

UNIVERSIDAD AUSTRAL DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA
ESCUELA DE ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA



**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN RADIÓMETRO PORTÁTIL PARA CONTROL
DE EQUIPOS DE FOTOTERAPIA**

Trabajo de Titulación para optar al Título de Ingeniero
Electrónico

PROFESOR PATROCINANTE:
Sra. Charlotte Lovengreen Van Der Meijden

MARCELO ANDRES OYARZUN GALLARDO
JOSE ALFREDO ARCE REINOSO

VALDIVIA 2007

COMISION REVISORA

CHARLOTTE LOVENGREEN V.

PEDRO REY C.

HECTOR SANTIBAÑEZ H.

Dedicado a mis Padres y hermanos por su incondicional apoyo y a mi Dios por esta bendición hermosa que me ha otorgado

Marcelo Oyarzún Gallardo

Este trabajo esta dedicado a mi familia y en especial a mi madre quien ha entregado todo su cariño y apoyo a lo largo de mi vida

José Arce Reinoso

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a nuestras familias por el afecto y apoyo incondicional que nos han entregado.

A nuestros amigos y compañeros que nos brindaron de su compañía y afecto.

A Cecilia y Alejandra por su compañía y comprensión durante este proceso.

A nuestros profesores por darnos las herramientas necesarias para nuestra formación.

A la sección equipos médicos y a Neonatología del Hospital Base Valdivia por creer en la realización de este proyecto.

Y un especial agradecimiento a nuestra profesora patrocinante quien deposito toda su confianza y tiempo para llevar a cabo la fabricación del equipo.

INDICE

PORTADA	i
COMISIÓN REVISORA	ii
DEDICATORIA	iii
AGRADECIMIENTOS	iv
INDICE	v
RESUMEN	ix
ABSTRACT	xi
INTRODUCCIÓN	xiii

CAPITULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1. Planteamiento del problema.....	1
------------------------------------	---

CAPITULO II

DEFINICIONES Y ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS DE LA BILIRRUBINA Y SU TRATAMIENTO

2.1. ICTERICIA Y BILIRRUBINA.....	2
2.1.1 Ictericia.....	2
2.2.2 Bilirrubina.....	2
2.2. METABOLISMO DE LA BILIRRUBINA.....	2
2.2.1 Toxicidad de la bilirrubina en el RN.....	3
2.3 HIPERBILIRRUBINA O HIPERBILIRRUBINEMIA.....	3
2.3.1 Hiperbilirrubina Indirecta (BI).....	3
2.3.2 Hiperbilirrubina directa.....	4
2.4 TRATAMIENTOS DE RECIEN NACIDOS CON ICTERICIA.....	4
2.5 FOTOTERAPIA.....	4
2.5.1 Fotoisomerización.....	5
2.5.2 Isomerización estructural.....	5
2.5.3 Fotooxidación.....	5

2.6	RECOMENDACIONES EN USO DE FOTOTERAPIA PARA EL RN CON HIPERBILIRRUBINEMIA.....	5
2.7	TEXTOS ADJUNTOS.....	7

CAPITULO III

CONSIDERACIONES FISICAS E INSTRUMENTALES

3.1	LUZ Y UNIDADES DE MEDIDAS RADIOMETRICAS.....	9
	3.1.1 Unidades de medida de radiación electromagnética.....	9
3.2	RADIACION ULTRAVIOLETA Y ERITEMA.....	10
	3.2.1 Radiación ultravioleta (UV).....	10
	3.2.2 Coeficientes de acción eritemático.....	11
	3.2.3 Dosis eritemática mínima.....	12
	3.2.4 Tipos de piel.....	12
3.3	LÁMPARAS FLUORESCENTES.....	12
	3.3.1 Partes de una lámpara de descarga.....	13
	3.3.2 Excitación.....	13
	3.3.3 Fluorescencia.....	13
	3.3.4 Lámparas Fluorescentes de mercurio de baja presión.....	14

CAPITULO IV

ETAPA DE ESTUDIO

4.1	UNIDADES Y EQUIPOS USADOS.....	15
	4.1.1 Fototerapia Air-Shields.....	15
	4.1.2 Espectrorradiómetro SUV-100.....	16
	4.1.3 Espectrofotómetro UV-500.....	18
	4.1.4 Sensor Par.....	19
4.2	METODOLOGÍA Y TRATAMIENTO DE LA INFORMACIÓN.....	19
	4.2.1 Mediciones de Irradianza con el Espectrorradiómetro SUV-100 a la unidad de fototerapia Air-Shields.....	19
	4.2.2 Uso del Sensor PAR Para Determinar la Distribución Espacial.....	22
	4.2.3 Medición de la absorbancia de la molécula de bilirrubina mediante	

	el espectrofotómetro.....	23
4.3	RESULTADOS.....	23
4.3.1	Barridos realizados por el espectralradiómetro.....	23
4.3.2	Relación de la irradianza emitida por tubos azules y blanco.....	24
4.3.3	Cambios de Irradianza por alturas y degradación por uso en la banda efectiva para el tratamiento (425-475 nm).....	24
4.3.4	Distribución espacial.....	24
4.3.5	Errores asociados a las medidas.....	25
4.3.6	Aporte UV y Eritema.....	25

CAPITULO V DISEÑO IMPLEMENTACIÓN Y CARACTERÍSTICAS DEL RADIÓMETRO PORTÁTIL

5.1	ETAPA DE ENTRADA.....	27
5.1.1	Filtro Óptico de Interferencia.....	27
5.1.2	Fotodiodo con amplificador integral IPL10530.....	28
5.1.3	Amplificador de calibración.....	29
5.2	ETAPA DE PROCESO.....	30
5.2.1	Filtro activo.....	30
5.2.2	Microcontrolador, pic y características.....	31
5.2.2.1	PIC 16F877A.....	32
5.2.2.2	Puertos E/S.....	32
5.2.2.3	Temporizadores.....	33
5.2.2.4	Converso Análogo Digital A/D.....	34
5.2.2.5	Voltaje de referencia.....	35
5.2.2.6	Comparador Analógico.....	36
5.2.2.7	USART.....	37
5.2.3	Software.....	37
5.2.3.1	Estructura y análisis del código fuente.....	38
5.4	PERIFERICOS.....	40
5.4.1	Teclado.....	41

5.4.2	Display LCD.....	41
5.4.3	MAX 232 Y Comunicación RS 232.....	42
5.5	ETAPA DE ALIMENTACIÓN.....	42
5.5.1	Regulador de voltaje ADP667.....	42
5.5.2	Convertor de voltaje ADM660.....	43

CAPITULO VI

FUNCIONAMIENTO Y CARACTERISTICAS DEL EQUIPO

6.1	CALIBRACION.....	46
6.2	FUNCIONAMIENTO DEL TECLADO.....	47
6.3	USO DEL RADIÓMETRO EN LAS UNIDADES DE FOTOTERAPIA.....	49

CAPITULO VII

PRUEBAS EN SITU

7.1	PRUEBAS EN SITU.....	50
-----	----------------------	----

	CONCLUSIONES.....	52
--	--------------------------	-----------

	BIBLIOGRAFIA.....	54
--	--------------------------	-----------

ANEXOS

	ANEXOS CAPITULO 2.....	58
	ANEXOS CAPITULO 4.....	59
	ANEXOS CAPITULO 5.....	67
	ANEXOS CAPITULO 6.....	73

RESUMEN

La presente investigación, consiste en el diseño e implementación de un radiómetro portátil que mida la irradianza emitida por las unidades de fototerapia que se utilizan para el tratamiento de la Ictericia (coloración amarillenta de la piel y las mucosas) que se presenta en recién nacidos (RN) con niveles elevados de bilirrubina en la sangre. La fototerapia consiste en un conjunto de lámparas fluorescentes que emiten una mayor radiación en el espectro violeta-azul de la luz entre 425 a 475 nm, degradando la molécula por tres reacciones químicas: fotoisomerización, fotooxidación y isomerización estructural. Este último, es la vía más importante para disminuir los niveles séricos de bilirrubina y se relaciona adecuadamente con dosis de fototerapia mayores a $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$.

Con un espectrorradiómetro de alta resolución (modelo SUV-100, Biospherical Instruments, San Diego, CA) se estudió la irradianza emitida por los tubos de una unidad de fototerapia del tipo Air Shields (con 2 tubos fluorescentes azules y 2 luz día), caracterizando la emisión de los tubos para diferentes tiempos de uso y altura entre las lámparas y RN. Los distintos barridos de detección fueron realizados entre 250 nm hasta 600 nm, observando que la mayor parte de la energía radiante emitida por las lámparas se encuentra representada en un lóbulo principal que está presente en la banda de los 425 a 475 nm. También se obtuvo una curva de absorción promedio de tres muestras de bilirrubina usando un espectrofotómetro (UV-500) y se constató que ésta tenía su máxima absorbancia en la banda 425-475 nm. Para conocer la distribución superficial de la emisión de irradianza a una misma altura entre las lámparas y la cuna del RN, se usó un equipo portátil con un sensor PAR (Photosynthetically Active Radiation) (Model 192, Li-Cor, Lincoln, NE) que mide la radiación visible total.

Acorde a los resultados obtenidos en el estudio mencionado anteriormente se diseñó la electrónica del equipo considerando que debía ser portátil. El equipo se divide en 4 etapas, una de entrada, de procesos, etapa de alimentación y periféricos. La etapa de entrada es la más relevante porque captura y transforma los cambios de irradianza en variaciones de voltaje, que son manipulables por medio de las demás etapas. La etapa de proceso, por medio de un microcontrolador PIC16F877A (Microchip Technology Corporation, Chandler, AZ), es la encargada de supervisar, controlar e interpretar las señales de las otras etapas para su

correspondiente visualización por el usuario. Según las mediciones generadas en terreno, el radiómetro portátil fue capaz de caracterizar el campo lumínico (distribución espacial) de diferentes equipos de fototerapia actualmente en uso en el Hospital Base Valdivia. Estos resultados fueron óptimos para las unidades de fototerapia del tipo Air Shields, aceptables para las unidades del tipo luz día y cercano al límite efectivo para fototerapia de las cunas radiantes.

SUMMARY

Jaundice occurs in newborn infants when high levels of bilirubin in the blood cause a yellowing of the skin and mucosa (hyperbilirubinemia). This report presents the design and implementation of a portable radiometer that measures the irradiance emitted by phototherapy lamps used in the treatment of jaundice. Phototherapy treatment units consist of fluorescent lamps that emit radiation mostly in the violet-blue region of the spectrum, between 425 to 475 nm. On exposure, bilirubin is degraded by three chemical processes: photoisomerization, photooxidation and structural isomerization. Of these, the latter process is the most important mechanism for decreasing serum bilirubin. It has been shown that Jaundice is successfully treated using phototherapy doses above $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$.

To design the appropriate photodetector systems, the spectral emission of a phototherapy unit fitted with two blue fluorescent tubes and two daylight tubes (Air Shields Inc., Hatboro, PA) was measured using a high resolution spectroradiometer (model SUV-100, Biospherical Instruments, San Diego, CA). The emission of tubes with different duty cycles and different heights between lamps and the level where the newborn is placed, were analysed. The scans were carried out between 250nm and 600nm. The emission was maximum in the range between 425nm and 475nm. Not surprisingly, this range coincides with the absorption band of the three samples of bilirubin analyzed using a UV-500 Spectrophotometer. The spatial distribution of the irradiance emitted by the lamps was investigated using a spectrally integrating portable irradiance sensor (Model 192, Li-Cor, Lincoln, NE). In addition to spectral sensitivity, the need for portability was a crucial design goal.

The instrument was divided into four stages: entrance, process, power, and peripherals. The entrance is the most important part of the design because it includes the detection of the light and the transformation to an electrical signal. A Peripheral Interface Controller (PIC) microcontroller 16F877A (Microchip Technology Corporation, Chandler, AZ) was used for processing. This chip is responsible for monitoring, controlling and interpreting the signals from the other stages as well as the data display shown to the user.

Measurements made *in situ* with the new irradiance monitoring system were used to characterize the radiation field of different phototherapy units currently in use at the Hospital in Valdivia. These measurements showed that Air Shields phototherapy units (with two blue tubes) are optimal for the treatment of jaundice; the units that use only daylight tubes are acceptable; and the type of units known as “cunas radiantes” (irradiated cradles) are at the minimum effective limit for treatment of neonatal jaundice.

INTRODUCCIÓN

La presente investigación, consiste en el diseño e implementación de un radiómetro portátil que mida la irradianza emitida por las unidades de fototerapia que se utilizan para el tratamiento de la Ictericia (coloración amarillenta de la piel y las mucosas), que se presenta en recién nacidos (RN) con niveles elevados de bilirrubina en la sangre.

La plataforma del diseño del radiómetro portátil se basa en un estudio de las lámparas de una unidad de fototerapia (con tubos fluorescentes azules y luz día) y el efecto que produce la dosis efectiva de irradianza en la molécula de la bilirrubina, para así, disminuir las concentraciones de bilirrubina en la sangre y permitir un correcto tratamiento con fototerapia. Para este estudio, se utilizaron tres equipos, espectrorradiómetro SUV-100, espectrofotómetro UV-500 y sensor PAR (Photosynthetically Active Radiation). El primero es el más importante, porque define la variable física a medir, y por ende, las características del equipo a construir. Los otros dos sirven de apoyo a la construcción del equipo.

En concreto, para llevar a cabo la fabricación del equipo se investigaron aspectos médicos, físico-químicos, electrónicos, informáticos y económicos.

1 CAPITULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las unidades de fototerapia se utilizan para el tratamiento de la Ictericia (una coloración amarillenta de la piel y las mucosas), que se presenta en recién nacido (RN) con niveles elevados de bilirrubina en la sangre. La fototerapia consiste en un conjunto de lámparas fluorescentes que emiten una mayor radiación en el espectro violeta-azul de la luz entre 425 a 475 nm, convirtiendo este pigmento en componentes hidrosolubles fáciles de excretar.

Los tubos utilizados en las fototerapias se degradan a medida que avanza el tiempo, provocando un cambio en los niveles de radiación emitida. Si esta radiación disminuye, se produce una menor efectividad de la fototerapia y por ende se requiere de un mayor tiempo de exposición. Ahora, si esta radiación crece inadecuadamente en los rangos bajos de longitud de onda (425 nm o menor), podría producir problemas en la piel del recién nacidos (RN) por los rayos más energéticos. En la actualidad, los tubos de los equipos se cambian transcurrido un período de tiempo de uso (usualmente de 3000h). No se tiene la certeza de cuándo es el momento óptimo de su reemplazo, teniendo dos consecuencias: la primera, un cambio antes de tiempo (desaprovechando su uso efectivo, provocando pérdidas monetarias por los costos de los tubos azules), y la segunda, que se emita insuficiente radiación requiriendo un tiempo excesivo de exposición de los RN en las fototerapias. Este último problema es de gran importancia ya que puede afectar negativamente al RN.

En los diagnósticos entregados producto del tratamiento de la Ictericia es indispensable tener las dosis de energía efectiva, ya que solamente ella produce la reversión de la bilirrubina. El período de exposición a la fototerapia es variable y depende del peso al nacer, la concentración de la bilirrubina en la sangre y la edad del recién nacido en horas. Después de este tiempo se mide en el RN en qué grado disminuye la concentración de bilirrubina para eliminar o seguir el tratamiento o cambiarlo a uno más agresivo (transfusión de sangre) el cual puede provocar mayores daños.

Por lo tanto, la dosis de irradianza fuera de los rangos efectivos puede producir un diagnóstico erróneo llegando a alterar la salud del RN.

2 CAPITULO II: DEFINICIONES Y ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS DE LA BILIRRUBINA Y SU TRATAMIENTO

Las definiciones y antecedentes bibliográficos que a continuación se presentan son necesarios para conocer el tema desde el punto de vista médico.

Es de gran interés para el proyecto conocer la enfermedad y tratamientos, especificando el uso de las unidades de fototerapia

2.1 ICTERICIA Y BILIRRUBINA

2.1.1 Ictericia

La ictericia es una condición que se produce cuando cantidades excesivas de bilirrubina directa (BD) o indirecta (BI) que circulan en el torrente sanguíneo se disuelven en la grasa subcutánea (la capa de grasa que está justo por debajo de la piel), ocasionando una apariencia amarillenta de la piel.

Con excepción de la ictericia normal del recién nacido durante la primera semana de vida, todos los otros casos de ictericia indican sobrecarga o daño al hígado, o incapacidad para movilizar la bilirrubina desde el hígado hasta los intestinos.

2.1.2 Bilirrubina

Compuesto pigmentado, producido por degradación de los grupos hemo de la hemoglobina (es un producto de desecho). Su determinación es útil para el diagnóstico y evolución de la ictericia.

La acumulación de bilirrubina en la sangre de los recién nacidos puede provocar graves daños cerebrales, siendo necesario en algunos casos practicar una exanguinotransfusión.

2.2 METABOLISMO DE LA BILIRRUBINA

El metabolismo de la bilirrubina comienza con la descomposición de los glóbulos rojos. Los glóbulos rojos contienen hemoglobina, la cual se descompone en hem y globina; el hem se convierte en bilirrubina y es transportado por la albúmina en la sangre hasta el hígado, donde la mayor parte de la bilirrubina se conjuga (liga químicamente) por la enzima glucoronil transferasa (UDPG) antes de excretarse en la bilis.

Una vez conjugada, comienza la excreción en el intestino, aproximadamente la mitad de la bilirrubina conjugada se convierte por acción de las bacterias en urobilinogeno. Siendo una parte de éste reabsorbido volviendo al torrente sanguíneo. La otra porción se vuelve a excretar de nuevo por el hígado al intestino, pero un 10% la excretan los riñones a la orina.

La bilirrubina conjugada se denomina bilirrubina directa, mientras que la no conjugada se llama bilirrubina indirecta, y la suma de las dos conforma la bilirrubina sérica total (en mg/dl), la cual se toma de referencia en la medición de los niveles de bilirrubina en la exposición a las unidades de fototerapia

2.2.1 Toxicidad de la bilirrubina en el RN

En el RN existe un gran aumento de BI y BD producto de varios factores como: la sangre transferida de la madre al hijo, dificultad en la conjugación (UDPG inmaduras) y posterior excreción (escasa flora bacteriana intestinal del RN)

El exceso de bilirrubina indirecta (BI) se comporta como un veneno celular. Alterando a la célula en sus procesos y provocando su muerte y consecuentemente daño en ADN y encefalopatía bilirrubínica. Estas alteraciones en el organismo provocan desde daño temporal hasta la muerte del RN.

2.3 HIPERBILIRRUBINA O HIPERBILIRRUBINEMIA

Se produce cuando los niveles de bilirrubina exceden los 5 mg/dl en suero del RN.

Existen varias clasificaciones de la hiperbilirrubinemia, elaboradas de acuerdo a diversos aspectos comprometidos en la enfermedad. La de nuestro interés es la directa e indirecta, ya que ella posee una mayor relación entre concentraciones de bilirrubina y exposición a las fototerapias

2.3.1 Hiperbilirrubina Indirecta (BI)

Hablamos de BI cuando todavía no es conjugada por la enzima (UDPG) en el retículo endoplasmático. Las causas se nombran a continuación

- **Ictericia fisiológica del recién nacido:** Presentada en los primeros 10 días de vida llegando a un valor 12 mg/dl de concentración de bilirrubina.

- **Ictericia asociada a la lactancia materna:** Algunos componentes de la leche producen una inhibición de la (UDPG) disminuyendo la conjugación de la bilirrubina y por ende aumentando la circulación de BI.
- **Ictericia por incompatibilidad de factor RH y ABO:** Estas patologías tienen como hecho en común la presencia de anticuerpos anti glóbulos rojos transmitidos de la madre al feto durante el embarazo. Los anticuerpos producen destrucción de los glóbulos rojos, lo que aumenta la carga de bilirrubina. Es una condición que se desarrolla cuando existe una diferencia en el tipo de sangre Rh de la mujer embarazada (Rh negativo) y el del feto (Rh positivo)

2.3.2 Hiperbilirrubina directa

La hiperbilirrubina directa o conjugada es un signo de disfunción hepatobiliar. En general aparece en el neonato después de las primeras semanas de vida, cuando la hiperbilirrubinemia indirecta de la ictericia fisiológica ha cedido. Cuando el nivel de BD excede los 2 mg/dl y es superior al 10% de la bilirrubina sérica total, es clínicamente significativa.

La hiperbilirrubinemia conjugada es el resultado de la incapacidad de eliminar la bilirrubina que ha sido conjugada por el cuerpo. En este proceso de excreción normalmente participan el hígado, el aparato biliar y el intestino delgado

2.4 TRATAMIENTOS DE RECIEN NACIDOS CON ICTERICIA

El objetivo es mantener las cifras de bilirrubinas dentro de unos límites considerados como seguros. Las modalidades terapéuticas a considerar son la fototerapia y la exanguinotransfusión como pilares de manejo del recién nacido icterico aunque existen otras terapias de tipo farmacológico que administradas en forma profiláctica o concomitantemente con la fototerapia pudieran tener algún beneficio.

2.5 FOTOTERAPIA

Es el tratamiento más común y masivo en contra de la hiperbilirrubinemia. Se realiza colocando al niño bajo lámparas fluorescentes luz blanca y/o azul durante unas horas cada día.

Cuando la bilirrubina absorbe la luz, se producen tres tipos de reacciones fotoquímicas (Fotoisomerización, Isomerización estructural y Fotooxidación)

2.5.1 Fotoisomerización

Se produce en el espacio extravascular de la piel. El isómero natural de la bilirrubina no conjugada se transforma instantáneamente en un isómero polar menos tóxico que difunde hasta la sangre y se excreta por la bilis sin conjugación. No obstante, la excreción es lenta y el fotoisómero se convierte fácilmente en bilirrubina no conjugada que es reabsorbida a través del intestino si el neonato no realiza deposiciones. Después, de unas 12 horas de fototerapia, los fotoisómeros representan alrededor de un 20 % de la bilirrubina total. La fotoisomerización se produce con bajas dosis de fototerapia ($6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$) sin que exista un aumento de fotoisómeros, por el hecho de doblar la radiación.

2.5.2 Isomerización estructural

Es la ciclización intramolecular de la bilirrubina en lumirrubina. La lumirrubina representa el 2-6 % de la concentración sérica de bilirrubina durante la fototerapia y se excreta rápidamente en la bilis y en la orina sin conjugación. A diferencia de la fotoisomerización, la conversión de la bilirrubina en lumirrubina es irreversible, y no puede reabsorberse. Es la vía más importante para disminuir los niveles séricos de bilirrubina y se relaciona adecuadamente con la dosis de fototerapia utilizada en los límites de 6-12 ($\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$).

2.5.3 Fotooxidación

Transforma la bilirrubina en pequeños productos polares que se excretan por la orina. Es la reacción menos importante para disminuir los niveles de bilirrubina.

2.6 RECOMENDACIONES EN USO DE FOTOTERAPIA PARA EL RN CON HIPERBILIRRUBINEMIA

Existen recomendaciones en uso de fototerapia para el RN con hiperbilirrubinemia, ya sea para un RN de término sano y prematuro.

Las recomendaciones para el inicio, uso y finalización de la fototerapia en RN aparentemente normales se muestra en la **figura 2.1**, de acuerdo a las condiciones clínicas del recién nacido y las posibilidades de buen seguimiento.

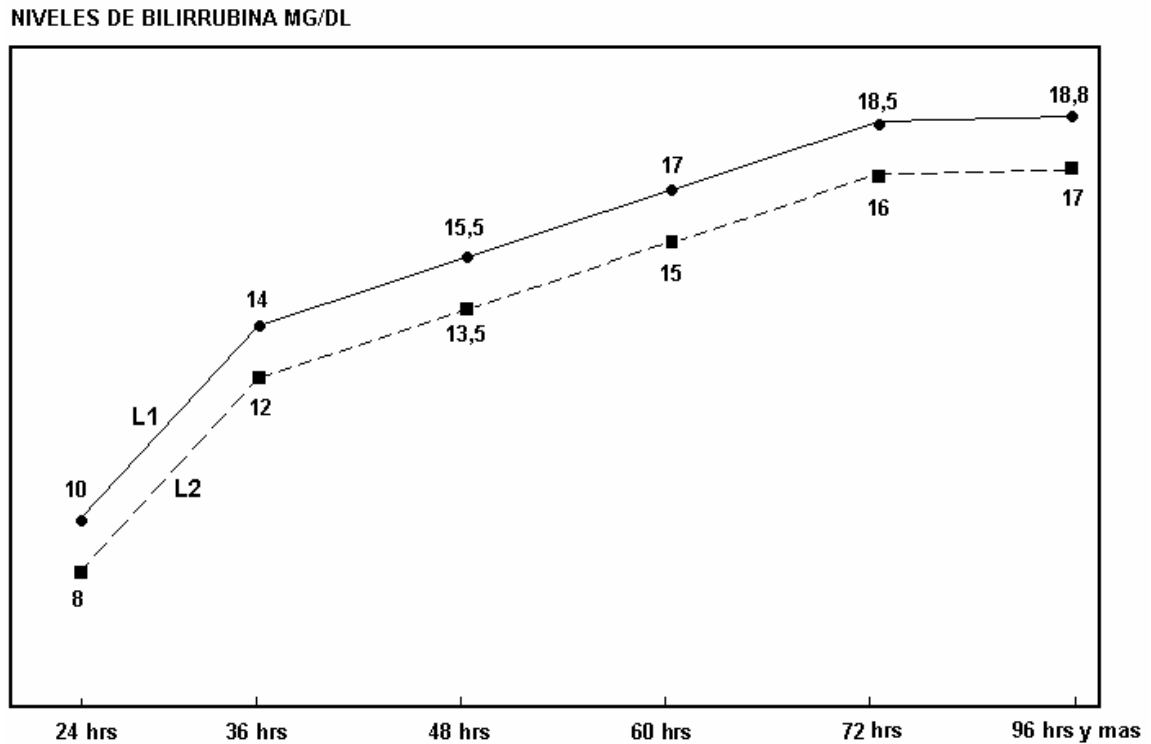


Figura 2.1. Muestra los niveles de bilirrubina en los cuales se debe considerar fototerapia, para un RN a término sano. La curva L2 es para RN con antecedentes de incompatibilidad de factor RH y ABO y la L1 para RN sin historial en esta patología.

En los casos de ictericia patológica, estas pautas se modifican hacia un tratamiento más agresivo.

En sección anexos capítulo 2 se muestran tres tablas utilizadas para el tratamiento de la ictericia. La **Tabla 2.2** (Uso de fototerapia para RN a término sano), **Tabla 2.3** (Uso de fototerapia para RN prematuro) y **Tabla 2.4** (Uso de exanguíneo transfusión para RN prematuro)

2.7 TEXTOS ADJUNTOS

Los siguientes textos extraídos de la literatura y los manuales muestran los intervalos del espectro luminoso de interés y la magnitud que relaciona la energía radiante con el cambio que produce en la bilirrubina, los cuales son de gran importancia para definir la variable que se van a medir con el equipo y en que rangos se encuentra.

- La efectividad de la fototerapia depende fundamentalmente de la intensidad de la luz que le llegue al RN en una longitud alrededor de 450 nm.
(Manual de Neonatología. Segunda Edición. Patricio Ventura-Junca, José Luís Tapia. Pagina 400)
- La fototerapia cuya longitud de onda esta entre 425 y 475 nm transforma la bilirrubina en un fotoisómero (lumirrubina) hidrosoluble, que tiene la capacidad de saltarse la conjugación hepática.
- La bilirrubina absorbe la luz visible con longitudes de onda de alrededor de 400-500nm, las longitudes de onda mas eficaces se encuentran en un ancho de banda de 50 nm entre 425 y 475 nm del espectro electromagnético.
(Manual de Cuidados Neonatales. Tercera Edición. John P. Cloherty y Ann R. Stara Paginas 221 y 222).)
- La irradiación puede medirse en la piel mediante un radiómetro y debe superar 5 $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ a 425-475 nm. Apenas se observa mejora al superar 9 $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$.
(Manual de Cuidados Neonatales. Tercera Edición. John P. Cloherty y Ann R. Stara Paginas 221 y 222).)
- Los focos deben cambiarse regularmente para asegurar una irradiación adecuada. Puede emplearse un radiómetro para medir la cantidad exacta de irradiación aportada. La cantidad deseada es de 5-9 $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ a 425-475 nm.
(Enfermedad y trastornos, Hiperbilirrubinemia)

- La irradiación mínima efectiva sería alrededor de $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ y la máxima efectiva sería de $23 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ para Maisels y $40 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ para TAN, valores por encima de los cuales existe un punto de saturación para la producción de lumibilirrubina y otros isómeros.

(sap.org.ar/staticfiles/archivos/2000/arch00_4/00_250_252.pdf)

3 CAPITULO III: CONSIDERACIONES FISICAS E INSTRUMENTALES

En este punto se repasarán algunos conceptos físicos para un mejor entendimiento del estudio realizado a la unidad de fototerapia correspondiente al capítulo 4.

Es necesario conocer el comportamiento del espectro electromagnético en un cierto ancho de banda, dado por la curva de absorción de la molécula bilirrubina y del espectro de emisión de las lámparas.

3.1 LUZ Y UNIDADES DE MEDIDAS RADIOMETRICAS

La naturaleza física de la luz es una complementación entre la corpuscular (Isaac Newton.- 1.642–1.737) y ondulatoria (Christian Huygens 1.629-95). “*La luz es radiación de energía electromagnética constituida por la oscilación de partículas energéticas (fotones).*”

La luz visible se encuentra entre los 400 hasta los 700 nm y se caracteriza por diversos colores que van desde el violeta al rojo.

Color	Longitud de onda	Frecuencia
rojo	625-740 nm	480-405 THz
naranja	590-625 nm	510-480 THz
amarillo	565-590 nm	530-510 THz
verde	520-565 nm	580-530 THz
cian	500-520 nm	600-580 THz
azul	450-500 nm	670-600 THz
añil	430-450 nm	700-670 THz
violeta	380-430 nm	790-700 THz

Tabla 3.1 Para cada color existe una banda de longitud de onda y una frecuencia asociada

3.1.1 Unidades de medida de radiación electromagnética

Energía radiante (Q) es la energía transportada por una onda electromagnética. Es una medida de la capacidad de la onda para realizar un trabajo, moviendo un objeto, calentándolo o cambiando su estado. Se mide en Julios. La cantidad de energía por unidad de volumen se llama densidad de energía radiante, se mide en Julios/m³.

$$W = \frac{dQ}{dV}$$

Se llama *flujo radiante* a la cantidad de energía radiada por unidad de tiempo, se mide en watts(W).

$$\phi = \frac{dQ}{dt}$$

Densidad de flujo radiante es el flujo radiante interceptado por la unidad de área de una superficie plana. Se mide en W/m². Si el flujo es entrante hacia la superficie, la densidad de flujo radiante se llama *Irradianza (E)*, si es saliente *Excitancia o Emitancia radiante (M)*.

$$E = \frac{d\phi}{dA}$$

Intensidad radiante es el flujo radiante, desde una fuente puntual, por unidad de ángulo sólido, que sale de la fuente en la dirección considerada. Se mide en Watts/estereoradián .

$$I = \frac{d\phi}{d\omega}$$

3.2 RADIACION ULTRAVIOLETA Y ERITEMA

3.2.1 Radiación ultravioleta (UV)

Llamamos radiaciones ultravioleta (UV) al conjunto de radiaciones del espectro electromagnético con longitudes de onda menores que la radiación visible (luz), desde los 400 hasta los 150 nm.

Se suelen diferenciar tres bandas de radiación UV: UV-A, UV-B y UV-C.

- UV-A.- Banda de los 320 a los 400 nm. A pesar de ser muy poco absorbida por la atmósfera, presenta menos peligro por ser menos energética. Su efecto biológico principal provoca el oscurecimiento de la piel.
- UV-B.- Banda de los 280 a los 320 nm. Es la región intermedia del espectro ultravioleta. Pequeños incrementos en la dosis recibida provocan importantes daños sobre la piel y

ojos. La fracción de UVB absorbida por la atmósfera es dependiente de la concentración de O₃ en ella

- UV-C.- Banda de las radiaciones UV menores de 280 nm. Este tipo de radiación es extremadamente peligroso. Se trata de una radiación muy energética y con efectos negativos muy intensos como cánceres de piel y afecciones oculares de gran importancia. La radiación UVC proveniente del sol es absorbida totalmente por la atmósfera.

3.2.2 Coeficientes de acción eritemático

La relación que existe entre la irradianza UV del sol y los efectos biológicos producidos, está dado en el intervalo de longitudes de ondas de los 280nm a los 400nm, ya que las longitudes de onda inferiores son absorbidas por la atmósfera. Esa relación esta modulada por un coeficiente denominado *coeficiente de acción eritemática* $\varepsilon(\lambda)$, que fue establecida por McKinlay and Diffey (1987). Así el poder eritemático total de la radiación se define mediante la integral de irradianza espectral total ponderado por el coeficiente de acción eritemático expresado como:

$$E_{\text{eritema}} = \int E(\lambda) \cdot \varepsilon(\lambda) \cdot d\lambda$$

λ = Longitud de onda

E_{eritema} = Irradianza eritemática

$E(\lambda)$ = Irradianza Solar

$\varepsilon(\lambda)$ = Coeficiente de acción eritemática

Los valores espectrales de $\varepsilon(\lambda)$ vienen dados por (Madronich et al., 1997):

$$\left. \begin{array}{ll} \lambda < 0.298 \mu\text{m} & \varepsilon(\lambda) = 1 \\ 0.328 \mu\text{m} < \lambda < 0.298 & \varepsilon(\lambda) = 10^{0.094 \cdot (298 - \lambda \cdot 1000)} \\ 0.400 \mu\text{m} < \lambda < 0.328 & \varepsilon(\lambda) = 10^{0.015 \cdot (139 - \lambda \cdot 1000)} \\ \lambda > 0.400 \mu\text{m} & \varepsilon(\lambda) = 0 \end{array} \right\}$$

3.2.3 Dosis eritemática mínima

La irradianza eritemática es aun incompleta para determinar efectos nocivos en los individuos, ya que, hace referencia a una magnitud de radiación instantánea con unidades de potencia por unidad de superficie, siendo necesario incluir el tiempo de exposición. Para ello se define la MED (dosis Eritemática Mínima) como la mínima irradianza necesaria para producir enrojecimiento en la piel sensible, tras un determinado tiempo de exposición a la radiación.

$$1 \text{ MED} = 21 \text{ mJ/cm}^2 = 210 \text{ J/m}^2$$

3.2.4 Tipos de piel

La piel humana se divide en cuatro grupos principales de acuerdo a su sensibilidad a la radiación UV. Esta clasificación permite establecer los niveles de dosis UV capaces de provocar eritema en función del tipo de piel. Es decir, la mínima dosis de UV que provoca eritema (MED)

Tipo de piel	Se broncea	Se quema	1 MED en J/m^2	Color de pelo	Color de Ojos
I	Nunca	Siempre	200	Rojizo	Azul
II	A veces	A veces	250	Rubio	Azul/verde
III	Siempre	Raramente	350	Castaño	Gris/marrón
IV	Siempre	Nunca	450	Negro	Marrón

Tabla 3.2. Definición de los tipos básicos de piel para la población europea.

Se incluye en la tabla los valores MED que corresponden a los distintos tipos de piel. Para fines de cálculos se usa la unidad 1 MED igual 210 J/m que corresponde a la dosis efectiva de RUV que causa un enrojecimiento de la piel sensible no expuesta previamente

Fuente : DIN Deutsches Institut für Normierung, Normenausschuss Lichttechnik. FNL.

3.3 LÁMPARAS FLUORESCENTES

Las lámparas de descarga se pueden clasificar según el gas utilizado (vapor de mercurio o sodio) o la presión a la que este se encuentre (alta o baja presión). Las propiedades varían mucho de unas a otras y esto las hace adecuadas para distintos usos.

3.3.1 Partes de una lámpara de descarga

Las lámparas fluorescentes se caracterizan por carecer de ampolla exterior. Están formadas por un tubo de diámetro normalizado, normalmente cilíndrico, cerrado en cada extremo con un casquillo de dos contactos donde se alojan los electrodos. El tubo de descarga está relleno con vapor de mercurio a baja presión y una pequeña cantidad de un gas inerte que sirve para facilitar el encendido y controlar la descarga de electrón.

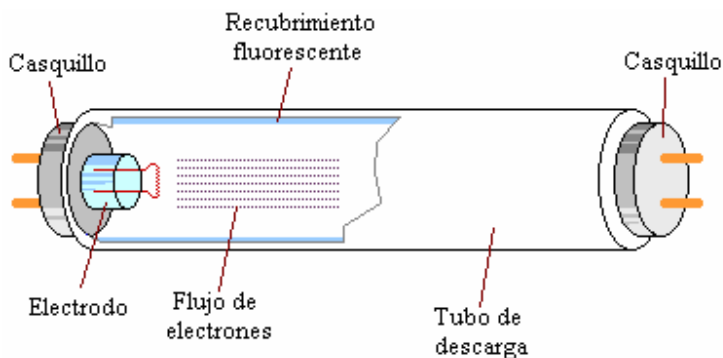


Figura 3.1. Elementos en común en lámparas de descargas

3.3.2 Excitación

Un electrón más alejado del núcleo tiene mayor energía potencial eléctrica con respecto al núcleo que uno más cercano. Se dice que el electrón más distante está en un estado de energía mayor, o más elevado. Cuando un electrón se eleva por cualquier medio a un estado de energía mayor, se dice que el átomo o electrón están excitados. La posición superior del electrón es sólo momentánea y pronto regresará su estado de energía mínima. El átomo pierde energía adquirida temporalmente, cuando el electrón regresa a un nivel más bajo y emite energía radiante. El átomo ha sufrido el proceso de excitación y desexcitación. Los electrones que bajan de niveles de energía mayores a menores en un átomo excitado emiten, con cada salto un impulso palpitante de radiación electromagnética llamadas fotones, cuya frecuencia se relaciona con la transición de energía en el salto.

3.3.3 Fluorescencia

La agitación y el bombardeo térmico por partículas, como electrones libres de alta rapidez, no son los únicos medios para impartir a un átomo una energía de excitación. Un átomo puede excitarse

al absorber un fotón de luz. Muchos materiales que son excitados por luz ultravioleta, al desexcitarse emiten luz visible. Esta acción en los materiales se llama fluorescencia.

3.3.4 Lámparas Fluorescentes de mercurio de baja presión

La lámpara común consiste en un tubo cilíndrico de vidrio, con electrodos en cada extremo. En la lámpara los electrones se desprenden de uno de los electrodos y son forzados a vibrar de aquí para allá a grandes velocidades dentro del tubo, a causa del voltaje de corriente alterna. El tubo está lleno de vapor de mercurio, a muy baja presión, que se excita debido al impacto de los electrones de alta velocidad. Gran parte de la luz emitida está en la región de la luz ultravioleta. Es el proceso primario de la excitación. El proceso secundario se produce cuando la luz ultravioleta llega a los fósforos, que son materiales pulverulentos (es decir, en polvo) que están en la superficie interior del tubo. Los fósforos se excitan por la absorción de los fotones ultravioletas y fluorescen, emitiendo una multitud de fotones de menor frecuencia que se combinan para producir luz blanca.

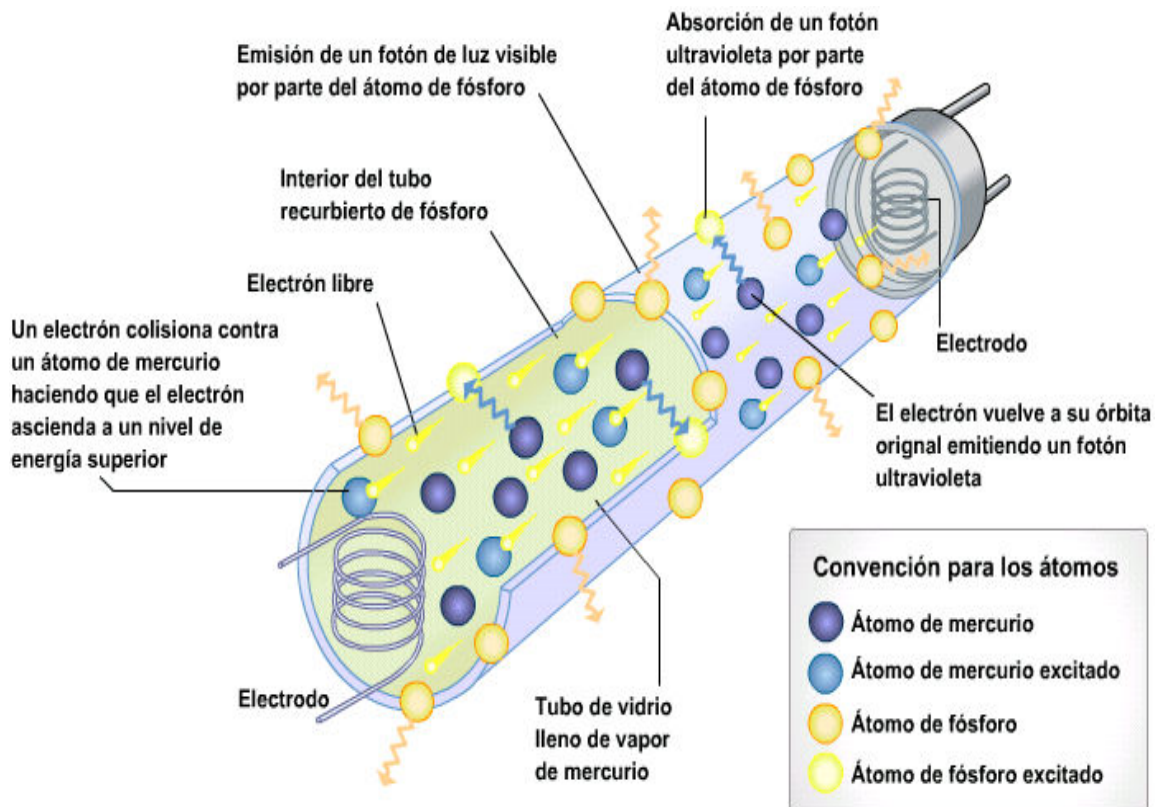


Figura 3.2. Un tubo fluorescente. Procesos que llevan a la formación de fotones de luz visible.

4. CAPITULO IV: ETAPA DE ESTUDIO

El estudio de los tubos de las unidades de fototerapia se llevó a cabo en Valdivia desde noviembre del 2005 hasta abril del 2006 en el Instituto de Física de la Universidad Austral de Chile. Este capítulo comprende tres partes: unidades y equipos utilizados, metodología aplicada y resultados obtenidos.

4.1. UNIDAD DE FOTOTERAPIA Y EQUIPOS DE MEDICIÓN USADOS

Las mediciones se realizaron a la unidad de fototerapia Air-Shields, por medio de tres equipos, el espectrorradiómetro SUV-100, un sensor PAR y el espectrofotómetro UV-500. Todos estos elementos son descritos a continuación.

4.1.1. Fototerapia Air-Shields

La unidad de fototerapia Air-Shields se compone básicamente de dos pares de tubos fluorescentes que aprovechan las propiedades terapéuticas de la luz para el tratamiento de la ictericia. Estos son un par de tubos azules (F20T12/BBY, Bili Blue) que son la base del tratamiento y un par de tubos luz día (TLT 20W/54) que otorgan una mejor evaluación del paciente, ya que, los tubos azules da un tinte azulado a los RN simulando cefaleas, náuseas, vahídos. Los tubos azules son ubicados en el centro de la unidad, mientras el par de tubos luz día se ubican en los extremos.

Tubos Azules F20T12/BBY

Estos tubos tienen un consumo de 20W, un flujo luminoso 225 lúmenes y una expectativa de vida de 9.000h. La figura 4.1 nos entrega un gráfico con su distribución espectral.

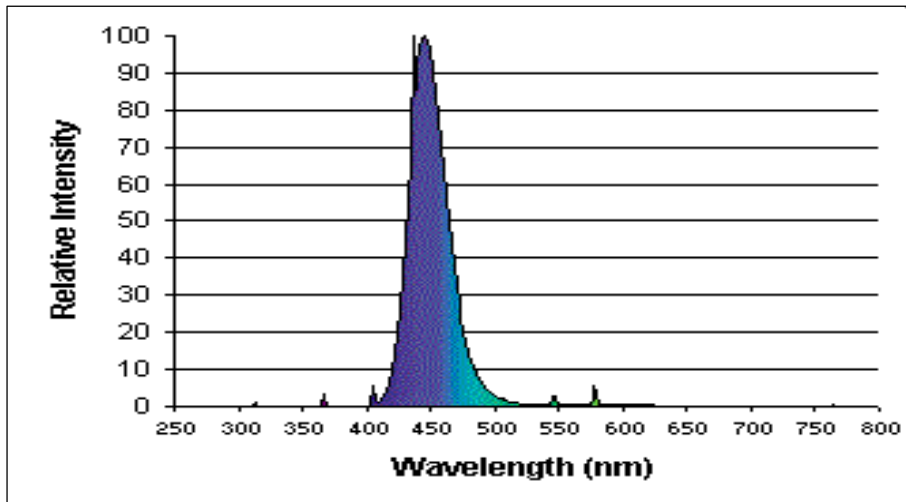


Figura 4.1. Distribución espectral lámpara tubo azul F20T12/BBY Bili Blue.

Tubos Luz Día TLT 20W/54

Estos tubos tienen un consumo de 20W, un flujo luminoso 1130 lúmenes y una expectativa de vida de 10.000h con un balasto balanceado. La **figura 4.2** nos entrega un gráfico con su distribución espectral.

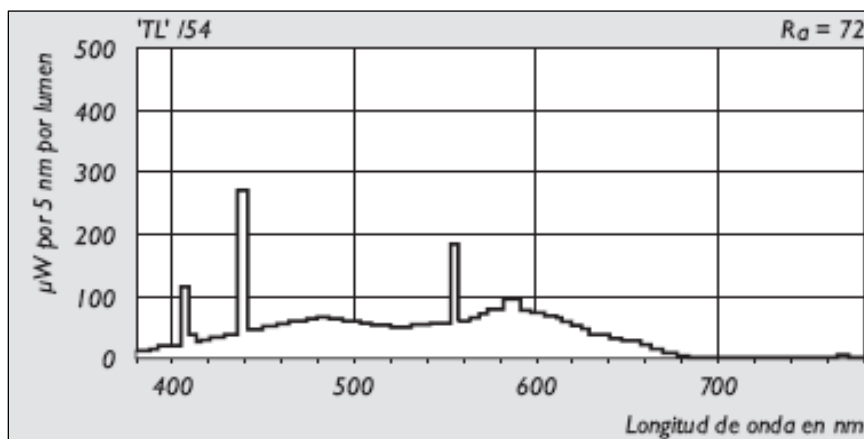


Figura 4.2. Distribución espectral lámpara tubo luz día TLT 20W/54

4.1.2. Espectrorradiómetro SUV-100

El SUV-100 se encuentra instalado en Valdivia desde Diciembre de 1996 sobre el techo del edificio de la Facultad de Ciencias para monitorear la radiación UV solar. Fue diseñado para

estar en función automática durante las 24 hrs. Requiere de inspecciones diarias (control de buen funcionamiento y limpieza del colector) y calibraciones absolutas manuales cada dos semanas.

En el SUV-100 la radiación incide sobre un difusor plano con respuesta coseno. Los fotones llegan hasta una esfera integradora ubicada bajo el difusor que posee una superficie interna de sulfato de Bario perfectamente reflectora y permite a los fotones tener la opción de alcanzar los filtros de banda adicionales (340 nm, 380 nm, 875 nm, PAR) adosados a la pared de la esfera o pasar a través del shutter o diafragma. A su detección monocromática la radiación inicialmente llega a un sistema de dispersión, que consta de un monocromador doble que cuenta con dos redes de difracción que separa la radiación en sus longitudes de onda individuales. La salida del monocromador se enfrenta a un tubo fotomultiplicador donde la señal luminosa se transforma en una señal de corriente eléctrica neta.

Dependiendo del tamaño de la señal (que principalmente depende del intervalo de longitudes de onda, la hora del día, la estación del año) el software tiene programado el alto voltaje con el cual funciona el fotomultiplicador en cada barrido que realiza. En el diagrama en bloque de la **figura 4.3** se muestran los componentes principales del instrumento.

El equipo normalmente realiza lo que se denomina barrido de datos que corresponden a la medición de la irradianza solar mientras que los barridos de respuesta, de longitud de onda, background y absoluto se usan para calibración y control de calidad.

Barrido de datos

Los barridos de datos pueden modificarse a elección el ancho de banda y la cantidad de muestras en ese espectro.

Barrido de Respuesta

Permite rastrear la sensibilidad del sistema al barrer espectralmente la lámpara de referencia interna 45W (cuarzo halógeno) y establecer la conversión de las corrientes a irradiancias. Consiste en diferentes barridos con las condiciones de control y alto voltaje idénticas a los barridos de datos.

Barridos de longitud de onda

Calibra la precisión en longitud de onda del sistema. Para ello se energiza la lámpara de mercurio y se cierra el obturador.

Barrido Absoluto

Tiene como objetivo monitorear la intensidad de radiación de la lámpara de 45W comparándola con una lámpara calibrada de 200W que se monta sobre el colector con un montaje espectral.

4.1.3 Espectrofotómetro UV-500

Espectrofotómetro visible y ultravioleta de Unicam, permite obtener una curva de absorción promedio para diferentes muestras con distintas concentraciones de bilirrubina, y así conseguir el ancho de banda efectivo de la emisión de los tubos.

Consideraciones Teóricas

El espectrofotómetro utiliza el término espectrofotometría que se refiere al uso de la luz para medir las concentraciones de sustancias químicas.

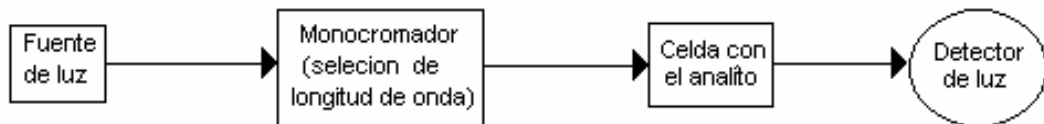


Figura 4.3 Diagrama de esquema básico de un espectrofotómetro

Una fuente de luz se hace pasar por un monocromador. Este permite seleccionar un haz de luz con una única longitud de onda. Este haz de luz monocromática incide sobre una celda de ancho b , que contiene la disolución con el analito. Si la disolución absorbe la luz, la potencia radiante incidente (P_o) del haz de luz disminuye al emerger de la celda. Los valores de la potencia radiante emergente (P) tienen que cumplir necesariamente la siguiente relación:

$$P \leq P_o$$

La transmitancia se define de la siguiente forma:

$$T = \frac{P}{P_0}$$

En tanto, la absorbancia se define como:

$$A = -\log T = \log \frac{P_0}{P}$$

Ley de Beer

$$A = \varepsilon \cdot b \cdot c$$

- A es la absorbancia (magnitud adimensionada)
- ε es un coeficiente de proporcionalidad denominado absorbidad molar. Indica la absorbancia de una determinada sustancia a una longitud de onda dada y se expresa en $M^{-1} \cdot cm^{-1}$.
- b es el ancho o espesor de la celda donde se deposita la muestra y se expresa en cm.
- c es la concentración expresada en moles/L, es decir, Molar.

La ley de Beer establece que la absorbancia es proporcional a la concentración de las especies absorbentes.

4.1.4 Sensor PAR

PAR (Photosynthetically Active Radiation), se define como la región del espectro comprendida entre 400 a 700 nm (luz visible). El sensor LI-COR utiliza un fotodiodo de silicio al que se modifica su respuesta y se le agrega un filtro para proporcionar una respuesta “cuántica” en el rango de longitudes de onda que van de 400 a 700 nm. El instrumento mide densidad de flujo de fotones en las unidades de $\frac{\mu E}{m^2 S}$ en que 1E= 1 mol de fotones.

4.2 METODOLOGÍA Y TRATAMIENTO DE LA INFORMACIÓN

4.2.1. Mediciones de irradianza emitida por la unidad de fototerapia Air-Shields

Se midieron los niveles de irradianza de la unidad de fototerapia para diferentes condiciones con ayuda del espectrorradiómetro SUV-100 durante la noche cuando no existía luz solar.

Para esto la fototerapia fue situada sobre el espectrorradiómetro apoyándola en una base de madera (**figura 4.4**), considerando además que el centro de la fototerapia quede perpendicular al

colector del espectrorradiómetro, todo esto para recrear condiciones similares entre la unidad de fototerapia y el sector más irradiado en el RN. Una vez ubicados ambos equipos, se procedió a ajustar el software de adquisición de datos. Esto se realiza para fijar intervalos de muestreo, evitar saturación en los niveles de pic en cada medida y generar una repetición en algunos barridos de datos.

Cada medición consistió en un barrido espectral de la lámpara obteniéndose una corriente asociada a cada longitud de onda. Para obtener la irradianza se usa la siguiente relación:

$$\frac{I_{LAMPARA} Neta(\lambda)}{E_{LAMPARA}(\lambda)} = \frac{I_{45W} Neta(\lambda)}{E_{45W}(\lambda)}$$

De modo que nuestra incógnita, $E_{LAMPARA}(\lambda)$ se define a través de:

$$E_{LAMPARA} = \frac{I_{LAMPARA} - Dark1}{I_{45W} - Dark2} * E_{45W}$$

Donde,

$I_{LAMPARA}$ = Corriente obtenida en los barridos de las lámparas a estudiar

$E_{LAMPARA}$ = Irradianza de las lámparas en $\mu W / cm^2 / nm$, es el valor a conocer.

I_{45W} = Corriente obtenida en barrido de respuesta

E_{45W} = Factor de calibración para cada λ , información que se obtuvo con anterioridad a partir de una serie de calibraciones realizadas con lámpara calibrada de 200 W (externa).

$Dark1$ = Barrido de datos con la unidad de fototerapia apagada y shutter abierto

$Dark2$ = Barrido de la lámpara interna de 45W apagada y shutter cerrado



Figura 4.4 Unidad de fototerapia ubicada sobre el espectroradiómetro para mediciones de irradianza

Se realizaron las siguientes mediciones de la emisión de la unidad de fototerapia:

- a) Barrido desde 250 a 600 nm, cada 1 nm para diferentes alturas y tubos fluorescentes (blancos y azules) con distintas horas de uso de las lámparas.
- b) Barrido de datos desde 400 a 500 nm, cada 1nm para diferentes alturas y tubos fluorescentes (blancos y azules) con distintas horas de uso de las lámparas.
- c) Serie de "10" barridos desde 250 a 600 nm, cada 5 nm para una determinada altura y set de tubos (blancos y azules).
- d) Barrido de datos desde 400 a 500 nm, cada 1nm a 4 pares de tubos azules (nuevos, 1114h, 1700h y 3000h), para diferentes alturas (35 cm. y 45 cm).
- e) Barrido de datos con equipo de fototerapia apagado (Dark1) para obtener las señales de irradianza de fondo (shutter abierto) para cada ancho de banda mencionada en los puntos a), b) y c)
- f) Barrido de señal de lámpara interna de 45W (I_{45W}), para cada ancho de banda mencionada en los puntos a), b) y c), con shutter cerrado.

- g) Barrido de señal con la lámpara de 45W apagadas y shutter cerrado (Dark2) para determinar ruidos en el barrido de la lámpara de 45W (letra f)

4.2.2. Uso del Sensor PAR para determinar la distribución espacial de la irradianza emitida por la unidad de fototerapia

Dada la dificultad de usar el SUV-100 para hacer mediciones de la distribución espacial de la irradianza emitida por la unidad de fototerapia, se usó un sensor LICOR portátil que mide la radiación visible total (PAR) emitida por las lámparas de la unidad. Para ello se establecieron diferentes puntos de medida señalados en la **figura 4.6**.

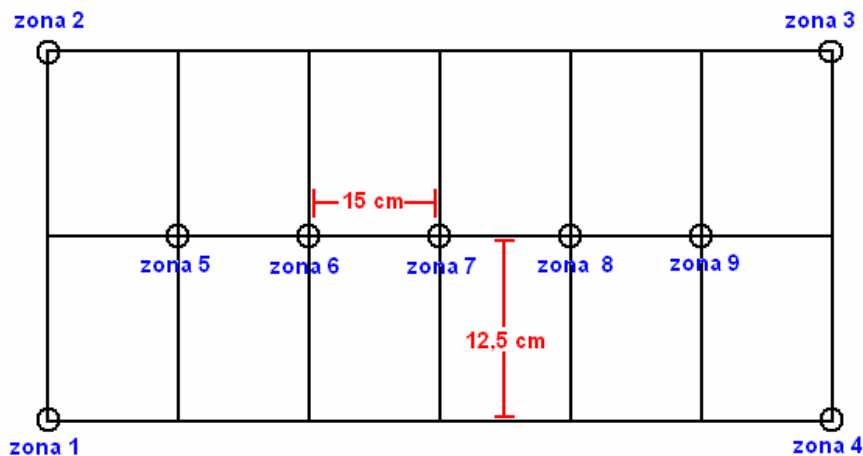


Figura 4.6 Puntos de medición de la irradianza emitida en la superficie correspondiente a la cuna (ubicación del RN).

La zona 7 representa el centro de la unidad de fototerapia. Las zona 6 y zona 8 están distanciadas a 15 cm del centro. La zonas 5 y la zona 9 están ubicadas a 30 cm de la zona 7. Las zonas 1, 2, 3 y 4 son las proyecciones de las esquinas de la unidad de fototerapia

Las medidas se realizaron para las alturas de 30 y 40 cm, únicamente con tubos azules y con distintos tiempos de uso (tubos nuevos, 1114h y 3000h).

4.2.3. Medición de la absorbancia de la molécula de bilirrubina mediante el espectrofotómetro

Mediante el uso del espectrofotómetro Unicam se realizaron tres barridos con diferentes concentraciones de bilirrubina de 6.6 mg/dl, 12 mg/dl y 30.3 mg/dl. Cada muestra fue diluida de tal manera que la concentración fuera de 2 mg/dl, para después promediar los niveles de absorbancia y obtener la curva promedio de las muestras. De esta manera se verificará el ancho de banda efectivo de longitudes de onda que modifica la estructura de la molécula.

4.3 RESULTADOS

4.3.1. Barridos realizados por el espectrorradiómetro

En la **figura 4.7** se observa que la mayor parte de la energía radiante emitida por las lámparas se encuentra representada en un lóbulo principal que está presente en la banda de los 400 a 500 nm con su máximo a 445 nm. Esto es concordante con la absorbancia de la molécula de bilirrubina (**figura 4.8**), que confirma la eficacia de los tubos para el tratamiento en la banda de interés de 425 a 475 nm mencionada en los textos referentes a la fototerapia. Además en la **figura 4.7** se incluye la emisión de un tubo nuevo a una altura de 30,5 cm., mostrando que el uso y eventual desgaste de las lámparas no produce un desplazamiento del espectro sino menores niveles de irradianza a mayor uso.

En la **tabla 4.1** se observa que los valores de energía en la banda de interés para diferentes alturas son superiores a los $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, valor mínimo para la producción de lumirrubina, que asegura un tratamiento efectivo.

Alturas / Bandas	251- 399	400 – 424	425- 475	476 – 600	436 - 456
22 cm	0.47	4.44	29.22	21.09	34.90
25 cm	0.40	3.79	25.36	18.47	30.27
30,5 cm	0.32	2.99	19.34	14.25	22.98
30,5 cm, T. Nuevos	0.36	3.52	24.05	17.21	29.08
35,5 cm	0.27	2.43	15.57	11.50	18.45
40,5 cm	0.22	2.00	12.79	9.45	15.14
45 cm	0.19	1.66	10.64	7.86	12.59

Tabla 4.1 Energía promedio emitida por tubos de 1114h (en $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$) para diferentes bandas del espectro y alturas en la zona 7 (**figura 4.6**). Se incluye una medida para tubos nuevos a 30,5 cm de altura.

4.3.2. Relación de la irradianza emitida por tubos azules y blancos

Los tubos azules representan el 76% del aporte de irradianza en el tratamiento en comparación a los tubos blancos en la banda de interés, ver **figura 4.7**. En las demás bandas de longitudes de onda los tubos blancos son predominantes, pero con bajos niveles de irradianza en comparación a toda la energía que se concentra en la banda de 425 a 475 nm.

4.3.3. Cambios de Irradianza por alturas y degradación por uso en la banda efectiva para el tratamiento (425-475 nm)

En la **tabla 4.1** la irradianza promedio emitida por tubos de 1114h para diferente altura (entre la unidad de fototerapia y el colector del espectrorradiómetro), muestran una curva que puede ser representada por una ecuación polinómica de grado 4, obtenida por el método de interpolación de Lagrange (mediante el software MATLAB, **figura 4.13**).

Teniendo esta ecuación podemos conocer la altura en donde se obtiene la radiación efectiva de $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, siendo de 53,4 cm (utilizando tubos con 1114 h).

El comportamiento de la emisión de la fototerapia, entre los rangos de altura medidos, es una composición entre una fuente puntual y una fuente infinita.

Los tubos nuevos entregan niveles de irradianza más elevados que los tubos con uso superior a 1114 h. y esa diferencia es constante para cada cambio de altura (ver **figura 4.10**). Cuando los tubos alcanzan un determinado tiempo de uso entregan niveles de irradianza similares con diferencia iguales o menores a 2%, esto se aprecia en tubos de 1114h, 1716h y 3000h. De lo anterior podemos también indicar que los tubos de 3000 h. los cuales se dan de baja están igualmente operativos como los tubos de menor tiempo de uso, dejando claro que su vida útil es ampliable por otro periodo de tiempo.

4.3.4. Distribución espacial

Para tubos nuevos y usados a una altura de 30 cm., las mediciones muestran que el borde representado por la zonas 1, 2, 3 y 4 caen en un 44% promedio con respecto al centro de la

fototerapia (zona 7). Este valor porcentual aumenta a 56% para una altura de 40 cm, (ver **figura 4.11**). Esta variación porcentual se explica porque a medida que se alejan las lámparas la emisión tiende a comportarse como una fuente puntual

4.3.5. Errores asociados a las medidas

El promedio obtenido de diferentes barridos (n=9) en las mismas condiciones arrojaron un valor de 14.21 $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, una desviación estándar de 0,085 que representa un error de 0,6 % en la banda de 425 a 475 nm. Esto representado en la **figura 4.12**, donde se puede observar como las amplitudes de cada barra está cercano a la amplitud promedio, indicando una dispersión muy baja.

La mayor probabilidad de dispersión o error es más significativo en la región UV con un 1,57 %. Esto se debe a la mejor sensibilidad que presenta el equipo en esta banda.

4.3.6. Aporte UV y Eritema

Las medidas de irradianza en la zona UV son despreciables en comparación al aporte total en el tratamiento, representando un 1,4% de irradianza. En la **figura 4.9** podemos ver que el aporte de los tubos blancos representa un 91% de irradianza en esta zona.

A pesar de considerarse despreciable el porcentaje de UV (1,4%), un tratamiento que se prolongue en el tiempo podría provocar un enrojecimiento en la piel sensible pasadas las 29hrs con tubos de uso de 1114 hrs. a una distancia de 30,5cm y en 24 hrs. con tubos nuevos a la misma distancia, ver **tabla 4.2**.

Tipo de Piel	Distancia entre RN y Unidad de Fototerapia (cm.)				
	25	30.5	30.5 N	35.5	40.5
A	19	29	24	29	41
B	24	36	30	36	51
C	34	50	42	51	71

Tabla 4.2 Tasa de dosis eritemáticas en $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ calculadas integrando las irradianzas desde los 250 a los 400 nm, ponderando por el espectro de acción según McKinlay y Diffey.

5. CAPITULO V: DISEÑO IMPLEMENTACIÓN Y CARACTERÍSTICAS DEL RADIÓMETRO PORTÁTIL

El diseño, implementación y características de funcionamiento del equipo esta determinada por la información recopilada en los capítulos anteriores. Del capítulo 2 obtenemos los antecedentes biológicos de la bilirrubina al estar expuesta al espectro electromagnético, estableciendo un ancho de banda efectivo en la transformación de la molécula. En el capítulo 3 se conoce las características y comportamiento de la variable física a medir y en el capítulo 4, la certeza de que los parámetros obtenidos en los capítulos anteriores son realmente los que se necesitan medir.

Con esta información se determinó construir un equipo que mida dosis promedio de energía radiante en un espectro limitado, determinado por la sensibilidad de la molécula de bilirrubina en la banda de 425 a 475 nm.

Este instrumento esta diseñado para entregar mediciones relativas las cuales están calibradas por las curvas obtenidas por el espectrorradiómetro SUV-100, el cual cumple con los estándares de calidad aceptables a nivel mundial.

El diseño del equipo se divide principalmente en 4 etapas, una de entrada, de procesos, etapa de alimentación y periféricos.

En la etapa de entrada ingresa una distribución espacial de señales del espectro electromagnético (principalmente visible). Ingresando al colector y posteriormente a un filtro óptico de 450 nm de ± 25 nm de tolerancia, dejando pasar la luz entre los 425 y 475 nm., después de ello la señal electromagnética es directamente trasformada a corriente y esta en voltaje. Todo esto lo realiza un fotodiodo que contiene un amplificador integral. Al final de la etapa de entrada se incorpora un amplificador de calibración, ligado a la sensibilidad del fotorreceptor.

La señal analógica es ingresada a la etapa de proceso, entrando a un filtro activo y luego a un conversor análogo-digital incorporado a un microcontrolador PIC 16f877A el cual interpreta y asocia estos valores con niveles de irradianza, para que posteriormente sean visualizados en un display o un PC mediante una interfase con conexión serial.

La etapa de periféricos está compuesta por una unidad de pulsadores o teclado, un display y la interfase que comunicación RS 232. Las tres etapas anteriores son alimentadas por una tapa específica, a la cual ingresa un nivel de voltaje continuo de 9 volts, entregando +5V y -5V a la salida.

La implementación de cada etapa fue optimizada a medida que se realizaron pruebas de funcionamiento en laboratorio, teniendo que cambiar e incorporar componentes nuevos para optimizar el diseño del equipo, debido principalmente a problemas de ruido y elevado consumo de energía, logrando obtener el diseño presentado en este capítulo.

En sección anexos capítulo 5 (**figura 5.1**), se encuentra un diagrama general del diseño del equipo.

5.1 ETAPA DE ENTRADA

Comienza con la detección de la señal y transformación a un nivel de voltaje analógico, pasando por un difusor (colector), un filtro óptico, un fotodiodo con amplificador integral y un amplificador de calibración.

Físicamente es un sensor de 85mm y 95 mm. de diámetro, y 132 mm de alto, transmite hacia la etapa de proceso los niveles de irradianza en un valores de voltaje.

A continuación se especificará las etapas más importantes describiendo su funcionamiento en el proceso.

5.1.1 Filtro Óptico de Interferencia

El filtro óptico de interferencia utilizado es de 450nm con una tolerancia de +- 25nm.

Estos filtros están compuestos por dos o más películas metálicas parcialmente reflectoras separadas por capas de material transparentes.

En estas capas transparentes la luz que incide sufre descomposiciones consecutivas en haces reflejados y transmitidos. Tanto los haces reflejados como los transmitidos tienen entre si un desfase cuya magnitud está dada por la diferencia de cambio óptico

A continuación se muestra un esquema de la trayectoria colector y filtro

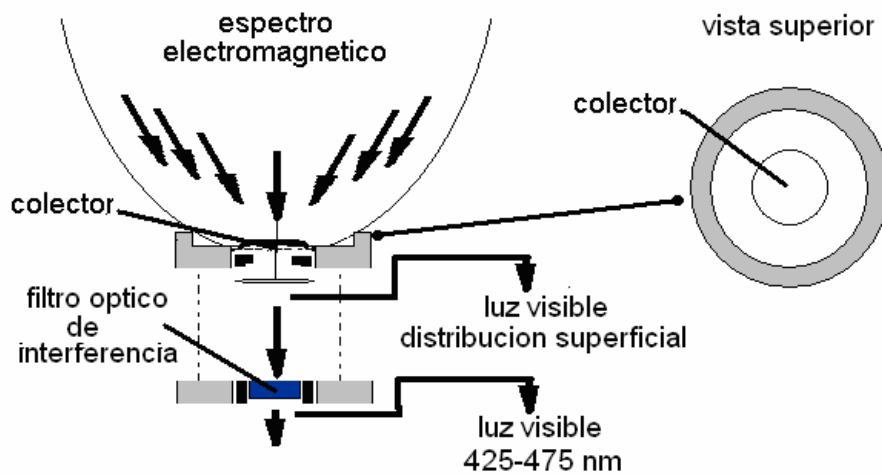


Figura 5.2. Esquema de la trayectoria colector y filtro

5.1.2 Fotodiodo con amplificador integral IPL10530

Este dispositivo es uno de los más importantes del diseño, transformando la luz visible entre 425-475 (delimitada por el filtro de interferencia), a una señal débil de corriente y esta a un nivel de voltaje.

Como en la etapa inicial es primordial disminuir los niveles de ruido, se eligió este dispositivo, ya que, entrega directamente un voltaje amplificado (dentro de los niveles lógicos) cuando a la entrada ingresa luz. Esto disminuye el ruido generado, ya que si se utilizara un diseño electrónico con elementos por separado se obtendría un ruido mayor por la suma de cada componente.

El IPL posee una respuesta completamente lineal entre irradianza y voltaje, una curva de sensibilidad y respuesta polar aceptable para satisfacer las necesidades del sistema.

El dispositivo consta de un fotodiodo y un amplificador integral (**Figura5.3**)

Las curvas de funcionamiento del dispositivo se encuentran en anexo (**Figuras 5.4**)

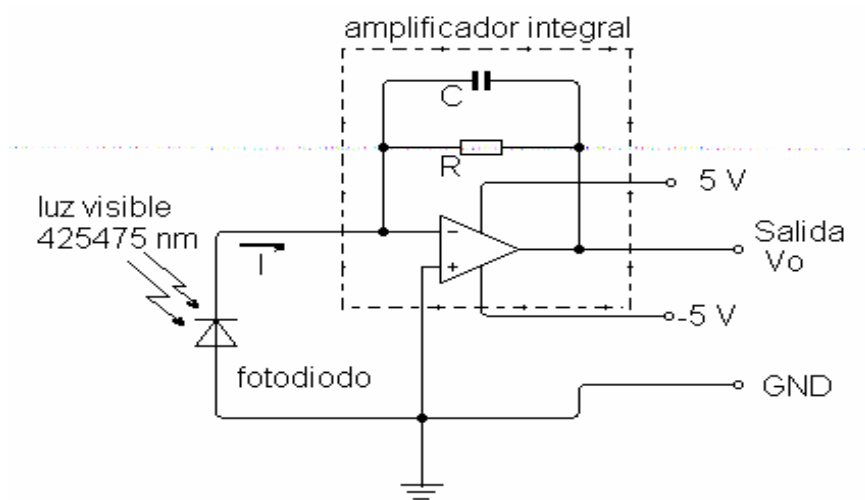


Figura 5.3. Configuración interna del fotodiodo con amplificador integral IPL10530

5.1.3 Amplificador de calibración

Tiene por objetivo calibrar la ganancia del voltaje entregado por el IPL de manera que por medio de las curvas de calibración obtener un nivel apropiado para la etapa de proceso.

El amplificador operacional TL071 se seleccionó principalmente por su bajo ruido: $18 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ y bajo consumo eléctrico: 2 mA con $\pm 5 \text{ V}$ de entrada.

A continuación el diagrama del circuito electrónico

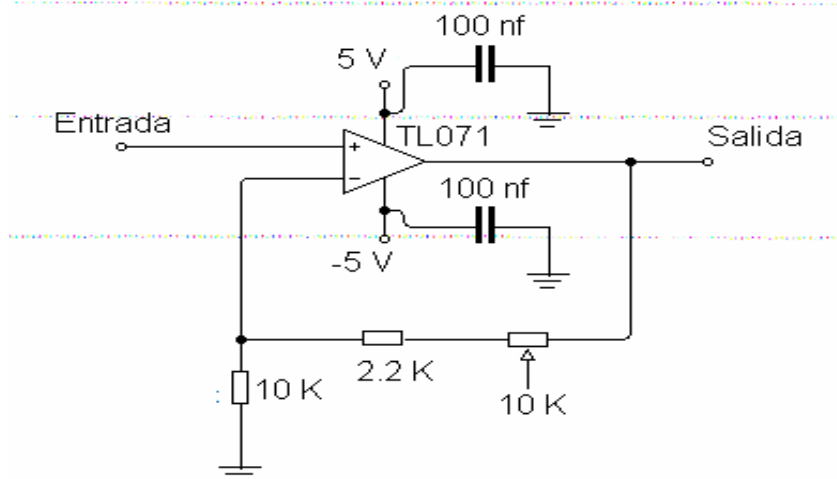


Figura 5.5. Circuito del amplificador de calibración

La ganancia del amplificador tiene un factor de $22/100$ a $122/100$.

5.2 ETAPA DE PROCESO

Comienza con el filtrado de la señal analógica y finaliza con la entrega de esta señal en un valor de irradianza a un display o un computador. El dispositivo principal es un microcontrolador PIC 16f877A, el cual posee un conversor, un USART, TIMER, entre otros elementos y programado en lenguaje ensamblador

A continuación cada etapa de proceso de la señal:

5.2.1 Filtro activo

Se llaman activos, ya que, constan de elementos pasivos (células R-C) y elementos activos como amplificadores operacionales.

El diseño fue de primer orden con el fin de disminuir los componentes electrónicos del circuito, esto se hizo debido a que la señal tendrá un filtrado digital dentro del microcontrolador.

El filtro tiene por objetivo eliminar la periodicidad de la señal, que tiene el comportamiento de la red eléctrica, aunque con el doble de frecuencia 100 hz, (figura 5,6).

Esta forma se explica porque el fotodiodo transforma a voltaje la irradianza del ciclo positivo como negativo de los 50 Hz. Se aprecia además un ruido asociado a la señal.

La configuración electrónica del filtro se divide en un filtro pasivo RC pasa bajo y una configuración "seguidor de voltaje". La primera elimina la frecuencia de 100Hz y el operacional sirve de acoplador de impedancia.

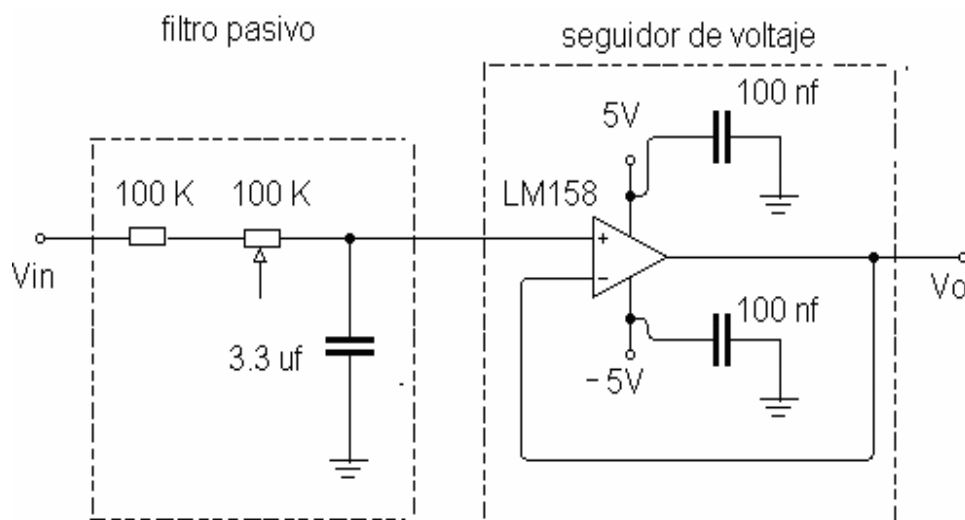


Figura 5.7. Circuito electrónico del filtro activo.

El valor de la resistencia y el condensador designan la calidad del filtro. Después de diversas pruebas se obtuvo una capacitancia de 3,3 μf y un valor ohmmico de 182 $\text{K}\Omega$, obteniendo una velocidad de respuesta aceptable en la estabilización de la irradianza visualizada en el display (100 ms aproximadamente por muestra), y además dejando pasar un ruido por debajo de los valores reconocidos por el conversor.

La frecuencia de corte viene dada por la siguiente expresión.

$$F_c = \frac{1}{2\pi R C}$$

Donde,

$$R = 182 \text{ k}\Omega$$

$$C = 3,3 \mu\text{f}$$

$$F_c = 0,265 \text{ Hz}$$

5.2.3 Microcontrolador, PIC y características

Los microcontroladores son circuitos integrados que incorporan todos los bloques funcionales de un Sistema Microprocesador en un único encapsulado o chip, convirtiéndolo en un sistema mínimo dentro de un solo dispositivo. Para funcionar sólo necesita una tensión continua estable y un oscilador. Su tarea es Interpretar (decodificar) combinaciones de bits (instrucciones) y generar señales digitales internas y/o externas, para ejecutar de manera continua una secuencia de instrucciones (programa) que permita controlar un sistema o subsistema electrónico

Los microcontroladores PIC fueron los primeros microcontroladores RISC, es decir, microcontroladores con un juego de instrucciones reducido. Los principales beneficios de esta simplicidad en el diseño son que los microcontroladores se implementan en chip muy pequeños, con pocos pines, y tienen un consumo de potencia muy bajo. Las principales características de los PIC son:

- *CPU o procesador*, es el cerebro del sistema que procesa todos los datos que viajan a lo largo del bus.
- *Memorias*, está formada por una no volátil (ROM, EEPROM, FLASH) donde se almacenan los programas y una volátil (RAM) donde se almacenan los datos.

- *Reloj principal*, normalmente todos los microcontroladores tienen incorporados circuitos osciladores para el funcionamiento de éstos.
- *Puertos E/S (Entrada/Salida)*, soportan las líneas que comunican al microcontrolador con los periféricos externos.
- *Perro guardián o Watchdog*, Contador que resetea al microcontrolador cada vez que se desborda. Sirve para evitar fallos de funcionamiento, por lo que hay que inicializarlo periódicamente antes de que rebose.
- *Protección ante fallo de alimentación o Brownout*, circuito que resetea al microcontrolador cuando la tensión de alimentación baja de un cierto límite.
- *Temporizadores*, para controlar periodos de tiempo.
- *Convertidores A/D y D/A*. (Analogico/Digital y Digital/Analogico)
- *Comparadores analógicos*
- *Moduladores de ancho de pulsos*.
- *Puertos de comunicación*, tanto serie como paralelo.
- *Control de interrupciones*

5.2.3.1 PIC 16F877A

El integrado PIC16F877A es un microcontrolador perteneciente a la familia de gama media de la Microchip, de 40 pines con una capacidad de memoria flash de 8 K*14 bits, además de poseer 5 puertos configurables.

5.2.3.2 Puertos E/S

Las puertas de E/S digital son el periférico más simple de todos los que aparecen en los PIC, son 5 puertos de entrada/salida denominados PORTA, PORTB,..., PORTE. Estos puertos son totalmente programables, es decir, sus líneas pueden ser configuradas para trabajar como entradas o como salidas a selección del programador. En algunos puertos estos pines están multiplexados con otras funciones alternativas (convertidores A/D, E/S serie, etc.). En el caso que lo tengamos para esa función, el pin no podrá funcionar como E/S digital.

Los pines de las puertas E/S pueden ser seleccionados de forma individual para que actúen como pines de entrada o de salida, a través de los registros TRIS, de tal forma que si TRISX<n> es:

0 => Pin n de la puerta X actúa como salida.

1 => Pin n de la puerta X actúa como entrada.

Cuando se produce un reset TRISX se pone a 1, configurando así las puertas como entradas y evitando que se active indebidamente algún dispositivo externo que estuviera conectado al PIC.

5.2.3.3 Temporizadores

Posee tres temporizadores denominados TMR0, TMR1 y TMR2. Para nuestros requerimientos se utilizaron el TMR0 y TMR1 que a continuación serán explicados.

TMR0

El Timer 0 o TMR0 es un contador/temporizador de 8 bits. Este registro se incrementa continuamente a una frecuencia seleccionable manejada por un preescalador y el reloj interno $F_{osc}/4$ (modo temporizador) o bien, por un preescalador y una señal externa (modo contador).

El modo utilizado del TMR0 fue como temporizador. En el modo temporizador la señal de reloj que controla el incremento del registro TMR0 es la frecuencia $F_{cy} = F_{osc}/4$, la cual puede ser dividida opcionalmente por el preescalador si así se desea (como se puede ver en la **figura 5.8**, anexos). Este modo es seleccionado al limpiar el bit TOCS (OPTION_REG<5>). En este modo, el contenido del registro TMR0 se incrementará a la frecuencia F_{cy} dividida de acuerdo al preescalador, sin embargo, si se realiza una escritura al registro TMR0, su incremento es inhibido por los siguientes dos ciclos de instrucción (T_{cy}).

Para lograr una temporización en concreto hay que inicializar el valor del TMR0 con el valor adecuado. Para calcular este valor a cargar se utiliza la siguiente expresión:

$$T_{TEMPO} = (256 - V_{TMR0}) \cdot 4 \cdot T_{OSC} \cdot Valor_del_Predivisor$$

T_{TEMPO} = Tiempo a durar la temporización.

V_{TMR0} = Valor a ingresar en el registro TMR0.

T_{OSC} = Periodo del oscilador o cristal PIC

TMR1

Es un contador/temporizador ascendente de 16 bits, el cual está implementado con dos registros de ocho bits que son TMR1H y el TMR1L. Ambos registros se pueden leer y escribir desde el núcleo del microcontrolador. TMR1 (TMR1H:TMR1L) puede contar desde 0x0000 hasta 0xFFFF (d'65535') y rebosará, iniciando de nuevo la cuenta desde 0x0000; el flag TMR1IF (PIR1<0>) se pone a 1 con ese desbordamiento.

En modo temporizador, el TMR1 se incrementa con cada ciclo de instrucción si no se usa el prescaler ó divisor previo o bien cada varios ciclos de instrucción (dependiendo del valor del prescaler).

5.2.3.4 Conversor Análogo Digital A/D

El ADC es un convertidor de aproximaciones sucesivas de 10 bits, el cual puede realizar la conversión de una de las 8 entradas (o canales) analógicas AN0,..., AN7 multiplexadas por la lógica interna que utiliza como líneas de selección del canal los bits CHS2:CHS0, en donde se coloca el número en binario del canal a convertir. La señal de referencia para el convertidor puede ser VDD o el valor leído a través de la pin AN3/VREF.

Todo convertidor ADC requiere voltajes de referencia que determinan el valor de mínima escala (VREF-) y el de plena escala (VREF+), de manera que la conversión de un valor de voltaje analógico V_{in} en el rango de VREF- a VREF+ producirá un valor equivalente binario D en el rango de 0 a 2^n , donde n es la resolución del convertidor ($n = 10$).

Los registros asociados al convertidor son:

- ADCON0: Registro de control 0: Controlan la operación A/D del módulo.
- ADCON1: Registro de control 1: Configura las funciones del canal a seleccionar.
- ADRES: Resultado de la conversión.

Pasos en una conversión A/D

a) Configurar el módulo A/D.

- Definir entradas analógicas y tensión de referencia. (ADCON1)
- Seleccionar el canal de la conversión. (ADCON0)
- Seleccionar el reloj de la conversión. (ADCON0)
- Encender el módulo A/D. (ADCON0)

- b) Configurar la interrupción por conversión A/D.
 - Bajar el flag ADIF. (PIR1)
 - Habilitar la interrupción del convertidor A/D. (PIE1)
 - Habilitar las interrupciones de los periféricos. (INTCON)
 - Habilitar la máscara global de interrupciones. (INTCON)
- c) Esperar a que transcurra el tiempo de adquisición.
 - Tiempo necesario para capturar el valor analógico a convertir.
 - Los valores típicos del tiempo de adquisición son del orden de 20 μ s.
- d) Comenzar la conversión
 - Poner a “1” el bit GO/DONE. (ADCON0). No activar este bit a la vez que se enciende el convertidor A/D.
- e) Esperar a que se complete la conversión A/D.
 - Controlando cuándo el bit $\overline{GO/DONE}$ se pone a “0”.
 - Esperando a que llegue la interrupción del convertidor.
- f) Leer el resultado de la conversión.
 - Disponible en los registros ADRESH:ADRESL.
 - Bajar el flag ADIF si se están usando interrupciones.
- g) Llevar a cabo la siguiente conversión.
 - Volver al paso 1 ó 2, según convenga.
 - Espera mínima antes de empezar la siguiente adquisición: 2·TAD. Esta espera no es necesaria en el caso de los PIC16F87A porque el interruptor de captura se “cierra” en cuanto se obtiene el resultado.

En la **figura 5.9**, un diagrama de tiempo que se muestran los eventos que tienen lugar durante el proceso de una conversión analógico / digital, (ver anexos)

5.2.2.7 Voltaje de referencia

Este módulo proporciona una tensión seleccionable que se obtiene mediante el uso de 16 resistencias en serie. En la **figura 5.10** se ve el hardware de este módulo.

Los distintos valores que puede obtener, en función de los bits VR3:VR0 del registro VRCON y VRR del registro VRCON, con una alimentación de 5V son los indicados en la **tabla 5.1**.

VR3:VR0	VREF	
	VRR = 1	VRR = 0
0000	0.00	1.25
0001	0.21	1.41
0010	0.42	1.56
0011	0.63	1.72
0100	0.83	1.88
0101	1.04	2.03
0110	1.25	2.19
0111	1.46	2.34
1000	1.67	2.50
1001	1.88	2.66
1010	2.08	2.81
1011	2.29	2.97
1100	2.50	3.13
1101	2.71	3.28
1110	2.92	3.44
1111	3.13	3.59

Tabla 5.1. Voltajes de referencia típicos con VDD = 5.0 V

Como se puede ver, no se pueden obtener todo el rango de tensiones desde VDD hasta VSS. Hay que tener en cuenta los consumos de potencia al habilitar el pin de salida de VREF.

5.2.2.8 Comparador Analógico

Este módulo contiene dos comparadores analógicos, cuyas entradas están multiplexadas con pines E/S, el registro que se utiliza para su configuración es el registro CMCON.

En la **figura 5.11** (ver anexos) se muestra la relación entre las entradas analógicas y la salida digital de un comparador. Como se puede ver cuando la entrada analógica V_{IN+} es menor que V_{IN-} , la salida del comparador está a nivel bajo. En caso contrario la salida está en nivel alto. Las áreas sombreadas de la salida del comparador representan una incertidumbre, debida al offset del operacional y al tiempo de respuesta. La señal de referencia puede ser tanto externa como interna.

5.2.2.9 USART

La USART (Transmisor – Receptor Serie Síncrono – Asíncrono Universal), también conocido como el interfase de comunicación serie (SCI), es uno de los módulos de comunicación serie que poseen los PIC. Puede configurarse como una unidad de comunicación en serie para la transmisión de datos asíncrona con dispositivos tales como terminales de computadora o computadoras personales, o bien para comunicación síncrona con dispositivos tales como convertidores A/D o D/A, circuitos integrados o memorias EEPROM con comunicación serial.

El método utilizado por nuestro equipo es el modo asíncrono, donde cada carácter va señalizado mediante dos bits: un bit de inicio y un bit de paro, estos dos bits permiten al receptor reconocer el inicio y el final de cada carácter. La especificación RS404 de EIA (Electronic Industries Association) define las características del método asíncrono para transmisión en serie de acuerdo a las siguientes reglas:

- a) Cuando no se envían datos la línea debe mantenerse en estado 1.
- b) Cuando se va a mandar un carácter se envía primero un bit de inicio de valor 0.
- c) A continuación se envían todos los bits del carácter a transmitir al ritmo marcado por el reloj de transmisión.
- d) Después del último bit del carácter enviado se envía un bit de paro de valor 1.

Los registros asociados a este modulo son:

- TXSTA: Registro de control y estado de la transmisión.
- RCSTA: Registro de control y estado de recepción.
- SPBRG: Registro de selección de baudios.

5.2.3 Software

El microcontrolador posee un juego de 35 instrucciones en lenguaje ensamblador para generar el código fuente. Aunque, el único lenguaje que entienden los microcontroladores es el código máquina formado por ceros y unos del sistema binario, el lenguaje ensamblador expresa las instrucciones de forma que cada una de esas instrucciones se corresponde con otra en código máquina. El software utilizado para realizar este procedimiento es el MPLAB de la microchip donde el programa escrito en lenguaje ensamblador se denomina código fuente y genera un archivo con extensión *.asm y a su vez el software proporciona a partir de este fichero el correspondiente código máquina que tiene la extensión *.hex.

5.2.3.1 Estructura y análisis del código fuente

El código fuente tiene una estructura medular muy fácil de entender y seguir como se puede apreciar en la **figura 5.12**

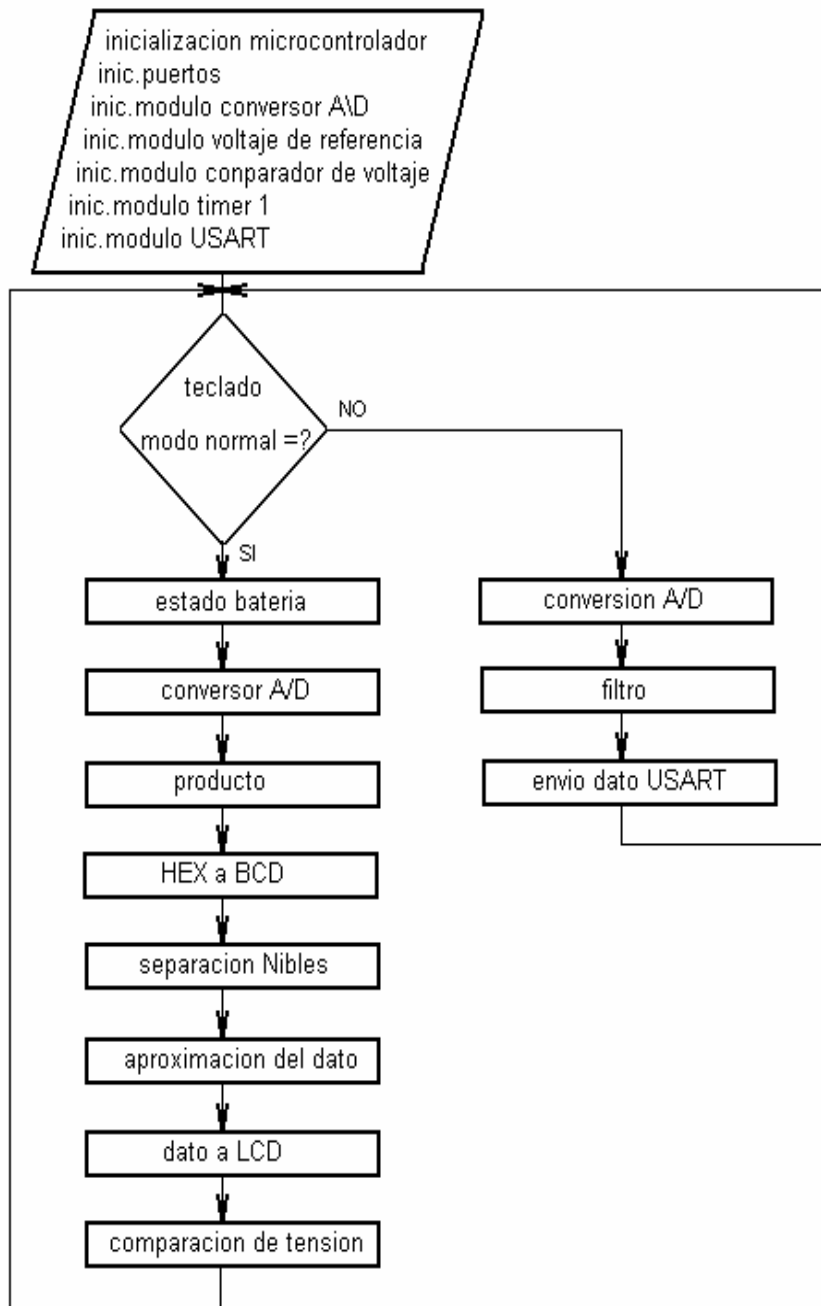


Figura 5.12. Diagrama de flujo código fuente.

a. Inicialización microcontrolador

Se ingresan las palabras de control para inicializar los puertos como entradas o salida y darle características de trabajo a los módulos de voltaje de referencia, comparación de tensión, TIMER1, USART, conversor A/D y pantalla LCD.

b. Teclado

Este bloque consulta si el modo de operación del PIC es en modo normal o modo serial. El modo normal es cuando el funcionamiento de este opera en forma autónoma entregado el dato en pantalla. El modo serial es cuando el funcionamiento del equipo envía la información por RS 232 al PC.

c. Estado Batería

El microcontrolador consulta al supervisor de baterías si la tensión ha caído por debajo del límite de tensión de trabajo, tensión fijada en 5V que permite el funcionamiento óptimo del microcontrolador. En caso que se produzca el evento anuncia por pantalla “batería baja”.

d. Conversión A/D

El modulo de conversión toma la muestra del sensor entregando un dato digital en formato hexadecimal.

e. Filtro Digital

Debido a las oscilaciones o variaciones en el dato obtenido del conversor se creó un filtro digital pasa bajo o también conocido como filtro promediador, debido a que promedia las muestras de la entrada y por lo tanto suprime variaciones rápidas en la lectura que se refleja en pantalla.

f. Producto

Se multiplica el dato obtenido de la conversión por una constante que nos permite asignar el valor que debe aparecer en pantalla.

g. HEX a BCD

El dato es una palabra que es entregada por el conversor en formato hexadecimal. Para la interpretación real del usuario es preciso que sea transformado a base 10 o decimal.

h. Separación de Nibles

Una vez que el dato es convertido a decimal este queda guardado en tres bytes, donde cada nible representa un carácter teniendo el dato finalmente una resolución de 6 caracteres. Esta rutina se encarga de realizar dicha separación y guardar cada nible en un byte distinto, teniendo finalmente 6 bytes.

i. Aproximación Dato

El dato está contenido en 6 caracteres donde los 4 de mayor peso son mostrados en pantalla, para no perder información la rutina permite aproximar los 4 caracteres de menor peso.

j. Dato a LCD

El dato en este punto es enviado como carácter ASCII a la pantalla LCD refrescándose en cada muestra

k. Comparador de tensión

Compara el voltaje que proviene del sensor con el de referencia asignado en el microcontrolador. Si el voltaje del sensor es superior al de referencia el microcontrolador avisa que el sensor está muy cerca de la fuente. En el caso que el evento suceda se muestra en pantalla el mensaje “Fuera de rango”.

5.3 PERIFÉRICOS

Esta compuesta por un interruptor de encendido o apagado (ON/OFF), un teclado o pulsadores, un display LCD y una interfase de comunicación RS-232.

El interruptor ON/OFF posee un led indicador del paso de energía hacia el equipo.

5.3.1 Teclado

Está compuesto por tres pulsadores HOLD, RESET, MODO insertados en una placa electrónica, cada una cumpliendo funciones específicas.

- HOLD: Fija el valor de irradianza que aparece en la pantalla del display, y permite la elección del modo de trabajo, siendo normal o serial.
- RESET : Resetea el microcontrolador por algún mal funcionamiento de él.
- MODO : Pulsador que permite elegir el modo de trabajo normal o serial.

En el capítulo 6 (**6.1 Funcionamiento**) se especifica con más detalle el uso del teclado

5.3.2 Display LCD

En un principio el display utilizado era de 2*16, este se cambió por un 2*8, el cual cumple con las necesidades de entrega de información y además aumenta el espacio dentro de la carcasa del equipo.

Se alimenta con 5Vdc y una corriente nominal de 1.5 mA. Se divide en tres unidades, un controlador LSI que recibe la información del microcontrolador pic 16f877A por medio del bus de datos y de control, un panel LCD y un control de contraste.

A continuación la configuración interna del LCD

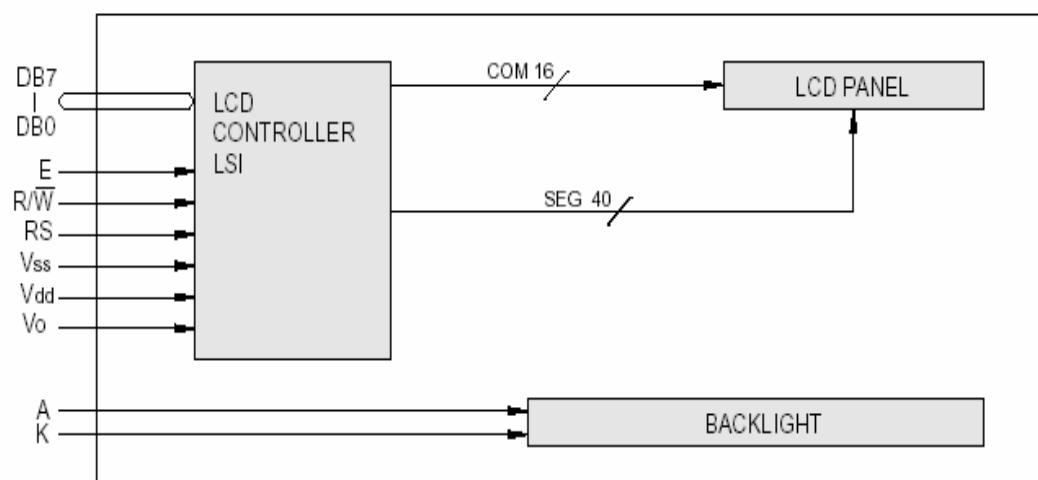


Figura 5.13. Configuración interna del display LCD

En la sección anexo capítulo 5, se muestra Descripción de pines y dimensiones del LCD (**figura 5.14**)

5.3.3 MAX 232 Y Comunicación RS 232

La comunicación RS 232 es un estándar que define método de comunicación serial y características eléctricas. La comunicación serial entre el microcontrolador y el PC sería imposible sin el MAX 232 que permite adaptar los niveles de tensión TTL de microcontrolador a los niveles de tensión del PC propios del estándar. El MAX 232 es un dispositivo que dispone internamente de 4 conversores de niveles TTL al bus estándar RS232 y viceversa.

5.4 ETAPA DE ALIMENTACIÓN

La genera una batería recargable Níquel Metal Hidruro (NiMH) de 9 V y 3000 mAh, esta batería se puede considerar una gran mejora con respecto a las de Níquel Cadmio, por su mayor densidad de energía (indica el cociente entre la energía disponible y el peso o volumen de la batería), además presentan un alto índice de descarga y una baja resistencia interna. Siendo las más cotizadas en aplicación de robótica.

Esta tensión alimenta a un regulador de voltaje ADP667 obteniendo 5 V continuos, y esta a su vez a un inversor de voltaje ADM660 consiguiendo los -5V, ambos dispositivos son de la empresa ANALOG DEVICES.

Estos elementos activos reemplazaron a los reguladores de voltaje LM7805 y LM7905 (propuestos inicialmente en el proyecto), mejorando el rendimiento de la batería, por su bajo consumo, y la estabilización en la respuesta de salida, por variaciones de alimentación de entrada y/o la carga.

La configuración de pines del ADP667 y del ADM660 se encuentra en sección anexo (**Figura 5.15**)

5.4.1 Regulador de voltaje ADP667

Regulador CMOS de bajo consumo, se alimenta en un rango de 3.5V a 16.5 V y puede entregar una salida fija de +5 V o variable entre +1.3 V a +16 V, la regulación de corriente en la salida va de 10 a 200 mA. Posee una corriente quieta baja de 0.02 mA, un detector de la salida que señala

pérdida en la regulación y uno de baja batería que supervisa el voltaje de la fuente de entrada. Al aproximarse el voltaje de entrada al de salida, el dispositivo envía una señal de baja batería.

El detector de salida o supervisor de batería baja está compuesto por de un transistor PNP colector abierto. Bajo condiciones de funcionamiento normales el voltaje de entrada es superior a 300 milivoltios con respecto a la salida, el transistor PNP está apagado y ninguna corriente fluye por el. Si ocurre lo contrario, es decir, si la diferencia de tensión es menor a 300 milivoltios el transistor se enciende y la corriente circula por el.

En anexo **figura 5.16**, se aprecia la composición interna del regulador ADP667 y en la que se muestra a continuación **figura 5.17**, la configuración electrónica utilizada.

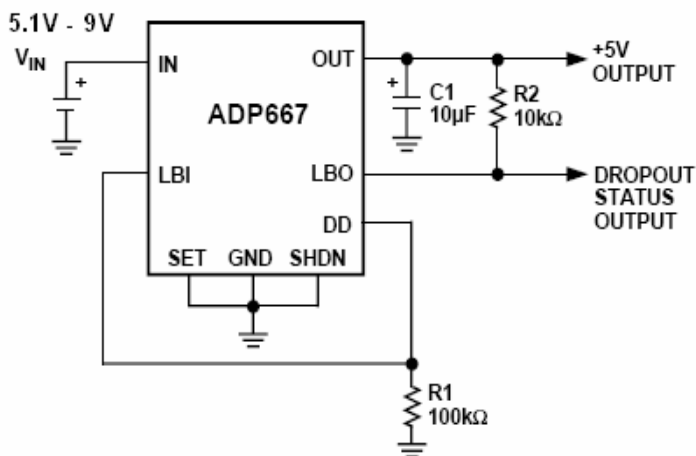


Figura 5.17. Configuración electrónica ADP667

5.4.2 Conversor de voltaje ADM660

Invierte a su salida el voltaje de entrada por medio del principio charge-pump (utiliza condensadores como elementos de almacenamiento de energía, para crear una fuente de energía más alta o inferior, con ello se puede doblar, invertir o generar voltajes arbitrarios). Puede configurarse como inversor de voltaje, doblador de voltaje o oscilador de frecuencia

En la aplicación, el dispositivo puede invertir desde 1.5 V hasta 7V, posee tecnología CMOS de baja potencia con 600 μ A. de consumo nominal. Requiere de 2 condensadores externos para generar la bomba de carga. La eficacia en su funcionamiento es del 90% con 50 mA de salida, disminuyendo al 80% con valores de 100 mA. La frecuencia de charge-pump puede ser de 25 kilociclos seleccionando un condensador externo de 10 μ F, mientras que con 120 kilociclos el

condensador se puede reducir al $2.2 \mu\text{F}$. En anexos se aprecia un diagrama del funcionamiento (Figura 5.18)

La Figura 5.19 muestra la configuración electrónica.

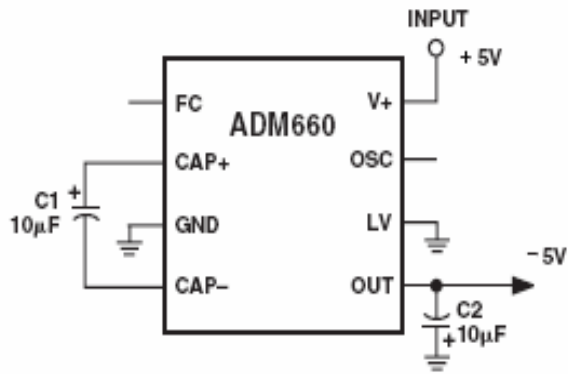


Figura 5.19. Configuración electrónica ADM660

6. CAPITULOVI: FUNCIONAMIENTO Y CARACTERISTICAS DEL EQUIPO

El equipo entrega valores promedio de irradianza entre 425 a 475 nm en $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ en un rango de $0.00 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ a $33,33 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ con pasos de $0.13 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$.

Posee dos modos de trabajo.

- Modo normal : La irradianza captada es visualizada directamente en el display
- Modo serial : La irradianza es enviada a través del puerto serial hacia un PC

Cuando el voltaje de la batería cae a 5,3 volts, el equipo entra en un estado de baja batería indicando "batería" baja avisando la carga.

- **Características eléctricas y físicas :** El consumo de energía del radiómetro corresponde a la suma de cada uno de los componentes y elementos electrónicos del mismo. No se especifica la carga de cada uno de ellos, sino el nominal para los dos modos de trabajo y el estado de baja batería (condición en que hay un mayor consumo por el regulador de voltaje ADP667)

Para mayor información ver anexos capítulo 6, **tabla 6.1 y 6.2** (características eléctricas y físicas respectivamente) y **figura 6.1** (dimensiones del equipo)

- **Tiempo de respuesta del equipo y batería:** Los tiempos de respuesta al encendido, cambio del dato por muestra, carga y descarga de la batería son importantes para realizar un buen uso de él. El tiempo de cambio del dato por muestra tiene relación con la velocidad de respuesta a variaciones en la captura de datos (etapa de entrada).

Para mas detalles ver en anexos, **tabla 6.3** (Tiempo de respuesta del equipo y batería).

- **Porcentaje error en la medición:** El error asociado a una medición es fundamental para definir su exactitud. La magnitud del error es del **8,5%**, el cual se determinó a partir del error asociado al equipo patrón (espectrorradiómetro SUV-100) y de la respuesta del radiómetro portátil durante su calibración.

	Porcentaje
Error asociado a los factores de calibración del instrumento de referencia SUV-100 (Charlotte Lovengreen Van Der Meijden)	4
Error asociado a las mediciones repetitivas del SUV-100 (ver 4.3.5)	0.6
Error asociado al radiómetro portátil y la calibración (ver 6.1)	1,9
Error asociado al radiómetro portátil	2
Error del radiómetro portátil	8,5

Tabla 6.4. Porcentaje de error en la medición

6.1 CALIBRACION

Para la calibración del radiómetro se requiere seguir un protocolo de procedimientos nombrados y graficados en el anexo capítulo 6. El procedimiento indica los siguientes pasos:

- i. Primero se ubica en la unidad de fototerapia el punto de referencia A establecido en la obtención de la curva de calibración. Este punto establece que esa marca en la superficie de acrílico de protección, que cubre los tubos, es coincidente con el centro del colector del espectroradiómetro. Las medidas que establecen dónde y cómo, situar este punto de referencia A están indicadas en el **figura 6.2**
- ii. Luego se ubica el colector del sensor del radiómetro debajo de la unidad de fototerapia donde el centro del colector es coincidente perpendicularmente con la posición del punto de referencia A, anteriormente nombrado, para recrear las condiciones originales, ver **figura 6.3**. Además es necesario establecer una altura o distancia de 22 cm entre el centro del colector y el punto de referencia.
- iii. Para la distancia de 22cm existe una medida de irradianza obtenida de la curva de calibración estableciendo que para esa altura la irradianza es de $30.17 \text{ uW/cm}^2/\text{nm}$. Por lo tanto, para esas condiciones la pantalla display debe indicar $30.18 \text{ uW/cm}^2/\text{nm}$ que es la medida más cercana debido a la resolución del equipo.
- iv. En el caso que la pantalla muestre otro dato, basta con mover el potenciómetro que se ubica al interior del colector, el cual tiene una entrada por su costado, para que se pueda ajustar el voltaje introduciendo un simple destornillador y de esa manera calibrar la medida, ver **figura 6.4**.
- v. Una vez que en 22 cm. se establezca una lectura de $30.18 \text{ uW/cm}^2/\text{nm}$. se puede revisar la coincidencia de la irradianza para las alturas de 30, 35, 42 y 49 cm. que se muestra en la **tabla 6.7** de calibración y de esta manera establecer el error asociado. Además en esta

tabla hay un punto adicional (punto de referencia B) para verificar su exactitud en la calibración, ver **figura 6.2**.

*Los valores de irradianza mostrados en la calibración, son válidos siempre y cuando el voltaje en la red eléctrica donde se conecte la fototerapia sea de $219,4 \pm 0.3$. En caso contrario ver **tabla 6.6**.*

Para conocer la relación entre la irradianza que entrega el display y el voltaje de la red (a la cual se energiza la unidad de fototerapia), se tuvo que hacer 2 pruebas en un periodo de tiempo, testeando el voltaje de la red y leyendo la irradianza en el display (ver **tabla 6.5**). Con estos valores se pudo diseñar una tabla que permite conocer el valor exacto de irradianza (en la calibración) en función del voltaje (ver **tabla 6.6**).

6.2 FUNCIONAMIENTO DEL TECLADO

- **ON/OFF** : Interruptor de encendido y apagado del equipo, desconecta la alimentación de la batería al equipo. Posee un led indicador del paso de energía.
- **HOLD** : Pulsador que cumple dos funciones. Fija el valor de irradianza que aparece en la pantalla del display, y permite la elección del modo de trabajo, siendo normal o serial.
- **RESET** : Pulsador que resetea el microcontrolador por algún funcionamiento incorrecto. Volviendo al modo normal de trabajo.
- **MODO** : Pulsador que permite elegir el modo de trabajo normal o serial.

En el organigrama (**figura 6.2**) se describe el funcionamiento del teclado.

El modo normal está representado por el cuadro principal “MUESTRA DATO EN EL LCD” y el modo serial esta representado por “ENVÍA DATO AL PC”

Al accionar el interruptor de encendido el equipo parte en modo normal

Estando en modo normal, si se acciona el pulsador MODO en el display aparecerán las opciones de trabajo “normal” o “serial” que son seleccionables, lo que permite enviar el dato hacia un PC o continuar con el modo normal. Para desplazar la selección se debe presionar MODO y para elegir la opción se debe presionar HOLD.

Si se elige la opción normal el equipo vuelve al estado inicial de encendido. Si se elige serial la comunicación se establece hacia el PC. Esta comunicación se detiene presionando HOLD o RESET.

En modo normal al presionar HOLD el dato queda fijo y deja de refrescarse en la pantalla display. Para continuar refrescando la información en la pantalla se debe presionar nuevamente el mismo pulsador o RESET.

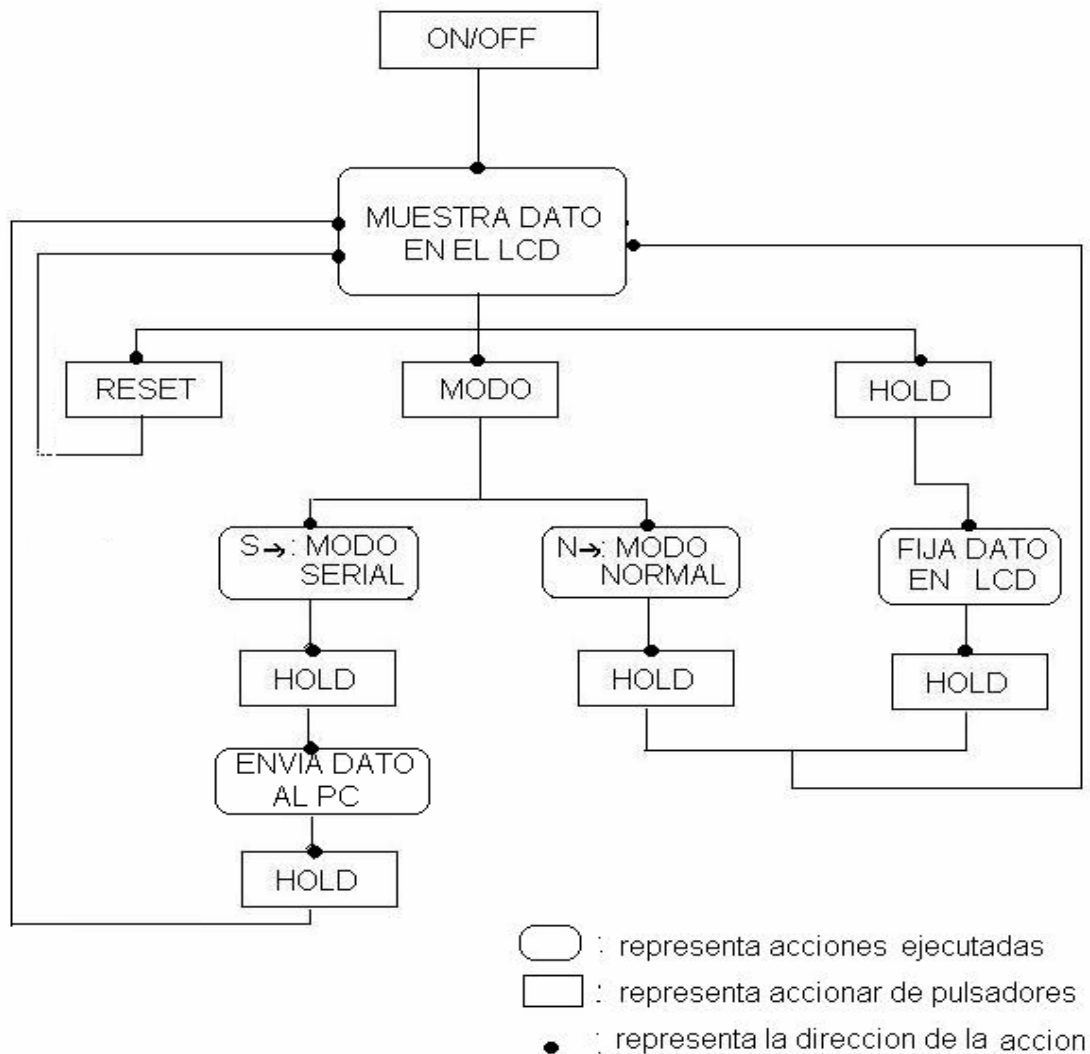


Figura 6.2. Organigrama del funcionamiento del teclado

6.3 USO DEL RADIÓMETRO EN LAS UNIDADES DE FOTOTERAPIA

El uso básico del equipo es dar la posibilidad de medir en pleno tratamiento la irradianza de los tubos para diagnosticar la calidad de los mismos. Para ello basta con aproximar el sensor lo más cerca al RN intentando de no invadir demasiado el área donde se toma la muestra para evitar reflexión que incida en el colector del sensor e incremente el valor de la muestra, ver **figura 6.3**. La muestra obtenida es un valor instantáneo que indica valores aproximados de irradianza que llegan a la piel del RN.

- El usuario al momento de realizar mediciones con el radiómetro debe hacer lo siguiente:
 - i. Prender radiómetro y ubicar sensor debajo de la unidad de fototerapia en el lugar donde se encuentra el RN.
 - ii. Verificar que el dato en el display sea mayor a $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, si no fuera así, se acomoda la unidad de fototerapia para lograrlo.

- El personal de mantención al momento de verificar el estado de los tubos azules de la unidad de fototerapia debe hacer lo siguiente:
 - i. Prender solamente los tubos azules de la unidad de fototerapia y esperar como mínimo 5 minutos de encendido antes de tomar mediciones
 - ii. Prender radiómetro y ubicar sensor debajo de la unidad de fototerapia a 40 cm sobre las lámparas.
 - iii. Verificar que el dato que aparece en el display está sobre los $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, si no fuera así, realizar cambio de los tubos azules.

7. CAPITULO VII: PRUEBAS *IN SITU*

Con el nuevo radiómetro se realizaron mediciones de niveles de irradianza en las unidades de fototerapia del Servicio de Neonatología del Hospital Base Valdivia con el objetivo de determinar El estado de los tubos azules de las fototerapias Air Shields

- La irradianza dada por una unidad de fototerapia en posición lateral
- La irradianza que emite una fototerapia con 8 tubos blancos
- La irradianza emitida por los focos halógenos de las cunas radiantes

Los equipos medidos fueron los siguientes:

- 2 fototerapias del tipo Air Shield (2 tubos azules y 2 tubos blancos)
- 3 fototerapias del tipo luz día (8 tubos blancos)
- 1 fototerapia de cuna radiante (8 focos halógenos).

Los resultados presentados a continuación fueron obtenidos en base a 7 mediciones hechas a los equipos mostrados anteriormente. Todas en trabajo rutinario con un tiempo de uso menor a 3000 horas.

	Equipo Fototerapia	Serie o inventario	Altura (cm)	Irradianza en $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$			
				Total	Azules	Blancos	Offset
1	Air Shield	02748	28	16.14	13.7	2.36	0.53
2	Air Shield	02741	30	13.91	11.4	2.49	0.53
3	Luz día	810596	29	6.43	-	-	0.13
4	Luz día	800596	31	6.3	-	-	0.13
5	Luz día	840596	30	7.09	-	-	0.13
6	Cuna radiante	2-15121	72	5.77	-	-	0.53
7	2 Air Shield, en posición lateral	02748 y 02741	-	21.65	-	-	0

Tabla 7.1. Datos obtenidos en neonatología HBV.

La información anterior muestra que la irradianza emitida por los tubos azules de las unidades de fototerapia del tipo Air Shields, duplican los $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ (a 40 cm de altura y en centro de la emisión), encontrándose en perfectas condiciones para el tratamiento.

Las unidades de fototerapia con 8 tubos luz día, presentaron valores cercanos al límite de $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ (a 40 cm de altura y en centro de la emisión), por lo cual podemos estimar que a mayor altura no se obtendría un tratamiento efectivo.

Acerca de los efectos que provocarían en la piel los rayos UV, se puede estimar que a 30 cm de altura, se produciría eritema con tiempos de exposición mayores a las 6,5 h.

Respecto al uso en posición lateral de las fototerapias del tipo Air Shiel, se obtuvo que la dosis emitida por 2 de ellas se encuentra sobre $21.65 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, de modo que se concluye que con solo una se obtendría irradianza sobre los $10 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, también aceptable para el tratamiento.

Por último, la irradianza emitida por los tubos halógenos de la cuna radiante, es inferior a los $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$, no siendo recomendable su uso, a menos que se acompañe de fototerapia lateral.

CONCLUSIONES

- En relación al instrumento diseñado y construido se puede concluir, que el equipo permite establecer los niveles de radiación de las unidades de fototerapia con tubos fluorescentes (tubos azules y luz día), obteniendo la irradianza entre 425 y 475 nm y expresando el resultado entre 0 a 33,33 $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$. Para que el equipo sea portátil, su desarrollo constó de 4 etapas: entrada, proceso, alimentación y periféricos. El microcontrolador PIC16F877A es esencial para este tipo de desarrollo, logrando supervisar, controlar e interpretar las señales de todas las etapas para su correspondiente visualización por el usuario. Sin duda la elección del sensor fotodiodo con amplificador integral IPL10530 es fundamental para la confiabilidad de las muestras captadas y su elección se basa en su respuesta lineal y su electrónica asociada que minimiza tanto componentes electrónicos como señal de ruido.

Con el equipo se comprobó que la emisión de los tubos azules y el espectro de acción de la bilirrubina coinciden en la banda (banda efectiva) de 425-475 nm. Los tubos azules son tres veces más eficientes para el tratamiento en la banda efectiva que los tubos blancos.

- En los equipo de fototerapia del tipo Air-Shields, el aporte UV es el 1,4 % del total del tratamiento y de ese porcentaje el 91 % es producido por los tubos blancos.

En un RN con tipo de piel sensible expuesto por un periodo mayor a 19 horas y a una distancia de 25 cm de altura bajo las lámparas, puede producirle eritema. Si se utiliza una fototerapia con 8 tubos blancos el eritema se provocaría transcurridas las 4 horas y 20 minutos de exposición (**Ver Tabla 4.2**).

- La irradianza emitida por los tubos azules decaen a un 84% con 1000 h de uso, manteniéndose prácticamente constantes hasta los 3000 h. De lo anterior, podemos concluir que los tubos que se eliminan a las 3000 h, están igualmente operativos como los tubos de menor tiempo de uso, dejando claro que su vida útil es ampliable por otro período de tiempo.

- Con el radiómetro portátil se realizaron mediciones en terreno, logrando caracterizar el campo lumínico (distribución espacial) de diferentes equipos de fototerapia actualmente existentes y en uso en el Hospital Base Valdivia. Para unidades del tipo Air Shield las mediciones están sobre las tasas de dosis efectivas, no así, con las fototerapias del tipo luz día las cuales se encontraban al límite de la efectividad. Por último, los focos halógenos de las cunas radiantes se encontraban por debajo de los niveles efectivos para tratar la ictericia.

Las fototerapias del tipo luz día son poco eficientes para el tratamiento, porque la irradianza emitida apenas sobrepasa los $6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$. El aporte de UV de estos 8 tubos blancos acorta en 4 veces (según estudio de UV capítulo 4) el tiempo en producir eritema, de modo que una exposición superior a 5 horas produce eritema en el RN.

- Para desarrollos futuros, están contempladas mejoras en hardware y software, sin modificar la arquitectura del diseño, pudiéndose adaptar el equipo para medir radiación UV como en infrarrojo. Por otro lado, se demuestra lo importante que es contar con un equipo de éstas características, ya que su buen uso optimizaría recursos económicos, humanos y físicos involucrados en el tratamiento (mejor rotación de camas, menores tiempos de cuidados y menor separación binomio madre_hijo).

BIBLIOGRAFIA

Referencias Textos

- “Manual de Neonatología”
Patricio Ventura-Junca. José Luíz Tapia. Profesor.
Segunda Edición
Editorial Mediterráneo
Santiago-Chile, 2000.
- “Neonatología”
Dr. Julio Nazer Herrera. Dr. Rodrigo Ramírez Fernández.
Editorial Universitaria.
Santiago-Chile, 2003.
- “Manual de Cuidados Neonatales”
John P. Cloherty y Ann R. Stark.
Tercera edición
Editorial Mediterráneo.
Santiago-Chile, 1999.
- “Tesis Escuela de Graduados Universidad Austral de Chile”
“Diseño y construcción de un espectrorradiómetro sumergible y estudio in situ de la absorción relativa de la luz por los principales componentes del agua”
Charlotte Lovengreen Van Der Meijden
Valdivia-Chile, 1989
- “Principios de Electrónica”
Albert Paul Malvino
Quinta Edición
Madrid-España, 1994

- “Circuitos Electrónicos Discretos e Integrados”
Donald L. Shilling, Charles Belove, Tuvia Apelewicz, Raymond J.Saccardi
Tercera Edición
Madrid-España, 1993
- “Tesis Escuela de Electricidad y Electrónica de la Universidad Austral de Chile”
“Estudio, desarrollo e implementación con microcontroladores PIC”
UACH 2002, Valdivia

Referencias Web

- <http://www2.eie.ucr.ac.cr/~lmarin/docs/RadiometriayFotometriaLAFTLA.pdf>, “Radiometría y Fotometría”, Por Dr. Luís Diego Marín Naranjo, laboratorio de fotonica y tecnología láser aplicada.
- <http://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=942612>, “Estudio y análisis de la irradiancia eritemática a partir de datos de ozono TOMS”, A. Calle, José Luís Casanova, A. M. Pérez, Revista de teledteccion de Valladolid, 1998
- <http://www.cartografia.cl/download/teledeteccion.pdf>, “Teledetección Fundamental”, Santiago Ormeño Villanos, Cátedras Universidad técnica de Madrid, 1993.
- <http://miro.h3m.com/~s04be433/luminotecnia/luminotecnia.htm>, “curso de luminotecnia”, Portal TuVeras.com.
- http://tauro.unex.es/vaguiti/INFORMATICA_INDUSTRIAL/bloqueIII/Los_PIC_de_la_Gama_Media.pdf, “Los PIC de Gama Media”, Cátedras Universidad de Extremadura, 2002.

Datasheet

- <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39582b.pdf>, PIC 16F877A, Microchips.
- <http://www.datasheet-italia.it/home/detail.asp?iDx=1012&iCx=42&iCn=1>, IPL10530, Fotodiodo con amplificador integral, IPL.
- <http://docseurope.electrocomponents.com/webdocs/00b9/0900766b800b9737.pdf>, Display LCD 2x8, Power Technology.
- <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/lm2904.pdf>, LM2904, amplificador operacional dual, Texas Instrument.
- http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/ADM660_8660.pdf, ADM660, conversor de tensión, Analog Devices.
- <http://www.analog.com/UploadedFiles/DataSheets/ADP667.pdf>, ADP667, Regulador de tensión ajustable, Analog Devices
- <http://www.interlectric.com/cgi-bin/htmllos.cgi/0056.11.1227420446016121398>, F20T12/BBY, Tubos azules Bili Blue de 20 Watt, Interlectric Corporation
- http://www.luz.philips.com/archives/sp_lamps_fluo_tltsuper80.pdf, F20T12/BB, Tubos fluorescente luz día de 20 Watt, Philips.
- http://www.draeger-medical.com/MT/internet/pdf/CareAreas/PerinatalCare/pc_Fluoro_Lite_leaflet_en.pdf, Fototerapia Air-Shields fluoro lite, Dräger Medical.

- http://www.biospherical.com/nsf/report_0001/CHAPTER2.PDF, Espectrorradiómeter SUV-100.

ANEXO CAPITULO 2

Edad (horas)	Nivel de bilirrubina mg/dl			
	Fototerapia en discusión (*)	Fototerapia (**)	ET si la fototerapia intensiva falla (***)	ET y fototerapia intensiva (****)
<24	-	-	-	-
25-48	>12	>15	>20	>25
49-79	>15	>18	>25	>30
>72	>17	>20	>25	>30

Tabla 2.2. Uso de fototerapia para RN a término sano. ET (exanguinotransfusión)

(*) : Aplicar fototerapia según evaluación del RN y ficha medica.

(**) : Aplicar fototerapia

(***) : Aplicar exanguinotransfusión si la fototerapia intensiva falla

(****): Aplicar exanguinotransfusión y fototerapia intensiva

Edad	Nivel de bilirrubina mg/dl		
	<1500 g	1500-2000 g	>2000 g
<24 horas	>4	>4	>5
24-48 horas	>5	>7	>8
49-72 horas	>7	>9	>12
>72 horas	>8	>10	>14

Tabla 2.3. Uso de fototerapia para RN prematuro

Edad	Nivel de bilirrubina mg/dl		
	<1500 g	1500-2000 g	>2000 g
<24 horas	>10-15	>15	>16-18
24-48 horas	>10-15	>15	>16-18
19-72 horas	>10-15	>16	>17-19
>72 horas	>15	>17	>18-20

Tabla 2.4. Uso de exanguinotransfusión para RN prematuro

ANEXOS CAPITULO 4

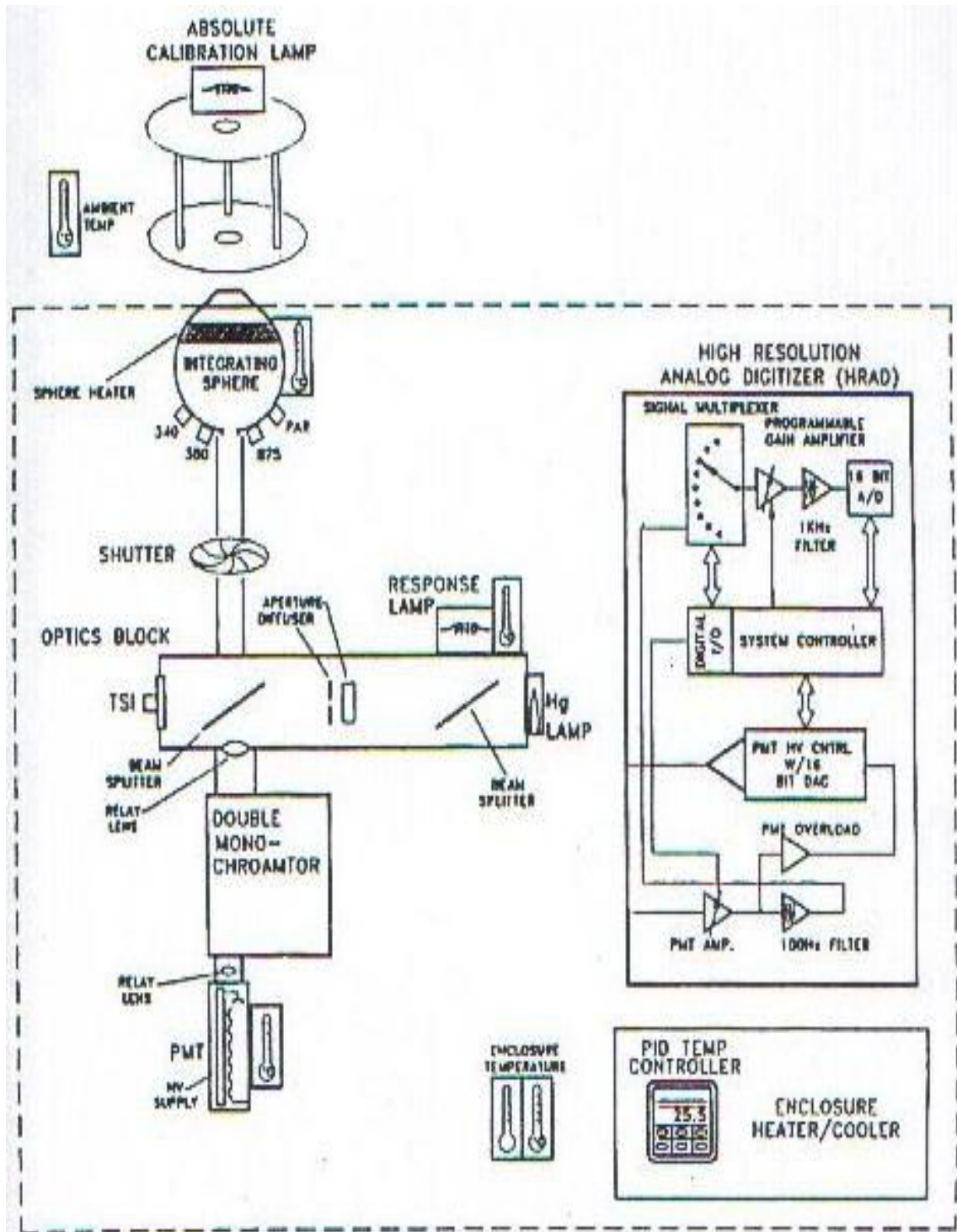


Figura 4.3 Diagrama en bloques espectrorradiómetro

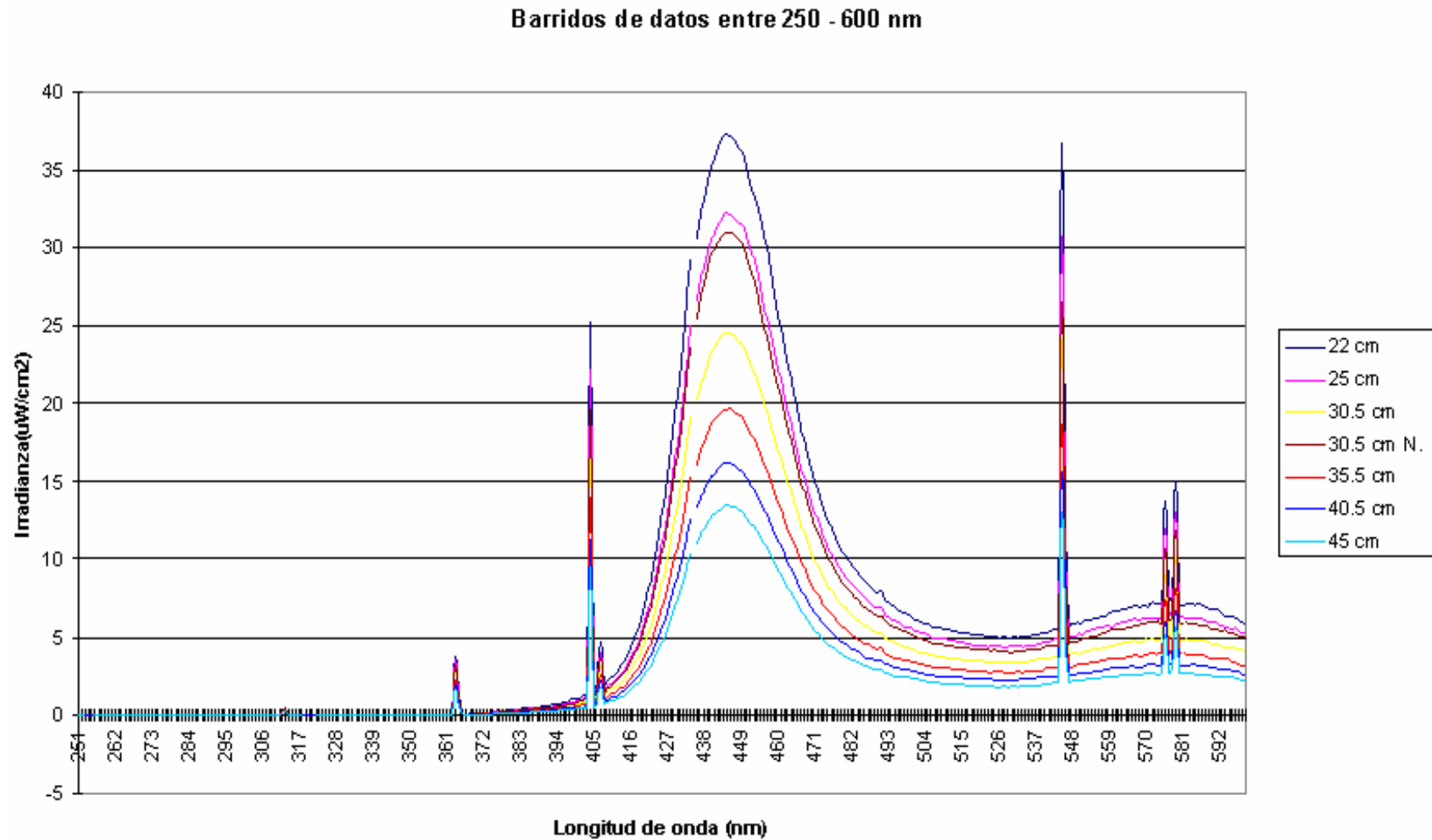


Figura 4.7 El grafico representa diferentes barridos de datos en la banda de los 250 a 600 nm para tubos de 1114 hrs. a distintas alturas y un barrido de datos para tubos nuevos a 30.5 cm.

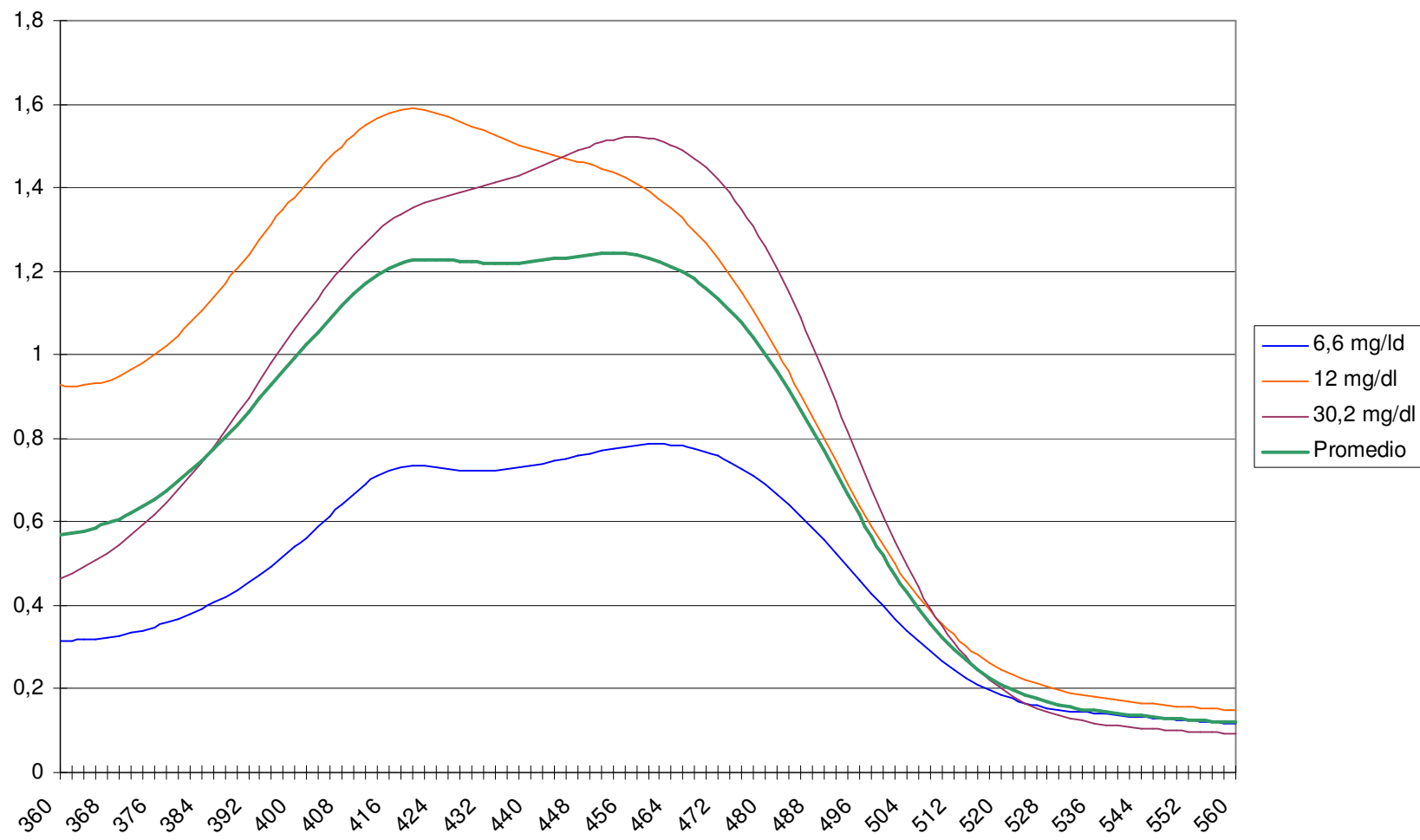


Figura 4.8 Absorción de la molécula de bilirrubina por longitud de onda.

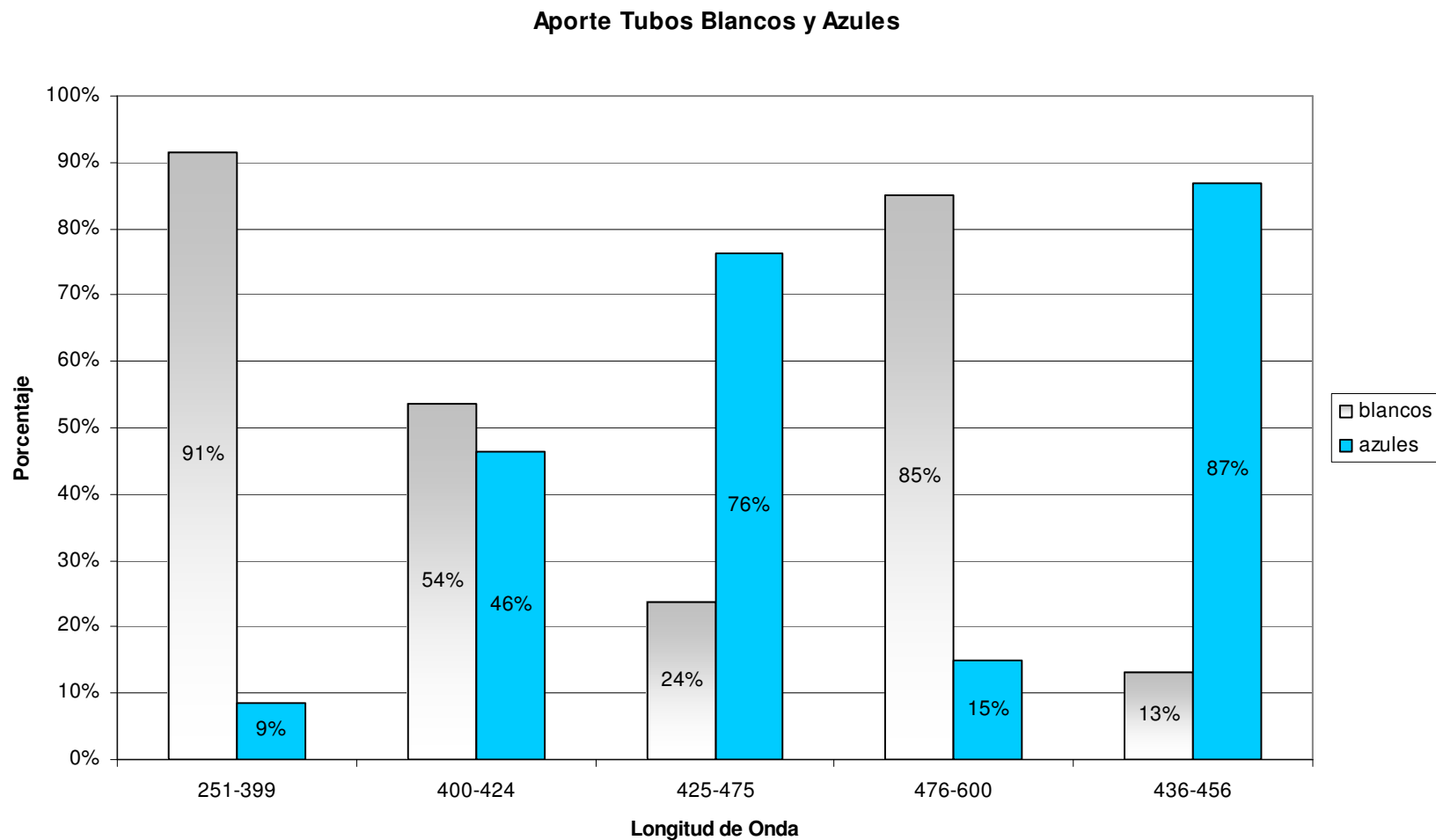


Figura 4.9 Representación en porcentajes del aporte de energía entre tubos azules y blancos para diferentes bandas de longitud de onda.

Irradianza en porcentajes para tubos Azules con distinto tiempo de uso y altura

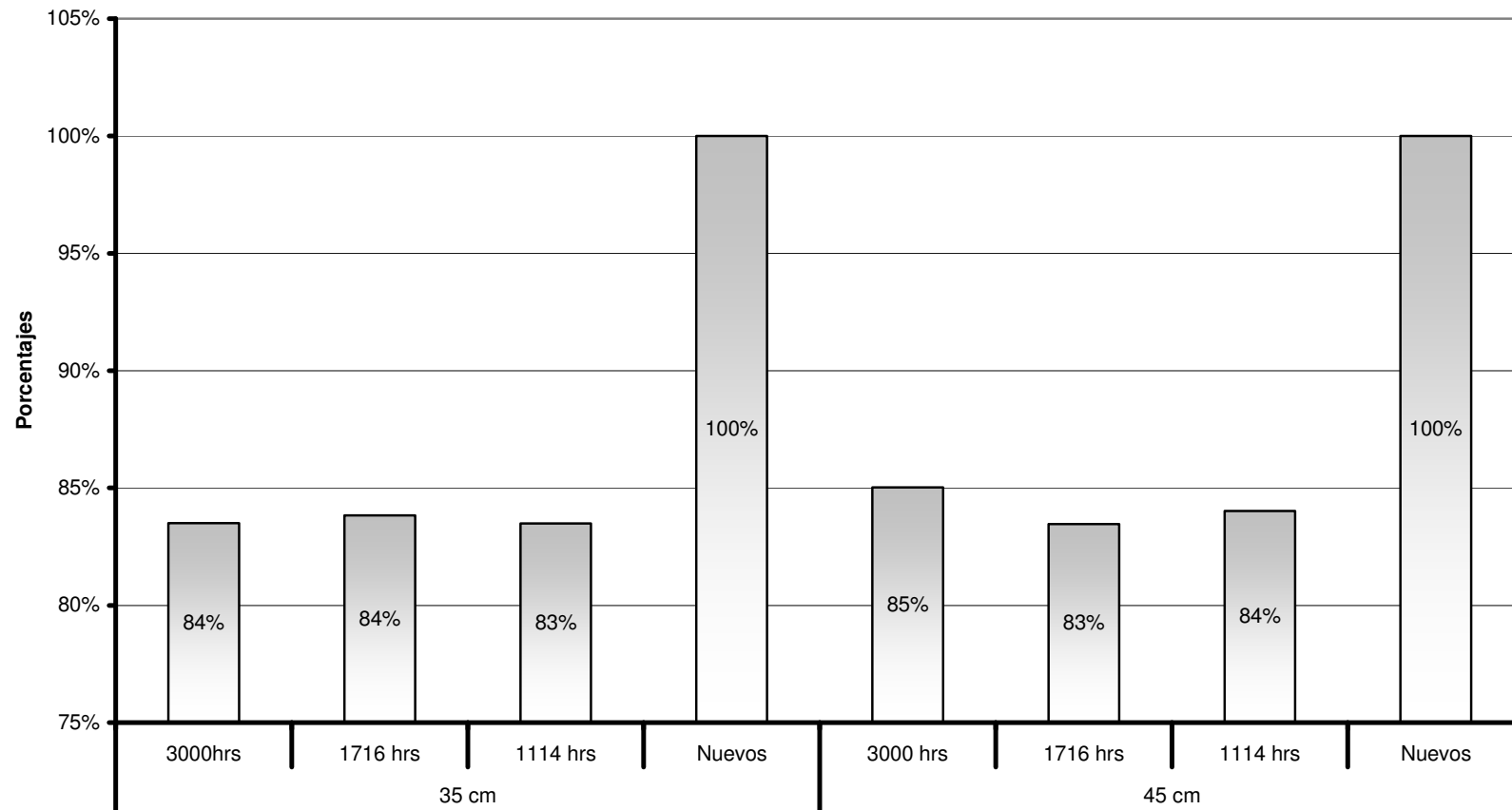


Figura 4.10 Irradianza de tubos azules llevada a porcentajes para analizar su degradación de acuerdo al tiempo de uso y alturas de 35cm y 45cm.

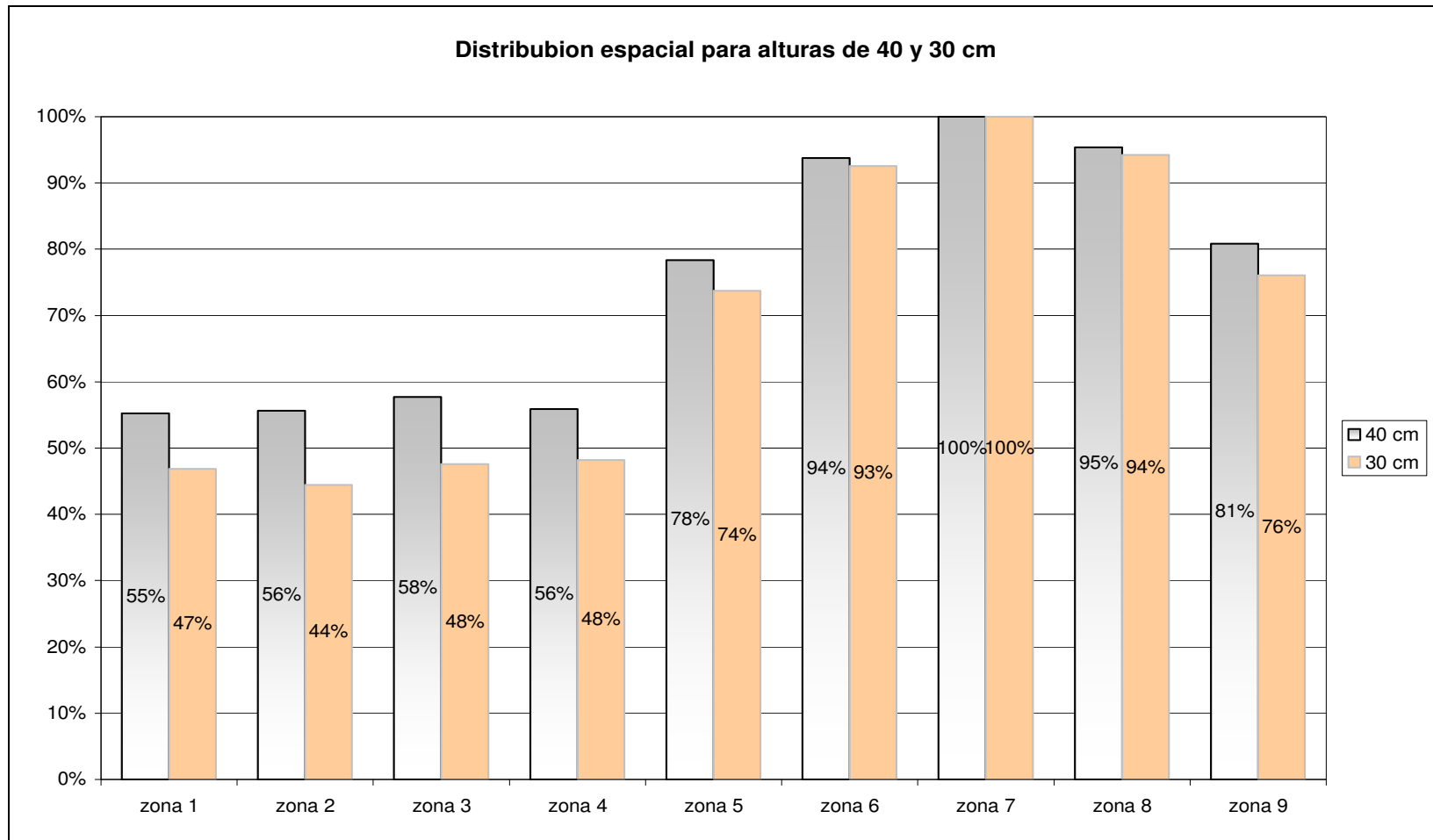


Figura 4.11. Distribución espacial de irradianza en porcentajes para alturas de 30 y 40 cm. La distribución de las zonas esta presente en la **figura 4.6**

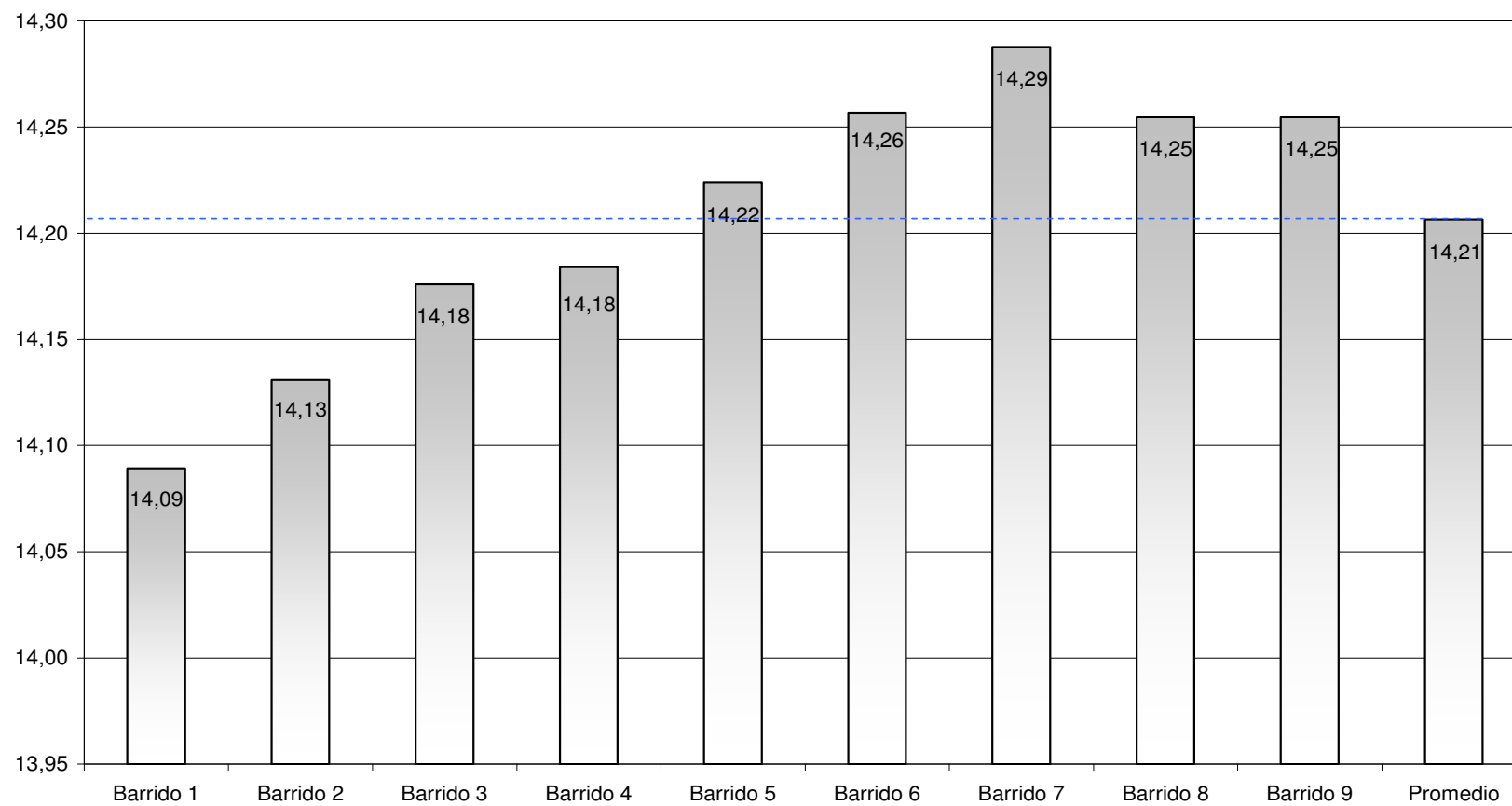
Desviación estándar para la banda de 400 - 500 nm.

Figura 4.12.- Desviación estándar para serie barridos de datos realizados cada 5 nm. a 35 cm. de altura .

Altura (cm)	Irradianza ($\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$)
25	19.27
30,5	14.70
35,5	11.83
40,5	9.72
45	8.09

$$Y = A X^4 - B X^3 + C X^2 + D X + E$$

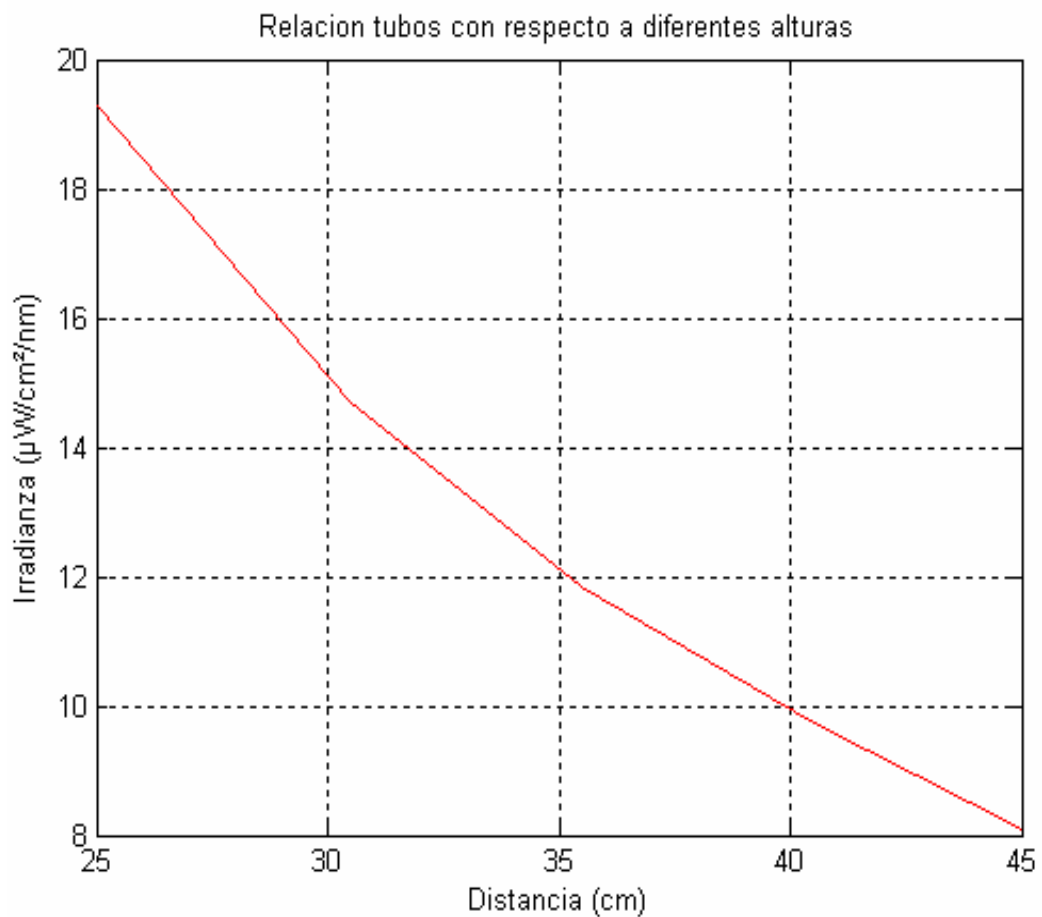


Figura 4.13. Tabla, ecuación y curva que representa la relación entre la dosis de irradiance con respecto a diferentes altura (obtenidas por el medio del método de Lagrange, mediante el software MATLAB)

ANEXOS CAPITULO 5

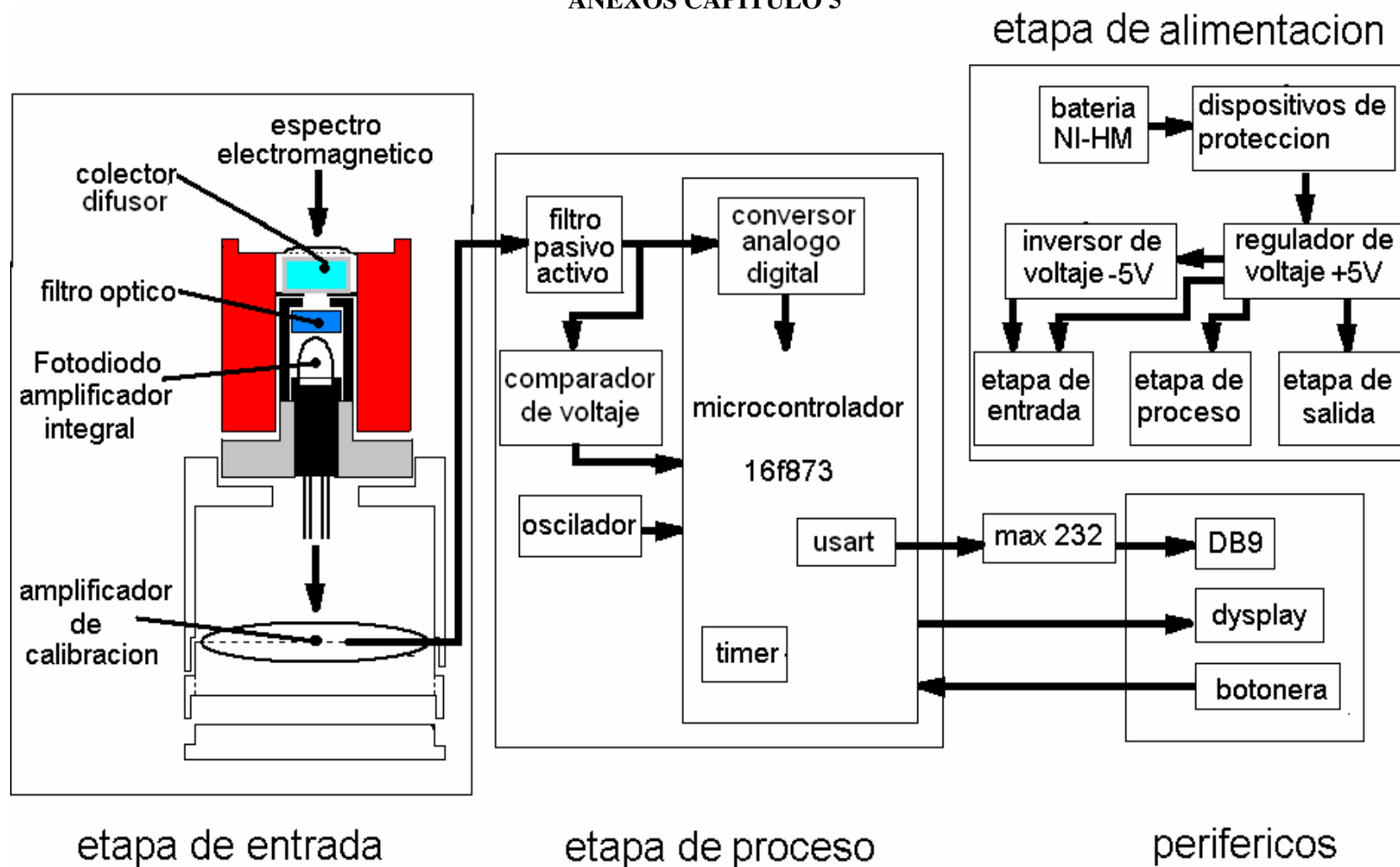


Figura 5.1. Diagrama general del diseño del equipo

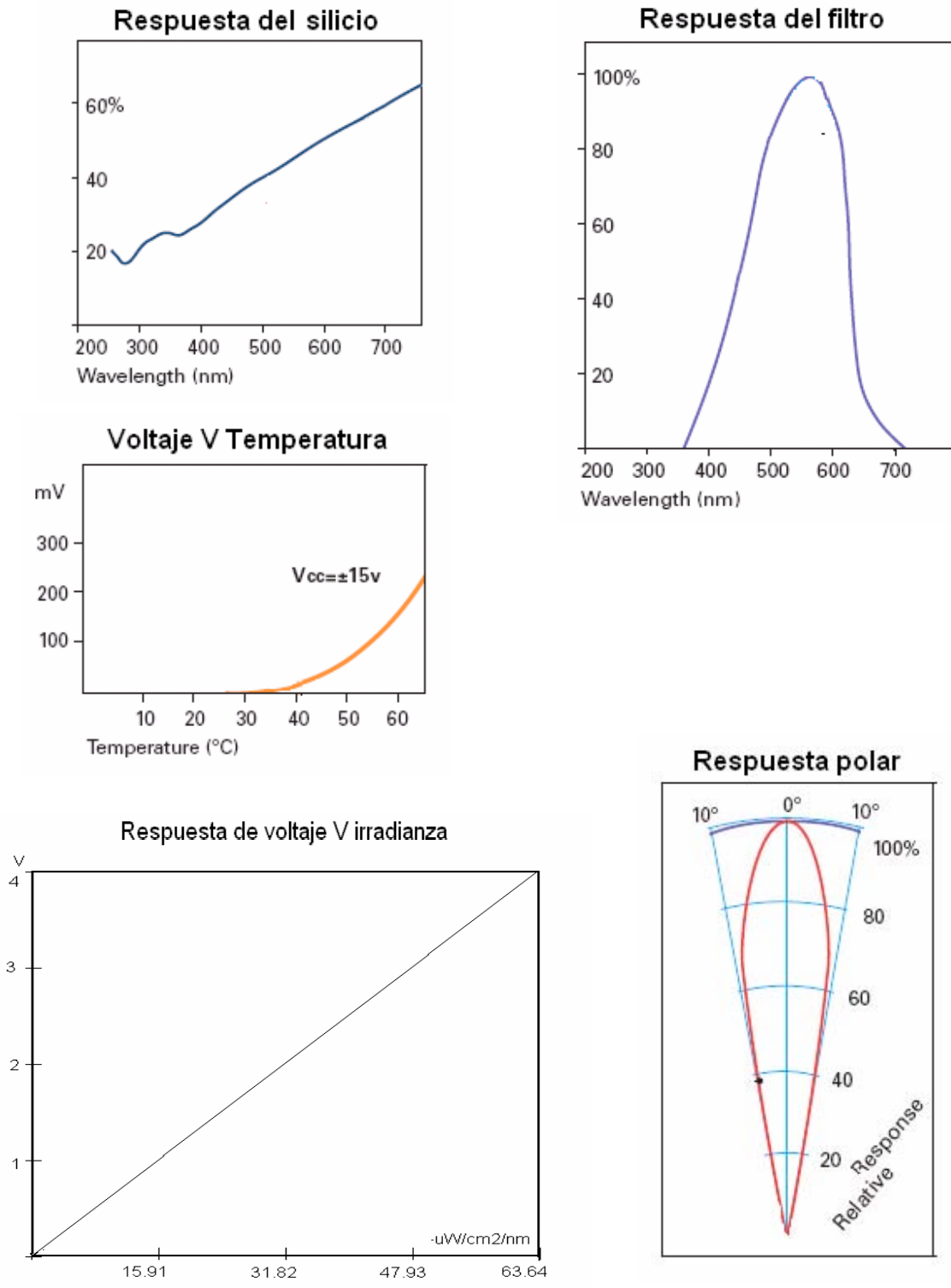


Figura 5.4. Curvas y tablas de funcionamiento del IPL 130

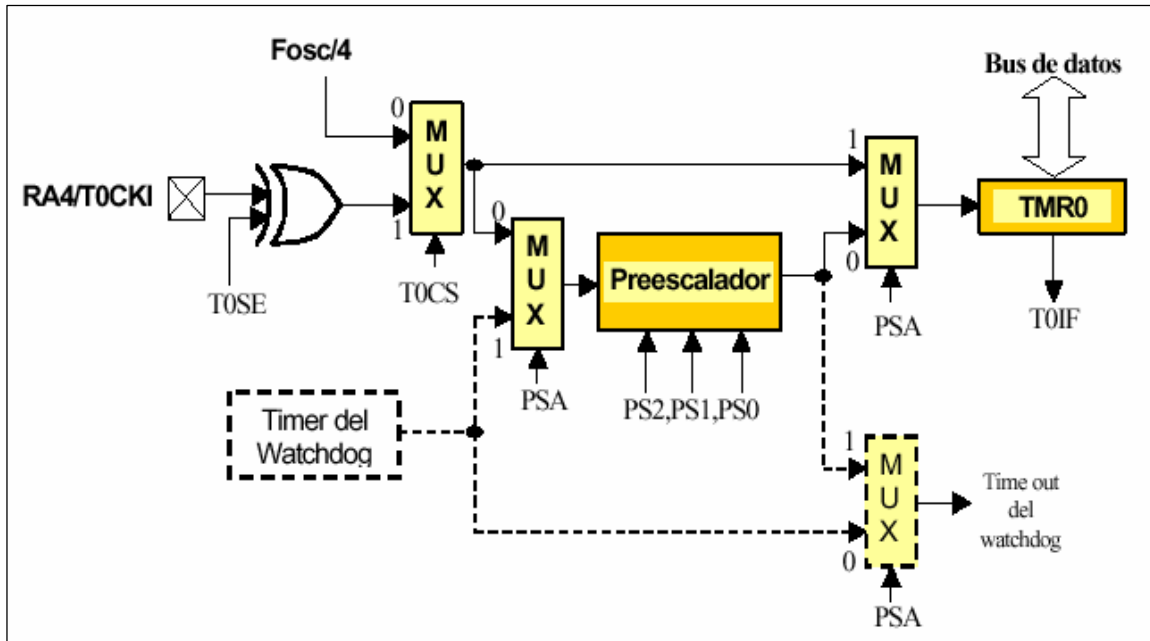


Figura 5.8. Diagrama en bloque del TMR0

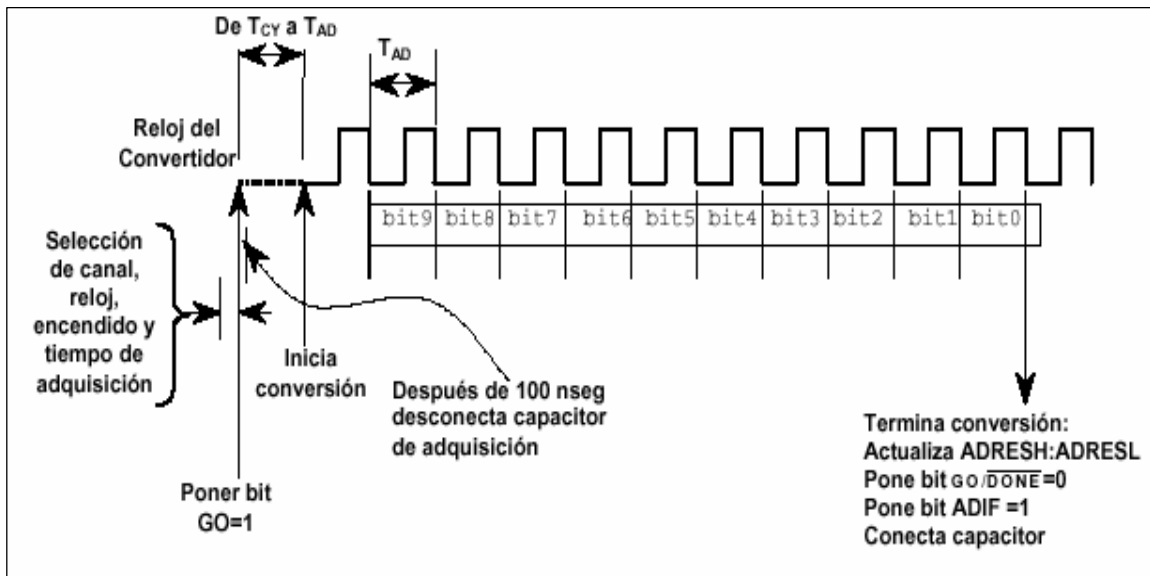


Figura 5.9. En el siguiente diagrama de tiempo se muestran los eventos que tienen lugar durante el proceso de una conversión analógico / digital. T_{AD} : Tiempo necesario para la conversión de un bit.

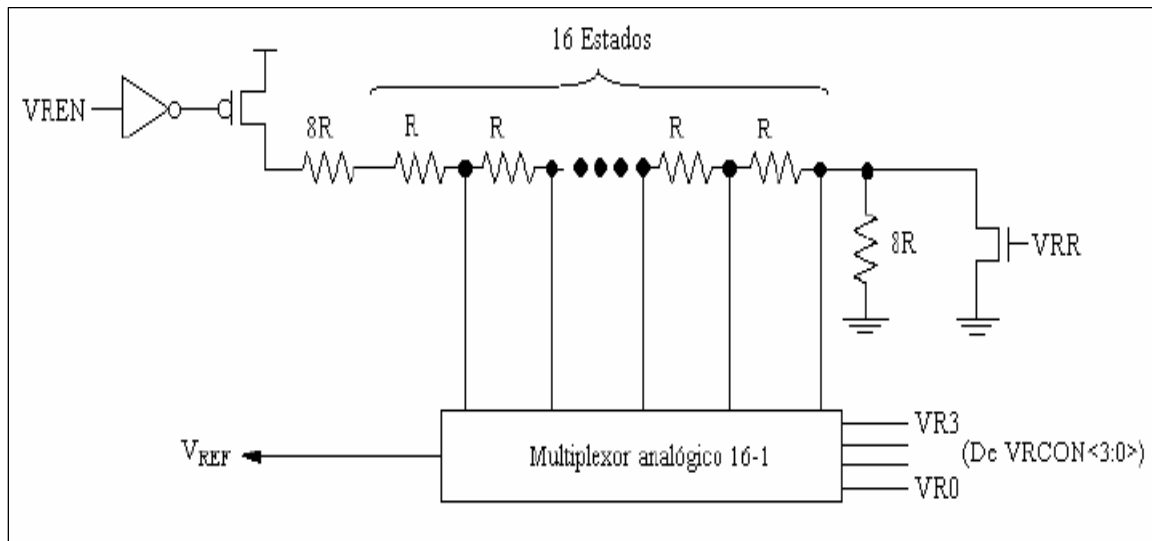


Figura 5.10. Diagrama en bloques módulo voltaje de referencia

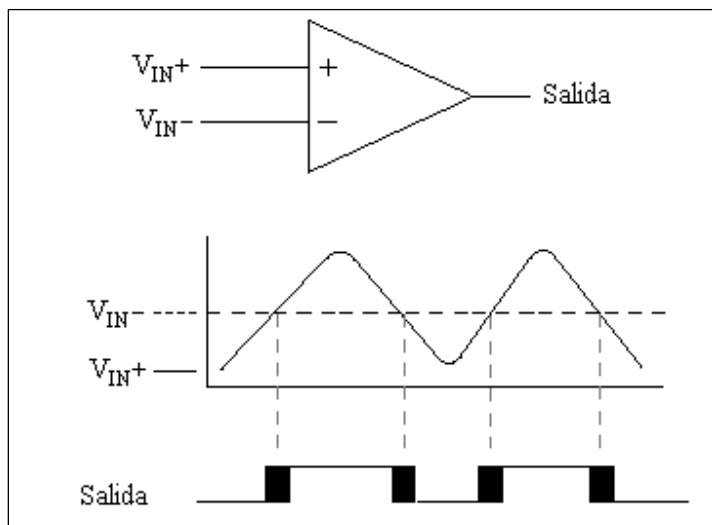


Figura 5.11. Comparador simple

Pin no.	Symbol	Function
1	Vss	Power supply(GND)
2	Vdd	Power supply(+)
3	Vo	Contrast Adjust
4	RS	Register select signal
5	R/W	Data read / write
6	E	Enable signal
7	DB0	Data bus line
8	DB1	Data bus line
9	DB2	Data bus line
10	DB3	Data bus line
11	DB4	Data bus line
12	DB5	Data bus line
13	DB6	Data bus line
14	DB7	Data bus line

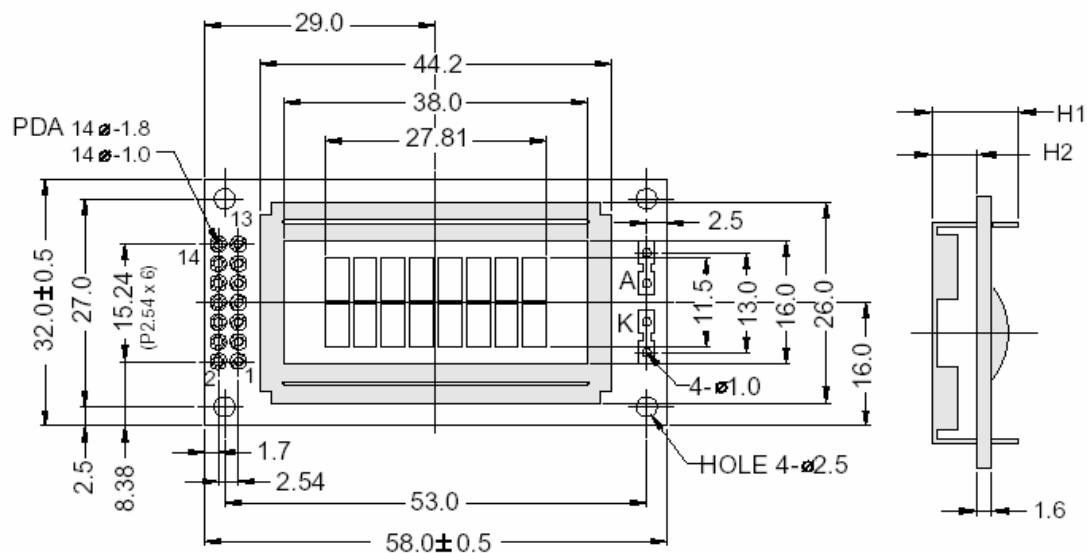


Figura 5.14. Descripción de pines y dimensiones del LCD

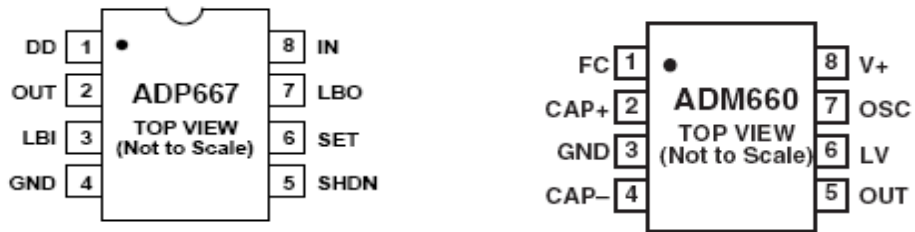


Figura 5.15. Configuración de pines del ADM660 y ADP667

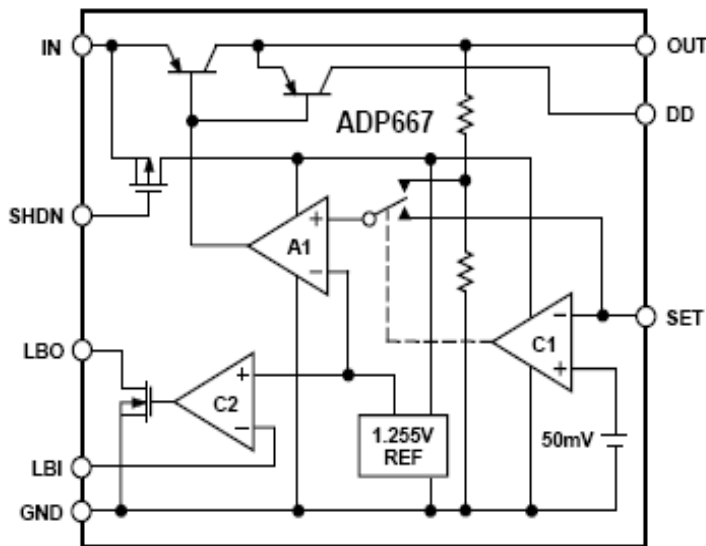


Figura 5.16. Composición interna del regulador ADP667

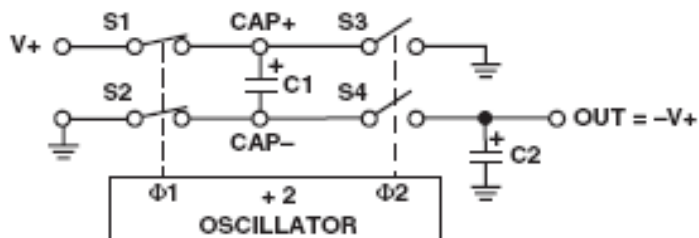


Figura 5.18. Diagrama del funcionamiento interno del ADM660

ANEXOS CAPITULO 6

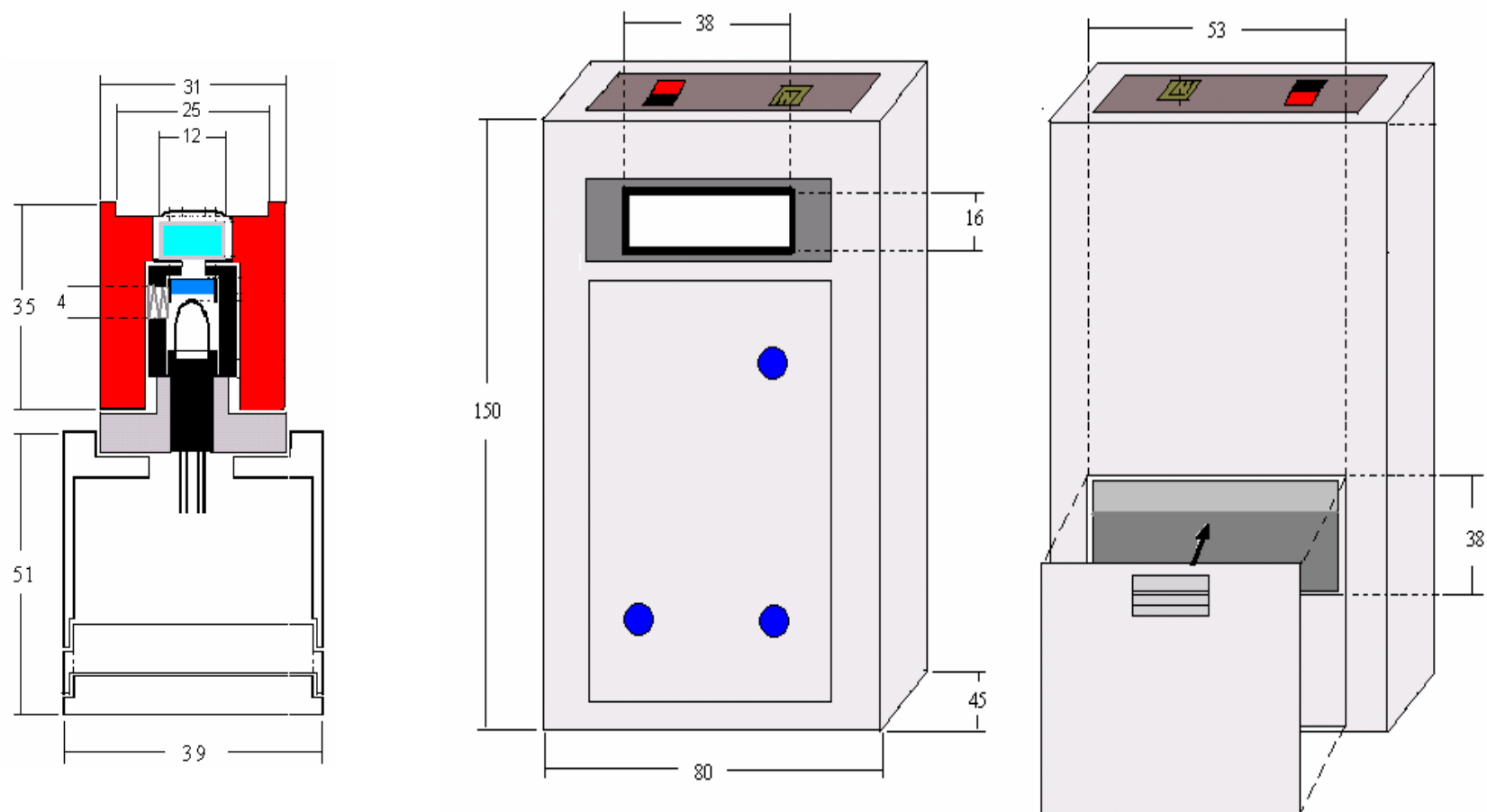


Figura 6.1 Dimensiones del equipo (valores en milímetros)

	Valor	Unidad
Voltaje nominal	5	V
Voltaje entrada (V_i = voltaje de la batería)	5,3 a 9	V
Potencia nominal modo normal	$165 + (V_i - 5) \times I_n$	mW
Corriente nominal modo normal (I_n)	33	mA
Potencia nominal modo serial	$130 + (V_i - 5) \times I_n$	mW
Corriente nominal modo serial (I_n)	26	mA
Potencia nominal en estado baja batería	$375 + (V_i - 5) \times I_n$	mW
Corriente nominal en estado baja batería (I_n)	75	mA
Energía batería NI-HM	3000	mAh

Tabla 6.1 Características eléctricas

	Valor	Unidad
Sensor entrada	273.5	kg
Caja equipo	323.7	kg
Peso total	697.2	kg
Largo caja equipo	150	cm
Ancho caja equipo	80	cm
Espesor caja equipo	45	cm

Tabla 6.2 Características físicas

	Valor	Unidad
Tiempo de carga de la batería NI-MH	12	h
Tiempo de estabilidad encendido	2	s
Tiempo de cambio del dato por muestra	9	ms

Tabla 6.3. Tiempo de respuesta del equipo y batería

Tiempo (minutos)	Voltaje de la red (V)	Irradianza ($\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$)	Tiempo (minutos)	Voltaje de la red (V)	Irradianza ($\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$)
0	227,8	24,93	0	228,3	26,93
5	226,5	30,96	4	227,9	30,96
10	226,8	31,09	8	228,8	31,09
15	227,3	31,09	12	229,8	31,09
20	227,2	30,83	16	228,3	30,83
25	227,0	30,70	20	228,5	30,70
30	227,3	30,70	24	227,5	30,70
35	228,5	30,57	28	228,0	30,57
40	228,7	30,57	32	224,2	30,05
45	228,4	30,57	36	225,4	30,05

Tabla 6.5 Voltaje de alimentación fototerapia versus irradianza en el display. En un periodo de 45 minutos y 36 minutos después de encendida la fototerapia.

Voltaje de la red (V)	Irradianza ($\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$)
214.4	29.14
215	29.27
215.7	29.4
216.3	29.53
217	29.66
217.5	29.79
218.1	29.92
218.8	30.05
219.4	30.18
220	30.31
220.6	30.44
221.2	30.57
221.9	30.7
222.5	30.83
223.1	30.96
223.7	31.09
224.3	31.22
225	31.35
225.6	31.48

Tabla 6.6 Valores de irradianza y tensión de la red eléctrica (que energiza la fototerapia) utilizados para la calibración del radiómetro.

Irradianza integrada para la banda de 425 a 475 nm

Referencia	Punto A					Punto B
	22,2 cm	29,2 cm	35 cm	42,5 cm	49,1 cm	35 cm B
Radiómetro portátil $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$	30.18	21.43	16.38	11.93	9.78	14.157

Tabla 6.7 Tabla de calibración, con valores de irradianza definidos para el punto A y el punto B.

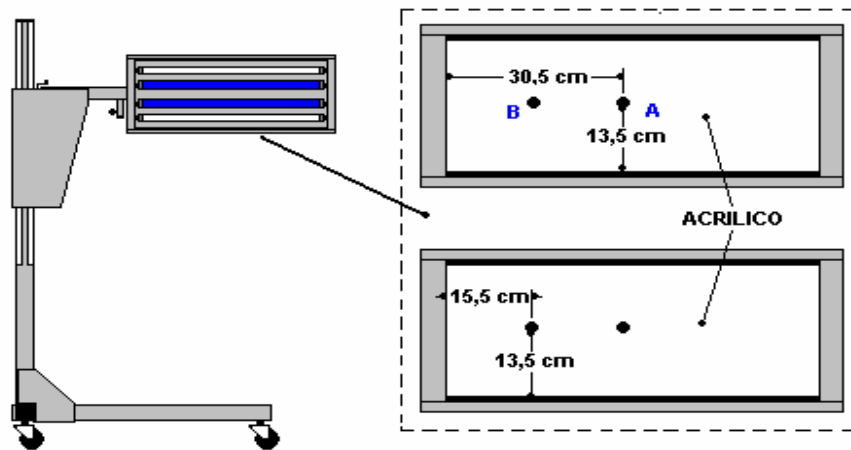


Figura 6.2 Punto de referencia sobre el acrílico de protección de la unidad de fototerapia

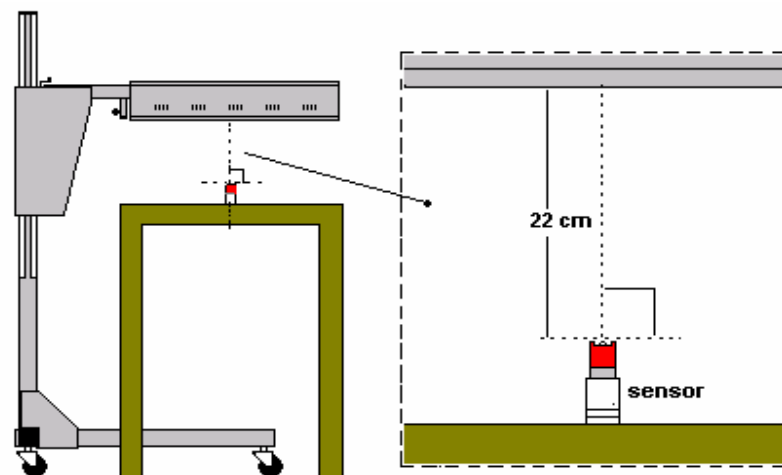


Figura 6.3 Posicionamiento del sensor perpendicular al punto

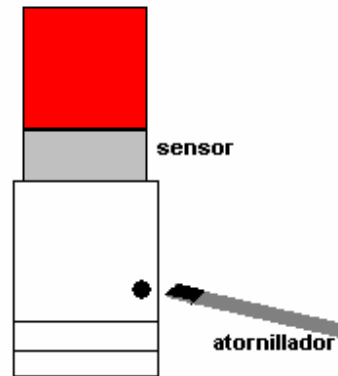


Figura 6.4 Ajuste de potenciómetro para calibración

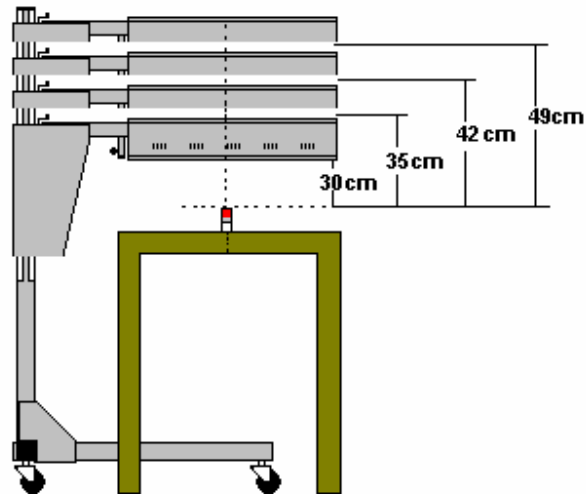


Figura 6.5 Comprobación de las medidas obtenidas en calibración para diferentes alturas