Figura 18).

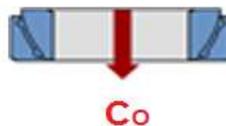


Figura 18. Dirección de la carga axial en la rótula axial

Fuente: Rótulas y cabezas de articulación SKF [imagen]. (2015). Recuperado de <http://www.soltecna.com>

La libertad de movimiento depende de las dimensiones, tamaño y diseño de la rótula. Se selecciona una rótula axial de acuerdo al catálogo de productos (SKF Group, 2011) para un ángulo de inclinación en los ejes horizontales de 30° y una capacidad de carga estática mayor a 9.8N, como se muestra en la Figura 19, las dimensiones están dadas en milímetros.

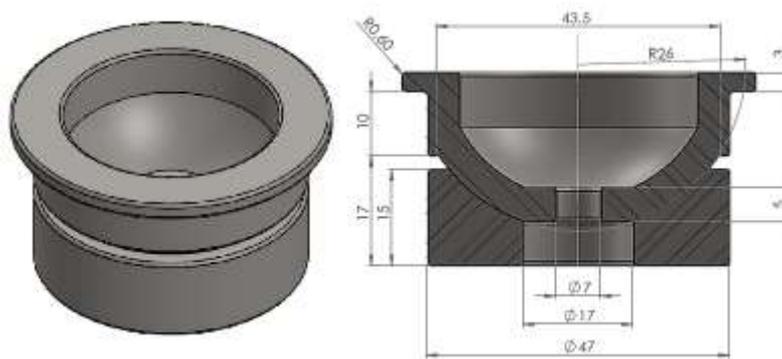


Figura 19. Rótula (vista isométrica y vista de sección)

3.3.6.7. Diseño del acople

3.3.6.7.1. Descripción del acople

El acople es un elemento mecánico colocado en el brazo del pedestal para fijar a este la rótula y a su vez la carcasa de la lámpara.

3.3.6.7.2. Requerimientos del acople

- Diámetro interior igual al diámetro de la columna de altura ajustable de 1 in.
- Soportar la carga de la carcasa y lámpara de 1 Kg.
- Longitud mayor al diámetro de la cabeza de la rótula

3.3.6.7.3. Consideraciones de diseño del acople

Se acopla la carcasa al pedestal mediante un tubo de diámetro interior igual a 1 pulgada (25.4 mm); y para la sujeción se realiza una perforación para colocar un tornillo prisionero M8 a 8 mm del extremo, entonces la longitud del acople será igual al diámetro de la cabeza de la rótula de 47 mm más 8 mm para la sujeción del tornillo al pedestal, es decir, de 55 mm (véase Figura 20).

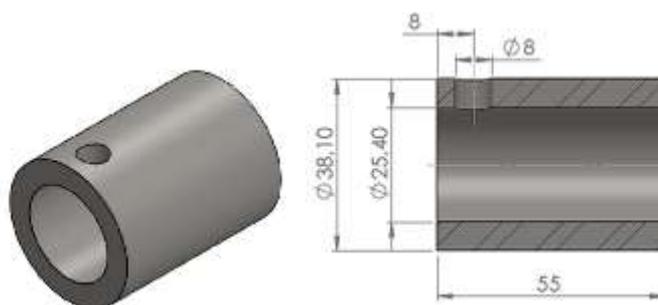


Figura 20. Acople (vista isométrica y vista de sección)

3.3.7. Diseño del mecanismo de elevación

3.3.7.1. Descripción del mecanismo de elevación

El mecanismo de elevación lo conforma la columna de soporte que se acoplará al actuador lineal y a la columna de altura ajustable. Se utilizan acoples para reducir la fricción que pueda existir cuando el equipo esté en funcionamiento, disminuir la fuerza que realiza por el actuador lineal; además, de evitar atascamientos y daño por cargas elevadas.

3.3.7.2. Requerimientos del mecanismo de elevación

- Inferior al de la altura de una puerta promedio.
- Abarcar el diámetro del actuador lineal de 5 cm.
- Soportar la carga de la carcasa 1 Kg.

3.3.7.3. Diagrama de bloques del mecanismo de elevación

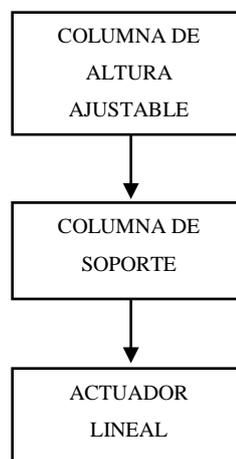


Figura 21. Diagrama de bloques del mecanismo de elevación

Actuador lineal.- es el mecanismo que proporciona la fuerza necesaria para desplazar verticalmente a la columna de altura ajustable.

Columna de altura ajustable.- estructura que sostiene a la lámpara.

Columna de soporte.- es la estructura vertical que soporta al resto del equipo.

3.3.7.4. *Diseño de la columna de altura ajustable*

3.3.7.4.1. *Descripción de la columna de altura ajustable*

Es un tubo vacío que se coloca por encima de un tubo fijo base para permitir regular la altura del equipo de fototerapia. Tiene una forma de L invertida para poder acoplarse a la base y sujetar en la parte superior a la lámpara de luces.

3.3.7.4.2. *Requerimientos de la columna de altura ajustable*

- Diámetro menor al del tubo base de 5 cm
- Longitud mínima de 20 cm para permitir la movilidad hacia arriba y abajo
- Permitir el paso de cables por su interior diámetro mínimo 0.5 cm.

3.3.7.4.3. *Consideraciones para determinar las dimensiones de la columna de altura ajustable*

El equipo de fototerapia debe ser capaz de movilizarse libremente entre diferentes áreas, por lo que se toma en cuenta la dimensión promedio de los módulos de puertas para espacios públicos según la norma técnica ecuatoriana “Coordinación modular de la construcción, dimensiones modulares de ventanas y puertas” (INEN, Instituto Ecuatoriano de Normas, 1978). En este se especifica las medidas para una puerta: ancho $a_m=60$ cm y altura $h_m=190$ cm.

Se requiere que del soporte vertical sea fijo para colocar la pantalla de introducción de datos, por lo que se aproxima una altura desde el piso hasta la mínima de 800 mm.

Se requiere un mínimo de 30 cm de distancia entre el paciente y las luces de fototerapia, por lo tanto el rango de movilidad mínimo es de 50 cm de la parte móvil del soporte vertical. Y la altura mínima a la que se ubicará la termocuna desde el piso es 125 cm desde el piso. A lo que se le suma el desplazamiento mínimo requerido de 50 cm. La altura desde el piso hasta las luces queda establecida en 175 cm. La altura del soporte vertical se calcula en 185 cm dejando libres 5 cm para la parte superior.

Una vez establecida la altura y diámetro requerido por el actuador lineal que es de radio 8cm. Se procede a calcular el factor de seguridad mediante el criterio de Pugsley y el procedimiento del artículo sobre la selección rápida de factores de

seguridad (Ríos & Roncancio, 2007). En el cual se especifica el cálculo del factor de seguridad mediante la ecuación (24).

$$N = N_X \times N_Y \quad (24)$$

Donde

- N es el factor de seguridad;
- N_X es el coeficiente de seguridad dado por los criterios A, B y C;
- N_Y es el coeficiente de seguridad dado por los criterios D y E;
- A es la calidad de los materiales, destreza, mantenimiento e inspección;
- B es el control sobre la carga aplicada a la parte;
- C es la exactitud del análisis del esfuerzo, información experimental o experiencia con dispositivos similares;
- D es el peligro que representa el equipo para el personal;
- E es el impacto económico sobre las consecuencias del diseño.

Los criterios se evalúan cualitativamente así para A, B y C se identifica (mb) como muy bien, (b) bien, (r) regular y (p) pobre. Mientras que para D y E se identifica (ms) muy serio, (s) serio y (ns) no serio.

Tabla 7
Coeficientes de seguridad N_X y N_Y

Coeficiente N_X : A=b				
C	B			
	mb	b	r	p
mb	1.30	1.55	1.80	2.05
b	1.45	1.75	2.05	2.35
r	1.60	1.95	2.30	2.65
p	1.75	2.15	2.55	2.95

Coeficiente N_Y			
E	D		
	ns	s	ms
ns	1.0	1.2	1.4

s	1.0	1.3	1.5
ms	1.2	1.4	1.6

Fuente: Ríos, L. C., & Roncancio, E. (2007). Análisis y desarrollo de un programa de selección de factores de seguridad, para diseño de elementos mecánicos. *Scienti et Technica Año XII*, 255-260.

Se selecciona $A=b$ debido a que no requiere mantenimiento permanente pero el material es bastante bueno. $B=mb$, ya que no existen sobrecargas sino una carga puntual constante. $C=r$, debido a que no se ha realizado un análisis previo de esfuerzo pero si se tiene información de dispositivos similares. $D=ms$, pues si se cayese el soporte podría causar graves daños al paciente. $E=s$ debido a posible costo de reparación. Con los criterios establecidos, los valores de los coeficientes se determinan según la Tabla 7, para $N_x=1.9$ y $N_y=1.5$.

Reemplazando en la ecuación (24), se tiene que:

$$N = 1.6 \times 1.5 = 2.4$$

Se calcula mediante la tensión admisible del acero inoxidable AISI 304 igual a $\sigma_{adm} = 6\,025\text{ Kg/cm}^2$. Se considera que en el soporte la flexión es el factor crítico a analizar por lo que se procede a calcular un diámetro aproximado para la estructura. Ya que tenemos 5 cm de diámetro como base y una altura de alrededor de 185 cm se establece que la altura permitida es casi 30 veces su diámetro.

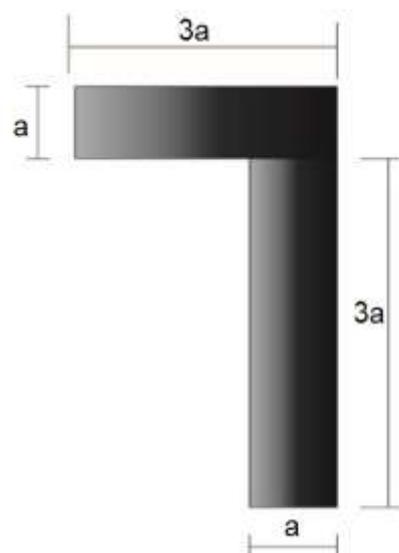


Figura 22. Esquema de la columna de altura ajustable

Mediante la ley de Navier se calcula el módulo resistente de la sección (W_z). Siendo asimétrica se evalúa hacia arriba con un momento máximo positivo.

$$\frac{|M_{f_{max}^+}|}{W_z} \leq |\sigma_{adm}| \quad (25)$$

El eje z respecto al que el mecanismo de elevación pasa por el centro de gravedad, que se calcula en base a la Figura 22. El eje z coincide con la fibra neutra de la sección. Por lo tanto para I_z y mediante el teorema de Steiner se calcula a .

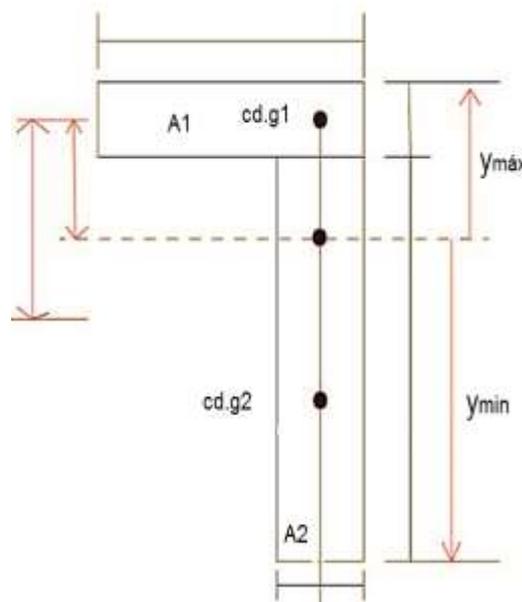


Figura 23. Gráfico de inercia de la columna de altura ajustable

$$I_z = I_{za1} + I_{za2} = \left[\frac{1}{12} \times 3a \times a^3 + 3 \times a^2 a^2 \right] + \left[\frac{1}{12} a \times 3a^3 + 3a^2 a^2 \right]$$

$$I_z = \frac{17a^4}{2} \text{ cm}^4$$

$$W_{z1} = \frac{I_z}{y_{max}} = \frac{\frac{17a^4}{2}}{1.5a} = \frac{17}{3} a^3 \text{ cm}^4$$

$$W_{z1} = \frac{I_z}{y_{min}} = \frac{\frac{17a^4}{2}}{1.5a} = \frac{17}{3} a^3 \text{ cm}^4$$

Se calcula el momento que actuará sobre este mecanismo que bastante simple ya que es una carga puntual en extremo como se muestra en la Figura 24.

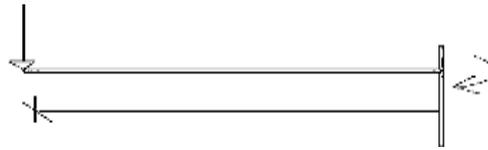


Figura 24. Diagrama de cuerpo libre de la columna de altura ajustable

El momento resulta de multiplicar la fuerza que es el peso de la carcasa más los componentes y el de su propio peso, esta suma alrededor de 3 Kg y una longitud de 30 cm. El momento en ese punto es 90 Kg cm. Con la ecuación (25) y la tensión máxima admisible se calcula a .

$$\frac{|M_{f_{max}}^+|}{W_{z1}} \leq |\sigma_{adm}| \rightarrow \frac{90 \times 10\,000}{(17/3) a^3} \leq 6\,025$$

$$a \geq 2.97 \text{ cm}$$

$$\frac{|M_{f_{max}}^+|}{W_{z2}} \leq |\sigma_{adm}| \frac{90 \times 10\,000}{(17/5) a^3} \leq 6\,025$$

$$a \geq 3.53 \text{ cm}$$

De lo calculado se puede sacar la conclusión que para el mecanismo de elevación se requiere por lo menos 3 cm de ancho si es rectángulo o de diámetro si es circular. Para que este pueda incluir el actuador lineal se requiere mínimo 5 cm por lo que se sobredimensionará toda la estructura.

Para la estabilidad de una viga en forma de L invertida como la planteada la altura mínima requerida es 3 veces la calculada (5cm) como ancho, por lo tanto la altura es de 15 cm. Sin embargo se deja espacio para la colocación vertical del actuador lineal y los 30 cm desde la posición en donde se encuentra el paciente hacia las luces con un rango de subida y bajada de la luces de 20 cm es por lo que se da un desplazamiento de 50 cm. Sumado con los 20 cm del codo y la base nos dan un mínimo de 70 cm de alto como se observa en la Figura 26. De lo calculado se puede sacar la conclusión que para el mecanismo de elevación se requiere por lo menos 3 cm de ancho si es rectángulo o de diámetro si es circular. Para que este pueda incluir el actuador lineal se requiere mínimo 5 cm por lo que se sobredimensionará toda la estructura.

La altura de este tubo debe superar los 125cm de la termocuna desde el piso hasta las luces, tomando en cuenta la base y las ruedas. Por lo tanto se establece esta medida como mínimo y con una libertad de desplazamiento se obtiene 175cm como máximo.

Para calcular la altura mínima del brazo móvil se debe restar de esta altura mínima de 125cm el del soporte base y las ruedas ya que éstas proporcionan una mayor altura. Se calculó un diámetro o ancho de 5cm para una estructura cuadrada, proporcionalmente se deja 5cm como alto del soporte de la estructura. El diámetro promedio de una rueda es de 10cm, sumando la base se tiene 15cm. Al restar los 15cm de la base y ruedas de los 125cm se obtiene 110cm.

El actuador lineal se colocará sobre el soporte de la estructura, la geometría de este actuador colocado en posición vertical exige una separación del soporte de la estructura de mínimo 10cm como se puede ver en la Figura 25.

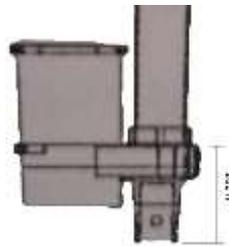


Figura 25. Geometría del actuador lineal

Se tiene 110cm de altura del brazo menos los 13cm se obtiene 97cm para el brazo móvil como se observa en la Figura 26.

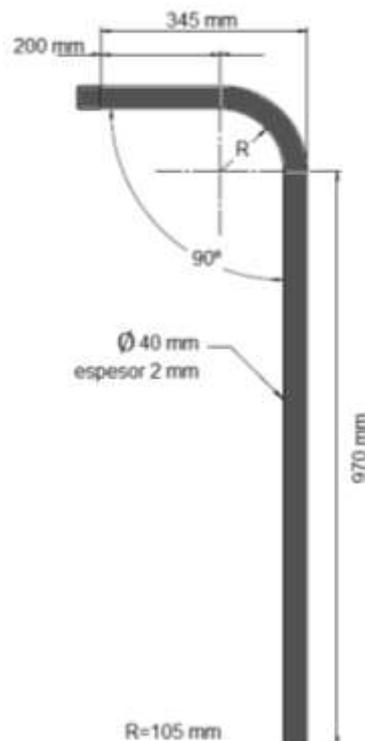


Figura 26. Columna de altura ajustable

3.3.7.5. *Diseño de la etapa actuador lineal*

3.3.7.5.1. *Descripción de la etapa actuador lineal*

La etapa del actuador lineal permite el desplazamiento lineal de la lámpara con su cabezal para obtener una distancia adecuada de la lámpara hasta el recién nacido.

3.3.7.5.2. *Requerimientos del actuador lineal*

- Bajo costo
- Coste de alimentación
- Elemento motriz lineal
- Posibilidad de elementos de control, proceso y entrada
- Estabilidad alta
- Exactitud de posición
- Velocidad de operación baja

3.3.7.5.3. *Selección de actuador lineal*

La selección del sistema idóneo requiere del análisis de los mecanismos que transmiten un movimiento no-lineal y generen un movimiento lineal, los mecanismos factibles para el propósito se muestran en la Tabla 8.

Tabla 8

Alternativas de mecanismo de movimiento lineal

Criterio de selección	Mecanismo de movimiento lineal			
	Neumático	Acept.	Eléctrico	Acept.
Coste alimentación	Muy alto	×	Bajo	✓
Elemento motriz	Émbolo, pistón	✓	Motor eléctrico	✓
Estabilidad	Baja, el aire es compresible	×	Alta	✓
Exactitud de la posición	1/10 mm sin carga	×	1/100 mm sin carga	✓
Fuerza	Limitada por la presión neumática 30 KN a 6 bar	×	Sin limitaciones	✓
Transmisión de energía	Hasta 1m	✓	Sin limitaciones	✓

	Velocidad de la señal		Instantánea	
	1m/s			
	Caudal 20 m/s a 40 m/s			
Velocidad de operación	0.1 m/s a 1.5 m/s	✓	0.003 m/s a 1 m/s	✓

Nota. Símbolo ✓ Cumple con el criterio establecido y X No Cumple.

El mecanismo seleccionado es un actuador lineal eléctrico o llamando también motor eléctrico de accionamiento lineal, es de estructura simple en comparación con actuadores neumáticos, requiere de una única fuente de poder; sin restricción de distancia en la transmisión de señales, de manera que es altamente versátil.

Los actuadores lineales o motores lineales pueden ser usualmente motores a pasos o motores de corriente alterna sin escobillas, provistos de cajas de engranaje planetarios. Existen dos modelos fundamentales actuador de tornillo y correa dentada.

El actuador de tornillo presenta un excelente control de posición en carreras cortas, proporciona fuerza elevada y permite el acople de diversos dispositivos en sus guías. Mientras que un actuador con correa dentada se emplea en aplicaciones de alta velocidad, control de posición (carrera largas). Por lo tanto se considera que el modelo de tornillo es el más apropiado para el equipo propuesto.

Al tratarse de un equipo de uso médico se necesita un actuador eléctrico pequeño y silencioso, con bajo consumo de energía para realizar un ajuste suave y preciso. Además, de estas consideraciones para dimensionar un actuador lineal se parte de la carga, velocidad y carrera requeridas para la aplicación, dimensión del entorno de trabajo, el controlador (número de ejes a controlar), interruptores de fin de carrera y modo accionamiento.

La carga que se requiere desplazar es aproximadamente 20 Kg, comprendido por el cabezal, lámpara y el mecanismo de elevación. La distancia que debe desplazarse la lámpara (carrera del actuador) es de 500 mm para que pueda ser utilizada sobre termocunas y bacinetes pediátricos, esta medida se determinó en base a la altura promedio de las termocunas que se encuentran en el hospital.

3.3.7.5.4. *Requerimientos del actuador lineal eléctrico*

- Carga aproximada a elevar 20 Kg

- Velocidad baja, menor a 30 mm/s
- Carrera 500 mm
- Alimentación 120 Vac/60 Hz
- Ciclo de trabajo mayor que 25 %
- Temperatura ambiental en termocunas máxima de 38°
- Diámetro del cilindro: debe ser menor 50 mm de un cilindro promedio.

3.3.7.5.5. Selección del actuador lineal eléctrico

Para la selección del actuador lineal se consideraron cinco pasos de acuerdo a (Industrial Mecánicas Welter S.A., s.f.), y se realizó una comparación con modelos disponibles en el mercado local e internacional, las características se presentan en la Tabla 9.

- Paso 1. Determinar la relación óptima entre carga vs. velocidad según las gráficas del fabricante.
- Paso 2. Comparar el desempeño del actuador basándose en las curvas de vida vs. carga y tiempo de funcionamiento vs. carga.
- Paso 3. Elegir la longitud de recorrido.
- Paso 4. Verificar condiciones de diseño como: tiempo de funcionamiento, restricción de cargas por golpes y cargas laterales, tipo de montaje.
- Paso 5. Selección del control

Tabla 9

Análisis de alternativas de actuadores lineales eléctricos

Criterio de selección	Actuadores lineales eléctricos					
	BB3 <i>LINAK</i>	Acept.	MA1527 <i>Joyce</i>	Acept.	ORI 24 <i>Ori</i>	Acept.
Carga máx. 20 (kg)	163	✓	150	✓	80	✓
Velocidad (mm/s)	16 a 12	✓	28 a 23	✓	20 a 12	✓
Carga 0 a máx.						
Tensión nominal 120 Vac	24 Vdc	✗	120 V 60 Hz	✓	120 V 60 Hz	✓
Corriente (A)	3.5	✓	3.1	✓	1.5	✓
Carrera 500 (mm)	400	✓	305	✓	300	✓
Ciclo de trabajo >10%	10 % 2/18 min	✗	25 %	✓	1on 5off	✓

Diámetro del cilindro (mm)	34	✓	50.8	✗	15	✓
Temperatura máx. >38 (°C)	40	✓	-	-	40	✓
Velocidad para carga 20kg						
Carga vs. velocidad (mm/s)	15.5	✓	26	✓	17	✓

Nota. Símbolo ✓ Cumple con el criterio establecido y X No Cumple.

Es importante que la fuerza del actuador esté sobredimensionada ya que con los años de uso los mecanismos que mueve el actuador se van endureciendo y le generan más esfuerzo al mismo.

El actuador lineal elegido es el modelo ORI 24 de la marca Ori (véase Figura 27), considerando que es pequeño, de baja velocidad, puede ser conectado directamente a la red eléctrica, de manera que no requiere una fuente de alimentación extra, mantenimiento cero, y puede ser controlado por algún dispositivo electrónico.



Figura 27. Actuador lineal ORI 24

Fuente: Actuadores lineales Ori [fotografía]. (2015)

Y dado que no se encontró un dispositivo con la carrera requerida no se consideró este parámetro en la selección, y se optó por realizar una adaptación al tornillo de potencia para obtener una carrera de 500 mm. Se utilizaron acoples para reducir la fricción que pueda existir cuando el equipo esté en funcionamiento, disminuir la fuerza que realiza por el actuador lineal, evitar atascamientos, y daño por cargas elevadas.

3.3.7.6. *Diseño de la columna de soporte*

3.3.7.6.1. *Descripción de la columna de soporte*

El tubo fijo es la estructura vertical que soporta el resto del equipo. Se coloca inmediatamente después del actuador lineal ya que actúa como el camino de recorrido para la columna de altura ajustable.

3.3.7.6.2. *Requerimientos de la columna de soporte*

- Diámetro mayor al de la columna de altura ajustable y superior al actuador lineal de 5 cm.
- Longitud mínima de 50 cm para permitir el recorrido total de desplazamiento vertical a la columna de altura ajustable.
- No debe ser un tubo macizo ya que requiere abarcar un tornillo de diámetro de 3 cm.

3.3.7.6.3. *Consideraciones para el diseño de la columna de soporte*

De acuerdo a las consideraciones especificadas para la columna de altura ajustable se obtiene un diámetro mínimo de 5 cm y una altura de 70 cm. En la parte superior del tubo se requiere un mecanismo de sujeción para evitar que la columna de altura ajustable se desplace fuera del eje. Para esto se deja alrededor de 10 cm para por medio de apriete colocar una arandela alrededor de este y un dobléz del tubo para limitar su recorrido.

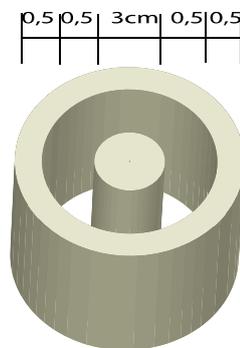


Figura 28. Columna de soporte medidas aproximadas

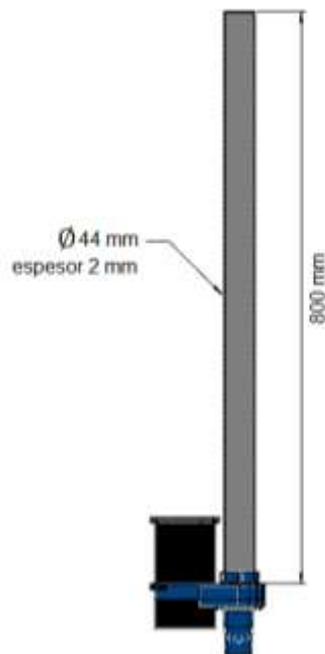


Figura 29. Columna de soporte

3.3.8. Diseño del soporte de la estructura

3.3.8.1. Descripción del soporte

Es una estructura metálica que soporta al mecanismo de elevación, pedestal y cabezal de la lámpara, fijada sobre cuatro ruedas pequeñas para facilitar su transporte.

El soporte lo conforman tres tubos cuadrados unidos mediante soldadura, el tubo de apoyo del pedestal cuenta con un tubo redondo y una placa con dos perforaciones para la fijación del actuador y mecanismo de elevación (véase Figura 30).

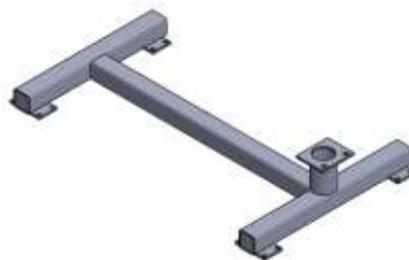


Figura 30. Soporte de la estructura

Las dimensiones y geometría del soporte proporcionan una mayor estabilidad al conjunto que la de una base cuadrada completa, facilita situarse en espacios pequeños y evita lesiones durante la manipulación del equipo debido a las dimensiones de las cunas e incubadoras encontradas en el hospital son 94 cm de largo y 65 cm de ancho (véase Tabla 4).

3.3.8.2. *Requerimientos del soporte y ruedas*

Soporte

- Proporcionar estabilidad al conjunto
- Robusto y ligero
- Dimensiones menor a 94 cm x 65 cm (dimensiones promedio de termocunas)
- Altura: se recomienda estar próximo al piso para no interferir con el resto de equipos médicos, debe ser mucho menor a 50 cm que es la altura mínima donde se encuentra la termocuna.
- Soportar la carga del actuador lineal, mecanismo de elevación, lámpara y módulos de accionamiento, siendo la carga conjunta aproximadamente 20 Kg.

Ruedas

- Diámetro inferior a 15 mm
- Con sistema de freno o fijación
- Capacidad de carga de acuerdo al peso del conjunto

3.3.8.3. *Diseño del soporte de la estructura*

De acuerdo a los materiales usados en medicina se ha seleccionado el acero inoxidable AISI 304, se encuentra en el mercado un tubo cuadrado de 10 cm de ancho. Se selecciona esta medida ya que el radio del actuador lineal es de 7 cm, el mismo que será colocado inmediatamente sobre este travesaño. La longitud del travesaño principal que soporta al pedestal tiene que ver con la medida del ancho de una termocuna que es de 65 cm y de la medida estándar de una puerta que es 60 cm, por lo que se elige una longitud de está a 40 cm. Para no realizar una base rectangular completa se propone una estructura en forma de I que distribuirá la carga de manera uniforme en el marco de la base.

Primero se calcula el espesor del tubo cuadrado de la estructura mediante el factor de seguridad según la ecuación (26).

$$n = \frac{S_y}{\sigma'} \quad (26)$$

El factor de seguridad en hospitales se establece en $n=4$.

Se calcula el esfuerzo de tensión simple según la ecuación (27).

$$\sigma' = \frac{P}{A} \quad (27)$$

P es la fuerza igual a 20 Kg y A es área del tubo cuadrado $A = l^2$.

Se iguala las ecuaciones (26) y (27).

$$\sigma' = \frac{P}{A} = \frac{P}{l^2} = \frac{S}{n}$$

$$l = \left(\frac{Pn}{S} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (28)$$

La resistencia a la fluencia del acero inoxidable AISI 304 de acuerdo a la Tabla A-22 del libro “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley” (Budynas & Nisbett, 2012) colocada en la Tabla 5 es $S_y=310 \text{ MPa}= 40 \text{ Kpsi}$.

$$l = \sqrt{(44 * 4)/40 000} = 0.066 \text{ in} = 170 \text{ mm}$$

Este número se interpreta como el espesor requerido para el tubo cuadrado que forma parte de la estructura base, el cual concuerda con el espesor escogido para el tubo rectangular hueco.

La longitud del travesaño se basa en la deflexión a la que será sometida. Para el cálculo de la deflexión de la base del soporte se recurre a las Tabla A-9 del libro de “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley” donde se indica para una viga con apoyos simples y con carga centrada las ecuaciones (29) a (35).

$$R1 = R2 = \frac{F}{2} \quad (29)$$

$$V_{AB} = R1 \quad (30)$$

$$V_{BC} = -R2 \quad (31)$$

$$M_{AB} = \frac{Fx}{2} \quad (32)$$

$$M_{BC} = \frac{F}{2}(l - x) \quad (33)$$

$$y_{AB} = \frac{F_x}{2}(4x^2 - 3l^2) \quad (34)$$

$$y_{m\acute{a}x} = \frac{Fl^3}{48EI} \quad (35)$$

En base a la ecuación (29) la fuerza esperada en el centro es de:

$$R1 = R2 = 20/2 = 10 \text{ Kg}$$

Mediante las ecuaciones (30) a (33) se obtienen las fuerzas cortantes y los momentos cortantes.

$$V_{AB} = 10 \text{ Kg}$$

$$V_{BC} = 10 \text{ Kg}$$

$$M_{AB} = 20/2 = 10 \text{ kgf.m} = 98.06 \text{ Nm}$$

$$M_{BC} = \frac{20}{2}(0.40 - 0.20) = 2 \text{ kgf.m} = 19.613 \text{ Nm}$$

La deflexión en el punto medio de acuerdo a la ecuación (34) es:

$$y_{AB} = \frac{20}{2}(4 \times 0.2^2 - 3 \times 0.4^2) = -3.2 \text{ Kg/m}^2$$

La deflexión máxima de acuerdo a la ecuación (35) es:

$$y_{m\acute{a}x} = \frac{20 \times 40^3}{48(E)(I)}$$

El módulo elasticidad para el acero inoxidable AISI 304 es

$$E = 27.6 \text{ Mpsi} = 19.37 \times 10^6 \text{ Kg/cm}^2$$

La inercia para un rectángulo es:

$$I = \frac{b \times h^3}{12} \quad (36)$$

$$I = (10 \times 10^3)/12 = 833.33 \text{ cm}^4$$

Por lo tanto la deflexión máxima es:

$$y_{m\acute{a}x} = \frac{20 \times 40^3}{48(19.37)(833.33)} = 1.65 \times 10^{-6} \text{ Kg/cm}^2$$

Este valor comprueba que la deflexión del soporte es prácticamente nula.

Calculo de momento de inercia de la sección del soporte base.

$$\bar{y} = \frac{\sum A_i y_i}{\sum A}$$

$$I_x = \sum \bar{I}_{xi} + \sum A_i d_{yi}^2$$

$$I_x = \frac{1}{12} b \cdot h^3$$

$$I_y = \frac{1}{12} h \cdot b^3$$

#	A cm ²	Yi cm	Aiyi cm ³	Ix cm ⁴	yi-y → dyi	A _i d _{yi} ²
1	35x4=140	2.0	280	$\frac{1}{12} 35 \cdot 4^3 = 186.67$	2-32.5=-30.5	130 235
2	57x4=228	32.5	7 410	$\frac{1}{12} 4 \cdot 57^3 = 61731$	32.5-32.5=0	0
3	35x4=140	63.0	8 820	$\frac{1}{12} 35 \cdot 4^3 = 186.67$	186.67-32.5=154.17	3 327 574.446
	508		16 510	62 104.34		3 457 809.446

$$\bar{y} = \frac{16\,510}{508} = 32.5$$

$$I_x = 62\,104.34 \text{ cm}^4 + 3\,457\,809.446 \text{ cm}^4$$

$$I_x = 0.035 \text{ m}^4$$

En diseño mecánico se dice que “Si una figura plana posee un eje de simetría, su centro de masa estará ubicado sobre éste.” La forma del soporte se propone en la Figura 31.

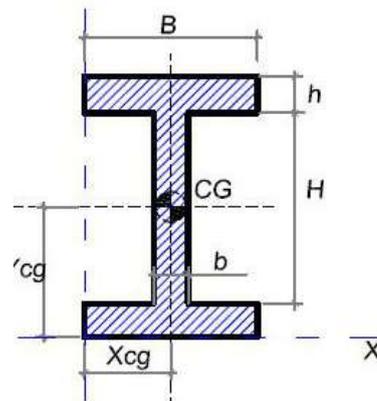


Figura 31. Diagrama de inercia sección en I

Este posee simetría tanto en el eje vertical como horizontal, además, en tanto a su grosor, mientras mayor sea este momento de inercia menos probabilidad de falla tendrá este a una carga a flexión, con las medidas dadas se comprueba la estructura

no fallará y que las dimensiones planteadas son apropiadas. Se comprueba mediante un programa computarizado para el cálculo del momento de inercia, Engionbra, con diferentes medidas de altura posibles para el soporte, los resultados se muestran en la Tabla 10.

Tabla 10
Momento de inercia para el soporte: Resultados de Engionbra.

Característica	Cálculo		
	Primer	Segundo	Tercer
Altura de alma H (m)	0.7	0.57	0.10
Espesor de alma B (m)	0.22	0.88	0.35
Largo del brazo b (m)	0.4	0.4	0.4
Espesor del brazo h (m)	0.4	0.4	0.4
Momento de inercia I_{xx} (m ⁴)	0.1074	0.0931	0.0243
Momento de inercia I_{yy} (m ⁴)	0.0049	0.0366	0.0046

Estos valores indican que si se aumenta la sección horizontal B de acuerdo a la figura este tenderá a equilibrarse, mientras que si se acorta alguna de las secciones tanto vertical H como horizontal B este tenderá a perder el equilibrio. Por lo tanto ya que las dimensiones necesarias para introducir el equipo por una puerta son menores a 60cm se toma como apropiada la medida de la base B de 40 cm y no se acortan las medidas propuestas quedando 35cm de ancho por 65 cm de longitud.

Para el ancho propuesto en base al libro de “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley” (Budynas & Nisbett, 2012) se calcula el esfuerzo flector máximo mediante la ecuación (37)

$$\sigma = \frac{M \times c}{I} \quad (37)$$

C es la distancia desde el eje neutro al extremo por lo tanto

$$\sigma = \frac{M \times d/2}{I} \quad (38)$$

Para el Momento flector se tiene que:

$$R1 (400) - 20(400 - 200) = 0$$

$$R1 = 10 \text{ kgf}$$

$$R1 = 97.86 \text{ N}$$

$$M=97.86 \text{ N} \times 200 \text{ mm}$$

$$M = 19.572 \text{ Nm}$$

El segundo momento del área del rectángulo de la ecuación (36) es

$$I = \frac{b \times h^3}{12}$$

$$I = \frac{0,1 \times 0.1^3}{12}$$

$$I = 8.33 \times 10^{-6} \text{ m}^4$$

Se obtiene el esfuerzo flector máximo de la ecuación (38)

$$\sigma = \frac{19,572 \times 5 \times 10^{-3}}{8,33 \times 10^{-6}}$$

$$\sigma = 11.75 \text{ MPa} = 108.34 \text{ Kpsi}$$

Este esfuerzo calculado también es bastante bajo, lo cual demuestra que la estructura no fallará a ni a flexión o tensión estableciendo como longitud de 40 cm para el lado que soporta el pedestal y se toma la misma medida para la otra sección que completará el rectángulo base.

El soporte lo conforman tres tubos cuadrados unidos mediante soldadura, el tubo de apoyo del pedestal cuenta con un tubo redondo y una placa para fijar el actuador y al soporte móvil. Con 400 mm de ancho y 640 mm de largo, el detalle de las medidas se muestra en la Figura 32 y Figura 33, las dimensiones están dadas en milímetros.

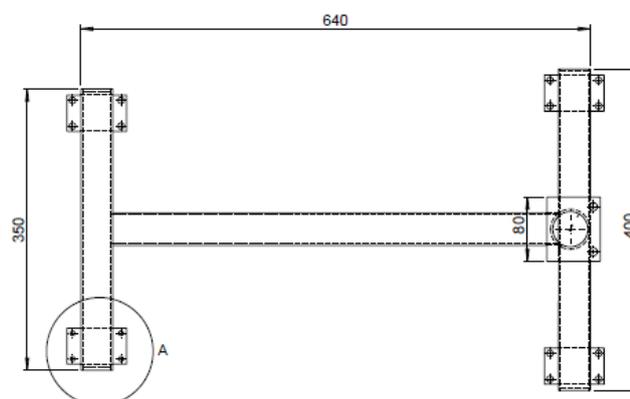


Figura 32. Soporte (vista de planta)

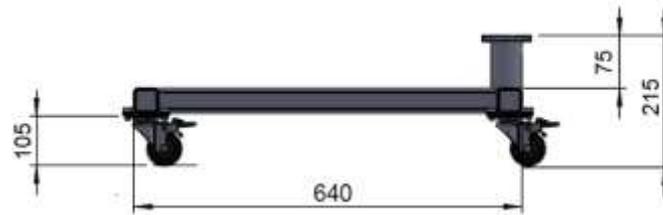


Figura 33. Soporte (vista de perfil)

El soporte está equipado con cuatro ruedas, sujetas con pernos a las placas de los extremos del soporte y una banda de rodadura que no deja huella. Las ruedas cuentan con freno y bloqueo de dirección individual para brindar seguridad durante la fototerapia, se accionan presionando con el pie (véase Figura 34).



Figura 34. Rueda para soporte

Fuente: Ruedas [fotografía]. (2015). Recuperado de <http://es.casterwheelsco.com>

3.3.9. Esquema final del prototipo mecánico diseñado

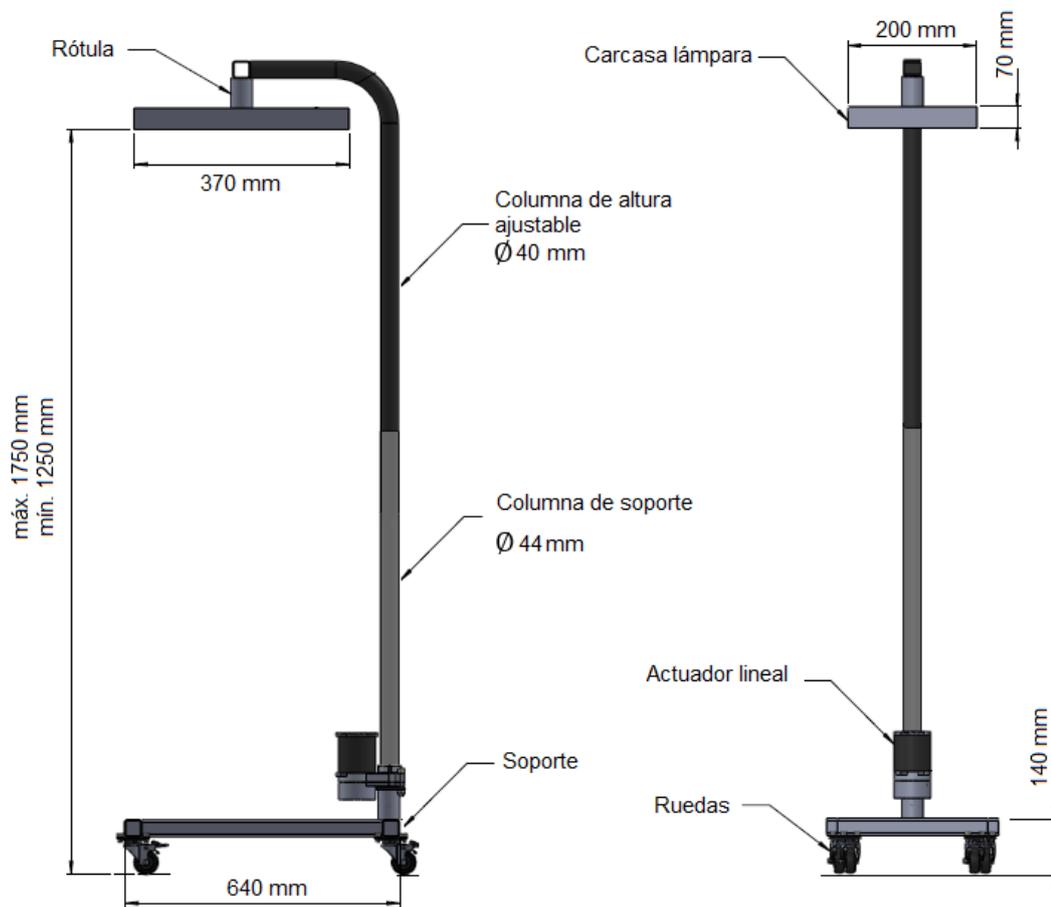


Figura 35. Esquema de la estructura

3.4. Diseño Electrónico de Hardware

3.4.1. Descripción sistema electrónico de hardware

El sistema electrónico de hardware permite el control del prototipo para su operación durante el tratamiento de pacientes con hiperbilirrubinemia.

De acuerdo a la norma de seguridad para aparatos eléctricos IEC 601.1, un equipo eléctrico requiere un mecanismo de energización en caso de emergencia, este será proporcionado por una batería, la cual será capaz de suministrar el voltaje requerido para los elementos electrónicos, y así evitar la interrupción sorpresiva del tratamiento.

3.4.2. Requerimientos generales del sistema electrónico de hardware

- Protección ante fugas eléctricas.
- Temperatura de operación máxima a 38 °C.
- Evitar materiales inflamables y usar protecciones ante fugas eléctricas.
- Indicador audible de falla del sistema, ruido de la alarma en condiciones normales no debe superar 80 dB.
- Placas electrónicas en caja de plástico de alta resistencia a los choques.
- Conexión eléctrica 110 V /60 Hz.
- Asegurar seguridad eléctrica.
- Proporcionar la corriente y voltaje adecuado para los distintos elementos.
- Autonomía del equipo en caso de fallo de energía externa

3.4.3. Diseño del diagrama de bloques del sistema electrónico de hardware

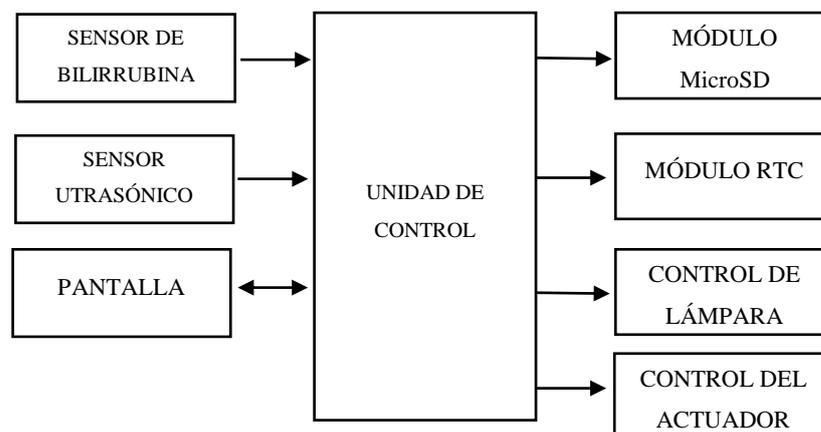


Figura 36. Diagrama de bloques de la sistema electrónico de hardware

Control de la lámpara.- circuito que controla la intensidad de las luces led.

Control del actuador.- circuito que pone permite poner en marcha y cambiar de giro al actuador lineal.

Módulo RTC (Real Time Clock).- registra la fecha y hora del comienzo de la fototerapia.

Módulo microSD.- módulo lector de tarjetas microSD para almacenamiento y recuperación de datos.

Pantalla.- medio de comunicación con el usuario. Además de la función de visualización proporciona funciones táctiles para el ingreso de información al sistema.

Sensor de bilirrubina.- mensura el color de la piel cutánea y subcutánea mediante la reflexión de longitudes de onda selectivas.

Sensor ultrasónico.- detecta la distancia entre el paciente y la lámpara por medio de la medición del tiempo de retorno de un sonido emitido.

Unidad de control.- placa electrónica con un microcontrolador, puertos de entrada/salida, y un entorno de desarrollo (software). Controla las lámpara, el actuador, y permite la conexión de periféricos como pantalla táctil, reloj, sensor de bilirrubina y distancia.

3.4.4. Módulo RTC

3.4.4.1. Descripción del módulo RTC

Es un reloj externo que registra la fecha y la hora del inicio de la fototerapia, fundamental para la historia clínica del paciente. Permite el seguimiento del tiempo de plazos largos, de manera que el cronometraje no se restablece cuando el equipo no está en funcionamiento o si se reprograma el microcontrolador.

Si bien el microcontrolador incorpora sus propios temporizadores, estos son contadores que se inician cada vez que se suspende la alimentación de la energía, es decir, cuando el equipo no está en uso; entonces no se puede hacer uso de estos temporizadores.

3.4.4.2. *Requerimientos del módulo RTC*

- Voltaje de operación 5 Vdc
- Memoria RAM no volátil.
- Interfaz compatible con Arduino.
- Temperatura de operación máxima superior a 38 °C.
- Batería de respaldo
- Bajo consumo en modo de batería de reserva.
- Tamaño compacto.

3.4.4.3. *Selección del módulo RTC*

Para la selección del módulo a emplear en el prototipo se han determinado los parámetros presentados en la Tabla 11.

Tabla 11
Análisis de alternativas de módulos RTC

Criterio de selección	Módulos RTC					
	PCF8563	Acept.	DS1302	Acept.	DS1307	Acept.
Voltaje de operación 5 Vdc	3.3	✓	5	✓	5	✓
Memoria RAM no volátil (kB)	-	×	31	✓	56	✓
Interfaz	I ² C	✓	No	×	I ² C	✓
Compatible con Arduino	No	×	Si	✓	Si	✓
Soporte para batería	Si	✓	Si	✓	Si	✓
Consumo modo backup (nA)	250	✓	300	✓	500	✓
Temperatura máx. > 38 °C	25	×	70	✓	70	✓
Tamaño compacto (mm)	24x6.3	✓	45x23	×	28x28	✓

Nota. Símbolo ✓ Cumple con el criterio establecido y × No Cumple.

Se emplea el módulo RTC DS1307 (véase Figura 37) proporciona la fecha, en el formato día/mes/año; y la hora, en formato de 24 horas o de 12 horas. Además, se ajusta automáticamente en meses de 31 días, inclusive años bisiestos. Cuenta con un sistema de detección automático de falla de energía, una memoria EEPROM 24C32N para almacenamiento de datos y un soporte para batería de litio CR2032.

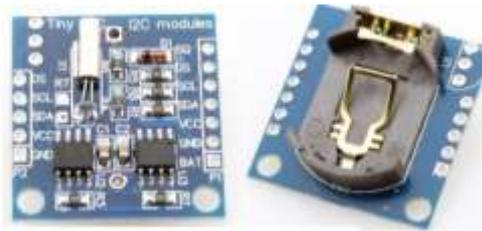


Figura 37. Módulo RTC DS1307

Fuente: DS1307 [fotografía]. (2015). Recuperado de <http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS1307.pdf>

Utiliza comunicación serial I²C, así que se debe conectar al microcontrolador los pines de entrada y salida de datos (Serial Data Input/Output, SDA) y la entrada de reloj (Serial Clock Input, SCL), además de los pines de alimentación VCC y tierra GND. En el Apéndice C se presentan a detalle las características del módulo DS1307.

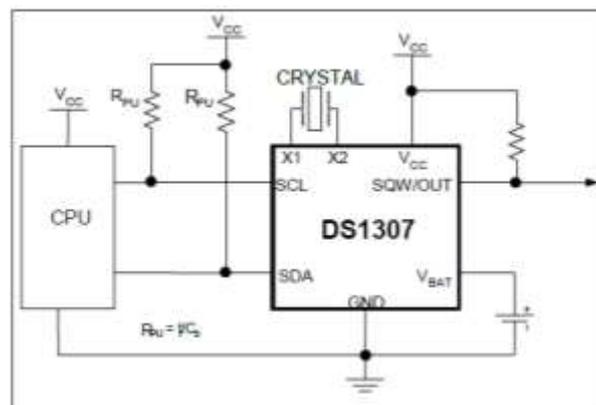


Figura 38. Esquema del Módulo RTC DS1307

Fuente: DS1307 [esquema]. (2015). Recuperado de <http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS1307.pdf>

3.4.5. Módulo microSD

3.4.5.1. Descripción del módulo microSD

Es un dispositivo que permite la lectura y escritura de tarjetas microSD para almacenamiento y recuperación de datos. La información del tratamiento como: identificación, edad, concentración de bilirrubina, hora de inicio y fin de la fototerapia, se almacena en una memoria y se conserva aunque se deje de utilizar el equipo.

3.4.5.2. *Requerimientos del módulo micro SD*

- Voltaje de operación 5 Vdc.
- Soporte de tarjetas microSD.
- Memoria de 1GB.
- Interfaz compatible con Arduino.
- Temperatura de operación máxima superior a 38 °C.
- Tamaño compacto.
- Implementación de hardware simple.

3.4.5.3. *Selección del módulo microSD*

Para la selección del módulo a emplear en el prototipo se han determinado los parámetros presentados en la Tabla 12.

Tabla 12
Análisis de alternativas de módulos microSD

Criterio de selección	Módulos microSD			
	SD	Acept.	MicroSD	Acept.
Voltaje de operación 5 Vdc	5	✓	5	✓
Memoria microSD	No	×	Si	✓
Capacidad almacenamiento	1 GB	✓	2 GB	✓
Interfaz	SPI	✓	SPI	✓
Compatible con Arduino	Si	✓	Si	✓
Temperatura máx. > 38 °C	70	✓	70	✓
Tamaño (mm)	45x23x12	×	42x24x12	✓

Nota. Símbolo ✓ Cumple con el criterio establecido y × No Cumple.

Se emplea un módulo de lectura y escritura de tarjetas de memoria microSD (véase Figura 39), soporta memorias de hasta 2 GB.



Figura 39. Módulo microSD

Fuente: Catalex [fotografía]. (2015). Recuperado de <http://item.taobao.com/item.htm?spm=a1z10.3-c.w4002-1047140364.27.sa2FOc&id=19306030373>

La tarjeta microSD es gestionada a través de la interfaz de comunicación SPI, se debe conectar al microcontrolador los pines del bus SPI: MOSI (Master Sale Slave In), la línea de maestro para el envío de datos al módulo microSD; MISO (Master En Slave Out), la línea de esclavo para el envío de datos al micro; SCK (Reloj serie), sincroniza la transmisión de datos generada por el micro; el pin de la señal de selección CS; y los pines de alimentación VCC y tierra GND.

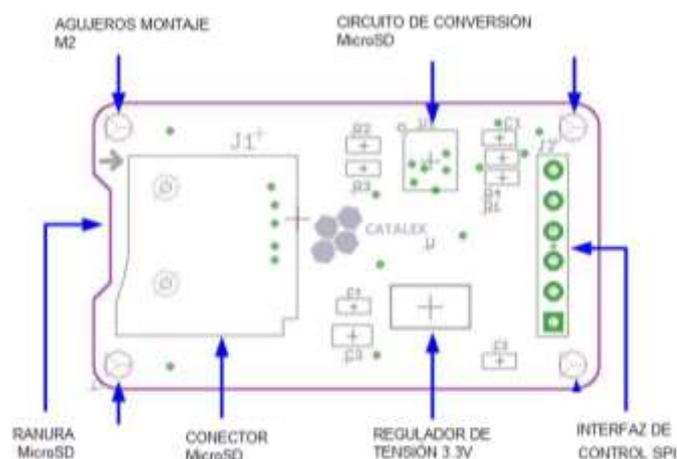


Figura 40. Descripción del módulo microSD

Fuente: Catalex [fotografía]. (2015). Recuperado de <http://item.taobao.com/item.htm?spm=a1z10.3-c.w4002-1047140364.27.sa2FOc&id=19306030373>

3.4.6. Pantalla

3.4.6.1. Descripción de la pantalla

Es el medio de comunicación con el usuario, representa gráficamente al panel de control, proporciona funciones de visualización y táctiles. Además de la función de visualización proporciona funciones táctiles para el ingreso de información al sistema, ya que facilita su uso en entornos donde resulta complicado el uso de otros dispositivos, como el teclado o ratón.

3.4.6.2. *Requerimientos de la pantalla*

- Sistema operativo Android.
- RAM de 512 MB.
- Espacio en el disco 4 MB para la aplicación (disco capacidad mínima).
- Pantalla 7" o 10".
- Resolución de pantalla mínima 1280x800 pixeles.
- Conectividad USB (Universal Serial Bus) o micro USB.
- Autonomía superior a 8 horas.
- Bajo costo.
- Ligero y compacto.

3.4.6.3. *Selección de la pantalla*

Para la selección de la pantalla a emplear en el prototipo se han determinado los parámetros presentados en la Tabla 13.

Tabla 13
Análisis de alternativas de tabletas

Criterio de selección	Tabletas					
	A110 <i>Acer</i>	Acept.	SM-T330 <i>Samsung</i>	Acept.	MX713 <i>Mapan</i>	Acept.
Sistema operativo Android	Si	✓	Si	✓	Si	✓
RAM ≥ 512 MB	1 GB	✓	1.5 GB	✓	512 MB	✓
Espacio en el disco 4 MB	8 GB	×	16 GB	×	4 GB	✓
Pantalla 7" a 10"	7	✓	8	✓	7	✓
Resolución 1280x800	1024 x 600	×	1280 x 800	✓	1280 x 800	✓
Interfaz USB o microUSB	USB	✓	Micro USB	✓	Micro USB	✓
Batería (mAh)	3 420	×	4 450	✓	3 000	✓
Autonomía >8 h	7h	×	11h	✓	10h	✓
Costo <100 USD	230	×	317	×	89	✓
Peso (g)	390	×	320	×	250	✓

Nota. Símbolo ✓ Cumple con el criterio establecido y × No Cumple.

La interfaz de usuario es la tableta táctil Mapan MX713 (véase Figura 41). Cuenta con pantalla LCD TFT capacitiva de 7 pulgadas, resolución de pantalla HD de 1280x800 pixeles, procesador MT8312 de 1 GHz. Memoria RAM de 512 MB, y 4

GB de almacenamiento. Está equipado con Android 4.2.1. Se conecta a través de un módulo de comunicación serial USB a RS232 al microcontrolador.



Figura 41. Pantalla táctil 7"

Fuente: Maixin Group [fotografía]. (2014). Recuperado de <http://www.maixin-china.com>

3.4.6.4. Módulo USB a RS232

3.4.6.4.1. Descripción del módulo USB a RS232

El módulo conversor a RS232 permite conectar la tableta al microcontrolador a través de la interfaz UBS (Universal Serial Bus) 2.0.

3.4.6.4.2. Requerimientos del módulo USB a RS232

- Soportado en el sistema operativo Android.
- Velocidad de transmisión superior a 1 Mbps.
- Interfaz compatible con Arduino.
- Voltaje de operación 5 Vdc.
- Tamaño compacto.

3.4.6.4.3. Selección del módulo USB a RS232

Para la selección del módulo a emplear en el prototipo se han determinado los parámetros presentados en la Tabla 14.

Tabla 14

Análisis de alternativas de módulos USB a RS232

Módulo USB 2.0 a RS232

Criterio de selección	CP2102	Acept.	PL2303	Acept.	BTE13	Acept.
Soportado en Android.	No	×	Si	×	Si	✓
Voltaje de operación 5 V	5	✓	5	×	5	✓
Velocidad transmisión >1Mbps	1	×	-	×	12	✓
Carga ≥ 300 mA	500	✓	-	×	500	✓
Tamaño compacto (mm)	40x14x5	✓	59x21x6	×	54x16x5	✓
Compatible con Arduino	Si	✓	Si	✓	Si	✓

Nota. Símbolo ✓ Cumple con el criterio establecido y × No Cumple.

Se emplea un módulo conversor USB a RS232 (véase Figura 42) para conectar la tableta al microcontrolador. Usa el convertidor serial CP2102 para la transmisión de USB a RS232. Velocidad de transmisión: 300 bps hasta 1,5 Mbps. Cuenta con 640 bytes de búfer de recepción.

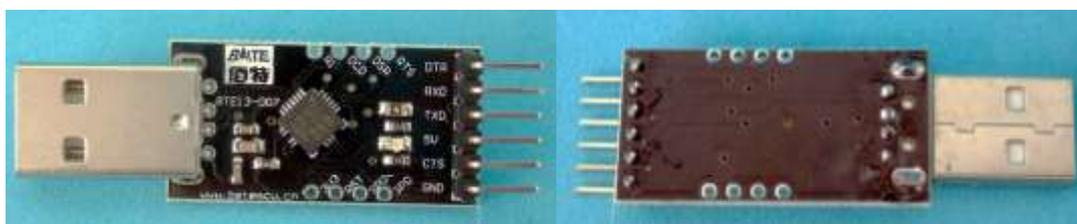


Figura 42. Módulo USB 2.0 a RS232

Fuente: Baite [fotografía]. (2015). Recuperado de <http://www.betemcu.cn>

Para gestionar la comunicación se deben conectar los pines: RXD entrada de datos (recepción) y TXD salida de datos (transmisión) al microcontrolador. El conector USB macho se conecta a la tableta a través de un cable micro USB a USB.

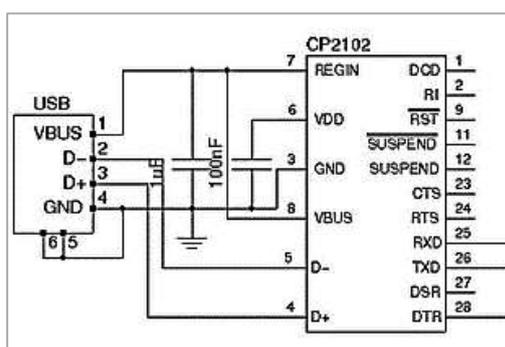


Figura 43. Esquema del módulo USB 2.0 a RS232

Fuente: Baite [esquema]. (2015). Recuperado de <http://www.betemcu.cn>

3.4.7. Sensor de bilirrubina

3.4.7.1. Descripción del sensor de bilirrubina

El sensor de bilirrubina proporciona valores de penetración de luz en la piel para evaluar el cambio de concentración de bilirrubina después de haberse sometido a la fototerapia. Se evalúa si existe un cambio entre medidas iniciales y finales relacionando esto con un cambio o no en la concentración de bilirrubina. Este sensor no proporciona valores exactos de bilirrubina, se lo utilizará para proporcionar una medida de referencia para evaluar la existencia un cambio entre la medida inicial tomada y la final. Los valores tomados por el sensor se encuentran en mg/dl y muestran valores de bilirrubina total.

3.4.7.2. Requerimientos del sensor de bilirrubina

- Medición 24 bit.
- Voltaje de operación 5 Vdc
- Corriente inferior a 40 mA.
- Led RGB.
- Convertidor de luz a voltaje para medir la luz reflejada.
- Detección con corrección automática de la luz del ambiente.

3.4.7.3. Consideraciones para el sensor de bilirrubina

Dentro del aspecto médico el método más eficiente para la medición de la bilirrubina es en sangre, pues provee datos exactos acerca del comportamiento de la misma en el cuerpo del recién nacido. Sin embargo, se puede estimar el desarrollo de la enfermedad mediante un sensor que permita determinar el cambio de la pigmentación después de la fototerapia, con un espectro de luz capaz de influir dentro de los 2 mm de piel cutánea y subcutánea.

De acuerdo al artículo “Preliminary Development of a Fiber Optic Sensor for Measuring Bilirubin” (Desarrollo preliminar de un sensor de fibra óptica para medir la bilirrubina) publicado en el 2014 (Subcommittee on Neonatal Hyperbilirubinemia Commentary, 2014), se concluye que es posible la medir la bilirrubina usando la longitud de onda correspondiente al punto pico de absorción de bilirrubina mediante

la ley de Beer-Lambert al relacionar la concentración de bilirrubina con la medida de la porción de luz absorbida. En este artículo (Subcommittee on Neonatal Hyperbilirubinemia Commentary, 2014) sin embargo se usa un sensor de fibra óptica para relacionar de manera precisa las medidas reales con las medidas in-vitro. Para el proyecto usado se ha tomado en cuenta que pruebas en sangre no son posibles por lo que el alcance muestra solo cambios en la medida de concentración de bilirrubina más no se muestran valores o medidas exactas de bilirrubina. Para el sensor utilizado se hace referencia a la ley de Beer-Lambert que relaciona la absorción de luz con las propiedades del material, relacionando la intensidad de luz entrante con la saliente. En artículo (Subcommittee on Neonatal Hyperbilirubinemia Commentary, 2014) antes mencionado acerca de un sensor de fibra óptica para medir bilirrubina se toma en cuenta dos tipos de longitud de onda emitida, que pueden ser por luces led. La una es una luz azul con una longitud de onda dominante de 445 nm que es el rango de absorción de la bilirrubina y el otro el rojo dentro de la longitud de 660 nm que es un rango donde la bilirrubina no se absorbe o absorbe muy poco. En el mismo se propone la siguiente ecuación para establecer una relación entre estos rangos:

$$\frac{Tr(\lambda_{azul})}{Tr(\lambda_{rojo})} = \exp(-\epsilon CL)$$

Donde

- Tr es la transmitancia en una longitud de onda determinada
- C es la concentración de bilirrubina
- L es la longitud del conductor óptico
- ϵ es la absortividad molar de la solución

Más adelante en el artículo mediante algunos ensayos y pruebas in vitro con muestras de sangre de recién nacidos, encuentra constantes para ϵ y L resultando en la ecuación (39).

$$\frac{Tr(\lambda_{azul})}{Tr(\lambda_{rojo})} = \exp(-0.008C) + 0.3 \quad (39)$$

Tomando en cuenta esta ecuación y asumiendo una evolución similar respecto al sensor de luz LDR o foto resistencia, se muestra en la pantalla una medida de cambio aproximado de la concentración de bilirrubina del paciente.

Se toma primero la muestra detectada por el emisor de luz azul y luego el de luz roja, posteriormente se añade la ecuación y se transforma este valor a un porcentaje para indicar el nivel de cambio en la concentración producido.

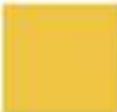
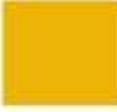
Tipo de piel	I	II	III	IV	V	VI
Paciente sano						
Paciente con hiperbilirrubinemia						

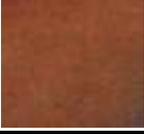
Figura 44. Tipo de piel para un paciente sano y uno con hiperbilirrubinemia

Se realiza medidas con la tabla de colores de piel de Fitzpatrick comparado con un tono de piel con mayor porcentaje de bilirrubina que es un 5 % más amarillo que el indicado en la escala inicial (véase Figura 44).

Para valores normales de bilirrubina se toma en cuenta que el valor mostrado referencial medido por el sensor es de 9 a 30 mg/dl que equivale a la medida normal de bilirrubina que varía en diez dígitos según el tipo de piel, mientras que el valor para hiperbilirrubinemia varía en diez dígitos. Los valores para el tipo de piel IV, V y VI no serán tomados en cuenta debido a que esta coloración de piel se presenta en adultos y la coloración en niños alcanza hasta el tipo III y en raras ocasiones IV ya que esta se presenta fuera del rango de edad para el que se está realizando el equipo. Los valores tomados por el sensor son una referencia de concentración aproximado de bilirrubina. Estos valores, de acuerdo al nomograma de Bhutani, están entre 0 a 35mg/dl para un recién nacido sano y varían dependiendo de la edad. Para un paciente sano se recurre a este mismo nomograma de Bhutani que se puede ver en valores en el Apéndice B, Tabla B-2.

Tabla 15

Medidas referenciales del sensor de bilirrubina

Tipo de piel	Recién Nacido	
	Sano	Con Hiperbilirrubinemia
I	 7 a 10	 30 a 45
II	 10 a 20	 46 a 55
III	 20 a 30	 56 a 70
IV	 30 a 35	 <70

3.4.7.4. Selección del sensor de bilirrubina

En la Tabla 16 se puede observar los modelos con los cuales se realizó la comparación de sensores de bilirrubina para la selección del mismo.

Tabla 16

Análisis de alternativas de sensores de bilirrubina

Criterio de selección	Sensor de color			
	ColorPal 28380	Acept.	NY24	Acept.
Voltaje de operación 5 Vdc	5	✓	5	✓
Led RGB	Si	✓	Si	✓
Detección de resolución de color (por componente RGB)	Hasta 8 bits	X	8 bits o más	✓
Salida del sensor	Serial E/S	X	0.9 Ω/lux	✓
Compatible con Arduino	Si	✓	Si	✓
Temperatura máx. > 38 °C	70	✓	70	✓
Requiere corrección de luz de ambiente	Si	X	No	✓

Nota. Símbolo ✓ Cumple con el criterio establecido y X No Cumple.

3.4.7.5. Descripción del sensor de bilirrubina

El sensor para el circuito principal se basa en un microcontrolador ATMEL, una celda foto resistiva y dos led, uno rojo y otro azul. La LDR reduce su resistencia cuando la radiación luminosa dentro de la banda de longitud de onda envía una señal. En base a esto al enviar una longitud específica como es la del led rojo en una superficie como la piel se recibe cuanto ha penetrado esta luz en la piel. Relacionando la señal enviada por este sensor con un valor aproximado de bilirrubina ya que al ser mayor la concentración mayor será la relación entre las bandas de longitud de onda rojo y azul. Dentro del micro se toman estos valores, se los relaciona con la ecuación y se envía estos datos para ser mostrados en pantalla.

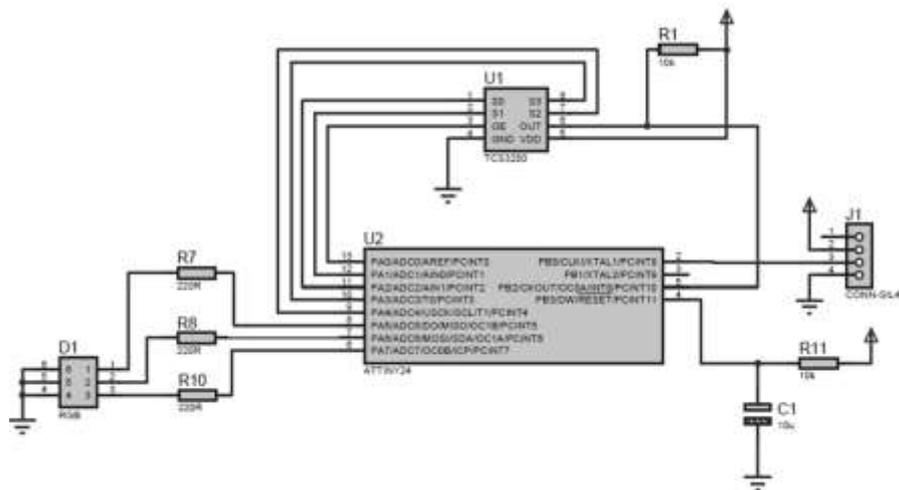


Figura 45. Esquema sensor de bilirrubina

El circuito que ingresa consta de tres pines uno para la comunicación y los otros dos para la conexión a tierra y voltaje respectivamente.

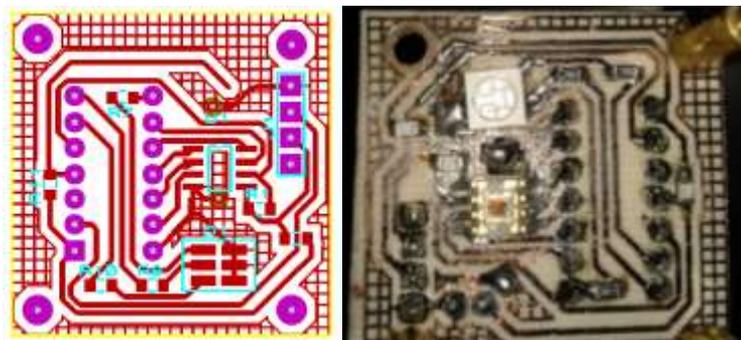


Figura 46. PCB y fotografía del sensor de bilirrubina

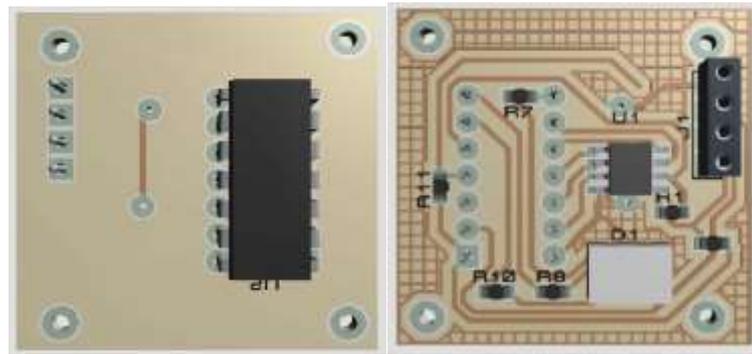


Figura 47. Modelo 3d del sensor de bilirrubina

3.4.8. Sensor ultrasónico

3.4.8.1. Descripción del sensor ultrasónico

El sensor ultrasonido detecta la distancia entre el paciente y la lámpara por medio de la medición del tiempo en que tarda en retornar una señal de sonido emitida por el mismo. La unidad de control adquiere los datos del sensor. Responde con rangos de voltajes proporcionales a la distancia del objeto censado.

3.4.8.2. Requerimientos del sensor ultrasónico

- Voltaje de operación 5 V.
- Detección sin contacto con el paciente.
- Margen detectable máximo de 200 cm y mínimo de 5 cm.
- Precisión al menos de 1 cm.
- Voltaje de operación 5 V.
- Corriente de operación menor a 40 mA.

3.4.8.3. Selección del sensor ultrasónico

Para la selección del sensor ultrasónico a emplear en el prototipo se han determinado los parámetros presentados en la Tabla 17.

Tabla 17
Análisis de alternativas de sensores de distancia

Criterio de selección	Sensor de distancia					
	HC-SR04	Acept.	EZ4	Acept.	PING 28015	Acept.
Voltaje de operación 5 V	5	✓	5	✓	5	✓
Corriente de operación <20 mA	15	✓	3	✓	30	×
Rango operación máx. 200 cm	400	✓	650	✓	300	✓
Rango operación mín. 5 cm	2	✓	15.2	×	3	✓
Precisión 10 mm	3	✓	25.4	×	-	-

Nota. Símbolo ✓ Cumple con el criterio establecido y × No Cumple.

El sensor elegido es el sensor ultrasónico HC-SR04 (véase Figura 48). Ofrece una detección sin contacto con elevada precisión y lectura estable. La característica

primordial es que su funcionamiento no se ve afectado por la luz u objetos de color negro, convirtiéndolo en ideal para la aplicación ya que estará expuesto directamente a la luz led. Rango de operación entre 2 cm a 400 cm ideal para la aplicación; pues la distancia que se desplaza la lámpara es de 50 cm y la altura mínima entre la luz y el paciente requerida para un tratamiento con leds es de 30 cm, de manera que la máxima distancia posible a detectar es de 80 cm. Se conecta al microcontrolador los pines: TRIG entrada del sensor, ECO salida del sensor, el pin de alimentación VCC y tierra GND.

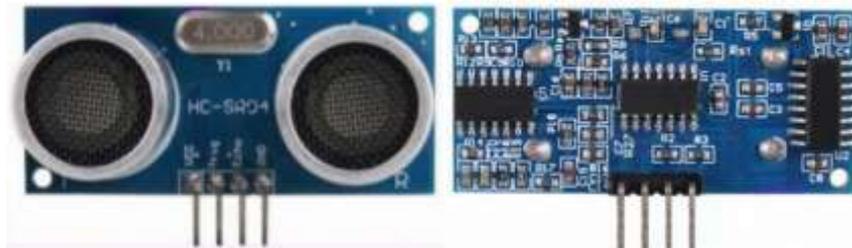


Figura 48. Sensor ultrasónico HC-SR04

Fuente: Product user's manual HC-SR04 [fotografía]. (2013). Recuperado de https://docs.google.com/document/d/1Y-yZnNhMYy7rwhAgyL_pfa39RsB-x2qR4vP8saG73rE/edit

El sensor HC-SR04 consta de un transmisor ultrasónico, un receptor, y los circuitos de control para la medición de distancia. Funciona cuando el pin de disparo TRIG envía una serie de impulsos ultrasónicos a 40 KHz y recibe el eco de un objeto. La distancia entre la unidad y el objeto se calcula midiendo el tiempo de viaje de sonido y la salida como la anchura de un pulso TTL.

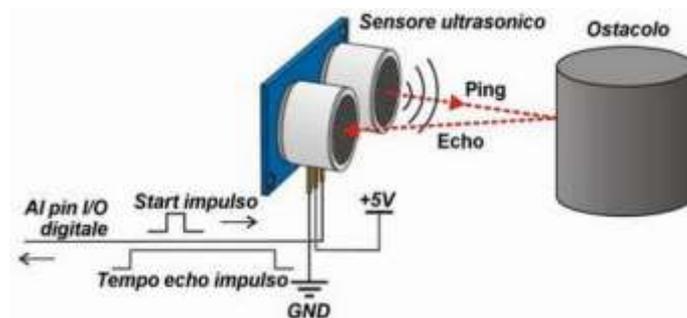


Figura 49. Funcionamiento del sensor ultrasónico HC-SR04

Fuente: HC-SR04 [imagen]. (2013). Recuperado de <https://tuixte.wordpress.com/2013/03/05/how-to-ultrasonic-sensor-hc-sr04/>

3.4.9. Unidad de control

3.4.9.1. Descripción del módulo unidad de control

Considerando la disponibilidad en el mercado de diversas tarjetas electrónicas con microcontrolador incorporado, múltiples entradas/salidas digitales y analógicas, interfaz de programación, entre otros; teniendo en cuenta lo expuesto anteriormente se opta por utilizar una tarjeta embebida que contenga todos los requerimientos del prototipo de equipo de fototerapia.

3.4.9.2. Requerimientos del módulo unidad de control

- Voltaje de operación 5 V.
- Entrada de voltaje de 5 a 12 V.
- Entradas y salidas digitales suficientes para la conexión de una pantalla táctil y al menos 4 libres para conexión de sensores, reloj de tiempo real y señales hacia la matriz de leds.
- Memoria RAM mayor a 256 MB.
- Con memoria de almacenamiento.
- Compatibilidad con módulos externos como una pantalla táctil.
- Poseer espacio de memoria de almacenamiento de datos.

3.4.9.3. Diseño del diagrama de bloques de la unidad de control

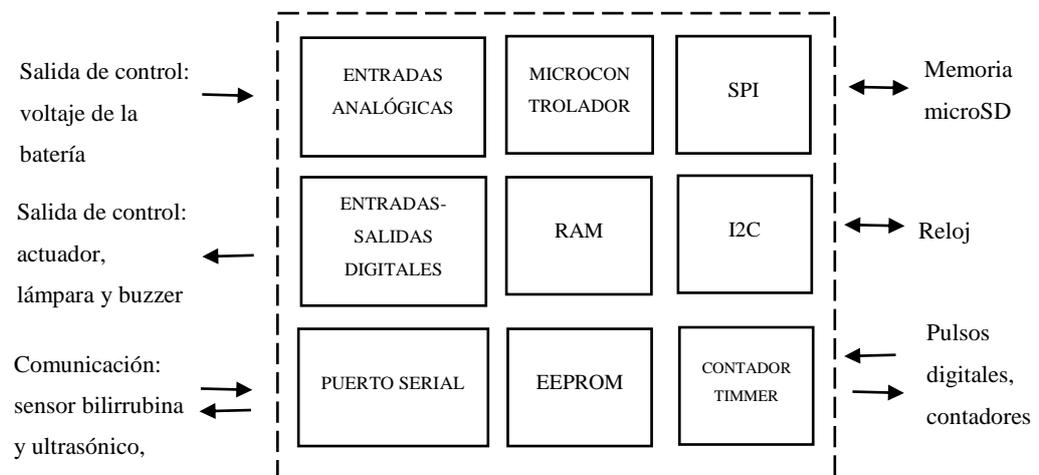


Figura 50. Diagrama de bloques de la unidad de control

Microcontrolador.- es un circuito integrado que incluye internamente una unidad de procesamiento; memorias RAM, almacena temporalmente el programa mientras se ejecuta, y EEPROM, guarda el programa que será el encargado de realizar las operaciones; y unidades de entrada y salida; es decir, es un computador completo en un solo circuito integrado.

Puertos Entrada/Salida.- permiten leer datos del exterior o escribir en ellos desde el interior del microcontrolador. Algunos de los puertos permiten manejar salidas con determinados requerimientos de corriente, o cuentan con circuitos de interrupción para el procesador.

3.4.9.4. Selección de la unidad de control

Las tarjetas de control embebidas existentes en el mercado manejan características similares entre ellas, con diversos números de entradas y salidas digitales o análogas, capacidad de almacenamiento, memoria, entre otros. En la Tabla 18 se presentan las diferentes opciones de tarjetas de control disponibles.

Tabla 18

Análisis de alternativas de placas electrónicas con microcontrolador incorporado

Criterio de selección	Placa electrónica con microcontrolador					
	Raspberry	Acept.	Arduino Uno	Acept.	Arduino Mega 2560	Acept.
Microcontrolador	ATmega644	-	ATmega328	-	ATmega256	-
Voltaje de operación 5 (V)	2.7 a 3.3	X	5	✓	5	✓
Entrada de voltaje 5-12V	2.7 a 3.3	X	7 a 12	✓	7 a 12	✓
Entradas y salidas digitales	expandible	✓	14	✓	54	✓
Entradas análogas	expandible	✓	6	✓	16	✓
Corriente dc Entrada/Salida (mA)	16	X	40	✓	40	✓
Memoria flash (kB)	-	X	32	✓	256	✓
SRAM (kB)	256 MB	✓	2	✓	8	✓
EEPROM (kB)	--	X	1	✓	4	✓
Con Reloj (MHz)	--	X	16	✓	16	✓
Compatible con pantalla táctil	Si	✓	No	X	Si	✓

Nota. Símbolo ✓Cumple con el criterio establecido y X No Cumple.

La tarjeta de control empleada es Arduino Mega 2560 (véase Figura 51), provee entradas y salidas suficientes para el control del motor, la lámpara y manta, un sensor de color, un módulo externo de reloj en tiempo real, permite la conexión directa con una pantalla táctil, y la posibilidad de almacenar información en una tarjeta microSD.

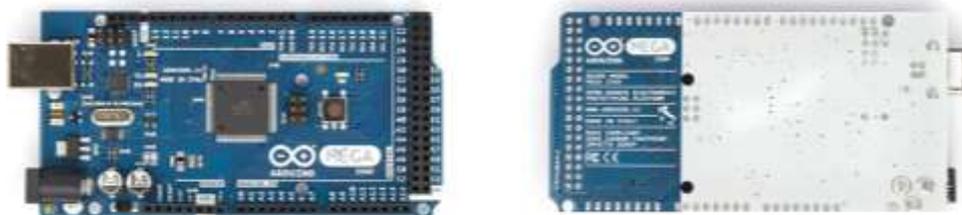


Figura 51. Arduino Mega 2560

Fuente: Arduino [fotografía]. (2015). Recuperado de <http://www.arduino.cc>

La tarjeta seleccionada Arduino posibilita la utilización de una pantalla táctil como medio de interacción con el equipo, este usa una fuente externa para la activación, la misma que provee energía al resto del equipo. La comunicación USB se utilizará para descargar datos almacenados en la memoria acerca del historial de tratamiento realizado en los pacientes. Las características de la placa Arduino Mega 2560 seleccionada se presentan a detalle en el Apéndice C.

3.4.9.5. Conexión de sensores y módulos externos con el Arduino Mega 2560

En la Figura 52 se muestra la conexión de los sensores de bilirrubina y ultrasónico, el módulo microSD, RTC, UBS-Serial, la lectura de voltaje de la batería, y un buzzer. Se ha implementado un buzzer o zumbador como mecanismo de aviso que indicar la terminación del tratamiento de fototerapia; el sonido debe ser inferior a 80 dB, por lo que es controlado mediante PWM desde el Arduino para reducir la intensidad del sonido.

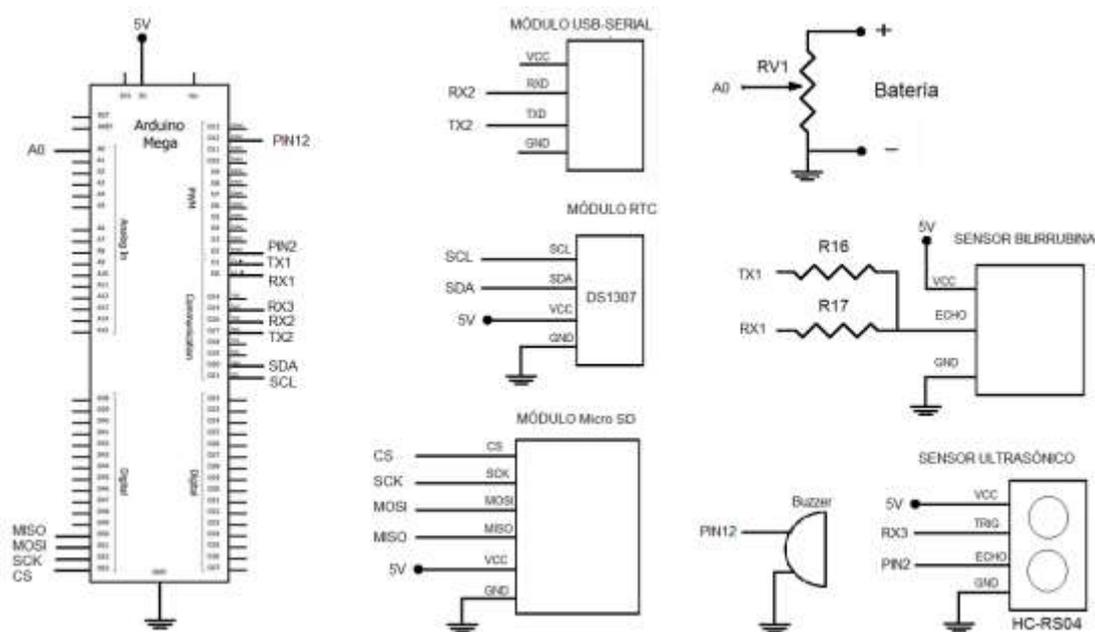


Figura 52. Esquema de conexión sensores y módulos externos con Arduino Mega 2560

En la Tabla 19 se presenta la asignación de los pines del Arduino para desarrollo de la aplicación.

Tabla 19

Asignación de pines del Arduino Mega 2560

Número	Nombre	Asignación	Conexión
A0	A0	Analógica	RV1 Voltaje en la batería
53	CS	Comunicación SPI	MicroSD CS
52	SCK	Comunicación SPI	MicroSD SCK
51	MOSI	Comunicación SPI	MicroSD MOSI
50	MISO	Comunicación SPI	MicroSD MISO
21	SCL	Digital	Reloj SCL
20	SDA	Digital	Reloj SDA
19	RX1	Comunicación serial	Sensor bilirrubina
18	TX1	Comunicación serial	Sensor bilirrubina
17	RX2	Comunicación serial	Tableta TXD
16	TX2	Comunicación serial	Tableta RXD
15	RX3	Digital	Sensor ultrasónico Trigger
2	PIN2	Digital PWM	Sensor ultrasónico Echo
9	PIN9	Digital	Motor derecha
10	PIN10	Digital	Motor izquierda
11	PIN11	Digital PWM	Lámpara
12	PIN12	Digital PWM	Buzzer

3.4.10. Control de lámpara

3.4.10.1. Descripción del control de la lámpara

El control de la lámpara se realiza mediante un circuito de disparo permite activar las luces led a partir del microcontrolador del Arduino Mega. La intensidad de los leds depende del nivel de fototerapia (leve, moderada o intensiva) de acuerdo al valor de PWM enviado desde el microcontrolador.

3.4.10.2. Requerimientos del control de la lámpara

- 28 piezas con tres luces led cada una a 12 Vdc, 0.3 W /pieza.
- Voltaje de entrada 5 Vdc.
- Potencia máxima del transistor mayor a la potencia de las luces.
- Interface para protección de las líneas de control.

La matriz de leds tiene 28 piezas con tres luces cada una, entonces la potencia de en la carga será de $28 * 0.3 W = 8.4 W$ y la corriente que circula I_L podemos obtener de la fórmula de potencia $P_L = V * I_L$, entonces será $I_L = 8.4 W / 12 V = 700 mA$

3.4.10.3. Diseño circuital del control de la lámpara

Las lámparas de dc de 3 V a 24 V pueden ser controladas solo con un transistor MOSFET; que trabaje como un interruptor, en corte es un interruptor abierto y en saturación es un interruptor cerrado (véase Figura 53).

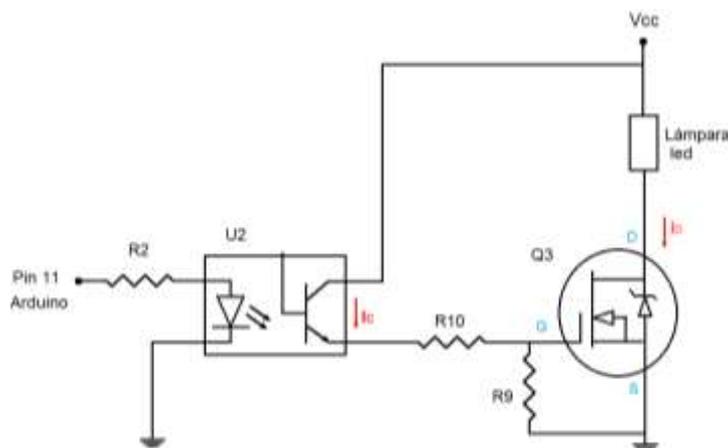


Figura 53. Esquema del circuito de disparo de la lámpara

El optoacoplador 4N25 permite acoplar las señales del Arduino al circuito de control por medio de luz infrarroja, proporcionando un completo aislamiento eléctrico entre ambos. Aunque es de tamaño reducido y es muy confiable. Cuando el led se energiza, la luz emitida excita la base, y el transistor sensible a la luz conduce. Como resultado se produce una corriente de colector a través del circuito de salida.

Cuando se aplica una señal en alto (5 Vdc) desde el Arduino, circula una corriente a través de R2, se energiza el led de U2, emite luz que excita la base, y el transistor de U2 conduce. Como resultado circula una corriente de colector a través de R10. Esta corriente satura la entrada de Q3. Cuando se retira la señal de entrada, no circula corriente a través de U2 y no conduce, como consecuencia Q3 no conduce, desenergizando la carga.

Transistor MOSFET IRFZ44N

Para la conducción a pleno del transistor MOSFET IRFZ44N se considera un voltaje de Gate de 18 V y un voltaje de Drain de 12 V, para que el voltaje de Gate este sobre 6 V del voltaje de Drain. La máxima corriente de las luces led 700 mA. La potencia que el transistor disipará en forma de calor será:

$$P_{discipada} = (V_{Gate} - V_{Drain}) * i_{m\acute{a}x}$$

$$P_{discipada} = (18 V - 12 V) * 700 mA$$

$$P_{discipada} = 4.2 W$$

Debido a que la potencia disipada por Q3 es pequeña, en el montaje no se utilizaran disipadores de calor. Además los transistores MOSFET IRFZ44N manejan corrientes de hasta 50 A con una disipación de potencia baja en relación a los transistores de potencia TIP32 o TIP31. El fabricante sugiere colocar una resistencia en el Gate, para el diseño se seleccionó resistencia de 1 KΩ.

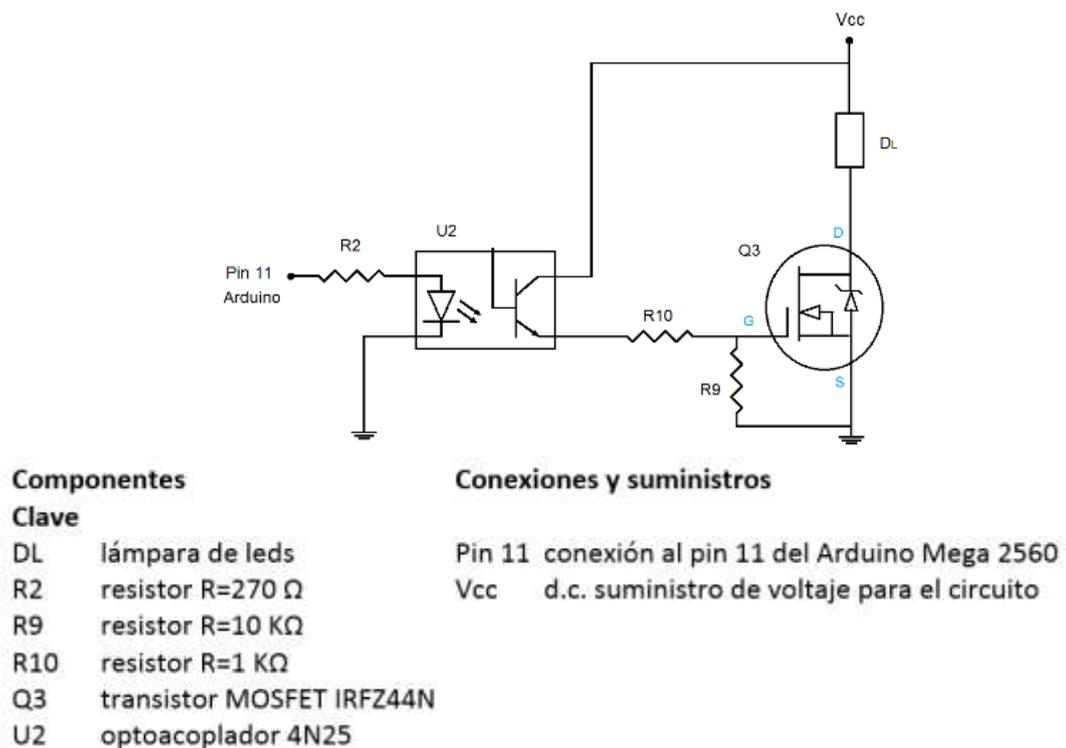


Figura 54. Circuito de disparo de la lámpara

3.4.11. Control del actuador

3.4.11.1. Descripción del control del actuador

El control del actuador se realiza mediante un circuito que logra un cambio de giro del motor, hacia la izquierda o hacia la derecha. El control, a partir del microcontrolador, entrega su señal a la etapa de potencia de del actuador a través de una interface para proteger las líneas de control contra el ruido que produce el motor al girar.

3.4.11.2. Requerimientos del control del actuador

- Actuador: 120 Vac/ 1.5 A.
- Interface para protección de las líneas de control.
- Voltaje de operación de la unidad de control 5 V.
- Potencia del actuador 1/8 HP.

La potencia de salida del motor será $P = 1/8 \text{ HP} = 1/8 * 746 = 93.25 \text{ W}$

3.4.11.3. Diseño circuital del control del actuador

El control del actuador se realiza mediante un circuito de disparo a un transistor que activa un relé conectado al motor; de acuerdo a la señal enviada el motor gira a la derecha (relé RL1) o a la izquierda (relé RL2), de manera que el mecanismo de elevación sube o baja. Se aísla eléctricamente la alimentación de 12 V de los circuitos digitales con un optoacoplador 4N25 (véase Figura 55).

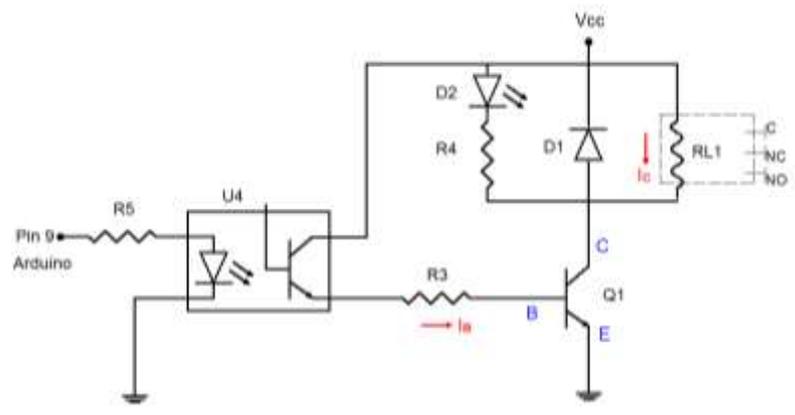


Figura 55. Esquema del circuito de disparo del relé

Cuando se aplica una señal en alto (5 Vdc) desde el Arduino, circula una corriente a través de R5, se energiza el led de U4, emite luz que excita la base, y el transistor de U4 conduce. Como resultado circula una corriente de colector a través de R3. Esta corriente satura la base de Q1 y energiza la bobina del relé RL1. Como resultado, el contacto normalmente abierto NA se cierra y el normalmente cerrado NC se abre.

Cuando se retira la señal de entrada, no circula corriente a través de U4 y no conduce. Como consecuencia, Q1 queda en corte y no se energiza la bobina, y los contactos NA y NC permanecen en sus posiciones.

Al activar y desactivar RL1, en este caso como la carga es inductiva, al pasar Q1 de saturación a corte se presenta la "patada inductiva" que al ser repetitiva quema Q1, por lo tanto se protege a RL1 conectando un diodo D1 en paralelo polarizado inversamente, permitiendo que, cuando Q1 se abra, la corriente que venía circulando por la bobina continúe por D1.

Relé SRD

Se emplea el relé SRD. Cumple las condiciones:

- Carga inductiva permitida por el relé (10 A 125V) es mayor a 1.5 A / 120 Vac, condiciones de operación del actuador.
- Potencia permitida por el relé 240 W

Transistor 2N3904

Se emplea el transistor 2N3904. Cumple las condiciones:

- Voltaje colector emisor del transistor es mayor al voltaje nominal de la bobina del relé (40 V > 12 V)
- Corriente colector del transistor es mayor a la corriente de la bobina del relé (200 mA > 37.5 mA)

Diodo 1N4007

Se emplea el diodo 1N4007. Cumple las condiciones:

- Corriente máxima diodo es mayor a la corriente de la bobina (30 A > 37.5 mA) y a la corriente de saturación del transistor (30 A > 200 mA).
- Voltaje de ruptura inverso diodo es mayor voltaje de la bobina (700 V > 12 V).

Transistor como interruptor

Los datos para calcular un circuito de transistor como interruptor son el voltaje del circuito para encender el relé $V_{cc} = 12 V$ y la corriente que requiere este voltaje $I_{c sat} = 37.5 mA$ (Véase Tabla 10). Y se calcula la corriente de saturación mínima $I_{B sat min}$, y luego la resistencia de base mínima $R_{B min}$.

Se calcula la corriente de saturación mínima $I_{B sat}$ mediante la ecuación (40); y para determinar β para la $I_{c sat}$, realizamos una interpolación con los valores proporcionados por el fabricante del transistor 2N3904 presentados en la Tabla 10, obteniendo un valor de $\beta = 72.5$.

$$I_{B sat} = \frac{I_c}{\beta} \quad (40)$$

$$I_{B sat} = \frac{37.5mA}{72.5} = 517\mu A$$

El valor de la resistencia de base máxima $R_{B\text{máx}}$ se determina según la ecuación (41). Seleccionando $I_{B\text{sat min}} = 1\text{ mA}$ para garantizar la saturación. Se considera el voltaje de base-emisor $V_{BE} = 0.7\text{ V}$ en un transistor típico de silicio y el voltaje de entrada V_{in} es el voltaje en la resistencia de base para encender el circuito.

$$V_{in} = I_{B\text{sat min}}R_{B\text{máx}} + V_{BE} \quad (41)$$

$$R_{B\text{max}} = \frac{12\text{ V} - 0.7\text{ V}}{1\text{ mA}} = 1.13\text{ K}\Omega$$

Se emplea una resistencia de valor comercial $R_B = 1\text{ K}\Omega$. Entonces se garantiza el nivel de saturación mediante el cumplimiento de la condición $I_B > I_C/\beta$ para el valor de R_B .

$$I_B = \frac{V_{in} - V_{BE}}{R_B} = \frac{12\text{ V} - 0.7\text{ V}}{1\text{ K}\Omega} = 11.3\text{ mA}$$

$$I_B (11.3\text{ mA}) > \frac{I_C}{\beta} (517\text{ }\mu\text{A})$$

Indicador visual de estado

Es muy útil tener un indicador que muestre cuando se activa el circuito (relé NC), por lo cual se conecta un diodo led D2 y una resistencia R4, que limita la corriente que circula como mostrada en la Figura 55, para una tensión de bobina 12 Vdc la resistencia es $R_4=1\text{ K}\Omega$.

Se ha elegido los valores de R5 y R3 de modo que las corrientes de entrada y salida de U4 no excedan los valores máximos especificados por el fabricante.

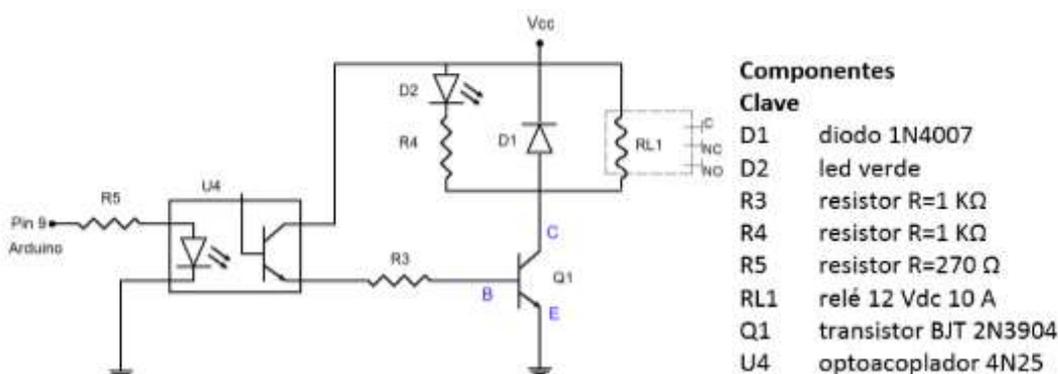


Figura 56. Circuito de disparo del relé

3.4.12. Alimentación

3.4.12.1. Descripción del módulo de alimentación

Es un sistema de alimentación ininterrumpida (UPS). Cuando la fuente de alimentación externa está disponible, un adaptador de transformador 12 V/ 2 A, acepta la entrada eléctrica y la suministra a los circuitos conectados; además, carga la batería para un uso posterior. Si el suministro de energía externo falla o cuando los valores de voltaje de entrada no son aptos, la batería cargada continúa alimentando a los circuitos durante un tiempo limitado, por la energía que requiere el equipo para su funcionamiento y la capacidad de almacenamiento de la batería.

3.4.12.2. Requerimientos del módulo de alimentación

- Autonomía del equipo en caso de fallo de energía externa.
- Proporcionar la corriente y voltaje adecuado para los diversos componentes.
- Voltaje de salida 9 V: alimentación Arduino Mega.

3.4.12.3. Diseño del diagrama de bloques del módulo de alimentación

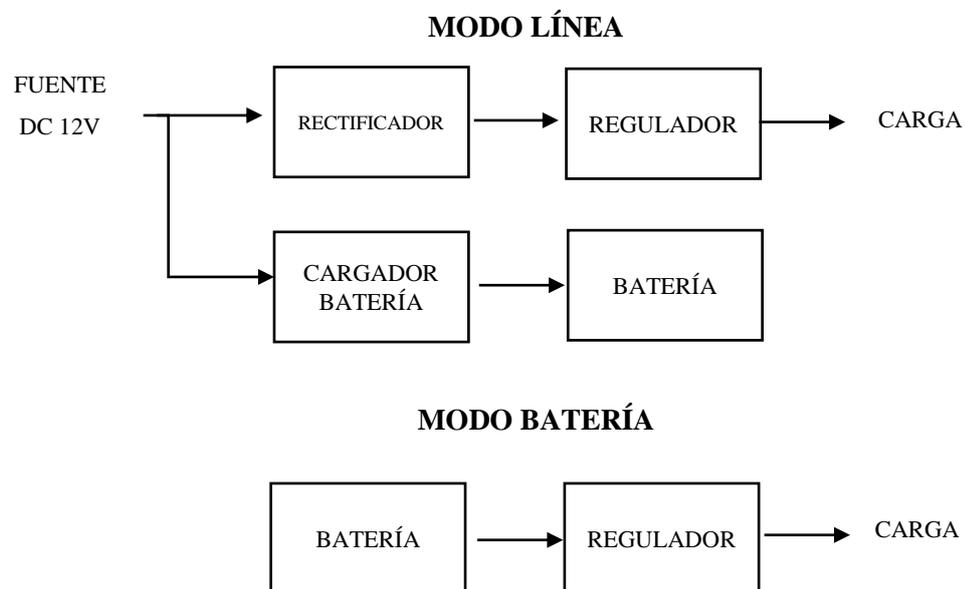


Figura 57. Diagrama de bloques del módulo de alimentación

Modo línea.- cuando la fuente externa está disponible, el circuito de alimentación funciona como circuito de paso, la entrada eléctrica se suministra a los circuitos electrónicos y se carga la batería.

Modo batería.-cuando la fuente externa falla, la batería completamente cargada suministra electricidad a los circuitos conectados.

Fuente de entrada.- es un adaptador de transformador que convierte el voltaje de la red eléctrica a un voltaje DC 12 V (16 V práctico). Se conecta un fusible en serie para protección de corrientes excesivas y cortocircuitos; su debe ser 15 % mayor a la corriente máxima que circulará por el circuito.

Rectificador.-constituido por un puente de diodos, entrega al circuito electrónico una corriente directa con menos oscilaciones residuales.

Regulador.- mantiene constante el voltaje sobre la carga, independientemente de las variaciones en el voltaje de entrada o de la corriente demandada por la carga.

Cargador de batería.-proporciona un voltaje de carga adecuado para la batería.

Batería.- almacena energía eléctrica, para después entregarla y garantizar el funcionamiento por un tiempo limitado del sistema de iluminación y control en caso de falla del suministro eléctrico externo.

3.4.12.4. Selección de la batería

3.4.12.4.1. Requerimientos de la batería

- Voltaje nominal de batería ha de ser igual al voltaje de trabajo del equipo 12V.
- Capacidad de carga que suministra la batería superior a 5 Ah.
- Auto descarga inferior al 0.1 % de la capacidad de carga de la batería por día, si el equipo estuviese en desuso por largas temporadas.
- Eficiencia de carga superior a 50 %.
- Descarga superficial para evitar daños permanentes y prolongar el tiempo de vida de la batería, profundidad de descarga inferior al 20 %.

3.4.12.4.2. Selección de la batería

Las baterías recargables de plomo-ácido son las más habituales. Su constitución evita derrames o evaporación del agua destilada del electrolito, y reducción del gasto

en mantenimiento. Las más comunes son las de gel y las AMG (Absorbed Glass Mat). Su eficiencia de carga/descarga es 50 % a 95 %.

Las de gel son baterías de plomo-ácido selladas. El electrolito está gelificado, así que se evaporan menos, aumentan su vida útil, y mantienen la tensión de trabajo estable más tiempo durante la descarga. Una desventaja es que requieren de sistemas de carga específicos.

Las baterías AMG también son de plomo-ácido, pero tienen una delgada fibra de vidrio que permite que el ácido se absorba mejor por las placas de plomo, soportando grandes tasas de carga y descarga que otras baterías. Tienen una resistencia eléctrica interna muy baja ($m\Omega$). Y no requieren de cargadores especiales, por lo que se pueden cargar a una tensión normal, como cualquier otra batería plomo-ácido. Por lo tanto se considera una batería AMG para la selección.

En consideración a lo expuesto, la batería a utilizar será de tipo AMG. Para la selección se realiza una comparación entre los diferentes modelos de batería disponibles (véase Tabla 20).

Tabla 20
Análisis de alternativas de baterías AMG 12 V

Criterio de selección	Batería AMG 12V						
	Vision CP 1270D		First Power FP12240		First Power FP1272		
		Accept.		Accept.		Accept.	
Capacidad nominal (Ah) 25°C	>5	7	✓	24	✓	7.2	✓
Máx. corriente descarga (A)	-	105 (5s)	-	360 (5s)	-	100 (5s)	-
Auto descarga (%/mes)	≤3	3	✓	3	✓	3	✓
Expectativa de vida (años)	>5	3-5	×	10	✓	10	✓
Tamaño (cm)	-	15x6x9.3	✓	16.6x17.5x12	×	15x6.5x9.4	✓
Peso (Kg)	<3	2.32	✓	7.8	×	2.4	✓
Profundidad de descarga (%)	<20	14.3	✓	4.2	✓	13.9	✓

Nota. Símbolo ✓ Cumple con el criterio establecido y × No Cumple.

A pesar que la duración de la batería FP12240 es superior, su gran tamaño y peso la descartan. Y se elige el modelo FP1272, de manera que el equipo puede obtener una autonomía de hasta siete horas con un consumo de 1 Ah.

3.4.12.5. Diseño del cargador de batería

3.4.12.5.1. Descripción del cargador de batería

El circuito permite cargar la batería, cuando ésta lo necesite, pues la carga se detiene cuando la batería llega a su máximo voltaje. Está permanente conectado a la batería, ya que una vez que se carga, se desconecta automáticamente.

3.4.12.5.2. Requerimientos del cargador de batería

- La batería se carga con un décimo de su valor de amperios hora, entonces se diseña el circuito para una corriente de carga de 720 mA.
- El voltaje de entrada al regulador de voltaje debe ser al menos mayor en 1.1 V, para obtener una tensión de carga adecuada a la salida.
- Desconexión automática de carga.
- Filtros de desacople de entrada: valores típicos de condensadores entre $0.1 \mu F$ a $100 \mu F$.

3.4.12.5.3. Diseño circuital del cargador de batería

El circuito cargador de batería con el circuito integrado regulador de voltaje U6, proporciona un voltaje de carga correcto a la batería. La corriente de carga está controlado por el transistor Q4, y las resistencias R14, R15 y RV3. El potenciómetro RV3 permite ajustar a la corriente de carga requerida. La función de la resistencia R12 es limitar la corriente en la salida; permite el paso de corriente por U6, para que Q1 tenga corriente en su base y esté saturado hasta que la batería esté completamente cargada. El diodo D5 protege al regulador, proporcionando un camino de baja resistencia para la circulación de la corriente de descarga de la batería, generada cuando se suspende el voltaje de entrada.

A medida que la batería se carga, la corriente a través de R15 incrementa; esto cambia la conducción de Q1, el colector está conectado al pin de ajuste de U6 mientras el voltaje de salida incrementa. Cuando la batería está completamente cargada se reduce la corriente de carga y Q1 entra en corte, pues por su base no pasa corriente. El esquema del cargador de batería se muestra en la Figura 58.

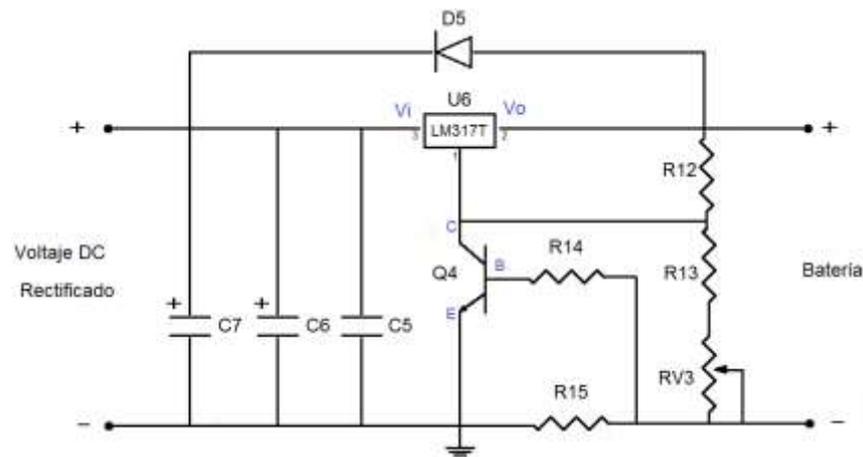


Figura 58. Esquema circuito cargador de batería

Regulador de voltaje

Se emplea el regulador LM317T, con corriente de salida 1.5 A y ajuste de 1.2 V a 37 V. Cumple las condiciones:

- Voltaje de la fuente de alimentación sea mayor al voltaje de entrada mínimo al regulador ($12\text{ V} > 0.3\text{ V}$)
- Voltaje de salida máxima del regulador sea mayor al voltaje de salida hacia la batería ($40\text{ V} > 12\text{ V}$).

Filtros de desacople de entrada

Para calcular el valor de los capacitores $C6$ y $C7$, se considera como el capacitor equivalente en paralelo C_{eq} . Entonces, si se conoce el voltaje de entrada $V_{cc} = V_i = 12\text{ V}$, el voltaje pico V_p será:

$$V_p = V_i\sqrt{2} = 16.97\text{ V}$$

El voltaje de carga máxima del capacitor $V_{c_{m\acute{a}x}} = 18.53 - 2\text{ V} = 14.53\text{ V}$, y el voltaje de carga mínimo del capacitor $V_o = V_{c_{m\acute{i}n}} = 12\text{ V}$, y el diferencial de voltaje en el capacitor según la ecuación (42).

$$\Delta V = V_{c_{m\acute{a}x}} - V_{c_{m\acute{i}n}} \quad (42)$$

$$\Delta V = 14.53 - 12 = 2.53\text{ V}$$

La capacitancia está dada por la corriente que requiere la batería $I = 720\text{ mA}$, el tiempo de carga 8 ms, y voltaje de carga según la ecuación (43).

$$C_{eq} = \frac{I \cdot t}{\Delta V} \quad (43)$$

$$C_{eq} = \frac{720 \text{ mA}(8 \text{ ms})}{2.53 \text{ V}} = 228 \mu\text{F}$$

Entonces se colocaran tres condensadores en paralelo, dos 100 μF 16 V y uno de 100 nF.

La máxima potencia que puede disipar por sí misma un regulador en cápsula TO-204 W es 2 W, es decir, la potencia del regulador P_{REG} debe ser menor a 2 W para no requerir disipador de calor. Entonces se calcula P_{REG} mediante la ecuación (44) para una corriente máxima $I_L = 720 \text{ mA}$.

$$P_{REG} = (V_p - V_o)I_L \quad (44)$$

$$P_{REG} = (16.97 \text{ V} - 12 \text{ V})720 \text{ mA} = 1.28 \text{ W}$$

Al ser la potencia disipada inferior a 2 W no se considera necesario colocar un disipador de calor al regulador.

En la Figura 59 se presenta el circuito regulador de voltaje para suministro a 9 V para el Arduino Mega.

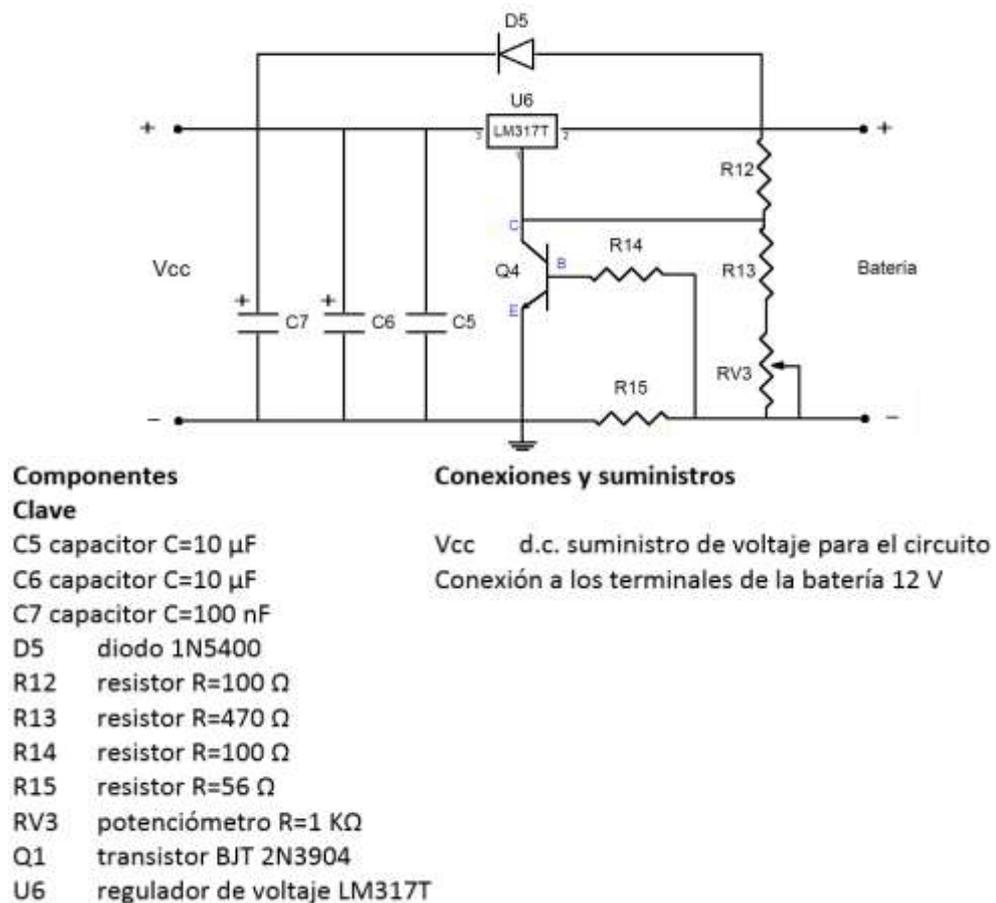


Figura 59. Circuito cargador de batería

3.4.12.6. Diseño del regulador

3.4.12.6.1. Descripción del regulador

El circuito regulador garantiza que el voltaje sobre el Arduino Mega (carga), permanezca constante, independientemente de las variaciones en el voltaje de entrada o en la corriente que necesite el Arduino.

3.4.12.6.2. Requerimientos del regulador

- Voltaje de entrada 12 Vdc.
- Salida 9 Vdc 200 mA: alimentación Arduino Mega.
- Voltaje de entrada regulador debe ser al menos 2.5 V mayor al voltaje de salida
- Filtros de desacople de entrada: valores típicos de condensadores entre $0.1 \mu F$ a $100 \mu F$.

3.4.12.6.3. Diseño circuital del regulador de voltaje

Para obtener un voltaje constante se conecta un regulador de voltaje $U3$ de tres terminales entre el filtro y la carga como se muestra en la Figura 60. La corriente de carga está controlado por las resistencias $R11$ y $RV2$. Los condensadores los $C1$ y $C2$ actúan como filtros de desacople de entrada. Eliminan señales de ruido presentes en la entrada a $U3$.

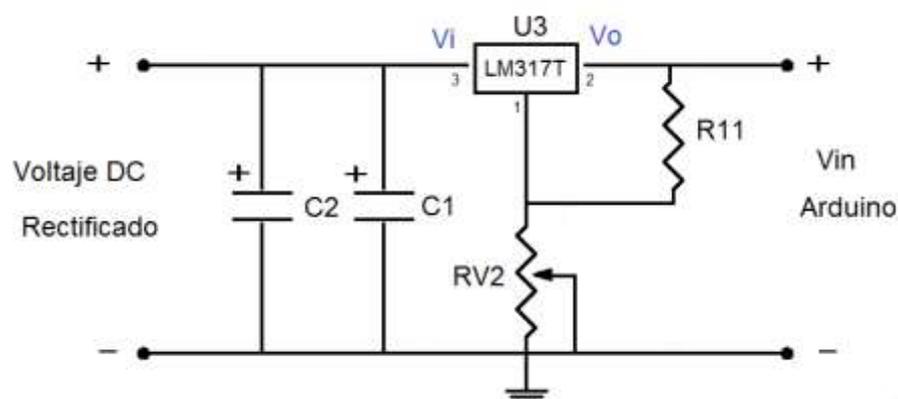


Figura 60. Esquema circuito regulador de voltaje

Regulador de voltaje

Se emplea el regulador de voltaje positivo LM317T. Cumple las condiciones:

- Voltaje de la fuente de alimentación sea mayor al voltaje de entrada mínimo al regulador ($12\text{ V} > 0.3\text{ V}$)
- Voltaje de salida máxima del regulador sea mayor al voltaje de salida a la carga ($40\text{ V} > 9\text{ V}$).

Se calcula la potencia disipada por el regulador U3, mediante la ecuación (44) si la carga, la placa Arduino Mega, puede suministrar una corriente máxima $I_L = 200\text{ mA}$.

$$P_{REG} = (16.97\text{ V} - 9\text{ V})200\text{ mA} = 1.59\text{ W}$$

Al ser la potencia disipada cercana a 2 W se considera necesario colocar un disipador de calor al regulador.

Resistores

El voltaje de salida es controlado por R11 y RV2. Para el circuito R11 será $220\ \Omega$, se calcula el valor de RV2 para un voltaje de salida 9V para alimentación del Arduino.

$$9\text{ V} = 0.2(1 + RV2/220\ \Omega)$$

$$RV2 = 9.68\text{ K}\Omega$$

Se optara por el valor comercial más próximo $RV2=10\text{ K}\Omega$.

Filtros de desacople de entrada

Para calcular el valor de los capacitores C1 y C2 , se considera como el capacitor equivalente en paralelo C_{eq} . Entonces, si se conoce el voltaje de entrada $V_{cc} = V_i = 12\text{ V}$, el voltaje pico V_p será:

$$V_p = V_i\sqrt{2}=16.97\text{ V}$$

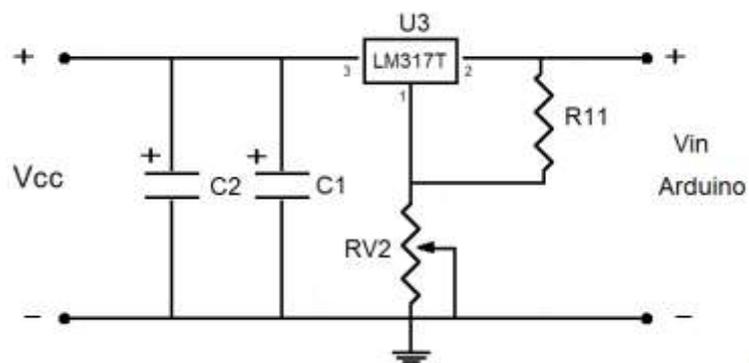
El voltaje de carga máxima del capacitor $V_{c_{m\acute{a}x}} = 16.97\text{ V} - 2\text{ V} = 14.97\text{ V}$, y el voltaje de carga mínimo del capacitor $V_o = V_{c_{m\acute{i}n}} = 9\text{ V}$, y el diferencial de voltaje en el capacitor según la ecuación (42).

$$\Delta V = 14.97 - 9 = 5.97\text{ V}$$

La capacitancia está dada por la corriente que requiere el voltaje de salida, entonces $I = 200 \text{ mA}$, el tiempo de carga es 8 ms, y el voltaje de carga se calcula según la ecuación (43).

$$C_{eq} = \frac{200 \text{ mA}(8 \text{ ms})}{5.97 \text{ V}} = 268 \mu\text{F}$$

Entonces se colocan dos condensadores en paralelo de $100 \mu\text{F}$ 16 V. En la Figura 61 se presenta el circuito regulador de voltaje para suministro a 9 V para el Arduino Mega.



Componentes	Conexiones y suministros
Clave	
C1 capacitor C=10 μF	Vcc d.c. suministro de voltaje para el circuito
C2 capacitor C=10 μF	Vin conexión al pin Vin del Arduino Mega 2560
R11 resistor R=220 Ω	
RV2 potenciómetro R=10 K Ω	
U3 regulador de voltaje LM317T	

Figura 61. Circuito regulador de voltaje

3.5. Diseño de Software

3.5.1. Descripción del programa

3.5.2. Descripción del software

El software del prototipo permite el control e integración de los dispositivos de hardware electrónicos y mecánicos para la operación del prototipo.

La aplicación define la duración del tratamiento e intensidad de luz conforme a los valores de bilirrubina y edad del recién nacido (paciente), previamente introducidos por la pantalla táctil. Permite modificar la distancia entre la lámpara y el neonato en función de la ubicación del paciente: bacinetes pediátricos, termocunas u otros. De igual modo, presenta la medición de la concentración de bilirrubina, mensajes sobre el manejo del paciente según su condición clínica, y durante el tratamiento se presenta una alarma audible para la valoración y control de bilirrubina. El personal médico puede mantener o modificar la dosis del tratamiento cuando estime conveniente en cualquier momento del proceso de fototerapia.

En consideración a lo expuesto se listan a continuación las tareas que debe realizar el programa del prototipo:

- Definición de la intensidad de luz y duración del tratamiento según la edad y concentración de bilirrubina del paciente.
- Identificación de la ubicación de la lámpara en relación a la piel del paciente, mediante la detección de distancia con un sensor de proximidad.
- Evaluación de la coloración de la piel del recién nacido con un sensor de color, antes y después del tratamiento.
- Contador de horas de tratamiento.
- Almacenamiento de información del paciente y tratamiento en una memoria microSD.
- Monitoreo de estado de la batería del equipo.
- Alarma para valoración y control de bilirrubina cada 12 horas.

La ejecución de cada tarea requiere la integración de la aplicación móvil con el programa desarrollado en la unidad de control, placa Arduino Mega, para el comando de los dispositivos conectados al mismo.

3.5.3. Requerimientos del software

De acuerdo a las necesidades de los dispositivos de hardware y a la naturaleza de la plataforma del equipo de fototerapia, se definen los requerimientos de software:

- Calcular y enviar datos a la placa Arduino Mega 2560 para definir el tratamiento.
- Mantener la comunicación el Arduino.
- Capacidad de recepción de datos enviados por el sensor de distancia, sensor de bilirrubina, módulo RTC y microSD a través de Arduino.
- Interfaz de usuario que permita observar los datos obtenidos de los sensores de distancia y bilirrubina, y parámetros del tratamiento.
- Ejecutarse sobre el sistema operativo D Android 4.0 o uno mayor (Tableta).
- Arduino 1.0.6 u otro compatible con Android.

3.5.4. Componentes del software

Se plantean tres componentes para el diseño del software del prototipo considerando los requerimientos expuestos (véase Figura 62).

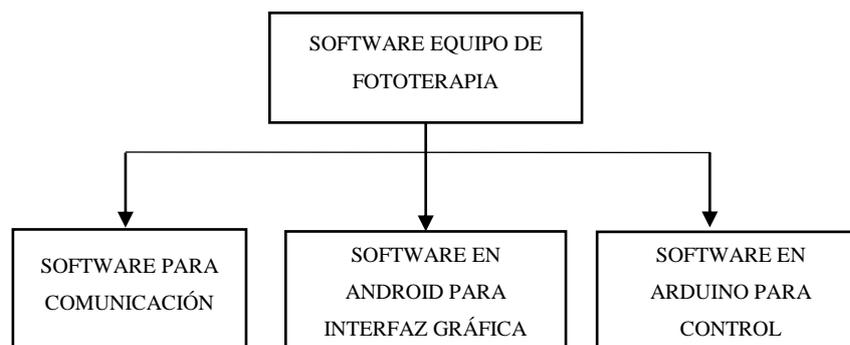


Figura 62. Componentes del software

3.5.4.1. *Software para comunicación*

Para llevar a cabo las funciones que permitan controlar los dispositivos conectados a la placa Arduino, se establece la transferencia de información entre el

programa de Arduino y la aplicación en Android de acuerdo a las especificaciones técnicas de cada uno.

La pantalla se conecta a la placa Arduino mediante la interfaz RS 232 a través de un módulo conversor de USB 2.0 a RS 232. La comunicación serial requiere la definición de parámetros de comunicación, estos se muestran en la Tabla 1.

Tabla 21
Parámetros de comunicación serial RS 232

Parámetro	
Velocidad del puerto	19200 baudios
Bits de salida	8
Paridad	Ninguna
Bits de parada	1

3.5.4.2. *Software en Android para la Interfaz gráfica*

La interfaz es el medio de comunicación con el usuario. Proporciona funciones de visualización, táctiles y almacenamiento. Para su elaboración se determinaron los elementos con los cuales debe contar el usuario para el manejo del prototipo:

- Permitir al usuario usar un teclado virtual para el ingreso de la información.
- Información de medidas de distancia y bilirrubina, estado de la batería, y parámetros del tratamiento.
- Permitir una cómoda navegación dentro de la interfaz y una fácil salida de la misma.
- Consistencia de la apariencia estética (fuentes, colores, distribución de pantallas).

Como respuesta a los requerimientos de la interfaz gráfica se utilizará Android Studio para el desarrollo de esta etapa.

Android Studio es un entorno de desarrollo integrado (IDE) multiplataforma para aplicaciones Android. La programación Android identifica un nuevo proyecto con dos tipos de ventanas una en blanco: la ventana de programación, donde se escribe o modifica el código a mostrarse en la las clases, y la ventana de layout, donde se colocan los botones y configura la posición para la salida de datos (véase Figura 63).



Figura 63. Ventana de programación y layout en Android Studio

Se emplearon las clases: Main Activity, carátula, SerialConsoleActivity, sensor_bilirrubina, distancia, iniciar, fototerapia y terminado. En cada una se especifican los métodos usados, como se muestra Figura 64.

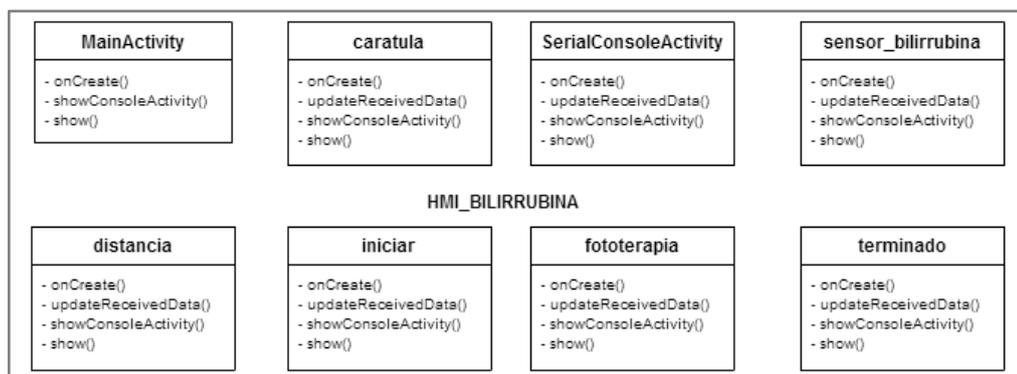


Figura 64. Clases en Android

En secciones posteriores de este capítulo se describirán a detalle cada una de las clases presentadas en la Figura 64.

3.5.5. Flujograma general del software

El programa que rige el funcionamiento del equipo de fototerapia fue planteado como una secuencia de subprocesos, cada uno se detalla en las secciones subsecuentes, en la Figura 65 se muestra el diagrama de bloques general del programa.



Figura 65. Diagrama de bloques general del programa del equipo de fototerapia

Pantalla principal.- es una ventana de presentación del equipo al usuario, incluye el nombre del prototipo y un botón de acceso a la ventana de ingreso de datos.

Ingreso de datos.- por medio de un teclado virtual en la pantalla el usuario ingresa los datos del paciente: la identificación (nombre y apellido), la edad en horas y la concentración de bilirrubina en mg/dl.

Medición de bilirrubina.- se mensura el color de la piel cutánea y subcutánea mediante el sensor de bilirrubina.

Desplazamiento de la lámpara.-en esta ventana se presenta la distancia entre el paciente y la lámpara, detectada por un sensor de proximidad, y los botones *Subir* y *Bajar* para desplazar la lámpara hacia arriba o abajo.

Fototerapia.- se fundamenta en los datos antes ingresados, edad y concentración de bilirrubina del recién nacido, estos definen la duración del tratamiento e intensidad de luz: leve, moderado e intensivo. Previo al inicio del tratamiento se confirma la ejecución del mismo con la ventana *Iniciar el tratamiento*.

Finalización.- se culmina el tratamiento en cualquier momento que el personal a cargo lo requiera o al concluir el tiempo del proceso indicado. Si después de la valoración clínica se requiere prolongar la fototerapia el programa permite continuar con el tratamiento.

3.5.6. Pantalla principal

3.5.6.1. Descripción del subproceso Pantalla principal

Es una ventana de presentación del equipo al usuario, la carátula incluye el nombre del prototipo y un botón de acceso al sistema.

3.5.6.2. Requerimientos del subproceso Pantalla principal

- Permitir al usuario el ingreso al sistema de fototerapia.
- Presentar el equipo al usuario.

3.5.6.3. Clases en Android del subproceso Pantalla principal

3.5.6.3.1. Clase MainActivity

Es la clase principal del programa, se crea al iniciar aplicación, y es donde se dirigen las demás actividades. Los métodos empleados en esta clase son:

- *onCreate.*- permite la conexión con la placa por medio del driver de la interfaz RS 232.
- *ShowConsoleActivity.*- verifica a que pantalla se desea ingresar, y llama a su respectiva clase.
- *Show.*- recoge las variables enviadas por otras clases.

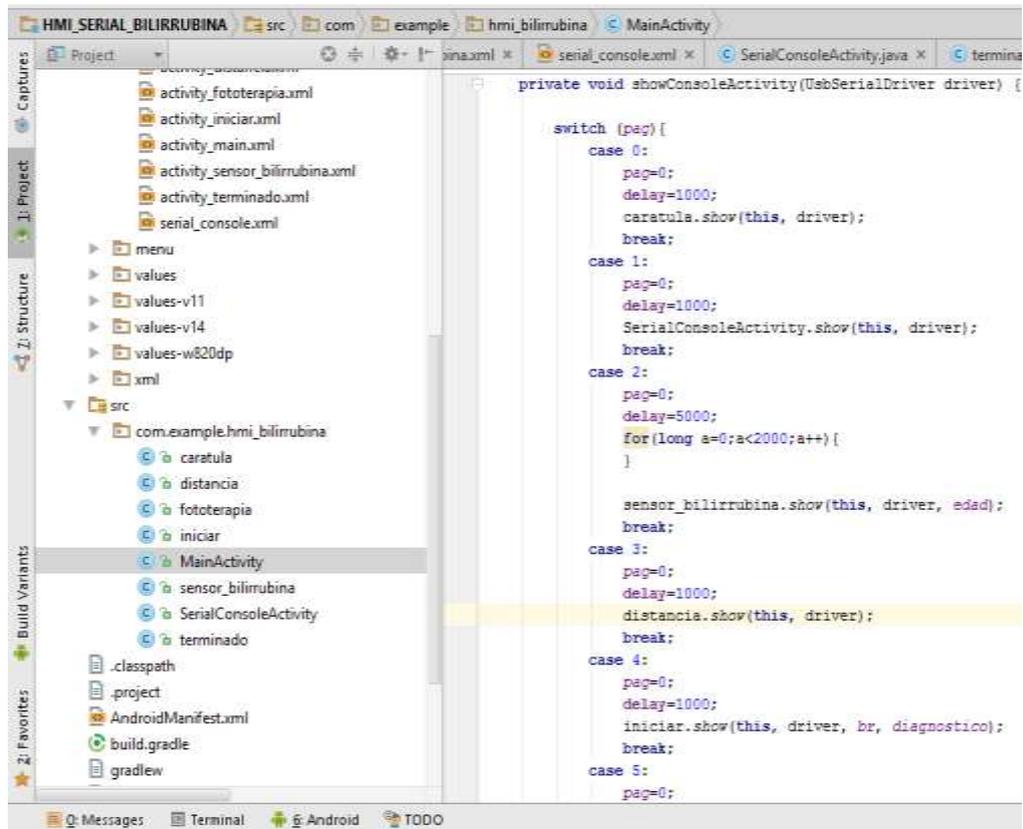


Figura 66. Clase MainActivity

En la Figura 66 se presenta la ventana de programación de la clase MainActivity, el diseño de la página para esta clase, es decir, la ventana de layout se muestra en la Figura 67.



Figura 67. Layout MainActivity

3.5.6.3.2. Clase carátula

Es la clase de presentación que muestra la carátula del proyecto. Los métodos empleados en esta clase son:

- *onCreate*.- donde se declara los componentes como botones y textos y Listeners de botones (recepción de acciones de usuario).
- *Update received*.- recibe datos de la placa y actualiza para mostrar en pantalla.
- *ShowConsoleActivity*.- llama al método show de la clase *MainActivity*.
- *Show*.- recoge las variables enviadas a esta clase.

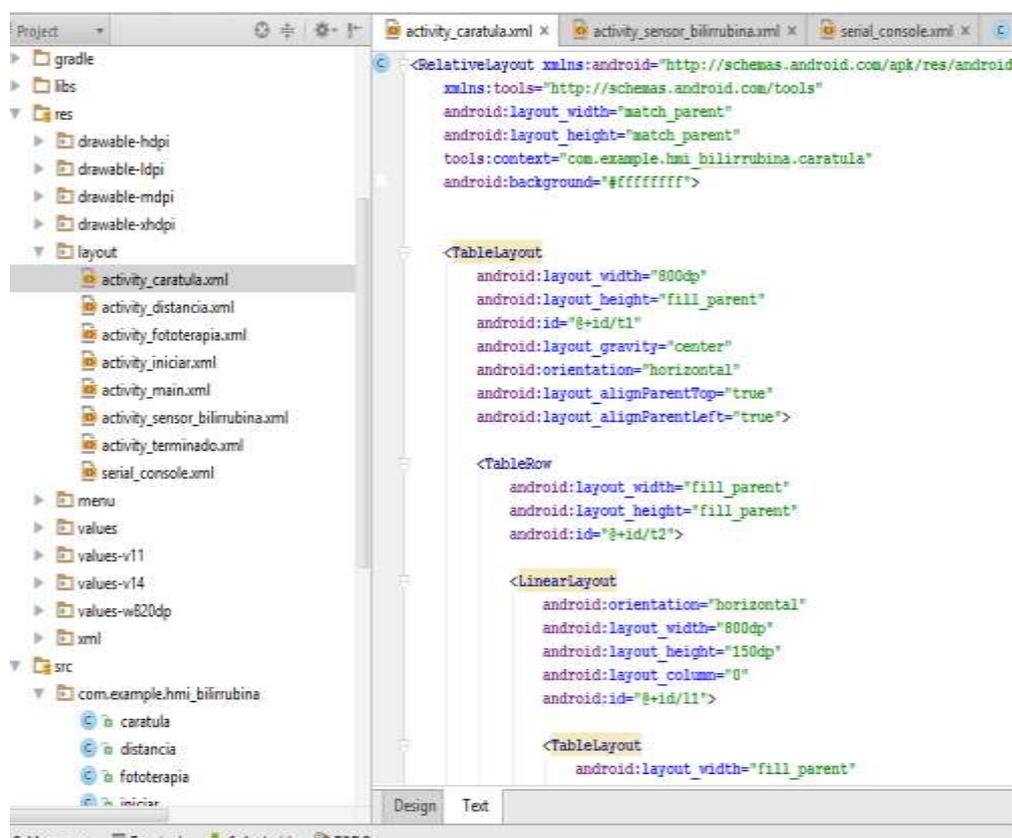


Figura 68. Clase carátula

En la Figura 68 se presenta la ventana de programación de la clase carátula, el diseño de la página para esta clase, es decir, la ventana de layout se muestra en la Figura 69.



Figura 69. Layout carátula

3.5.6.4. *Flujograma del subproceso Pantalla principal*

El subproceso de la pantalla principal contiene las funciones de inicialización del programa y la carátula del sistema, se describe en el flujograma de la Figura 70.

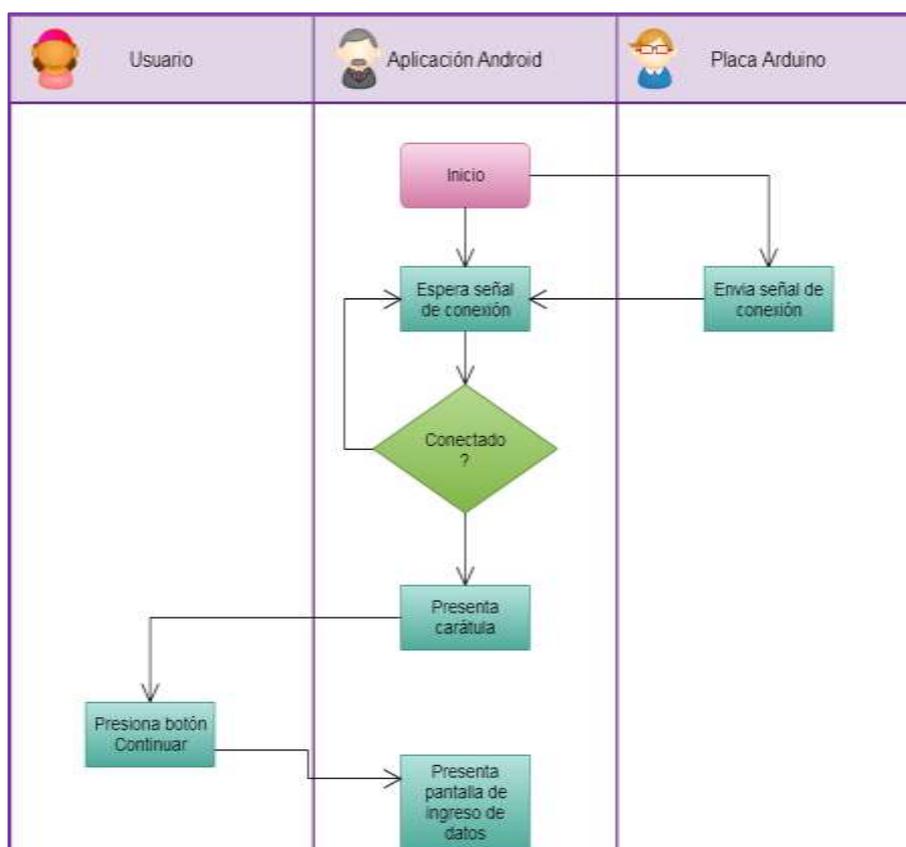


Figura 70. Flujograma de la Pantalla principal

3.5.7. Ingreso de datos

3.5.7.1. Descripción del subproceso de ingreso de datos

En la ventana de *Ingreso de datos* se introduce la identificación del paciente, nombre y apellido, la edad en horas y la concentración de bilirrubina en mg/dl; para continuar con el proceso es obligatorio contar con estos valores para definir la intensidad de luz y duración del tratamiento.

Además, se determina la intensidad de luz y duración del tratamiento, después de validar el ingreso de la información del paciente (edad y valores de bilirrubina).

3.5.7.2. Requerimientos del subproceso de ingreso de datos

- Permitir al usuario usar un teclado para el ingreso de la información.
- Asumir errores en la entrada de información del usuario.
- Permitir que el usuario pueda interrumpir la entrada de información en el momento que lo desee.
- Permitir retornar a la ventana anterior, Ventana de Presentación.
- Permitir deshacer las acciones.
- Permitir una fácil salida del proceso, retornar a la ventana de inicio.
- Ejecutar la validación de la información después de salir de la ventana.

3.5.7.3. Clase en Android del subproceso de ingreso de datos

La clase de ingreso de datos se denomina Serial Console Activity, permite al usuario ingresar la información del paciente: nombre, apellido, edad, y valor de bilirrubina; realiza el cálculo de la nivel de luz (intensidad) y duración del tratamiento en base a parámetros ingresados.

Los métodos empleados en esta clase cumplen las funciones similares a las mencionadas anteriormente: onCreate, Update received, ShowConsoleActivity y Show.

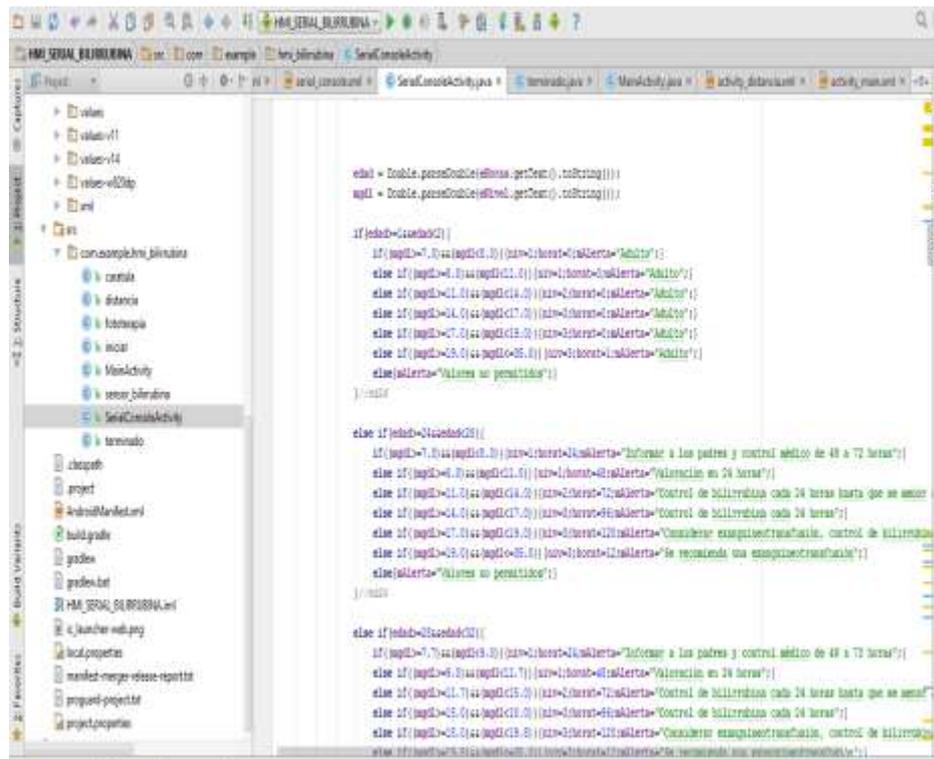


Figura 71. Clase SerialConsole

En la Figura 71 se presenta la ventana de programación de la clase SerialConsole, el diseño de la página para esta clase, es decir, la ventana de layout se muestra en la Figura 72.



Figura 72. Layout SerialConsole

Botones de navegación.-aparte del teclado existen diferentes botones para la navegación: *Aceptar* permite confirmar y validar la información ingresada, *Regresar*

retorna a la ventana anterior, y *Salir* retorna a la ventana de inicio cancelando el proceso.

3.5.7.4. *Flujograma del subproceso de ingreso de datos*

El subproceso de ingreso de datos se describe en el flujograma de la Figura 73, se presenta la interacción con el usuario, la interfaz en Android y el programa desarrollado en Arduino.

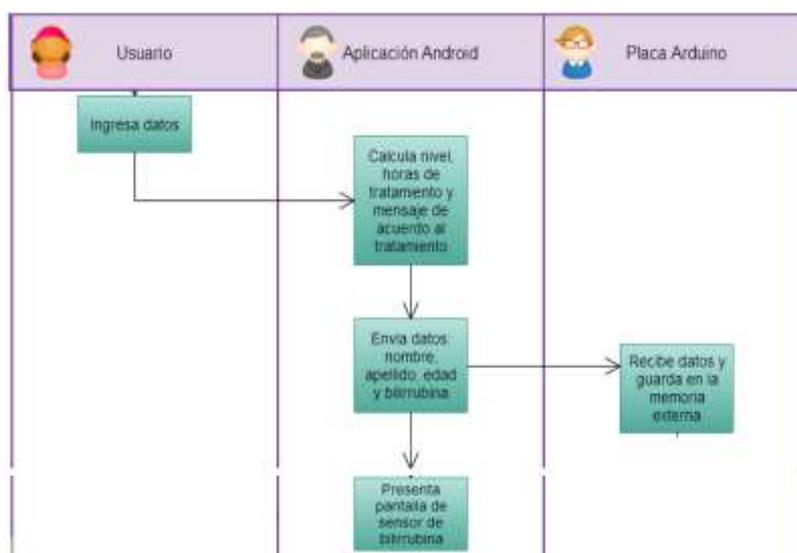


Figura 73. Flujograma ingreso de datos del paciente

Ingreso de datos.- el usuario por medio de un teclado virtual ingresa la siguiente información:

- Nombre y apellido del paciente.-es la identificación del paciente, ingresado por medio del teclado virtual.
- Edad.- del paciente en horas, comprendido entre 24 a 168 horas de nacimiento.
- Concentración de bilirrubina.- concentración inicial en mg/dl, comprendido entre 7 a 35 mg/dl.

Teclado virtual.- programa que permite al usuario ingresar la información nombre, apellido, edad o concentración de bilirrubina, como si se tratara de un teclado físico. Está oculto y aparece en la pantalla cuando el usuario pulsa sobre un campo de texto para escribir.

Calculo de nivel de luz (intensidad) y horas de tratamiento.- dependen de la edad y concentración de bilirrubina del recién nacido; por lo que se ha elaborado una tabla (véase Apéndice A) para asignar el tratamiento de acuerdo a los parámetros dependientes según la Guía 1 para el manejo de la hiperbilirrubinemia en recién nacidos a término sanos sin factores de riesgo de los Anales de Pediatría Continuada (Martínez & García, 2005).

La Guía 1 (véase Apéndice A) está basada en las recomendaciones de la Academia Americana de Pediatría, ofrece una aproximación al tratamiento y se puede aplicar a los niños mayores a 35 semanas de edad gestacional sin factores de riesgo. De acuerdo a (Martínez & García, 2005) la fototerapia es el tratamiento inicial en todos los casos en que se encuentre el paciente, incluso mientras se prepara para la exanguinotransfusión.

Para emplear la Guía 1, la edad del paciente puede estar comprendida en un rango de 24 horas a 168 horas, puede ubicarse en siete zonas de riesgo distintas según el valor de la concentración de bilirrubina (0 mg/dl a 35 mg/dl). Entonces para un abordaje más seguro y garantizar el efecto terapéutico de las luces, se ha definido tres intensidades de luz: leve, moderado e intensivo, cada uno aborda varias zonas o rangos de la Guía 1; a su vez se ha designado para cada rango un tiempo de tratamiento específico (véase Tabla 22).

Tabla 22

Guía 1 manejo de hiperbilirrubinemia Zona o Rango		Equipo de fototerapia		
		Intensidad de luz	Duración horas	Irradiación $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$
	Seguimiento. Riesgo moderado-alto	Leve	24	12-15
	Seguimiento. Riesgo alto		48	
	Fototerapia simple	Moderado	72	15-30
	Fototerapia Intensiva		96	
	Fototerapia Intensiva-considerar exanguinotransfusión	Intensivo	120	30-35
	Exanguinotransfusión			

Rangos de intensidad niveles de fototerapia

Mensaje de manejo del paciente.-en pantalla se presenta un mensaje dependiendo del tratamiento asignado por la edad y concentración de bilirrubina; como ejemplo los mensajes exhibidos para un paciente de 24 horas se muestran en la Tabla 23.

Tabla 23

Niveles de fototerapia para un recién nacido a término de 24 horas de edad

Nivel fototerapia		Concentración bilirrubina mg/dl	Mensaje
1	Leve	<7	No se recomienda fototerapia
		7-8	Informar a los padres y control médico en 48-72 horas
		8-11	Valorar factores de riesgo, repetición de la valoración en 24 horas
2	Moderado	11-14	Control de la bilirrubina c/24 horas hasta que sea <14 mg/dl
		14-17	Control de bilirrubinas c/24 horas
3	Intensivo	17-19	Considerar exanguinotransfusión, control de bilirrubinas c/12 horas
		>19	Se recomienda una exanguinotransfusión

Almacenamiento de información en la memoria.- Para gestionar la tarjeta micro SD de 2 GB se emplea la librería SD, esta permite la lectura y escritura de datos. No obstante, en esta aplicación será empleada exclusivamente para almacenar la información del paciente, identificación, edad y concentración de bilirrubina; y la información del tratamiento, hora de inicio y fin de la fototerapia. La librería emplea nombres de archivo corto en formato 8.3 (nombre.txt), en el documento *datalog.txt* almacenará hasta 200 dosis. El proceso de lectura y escritura en la tarjeta micro SD es descrito en el flujograma de la Figura 74.

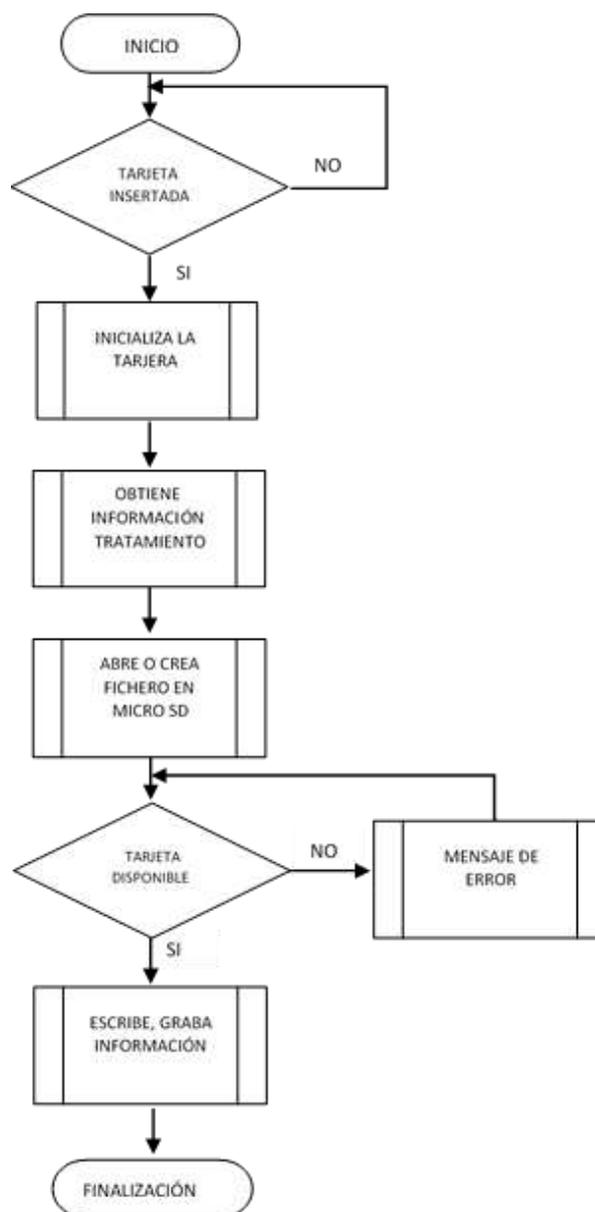


Figura 74. Flujograma lectura y escritura en la tarjeta microSD

3.5.8. Medición de bilirrubina

3.5.8.1. Descripción del subproceso de la medición de bilirrubina

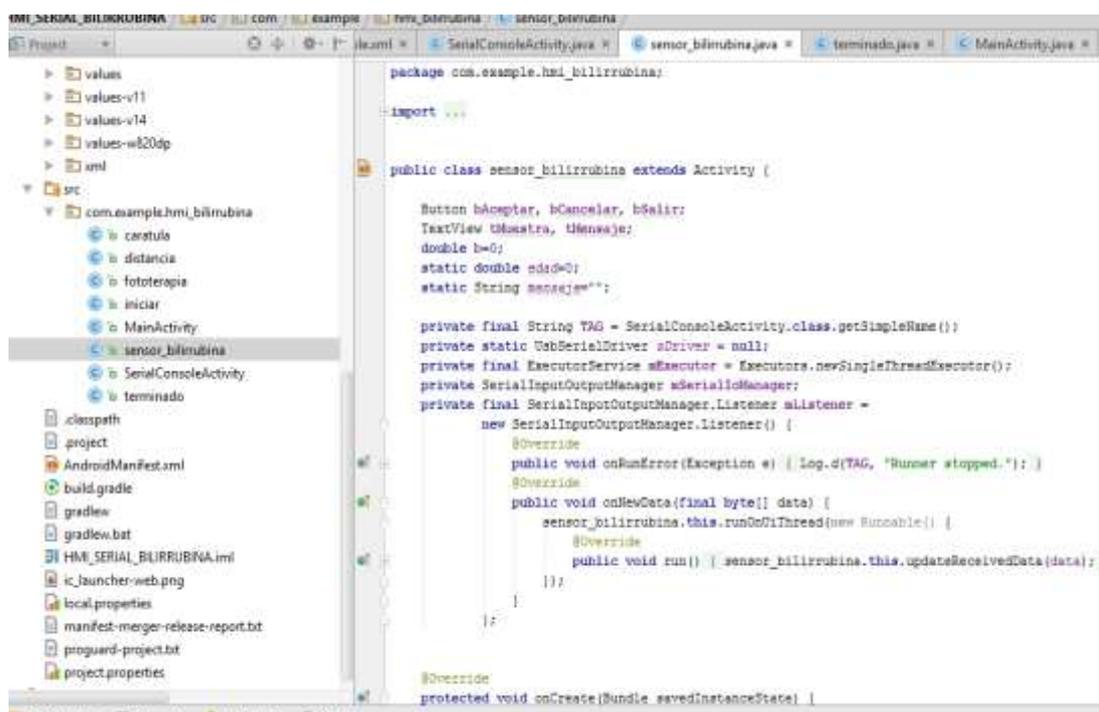
Para evaluar los cambios de concentración de bilirrubina se requiere tomar el dato del sensor establecido para la medición de bilirrubina. Este proporciona un dato que se mostrará en la pantalla con un espacio de dos segundos entre cada toma y muestra en pantalla de los valores.

3.5.8.2. *Requerimientos del subproceso de la medición de bilirrubina*

- Botón de aceptar para cambiar a la siguiente pantalla
- Botón de regresar para volver a la pantalla anterior
- Botón de salida para cancelar el proceso
- Envío de señal desde sensor
- Recepción y muestra en pantalla

3.5.8.3. *Clase en Android del subproceso de la medición de bilirrubina*

La clase para la medición de la bilirrubina se denomina Sensor_bilirrubina, presenta los datos del sensor de bilirrubina y diagnóstico en pantalla. Los métodos empleados en esta clase cumplen las funciones similares a las mencionadas anteriormente.



```

package com.example.hmi_bilirrubina;

import ...

public class sensor_bilirrubina extends Activity {

    Button bAceptar, bCancelar, bSalir;
    TextView tMuestra, tMensaje;
    double b=0;
    static double mds=0;
    static String mensaje="";

    private final String TAG = SerialConsoleActivity.class.getSimpleName();
    private static WebSerialDriver mDriver = null;
    private final ExecutorService mExecutor = Executors.newSingleThreadExecutor();
    private SerialInputOutputManager mSerialManager;
    private final SerialInputOutputManager.Listener mListener =
        new SerialInputOutputManager.Listener() {
            @Override
            public void onRunError(Exception e) { Log.d(TAG, "Runner stopped."); }
            @Override
            public void onNewData(final byte[] data) {
                sensor_bilirrubina.this.runOnUiThread(new Runnable() {
                    @Override
                    public void run() { sensor_bilirrubina.this.updateReceivedData(data); }
                });
            }
        };

    @Override
    protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {

```

Figura 75. Clase sensor bilirrubina

En la Figura 75 se presenta la ventana de programación de la clase Sensor de bilirrubina, el diseño de la página para esta clase, es decir, la ventana de layout se muestra en la Figura 76.



Figura 76. Layout sensor bilirrubina

3.5.8.4. *Flujograma del subproceso de la medición de bilirrubina*

El subproceso de la medición de la bilirrubina se describe en el flujograma de la Figura 77, se presenta la interacción con el usuario, la interfaz en Android y el programa desarrollado en Arduino.

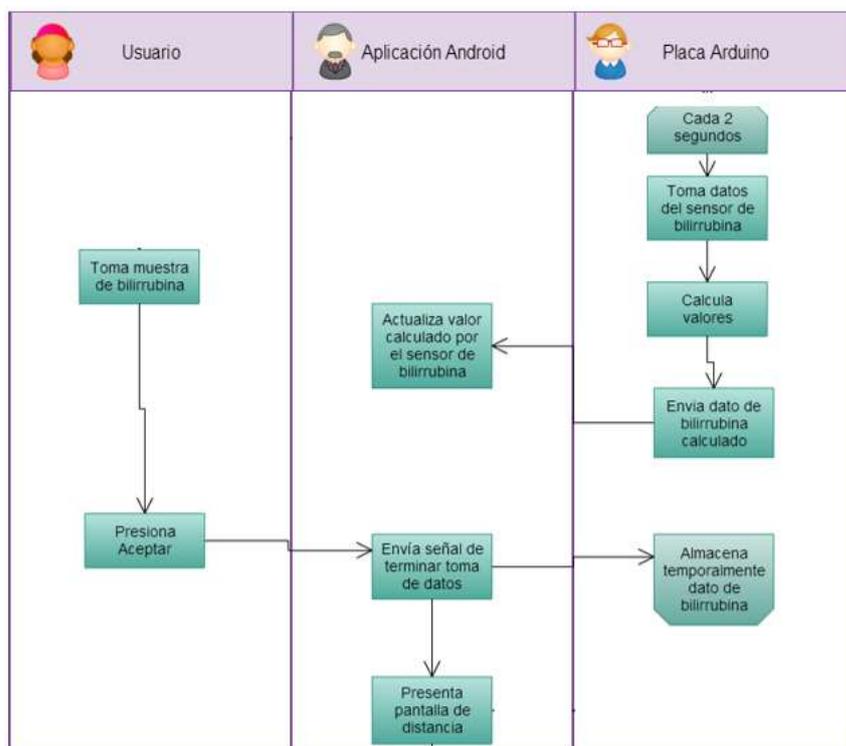


Figura 77. Flujograma toma de muestra inicial de bilirrubina

3.5.9. Distancia al paciente

3.5.9.1. Descripción del subproceso distancia al paciente

Muestra la distancia entre la lámpara y el paciente. Y permite desplazar verticalmente la lámpara, accionando el actuador lineal.

3.5.9.2. Requerimientos del subproceso distancia al paciente

- Permitir al usuario una cómoda manipulación para el desplazamiento vertical de la lámpara.
- Permitir que el usuario pueda interrumpir su tarea en el momento que lo desee.
- Permitir retornar a la ventana anterior, Ventana de muestra inicial de bilirrubina.
- Permitir deshacer las acciones.
- Permitir una fácil salida del proceso.
- Ejecutar una acción tras la confirmación antes de salir de la ventana.

3.5.9.3. Clase en Android del subproceso distancia al paciente

La clase que muestra la distancia entre el paciente y la lámpara en pantalla se denomina Distancia. El diseño de la página para esta clase, es decir, la ventana de layout se muestra en la Figura 78.



Figura 78. Layout distancia

En la Figura 79 se presenta la ventana de programación de la clase Distancia.

```

public class Distancia extends Activity {
    Button bAceptar, bCancelar, bSalir, bSubir, bBajar;
    TextView tDistancia;

    private final String TAG = SerialConsoleActivity.class.getSimpleName();
    private static UsbSerialDriver sDriver = null;
    private final ExecutorService mExecutor = Executors.newSingleThreadExecutor();
    private SerialInputOutputManager mSerialIoManager;
    private final SerialInputOutputManager.Listener mListener =
        new SerialInputOutputManager.Listener() {
            @Override
            public void onRunError(Exception e) { Log.d(TAG, "Runner stopped."); }
            @Override
            public void onNewData(final byte[] data) {
                distancia.this.runOnUiThread(new Runnable() {
                    @Override
                    public void run() { distancia.this.updateReceivedData(data); }
                });
            }
        };

    @Override
    protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
        super.onCreate(savedInstanceState);
        setContentView(R.layout.activity_distancia);

        bAceptar = (Button) findViewById(R.id.button3);
        bCancelar = (Button) findViewById(R.id.button);
        bSalir = (Button) findViewById(R.id.button7);
        bSubir = (Button) findViewById(R.id.button10);
        bBajar = (Button) findViewById(R.id.button11);
    }
}

```

Figura 79. Clase distancia

3.5.9.4. *Flujograma del subproceso distancia al paciente*

El subproceso que muestra la distancia entre el paciente y la lámpara, se describe en el flujograma de la Figura 80, se presenta la interacción con el usuario, la interfaz en Android y el programa desarrollado en Arduino.

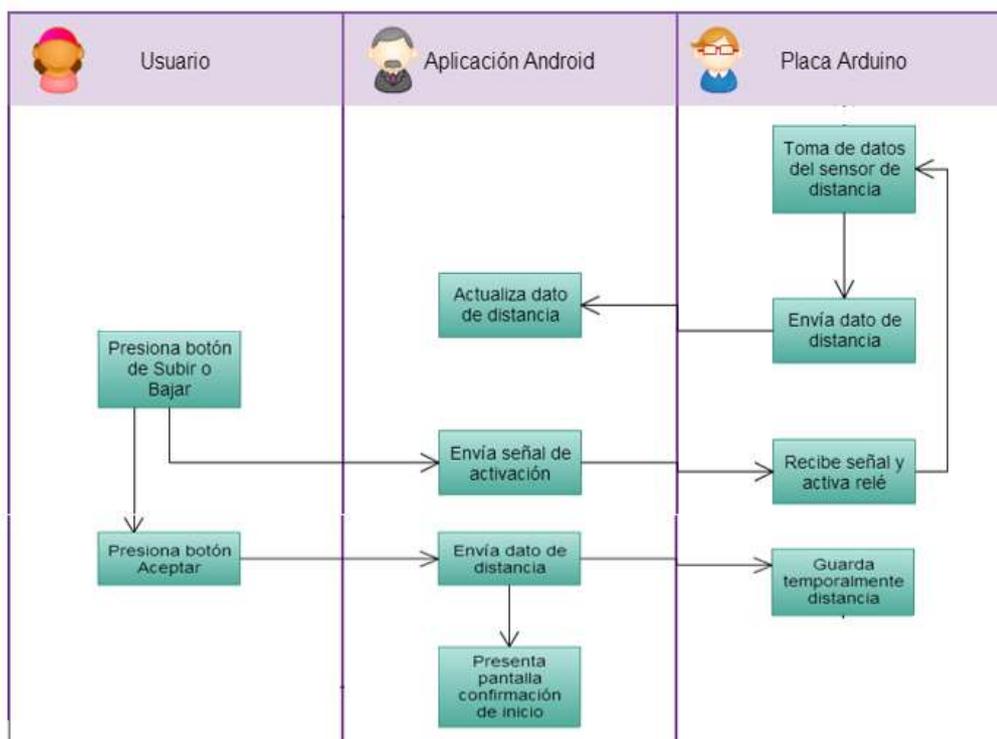


Figura 80. Flujograma del desplazamiento de la lámpara

Detección de posición.- El sensor de proximidad ultrasónico detecta la distancia en centímetros, entre la lámpara y el paciente, el valor se presenta en la ventana de Distancia al paciente.

El desplazamiento subir y bajar.- se realiza mediante dos botones ubicados en la pantalla, para esto se envía una señal desde la placa Arduino Mega 2560 al relé correspondiente que permite la rotación horaria del motor (subir), de manera similar para descender.

La posición final de la lámpara la determina el usuario, para esto se ha de considerar si se encuentra en un bacinete pediátrico o termocuna; en el primer caso será a unos 30 cm en relación con la piel del recién nacido; y si se emplea una

termocuna la altura entre la lámpara y la parte superior debe asegurarse que exista una ventilación entre ambos, al menos 3 cm.

3.5.10. Fototerapia

3.5.10.1. Descripción del subproceso de fototerapia

En el proceso de fototerapia se activa la lámpara para el tratamiento, y se mide el tiempo que deben permanecer encendidas las luces. El personal médico puede interrumpir la fototerapia en el momento que lo desee, para la alimentación del recién nacido y el contacto con su madre.

La valoración y control de la bilirrubinosis bajo fototerapia se sugiere cada 12 horas a través de una alarma audible.

3.5.10.2. Requerimientos del subproceso de fototerapia

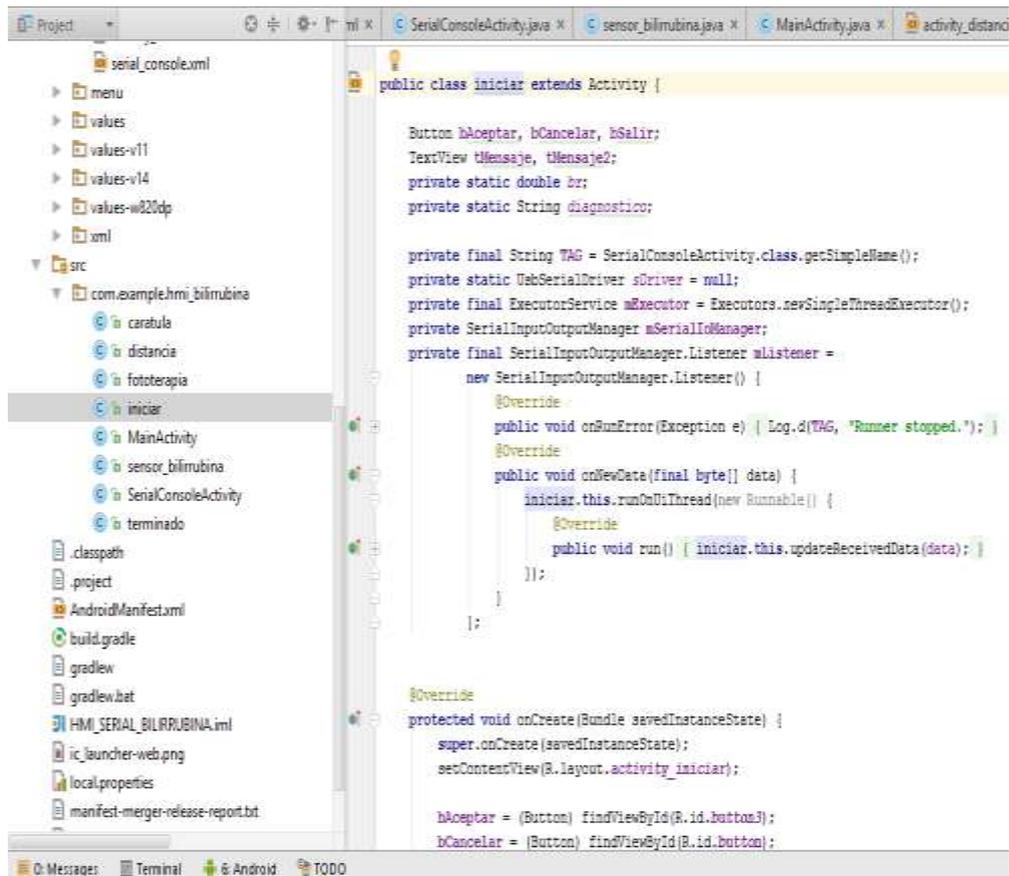
- Permitir que el usuario pueda interrumpir su tarea en el momento que lo desee y logre continuarla más tarde.
- Permitir retornar a la ventana anterior, Ventana Distancia al paciente.
- Permitir una fácil salida del proceso.
- Ejecutar la finalización del tratamiento tras la confirmación antes de salir de la ventana.
- Alarma audible para valoración y control de bilirrubina cada 12 horas.

3.5.10.3. Clases en Android del subproceso de fototerapia

El subproceso de fototerapia se desarrolla mediante dos clases: Iniciar y Fototerapia.

3.5.10.3.1. Clase Iniciar

Permite al usuario confirmar el inicio del tratamiento. En la Figura 81 se presenta la ventana de programación de la clase Iniciar.



```

public class iniciar extends Activity {

    Button bAceptar, bCancelar, bSalir;
    TextView tMensaje, tMensaje2;
    private static double br;
    private static String diagnostico;

    private final String TAG = SerialConsoleActivity.class.getSimpleName();
    private static UsbSerialDriver sDriver = null;
    private final ExecutorService mExecutor = Executors.newSingleThreadExecutor();
    private SerialInputOutputManager mSerialIoManager;
    private final SerialInputOutputManager.Listener mListener =
        new SerialInputOutputManager.Listener() {

            @Override
            public void onRunError(Exception e) { Log.d(TAG, "Runner stopped."); }

            @Override
            public void onNewData(final byte[] data) {
                iniciar.this.runOnUiThread(new Runnable() {

                    @Override
                    public void run() { iniciar.this.updateReceivedData(data); }

                });
            }

        };

    @Override
    protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
        super.onCreate(savedInstanceState);
        setContentView(R.layout.activity_iniciar);

        bAceptar = (Button) findViewById(R.id.button3);
        bCancelar = (Button) findViewById(R.id.button);
    }
}

```

Figura 81. Clase iniciar

El diseño de la página para esta clase, es decir, la ventana de layout se muestra en la Figura 82.



Figura 82. Layout de la clase Iniciar

3.5.10.3.2. Clase Fototerapia

Presenta el nivel de luz, hora de inicio de la fototerapia, duración total del tratamiento y el tiempo que el paciente ha estado en fototerapia.

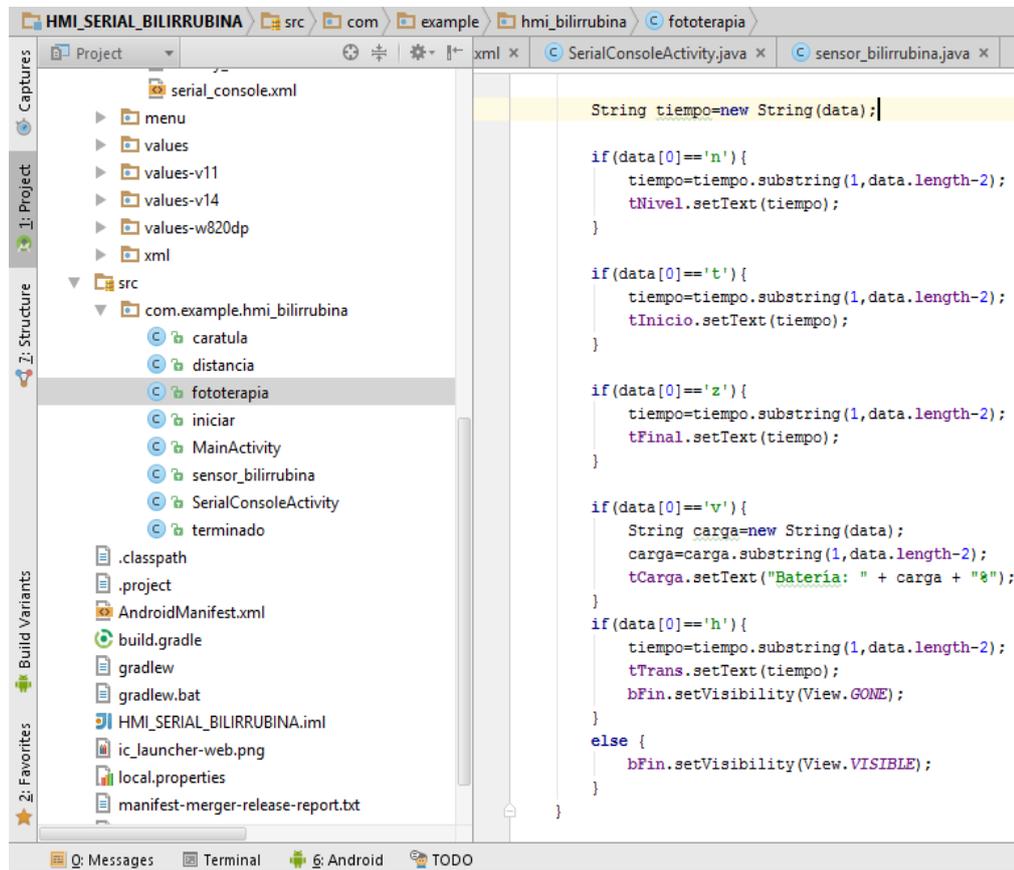


Figura 83. Clase fototerapia

En la Figura 83 se presenta la ventana de programación de la clase Fototerapia, el diseño de la página para esta clase, es decir, la ventana de layout se muestra en la Figura 84.



Figura 84. Layout fototerapia

3.5.10.4. *Flujograma del subproceso de fototerapia*

El subproceso que permite iniciar la fototerapia, se describe en el flujograma de la Figura 85, se presenta la interacción con el usuario, la interfaz en Android y el programa desarrollado en Arduino.

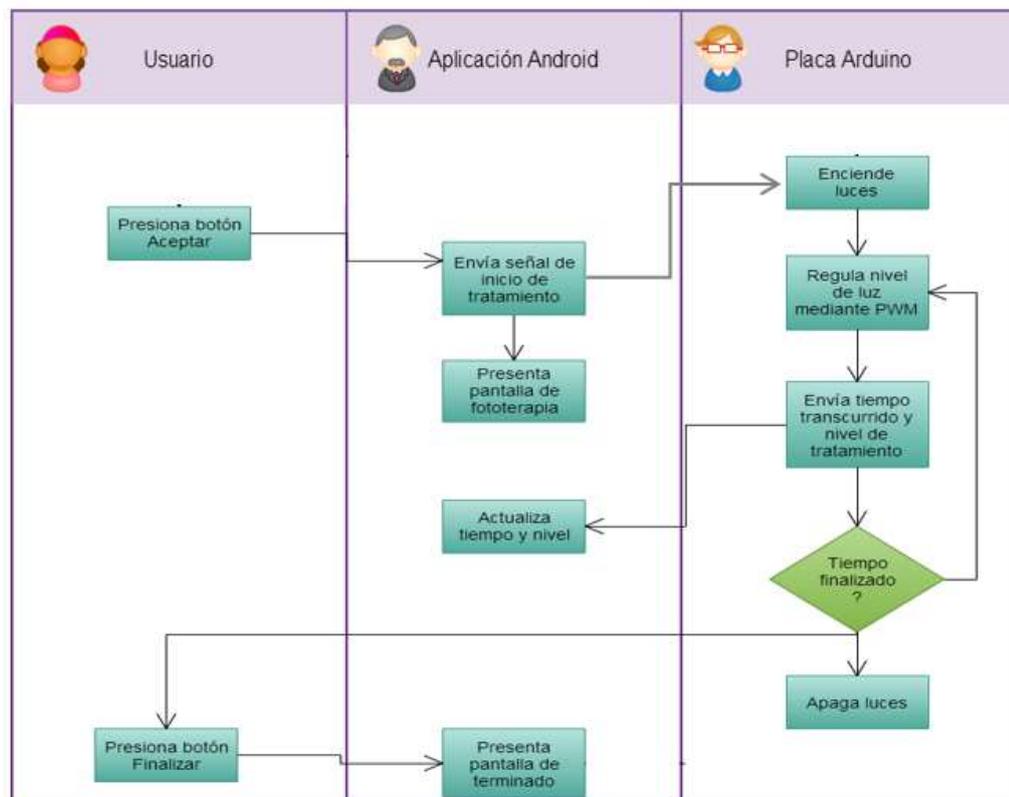


Figura 85. Flujograma de la fototerapia

3.5.11. Medición final de bilirrubina

3.5.11.1. Descripción del subproceso medición final de bilirrubina

Al finalizar el tratamiento de fototerapia se muestra una pantalla para la toma final de la muestra con el sensor de bilirrubina este proporcionará el dato final al acercar el sensor al paciente, datos que servirán para evaluar la existencia de cambios en la concentración de bilirrubina en la sangre del paciente. Finalmente se confirma los datos y se termina el programa, regresando a la pantalla principal para la selección de un nuevo tratamiento si se desea.

3.5.11.2. Requerimientos del subproceso medición final de bilirrubina

- Botón de salida para cancelar el proceso
- Envío de señal desde sensor
- Recepción y muestra en pantalla
- Confirmación del fin del programa

3.5.11.3. Clase del subproceso medición final de bilirrubina

En esta clase se realiza la medición de bilirrubina después del tratamiento de fototerapia, y se finalizan las actividades del sistema. El diseño de la página para esta clase, es decir, la ventana de layout se muestra en la Figura 86.



Figura 86. Layout terminado

En la Figura 87Figura 71 se presenta la ventana de programación de la clase Terminado.

```

if((mgdl>=9.0) && (mgdl<10.0)) [mensaje="Sano. Tipo piel 1*"];
else if((mgdl==10.0) && (mgdl<20.0)) [mensaje="Sano. Tipo piel 2*"];
else if((mgdl==20.0) && (mgdl<30.0)) [mensaje="Sano. Tipo piel 3*"];
else if((mgdl==30.0) && (mgdl<70.0)) [mensaje="Hiperbilirrubinemia*"];
else [mensaje="Valores incorrectos*"];
}

else if(edad=24 && edad<28) {
if((mgdl>=0.0) && (mgdl<7.0)) [mensaje="Sano*"];
else if((mgdl==7.0) && (mgdl<35.0)) [mensaje="Hiperbilirrubinemia*"];
else [mensaje="Valores incorrectos*"];
}

else if(edad=28 && edad<32) {
if((mgdl>=0.0) && (mgdl<7.8)) [mensaje="Sano*"];
else if((mgdl==7.8) && (mgdl<35.0)) [mensaje="Hiperbilirrubinemia*"];
else [mensaje="Valores incorrectos*"];
}

else if(edad=32 && edad<36) {
if((mgdl>=0.0) && (mgdl<9.0)) [mensaje="Sano*"];
else if((mgdl==9.0) && (mgdl<35.0)) [mensaje="Hiperbilirrubinemia*"];
else [mensaje="Valores incorrectos*"];
}

else if(edad=36 && edad<40) {
if((mgdl>=0.0) && (mgdl<9.0)) [mensaje="Sano*"];
else if((mgdl==9.0) && (mgdl<35.0)) [mensaje="Hiperbilirrubinemia*"];
else [mensaje="Valores incorrectos*"];
}

else if(edad=40 && edad<44) {
if((mgdl>=0.0) && (mgdl<10.0)) [mensaje="Sano*"];
else if((mgdl==10.0) && (mgdl<35.0)) [mensaje="Hiperbilirrubinemia*"];
else [mensaje="Valores incorrectos*"];
}

else if(edad=44 && edad<48) {

```

Figura 87. Clase terminado

3.5.11.4. *Flujograma del subproceso medición final de bilirrubina*

El subproceso que permite la medición final de la bilirrubina y finalizar el proceso de fototerapia, se describe en el flujograma de la Figura 88, se presenta la interacción con el usuario, la interfaz en Android y el programa desarrollado en Arduino.

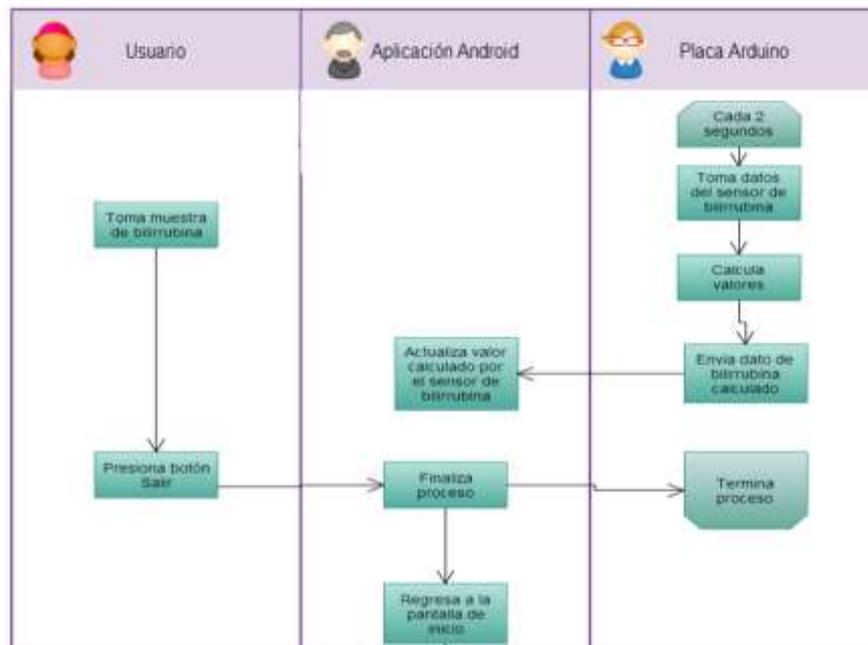


Figura 88. Flujograma toma de muestra final de bilirubina

CAPITULO 4

CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN

4.1. Construcción y ensamble del equipo

4.1.1. Construcción de la lámpara

La carcasa en chapa metálica se elaboró mediante procesos de corte, doblado de la forma, soldadura con arco manual con electrodo revestido, y pulido para eliminación de escoria. La cabeza y alojamiento de la rótula se elaboró mediante un proceso de torneado hasta obtener la forma de semi esfera. En el acople adicional se cortó y desbastó a medida, además, se realizaron perforaciones y roscado interno para el tornillo de sujeción y tornillo prisionero. Las formas, dimensiones, tipo de material de las piezas están detallados en los planos correspondientes.



Figura 89. Carcasa y rótula de la lámpara

Se une de forma permanente mediante soldadura la carcasa al alojamiento de la rótula mediante soldadura y la cabeza de la rótula al acople (véase Figura 89), a su vez se fijan estos dos conjuntos mediante un tornillo y tuerca (véase Figura 90).



Figura 90. Acople para el movimiento de la carcasa

El acople cilíndrico permite el ensamble de la lámpara con el pedestal mediante un tornillo prisionero.



Figura 91. Conexiones eléctricas de la lámpara



Figura 92. Perforaciones de ventilación en la carcasa

Finalmente se colocan las luces led y el sensor de ultrasónico en el interior de la carcasa (véase Figura 93).



Figura 93. Montaje de luces led y sensor ultrasónico en la carcasa de la lámpara

4.1.2. Construcción del mecanismo de elevación y actuador lineal eléctrico

Los diámetros de los tubos de la columna de altura ajustable y de soporte fueron modificados para ser acoplados al actuador. La columna de soporte integra el actuador lineal con el tornillo sin fin. La columna de altura ajustable fue centrada en el eje del actuador para evitar pandeo o roturas mediante un acople (véase Figura 94).

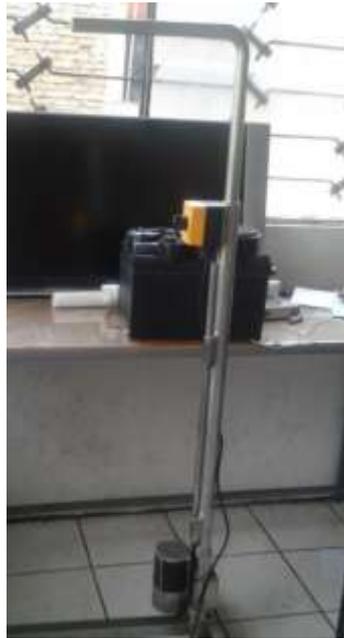


Figura 94. Mecanismo de elevación

El actuador cuenta con dos fines de carrera y el mecanismo a mover posee dos topes mecánicos que son pisados cuando llega al extremo superior o inferior, de esta forma el mecanismo llega al lugar requerido y el actuador queda detenido porque pisó su fin de carrera (véase Figura 94).



Figura 95. Montaje del actuador en la estructura

Los soportes donde va fijado el tornillo del actuador están alineados, para evitar que cuando el actuador empiece a extender pueda girar libremente. Se comprobó que los acoples de los extremos del actuador estén paralelos para evitar pandeo en el tornillo. Como se muestra en la Figura 95 el soporte donde se fija el actuador tiene suficiente rigidez para soportar el torque de arranque y parada del mismo.

4.1.3. Construcción del soporte

El soporte lo conforman tres tubos cuadrados unidos mediante soldadura, el tubo de apoyo del pedestal cuenta con un tubo redondo y una placa con dos perforaciones para la fijación del actuador y mecanismo de elevación. Tiene cuatro ruedas con freno de 10cm de diámetro, sujetas con pernos a las placas de los extremos del soporte (véase Figura 96).



Figura 96. Soporte de la estructura

4.1.4. Diseño de la PCB para la unidad de control y alimentación

4.1.4.1. Descripción de la PCB para la unidad de control y alimentación

Es una placa de circuito impreso de una sola capa (bottom copper) con etiquetas de elementos (top silk) sobre la baquelita. Integra el circuito de control de la lámpara y actuador, fuente de alimentación, conexión de los sensores, y la placa Arduino Mega 2560.

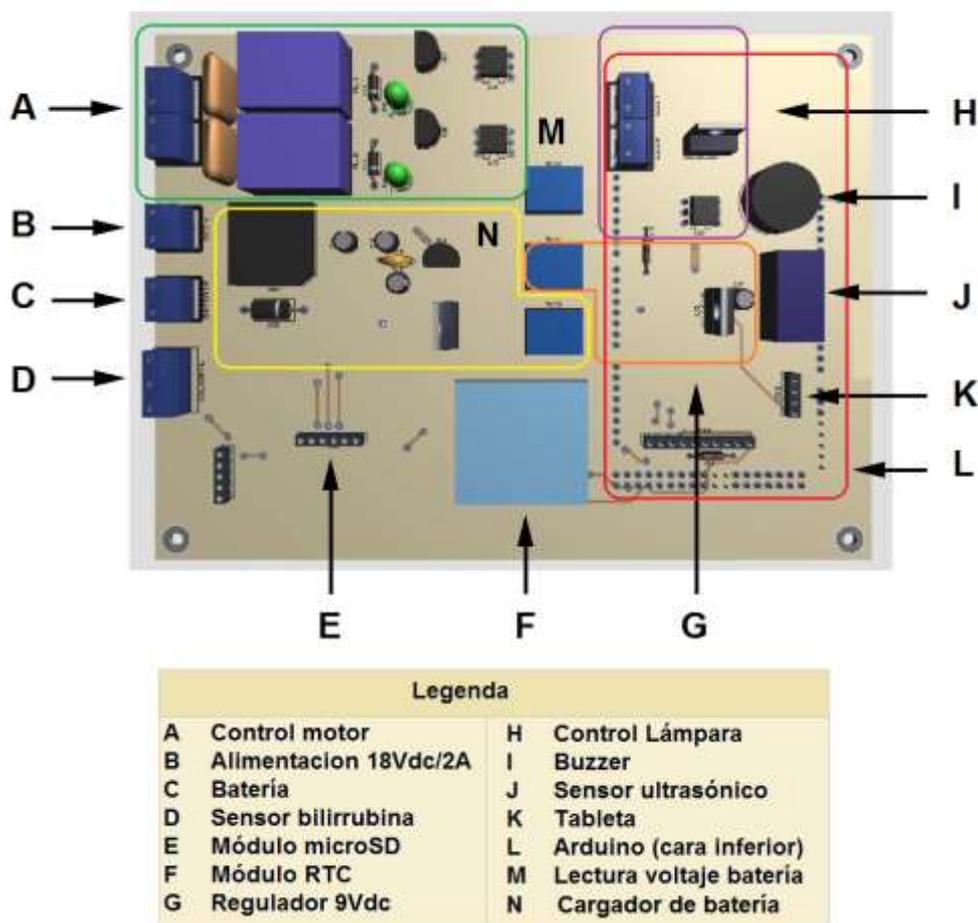


Figura 97. Distribución de módulos en la PCB

4.1.4.2. *Requerimientos de la PCB para la unidad de control y alimentación*

- Diseño de la PCB de acuerdo a la norma IPC-2221 (tamaño, posicionamiento de elementos, ancho de pista).
- Agujeros de montaje.
- Plano de tierra.
- Borneras o conectores para conexiones de entrada y de salida.

4.1.4.3. *Diseño de la PCB para la unidad de control y alimentación*

De acuerdo a la cantidad de componentes que integran el circuito se elige una placa estandarizada tipo D2 (240 mmx170 mm) según la norma IPC-2221. El material para la placa es FR-4 con espesor de $\frac{1}{2}$ onza/ft², la temperatura máxima de operación segura del material está entre 135 °C a 140 °C.

Para el cálculo del ancho de pista se considera la corriente de alimentación de voltaje (VCC-GND), corriente de los contactos de los relés, y corrientes de salida del circuito para luces, y una temperatura máxima permisible de 45 °C. Usando las gráficas de la Figura 6-4 de la norma IPC-2221 se tiene una sección transversal del conductor de 20 mils para 1.5 A y 50 mils para 3 A, por consiguiente, el ancho del conductor para pistas de control será de 0.030 in y para pistas de alimentación de voltaje 0.080 in.

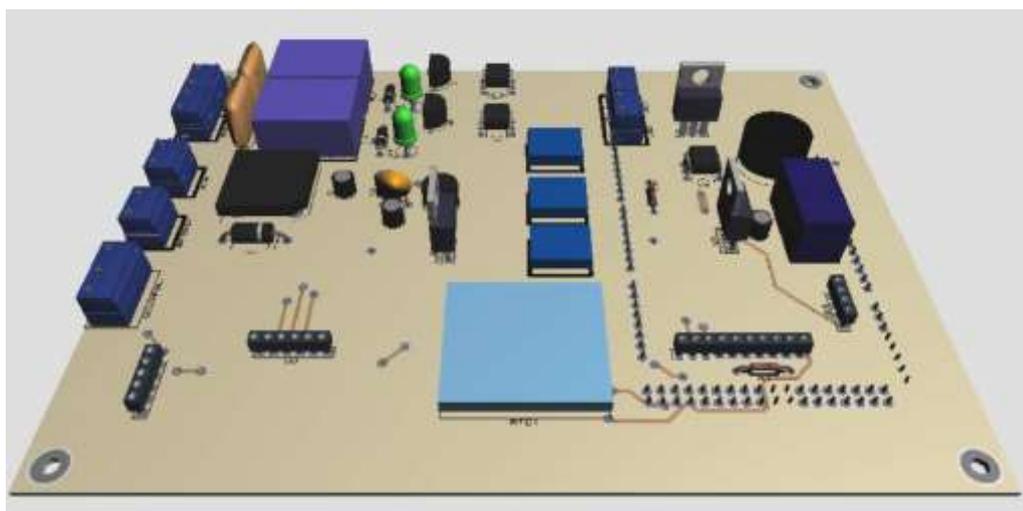


Figura 98. Modelo 3d de la PCB de la unidad de control y alimentación

La distribución de elementos se justifica en la función de cada elemento, control, alimentación, acoplamiento, potencia, entre otros; de tal manera que las pistas de unión sean lo más cortas posibles (véase Figura 97). Además, se colocan agujeros de soporte a 5 mm del borde de la PCB para su sujeción. Los diagramas de la PCB se presentan a detalle en el Apéndice D.

4.1.4.4. Creación del circuito impreso de la unidad de control y alimentación

Primero se imprime el circuito completo de la manera que se impregnará en la placa de circuito impreso. Se recorta tanto de la parte frontal como de la parte posterior.

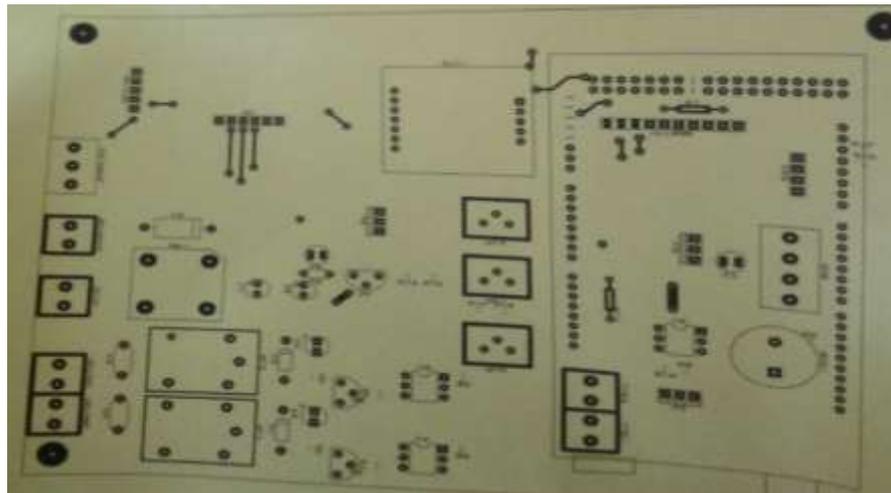


Figura 99. Placa del circuito impreso

Posteriormente se pule ligeramente y limpia la placa para proceder a impregnar el circuito impreso sobre la placa mediante calor para lo que se emplea una plancha.

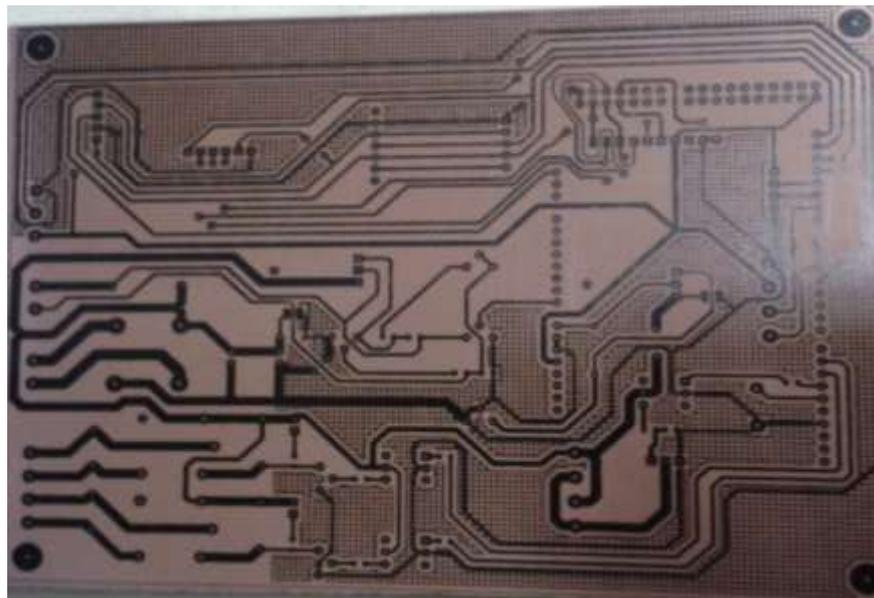


Figura 100. Placa circuito impreso

Se procede a diagramar las pistas sobre la placa base mediante un proceso químico. Este consiste en sacar el cobre de la placa excepto en las zonas diagramadas con ácido clorhídrico. Se retira del ácido y se procede a limpiar la placa con agua y comprobar que todas las pistas se hayan impregnado correctamente.

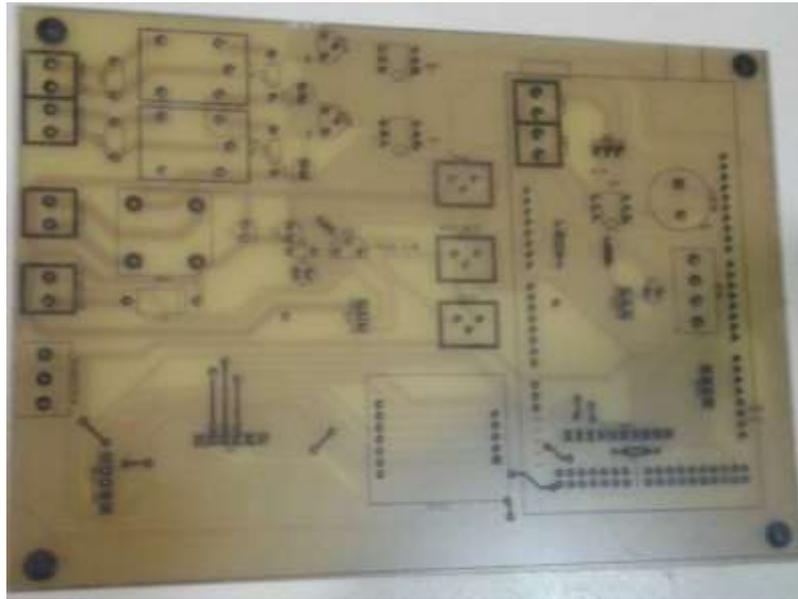


Figura 101. Placa de circuito impreso vista superior

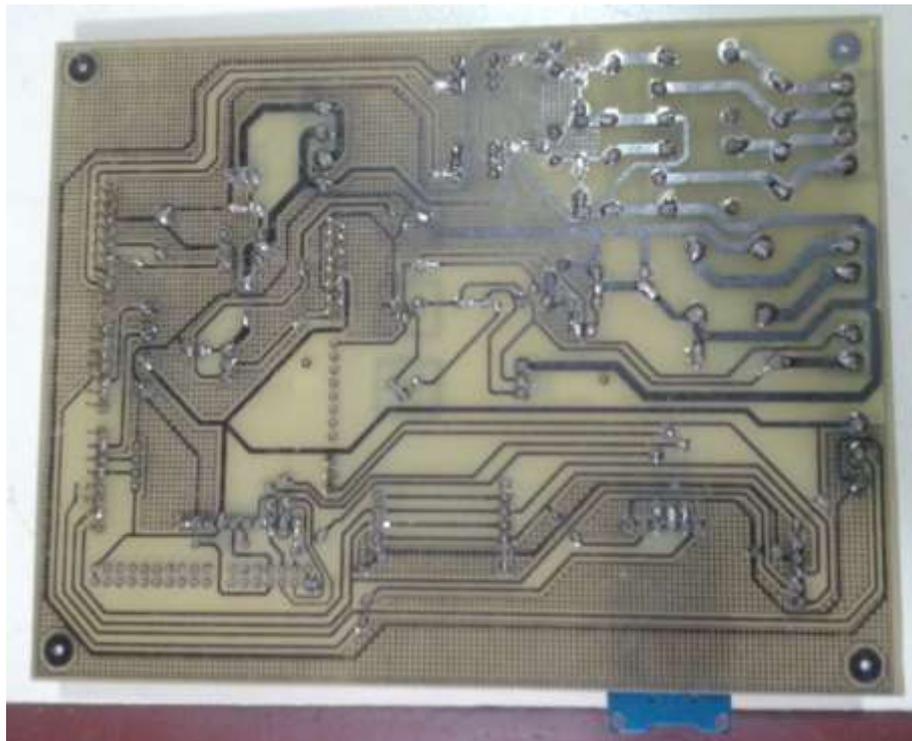


Figura 102. Cara inferior de la PCB de la unidad de control y alimentación

Finalmente se procede a perforar y montar los componentes electrónicos sobre la placa dejándola lista para su montaje en la caja de los elementos de control.

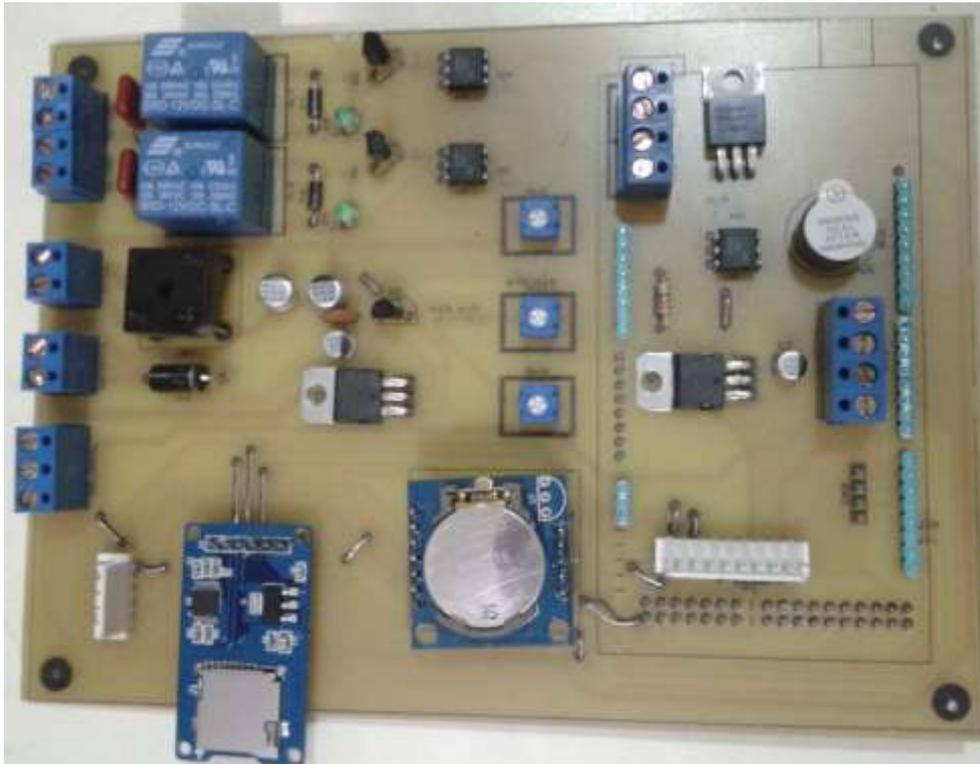


Figura 103. Cara superior de la PCB de la unidad de control y alimentación

Además se monta la placa de Arduino sobre la placa para la conexión y comunicación con la interfaz del usuario.

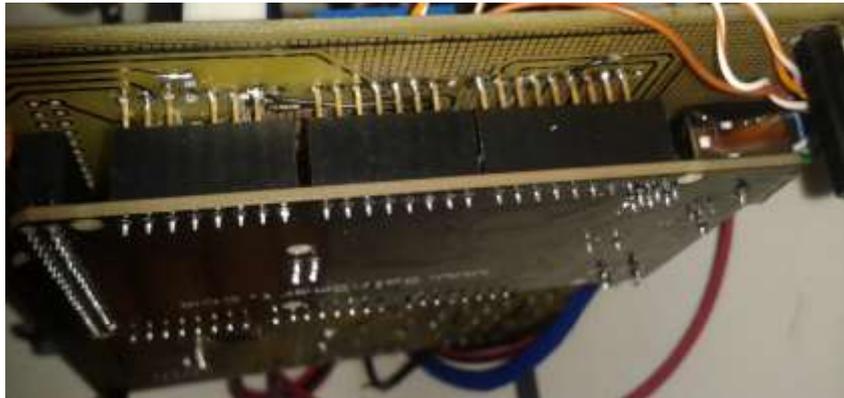


Figura 104. Arduino montado en PCB

4.1.5. Montaje de placas electrónicas y pantalla táctil

Al término de la construcción y ensamble de la estructura se realiza el montaje de la caja de control que contendrá la placa Arduino Mega 2560, el circuito impreso PCB diseñada (alimentación, control de motor, control lámpara, tarjeta micro SD), como se muestra en la Figura 105.



Figura 105. Montaje en la caja del circuito

Para facilitar el manejo del equipo al usuario se coloca un interruptor de energización en el costado derecho de la caja de control; y al izquierdo los conectores para el sensor de bilirrubina y la manta (véase Figura 106).



Figura 106. Interruptor On/Off y conectores para accesorios

La caja de control se fija con dos pernos a una placa metálica soldada a la columna de soporte del pedestal. La pantalla se ubica con una inclinación de 45°, esta permite al operario una mejor visualización de la pantalla. Los cables de conexión de las luces de la lámpara, batería y motor sobresalen de la misma (véase Figura 106).

La batería y el actuador lineal están alojados en una caja metálica, delimita físicamente el acceso del personal médico a la conexión de la batería (véase Figura 107).



Figura 107. Equipo de fototerapia

4.2. Manual de operación

Véase Apéndice E

CAPITULO 5

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

5.1. Introducción

La validación del funcionamiento del prototipo del equipo de fototerapia para tratamiento de bilirrubinemia se desarrolla mediante tres escenarios de las pruebas de funcionalidad; a través de las cuales se corrobora la efectividad del tratamiento en recién nacidos a término sanos sin factores de riesgo, de acuerdo al descenso esperable de la cifra inicial de bilirrubina en las primeras 24 horas de exposición; y la fiabilidad de la medición de bilirrubina transcutánea al comparar los resultados con los obtenidos en una prueba sanguínea.

5.2. Definición de los escenarios de la prueba

Los escenarios de las pruebas buscan verificar el funcionamiento de cada uno de los tipos de fototerapia y modos del sistema, evaluando los resultados esperados al término del tratamiento. Están basados en la condición de riesgo en la que se encuentra el recién nacido en relación de los valores de bilirrubina con las horas de vida: zonas de riesgo bajo, intermedio y alto (véase Figura 108).

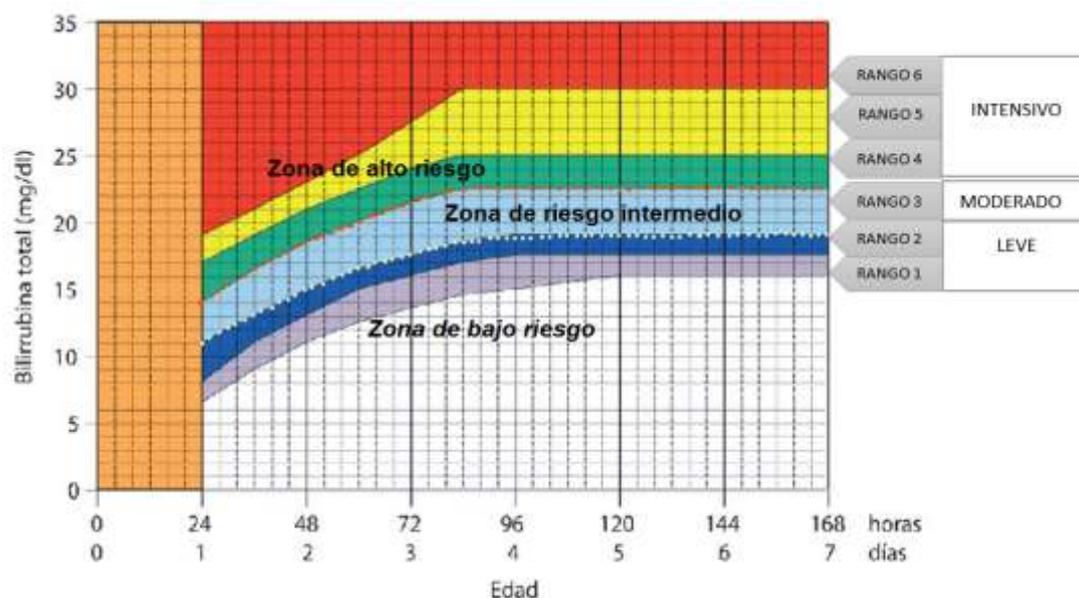


Figura 108. Zonas de riesgo para escenarios de las pruebas

Sujetos.- se incluyó a seis neonatos a término sano sin factores de riesgo, nacidos con una edad gestacional ≥ 38 semanas.

Medición de la bilirrubina transcutánea.- la medición fue realizada con el sensor de bilirrubina. Todas las mediciones se realizaron con el mismo dispositivo. En cada paciente se tomaron 3 mediciones.

Medición de la bilirrubina sanguínea.- la medición se realizó en una muestra de 1 ml de sangre venosa. Estos valores se utilizaron para estimar la exactitud de la medición transcutánea.

Control de seguimiento del recién nacido.- las determinaciones de bilirrubina sanguínea y transcutánea se realizaron durante el primer día de valoración. En pacientes que necesitaron fototerapia se realizó una medición final a las 24 horas de iniciado la fototerapia.

5.2.1. Descripción del Primer escenario

El primer escenario corresponde a la medición de la bilirrubina transcutánea con el sensor propuesto. En este escenario se comprueba la fiabilidad de la medición. En la Figura 109 se muestra la estructura del Primer escenario.



Figura 109. Primer escenario de prueba

El usuario ingresa los datos del paciente por medio de la tableta. La aplicación realiza el cálculo de la intensidad de luz y duración del tratamiento. El usuario realiza la medición de bilirrubina con el medidor transcutáneo. Si el paciente recibe fototerapia, al finalizar el tratamiento se realiza una medición final para la evaluación del tratamiento.

5.2.2. Descripción del Segundo escenario

El segundo escenario corresponde a la zona de riesgo intermedio que comprende los pacientes que de acuerdo a su concentración de bilirrubina y edad requieren una fototerapia moderada, es decir, los recién nacidos que se ubican en el Rango 3 (véase Figura 108).

En este escenario se comprueba la efectividad de la fototerapia para el tratamiento de bilirrubinemia con una intensidad de luz moderada, irradiación de $15 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, a 30 cm del paciente. En la Figura 110 se muestra la estructura del Segundo escenario.

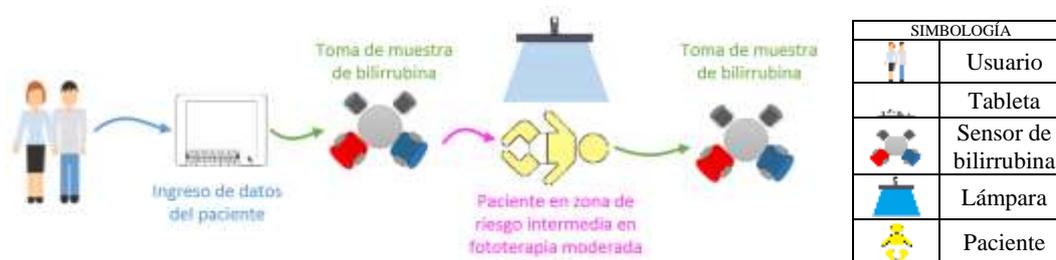


Figura 110. Segundo escenario de prueba

El usuario ingresa los datos del paciente por medio de la tableta. La aplicación realiza el cálculo de la intensidad de luz y duración del tratamiento. De acuerdo al diagnóstico se inicia la fototerapia. Se registra la hora de inicio del tratamiento. La valoración de las bilirrubinas se realiza cada 24 horas. Si el descenso de la concentración es el esperado se finaliza la fototerapia.

5.2.3. Descripción del Tercer escenario

El tercer escenario corresponde a la zona de alto riesgo que comprende los pacientes que de acuerdo a su concentración de bilirrubina y edad requieren una fototerapia intensiva, es decir, los recién nacidos que se ubican en los Rangos 4, 5 y 6 (véase Figura 108).

En este escenario se comprueba la efectividad del equipo para el tratamiento de hiperbilirrubinemia con una intensidad de luz alta, irradiación de $30 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, a 30 cm del paciente. En la Figura 111 se muestra la estructura del Tercer escenario.

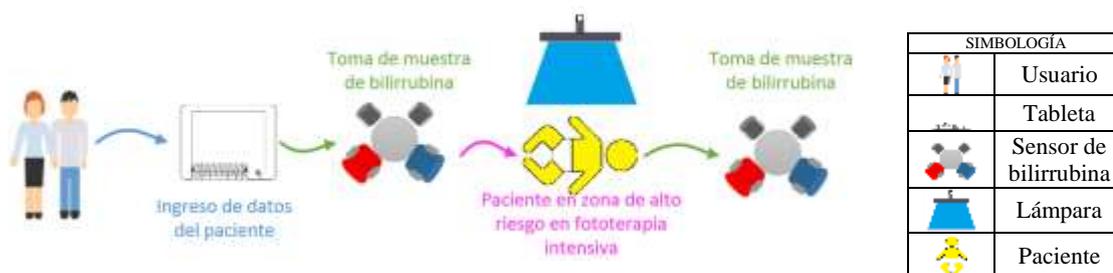


Figura 111. Tercer escenario de prueba

El usuario ingresa los datos del paciente por medio de la tableta. La aplicación realiza el cálculo de la intensidad de luz y duración del tratamiento. De acuerdo al diagnóstico se inicia la fototerapia. Se registra la hora de inicio del tratamiento. La valoración de las bilirrubinas se realiza cada 4 a 6 horas si está en el Rango 4, cada 3 horas para el Rango 5, y cuando se ubica en el Rango 6, el paciente recibe fototerapia mientras se prepara para la exanguinotransfusión, de modo que su paso es breve. Si el descenso de la concentración es el esperado se finaliza la fototerapia.

5.3. Realización de las pruebas

5.3.1. Realización de pruebas en el Primer escenario

El protocolo empleado para desarrollar la prueba se describe a continuación:

- *Sujetos.*- se incluyó a cuatro neonatos a término sano sin factores de riesgo, nacidos con una edad gestacional ≥ 38 semanas.
- *Medición de la bilirrubina transcutánea.*- la medición fue realizada con el sensor de bilirrubina. Todas las mediciones se realizaron con el mismo dispositivo. En cada paciente se tomaron 3 mediciones.
- *Medición de la bilirrubina sanguínea.*- la medición se realizó en una muestra de 1 ml de sangre venosa. Estos valores se utilizaron para estimar la exactitud de la medición transcutánea.
- *Control de seguimiento del recién nacido.*- las determinaciones de bilirrubina sanguínea y transcutánea se realizaron durante el primer día de valoración. En pacientes que necesitaron fototerapia se realizó una medición final a las 24 horas de iniciado la fototerapia.

Los resultados obtenidos en el primer escenario se presentan en la Tabla 24.

Tabla 24
Resultados del Primer escenario de prueba

Paciente	Edad Gestacional (semanas)	Edad del recién nacido (horas)	Concentración de bilirrubina transcutánea (mg/dl)			
			Medición	Medición	Medición	Media
			1	2	3	
1	39	124	13	14	13	13.33
2	40	76	11	11	9	10.33
3	40	48	14	14	13	13.67
		76	10	11	11	10.67
4	38	24	14	13	15	14.00
		53	8	9	8	8.33

5.3.2. Realización de pruebas en el Segundo escenario

La prueba se realizó con un paciente que de acuerdo a su concentración de bilirrubina y edad requieren una fototerapia moderada. El protocolo empleado para desarrollar la prueba se describe a continuación:

- *Sujeto.*- se incluyó al Paciente 3 con una edad gestacional de 40 semanas, un valor de bilirrubina de 15.57 mg/dl a las 48 horas de su nacimiento.
- *Medición de bilirrubina sérica y transcutánea.*- previo al inicio de la fototerapia y al finalizar.
- *Ubicación de la lámpara a 30 cm del paciente.*- previo al inicio de la fototerapia
- *Control de seguimiento del recién nacido.*- inicio de la fototerapia a las 9:00 horas. El programa establece una intensidad de luz moderada durante 72 horas. Valoración a las 24 horas de tratamiento.

Los resultados obtenidos en el segundo escenario se presentan en la Tabla 25.

Tabla 25
Resultados del Segundo escenario de pruebas

Paciente 3			
Edad del recién nacido (horas)	Fototerapia moderada (horas)	Concentración de bilirrubina sanguínea (mg/dl)	Descenso de bilirrubina sanguínea (mg/dl)
48	0	15.57	-
76	24	12.75	2.82

5.3.3. Realización de pruebas en el Tercer escenario

Las pruebas se realizaron con un paciente que de acuerdo a su concentración de bilirrubina y edad requiere una fototerapia intensiva. El protocolo empleado para desarrollar la prueba se describe a continuación:

- *Sujeto.*- se incluyó al Paciente 4 con una edad gestacional de 38 semanas, un valor de bilirrubina de 16.24 mg/dl a las 24 horas de su nacimiento.
- *Medición de bilirrubina sérica y transcutánea.*- previo al inicio de la fototerapia y al finalizar.
- *Ubicación de la lámpara a 30 cm del paciente.*- previo al inicio de la fototerapia.
- *Control de seguimiento del recién nacido.*- inicio de la fototerapia a las 11:30 horas. El programa establece una intensidad de luz intensiva durante 120 horas. Valoración a las 4 a 8 horas del tratamiento y a las 24 horas.

Los resultados obtenidos en el segundo escenario se presentan en la Tabla 26.

Tabla 26
Resultados del Tercer escenario de pruebas

Paciente 4			
Edad del recién nacido (horas)	Fototerapia intensiva (horas)	Concentración de bilirrubina sanguínea (mg/dl)	Descenso de bilirrubina sanguínea (mg/dl)
24	0	16.24	-
31	8	15.65	0.59
53	24	8.41	7.83

5.4. Análisis de los escenarios de pruebas

El análisis del tratamiento de fototerapia se realiza de acuerdo a al descenso esperable de la concentración de bilirrubina en recién nacidos a término sanos sin factores de riesgo expuestos según el tipo de fototerapia.

La fiabilidad del medidor de bilirrubina se determina a través de la comparación de los valores con otro método de medición.

5.4.1. Análisis del Primer escenario

La validez de la medición de la bilirrubina transcutánea se determinó a través de la comparación de sus resultados con los obtenidos mediante una prueba sanguínea. El estudio se realizó en 4 pacientes; en los Pacientes 3 y 4 se realizaron dos mediciones una al inicio de la fototerapia y otra a las 24 horas de tratamiento. En total se evaluaron 6 mediciones.

Estimación del error de la medida transcutánea

Se determinó la reproducibilidad del método de medición transcutáneo de bilirrubina, a través del Coeficiente de Correlación Intraclass (CCI) de las tres mediciones continuas realizadas a cada sujeto.

Para determinar el CCI se realizó un análisis de la varianza (ANOVA). En el que se estableció la variabilidad debida a las diferencias entre los sujetos (SCentre), la debida a la medición para cada sujeto entre observaciones o condiciones (SSobs) y la debida al error que conlleva la medición (SSres).

Tabla 27

Tabla ANOVA para las mediciones de bilirrubina transcutánea

Fuente de variación	Grados de libertad	Suma de cuadrados	Media cuadrática
Entre sujetos	5	78,278	15,656
Intrasujetos	Observador	0,333	0,167
	Residual	6,556	0,656
Total	17	85,167	5,010

Número de sujetos: 6
Número de observaciones por sujeto: 3

De acuerdo a los resultados de la tabla ANOVA, presentada en la Tabla 27, el CCI se puede calcular como:

$$CCI = \frac{kSC_{entre} - SS_{total}}{(k - 1)SS_{total}}$$

$$CCI = 0.879$$

El valor obtenido para el coeficiente CCI de 0.88, indica una buena reproducibilidad de los datos. Se puede decir que la variabilidad se debe fundamentalmente a las diferencias entre los sujetos, y no a las diferencias entre los métodos de medición. De acuerdo a la escala de Fleiss (véase Tabla 28), el CCI de 0.88 indica una reproducibilidad buena.

Tabla 28

Valoración de la concordancia según los valores del Coeficiente de Correlación Intraclase (CCI)

Valor del CCI	Fuerza de la concordancia
>0.90	Muy buena
0.71 a 0.90	Buena
0.51 a 0.70	Moderada
0.31 a 0.50	Mediocre
<0.30	Mala o nula

Fuente: Fleiss JL. The design and analysis of clinical experiments. New York: Wiley; 1986

Concordancia entre la medición transcutánea y sanguínea

Se determinó la concordancia entre los dos sistemas de medida de bilirrubina, transcutánea y sanguínea, mediante el método de Bland y Altman, se compara la interacción entre los dos factores de medición.

Tabla 29

Diferencia entre las mediciones de bilirrubina sanguínea y transcutánea

Paciente	Bilirrubina (mg/dl)		Diferencia (mg/dl)	Media intrasujeto (mg/dl)
	Sanguínea	Transcutánea		
1	15,20	13,33	1,87	14,27
2	11,16	10,33	0,83	10,75
3	15,57	13,67	1,90	14,62
3	12,75	10,67	2,08	11,71
4	16,24	14,00	2,24	15,12
4	8,41	8,33	0,08	8,37

Para estimar la precisión de la diferencia media y de los límites de concordancia, se determina el intervalo de confianza I.C. para un 95% de nivel de confianza. Entonces, la media verdadera de la diferencia de los métodos de medición de bilirrubina, oscilará entre 0.60 mg/dl y 2.40 mg/dl.

La diferencia en los valores de bilirrubina medidos en el laboratorio y con el sensor propuesto, se presentan en la Figura 112.

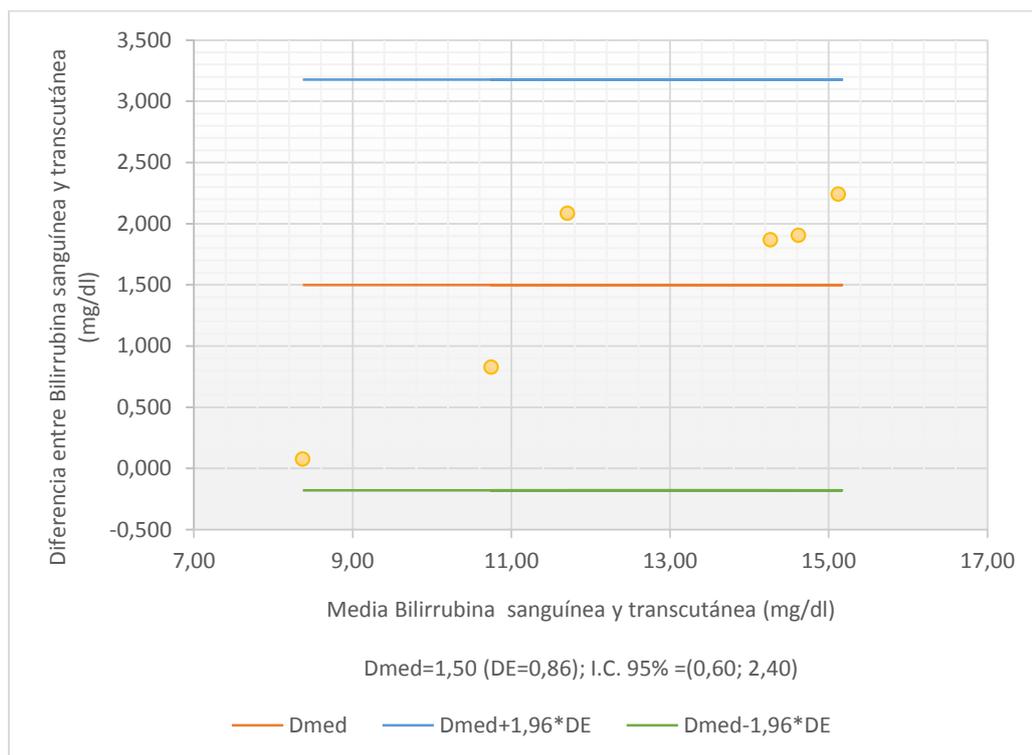


Figura 112. Distribución del error de los valores de bilirrubina sanguínea y transcutánea (n=6). DE: desviación estándar. Método de Bland y Altman.

En el caso se presenta un error sistemático de 1.50 mg/dl del método transcutáneo respecto al de laboratorio. Como se muestra en la Figura 112, los puntos se distribuyen a uno y otro lado de la línea naranja que representa la media de las diferencias, sin sobrepasar los límites de concordancia (línea azul y verde) de 95%, estos indican que los valores el sensor de bilirrubina están entre 3.18 mg/dl por encima del método sérico y 0.18 mg/dl por debajo. Además, como dentro de los límites de concordancia o confianza está el 0, se puede decir que los métodos son concordantes, de modo que se demuestra la fiabilidad de la medición, aunque el intervalo de confianza es muy ancho debido al tamaño reducido de la población.

En resumen, el dispositivo presenta una alta precisión, pero su validez debe ser cuestionada por la existencia de un importante margen de error ± 1.50 mg/dl respecto a la bilirrubina en sangre.

5.4.2. Análisis del Segundo escenario

En el segundo escenario para pacientes expuestos a fototerapia moderada, se espera un descenso del 10 % a 20 % de la cifra inicial de concentración de bilirrubina en las primeras 24 horas (American Academy of Pediatrics, Subcommittee on Hyperbilirubinemia, 2004).

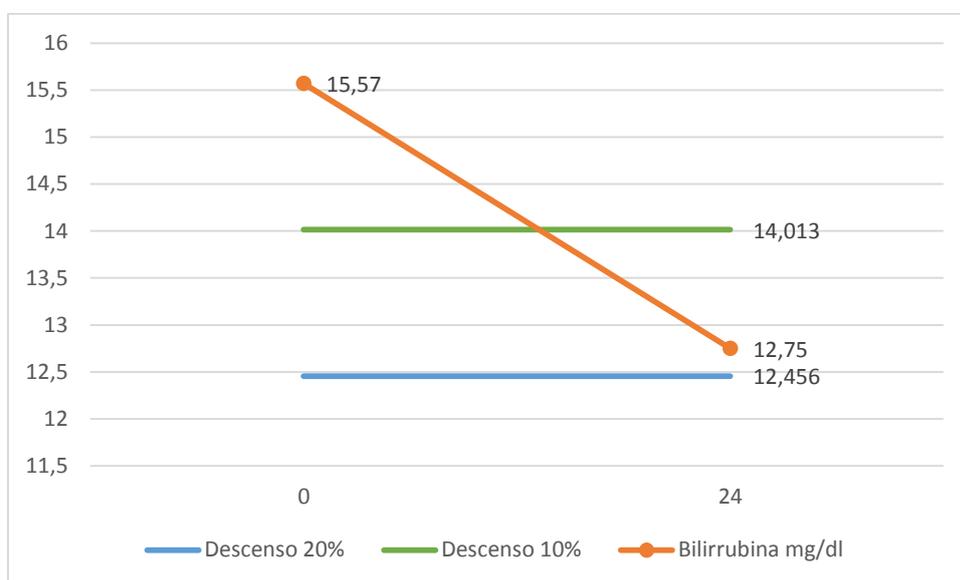


Figura 113. Bilirrubina sanguínea del Paciente 3 en fototerapia moderada

Para un valor de bilirrubina inicial de 15.57 mg/dl se espera un descenso de 1.56 mg/dl a 3.11 mg/dl a las 24 horas de tratamiento, el valor que se registró mediante un análisis sanguíneo de laboratorio fue de 12.75 mg/dl, es decir, descendió 2.82 mg/dl un 18.11% (véase Figura 113).

5.4.3. Análisis del Tercer escenario

En el tercer escenario para pacientes expuestos a fototerapia intensiva, se espera un descenso mínimo de 0.5 mg/dl por hora durante las primeras 4 a 8 horas, y hasta un 30 % a 40 % durante las primeras 24 horas (American Academy of Pediatrics, Subcommittee on Hyperbilirubinemia, 2004).

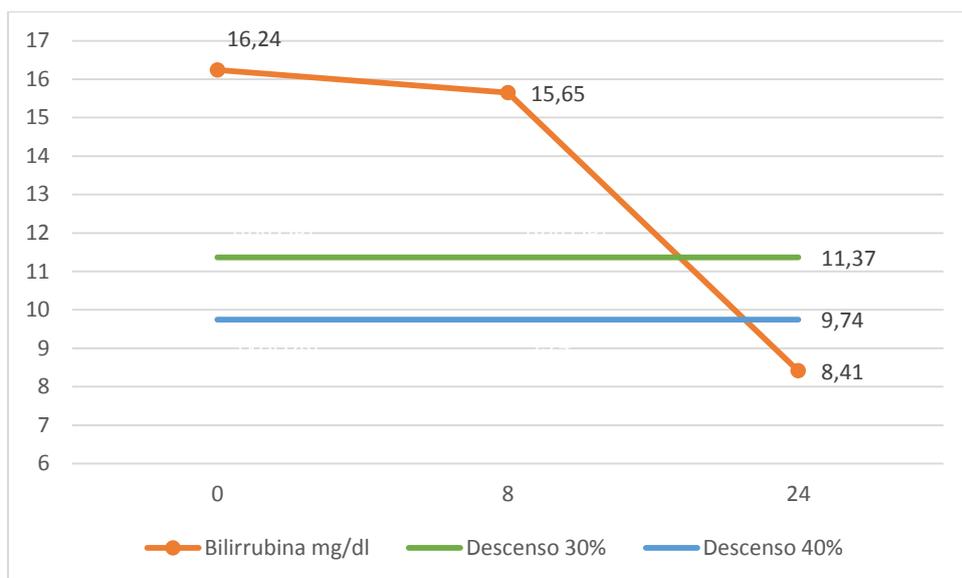


Figura 114. Bilirrubina sanguínea del Paciente 4 en fototerapia intensiva

Para un valor de bilirrubina inicial de 16.24 mg/dl se espera un valor de 15.74 mg/dl, valor que se registró mediante un análisis sanguíneo a las 6 horas del tratamiento fue de 15.65 mg/dl, cercano al valor estimado. A las 24 horas se espera un descenso de 4.87 mg/dl a 6.50 mg/dl, el valor que se registró mediante un análisis en sangre fue de 8.41 mg/dl, es decir, descendió 7.83 mg/dl un 48.21% (véase Figura 114).

CAPITULO 6
ANÁLISIS ECONÓMICO Y FINANCIERO

6.1. Análisis financiero

6.1.1. Costo de elementos

Tabla 30

Costo partes mecánicas

Ítem	Descripción	Precio unitario Dólares	Cantidad	Precio total Dólares
1	Lamina acero inoxidable AISI 304 (2 mx1 m)	45	1	45
2	Tubo de acero inoxidable macizo 1 in	60 c/m	1 m	10
3	Tubo de acero inoxidable 1 in	60 c/m	1 m	10
4	Tubo de acero inoxidable 1.5 in	60 c/m	1 m	10
5	Caja de control en acrílico	50	1	50
6	Actuador lineal	165	1	165
7	Ruedas con freno	5	4	20
TOTAL				310

Tabla 31

Costo elementos electrónicos

Ítem	Descripción	Precio unitario Dólares	Cantidad	Precio total Dólares
1	Leds módulo (3 led)	1.50	28	56
2	Leds flexibles manta (3 m)	45	1	45
3	Materiales manta	30	1	30
4	Sensor posición	15	1	15
5	Sensor color	39	1	39
6	Pantalla táctil	47	1	47
7	Arduino	55	1	55
8	Batería	29	1	29
9	Fuente	24	1	24
10	Materiales PCB	40	-	40
TOT				408
AL				

6.1.2. Costos operativos

Tabla 32

Costos operativos

Ítem	Descripción	Precio por jornada	Tiempo	Precio total
		Dólares	Día	Dólares
1	Soldadura	20	2	40
2	Ensamble caja acrílico	10	2	20
3	Uso taller mecánico	20	5	100
			T	
			OTAL	160

6.1.3. Costos totales

Tabla 33

Suma de costos

Ítem	Descripción	Precio Dólares
1	Costos elementos mecánicos	310
2	Costos elementos electrónicos	408
3	Costos operativos	160
4	Extras	30
TOTAL		908

6.2. Análisis económico

6.2.1. Comparación con otros equipos de fototerapia

Tabla 34

Costos de equipos de fototerapia

Modelo	Precio Dólares
Aliancel XHZ-90L	3 000
Alliance NBB1	5 000
Medical Imaging Bilispot	2 500
Drager Pt 4000	2 500
Natus Neoblue	3 000
Costo promedio	3 200

6.2.2. Análisis de beneficios económicos

El prototipo con un costo menor al que presentan equipos de fototerapia existentes en el mercado, presta mejores características funcionales, como la incorporación de regulación de intensidad y posicionamiento de la lámpara según la ubicación del recién nacido. El costo de la mano de obra es \$160, menor a lo estipulado, a pesar que la utilización de los equipos mecánicos es de costo/hora. Para la producción a una mayor escala del equipo, el costo de los elementos estructurales y dispositivos electrónicos se reduciría pero aumentaría el costo de la mano de obra. Además, el consumo energético del mismo es inferior a los equipos que cumplen la misma función, por las características de los elementos seleccionados en su implementación.

El costo final del prototipo es de \$980, es decir, un 30 % menor al costo usual de los equipos existentes, que es de aproximadamente \$3 200.

CAPITULO 7

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1. Conclusiones

Se considera a la fototerapia con led una mediada terapéutica eficaz en el tratamiento de bilirrubinemia. Para el efecto, el prototipo reunió las siguientes características: longitud de onda en el espectro azul de 460 a 480 nm, radiación de 35 $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, y cobertura integral de la piel expuesta del recién nacido.

Se logró un ajuste óptimo de altura al piso del prototipo por medio de un actuador lineal eléctrico ensamblado al pedestal de la lámpara. Permitiendo que el médico tenga facilidad en el manejo del paciente apoyado por la estimación de la distancia entre la fuente de luz y el recién nacido.

Se logró un abordaje más seguro y garantizó el efecto terapéutico de las luces; a través de la asignación de tres intensidades de luz: leve, moderado e intensivo; y con un tiempo de tratamiento máximo de 120 horas. Para la definición de la intensidad de luz y la duración del tratamiento se desarrolló un programa basado en la Guía 1 para el manejo de la bilirrubinemia en recién nacidos a término sanos sin factores de riesgo de los Anales de Pediatría Continuada, estos parámetros dependen del valor de bilirrubina y edad del recién nacido, en un rango comprendido de 0 mg/dl a 35 mg/dl y de 24 horas a 168 horas, respectivamente.

El dispositivo de medición transcutánea de la bilirrubina demostró alta precisión, pero su validez debe ser cuestionada por la existencia de un importante margen de error ± 1.50 mg/dl respecto a la bilirrubina en sangre.

Se demostró la efectividad de la fototerapia como medida terapéutica de bilirrubinosis a través de la valoración del descenso gradual de la bilirrubina en un periodo de 24 horas. Se obtuvo un descenso de 18.11% del valor inicial de bilirrubina de 15.57 mg/dl con un tratamiento moderado, y 48.21% del valor inicial de 16.24 mg/dl con un tratamiento intensivo.

Se consideró la viabilidad para la implementación del equipo de fototerapia, ya que el costo final del prototipo fue de \$980, es decir, un 30 % menor al costo usual de los equipos existentes, que es de aproximadamente \$3 200.

7.2. Recomendaciones

Por la manera en que se conformó la muestra, la aplicabilidad de los resultados no solo se limita a las características del equipo de fototerapia, sino también a la respuesta individual del neonato a otros factores como la alimentación y cuidado durante el tratamiento. Por tanto, se recomienda un análisis con un tamaño de muestra mayor que permita realizar inferencias en nuestra población con menor grado de error.

Nuevos estudios para optimizar el funcionamiento del sensor de bilirrubina, de forma que disminuya el margen de error, pues su empleo es una adyuvante de la evaluación de la enfermedad en el recién nacido y evita la extracción sanguínea.

El sensor de medición transcutánea de bilirrubina como un mejor predictor del daño cerebral que las determinaciones séricas de bilirrubina, dado que la principal preocupación relacionada a la toxicidad de la bilirrubina es la cantidad de bilirrubina en la piel más que en la sangre.

Se recomienda un estudio para la evaluación de la aplicabilidad del sensor de bilirrubina en distintos grupos raciales, para evaluar la afectación del instrumento por la pigmentación cutánea; debido a que la raza del recién nacido limita el empleo del sensor en poblaciones heterogéneas.

A las unidades de salud de los servicios de neonatología implementar el equipo de fototerapia con tecnología led como un método terapéutico en recién nacidos con bilirrubinemia para reducir sus niveles elevados de bilirrubina y prevención de otras patologías.

BIBLIOGRAFÍA

- Álvarez, P. (2014). Geometría, dimensiones y número de LEDs en el proyecto de luz para fototerapia neonatal. *XIII Seminario de Ing. Biomédica 2004 Facultades de Medicina e Ingeniería*, (págs. 1-5). Uruguay.
- American Academy of Pediatrics, Subcommittee on Hyperbilirubinemia. (2004). Clinical practice guideline: management of hyperbilirubinemia in the newborn infant 35 or more weeks of gestation.
- American Academy of Pediatrics, Subcommittee on Hyperbilirubinemia. (2004). *Clinical practice guideline: management of hyperbilirubinemia in the newborn infant 35 or more weeks of gestation*.
- Budynas, R., & Nisbett, K. (2012). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. Mexico D.F.: Mc Graw Hill.
- Caiza, M., & Lascano, M. (2007). Perímetro cefálico como indicador de discapacidad potencial. *Revista Ecuatoriana de Pediatría*, 9-14.
- Caiza, M., & Weigel, M. (2009). Puntos de corte del crecimiento intrauterino craneal y patrones cefálicos en recién nacidos a término: Muestra multicéntrica Ecuador 2009. (P. Astudillo, Ed.) *Revista Ecuatoriana de Pediatría*, 12(1), 18-26.
- Cárdenas-López, C., Haua-Navarro, K., Suverza-Fernández, A., & Perichart-Perera, O. (2005). *Mediciones antropométricas en el neonato*. *Boletín médico del Hospital Infantil de México*, 62(3), 214-224. Obtenido de http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1665-11462005000300009&lng=es&tlng=es
- Ceriani, J. (2009). Ictericia neonatal. En J. Ceriani, C. Fustiñana, G. Mariani, A. Jenik, & E. Lupo, *Neonatología práctica* (Cuarta ed., págs. 545-575). Buenos Aires, Argentina: Medica Panamerica. Recuperado el 15 de Agosto de 2014
- Context M.I.S. (2013). *Faciled*. Recuperado el 2015 de 05 de 05, de <http://www.faciled.es/cms/faq-opticas/ventajas-e-inconvenientes-de-lentes>
- Equipo médico de Babysitio. (2000). *Salud prenatal*. Recuperado el 01 de 05 de 2015, de http://www.babysitio.com/embarazo/salud_prenatal_tablas_biometria_fetal.php

- Gomella, T. (2005). Hiperbilirrubinemia. En T. Gomella, *Neonatology: Managemet, Procedures, On-call problems, Diseases, and Drugs* (J. Taveira, Trad., Quinta ed., págs. 427-443). Madrid: Medica Panamericana.
- Industrial Mecánicas Welter S.A. (s.f.). *IMW*. Recuperado el 1 de Marzo de 2015, de <http://www.imwsa.com/>
- INEN, Instituto Ecuatoriano de Normas. (17 de 08 de 1978). Coordinación modular de la construcción, dimensiones modulares de ventanas y puertas”. *Registro Oficial No. 675*. Quito, Pichincha, Ecuador.
- Maisels, J. (2002). Hiperbilirrubinemia neonatal. En M. Klaus, & A. Fanaroff, *Cuidados del recién nacido de alto riesgo* (J. Orizaga, & M. Ariza, Trad., Quinta ed., págs. 359-400). México: McGraw Hill.
- Maisels, J., & McDonagh, A. (2008). Phototherapy for Neonatal Jaundice. *The new England Journal of Medicine*.
- Maisels, J., & McDonagh, A. (28 de Febrero de 2008). Phototherapy for Neonatal Jaundice. *The new England Journal of Medicine*, 8, 920-928. Obtenido de <http://www.nejm.org>
- Malkin, R., & Anand, V. (2010). A novel phototherapy device: the desing community approach for the developing word. *Ingeniería en Medicina y Biología*, 10(0739-5175), 37- 43.
- Martínez, M., & García, A. (Septiembre de 2005). Hiperbilirrubinemia en el recién nacido a término. *Anales de Pediatría Continuada*, 3(5), 298-302. doi:10.1016/S1696-2818(05)73299-6
- Mazzi, E. (2005). Hiperbilirrubinemia neonatal. *Sociedad Pediatría* , 10.
- Ministerio de Salud Pública. (20 de Abril de 2009). Reglamento y Control Sanitario de Dispositivos Médico y Dentales. *Acuerdo Ministerial 205*. Quito, Pichincha, Ecuador.
- Ministerio del Trabajo Ecuador. (2010). Anexo radiaciones ópticas incoherentes. *Ministerio de Trabajo e Inmigración*, anexo 1.
- Morris, B., & Oh, W. (2008). Aggressive vs. Conservative Phototherapy for Infants wirh Extremely low Birth Weight. *The new England Journal of Medicine*, 10.
- Osaku, N., & Lopes, H. (2005). Phototherapy of the Newborn: a Predictive Model for the Outcome. *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. Shanghai.

- Osorio, R., Martínez, N., & Sánchez, C. (2011). *Protocolo de fototerapia en el neonato*. Albacete: Complejo Hospitalario Universitario de Albacete.
- Pérez, V. (2011). Guía para la exposición a radiaciones ópticas artificiales. 1-109.
- Ponce, L. (28 de abril de 2013). <http://es.slideshare.net/AdrianPonceArena/fototerapia-neonatal>.
- Ríos, L. C., & Roncancio, E. (2007). Análisis y desarrollo de un programa de selección de factores de seguridad, para diseño de elementos mecánicos. *Scienti et Technica Año XII*, 255-260.
- Rishang LED Inc. (2011). *RS LED, Inc.* Obtenido de RS LED: http://rishang-led.com/?page_id=5095
- Rodríguez, J., & Figueras, J. (2008). Ictericia neonatal. *Asociación Española de Pediatría*, 38.
- Rosen, H., Rosen, A., Rosen, D., Onaral, B., & Hiatt, M. (2005). Use of a Light Emitting Diode Array for Bilirubin Phototransformation. *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. Shanghai.
- SFK Group. (Septiembre de 2011). Thrust spherical plain bearings. *SKF spherical plain bearings and rod ends*, 164-165.
- Subcommitte on Neonatal Hyperbilirubinemia Commentary. (2014). Preliminary Development of Fiber Optic Sensor for Measuring Bilirubin. *Analytical Chemistry Insights*, 763-765.
- Terán, R. (2014). *Protocolos terapéuticos*. Quito: Universidad Central del Ecuador.

Apéndice A

Apéndice B

Apéndice C

Apéndice D

Apéndice E

Apéndice F

Apéndice G