



**UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE
HIDALGO**

**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO
MATEMÁTICAS**

“Mat. Luis Manuel Rivera Gutiérrez”

**DISEÑO DE UN SISTEMA DE ILUMINACIÓN LED
PARA EL COLPOSCOPIO**

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
LICENCIADO EN CIENCIAS FÍSICO MATEMÁTICAS**

PRESENTA

LORENA NEGRETE RUIZ

ASESOR

DR. J. MISAEL VIEYRA RÍOS

Diciembre 2022

AGRADECIMIENTOS

A mi alma mater Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo y a la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas por permitirme realizar mis estudios universitarios.

A mi director de tesis Misael, por darme la oportunidad de trabajar con él, por su disposición para compartir su experiencia, su conocimiento y su amistad.

A mis padres Lupita y Jesús, quienes con su ejemplo me inculcaron la responsabilidad y me enseñaron que todo lo que se desea en la vida se logra con trabajo y constancia.

A mi hermana Jose y mi hermano Richi, quienes forman parte de mi vida y con quienes he compartido importantes momentos.

A mi esposo Erik y a mis hijas Xime y Naty, con quienes he formado una hermosa familia.

A mis amigos que me han acompañado en este camino llamado vida.

RESUMEN

El cáncer cervicouterino (CaCu) se presenta como una amenaza para la vida de las mujeres, representando un importante problema de salud pública en la sociedad a nivel mundial y un gran desafío la prevención y control de este. (Gultekin et al., 2020)

En la región de América Latina en 2018, más de 72,000 mujeres fueron diagnosticadas con cáncer cervicouterino y casi 34,000 fallecieron por esta enfermedad, mostrando las tasas de mortalidad de América Latina y el Caribe 3 veces más altas que en Norteamérica, según datos de la Organización Panamericana de la Salud (OPS). Para el 2017 en México, se registraron 306,675 defunciones en mujeres, de las cuales 42,891 (13.9%) corresponden a tumores malignos.

El cáncer de mama y el cuello uterino representan el 25% de todas las defunciones por cáncer. La mortalidad en el grupo específico de mujeres de 25 años y más fue de 4,031 defunciones, con una tasa de 11.2 por 100,000, con un promedio de edad a la defunción de 58.8 años. Las entidades con mayor mortalidad ajustada por cáncer de cuello uterino son: Chiapas (19.7), Quintana Roo (17.7), Morelos (16.0), Yucatán (15.6), Veracruz (14.4) y Oaxaca (13.5). (Secretaría de Salud, 2019)

La colposcopia es un método útil para el diagnóstico y la evaluación de la neoplasia intraepitelial cervical y el cáncer invasor preclínico. Permite observar, con amplificación, el sitio donde se produce la carcinogénesis del cuello uterino. Asimismo, con ella se pueden obtener biopsias dirigidas y delinear la magnitud de las lesiones del cuello uterino.

El propósito del proyecto, es el diseño e implementación del sistema de iluminación monocromático para el colposcopio, siendo este, una herramienta que hará más factible la detección de anomalías relacionadas con el cáncer cervicouterino, facilitando diagnósticos clínicos apropiados.

Palabras clave: cáncer, cervicouterino, colposcopio, LED, iluminación

ABSTRACT

Cervical cancer (CaCu) is presented as a threat to the lives of women, representing an important public health problem in society worldwide and a great challenge in its prevention and control. (Gultekin et al., 2020)

In the Latin American region in 2018, more than 72,000 women were diagnosed with cervical cancer and almost 34,000 died from this disease, showing mortality rates in Latin America and the Caribbean 3 times higher than in North America, according to data from the Pan American Health Organization (PAHO).

For 2017 in Mexico, 306,675 deaths were registered in women, of which 42,891 (13.9%) correspond to malignant tumors.

Mortality in the specific group of women aged 25 and over was 4,031 deaths, with a rate of 11.2 per 100,000, with an average age at death of 58.8 years. The entities with the highest adjusted mortality from cervical cancer are: Chiapas (19.7), Quintana Roo (17.7), Morelos (16.0), Yucatán (15.6), Veracruz (14.4) and Oaxaca (13.5). (Secretaría de Salud, 2019)

Colposcopy is a useful method for the diagnosis and evaluation of cervical intraepithelial neoplasia and preclinical invasive cancer. It allows observing, with magnification, the site where carcinogenesis of the cervix occurs. Likewise, with it, directed biopsies can be obtained and delineate the magnitude of the lesions of the cervix.

The purpose of the project is the design and implementation of the monochrome lighting system for the colposcope, this being a tool that will make the detection of abnormalities related to cervical cancer more feasible, facilitating appropriate clinical diagnoses.

Keywords: cancer, cervical, colposcope, LED, lighting

ÍNDICE

CAPÍTULO 1	1
JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	1
1.1. Introducción	1
1.2. Justificación	5
1.2.1. Resultados de un examen de colposcopio	7
1.2.2. Resultados colposcópicos anormales	8
1.2.3. Sospecha colposcópica de carcinoma invasor	11
1.2.4. Colposcopia insatisfactoria	11
1.2.5. Importancia de la colposcopia	12
1.2.6. Los números	13
1.2.7. Análisis	15
1.2.8. Objetivos del proyecto	16
CAPÍTULO 2	19
RESEÑA MÉDICA.....	19
2.1. Introducción	19
2.2. Datos y cifras	20
2.3. Colposcopia	24
2.4. Terapia fotodinámica	25
2.5. Conclusiones	26
CAPÍTULO 3	28
EL PROBLEMA DEL SISTEMA DE ILUMINACIÓN	28
3.1. Introducción	28
3.1.1 Espectro visible	29
3.1.2. Características	31
3.1.3. Flujo Luminoso	32
3.1.4. Cómo afecta la luz a los organismos vivos	33
3.2. Fuentes de iluminación	34
3.2.1. Termorradiación	37
3.2.2. Termorradiación natural	37
3.2.3. Termorradiación artificial	38
3.2.4. Luz de un cuerpo incandescente en el vacío	38
3.2.5. Luz por combustión instantánea de un metal	38
3.2.6. Luminiscencia	38

3.2.6.1. Laser	39
3.2.6.2. Fotoluminiscencia	39
3.2.6.3. Electroluminiscencia	40
3.2.6.4. Bioluminiscencia	40
3.3. Clasificación de lámparas por su tipo de producción lumínica	40
3.3.1. Lámparas incandescentes de vacío	41
3.3.2. Lámparas incandescentes de gas	43
3.3.3. Lámparas incandescentes halógenas	45
3.3.4. Lámparas de baja tensión	45
3.3.5. Reflector dicroico	46
3.3.6. Lámpara LED	47
3.4. Definición del problema	48
3.5. Requisitos y necesidades	51
CAPÍTULO 4	53
ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN	53
4.1. Opciones	53
4.1.1. Cámara	53
4.1.2. Arreglo óptico	55
4.1.3. Sistema sensor-diafragma-fuente	56
4.1.4. Opción de uso de un arreglo de LED.	56
4.2. Evaluación de las alternativas	62
CAPÍTULO 5	63
SISTEMA ÓPTICO	63
5.1. Introducción	63
5.1.1. Antecedentes del sistema óptico.	65
5.1.2. Formación de la imagen	66
5.2. Parámetros ópticos	67
5.2.1. Aumento	67
5.2.2. Poder de resolución	67
5.2.3 Apertura numérica	67
5.2.4. Distancia focal	68
5.2.5. Distancia de enfoque	68
5.2.6. Profundidad de campo	68
5.2.7. Tipos de microscopios	68

5.2.8. Partes del microscopio óptico convencional	69
5.3. Estructura del colposcopio	69
CAPÍTULO 6	71
DESARROLLO.....	71
6.1. Elección de la solución	71
6.1.1 Fuentes de luz no puntuales	71
6.2. Tipos de iluminación	73
6.3. Niveles de iluminación	74
6.3.1. Factor de mantenimiento	76
6.3.2. Coeficientes de depreciación luminosa	76
6.3.3. Eficiencia del balastro.	77
6.4. Iluminación para visualización del VPH	77
6.5. La opción del Sistema LED	78
6.6. Driver o un sistema de ajuste variable	80
6.7. Sistema de alimentación	82
6.8. Sistema de control de temperatura	87
6.9. Seguridad y normas	89
6.10. Pruebas y resultados	89
6.10.1. Ensamble	89
6.10.2. Prueba del circuito LED	91
CAPÍTULO 7	94
CONCLUSIONES.....	94
7. Resultados del proyecto	94
APÉNDICE	95
REFERENCIAS.....	101

CAPÍTULO 1

JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

1.1. Introducción

De acuerdo a la información de la Organización Mundial de la Salud (OMS), la incidencia de casos de cáncer en México, y en el resto del mundo, ha ido en aumento. Una gran parte de los tipos de cáncer ya tienen tratamientos, y en la mayoría de ellos, si la enfermedad se detecta a tiempo, la probabilidad de que la persona se recupere es mayor. Además, con un diagnóstico oportuno, el tratamiento que se le da al paciente es menos agresivo que el que se les da en etapas más avanzadas de cáncer (quimioterapia, radioterapia), que degradan la calidad de vida de los pacientes.

El principal papel de la medicina es observar, detectar enfermedades o determinadas anormalidades anatómicas, y concebir medios a través de los cuales estas puedan ser tanto detectadas como corregidas o al menos mejoradas. El desafío llegó cuando la medicina se interesó por regiones del cuerpo humano que estaban ocultas a la simple exploración física externa del paciente, sin embargo, muchas de estas regiones, como el estómago, el colon u otras fuera del aparato digestivo como la vejiga o el útero, se componen de algún orificio de salida que las comunica con el exterior del cuerpo y a través del cual puede accederse a ellas.

Hasta el siglo XIX ha habido numerosos esfuerzos e intentos de acceder a dichas cavidades mediante diversos instrumentos, siempre con el fin de desarrollar métodos no quirúrgicos y seguros, si bien muchos de los sistemas desarrollados no han sido adecuados o incluso han resultado peligrosos para la salud del paciente. Los primeros intentos de explorar el interior del cuerpo humano a través de orificios corporales naturales datan de los egipcios y posteriormente de los griegos y

romanos, que ya empleaban el espéculo para valorar la vagina y el recto. (Herrera-Esquivel et al., 2018)

El desarrollo de sistemas más avanzados se retrasó por la falta de materiales suficientemente resistentes y la capacidad de darles forma para convertirlos en instrumentos útiles, así como por la falta de dispositivos de iluminación adecuados. Los primeros esfuerzos fueron dirigidos a examinar el tracto genitourinario, ya que se compone de cavidades que están a una distancia relativamente próxima al exterior. En este sentido, parece ser que el primer prototipo de endoscopio fue construido en 1805 por un médico alemán llamado Phillip Bozzini. Su instrumento, denominado lichtleiter (conductor de luz) (figura 1.1), estaba formado por un delgado tubo iluminado mediante una candela cuya luz era reflejada a través de un espejo. (Spaner & Warnock, 1997)



Figura 1.1. Lichtleiter ideado por Bozzini.

Empleó dicho sistema para examinar la uretra, la vejiga urinaria y la vagina, sin embargo, la invención de Phillip Bozzini fue sometida a crítica y no llegó a ser aceptada por sus colegas médicos, de modo que el desarrollo de los endoscopios llegó a estar bloqueado durante casi los siguientes 50 años. La siguiente aportación importante en el desarrollo de la endoscopia fue el sistema que inventó Antonin J. Desormeaux en 1853, también centrado en el estudio de pacientes con problemas urológicos.

Dicho cirujano francés, retomando la idea original de Phillip Bozzini, mejoró el dispositivo de este sustituyendo la pálida luz de la candela por una luz más intensa que provenía de una lámpara con mecha que quemaba una mezcla de alcohol

etélico y trementina; una lente hacía converger los rayos luminosos hacia un espejo con enfoque en el centro para la visión y los enviaba después mediante un sistema de espejos hacia el tubo explorador (figura 1.2). Desafortunadamente, aunque la calidad de visión fue mejorada, el instrumento no tuvo éxito, ya que se producían demasiadas quemaduras en los pacientes durante la exploración.



Figura 1.2. Representación de la modificación de Desormeaux, sobre la idea de Bozzini.

Todos estos instrumentos quedaron obsoletos pocos años después de que en 1879 Thomas Edison inventara la bombilla eléctrica, consiguiendo además minimizarla en 1882. En 1886, Josef Leiter fue el primero en emplear la bombilla de Edison en este caso en un cistoscopio. Trabajando junto a Leiter, Johann von Mikulicz ideó pocos años después el primer esofagoscopio, que después fue usado por otorrinolaringólogos y cirujanos torácicos. (Vázquez Iglesias, 2008)

A finales del año 1924, Hans Hinselmann, en Alemania, inventa el colposcopio tal y como se conoce actualmente. El término colposcopia viene (del griego antiguo κόλπος, latinizado kólpos, que significa vagina y skopos cuyo significado es mirar) es un procedimiento ginecológico que consiste en la exploración del cuello uterino, la vagina y la vulva. La colposcopia nació oficialmente en 1925, cuando apareció publicado un artículo del Dr. Hans Peter Hinselmann (1894-1957) acerca de la utilidad de este aparato en la clínica ginecológica.

El título en español es “Mejoría de las posibilidades de inspección de vulva, vagina y cérvix”, con este trabajo, Hinselmann llamaba la atención sobre la magnificación que se obtenía con la visión colposcópica. (Fusco et al., 2008)

El colposcopio de Hinselmann, que le fabricó la casa Leitz, de Jena, de acuerdo a sus peticiones, era un aparato de visión binocular; de distancia focal larga (14 cm); con luz blanca integrada; tres aumentos intercambiables (10x, 20x y 40x) montados con un sistema de revolver; palancas, cremalleras y tornillos para adaptar el sistema óptico a las necesidades personales (para hacer cómoda la observación) y todo montado en un pedestal que le diera firmeza y con ruedas para movilizarlo, el actual colposcopio de diagnóstico poco difiere del original de Hinselmann. (Ruiz Moreno, 2010)

La idea inicial de Hinselmann era clara: hacer un diagnóstico precoz y oportuno del CaCu, antes de que las pacientes tuvieran síntomas, para obtener los mejores resultados con las terapéuticas disponibles. Era esta una forma de detección (prevención secundaria) acorde a los conceptos que aceptamos hoy. (Fusco et al., 2008)

El trabajo que se presenta en las secciones a venir trata sobre la modificación parcial de un colposcopio. El método de colposcopia es uno de los dos más importantes para el diagnóstico del cáncer cervicouterino, el cual tiene una alta incidencia en la República Mexicana.

El presente documento se encuentra organizado en siete capítulos. El primero trata acerca de la justificación y objetivos del proyecto, el segundo presenta una breve introducción médica, el tercero presenta un análisis del problema en el sistema de iluminación, el cuarto considera las alternativas de solución, el quinto el sistema óptico del colposcopio y finalmente se realiza un corto análisis y se presentan las conclusiones de este proyecto.

1.2. Justificación

A partir de datos proporcionados por la Organización Mundial de la Salud (OMS), el cáncer cervicouterino presenta una alta incidencia a nivel mundial. Los casos nuevos de esta enfermedad en el mundo aumentaron de 5.9 millones en 1979, 10.3 millones en el año 2000 y 18.1 millones de casos nuevos en el año 2020. Esta enfermedad es la principal causa de muerte de mujeres en edad reproductiva, y afecta a mujeres de todos los niveles sociales, pero causa más muertes en zonas rurales, donde no se detecta ni se le da tratamiento. En México, a partir de 1960, el cáncer se ubica entre las diez principales causas de muerte; en la actualidad es la tercera causa (12.9%) de acuerdo con datos del INEGI. (Aldaco-Sarvide & Pérez, 2015)

En México, el procedimiento más común para la detección del CaCu es realizar primero la prueba del Papanicolau y en caso de que se observen situaciones anormales en las células, se realiza la colposcopia, aunque no necesariamente tiene que ser así. El colposcopio es un microscopio binocular que permite examinar el epitelio y la trama vascular subepitelial con ampliaciones que varían entre 7.5X, 15X, 20X y 30X. Magnificaciones mayores son realmente innecesarias, aumentan el costo y no ofrecen una ventaja potencial, ya que no permite una visualización en contexto global del cérvix.

Hans Hinsselman, inventa un aparato con una lente binocular de 10 aumentos y buena iluminación; solo hacia 1934 los patólogos alemanes le dan crédito a este invento y se acuña el término de Leucoplasia como entidad precancerosa, ya que utilizaba para sus observaciones el ácido acético y fue el primero en observar las lesiones blancas. Para 1928, Schiller se dio cuenta de la observación en que las células escamosas anormales pierden su contenido de glucógeno.

La extrapolación de este a la aplicación de yodo, permitió documentar clínicamente la falta de glucógeno, que finalmente describió como manchas de epitelio normal. Describe un profundo y oscuro marrón, mientras que el epitelio, especialmente el carcinoma, no muestra la mancha, es decir, no capta el yodo, sino que sigue siendo

claro. (Hospital Civil de Guadalajara, Fray Antonio Alcalde, Centro Universitario de Ciencias de la Salud, Universidad de Guadalajara. México, 2013)

El estudio del patrón vascular del cuello uterino puede resultar difícil después de aplicar las soluciones de ácido acético y de yodo, es muy importante la correcta iluminación del colposcopio, es útil la aplicación inicial de solución salina fisiológica para estudiar minuciosamente la arquitectura vascular subepitelial. Es aconsejable usar un filtro verde para ver los vasos con más nitidez. El efecto del ácido acético depende de la cantidad de proteínas nucleares y citoqueratinas presentes en el epitelio.

Cuando se aplica ácido acético al epitelio escamoso normal, ocurre poca coagulación en la capa de células superficiales, donde los núcleos son escasos. Aunque las células más profundas contienen más proteínas nucleares, el ácido acético no penetra lo suficiente y, en consecuencia, la precipitación resultante no logra opacar el color del estroma subyacente. Las zonas de neoplasia intraepitelial cervical (NIC) experimentan una coagulación máxima debido a su mayor contenido de proteínas nucleares e impiden el paso de la luz a través del epitelio.

Como resultado, el patrón vascular subepitelial queda oculto y se vuelve difícil de ver, al tiempo que el epitelio toma un color blanco. El objetivo principal de la colposcopia es detectar la presencia de NIC de alto grado y de cáncer invasor. Para ello, es necesario observar bien todo el epitelio en riesgo, identificar con precisión las anomalías, evaluar su grado de anormalidad y tomar las biopsias apropiadas.

La solución de Lugol, presenta avidez por el glucógeno que se encuentra en el estrato intermedio del epitelio escamoso del cérvix y vagina, provocando una coloración marrón caoba, más o menos intensa en función de la cantidad de glucógeno contenida en las células. El epitelio cilíndrico, al no contener glucógeno no presenta cambios de coloración o presenta una coloración marrón muy débil.

El epitelio escamoso de la metaplasia inmadura, el estado menopáusico o los procesos inflamatorios tienen un contenido menor de glucógeno, presentando áreas de menor captación o captación dispersa y mal definida. El epitelio displásico y el

cáncer, no contienen glucógeno por lo que, cuando se aplica la solución de lugol, adquieren una coloración amarillo mostaza o azafrán. Las zonas de leucoplasia o hiperqueratosis tampoco captan el yodo. Los condilomas pueden no teñirse o hacerlo de forma variable. (Publicaciones AEPCC, 2018)

El contraste marcado por la iluminación y la aplicación sistemática de solución de yodo puede ayudar a identificar las lesiones que se pasaron por alto durante el examen con solución salina y con ácido acético, así como delimitar la extensión anatómica de las zonas con mucha mayor precisión, lo cual facilitará el tratamiento.

1.2.1. Resultados de un examen de colposcopio

El epitelio plano estratificado original (natural) es una estructura suave, rosada, uniforme, sin lesiones, originalmente establecida en el cuello y la vagina durante etapas tempranas del desarrollo fetal. No se identifican restos de epitelio cilíndrico ni aberturas glandulares o quistes de Naboth. Los patrones vasculares en general no se aprecian visualmente. En la posmenopausia el epitelio se hace más pálido.

Histológicamente se trata de un epitelio plano estratificado, bien diferenciado, que se tiñe positivamente con una solución yodada (test de Schiller). El epitelio cilíndrico está formado por una sola capa de células altas productoras de moco, que se extienden desde el endometrio hasta el epitelio plano estratificado original del orificio externo del cérvix. La zona cubierta con epitelio cilíndrico tiene superficie irregular, con abundantes papilas y hendiduras profundas.

Es de color rojo oscuro, por los vasos subyacentes en el estroma. Colposcópicamente, después de la aplicación del ácido, muestra una estructura típica de racimos de uvas y no es captadora de yodo. La siguiente característica, en orden de importancia, que se debe observar es la vascularización. El examen de los vasos sanguíneos se facilita aplicando solución salina isotónica al cuello uterino y usando el filtro verde (o azul) del colposcopio para mejorar el contraste de los vasos. Si el colposcopio cuenta con capacidad de amplificación, también es útil el uso de un número más alto (cerca de 15x).

1.2.2. Resultados colposc6picos anormales

Dentro de esta zona (anteriormente denominada zona de transformaci6n at6pica), los datos colposc6picos anormales son sugerentes de neoplasia cervicouterina. Sin embargo, es muy poco espec6fica, por lo que las im6genes colposc6picas anormales no siempre corresponden a lesiones intraepiteliales. La colposcopia nos informa del patr6n arquitectural del epitelio, y para cada imagen anormal existen grados que van desde cambios m6nimos hasta alteraciones muy importantes.

La clasificaci6n de la Federaci6n Internacional de Patolog6a Cervical y Colposcopia (IFCPC), tanto en la edici6n de 1990 (clasificaci6n de Roma) como en la reciente actualizaci6n en el 2011 (clasificaci6n de Barcelona), tabla 1.1, establecen, dentro del apartado de hallazgos colposc6picos anormales, una gradaci6n que diferencia los cambios sutiles o leves (cambios menores) de los patrones colposc6picos abigarrados y que muestran mayor severidad (cambios mayores). (Bornstein et al., 2012)

Tabla 1.1 Terminología colposcópica del cuello uterino de IFPC 2011

TERMINOLOGÍA COLPOSCÓPICA DEL CUELLO UTERINO DE IFPC 2011										
EVALUACIÓN GENERAL	<ul style="list-style-type: none"> • Adecuada/inadecuada a causa de... (por ej.: cuello uterino no claro por inflamación, sangrado, cicatriz). • Visibilidad de la unión escamocolumnar: completamente visible, parcialmente visible, no visible. • Tipos de zona de transformación 1, 2, 3. 									
HALLAZGOS COLPOSCÓPICOS NORMALES	<p>Epitelio escamoso original:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Maduro • Atrófico <p>Epitelio columnar</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ectopia <p>Epitelio escamoso metaplásico</p> <ul style="list-style-type: none"> • Quistes de Naboth • Aberturas glandulares y/o criptas glandulares. <p>Deciduosis en el embarazo</p>									
HALLAZGOS COLPOSCÓPICOS ANORMALES	<p>Principios generales</p> <p>Ubicación de la lesión: dentro o fuera de la zona de transformación, ubicación de la lesión según las agujas del reloj. Tamaño de la lesión, número de cuadrantes del cuello uterino que cubre la lesión, tamaño de la lesión en porcentaje del cuello uterino.</p> <table border="0"> <tr> <td>Grado 1 (Menor)</td> <td>Epitelio acetoblanco delgado. Bordes irregulares.</td> <td>Mosaico fino, puntillado fino.</td> </tr> <tr> <td>Grado 2 (Mayor)</td> <td>Epitelio acetoblanco denso, aparición rápida de epitelio acetoblanco. Orificios glandulares abiertos con bordes engrosados.</td> <td>Mosaico grueso, puntillado grueso. Bordes delimitados. Signo del límite del borde interno. Signo de cresta o sobreelevado.</td> </tr> <tr> <td>No específicos</td> <td colspan="2">Leucoplasia (queratosis, hiperqueratosis), Erosión, Solución de lugol (Test de Schiller): positivo/negativo.</td> </tr> </table>	Grado 1 (Menor)	Epitelio acetoblanco delgado. Bordes irregulares.	Mosaico fino, puntillado fino.	Grado 2 (Mayor)	Epitelio acetoblanco denso, aparición rápida de epitelio acetoblanco. Orificios glandulares abiertos con bordes engrosados.	Mosaico grueso, puntillado grueso. Bordes delimitados. Signo del límite del borde interno. Signo de cresta o sobreelevado.	No específicos	Leucoplasia (queratosis, hiperqueratosis), Erosión, Solución de lugol (Test de Schiller): positivo/negativo.	
Grado 1 (Menor)	Epitelio acetoblanco delgado. Bordes irregulares.	Mosaico fino, puntillado fino.								
Grado 2 (Mayor)	Epitelio acetoblanco denso, aparición rápida de epitelio acetoblanco. Orificios glandulares abiertos con bordes engrosados.	Mosaico grueso, puntillado grueso. Bordes delimitados. Signo del límite del borde interno. Signo de cresta o sobreelevado.								
No específicos	Leucoplasia (queratosis, hiperqueratosis), Erosión, Solución de lugol (Test de Schiller): positivo/negativo.									
SOSPECHA DE INVASIÓN	<p>Vasos atípicos</p> <p>Signos adicionales: vasos delgados, superficie irregular, lesión exofítica, necrosis, ulceración (necrótica), tumoración nodular.</p>									
HALLAZGOS VARIOS	<table border="0"> <tr> <td> <ul style="list-style-type: none"> • Zona de transformación congénita. • Condiloma • Pólipo (exocervical/endocervical) </td> <td> <ul style="list-style-type: none"> • Inflamación • Estenosis • Anomalías congénitas • Anomalías post tratamiento • Endometriosis </td> </tr> </table>	<ul style="list-style-type: none"> • Zona de transformación congénita. • Condiloma • Pólipo (exocervical/endocervical) 	<ul style="list-style-type: none"> • Inflamación • Estenosis • Anomalías congénitas • Anomalías post tratamiento • Endometriosis 							
<ul style="list-style-type: none"> • Zona de transformación congénita. • Condiloma • Pólipo (exocervical/endocervical) 	<ul style="list-style-type: none"> • Inflamación • Estenosis • Anomalías congénitas • Anomalías post tratamiento • Endometriosis 									

Los parámetros colposcópicos más importantes que permiten valorar dichas anomalías son:

- Superficie: lisa o rugosa en cuyo caso suele ser indicativo de mayor gravedad lesional.

- Reacción al acético: los epitelios inmaduros o atípicos contienen mayor proporción de proteínas celulares y menor cantidad de glucógeno citoplasmático por lo que se convierten en más opacos o blanquecinos tras aplicar ácido acético. En general, a mayor reacción acetoblanca, mayor es la lesión.
- Reacción al lugol: la tinción se relaciona con la cantidad de glucógeno. Las lesiones más atípicas, poseen poco glucógeno, y por tanto son lugol negativas.
- Bordes lesionales: en general, los bordes irregulares y difusos sugieren lesión mayor y los bien definidos lesión menor.
- Patrón vascular: en general las imágenes de punteado, mosaico y vasos atípicos sugieren displasia. (Sellors & Sankaranarayanan, 2003)

En la figura 1.3. se presentan algunas lesiones en cuello uterino, localizadas por colposcopia. (a) Inflamación importante, con aspecto rojizo y sangrado al tacto; zonas acetoblanco poco definidas, irregulares, salpicadas en el cuello uterino (tras aplicar ácido acético). Esta imagen es sugestiva de cervicitis crónica, (b) Cuello con lesiones rojizas en manchado satelital sugestivas de vaginitis por *Trichomonas vaginalis* (aspecto de fresa), (c) Vaginitis por *Trichomonas vaginalis*, tras lugolización (aspecto en piel de leopardo). (Álvarez - Rodas, s.f.)



Figura 1.3. (a) Inflamación del cuello uterino, (b) cuello con lesiones rojizas, (c) Vaginitis por trichomonas

1.2.3. Sospecha colposcópica de carcinoma invasor

Para el cáncer invasor colposcópicamente, la lesión suele ser elevada, con un contorno irregular y vasos sanguíneos anormales. La figura 1.4 (a) presenta lesión acetoblanca densa, abigarrada, de color blanco yeso, con bordes sobreelevados, enrollados e irregulares, y superficie nodular que indica carcinoma invasor temprano, (b) carcinoma cervicouterino invasor; con ácido acético y lugolización, contorno superficial irregular, de aspecto “valles y montes”, con vasos atípicos. (Álvarez - Rodas, s.f.)

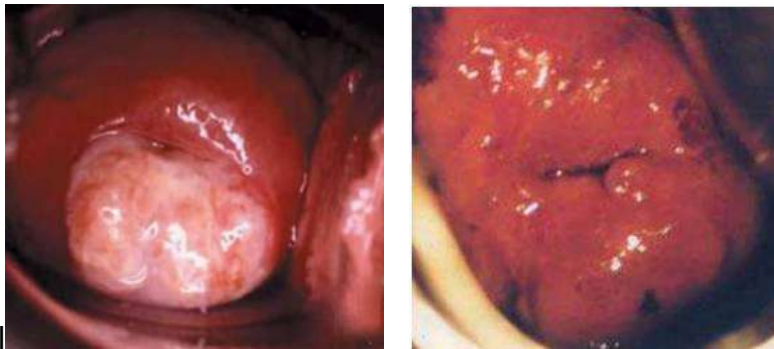


Figura 1.4. (a) cáncer invasor temprano (b) carcinoma cervicouterino invasor.

1.2.4. Colposcopia insatisfactoria

Ocurre cuando la unión escamocilíndrica no es visible, por inflamación o atrofia intensa y también si el cuello uterino no es visible. En la figura 1.5. se muestra un cuello atrófico, con petequias, con involución del epitelio plano, no siendo visible la unión escamocolumnar. (Álvarez - Rodas, s.f.)



Figura 1.5. Cuello uterino atrófico

1.2.5. Importancia de la colposcopia

La colposcopia es el instrumento para lograr el diagnóstico muy confiable de las lesiones cervicouterinas, con una correlación o sensibilidad diagnóstica mayor del 85%, por tal razón, debe de ser un procedimiento acucioso y sumamente cuidadoso, de aquí la importancia de contar con un sistema correctamente iluminado y un arreglo óptico adecuado al procedimiento. El cáncer de cuello uterino es el cáncer más frecuente entre las mujeres de nuestro país, afecta a mujeres entre 18 y 60 años de edad.

Las causas del cáncer de cuello uterino son varias e incluyen a las infecciones por virus papiloma humano (VHP), la vida promiscua, el inicio de relaciones sexuales a temprana edad y el tabaquismo. En su aparición, el cáncer de cuello uterino tiene una evolución lenta y silenciosa; puede tardar una década hasta dar los primeros síntomas. Esto se debe a que en la primera etapa existen las lesiones premalignas, que incluyen primero las lesiones escamosas de grado bajo (infecciones por virus del papiloma humano (VPH) y displasia leve) y luego las lesiones de grado alto, que son la displasia moderada y la severa o carcinoma *in situ*.

Esta primera etapa da muy pocas manifestaciones clínicas, por lo que es difícil que la paciente se dé cuenta que está enferma, en esta etapa es cuando cumplen un rol muy importante el estudio de Papanicolaou y la colposcopia. El Papanicolaou es un método que tiene más de 60 años de uso y mantiene su vigencia y validez, mientras que la colposcopia ha alcanzado gran desarrollo y modernidad en las últimas dos décadas.

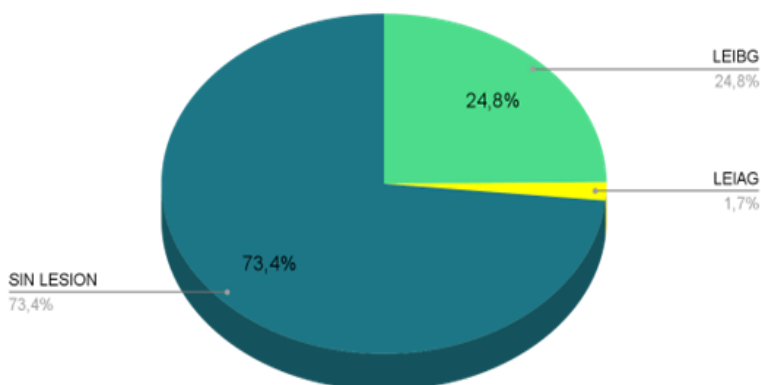
El colposcopio es un dispositivo óptico tipo microscopio que permite visualizar el cuello uterino para aumentarlo entre 20 y 40 veces su tamaño; este método permite detectar imágenes sospechosas de cáncer en etapa temprana con una sensibilidad de 94 a 95%. Es por lo tanto la colposcopia uno de los métodos de diagnóstico más precisos para el diagnóstico de las lesiones premalignas. La importancia está en que estas lesiones premalignas pueden ser tratadas oportunamente y detener el

avance del cáncer hacia la etapa invasora; este último tiene mayor gravedad y peor pronóstico.

Es, por lo tanto, de gran importancia no sólo el estudio del Papanicolaou sino la realización consiguiente de la colposcopia, ya que permite al médico ver las características del cuello uterino y, si se encuentra una lesión sospechosa, realizar una biopsia de la misma. La posibilidad de que un estudio de Papanicolaou dé como resultado un falso negativo está dada por diversos factores: la toma inadecuada de la muestra, el uso de material inadecuado, el mal procesamiento y, en algunas oportunidades, por una mala interpretación o incorrecta lectura de las muestras.

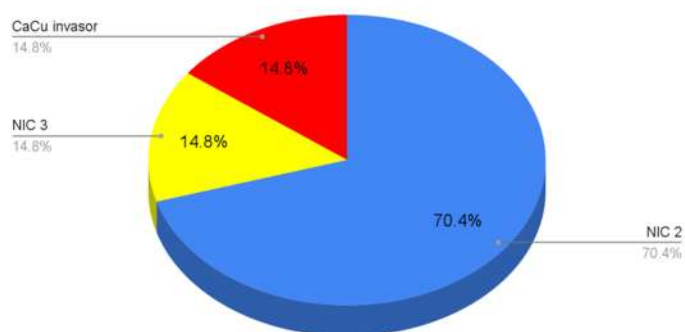
1.2.6. Los números

En un estudio retrospectivo, observacional, descriptivo y correlacional no experimental, en el que se revisaron 1550 expedientes de pacientes femeninas del servicio de colposcopia con diagnóstico de lesión escamosa intraepitelial del Hospital de la Mujer en Morelia, Michoacán, durante el periodo de agosto 2017 a enero 2018, en el que se recopilaron datos como: número de expediente, edad, citología, colposcopia e histología; se encontraron los siguientes resultados:



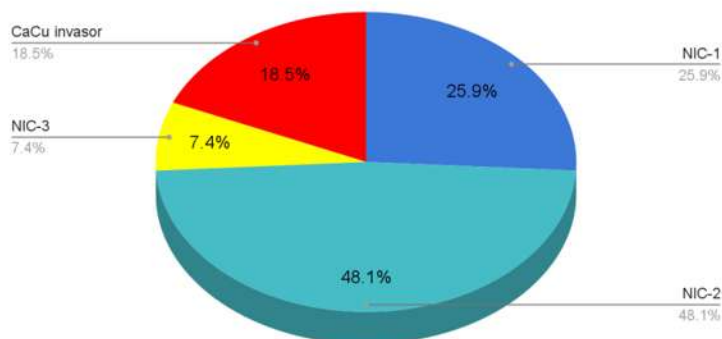
Gráfica 1.1. Expedientes revisados en el servicio de colposcopia en el periodo agosto 2017 a enero 2018.

De los 1550 expedientes revisados se detectaron 385 que corresponden a lesión escamosa intraepitelial de bajo grado (LEIBG) y 27 corresponden a lesión escamosa intraepitelial de alto grado (LEIAG), mientras que 1138 pacientes fueron dadas de alta debido a que no se encontró lesión alguna al realizar la colposcopia. De los veintisiete diagnósticos de LEIAG encontrados, diecinueve pacientes tuvieron diagnóstico de neoplasia intraepitelial cervical (NIC) 2, cuatro pacientes con diagnóstico de NIC 3 y cuatro con diagnóstico de CaCu Invasor.



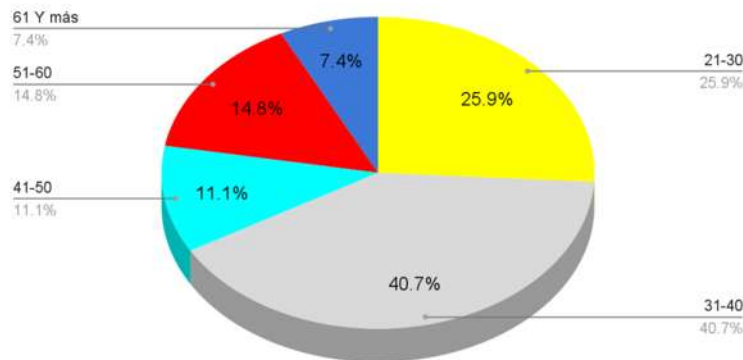
Gráfica 1.2. Diagnóstico de LEIAG por colposcopia

Se procedió a realizar el estudio en el servicio de colposcopia y posteriormente ahí mismo la toma de biopsia, obteniéndose los resultados que a continuación se presentan en la gráfica.



Gráfica 1.3. Diagnóstico de LEIAG por biopsia

En la siguiente gráfica se describe la prevalencia de LEIAG por rango de edades.



Gráfica 1.4. Prevalencia de LEIAG por rango de edad.

Se puede concluir que la lesión premaligna más frecuente en este estudio fue NIC-2 diagnosticada por colposcopia y corroborada por biopsia. El estudio demuestra la gran importancia de dar continuidad a un estudio más amplio ya que el impacto de los resultados demuestra la necesidad de estrategias más específicas encaminadas a un diagnóstico precoz de las lesiones premalignas. (Estrada Flores E., 2018)

1.2.7. Análisis

Los resultados ponen en evidencia problemas en el diagnóstico del cáncer de cuello uterino, sobre todo en la metodología citológica. A la vez plantea el extraordinario valor de la colposcopia como método diagnóstico de la patología premaligna y maligna del cuello uterino. La colposcopia nos permite encontrar el sitio originario de las células anormales y así efectuar mediante las biopsias el diagnóstico definitivo, confiriéndole su enorme potencial como método de pesquisa.

La colposcopia es un complemento valioso en el examen ginecológico de rutina, da información sobre diversos cuadros clínicos (inflamatorios, hormonales) y permite reconocer de inicio la presencia de citológico del lugar ideal, sobre todo en cuellos uterinos difíciles, como las de mujeres menopáusicas y nulíparas. Complementa al Papanicolaou en detectar la no despreciable cantidad de casos en que puede fallar (falsos negativos). Consideramos que todo ginecólogo debería usar de rutina este

valiosísimo método de diagnóstico y así mejorar su sentido de la visión en el examen de cuello uterino.

1.2.8. Objetivos del proyecto

El colposcopio es básicamente el arreglo óptico de un microscopio, se compone de una fuente de luz, lentes de aumento y filtros ópticos vasculares, azul(entre 450-500 nm) o verde(entre 500-570nm) con foco en las superficies epiteliales de la porción inferior del aparato reproductivo masculino y femenino (cérvix, vagina, vulva, región perianal y pene), se pueden encontrar una serie de situaciones a analizar, para ello se requiere de “optimizar el sistema de iluminación del colposcopio al menor costo posible”.

El propósito del proyecto, es el diseño e implementación del sistema de iluminación monocromático para el colposcopio, de manera que sea más fácil su utilización y que el diagnóstico sea más acertado. Esto a su vez será una herramienta que hará más factible la detección de anomalías relacionadas con el cáncer cervicouterino, facilitando la emisión de diagnósticos clínicos apropiados.

Dado que el flujo luminoso es la medida de la potencia luminosa emitida por una fuente de luz, ajustada a la sensibilidad del ojo humano. La unidad de medida en el Sistema Internacional es el lumen (lm) y se define a partir de la unidad básica candela (cd). Generalmente los fabricantes de lámparas (bombillos) indican los lúmenes de sus productos.

Considerando que el ojo humano tiene su mayor sensibilidad en la longitud de onda de 555 nm que corresponde al color amarillo verdoso y la mínima a los colores rojo y violeta. Esta situación es la que se presenta a la luz del día o con buena iluminación y se denomina “visión fotópica” (Visión diurna). En el crepúsculo y la noche, (“visión escotópica”) se produce el denominado Efecto Purkinje, que consiste en el desplazamiento de la curva hacia las longitudes de onda más bajas, quedando la sensibilidad máxima en la longitud de onda de 507 nm. Esto significa que, aunque no hay visión de color, el ojo se hace relativamente muy sensible a la energía en el extremo azul del espectro. (García Sánchez & Frías Contreras, 2004)

Por la noche, las imágenes se visualizan en el día como se muestra en la figura 1.9. (a), mientras que por la noche se visualizan como en la figura (b).



(a)



(b)

Figura 1.9 Efecto Purkinje (a) día (b) noche

Suponiendo que todo el flujo luminoso de una lámpara llegara al plano de trabajo, pudiera pensarse que el nivel de iluminación de una lámpara de vapor de sodio de 400 W con 48.000 lúmenes a un metro cuadrado, ilumina más que una LED de 150 W con 15.000, sin embargo, no es así, debido a que la sensibilidad del ojo humano varía de acuerdo a la presencia de luz solar y si estamos en condiciones de luz artificial, al “color de la luz” aplicada (monocromática).

En la imagen 1.10 se muestra un cuello uterino observado con colposcopio (a) con aplicación de ácido acético, (b) utilizando el filtro verde, (c) sin filtro y con aplicación de Lugol.

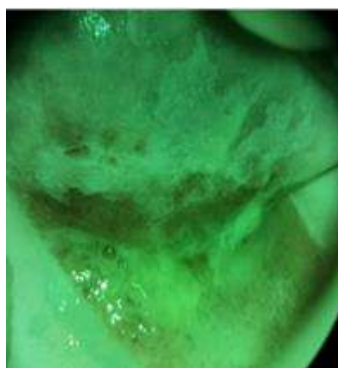


Figura 1.10 (a) ácido acético, (b) ácido acético con filtro verde, (c) lugol

Observar irregularidades con un patrón de iluminación monocromática correcta, permitirá un diagnóstico más fiable y en un menor tiempo, favoreciendo al tratamiento requerido por el paciente, lo cual puede salvar más vidas.

Los objetivos específicos propuestos para este proyecto:

- Análisis
- Diseño
- Implementación de un sistema de iluminación monocromático en un colposcopio.

CAPÍTULO 2

RESEÑA MÉDICA

2.1. Introducción

El cáncer cervical, como su nombre indica, se sitúa en el cérvix uterino, porción inferior y estrecha del útero que desemboca en la vagina. El cáncer cervicouterino se caracteriza por la multiplicación indiscriminada de células en la zona del cérvix. Antes de que aparezcan estas células, los tejidos pasan por una etapa pre maligna, que es la displasia. La figura 2.1. muestra un esquema del útero donde se describen las principales partes de este órgano.

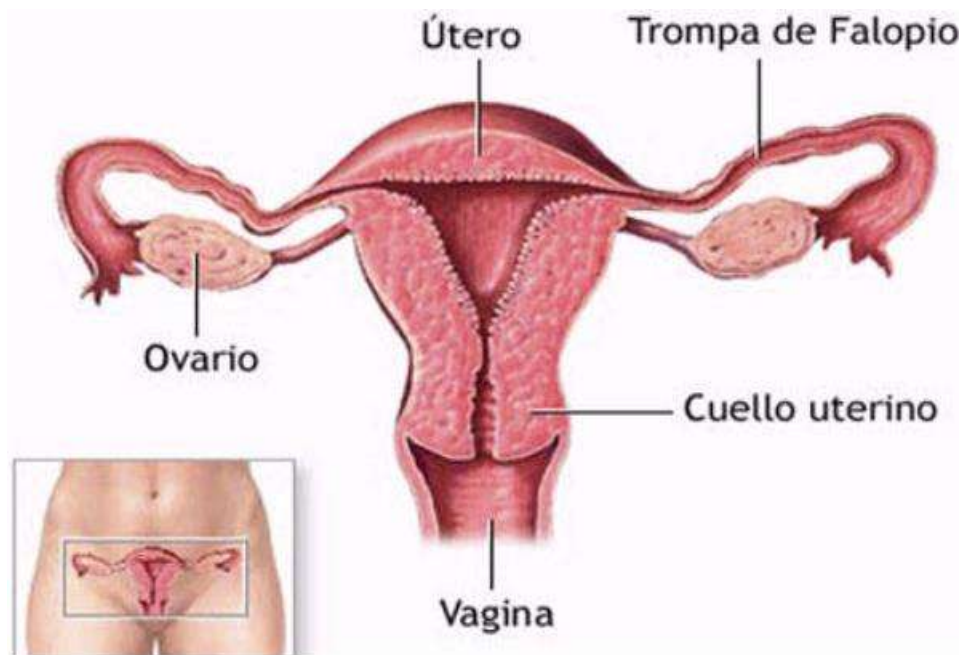


Figura 2.1. Esquema del útero y la posición del cuello uterino o cérvix

Es durante estas etapas que es relativamente más sencillo tratar la enfermedad, de allí la importancia de la realización de exámenes frecuentes en la población femenina en edad reproductiva.

2.2. Datos y cifras

- El cáncer de cuello uterino es el cuarto tipo de cáncer más frecuente en las mujeres de todo el mundo, con una incidencia estimada de 604 000 nuevos casos y 342 000 muertes en 2020. En torno al 90% de los nuevos casos y muertes en el ámbito mundial en 2020 tuvieron lugar en países de ingresos bajos y medianos. (Arbyn et al., 2019)
- Dos tipos de virus de los papilomas humanos (tipos 16 y 18) provocan casi el 50% de las lesiones precancerosas del cuello uterino de gran malignidad.
- Los VPH se transmiten principalmente por contacto sexual y la mayoría de las personas se infectan poco después de iniciar su actividad sexual. Más del 90% consiguen eliminar la infección.
- Las mujeres con el virus de inmunodeficiencia humana (VIH) tienen seis veces más probabilidades de padecer cáncer de cuello uterino que las mujeres sin VIH y se calcula que el 5% de todos los casos de cáncer de cuello uterino son atribuibles a este virus.
- La vacunación contra los VPH y el cribado y tratamiento de las lesiones precancerosas es una forma costo eficaz de prevenir el cáncer de cuello uterino.
- El cáncer del cuello uterino se puede curar si se diagnostica en una etapa temprana y se trata con prontitud.
- El control integral del CaCu consiste en la prevención primaria (vacunación contra los VPH), secundaria (detección y tratamiento de las lesiones precancerosas) y terciaria (diagnóstico y tratamiento del CaCu invasivo) y los cuidados paliativos.

En los países de ingresos altos se han puesto en marcha programas que permiten la vacunación de las niñas contra los VPH y ofrecer cribados periódicos y

tratamiento adecuado de las mujeres. El cribado permite detectar las lesiones precancerosas en estadios en que todavía pueden tratarse fácilmente.

En los países de ingresos bajos y medianos el acceso a esas medidas preventivas es limitado, por lo que con frecuencia el cáncer de cuello uterino no se detecta hasta que ya ha avanzado y aparecen los síntomas. Además, el acceso al tratamiento de las lesiones cancerosas (por ejemplo, cirugía, radioterapia y quimioterapia) puede ser limitado, lo que determina que en esos países la tasa de mortalidad por cáncer de cuello uterino sea más alta. (Torres-Poveda et al., 2014)

La elevada tasa de mortalidad mundial por cáncer de cuello uterino (tasa estandarizada por edad: 13.3 por cada 100,000 en 2020) podría reducirse mediante intervenciones eficaces en diferentes etapas de la vida. Una gran mayoría del cáncer de cuello uterino (más del 95%) se debe a los distintos tipos de virus del papiloma humano (VPH). Los VPH son la causa de infección vírica más habitual del aparato reproductor.

La mayoría de las mujeres y hombres con actividad sexual contraerán la infección en algún momento de su vida, y algunas personas pueden tener infecciones recurrentes. Más del 90% de las poblaciones afectadas consiguen eliminar la infección. El cáncer de cuello uterino es, con mucha diferencia, la enfermedad más frecuente provocada por los VPH. Casi todos los casos de cáncer de cuello uterino pueden atribuirse a una infección por VPH.

Aunque la mayoría de las infecciones por VPH remiten por sí solas y la mayor parte de las lesiones precancerosas se resuelven de forma espontánea, todas las mujeres corren el riesgo de que una infección por VPH se cronifique y de que las lesiones precancerosas evolucionen hacia un cáncer de cuello uterino invasivo. En las mujeres con un sistema inmunitario normal, el cáncer de cuello uterino tarda en aparecer de 15 a 20 años.

En las mujeres con un sistema inmunitario debilitado, como las que tienen una infección por VIH no tratada, puede tardar solo de 5 a 10 años. Además de las pruebas de la inspección visual (colposcopia), la del VPH es una prueba objetiva.

Se ha demostrado que es más sencilla, previene más lesiones precancerosas y cancerosas y permite evitar más muertes.

Las inspecciones deben iniciarse a partir de los 30 años en la población femenina en general, con repetición periódica mediante una prueba del VPH validada cada 5 a 10 años, y a partir de los 25 años en las mujeres con VIH. Además, las mujeres con VIH también deben someterse a cribados con mayor frecuencia, cada 3 a 5 años.

Existen dos tipos principales de CaCu, siendo el más común el carcinoma de células escamosas; el cual comienza con el desarrollo de células planas que cubren la superficie del cérvix. El segundo tipo es el adenocarcinoma, que comienza a desarrollarse en las células glandulares que enmarcan el canal cervical.

El tratamiento depende del diagnóstico. Según la extensión del cáncer, el tratamiento puede consistir en uno o más tratamientos:

- Cirugía, que va desde la extirpación del tejido anormal, solamente, hasta el cérvix completo, así como, también, del útero entero y de otros tejidos adyacentes.
- Terapia de radiación para matar las células cancerosas que hayan quedado después de haberse operado.
- Quimioterapia para destruir las células cancerígenas que haya en el cuerpo.

Un cáncer incipiente y no invasivo (carcinoma in situ) puede ser tratado con una operación mínima, mientras que un cáncer invasivo suele requerir una histerectomía (extirpación de cérvix y útero) y posiblemente la ablación de otros órganos de la pelvis. El tratamiento de la displasia y los cánceres incipientes tienen un alto índice de éxito. El índice de supervivencia a los 5 años para mujeres con carcinoma in situ es prácticamente del 100 por ciento.

Sin embargo, si la enfermedad ya es invasiva, la eficacia del tratamiento declina. Los 5 años de supervivencia para todos los pacientes de cáncer cervical es del 66

por ciento. Incluso después de un tratamiento con éxito, la mujer deberá consultar al doctor regularmente. Como se mencionó con anterioridad, ser portadora del virus del papiloma humano es uno de los factores que aumentan el riesgo de contraer CaCu.

Es importante señalar que no todas las variantes del VPH están relacionadas con el cáncer cervicouterino, sólo los tipos 16, 18, 31, 33 y 35 causan alteraciones celulares en el cuello del útero y en la vagina, este virus se transmite sexualmente y puede permanecer latente hasta 20 años.

Tabla 2.1. Principales tipos de virus del papiloma humano y sus asociaciones con una enfermedad. (Farreras & Rozman, 2016)

LOCALIZACIÓN DE LAS LESIONES	ENFERMEDAD CARACTERÍSTICA	BAJO RIESGO ONCOGÉNICO	POSIBLE/ALTO RIESGO ONCOGÉNICO
Cutánea	Verrugas vulgares	1, 2, 4, 7 26, 27 29, 57	66
	Verrugas planas	3, 10, 28, 41	
Genital	Verrugas plantares	1, 4, 57, 60, 63, 65	5, 8
	Epidermodisplasia verruciforme	9, 12, 14, 15, 17, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 36, 37, 38, 46, 47, 49, 50	
Genital	Condiloma acuminado	6, 11, 30, 32, 40, 41, 42, 43, 44, 54, 55, 62, 70, 72, 81	16, 18, 31, 33, 35, 45, 51, 52, 53, 56, 59 16, 18, 31, 33, 35, 45, 51, 52, 53, 56, 59
	L-SIL	6, 11, 40, 42, 43, 44, 54, 61, 70, 72, 81	
	H-SIL		
	Carcinomas escamosos invasivos (cuello uterino, vagina, ano, etc)		
	Adenocarcinoma		
	Carcinomas adenoescamosos		
Papiloma laríngeo		16, 18, 31, 33, 35, 51	
Papilomas orales	6, 11, 32		
Carcinomas escamosos invasivos (cavidad oral, orofaringe, laringe, etc)	13, 16, 32, 57		
		6, 11	

Los tipos 5 y 8 pueden estar potencialmente asociados a cáncer de piel no melanoma.
 Los tipos 13 y 32 están asociados a la hiperplasia focal epitelial (enfermedad de Heck)
 H-SIL: lesiones intraepiteliales escamosas de alto grado
 L-SIL: lesiones intraepiteliales escamosas de bajo grado

2.3. Colposcopia

El colposcopio fue inventado por Hans Hinselmann en 1925, y consistía de una lente binocular de 10 aumentos y de un microscopio de disección binocular provisto de una fuente de iluminación. Su principio era la visualización estereoscópica del cuello uterino mediante la magnificación con luz directa y que no representara un método invasivo para el estudio del cérvix, ni requiriera de cultivos. Para el estudio colposcópico, el médico introduce un espéculo para abrir el canal vaginal y observar el cérvix. En general, los colposcopios actuales no han sufrido cambios representativos desde los días de Hinselmann, pero su importancia sí ha aumentado.

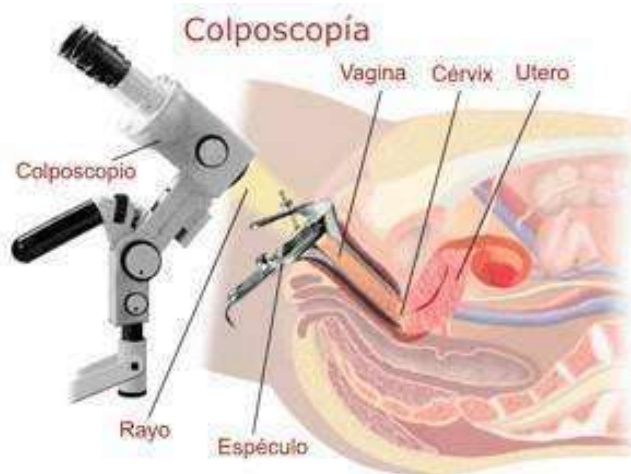


Figura 2.2 Esquema de la realización de un estudio ginecológico, donde aparece el espéculo (o espejo vaginal).

El procedimiento básico de la colposcopia es el mismo que se usaba tradicionalmente, esto es que aún se emplea un espejo vaginal, como el que aparece en la Figura 2.2.

A los grados de los signos patológicos de las neoplasias observados mediante la colposcopia se les llama índices colposcópicos. Existen diversas opiniones entre los colposcopistas de acuerdo a su experiencia sobre cuál esquema usar. En el esquema de Reid para determinar el grado de neoplasia se estudia el espesor, color, contorno y atipia vascular, usa la prueba del ácido acético y la prueba del

yodo, actualmente a este esquema algunos autores le han efectuado algunas modificaciones y se llama “Esquema de Reid Modificado”. El esquema de Coppersley para determinar el grado de neoplasia se basa en la reacción ácido acético.

Entre las limitaciones que encontramos en la colposcopia se encuentra el grado de confiabilidad, los falsos positivos fluctúan entre 4% a 33% y los falsos negativos entre 40% a 66%, fluctuación debida principalmente a la interpretación del propio observador. Los contrastes y la cantidad de matices de los colores de la reacción del ácido acético en el tejido sano y en el tejido dañado pueden llegar a ser casi imperceptibles porque los colores y sus contrastes son difusos, la cantidad de matices de los colores son vistos en diversos tonos blancos en el tejido dañado que deben ser diferenciados.

Otros factores que influyen para limitar al observador es que no existe un estándar en cuanto a la técnica de iluminación requerida, algunas fuentes de iluminación de los colposcopios son de xenón, otras de halógeno y otras aún de tungsteno dando como resultado colores con diferente brillo, mayor o menor contraste, más o menos saturados, aunado a la falta de uniformidad de intensidad luminosa sobre el plano cervical. En conclusión, la distribución de luz y sombra sobre las imágenes harán variar la calidad o nitidez de lo observado.

2.4. Terapia fotodinámica

La Terapia Fotodinámica (PDT) se considera un método altamente efectivo para el diagnóstico y tratamiento de una amplia variedad de procesos premalignos y malignos. Se caracteriza por la eliminación de células cancerosas, que acumulan un fotosensibilizador y generan radicales libres al ser expuestas a luz de una determinada longitud de onda. (Jiménez Pérez et al., 2007)

Es un tratamiento contra el cáncer, que se basa en el principio de que algunos químicos pueden destruir organismos unicelulares. En la mayoría de los casos, se administra de manera intravenosa, pero en este caso se aplica de manera tópica un agente fotosensibilizante, el cual es absorbido por las células del cuerpo.

Este agente se absorbe durante mayor tiempo por las células cancerígenas que por las células sanas. Se dejan pasar entre 24 y 48 horas para que la concentración del agente en las células cancerígenas sea alta, pero que la concentración en las células sanas sea muy baja.

Se le aplica una dosis de luz con determinada longitud de onda, para que el agente se active, y se provoque la conversión del oxígeno de las células en "oxígeno naciente". Esta combinación de luz con el agente fotosensible causa la muerte de las células anómalas por la disrupción de las funciones celulares normales al desencadenar los mecanismos radicales libres. Se necesita entonces de dos elementos principales: la luz a la longitud de onda correcta y el agente fotosensibilizante.

Uno de los agentes sensibilizantes más utilizados es el Photofrin (porfímero sódico), para este tipo de tratamiento se utiliza un 630 PDT Laser de Power 100 mW min. a 2000 mW max. y la longitud de onda que se requiere para este tipo de tratamiento es de alrededor de 630 nm. Ni la droga ni la luz tienen efecto, si no se combinan.

2.5. Conclusiones

Es sumamente importante disminuir el número de muertes por cáncer cervicouterino, además de desarrollar nuevos tratamientos que no dañen tanto la calidad de vida de las pacientes. Ciencias como la óptica han aportado algunas bases para simplificar el diagnóstico de esta enfermedad, pero es necesario renovarla para poder enfrentar las condiciones cambiantes del medio.

La tecnología, integrada y adaptada a los sistemas ya existentes es de gran ayuda para solucionar los problemas anteriores. Además, es importante pensar a futuro y permitir que la infraestructura tecnológica actual pueda crecer. En el caso del colposcopio, es importante realizar mejoras tecnológicas en su sistema de iluminación, de manera que su desempeño mejore y el costo de la colposcopia se reduzca.

Si además el aparato se convierte en una herramienta para dar tratamiento a las pacientes, se daría un gran paso para reducir el número de muertes por CaCu. En los siguientes capítulos se describirán los problemas de iluminación y enfoque, así como las soluciones que se le han dado.

CAPÍTULO 3

EL PROBLEMA DEL SISTEMA DE ILUMINACIÓN

3.1. Introducción

Fue Isaac Newton (1641-1727) quien tuvo las primeras evidencias (1666) de que el color no existe. Encerrado en una pieza oscura, Newton dejó pasar un pequeño haz de luz blanca a través de un orificio. Interceptó esa luz con un pequeño cristal, un prisma de base triangular y vio que al pasar por el cristal el rayo de luz se descomponía y aparecían los seis colores del espectro reflejados en la pared donde incidía el rayo de luz original: rojo, naranja, amarillo, verde, azul, añil y violeta.

La palabra espectro proviene del latín y significa forma o aspecto, Newton acuñó esta palabra para describir la imagen de arcoíris que se produce cuando un haz de luz solar cruza un prisma de vidrio. Hoy la expresión espectro electromagnético se designa a las distintas clases de radiación, clasificadas por su frecuencia o longitud de onda. (Halliday et al, 2007)

El espectro electromagnético es continuo, esto significa que no hay separaciones entre una forma de radiación y otra. Los límites establecidos son meramente arbitrarios y dependen de la capacidad para percibir directamente una porción pequeña y para descubrir y medir dichas porciones fuera de la región visible. La figura 3.1. muestra el espectro electromagnético, amplificando la porción de la luz visible.

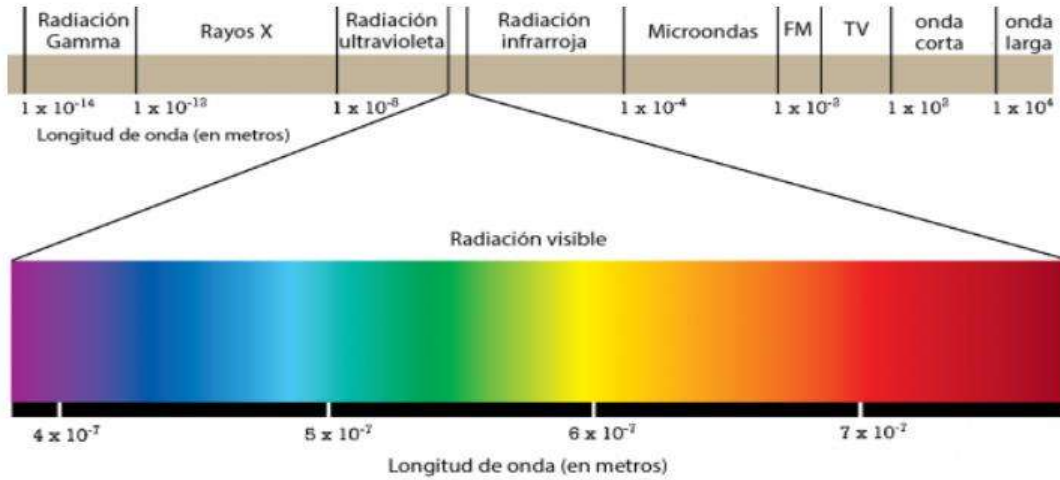


Figura 3.1. División del espectro electromagnético

3.1.1 Espectro visible

La luz visible es la región del espectro electromagnético más conocida, pues contamos con receptores (los ojos) que son sensibles a la radiación electromagnética más intensa emanada por el sol. Los límites de la longitud de onda de la región visible fluctúan entre 400 nm (violeta) y los 700 nm (rojo). En orden de longitudes de onda ascendente, los colores espectrales son violeta (450 nm), azul (480nm), verde (520nm), amarillo (580 nm), naranja (600 nm) rojo (640 nm). Por encima de los 700 nm la luz se considera infrarroja (IR) y por debajo de los 400 nm, ultravioleta (UV). La figura 3.2. muestra la distribución espectral de la luz visible.



Figura 3.2. Espectro visible

La sensibilidad del ojo a las distintas longitudes de onda de la luz del mediodía soleado, suponiendo a todas las radiaciones luminosas de igual energía, se representa mediante una curva denominada “curva de sensibilidad del ojo”. La figura 3.3. muestra las curvas de sensibilidad del ojo en función de la longitud de onda cuando hay luz del día y por la noche.

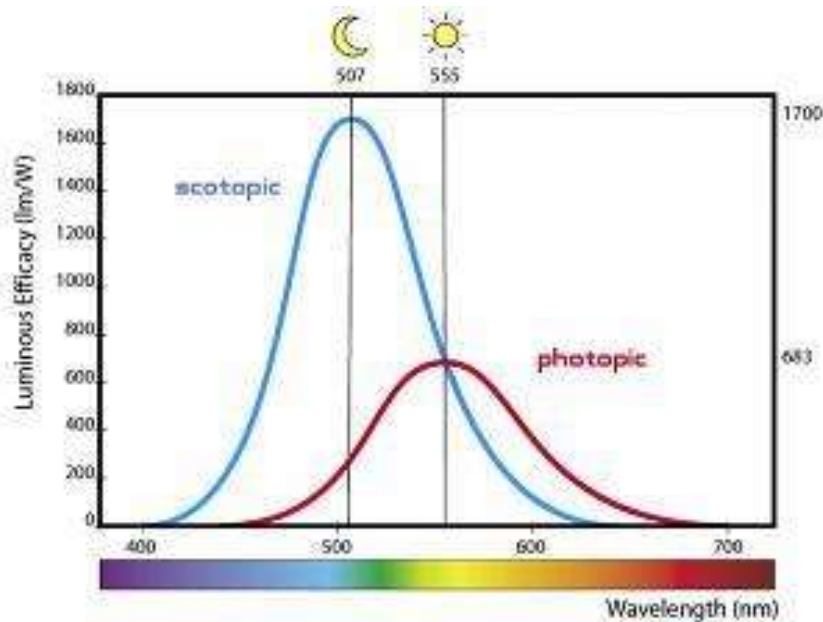


Figura 3.3 Curva de sensibilidad

El ojo tiene su mayor sensibilidad en la longitud de onda de 555 nm que corresponde al color amarillo verdoso y la mínima a los colores rojo y violeta. Esta situación es la que se presenta a la luz del día o con buena iluminación (diurno).

En el crepúsculo y la noche, (visión escotópica) se produce el denominado Efecto Purkinje, que consiste en el desplazamiento de la curva hacia las longitudes de onda más bajas, quedando la sensibilidad máxima en la longitud de onda de 507 nm. Esto significa que, aunque no hay visión de color, el ojo se hace relativamente muy sensible a la energía en el extremo azul del espectro y casi ciego al rojo.

La iluminación es una pieza clave para la colposcopia, pues se necesita una intensidad que permita la adecuada observación de los tejidos. Al realizar el estudio, la iluminación total de la superficie decrece conforme aumenta la magnificación. Las

lámparas más utilizadas en los colposcopios son las de halógeno, xenón, tungsteno o de incandescencia.

Algunos emplean fibra óptica, pero esta se convierte en la parte más frágil del sistema de iluminación. Los problemas más comunes que presentan los colposcopios que se encuentran en el mercado actualmente son: iluminación dispereja, la fibra óptica y los focos no van incluidos en la garantía, la fibra óptica no tiene protección y se quiebra fácilmente, fuentes de iluminación sin sistemas de enfriamiento, la iluminación no cubre el campo de visión completo, la intensidad se varía manualmente mediante perillas que se encuentran en lugares poco prácticos y que la tonalidad e intensidad de la iluminación no es adecuada para adquirir imágenes.

3.1.2. Características

La naturaleza de la luz no es fundamentalmente distinta de las otras radiaciones electromagnéticas, es decir, calor, ondas de radio o radiación ultravioleta; la característica que distingue a la luz de otras radiaciones es su energía. La luz es radiación electromagnética capaz de afectar el sentido de la visión.

A fines del siglo XVII se plantearon dos teorías para explicar la naturaleza de la luz, la teoría de partículas (corpuscular) y la teoría ondulatoria. Quien apoyaba la teoría corpuscular de la luz era Sir Isaac Newton. La teoría ondulatoria fue desarrollada por Christian Huygens (1629-1695), matemático y científico holandés.

Las tres principales características de la luz son:

- La propagación rectilínea, esto significa que la luz viaja en línea recta.
- La reflexión, cuando la luz incide sobre una superficie lisa, esta retorna al medio original.
- La refracción, cuando la trayectoria de la luz cambia cuando entra en un medio transparente.

3.1.3. Flujo Luminoso

Se llama potencia radiante o flujo radiante a la energía radiante que emite una lámpara por unidad de tiempo. Solamente una pequeña porción de la energía radiante emitida estará en la región visible, es decir, en la región comprendida en su longitud de onda entre 400 y 700 nm, correspondientes a frecuencias entre $7 \times 10^{14} \text{ Hz}$ a $4 \times 10^{14} \text{ Hz}$. La sensación de la visión sólo depende de la energía radiada visible o luminosa por unidad de tiempo. (Tippens, 1988)

En una lámpara común de luz incandescente, sólo alrededor del 10 % de la energía radiante es flujo luminoso, esto significa que la mayor parte de la potencia radiante no es luminosa.

Un lumen (lm) es el flujo luminoso emitido por una fuente a través de una abertura de $\frac{1}{60} \text{ cm}^2$ realizada en un ángulo sólido de un estereorradián (sr). Podemos decir que un lumen es el equivalente a $\frac{1}{680} \text{ W}$ de luz verde-amarillo de 555 nm de longitud de onda.

El flujo luminoso (F), medido en lúmenes (lm), es la potencia de radiación emitida por una luminaria.

La intensidad luminosa (I) de una fuente de luz es el flujo luminoso (F) emitido por unidad de ángulo sólido (Ω).

$$I = \frac{F}{\Omega} \quad \text{Ecuación 3.1}$$

La iluminación E de una superficie A se define como el flujo luminoso F por unidad de área.

$$E = \frac{F}{A} \quad \text{Ecuación 3.2}$$

Si el flujo se mide en lúmenes y el área en metros cuadrados, la iluminación tiene unidades de lux.

3.1.4. Cómo afecta la luz a los organismos vivos

El sol y las lámparas emiten luz visible y radiación invisible, como las radiaciones ultravioletas (UV) e infrarrojas (IR). La longitud de onda de la luz visible determina su color, desde violeta (longitud de onda más corta) hasta rojo (mayor longitud de onda). Las radiaciones UV e IR se pueden subdividir en función de su longitud de onda en bandas más estrechas: UVA/UVB/UVC para ultravioleta, siendo UVA la más cercana a la luz visible; IRA/CRI/CEI para infrarrojas, con IRA como la más cercana a la luz visible. El sol emite radiación en el rango completo de longitudes de onda, pero la atmósfera terrestre bloquea gran parte de la radiación UV e IR.

El efecto de la luz sobre las células vivientes depende de la radiación y de su longitud de onda, del tipo de célula, de las moléculas contenidas que absorban la luz y de la reacción química producida.

Cuando la luz ilumina la materia, la puede calentar, siendo este el principal efecto de la radiación infrarroja. La luz visible y ultravioleta pueden desencadenar reacciones químicas si alcanzan las moléculas absorbentes adecuadas, llamadas cromóforos, muy abundantes en células cutáneas y oculares. Las radiaciones visibles e IRA penetran en las capas más profundas de la piel y los ojos, y pueden alcanzar la retina. Las radiaciones UVC, IRB e IRC son las menos penetrantes.

El cuerpo humano ha desarrollado numerosas medidas protectoras contra las luces demasiado brillantes o demasiado calientes: parpadeo, dolor, aversión natural a las luces intensas y contracción de la pupila, aun así, pueden producirse daños por sobrexposición. La radiación puede causar quemaduras, pero esto es poco frecuente con lámparas domésticas. La luz visible y UV también pueden desencadenar reacciones químicas, normalmente al potenciar la creación de compuestos oxidantes que pueden atacar a las células. Los antioxidantes, pigmentos y otras sustancias químicas de la piel y los ojos pueden destruir el excedente de compuestos oxidantes, de forma que las reacciones químicas se ralenticen y la cantidad de productos formados sea inofensiva. Sin embargo, unas

dosis más altas de radiación pueden llevar a la formación de niveles tóxicos de estas sustancias químicas reactivas, causando enfermedades.

Los niveles de radiación disminuyen según aumenta la distancia a la lámpara. Por lo tanto, para garantizar la seguridad de los ojos y la piel, las lámparas se prueban basándose en el peor de los casos, que sería la lámpara a una distancia de solo 20 cm. A partir de los resultados de estas pruebas estándar, las lámparas se clasifican en cuatro grupos de riesgo: “exentas de riesgo” (RG0), “bajo riesgo” (RG1), “riesgo medio” (RG2) y “alto riesgo” (RG3). Sin embargo, esta categorización de riesgo solo contempla los peligros derivados de exposiciones breves.

Los efectos de la exposición breve a rayos UV procedentes de luz artificial son insignificantes. La exposición prolongada a niveles bajos de radiación UV solo añade un porcentaje mínimo al riesgo de por vida de desarrollar carcinoma de células escamosas, pero podría incrementar ligeramente el número total de casos entre la población.

Algunas personas padecen afecciones que las hacen especialmente fotosensibles. La luz solar parece ser el principal factor desencadenante de las enfermedades, pero la luz artificial también influye en algunos casos. Los fabricantes de lámparas deben proporcionar información detallada sobre la luz emitida por cada modelo, para que los pacientes y sus médicos puedan elegir la lámpara más adecuada. Los pacientes con distrofia retinal deben usar gafas de protección especial que filtren las longitudes de onda cortas e intermedias.

3.2. Fuentes de iluminación

Las fuentes de luz experimentadas en la naturaleza incluyen diferentes fenómenos físicos que implican desexcitación atómica/electrónica; los procesos son inducidos, por calor, colisiones inelásticas y reacciones nucleares. Por mostrar algunos ejemplos: (1) la apariencia brillante de fuegos, llamas y otras fuentes, material volcánico caliente, donde se libera radiación térmica; (2) la generación de luz fotoquímica de animales como la luciérnaga; (3) la luz nórdica (aurora boreal) cuando las lluvias de partículas elementales son atrapadas por el campo magnético

de la tierra y golpean el exterior de la atmósfera; (4) la brillante sensación de la descarga eléctrica a través del aire en relámpagos, y por último pero no menos importante (5) la luz emitida por el sol, que emerge de plasma caliente inducido por fusión de hidrógeno a helio.

La luz que incide en un determinado usuario u observador no sólo depende de las características iniciales de emisión de luz en la fuente de luz, sino también a menudo de las propiedades de absorción de luz dependientes de la frecuencia del medio, entre la luz emisión y el observador. Esto normalmente lo proporciona el medio en el que se emite la luz. Otro aspecto, que es importante a considerar, es la disposición geométrica de la fuente y el usuario/observador, posiblemente con gafas, así como la geometría y la reflexión propiedades de la habitación y de la luminaria.

En el espectro electromagnético irradiado se observa que a más altas temperaturas más altas frecuencias, esto implica que a unos 5000 K el espectro emitido es similar al de la radiación del sol a través de cielos despejados al mediodía. Por lo tanto, cada lámpara (y cada espectro) se puede asociar con una "temperatura de color", que describe la sensación de esta luz en el ojo humano y en una película fotográfica, y también afecta la percepción de calor.

Durante siglos, la humanidad ha utilizado esencialmente materiales ardientes o calentados como fuentes de luz (incandescencia). Sin embargo, era bien sabido que la luz también podía generarse sin calentamiento (luminiscencia). Así, la bioluminiscencia (luciérnagas, hongos, etc.), minerales fosforescentes y los relámpagos fueron observados por seres humanos prehistóricos. Hoy en día, las lámparas de llama (principalmente queroseno, carburo y lámparas de gas) y velas todavía están en uso. Tales lámparas usan una reacción química para calentar el material (partículas de hollín en lámparas de aceite, lámparas de carburo y partículas de óxido de bario para las lámparas de gas). El espectro emitido es continuo y además se caracteriza por una temperatura de color correlacionada, que suele ser baja debido a la temperatura limitada del componente irradiante y por una escasa eficacia luminosa.

Actualmente se utilizan principalmente dos tecnologías: Incandescente y Lámparas luminiscentes. La última categoría se puede dividir en Lámparas de descarga/fluorescencia y dispositivos de iluminación de estado sólido, respectivamente.

Tabla 3.1. Parámetros de las lámparas

	lm	Cubierta	Filtro UV	Contiene xenón	Revestimiento IR	Voltaje	Temperatura	IRC
Tubular fluorescente, 4000K, 80W, 16nm	7000	No	Vidrio estándar	n/a	no	230	4000	80
Tubular fluorescente, 8000K, 80W, 16nm	6400	No	Vidrio estándar	n/a	no	230	8000	80
CFLi, 2700K, 11W, sin revestimiento	650	No	Vidrio estándar	n/a	no	230	2700	80
CFLi, 2700 K, 11W, con revestimiento	630	Si	Vidrio estándar	n/a	no	230	2700	80
LED reflector, MR 16, 3000K	n/a	Frente	n/a	n/a	no	12	2700	80
LED alto poder, 1W	100	No	n/a	n/a	no	n/a	3000	80
LED incandescente reacondicionado	810	Si	n/a	n/a	no	230	6000	80
Halógeno HV 230V, 42W, ECO	630	Si	Vidrio estándar	Si	no	230	2700	100
Halógeno HV 230V, R7s, 230W sin filtro UV	5000	No	No	Si	no	230	2800	100
Halógeno LV 12V, 50W, UV reducido, sin reflector	900	No	Si	No	no	12	2950	100
Halógeno LV 12V, 50W, MR16 reflector diacrónico	n/a	Frente	Si	No	no	12	3000	100
Halógeno LV 12V, 35W, ECO con IRC	860	No	Si	Si	Si	12	3000	100
Lámpara de halogenuro metálico, 70W, 830	7300	No	Si	n/a	no	230	2950	80
Lámpara de halogenuro metálico, 70W, 942	6800	No	Si	n/a	no	230	3000	90
Lámpara de sodio alta presión	6600	No	Si	n/a	no	230	4200	n/a
Incandescentes, 60W	710	No	Vidrio est	n/a	no	230	n/a	100

Se describen brevemente las distintas fuentes de iluminación disponibles para centrarnos en la más adecuada a las necesidades de la colposcopia.

En los sistemas de emisión lumínica; las radiaciones electromagnéticas de las que se compone la luz pueden producirse de forma muy variada y según los fenómenos que las generen. Los tres principales son la termorradiación, luminiscencia y la radiación eléctrica.

Tabla 3.2. Principales fuentes de iluminación

	Termorradiación	Radiación eléctrica	Luminiscencia
Fuentes de luz naturales	Sol Fuego	Relámpagos	Luciérnagas
Fuentes de luz artificiales	Lámparas incandescentes comunes y halógenas	Lámparas de sodio, mercurio y de halogenuros metálicos	LEDs
	Lámparas mezcladoras		Lámparas fluorescentes

3.2.1. Termorradiación

Es la radiación de calor y luz emitida por un cuerpo caliente en la termorradiación la luz que se obtiene va siempre acompañada de una cuantiosa radiación térmica, que en algunos casos particulares se puede utilizar, si se desea, como medio relajante o curativo (como es el caso de las lámparas infrarrojas), pero que por lo general constituye una fuente de pérdida de energía cuando lo que se trata es de producir luz. (Sirlin, 2006)

3.2.2. Termorradiación natural

En la propia naturaleza encontramos un ejemplo evidente de “producción de luz a gran escala” mediante la termorradiación que nos brinda el sol y las demás estrellas fijas similares a él. El sol emite a todo el universo, por reacción nuclear del hidrógeno que lo constituye (transformándose en helio), grandes cantidades de energía con una temperatura superficial de 6500 °K. De la radiación total emitida por el sol, cerca del 60 % nos llega en forma de energía calórica y sólo un 40 % en luz visible.

3.2.3. Termorradiación artificial

Se obtiene calentando cualquier material a una temperatura elevada, bien sea por combustión o incandescencia. La energía de esta radiación depende de la capacidad calórica del cuerpo radiante.

3.2.4. Luz de un cuerpo incandescente en el vacío

Al circular una corriente eléctrica por una resistencia, esta se calienta. Si ese proceso tiene lugar en el vacío o en un medio lleno de gas inerte (para evitar su combustión con el oxígeno del aire), se forma una lámpara incandescente, adquiriendo un color rojo-blanco a temperaturas comprendidas entre los 2000 y 3000 grados Celsius. En ese caso emite luz y calor, operando como un perfecto termorradiador. Entre los materiales utilizados como radiadores podemos citar el carbón, el hierro y el oro. Entre los de uso más reciente figuran el osmio, tántalo, tungsteno y sobre todo el wolframio, difícilmente fusibles y vaporizables, lo que aumenta su durabilidad. El cuerpo incandescente varía su color según la temperatura.

3.2.5. Luz por combustión instantánea de un metal

En estas reacciones de combustión obtenemos calor combinando un combustible (gasolina, butano, madera) con el oxígeno del aire. El calor generado al transformar el combustible vaporiza los componentes originados y hace saltar sus electrones a niveles más altos. Al abandonar su excitación y volver a su órbita original emiten luz y calor. Este proceso es utilizado para obtener una luz nítida en un corto espacio de tiempo, como es el caso de las lámparas de fotografía, en las que se provoca la combustión de unas láminas o hilos de metal en el interior de una ampolla de vidrio insuflada con oxígeno mediante un encendido mecánico o eléctrico. Estas lámparas también son conocidas como "lámparas relámpago".

3.2.6. Luminiscencia

Se refiere a que la emisión de luz se genera por la acción de otro elemento que excita los electrones de una materia, en este proceso, la energía es absorbida por

la materia y la diferencia entre la energía radiada y la absorbida es la luz emitida, dependiendo del tipo de radiación será el tipo de luminiscencia.

Las luminiscencias más conocidas en aplicaciones lumínicas son: Laser, fotoluminiscencia, electroluminiscencia.

3.2.6.1. Laser

El láser (del acrónimo en inglés de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) es un dispositivo que produce una luz intensa cuya principal característica es ser coherente. La coherencia se logra cuando las amplitudes relativas de la onda del rayo de luz que se emite, están en fase. Esto quiere decir que un láser genera luz que viaja en la misma dirección de manera muy ordenada en tiempo y espacio. A los láseres también se les considera como fuentes de luz cuasimonocromáticas; esto es, que emiten luz a una sola frecuencia o en un solo color (o casi de un solo color). Los láseres amplifican la luz generando un gran flujo de energía de salida. Por ello se dice que los láseres son altamente direccionales y muy brillantes. Un suministro eléctrico de alto voltaje hace que el tubo de flash (como el de una lámpara de xenón) se encienda y apague intermitentemente, cada vez que el tubo parpadea, «bombea» energía al cristal de rubí. Los flashes hacen que se inyecte energía en el cristal de rubí en forma de fotones, los átomos en el cristal (los puntos verdes grandes) absorben esta energía en un proceso llamado absorción. La emisión obtenida es muy intensa y coherente, es decir, de igual longitud de onda, fase y plano de oscilación. (Alonso-Fernández et al, 2010)

3.2.6.2. Fotoluminiscencia

Es la excitación provocada mediante radiación, generalmente ultravioleta de onda corta, sobre sustancias luminiscentes que transforman esa onda corta en ondas del espectro visible. La fluorescencia y la fosforescencia tienen muchas aplicaciones prácticas. La pantalla de los receptores de televisión se cubre con materiales fluorescentes, conocidos como fósforos, que brillan cuando son excitados por los rayos catódicos.

Las sustancias fluorescentes son sensibles a la emisión ultravioleta, produciendo un suave brillo violáceo. Esta propiedad se utiliza en el llamado “Teatro Negro”, en detección de minerales y en equipos de rayos X.

3.2.6.3. Electroluminiscencia

Es la radiación provocada por un campo eléctrico. Esto se consigue insertando una sustancia luminiscente entre dos capas conductoras y aplicando una corriente alterna. Se produce así un centelleo de bajo resplandor en toda la superficie.

3.2.6.4. Bioluminiscencia

En la naturaleza algunos animales emiten lo que llamamos bioluminiscencia. Es uno de los más antiguos sistemas de producción de luz conocidos por el hombre. Desde tiempos inmemoriales se tenía conocimiento de sustancias y animales que resplandecían en las sombras. Ya entre los años 1500 a 1000 a.C., en las crónicas chinas Shih Ching (Libro de las Odas) se hace referencia a las luciérnagas y gusanos luminiscentes. Observando la luz emitida por los peces en descomposición, Aristóteles (384-322 a.C.) en Grecia, escribió en De Coloribus: “...algunas cosas no arden por su naturaleza, ni tienen fuego de ningún tipo, aun así, parecen producir luz”.

La luminiscencia provocada por materiales sólidos fue reportada por primera vez en 1603 por Vincenzo Cascariolo de Bolonia, quien calentó polvo de barita natural (sulfato de bario) con carbón y encontró que la mezcla resultante en forma de torta brillaba en la noche. La piedra, que llamó *lapis solaris* (piedra del sol), aparentemente se cargaba de luz solar por el día y brillaba durante horas en la oscuridad.

3.3. Clasificación de lámparas por su tipo de producción lumínica

Las luces quirúrgicas se pueden clasificar según el tipo de luz como incandescentes o luces de diodo emisor de luz (LED). Las lámparas quirúrgicas convencionales son básicamente lámparas incandescentes llenas de gas que contienen halógeno a una cierta presión. Las luces LED han sido una mejora revolucionaria en el campo de la

iluminación quirúrgica, eliminando virtualmente el problema de la radiación infrarroja causada por el calor excesivo.

Las luces incandescentes se asemejan a las típicas bombillas domésticas que emiten luz de un filamento brillante en una cápsula de vidrio llena de gas, su filamento suele estar hecho de tungsteno y el tipo y la proporción de gas en el bulbo varía.

Las luces incandescentes no duran tanto como las LED y es posible que deban ser reemplazadas durante un procedimiento quirúrgico. Entre los principales beneficios de las lámparas quirúrgicas que utilizan tecnología LED mencionamos las siguientes:

- Colores blancos más brillantes
- Colores más precisos
- Mayor eficiencia energética
- Mayor durabilidad
- Prácticamente no emite calor

3.3.1. Lámparas incandescentes de vacío

Este tipo de lámpara es la más utilizada en el colposcopio clásico, son lámparas incandescentes que producen luz por medio del calentamiento eléctrico de un filamento al vacío, o en un receptáculo hermético con gas a una temperatura tan alta (entre 2100 a 2700°C) que la radiación se emite en el campo visible del espectro. Por generar un espectro continuo, la lámpara incandescente puede reproducir todos los colores, por lo que su índice de reproducción cromática [Ra] es 100.

El filamento utilizado es de tungsteno o wolframio. La ampolla de una lámpara incandescente es una cubierta de vidrio o cuarzo sellado que encierra al filamento y por lo tanto evita que tome contacto con el aire exterior, cuyo oxígeno haría que se quemara inmediatamente. Habitualmente contiene uno o varios gases de relleno.

La tensión es conducida desde el casquillo hacia el filamento mediante unos electrodos metálicos.

La base, rosca o zócalo es la parte que permite fijar el filamento al portalámparas y conectarla eléctricamente a la tensión de funcionamiento. Los más comunes constan de un cuerpo metálico de latón o aluminio y una base metálica separada por un aislante de vidrio (roscados o en forma de bayoneta), o de dos espigas, pines o clavijas metálicas aisladas mediante vidrio o porcelana. La nomenclatura de los zócalos está norma dada por la Comisión Internacional de la Iluminación (CIE), y consta de un sistema de letras y números identificatorios, que facilita su identificación. La figura 3.4. muestra diferentes tipos de rosca.

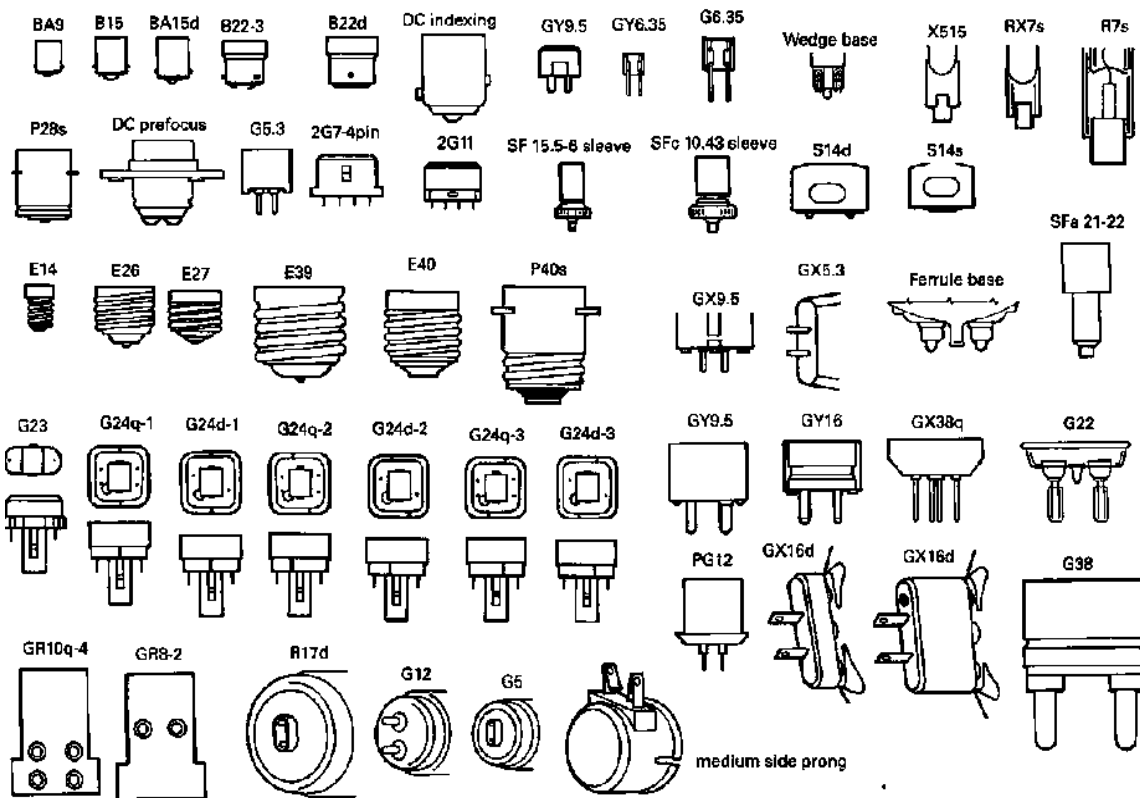


Figura 3.4. Diferentes tipos de rosca

3.3.2. Lámparas incandescentes de gas

Tienen una construcción sencilla y no requieren accesorios de conexión. Su filamento es generalmente tungsteno, enrollado en doble espiral para presentar una superficie efectiva menor frente al gas de relleno, por lo tanto, las pérdidas de calor por conducción y convección quedan reducidas a un mínimo. El filamento de wolframio en espiral simple o doble es dos veces más fino que el cabello humano.

Tabla 3.2. Características de las lámparas incandescentes

COMPONENTE	CARACTERÍSTICAS
Filamento	Fabricado en tungsteno, tiene un punto de fusión de 3.653 °K; sin embargo, su temperatura de funcionamiento es bastante más reducida para asegurar una duración adecuada. El factor que condiciona la vida del filamento es la evaporación que se produce, degradando sus condiciones iniciales; además, el tungsteno volatilizado se deposita sobre la pared interna de la ampolla ennegreciéndola, lo que reduce el flujo luminoso emitido. Las ejecuciones habituales de filamento son en hilo, en espiral y doble espiral, con objeto de incrementar la superficie de radiación.
Ampolla	En general, de vidrio soplado, aunque existen ejecuciones especiales de vidrio prensado. Su misión es aislar el filamento del medio ambiente y, al mismo tiempo, permitir la evacuación del calor generado por aquél. Dentro de la amplia variedad existente, las formas Ampolla más comunes son: 1) Estándar (pera). 2) Esférica. 3) Globo. 4) Vela. 5) Tubular. 6) Elíptica (reflectores de vidrio soplado). 7) PAR (Parabolic Aluminized Reflector) constituida por dos piezas de vidrio prensado, una de ella con recubrimiento reflector (aluminio) y, la otra, una lente que permite dirigir el flujo luminoso en un haz ancho (extensiva) o estrecho (intensiva). En cuando transparencia, las ampollas pueden ser: 1) Lara. 2) Mateada. 3) Opalizada.
Gas de llenado	Las lámparas de potencia inferior a 25 W son de vacío. Para las potencias superiores, con objeto de atenuar la volatilización de tungsteno del filamento, se emplean como gases de llenado: 1) Argón. 2) Kriptón. 3) Xenón. Todos ellos mezclados con nitrógeno.
Base	Entre los diversos tipos existentes, destacan: 1) E, rosca Edison. 2) B, bayoneta o Swan. Ambos tipos se construyen en diversos tamaños normalizados.

Se necesita un metro de filamento de wolframio para hacer una espiral de 3 cm para una lámpara de 60 W. Esta espiral es resistente y funciona a una temperatura muy alta obteniendo una luz blanca (2700 K) y una buena eficacia luminosa durante más de 1000 horas. Hay filamentos reforzados, con mayor cantidad de filamentos de soporte, para lámparas sometidas a vibraciones (tales como los semáforos). Los soportes tienen aislación de vidrio plomo y un fusible en la zona del casquillo, para evitar sobrecargas eléctricas en caso de rotura del filamento.

La evaporación del filamento se reduce rellorando la ampolla con un gas inerte. Los gases que comúnmente se utilizan son argón, nitrógeno y kriptón. A medida que la presión de gas aumenta, se reduce la evaporación del filamento con un aumento correspondiente en la eficiencia lumínica y en la vida de la lámpara. El bulbo o ampolla está generalmente formado por cal-soda si la lámpara no está sometida a altas temperaturas, y puede adquirir formas muy variadas.

Según el destino de la aplicación de la lámpara, la ampolla puede ser sometida a diferentes tratamientos: acabado mate, opalinización, coloración, espejado. El vidrio claro deja pasar a través de la ampolla prácticamente el 100 % de la luz producida por el filamento. Al quedar completamente visible la espiral, su elevada luminancia deslumbra si la lámpara no se recubre de alguna forma.

Esto resulta ventajoso en luminarias de cristal en las que produce grandes efectos de iluminación. En la lámpara sílica (opalinizada) la pérdida es de sólo el 7 %, pero la ampolla aparece uniformemente iluminada con muy baja luminancia, pudiendo lucir completamente al descubierto sin gran efecto de deslumbramiento. Las ampollas de color azul que emiten una luz con mayor contenido de azul, simulan la luz del día solar, por lo que da una sensación de ser luz más blanca. Estas ampollas se colorean con una capa de pintura en la superficie interna.

La temperatura ambiente no es un factor que influya demasiado en el funcionamiento de las lámparas incandescentes, pero sí se ha de tener en cuenta para evitar deterioros en los materiales empleados en su fabricación. En las lámparas normales hay que tener cuidado de que la temperatura de funcionamiento

no exceda de los 200°C para el casquillo (porque se despegaba o se oxidaba), y los 370°C para el bulbo en el alumbrado general.

Esto será de especial atención si la lámpara está alojada en luminarias con mala ventilación. La cantidad de luz visible emitida por esta categoría de lámparas, en relación con el total de la energía consumida depende del tipo y potencia de la lámpara, pero, en general, las lámparas más comunes no superan el 10 %, resultando el resto radiación térmica. Esto habla de un bajo rendimiento luminoso (relación lumen/watts consumidos), no mayor a 20 lm/W.

Tabla 3.3. Comparativo de algunas características de lámparas incandescentes con gas y al vacío

	Lámpara con gas	Lámpara de vacío
Temperatura del filamento	2500 °C	2100 °C
Eficacia luminosa de la lámpara	10-20 lm/W	7.5-11 lm/W
Duración	1000 horas	1000 horas
Pérdida de calor	Convección y radiación	Radiación

3.3.3. Lámparas incandescentes halógenas

La alta temperatura del filamento de una lámpara incandescente hace que las partículas de tungsteno se evaporen y se condensan en la pared de la ampolla, ennegreciéndola, produciendo su envejecimiento natural. Las lámparas halógenas pueden ser dimeables y poseen un componente halógeno (yodo, cloro, bromo, flúor) agregado al gas de relleno y trabajan con el principio del ciclo regenerativo de halógeno para prevenir el oscurecimiento y aumentar la duración del filamento.

3.3.4. Lámparas de baja tensión

La mayoría de ellas trabajan a 12V de tensión, lo que hace que su tamaño pueda ser mínimo y resultan muy livianas, acorde con las intensidades eléctricas que

circulan por su filamento. Eso permite considerarlas como un punto focal mínimo, posibilitando el uso de luminarias mucho más pequeñas y efectivas ópticamente.

3.3.5. Reflector dicroico

Las más conocidas dentro de las lámparas de baja tensión focalizadas son las “dicroicas”. Están compuestas por una unidad sellada integrada por una lámpara bipin y un reflector parabólico exterior (figura 3.5), que focaliza la distribución lumínica de la lámpara. Las de mejor calidad generalmente vienen provistas con un vidrio frontal protector.

Este reflector está compuesto por pequeñas facetas conformadas por un vidrio dicroico, que refleja diferentes colores dependiendo del ángulo de incidencia de la luz sobre su superficie, y divide la radiación desviando la emisión de longitudes de onda infrarrojas en sentido contrario a la emisión lumínica de la lámpara, disminuyendo así el calentamiento de los objetos iluminados, y manteniendo una temperatura de color de 3000 K.



Figura 3.5. Reflector dicroico

Esta propiedad del reflector permite también desviar cualquier longitud de onda, de acuerdo con los óxidos metálicos que se hayan utilizados para su fabricación, de modo que en el mercado hay reflectores dicroicos emisores de luz fría (4500 K), o de colores especiales.

3.3.6. Lámpara LED

Un LED es un componente electrónico de estado sólido que comenzó a ser producido en la década de 1960. La sigla LED se debe al acrónimo en inglés de “light emitting diode” o, en español, diodo emisor de luz. Este tipo de semiconductores pertenece a la familia de los diodos. Los diodos tienen la particularidad que conducen la corriente eléctrica en un sentido. La simbología perteneciente a un LED se representa en la figura 3.6.

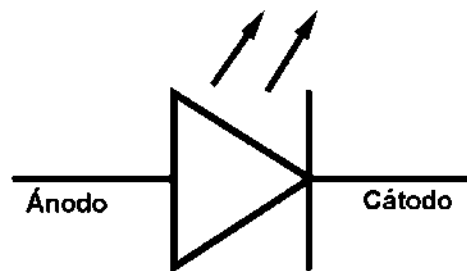


Figura 3.6. Simbología de un LED

Una lente clara o difusa, hecha con una resina epoxi, cubre el chip semiconductor y sella al LED en forma de cápsula. La misma provee también un control óptico a la luz emitida, ya que incrementa el flujo luminoso y reduce las reflexiones en la superficie del semiconductor, logrando de este modo una variedad de distribuciones angulares. Los componentes que conforman un LED se pueden observar en la Figura 3.7

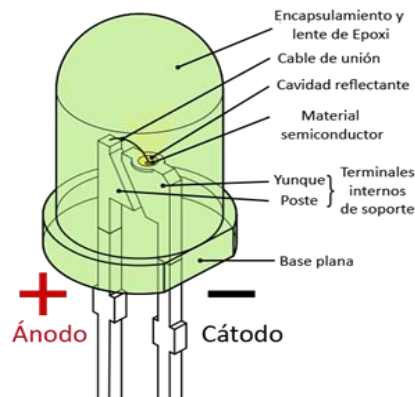


Figura 3.7. Componentes de un LED

3.4. Definición del problema

El colposcopio cuenta con una fuente de iluminación tipo ampolla que consta de un foco de halógeno tipo reflector dicróico que se encuentra en el brazo del colposcopio, y que emite un haz de luz sobre la base de la fibra óptica que se dirige a un arreglo de prismas, los cuales dirigen el haz por la lente del objetivo. La figura 3.8. muestra la disposición de la lámpara de halógeno en el colposcopio.

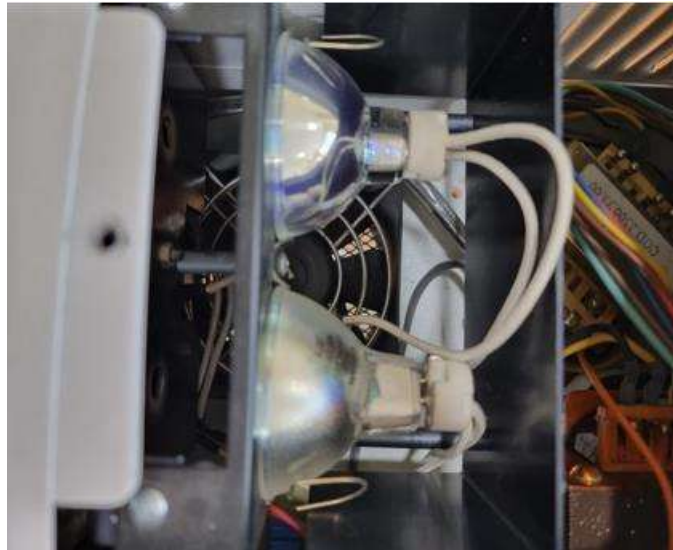


Figura 3.8. Configuración de lámpara de halógeno en el colposcopio

Las halógenas son bombillas viejas que se hacían con yodo y bromo en estado gaseoso. El funcionamiento es simple, el filamento se calentaba, como en una bombilla convencional, así que la mayoría de la energía se pierde en forma de calor. Aunque la duración de las bombillas halógenas es superior a la vida de las incandescentes, aún es muy corta. La eficiencia energética de estas está entre 15 y 20%, casi el 80% se irradia en calor y otras longitudes de onda. En la figura 3.9. se observa la medida del diámetro (5 cm) de la lámpara a sustituir.



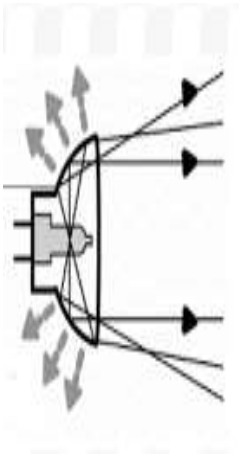
Figura 3.9. Dimensiones de la lámpara a sustituir

La bombilla halógena se compone de una ampolla de vidrio resistente a altas temperaturas con un filamento de tungsteno en su interior y una mezcla de gases, normalmente argón y nitrógeno. Al recibir corriente, el filamento alcanza aproximadamente unos 2500°C , poniéndose incandescente y emitiendo luz, ese calor se traduce en pérdida de energía. El consumo energético es excesivo de 50W en promedio y para controlar la temperatura se requiere un sistema de ventiladores.

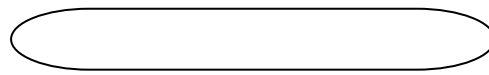
La forma en que está colocado el foco de halógeno provoca la pérdida de una gran cantidad de haces de luz debido a que no dirige la luz hacia un punto en específico.

Esto es, no tiene un sistema que concentre el haz en un punto de enfoque, sino que la luz se emite en todas las direcciones y sólo una pequeña parte de los haces de luz se transmite por la fibra óptica hacia los prismas. La figura 3.10. representa un diagrama del sistema de iluminación del colposcopio. La figura 3.11. muestra el compartimento donde se encuentra la fuente de poder, lámpara a sustituir, el sistema de enfriamiento, el control de intensidad y la conexión de la fibra óptica en la base del sistema ocular.

reflector



Fibra óptica



prismas

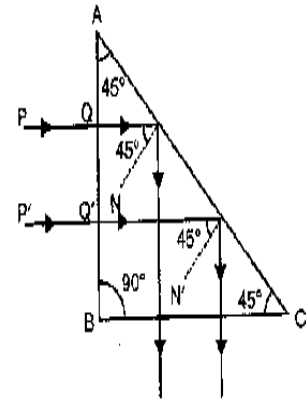


Figura 3.10. Diagrama del sistema de iluminación del colposcopio



Figura 3.11. Compartimento de fuente de poder, iluminación, refrigeración, control de intensidad y conexión de la fibra óptica en la base del sistema ocular.

En la figura 3.12. se realizó una medición de la intensidad del flujo luminoso por unidad de área (2320 lux) y la temperatura (21.3°C) del haz luminoso de la bombilla a reemplazar.



Figura 3.12 Intensidad y temperatura del haz de la bombilla de halógeno

3.5. Requisitos y necesidades

Las necesidades principales a cubrir con el sistema de iluminación son:

- Iluminación uniforme
- Espectro de la lámpara con picos alrededor de los 430 nm a los 630 nm
- Fuente de luz fría
- Temperatura del color de la fuente de al menos 5500 K
- Proyección de una mayor cantidad de haces de luz
- Seguridad tanto para la paciente como para el colposcopista

Para que el sistema cumpla las expectativas que su uso requerirá en el futuro, se agregaron los siguientes requisitos:

- Debe ser ligero

- Ninguna parte del sistema debe estorbar al colposcopista
- Los componentes deben ser durables
- Costo accesible

CAPÍTULO 4

ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN

4.1. Opciones

Es importante destacar que en los exámenes ginecológicos mediante el uso de un colposcopio que permite la obtención de imágenes, es necesario conseguir una iluminación adecuada para obtener un alto grado de detalle para que el especialista pueda realizar un diagnóstico correcto.

Es posible emplear diferentes métodos para dar solución al problema anterior. Algunos de estos métodos son: usar cámaras más sensibles para evaluar las imágenes adquiridas, usar lentes de zoom que permitan corregir las deficiencias de luz o desarrollar un sistema sensor-diafragma-fuente. A continuación, se presentan las principales características de las posibles soluciones al problema de la iluminación.

4.1.1. Cámara

La detección de iluminación por cámara requiere de tres elementos básicos que son: la cámara, una tarjeta de adquisición de datos y un procesador.

La cámara puede ser analógica o digital; las primeras estarán conectadas a la tarjeta de captura, mientras que las segundas irán conectadas al puerto USB. La figura 4.1. muestra una cámara de referencia para colposcopio.

Características de la cámara:

- Sistema NTSC
- Sensor de imagen 1/3"
- Total de pixeles 816 (H) x 495 (V)
- 525 líneas en vertical, 60 cuadros/seg
- Balance de blancos

- Función de espejos ON/OFF
- Salida de video 1.0V p-p
- Control de ganancia ON/OFF



Figura 4.1. cámara típica de alta resolución para colposcopio

Para el procesador se puede emplear software ya existente para determinar el brillo y el contraste de la imagen y utilizar dichos parámetros para regular la intensidad de la fuente de iluminación. También se pueden aplicar filtros por medio de análisis matemático empleando, por ejemplo, el histograma de la imagen.

- AnalogMAX-DAQ1 es una plataforma de adquisición de datos programable de alta precisión que integra una cadena completa de precisión para captar señales de alta frecuencia.
- En segundo lugar, el modelo AnalogMAX-DAQ2 aprovecha la solución SiP (System in package) de adquisición de datos ADAQ798x μ Module de 16 bits de Analog Devices.
- Y, en tercer lugar, el modelo AnalogMAX-DAQ3 ha sido desarrollado para usarse en instrumentos de alta gama, equipos de medición automática y defensa, así como en aplicaciones industriales y médicas de alto rendimiento.

Para la captura de imágenes se necesita una computadora de mediana capacidad y una tarjeta de adquisición de imágenes (figura 4.2), que deben ser de alta calidad para conseguir precisión en el análisis.



Figura 4.2. Tarjeta FPGA para adquisición de datos

4.1.2. Arreglo óptico

Usar este tipo de arreglo tiene la finalidad de aprovechar mejor la luz que proporciona la fuente actual del colposcopio, es decir, compensar las pérdidas de luz debidas a la magnificación. Un punto muy importante es colocar un arreglo óptico frente a la lámpara de halógeno y concentrar el haz en la base de la fibra óptica, el cual no existe ahora en el equipo, los parámetros que se deben tomar en cuenta para elegir las lentes son: distancia focal, apertura, campo de cobertura y capacidades de resolución. Las lentes de zoom son aquellas que contienen cierto número de elementos fijos y móviles que alteran las distancias focales de las lentes, de acuerdo a sus posiciones relativas. Existen dos tipos de sistemas de corrección: óptica y mecánica.

El primer método consiste en que los componentes se mueven longitudinalmente a la misma tasa, generalmente ensamblados a un solo miembro de control. Mientras que, en la compensación mecánica, algunos elementos están fijos y otros móviles; utilizando movimiento no-lineal relativo al movimiento lineal de los elementos del zoom.

El montaje de las lentes que se empleen para la corrección debe ser cuidadosamente seleccionado, así como considerar las fuerzas y los momentos a los que estarán sometidas estas durante el montaje y su uso. De no considerarlos, las lentes podrían deformarse y sus características varían, causando aberraciones (defectos en los sistemas de imágenes).

4.1.3. Sistema sensor-diafragma-fuente

Esta alternativa consiste en cambiar la fuente de iluminación, por otra que proporcione más luz, además de colocar un sensor en el espejulo, a partir de cuya señal se regulará la apertura de un diafragma, y así este dejará pasar más luz, según se necesite.

Una lámpara que parece más prometedora es la de halogenuro metálico, que requiere menos mantenimiento que una lámpara de xenón, además es más barata que esta última y con 50 W proporciona el mismo flujo luminoso que una de halógeno de 150 W.

El sensor es un fotodiodo o un fototransistor, y el diafragma estará colocado frente a la lámpara, en el cabezal del colposcopio. El diafragma es similar al que usan las cámaras fotográficas y se usará un motor pequeño como actuador. Se empleará un sistema de control PID, para que constantemente se ajuste la intensidad.

4.1.4. Opción de uso de un arreglo de LED.

Esta alternativa consiste en cambiar la fuente de iluminación por una LED, así como la posición de la lámpara, colocándola en el cabezal del colposcopio, dirigiendo la luz hacia el objetivo, evitando el uso de la fibra óptica ya que es un elemento muy sensible. El proceso de electroluminiscencia es mucho más eficiente que el proceso de incandescencia de una bombilla con filamento ya que la energía se destina directamente a generar luz y no a generar calor.

Los diodos luminiscentes (LED), son de menor potencia luminosa que las lámparas de incandescencia, aunque de mejor rendimiento luminoso, de una duración 10 veces mayor que estas, con la particularidad de que no causan agotamientos repentinos, siendo además muy resistentes al choque y a las vibraciones.

La luz emitida por un diodo luminiscente, es de banda estrecha y tiene prácticamente una sola longitud de onda, que depende del material semiconductor y de su impurificación.

Cuando tiene una polarización directa, esos portadores minoritarios se inyectan a través de la unión PN. Una vez atravesada la unión, esos portadores minoritarios se recombinan con portadores mayoritarios y desprenden energía en forma de luz. Este proceso es esencialmente el mismo que en un diodo semiconductor convencional, pero en los LED se eligen ciertos materiales semiconductores y dopantes, tales que el proceso es radiactivo; esto es, que se produce un fotón (figura 4.3). (Ramírez-Arteaga, 2014)

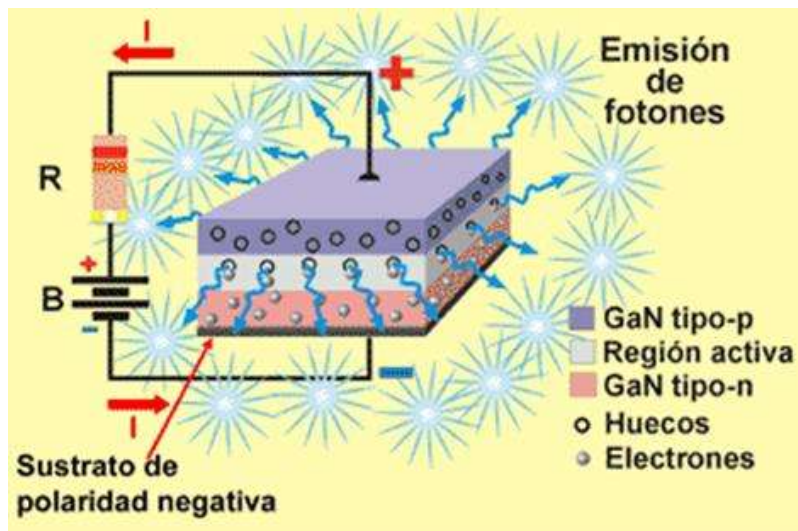


Figura 4.3. Representación de un diodo unión PN

La estructura fundamental de los diodos electrónicos consiste en la unión de dos porciones de cristal, generalmente de silicio (Si), en los que se añadió impurezas de una manera controlada. Estas impurezas son normalmente algún metal u otro compuesto químico de manera que obtenemos semiconductores de tipo N y P. Un semiconductor P se obtiene añadiendo al silicio una pequeña cantidad de un elemento con tres electrones en su capa de valencia. Con ello se aumenta considerablemente el número de portadores de carga libre positiva (huecos) existentes en el cristal. Cuando se añade el material dopante, el cristal se queda con un número inferior de electrones en la capa externa de los átomos de los que podría almacenar el cristal sin doparse. (O'Donnell et al, 2006)

Un semiconductor tipo N se obtiene añadiendo un elemento con cinco electrones en su capa de valencia al cristal de silicio. Con ello se aumenta el número de

portadores de carga libre negativa (electrones) existentes en el cristal. Cuando se añade el material dopante, el cristal se queda con un número muy superior de electrones en la capa externa de los átomos a los que podría almacenar el cristal sin doparse.

El funcionamiento del semiconductor se basa en que al aportarle energía a través de la conducción de corriente eléctrica esto hace que algunos electrones de la parte N salten a la banda de conducción y se combinen con un hueco de la parte P liberando energía al volver a la banda de valencia. La cantidad de energía liberada en cada recombinación es un valor constante y es función de los materiales dopantes utilizados en el cristal de silicio.

Esta energía se libera en forma de radiación electromagnética que se transmite en forma de fotones. La cantidad de energía que tiene cada uno de estos fotones es directamente proporcional a la frecuencia de la radiación que se forma, y por tanto al color emitido, a través de una constante denominada constante de Plank. (Resnick, 1990)

$$E = h * \nu$$

Ecuación 4.1

Donde E es la energía del fotón, h es la constante de Planck y ν la frecuencia de la radiación producida por el fotón.

Si la energía que se libera al recombinarse los electrones es pequeña, dicha energía se emitirá en forma de ondas infrarrojas, relativamente, baja frecuencia. Si el electrón genera más energía de las ondas que emitirá el diodo tendrá frecuencia más alta y se pasaría de emitir luz infrarroja a luz visible: roja, amarilla, verde, azul, violeta y ultravioleta. Estas distintas longitudes de onda se forman combinando distintas proporciones de materiales en el dopaje del silicio. En la tabla 4.1 se muestran las tensiones de polarización nominales promedio para distintos colores de LEDs.

Tabla 4.1. Tensiones de polarización nominales promedio para distintos colores de LEDs

Color	Diferencia de Potencial (V)
Infrarrojo	$\leq 1.6V$ 1.8V
Rojo	-2.2V 2.2V
Naranja	-3.2V 3.2V
Amarillo	-2.6V 2.6V
Verde	-3.2V 3.0V
Azul	-3.5V
Blanco	3.0V -3.5V
Ultravioleta	$\geq 3.5 V$

Las características lumínicas que más rápidamente se asocian a los LEDs son valores altos de eficiencia energética y de vida útil, mientras que desde el punto de vista comercial a la hora de seleccionar un equipo de iluminación los parámetros más analizados son el precio de compra del equipo y los costes de operación, donde podemos incluir gastos de energía y de mantenimiento.

De manera más específica los puntos fuertes diferenciales de la tecnología LED son:

- Direccionalidad de la emisión de luz, esto es, conducir la luz solo donde se necesita.
- Tamaño, ya que se suelen valorar mucho los equipos compactos y de bajo perfil.
- Resistencia a la rotura, evitando que los equipos incluyan materiales frágiles.

Los LEDs ofrecen muchas facilidades en términos de control de sus niveles de emisión manteniendo o incluso aumentando sus parámetros de eficiencia. Son sistemas electrónicos, controlables por sistemas digitales de gestión, remotos o autónomos. Se pueden realizar multitud de clasificaciones de los LEDs en función de diferentes parámetros: especificaciones técnicas, campos de aplicación, potencia luminosa, ángulo de iluminación, tipo de encapsulado, etc.

Todas estas posibles clasificaciones están relacionadas entre ellas dado que cada aplicación se relaciona con un encapsulado, asociado con un ángulo de visión, y de una potencia determinada.

Un LED bien enfocado debe proyectar un haz luminoso simétrico cuando se proyecta sobre una superficie plana. Un LED con un enfoque defectuoso se

identifica porque proyecta sombras con la forma del sustrato y a veces se observa un aro más brillante en el exterior de círculo. Esto muestra que la posición del sustrato se encuentra por detrás del centro focal del espejo.

Dentro de las características ópticas del LED, aparte de su luminosidad, está la del ángulo de visión (figura 4.4.). Se define generalmente el ángulo de visión como el desplazamiento angular desde la perpendicular del LED donde la potencia de emisión disminuye a la mitad. Según la aplicación que se le dé al LED se necesitará un ángulo de visión. Así son típicos LEDs con 4, 6, 8, 16, 24, 30, 45, 60, y hasta 90 grados de ángulo de visión.

Generalmente el ángulo de visión está determinado por el radio de curvatura del reflector del diodo y principalmente por el radio de curvatura del encapsulado. Mientras más pequeño sea el ángulo, y a igual sustrato semiconductor, tendrá una mayor potencia de emisión y viceversa.

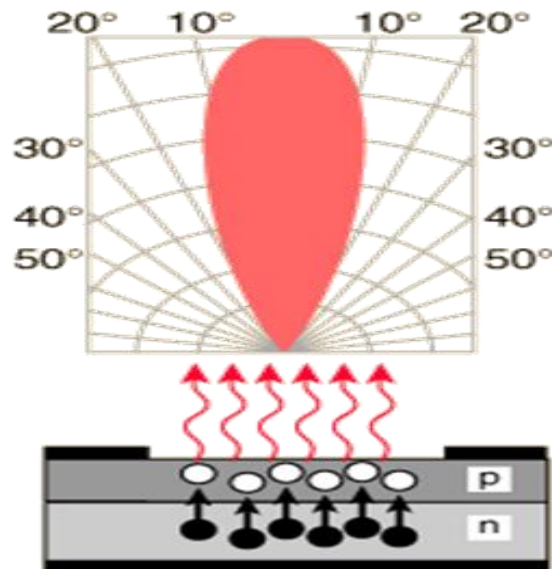


Figura 4.4 Ejemplo de un ángulo de visión de un LED

La luz LED, aunque parece de un solo color, se compone de diferentes longitudes de onda, y estas se miden en un espectrómetro, el cual lee y mide las distintas longitudes de onda.

Cuando se observan las luces LED a través de un espectrómetro, se verá claramente una gama de longitudes de onda. Aunque el espectro de las luces LED

es estrecho, sigue estando fuera de la definición de monocromático. Cabe señalar que se habla de la definición científica del término.

Los materiales que se utilizan en las luces LED determinarán el pico o máxima longitud de onda. El rango de longitudes de onda para la mayoría de los LEDs está entre 360 y 950 nm, esto significa que cada color se compone de diferentes longitudes de onda, pero muchos ni siquiera son visibles a simple vista.

La composición específica del LED y los materiales utilizados determinarán la longitud de onda que dicta el color producido. Muy a menudo se utiliza una combinación de longitudes de onda para crear diferentes colores. La figura 4.5 muestra el espectro de un LED.

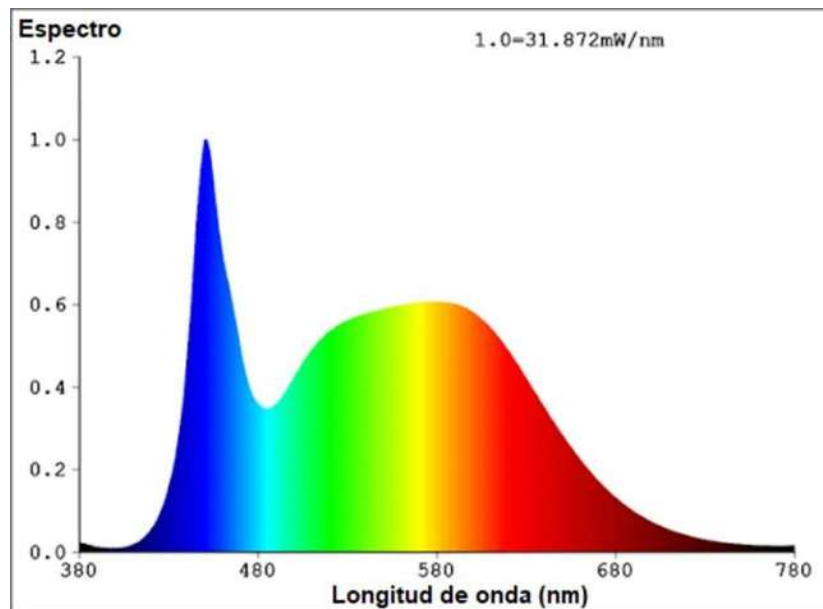


Figura 4.5 Espectro de un LED

4.2. Evaluación de las alternativas

La tabla 4.1. muestra una comparación entre las diferentes alternativas de solución, donde se evalúan los parámetros más importantes para el sistema.

Tabla 4.1. Comparativo de las alternativas de solución

	CÁMARA	ARREGLO ÓP.	SEN./DIAF./FUE.	LED
Facilidad de manejo	si	no	si	si
Facilidad de Acoplamiento	si	no	no	si
Emisión de Luz Fría	-	no	no	si
Temperatura Color	posible	posible	posible	si
Peso (aprox)	0.9 kg	1.5 kg	0.7kg	0.5 kg
Costo (aprox)	\$12,000	\$10,000	\$1,500	\$1,000
Func. Batería	no	-	si	posible
Durabilidad	1,500 hrs.	indefinido	1,000hrs	3,000 hrs.
Terapia Fotodinámica	posible	posible	no	posible

Se descartaron las opciones de cámara y de lentes, ya que su costo es bastante elevado. El sistema sensor-diafragma-fuente es el de costo más reducido, pero tiene como inconvenientes que no es fácil de acoplar y que no es durable. Por lo que se concluye que la opción viable y la única alternativa que cumple todos los requisitos es el uso de un arreglo sistema de luz LED.

CAPÍTULO 5

SISTEMA ÓPTICO

5.1. Introducción

La palabra óptica deriva de otra que significa ver. La óptica es la rama de la física que analiza las características y las propiedades de la luz, estudiando cómo se comporta y se manifiesta.

La óptica se divide en tres ramas principales:

1. Óptica geométrica
2. Óptica física
3. Óptica cuántica

Podríamos decir que estas tres ramas de la Óptica corresponden a un análisis macroscópico, microscópico y atómico respectivamente, limitándonos claramente su campo de aplicación.

La velocidad de la luz en un medio transparente como el aire, el agua o el vidrio es menor que la velocidad $3 \times 10^8 \text{ m/s}$ en el vacío. Un medio transparente se caracteriza por el índice de refracción, n , que se define por el cociente entre la velocidad en el vacío, c , y la velocidad en el medio, v

$$n = \frac{c}{v} \quad \text{Ecuación 5.1}$$

Cuando un haz de luz incide sobre una superficie límite de separación entre dos medios, como una superficie aire-vidrio, parte de la energía luminosa se refleja y parte entra en el segundo medio. Si la luz incidente no es perpendicular a la superficie, entonces la luz transmitida no es paralela a la luz incidente. El cambio en dirección del rayo transmitido se denomina refracción. La Figura 5.1 muestra un rayo de luz que incide sobre una superficie lisa aire-vidrio. El ángulo α_1 entre el rayo incidente y la normal (la recta perpendicular a la superficie) se denomina ángulo de

incidencia y el plano definido por ambas líneas recibe el nombre de plano de incidencia. El rayo refractado yace en el plano de incidencia y forma un ángulo α_2 con la normal y es llamado ángulo de refracción. (Hecht, 2017)

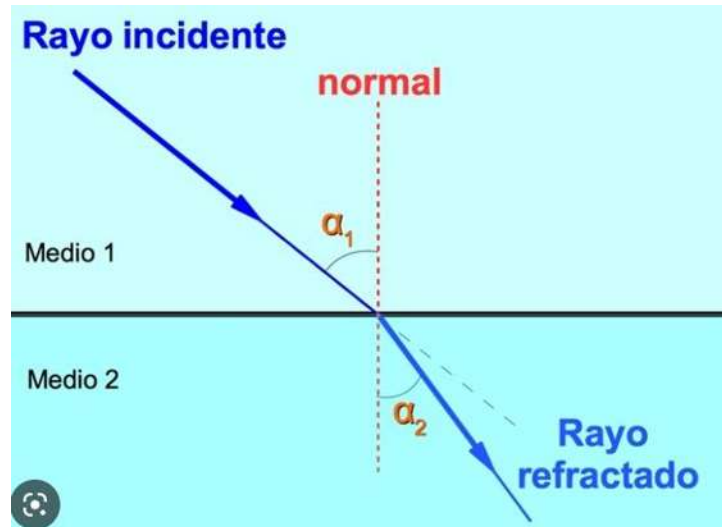


Figura 5.1. Rayo de luz que se refracta al cambiar de medio

Un colposcopio es un microscopio de campo estereoscópico, binocular, de baja resolución, con una fuente de iluminación potente de intensidad variable que ilumina el área bajo examen. El cabezal del colposcopio, que alberga los elementos ópticos, contiene la lente objetivo (en el extremo del cabezal situado más cerca de la paciente que está en exploración), dos lentes oculares que emplea el colposcopista para observar el cuello uterino, una fuente de iluminación, filtro verde para interponer entre la fuente de iluminación y el objetivo, una perilla para introducir el filtro, una perilla para cambiar el aumento del objetivo y una perilla para enfoque fino. El filtro sirve para eliminar la luz roja y así facilitar la visualización de los vasos sanguíneos, que se ven oscuros. El colposcopio tiene un mando que permite inclinar el cabezal hacia arriba y abajo, para facilitar la exploración del cuello uterino. La distancia entre las dos lentes oculares puede ajustarse a la distancia interpupilar del explorador, a fin de lograr una visión estereoscópica. Cada lente ocular tiene escalas de dioptrías grabadas que permiten la corrección visual de cada colposcopista.

La ubicación de la lámpara en el colposcopio debe ser accesible para facilitar su cambio cuando sea necesario. Algunos colposcopios tienen lámparas montadas en el cabezal; en otros, la lámpara está montada fuera de este y la luz se conduce al cabezal a través de un cable de fibra óptica. (Sellors & Sankaranarayanan, 2003)

La figura 5.2. muestra las principales partes del cabezal del colposcopio.

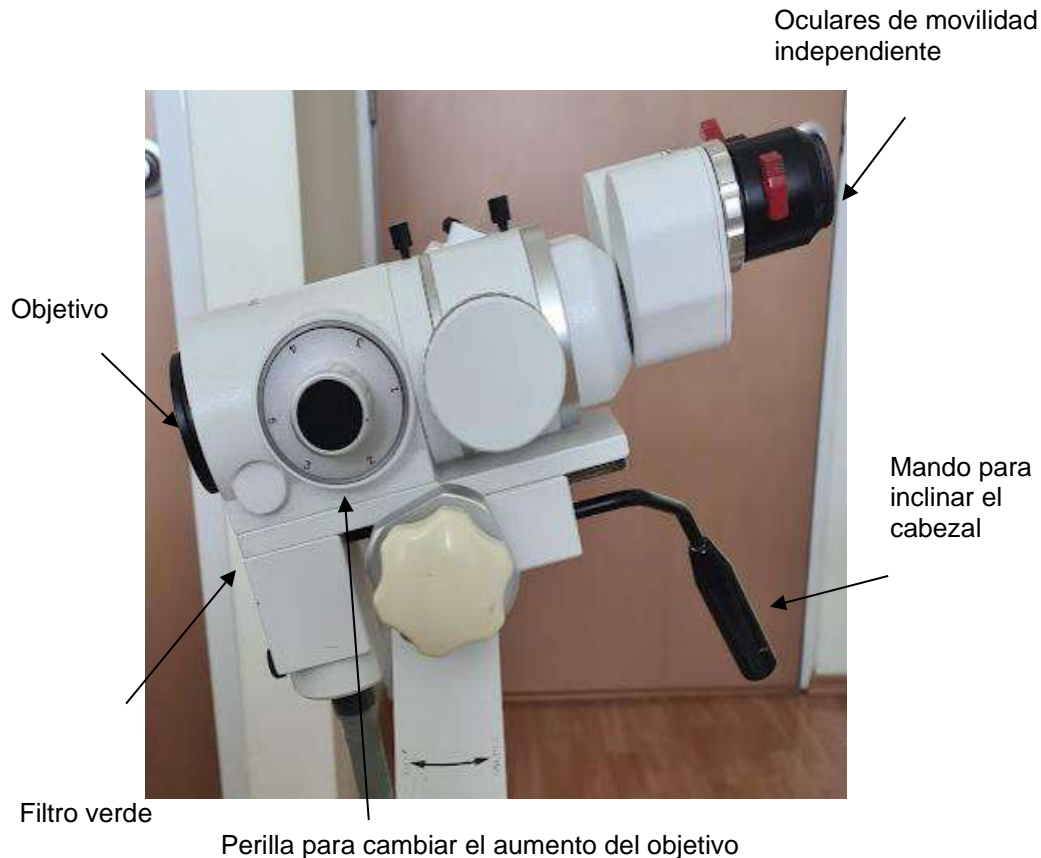


Figura 5.2. Partes del cabezal del colposcopio

5.1.1. Antecedentes del sistema óptico.

El microscopio fue inventado en el siglo XVII, esta invención se le atribuye generalmente a Zacharias Jassen de Middleburg, pero por la pobre calidad óptica de sus lentes no era un instrumento apropiado para la observación de la vida microscópica. Los primeros diseños que presentaban inconvenientes que con el paso del tiempo fueron superados. Huygens desarrolló el primer microscopio sin

aberraciones acromáticas, mejorando la calidad de la imagen y la manipulación de los especímenes. También sugirió que una lente iluminadora se ajustara con un disco transparente blanco, situado en o junto del foco de la lente. Tal disposición aseguraría que el objeto se iluminara con luz blanca. Al día de hoy el microscopio es uno de los instrumentos más utilizados en la ciencia y la industria. (Fournier, M. 1989).

5.1.2. Formación de la imagen

El sistema de lentes representado en la figura 5.3, muestra gráficamente como se forman las imágenes en un microscopio. La lente que se halla más cerca del objeto recibe el nombre de lente objetivo, forma una imagen real del objeto, invertida y generalmente aumentada que se sitúa en el espacio sobre el plano del diafragma de campo del ocular y que tiene que ser lo suficientemente pequeña como para poder caber en el tambor del dispositivo. Los rayos que divergen en cada punto de esta imagen emergen de la lente ocular (que en este caso sencillo es el ocular mismo). El ocular aumenta esta imagen intermedia aún más y es captada por la pupila de salida. Entonces la potencia de aumento del sistema completo es el producto entre el aumento lineal transversal del objetivo y el aumento angular del ocular.

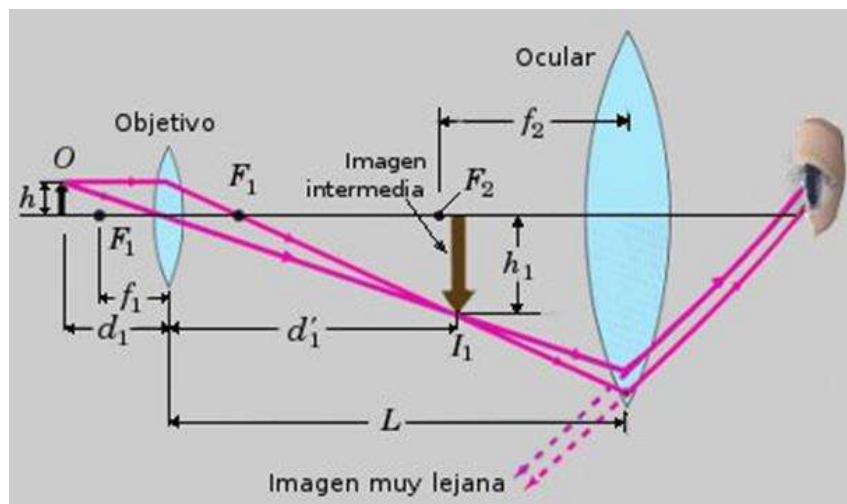


Figura 5.3. Formación de imágenes en un microscopio

5.2. Parámetros ópticos

5.2.1. Aumento

Es la magnitud con la que un objeto es aumentado en un microscopio. El aumento de un microscopio compuesto por lente objetivo y lente ocular, se obtiene de la multiplicación entre el aumento del objetivo y el aumento del ocular.

$$M = M_0 M_e \quad \text{Ecuación 5.2}$$

Donde M_0 es el aumento lineal del objetivo y M_e es el aumento angular del ocular.

5.2.2. Poder de resolución

Es la capacidad que tiene un sistema de visión, sea una cámara o el ojo humano de percibir la menor separación que hay entre dos puntos cercanos de la muestra a estudiar. Depende de la longitud de onda y la apertura numérica.

5.2.3 Apertura numérica

Se define como el ángulo en que el sistema óptico recibe luz, se expresa en una cantidad adimensional, este parámetro se encuentra en el objetivo de un microscopio. La apertura numérica de un microscopio viene dada por la siguiente ecuación:

$$AN = n * \text{sen } \theta \quad \text{Ecuación 5.3}$$

Donde n representa el índice de refracción dependiendo del medio en que este ubicado la lente y el ángulo θ es la mitad del ángulo formado entre el lugar de observación y la lente del objetivo, como se puede observar en la figura 5.4.



Figura 5.4 Apertura numérica

5.2.4. Distancia focal

El efecto que tiene la distancia focal coincide con el que tiene la profundidad de enfoque puesto que a menor distancia focal mayor profundidad de campo, siempre y cuando los demás parámetros se mantengan constantes.

5.2.5. Distancia de enfoque

Se puede definir como la longitud que hay desde el vértice de la primera superficie del objetivo hasta el plano del objeto, al momento de realizar el enfoque del microscopio, el ocular y el objetivo deben mantenerse a la misma distancia.

5.2.6. Profundidad de campo

Una vez formada la imagen en el mismo plano de enfoque, es la zona que comprende el punto más cercano al más lejano de nuestro campo en la que sea observable la imagen de forma nítida, la profundidad de campo depende de algunos factores importantes que son:

- Distancia de enfoque
- Distancia focal
- Formato, distancia de resolución y capacidad resolutive del observador

5.2.7. Tipos de microscopios

A lo largo de los años se diseñaron distintos tipos de microscopios con el objetivo de abarcar todos los campos de estudio que existen. Actualmente los microscopios se clasifican en ópticos y electrónicos.

Los microscopios ópticos están diseñados para trabajar con luz visible, con un sistema de lentes diseñado a base de vidrio o cuarzo, este está basado en lentes.

Los microscopios electrónicos están diseñados para trabajar bajo las propiedades de los electrones, su fuente de iluminación consta de haces de electrones, tiene un sistema de lentes constituido por electroimanes y solo funciona en cuerpos inertes.

5.2.8. Partes del microscopio óptico convencional

El microscopio óptico está conformado tanto por sus respectivas partes mecánicas como por sus partes ópticas que acopladas permiten formar un instrumento con el que podemos observar piezas de tamaño microscópico.

A continuación, se definen las partes ópticas y mecánicas que lo conforman:

- Los objetivos (3 o 4 lentes) incrustados en un revólver, y generalmente con capacidad de amplificación de 5, 10, 43 y 97 aumentos (actualmente con más aumentos). Su función principal es la de recoger los rayos luminosos que llegan de cualquier parte y formar la llamada imagen real del objeto.
- El ocular puede tener un poder de amplificación de 5, 10, 16 o 20 aumentos. El ocular se encuentra en el extremo del tubo y cercano al observador, aumenta la imagen del objeto, forma la denominada imagen virtual o aérea y corrige los defectos del objetivo. Al igual que el objetivo, está construido con dos lentes.
- El condensador es una lente voluminosa colocada entre la fuente de iluminación y los objetivos con el fin de concentrar o congregar la máxima cantidad de luz posible.
- El diafragma, que a menudo se incorpora al condensador como una sola pieza, es similar a una palanca, una puerta o una ventana que se desliza horizontalmente y que al abrir o cerrar, varía la cantidad de luz, según la opacidad o la transparencia del objeto. Su uso adecuado aumenta la zona de nitidez y mejora la calidad de la observación.
- La iluminación, antes representada por velas y espejos y luego por la luz solar y espejos planos o cóncavos, se logra ahora mediante la incorporación de un sistema eléctrico al microscopio, lo que permite graduar la intensidad de la luz, de acuerdo con las necesidades del observador.

5.3. Estructura del colposcopio

Un colposcopio es un dispositivo ligero que puede manejarse fácilmente y que, además, dispone de un soporte inferior con ruedas que permite su desplazamiento

en la sala donde se encuentre, ajustándose a las necesidades del médico y de la paciente acostada en la camilla. El uso de la zona superior mediante un mango favorece la precisión en el ajuste no solo en la localización de la zona a oscultar, sino que también al ajuste de la imagen que se quiere obtener. Por último, el ajuste de las lentes en la parte superior permite verificar el aumento y la precisión en la toma de imagen final, así como su nitidez.

CAPÍTULO 6

DESARROLLO

6.1. Elección de la solución

Cuando iluminamos un objeto con luz blanca el color con el que lo vemos corresponde al color que más refleja: un objeto de color verde absorbe todas las longitudes de onda y refleja la verde. Un objeto de color negro absorbe todas las longitudes de onda y uno de color blanco las refleja todas.

6.1.1 Fuentes de luz no puntuales

Ahora bien, si consideramos una fuente luminosa muy pequeña a la que llamaremos puntual, que emite luz cuyos frentes de onda son esféricos y concéntricos con dicho punto. Y colocamos una lente convergente frente a esta fuente luminosa, como se muestra en la figura 6.1.(A), veremos que la onda se refracta, haciéndose ahora el haz luminoso convergente a un punto después de esta lente. Este ejemplo es sólo imaginario e idealizado, pues las fuentes luminosas puntuales no existen en la vida real, ya que por pequeñas que sean tienen un tamaño finito.

Por lo tanto, las fuentes luminosas reales no emiten una sola onda con frentes de onda esféricos, sino una multitud, cada una de ellas saliendo de un punto diferente sobre la fuente. Al colocar ahora la lente convergente frente a esta fuente de luz, la energía luminosa ya no se concentra en un punto infinitamente pequeño después de la lente, como en nuestro experimento imaginario. Lo que se obtiene es simplemente una imagen de la fuente luminosa, con la energía distribuida sobre toda su área, como se muestra en la figura 6.1.(B).

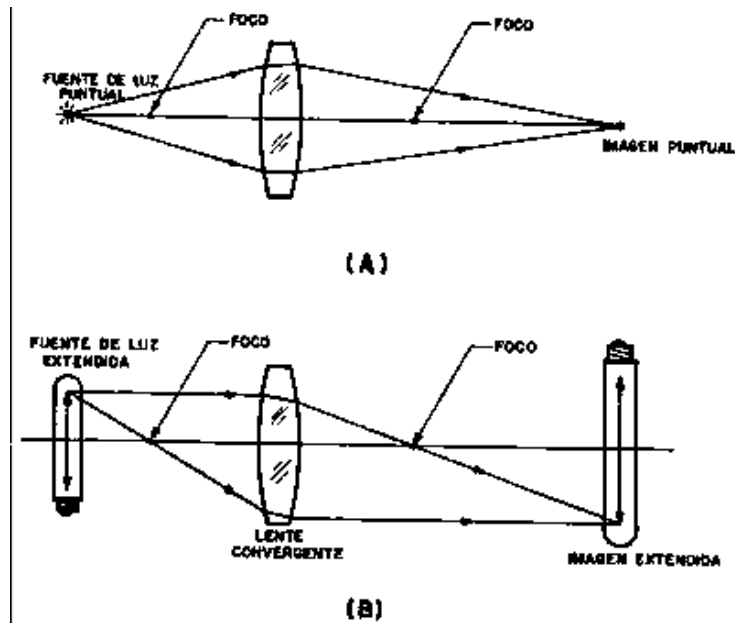


Figura 6.1. Lente convergente frente a una fuente luminosa a una distancia mayor que su distancia focal. (A) Fuente puntual y (B) fuente extendida

Supongamos que la lente se coloca frente a la fuente luminosa puntual, de tal manera que quede sobre el foco de la lente convergente, como se muestra en la figura 6.2.(A). La luz saldría entonces de la lente en un haz de rayos paralelos, o lo que es lo mismo, con frentes de onda planos y paralelos entre sí, como se muestra en esta misma figura. Como las fuentes luminosas no son infinitamente pequeñas, la luz no saldrá como un haz de rayos paralelos, sino como una multitud de haces, todos viajando en diferentes direcciones, como se muestra en la figura 6.2.(B). (Malacara, 2015)

De esta manera se esparce la energía luminosa en la forma de un cono divergente. Se dice que la fuente infinitamente pequeña o puntual tiene una coherencia espacial perfecta, mientras que la extendida la tiene muy pobre.

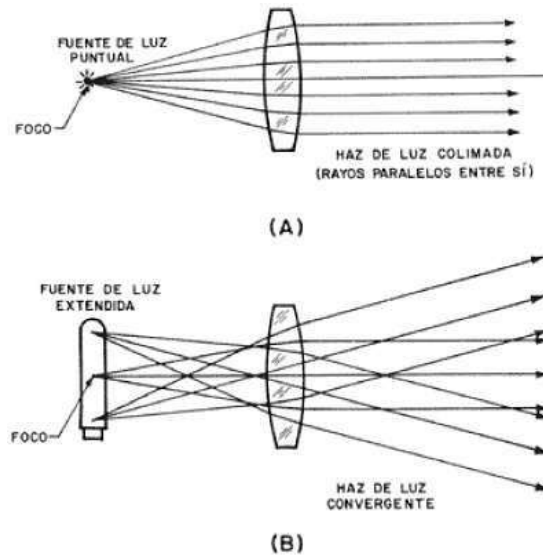


Figura 6.2. Lente convergente con una fuente luminosa colocada en su foco anterior.

(A) Fuente puntual y (B) fuente extendida

6.2. Tipos de iluminación

Los tipos de iluminación, se pueden clasificar de acuerdo a la distribución del flujo luminoso como:

- Iluminación directa. El flujo luminoso es directo hacia el objeto, las luminancias de este tipo tienen por lo general un rendimiento elevado (90-100 %).
- Semidirecta. El flujo luminoso es directo en gran parte, hacia atrás (40-50 %) y hacia el objeto (50-60 %).
- Mixta. El flujo luminoso está distribuido uniformemente hacia el frente (60-90 %).
- Indirecta. El rendimiento es bajo y la visión poco nítida por la falta del efecto de sombra, la iluminación hacia el objeto es entre el 10% y nula.

Para el diseño experimental se utilizará la iluminación semidirecta (figura 6.3).

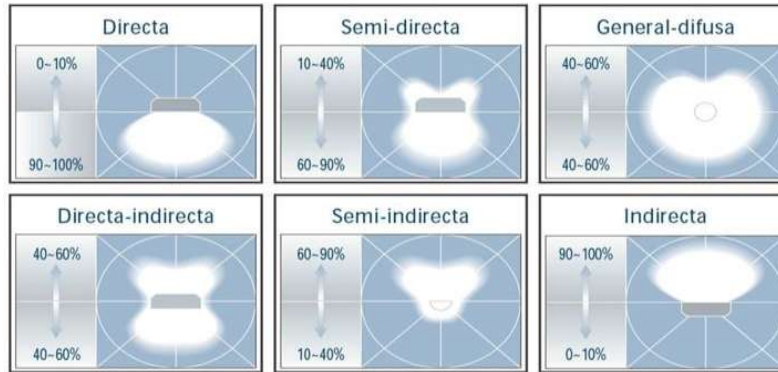


Figura 6.3. Tipos de iluminación.

6.3. Niveles de iluminación

Los niveles mínimos de iluminación en el plano de trabajo, para cada tipo de tarea visual o área de trabajo, son los establecidos.

Tabla 6.1 Niveles de iluminación

Tarea Visual del Puesto de Área de Trabajo	Área de Trabajo	Niveles Mínimos de iluminación (luxes)
En exteriores: distinguir el área de tránsito, desplazamiento, vigilancia, estacionamientos.	Exteriores generales: patios y estacionamientos.	20
En interiores: distinguir el área, de tránsito, desplazarse caminando, vigilancia, movimiento de vehículo.	Interiores generales: almacenes, pasillos, escaleras, minas subterráneas, luz de emergencia	50
En interiores	Áreas de circulación y pasillos, salas de espera, plataformas, cuartos de caldera	100
Requerimiento visual simple: inspección visual, recuento de piezas, trabajo en banco y maquinaria.	Servicio al personal: recepción, despacho casetas de vigilancia, calderas.	200
Distinción moderada de detalles: ensamble simple, trabajo medio en banco y maquinaria, inspección simple, empaque y trabajos de oficina	Talleres: áreas de empaque y ensamble, aulas y oficinas.	300
Distinción fina de detalles: maquinado y acabados, inspección moderada, manejo de instrumentos y equipo de laboratorio.	Talleres de precisión: acabado de superficies, laboratorios de control de calidad	500
Distinción fina de detalles: maquinado de precisión ensamble e inspección de calidad, manejo de instrumentos y equipo de precisión.	Talleres de alta precisión: de pintura y acabado de superficies y laboratorios de control de calidad	750
Alta exactitud, en la distinción de detalle: ensamble, procesos de inspección compleja, acabado con pulidos finos.	Procesos de ensamble e inspección de piezas complejas y acabados con pulidos finos.	1000
Alto grado de especialización y distinción de detalle.	Procesos de gran exactitud en tareas visuales: de bajo contraste y tamaño muy pequeño.	2000
Inspección y manejo instrumental quirúrgico	Procesos de observación a través de microscopios, colposcopio y material médico	≥ 3000 Lux

La temperatura del color, describe la apariencia o el tono de una luz en particular. La mayoría de las bombillas emiten una luz blanca, pero esta luz blanca puede variar “en tonalidad” de cálida a fría. La temperatura del color como en la pintura, hay un sinfín de tonos de blanco para elegir. En la misma línea, hay un número de diferentes temperaturas de color para elegir cuando esté seleccionando nuevas bombillas. En la figura 6.4. se observan tres diferentes gráficas con diferente longitud de onda y sus respectivas frecuencias de tres tonos de color blanco.

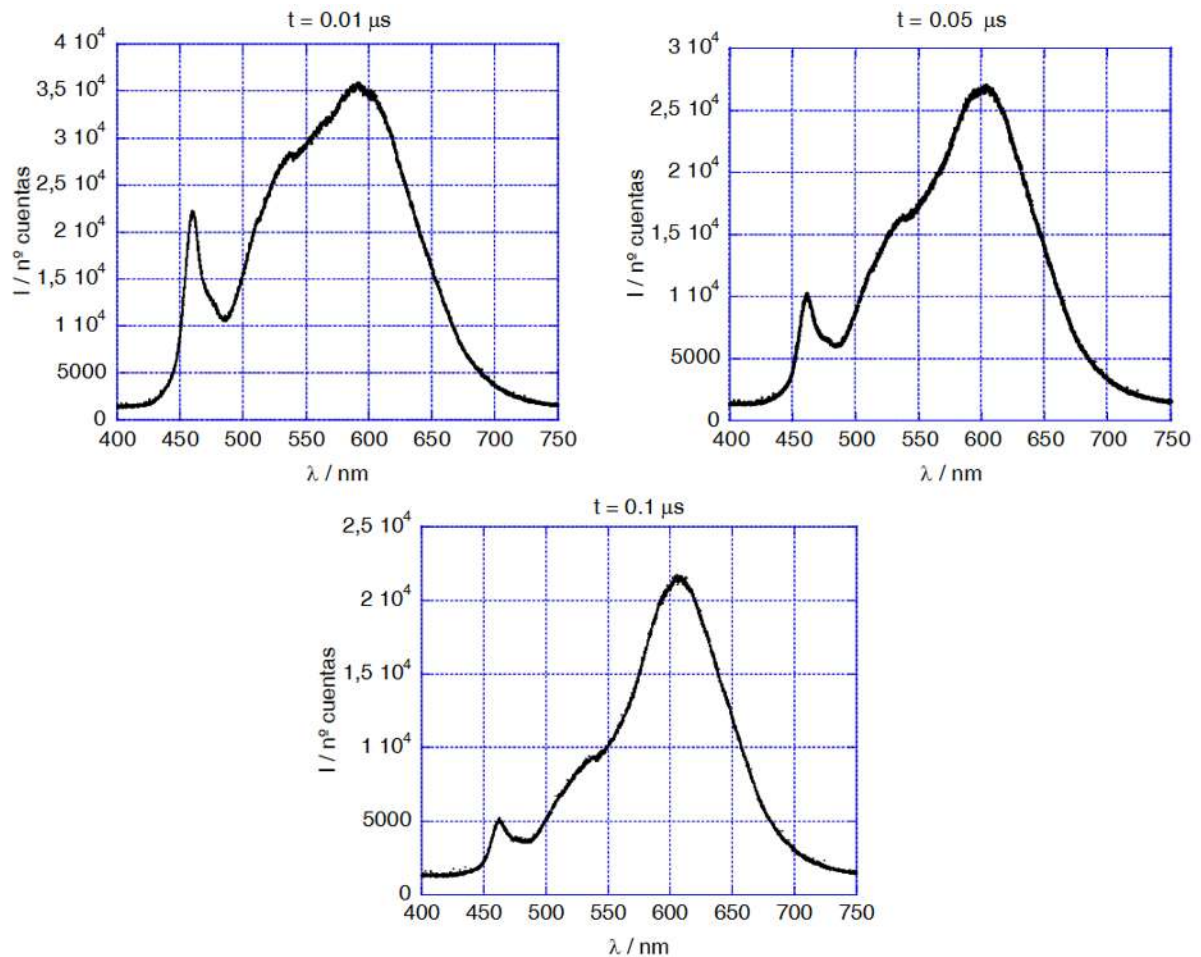


Figura 6.4. Frecuencia de emisión de led blanco

Algunas bombillas, como las ineficientes incandescentes, emiten un rango pequeño de luz cálida y amarillenta, mientras que otras como los LED, proporcionan una mayor gama de temperaturas de color para elegir, tal como se puede ver en la figura 6.5.

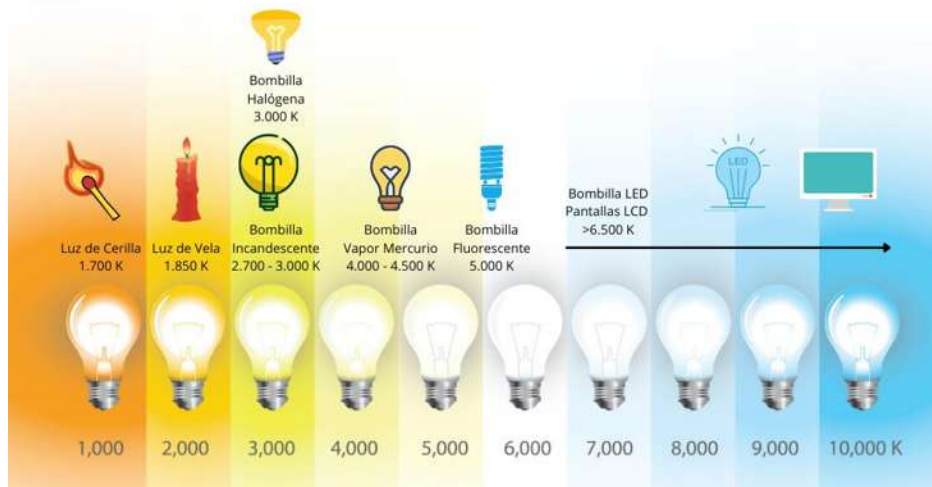


Figura 6.5. Color de temperatura

6.3.1. Factor de mantenimiento

El factor de mantenimiento toma en consideración la reducción en la luz emitida por las lámparas o luminarias, debido al envejecimiento y acumulación de suciedad. El factor de mantenimiento apropiado para cualquier condición dada y tipo de luminaria, se puede determinar como sigue:

Las luminarias se pueden clasificar o dividir en categorías, para cada categoría existe una curva en donde se encuentra en uno de los ejes el número de meses entre limpieza y limpieza de las luminarias. Cada curva corresponde a la condición de suciedad en la atmósfera.

6.3.2. Coeficientes de depreciación luminosa

Lámparas de sodio de baja presión. Si la temperatura de operación de las lámparas de sodio de baja presión se mantiene dentro de los límites de 100°C a 400°C, el flujo luminoso de las lámparas permanece constante, es decir, prácticamente no existe depreciación luminosa para estas lámparas.

Lámparas de sodio de alta presión. Para lámparas de 250 watts, a las 10,000 h. de vida funcional la depreciación luminosa es del 83 %. Para lámparas de 400 watts y al mismo tiempo transcurrido, la depreciación luminosa es del 85 %. A las 18,000 h.

de vida las lámparas de 400 watts tienen una depreciación luminosa del 70% y las de 250 watts del 65% respectivamente, mientras que para las lámparas LED, depreciación luminosa es mínima.

6.3.3. Eficiencia del balastro.

Este coeficiente se debe a que la balastra(transformador) o reactor consume cierta potencia, que afecta a las lámparas fluorescentes y de vapor de mercurio en un 5 %, por lo que hay que aplicar un coeficiente de 0.95 cuando se trate de este tipo de lámparas. Según norma técnica de la Secretaría de Comercio y Fomento Industrial SECOFI, este factor debe ser de 0.80.

Las lámparas incandescentes no deberán ser afectadas por este coeficiente, sin embargo, una variación de 1% en el voltaje puede hacer variar su flujo en un 3 %, al igual que las de vapor de mercurio. Las lámparas fluorescentes varían su flujo en 1% por cada 2.5% de variación de voltaje.

6.4. Iluminación para visualización del VPH

El uso de técnicas de fluorescencia permite una mejor visualización de las lesiones causadas por el virus del papiloma humano, a través del uso de ácido acético como agente mordente y fluorocromos específicos. La técnica de detección de lesiones por VPH a través de la aplicación de FITC se basa en una mayor presencia de proteínas coaguladas en células infectadas con VPH y tratadas con ácido acético, lo que genera una mayor absorción del fluorocromo.

Para poder observar la fluorescencia adecuadamente y con suficiente contraste se debe atenuar la luz de excitación, pero no la señal de fluorescencia. Para esto se requiere el uso de filtros. Comúnmente se utilizan filtros ópticos que están presentes físicamente en los dispositivos. (Peña Aguilar et al., 2017)

En el diagnóstico FISH (Fluorescence In Situ Hybridation) se utilizan moléculas que incorporan un determinado fluoróforo o fluorocromo (“colorante”) con el fin de que cuando se ilumina con una fuente de luz podamos verlo con un color determinado. A nivel molecular la cantidad de luz percibida es muy pobre y si iluminamos con luz

blanca una molécula de color no podremos distinguirla. Para ello se utilizan filtros específicos para seleccionar e iluminar únicamente la muestra con una zona determinada del espectro visible. A estos filtros se les denomina filtros de excitación.

De manera más específica, el sistema de iluminación mediante luz led quedaría como se indica en el siguiente diagrama a bloques (Figura 6.6.).

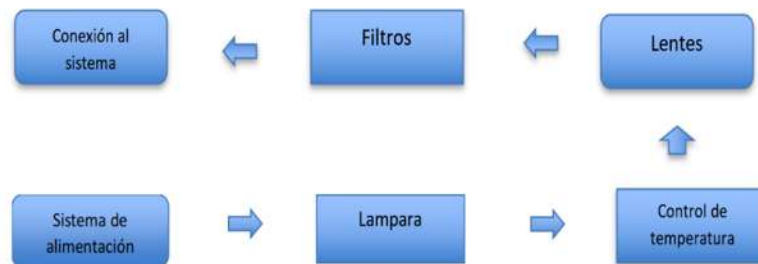


Figura 6.6. Diagrama de bloques del sistema de iluminación

Los filtros interferométricos son aquellos que dejarán pasar sólo ciertas longitudes de onda. El sistema de alimentación de la lámpara consiste en todos los componentes que permitan y aseguren que la lámpara opere adecuadamente.

6.5. La opción del Sistema LED

El elemento más importante del sistema de iluminación es la lámpara y dependiendo de los parámetros de esta, se podrá realizar terapia fotodinámica, así, como la colposcopia en sí. Para realizar una correcta elección de la lámpara, se definieron algunos parámetros, estos son:

- Picos cercanos a las longitudes de onda deseadas (430 nm y 650 nm)
- Temperatura del color de la luz (≥ 5500 K)
- Potencia equivalente a (50 W)
- Horas de vida (≥ 2000 hrs)
- Forma del reflector (elíptico)
- Voltaje de alimentación (≤ 36 V)

Se revisaron diversos tipos de lámparas, entre ellas las de xenón, que son las que se emplean en la mayoría de colposcopios, las lámparas de halógeno, las incandescentes y las de halogenuro metálico. Para cada tipo se estudiaron diversas variantes, para comprobar si alguna de ellas tenía las características necesarias.

El led es la mejor opción para el proyecto por las características descritas anteriormente, el led es un dispositivo semiconductor que emite luz visible únicamente cuando cuenta con las condiciones eléctricas adecuadas. Pero para conseguir estas condiciones, generalmente necesitamos un mecanismo auxiliar externo, ya sea una fuente de alimentación o un driver que regule la energía recibida de la red y que aporte al diodo los parámetros eléctricos correctos.

El LED (light-emitting diodes) es una lámpara de estado sólido (SSL) y esto significa que no tiene filamentos, ni gases, ni cápsulas de vidrio, y por tanto carece de algunas limitaciones que tienen las lámparas incandescentes o las de descarga. Sin embargo, los sistemas SSL tienen sus propias necesidades eléctricas para funcionar. Sólo la tensión y corriente adecuadas permitirán al led funcionar durante decenas de miles de horas con una elevada eficiencia lumínica y conservando altas prestaciones de calidad de luz, tonalidad de color, reproducción cromática etc.

Generalmente el led necesita un valor continuo de tensión, aplicado entre su ánodo y su cátodo, de forma que, debido a la propia resistencia o impedancia del dispositivo, deje pasar una corriente, que, a su vez, permitirá el choque de electrones y la liberación de energía en forma de radiaciones, tanto de calor como de luz.

Aplicando una tensión continua y adecuada entre sus extremos, (la tensión del ánodo ha de ser mayor que la del cátodo) y por tanto una corriente de paso limitada y concreta a través de él, se logra esa emisión de luz útil (la emisión que está dentro del espectro visible). Si las condiciones eléctricas cambian, porque la fuente de alimentación sea variable, por ejemplo, aumentando la intensidad de paso, el número de choques de electrones también aumentará, generando más luz, pero al

mismo tiempo también más calor, y por tanto reduciendo la eficacia global del sistema (medida en lm/w).

En cambio, si disminuimos la corriente de paso, el diodo trabajará menos estresado y con mayor eficacia en lm/w, pero el flujo total emitido por este led será bajo, ante lo cual necesitaremos mayor número de leds para tener la misma cantidad de luz que precisamos.

El equilibrio entre necesidades económicas, (es necesario considerar el coste, que aumenta por la mayor cantidad de ledes a instalar), lumínicas (cantidad de flujo luminoso que necesitamos para una aplicación concreta) y técnicas (necesidad de gestionar correctamente el calor emitido en la unión del semiconductor, entre otras) permitirá dimensionar adecuadamente tanto el sistema led como su alimentación.

6.6. Driver o un sistema de ajuste variable

Las fuentes de alimentación de drivers y de alimentación variable, pudiendo ser esta última considerada alimentación por corriente constante, o por tensión constante. Los sistemas que no incluyen drivers externos sino internos, sobre el propio circuito, las diferencias entre estos sistemas son:

- Fuente Alimentación. Generalmente funcionan con una tensión de salida prefijada, tanto con carga conectada como sin ella.
- Driver. Suelen usarse drivers de corriente constante, la tensión de salida varía un poco según el número de leds conectados.
- Driver variable. Permite ajustar el nivel de intensidad de salida, trabajando entonces el led con distintas potencias.
- Tensión constante. Esta solución, en iluminación led, disminuye el rendimiento global del sistema. No es recomendable.
- Corriente constante. El led funciona con una corriente fija, dentro de un rango aceptable. Cuando varía, también lo hace la potencia. Esta corriente de

salida es fija e independiente del número de leds conectados, dentro de la capacidad y potencia del driver.

- Tensión directa (sin driver externo). Sólo algunos leds usan esta tecnología. Tiene ventajas, pero también inconvenientes.

La fuente de alimentación es un mecanismo eléctrico/electrónico que se utiliza para garantizar los parámetros estables que necesita cualquier sistema eléctrico para su funcionamiento. Cuando usamos la tecnología led, esta fuente de alimentación recibe el nombre de driver, el cual puede ajustarse a las necesidades concretas de cada tipo de led.

Un driver dimerizable permite ajustar la intensidad de corriente eléctrica (medida en miliamperios) para obtener la potencia que necesitamos, aplicando una tensión constante. También podríamos trabajar con diferentes tensiones de entrada al led, (para cada led existe una tensión nominal de funcionamiento).

En caso de tener una alimentación de corriente alterna, la forma de la tensión que recibe el led es distinta, pues es una onda modulada, en lugar de una tensión continua y positiva. Esto produce un diferente resultado sobre la emisión de luz del led y el rendimiento se reduce ligeramente.

Parámetros importantes para la alimentación del led, los factores más determinantes para escoger la alimentación del led son la propia fiabilidad del sistema, su vida útil, la garantía del fabricante, la eficiencia del sistema (el % de pérdidas menor posible), el factor de potencia, y la capacidad de regular o dimerizar para adecuarse a las necesidades lumínicas.

- Eficiencia del sistema (% de pérdidas). El rendimiento global en lm/w depende del led, de las ópticas, de la gestión del calor, pero también del rendimiento propio de la fuente de alimentación o driver.
- Factor de potencia. Algunos drivers “de bajo costo”, que tienen un factor de potencia bajo, producen descompensaciones en la carga de las líneas eléctricas, y graves pérdidas económicas por excesivo consumo.

- Vida útil. Debe ser mínimo de 50 000 horas. Es importante que la vida útil del driver no limite la vida del conjunto.
- Necesidad de controlar / dimerizar. Cada situación de iluminación puede tener distintas necesidades lumínicas a lo largo de una jornada o periodo de tiempo, y por tanto precisará un driver adecuado, dimerizable.

6.7. Sistema de alimentación

En la figura 6.7. se muestra el diagrama electrónico del sistema de alimentación típico para un LED de 12 voltios, trabajando a 5 amperios, utilizado en el proyecto del colposcopio.

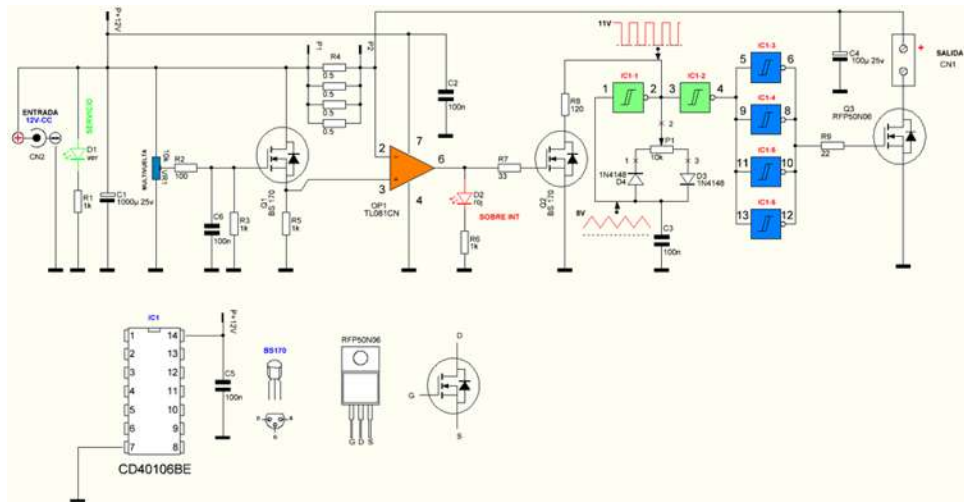


Figura 6.7. Diagrama electrónico del sistema de alimentación

El circuito se alimenta de una tensión fija de 12V por el conector CN2, este conector es estándar. La alimentación de entrada es filtrada por el condensador electrolítico C1 la capacidad de este componente depende de la calidad de la alimentación y de si la carga sea variable o no, con el valor dado no deberemos tener problemas para la mayoría de las aplicaciones como regulación de led, alimentación y funcionamiento.

Lo que sigue tiene varias partes bien definidas, un regulador de intensidad ajustable, un oscilador ajustable de anchura de pulso PWM y por último una etapa de potencia integrada por un driver y un MOS-FET de potencia.

El regulador de sobre intensidad lo compone un amplificador operacional TL081 (OP1) montado como comparador de tensión, este supervisa la caída de tensión entre los terminales de la R4 que es proporcional a la intensidad que circula por el circuito, para hacer al circuito ajustable se varía la tensión presente en terminal 3 entrada + del OP1 por medio de un divisor de tensión ajustable que lo componen Q1 y R5 con el trimmer VR1 ajustamos la intensidad máxima.

Cuando la intensidad que circula por el circuito sobrepasa la caída de tensión prefijada en la R4, la salida del operacional OP1 pasa a nivel alto encendiendo D2, que hace de indicador de sobre intensidad, a la vez ceba Q2 que pone a un nivel negativo el nodo de los terminales 2 y 3 del oscilador IC1-1 y deja de oscilar. El regulador de intensidad es bastante práctico cuando queremos dotar de una protección de sobre intensidad por cortocircuito.

En la figura 6.8 se observa la serigrafía de la placa del sistema de alimentación para el LED, mientras que la figura 6.9. muestra la pista de cobre en la placa del mismo sistema.

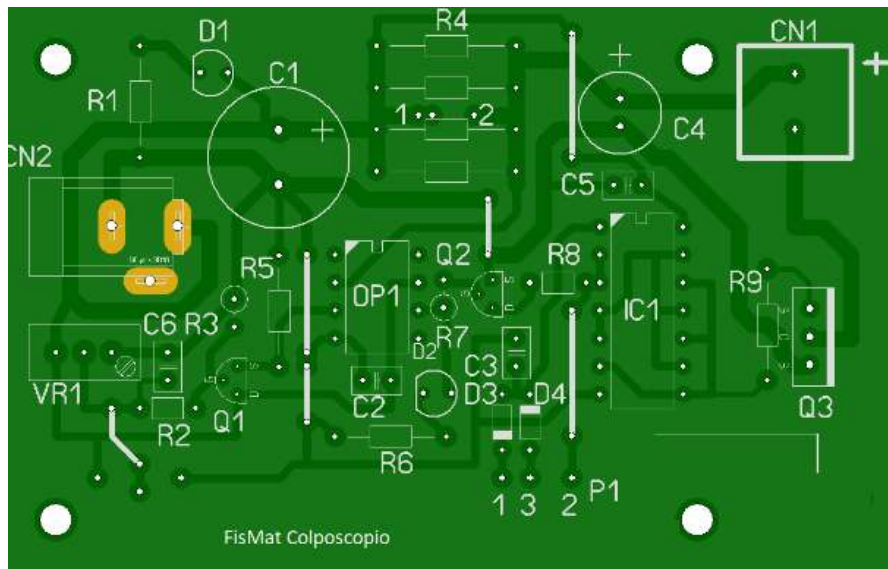


Figura 6.8. Serigrafía de la placa del sistema de alimentación

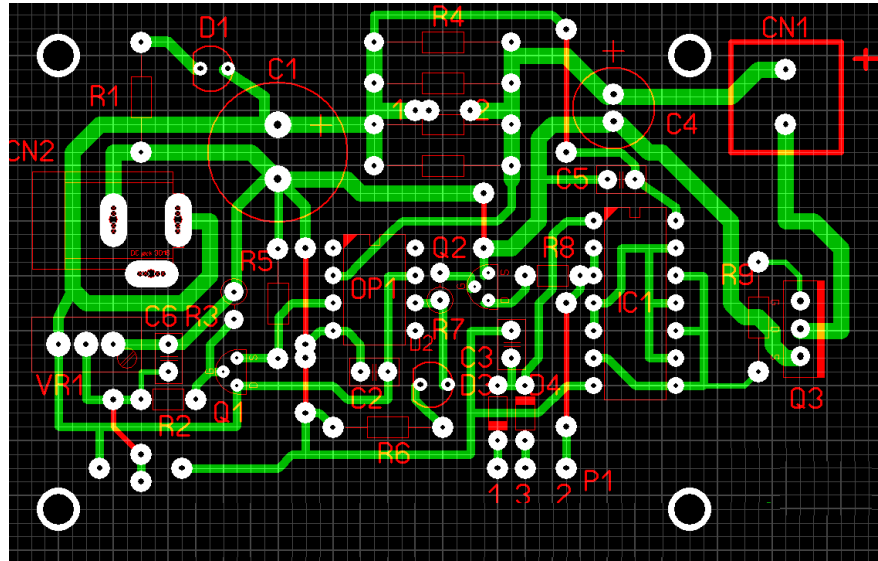


Figura 6.9. Pista de cobre en la placa del sistema de alimentación

En seguida un oscilador construido a partir de una puerta inversora Schmitt CMOS IC1-1 este oscilador se utiliza bastante, para variar el ancho del pulso (PWM) al esquema original se le ha agregado los componentes P1, D3, D4 la regulación se efectúa variando el potenciómetro P1 según la posición del cursor con respecto a D3 o D4, la carga del condensador será más rápida cuando la salida alcance nivel lógico alto o bajo, esto hace variar el tiempo de la señal de diente de sierra consecuente de la carga y descarga del condensador y por lo tanto variando también el ancho de pulso en la salida IC1-2 patilla 4.

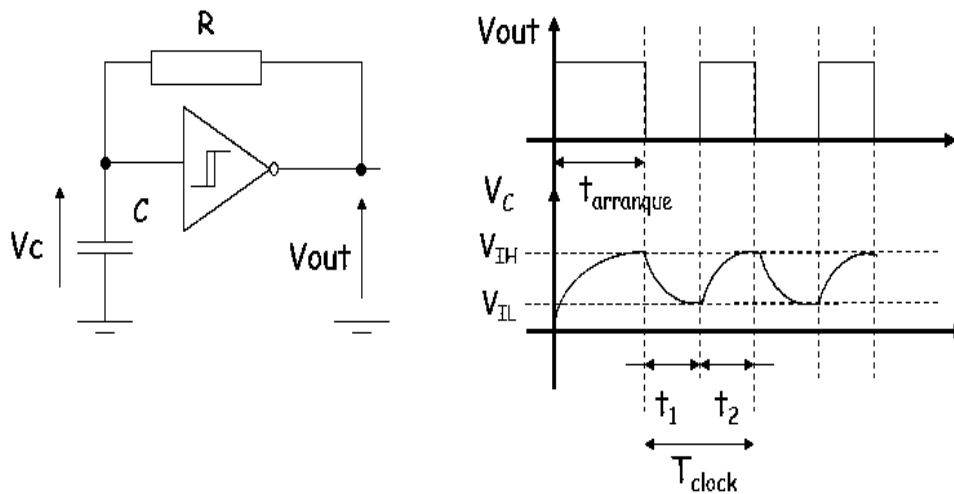


Figura 6.10. Forma de onda del pulso emitido para control del LED

Posteriormente un driver aprovechando los cuatro inversores sobrantes del IC1 son IC1-3, 4, 5 y 6 que se han conectado en paralelo para incrementar su posibilidad de manejo de potencia y poder pilotar la puerta del MOS-FET de la etapa de potencia de salida.

Por último, la etapa de salida, un MOS-FET tipo RFP50N06 60V 50A con una $r_{DS(ON)}$ de tan solo 0.022Ω , esto es importante para que la caída interna de tensión sea la menor posible y por tanto la disipación de calor sea también la menor posible, también cabe destacar que este dispositivo puede trabajar hasta 175°C lo que lo hace un componente bastante robusto y fiables.

Existen varios programas para el diseño de los circuitos impresos:

1. Eagle. ...
2. Altium. ...
3. Proteus. ...
4. KiCad. ...
5. Velocidad OrCAD PCB Designer. ...
6. DesignSpark. ...
7. Protel. ...
8. Cadstar.

Para este proyecto, se usó uno llamado Proteus PBC de CAO-electrónica Proteus que fue desarrollado por Labcenter Electronics Ltd, una compañía fundada en 1988 por John Jameson en el Reino Unido. Su principal característica según el fabricante es la funcionalidad, esta suite consta de dos paquetes de software principales:

- Proteus ISIS para la creación de esquemas y simulación eléctrica.
- Proteus ARES para la solución de enrutamiento de circuito impreso con colocación automática de los componentes.

Otros módulos disponibles para Proteus:

Proteus VSM

- Workflow completo integrado
- Diseño de esquema
- Simulación
- Medición y análisis
- Corrección de errores
- Diagnóstico

Proteus PCB diseño software

- Diseño PCB hasta 16 capas de cobre
- 14 millones de componentes en la librería
- Enrutamiento manual interactivo

Para marcar la disposición de los componentes en la superficie de la baquelita se utiliza el proceso de serigrafía.

La serigrafía es una técnica muy antigua, que permite imprimir imágenes sobre cualquier material. Básicamente es transferir una tinta a través de una malla de seda templada en un marco de madera. La seda ha sido tratada previamente con una emulsión que bloquea el paso de la tinta en las áreas donde no habrá imagen, quedando libre la zona donde pasará la tinta. Este sistema de impresión se usa para imprimir muchas cantidades, sin perder definición.

La técnica de producción de circuitos impresos con serigrafía se usa industrialmente, ya que se pueden obtener impresos de muy buena calidad y a muy bajo costo. Una vez se tienen revelados los marcos de seda o más conocidos como bastidores, se pueden realizar múltiples copias del mismo diseño. Esto permite la producción en serie de circuitos impresos. Aunque no deja de ser un procedimiento manual, esta técnica es una de las más usadas, ya que permite obtener trabajos

con la calidad y presentación necesarias, para la realización de prototipos electrónicos y/o aplicaciones.

6.8. Sistema de control de temperatura

La lámpara y la balastro requieren de un sistema de sujeción y enfriamiento porque trabajan a altas temperaturas, entre los 200 y los 250°C, ya que la fuente de alimentación trabaja con circuitos integrados y transistores de efecto de campo (FET) montados en disipadores que irradian una alta temperatura, necesitan ser enfriados para que no se deterioren. El sistema monitorea la temperatura mediante un sistema de ventilación de 12V, con lo que se logra mantener a una temperatura adecuada para la lámpara y la balastro. El diagrama del sistema de control de temperatura está representado en la figura 6.11

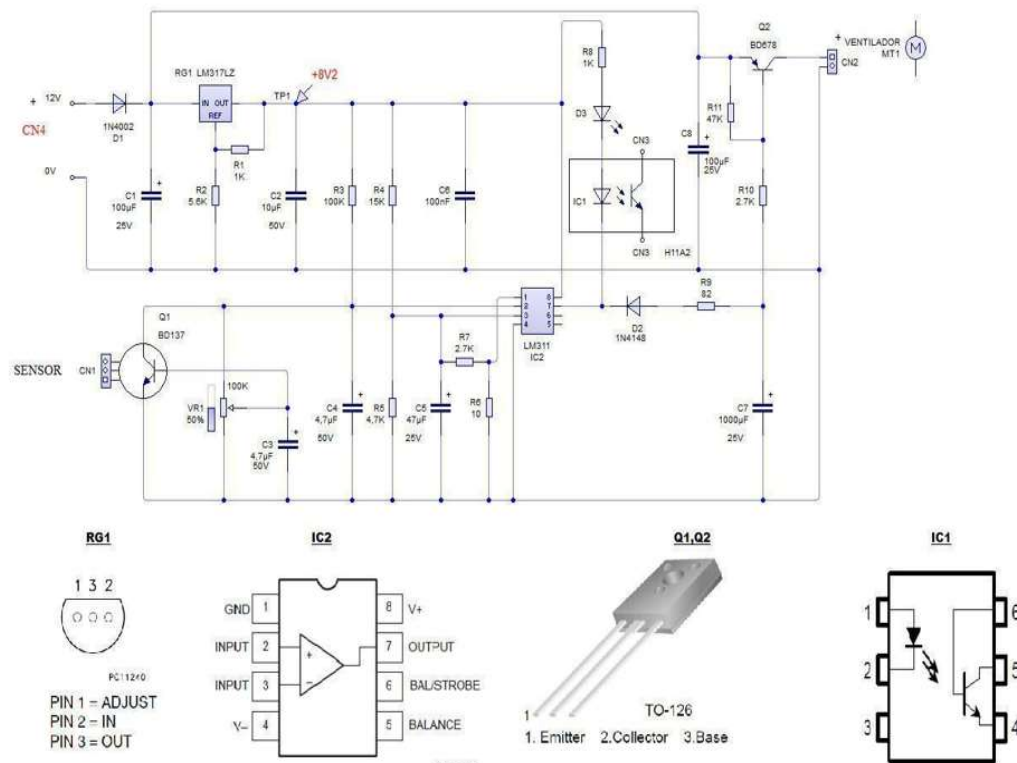


Figura 6.11. Diagrama del sistema de control de temperatura

La serigrafía de la placa de control de temperatura se muestra en la figura 6.12, mientras que la pista de cobre en placa se presenta en la figura 6.13

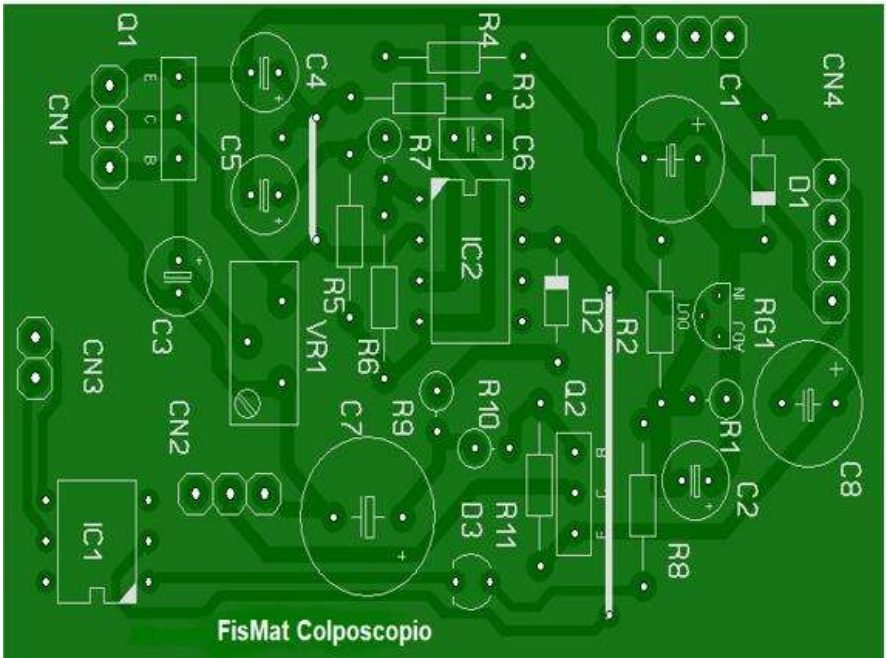


Figura 6.12. Serigrafía de la placa de control de temperatura

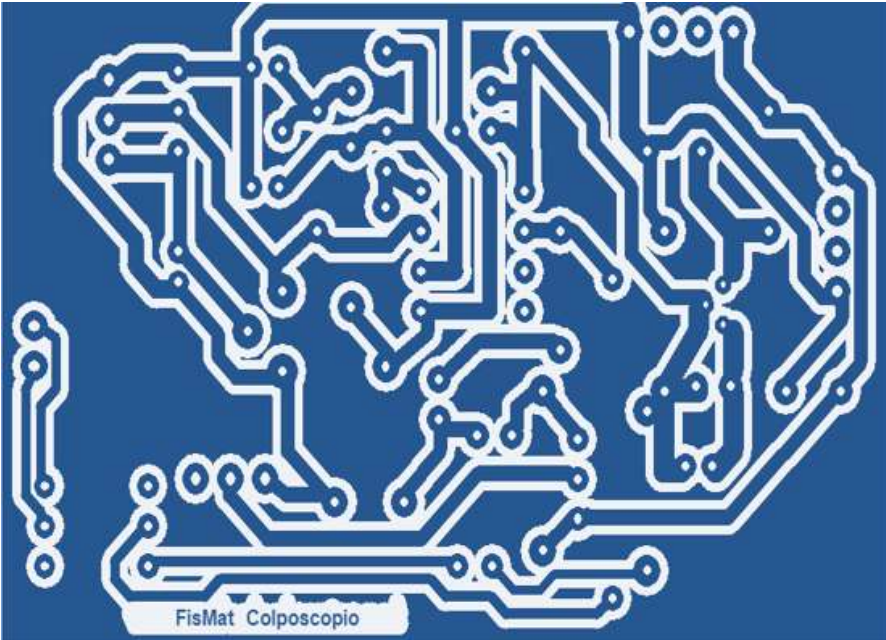


Figura 6.13. Pistas de cobre en placa de control de temperatura

6.9. Seguridad y normas

El manejo de estas lámparas se realiza de acuerdo a normas internacionales, tales como ANSI/IESNA (American National Standards Institute/Illuminating Engineering Society of North America) RP-27.3-96 e ISO 15858:2016(en), UV-C devices –safety information y The American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, ASHRAE., por lo que pueden ser empleadas para fines médicos y comerciales. La emisión de luz ultravioleta y la radiación infrarroja pueden causar irritación de la piel o de los ojos si la exposición es prolongada. La luz es segura para el paciente y el médico.

6.10. Pruebas y resultados

6.10.1. Ensamble

Se modificó la parte reflectora (reflector dicróico) de una lámpara de halógeno de cuarzo, haciendo un corte posterior, para insertar una lámpara led (figura 6.14).

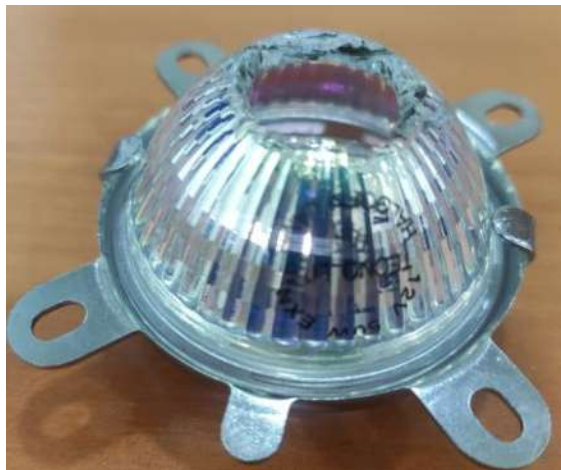


Figura 6.14. Corte posterior en reflector

Se insertó una lente convexa en la parte frontal del reflector dicróico y un anillo de sujeción para fijarlo en el colposcopio.



(a)



(b)

Figura 6.15. Lente, reflector y anillo de sujeción, (b) elementos montados

Se insertó una lámpara LED de 12 volts a 5 amperes en el reflector modificado (figura 6.16).



(a)



(b)

Figura 6.16. (a) Lámpara LED (b) montaje del LED en el reflector

Se procedió a colocar el transformador para alimentar el sistema de iluminación (figura 6.17).

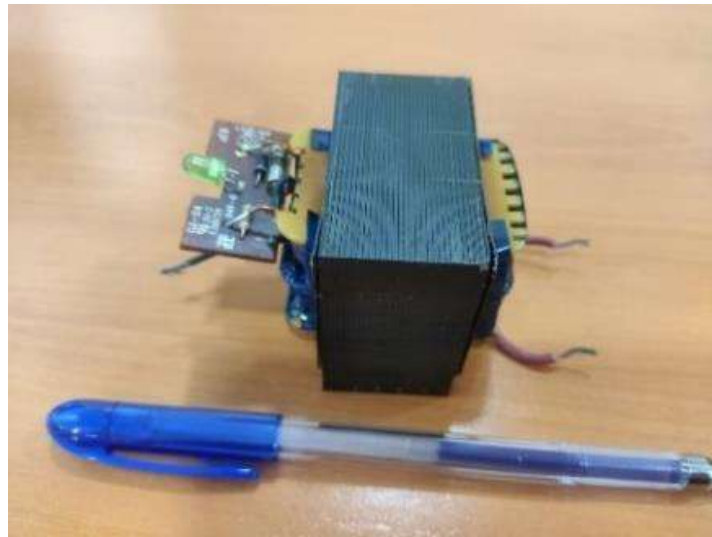


Figura 6.17. Conexión de transformador

Se realizó la conexión del sistema de control de temperatura (figura 6.18).

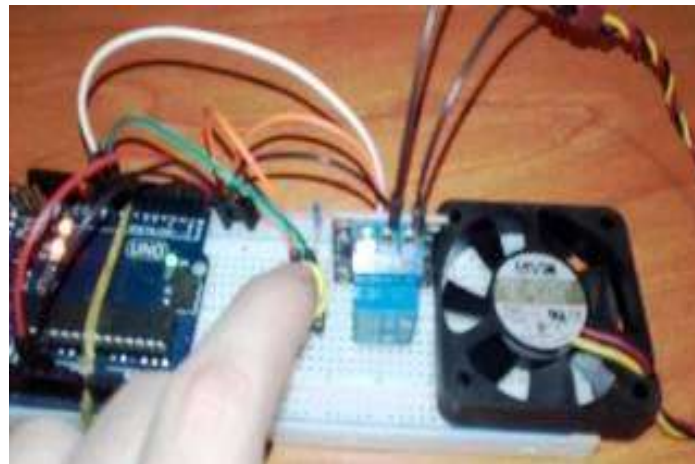


Figura 6.18. Sistema de control de temperatura

6.10.2. Prueba del circuito LED

Se empleó un luxómetro para medir la intensidad del haz y la temperatura emitida por el arreglo, el resultado fue de 9250 lux a una temperatura de 23.3°C (figura 6.19).

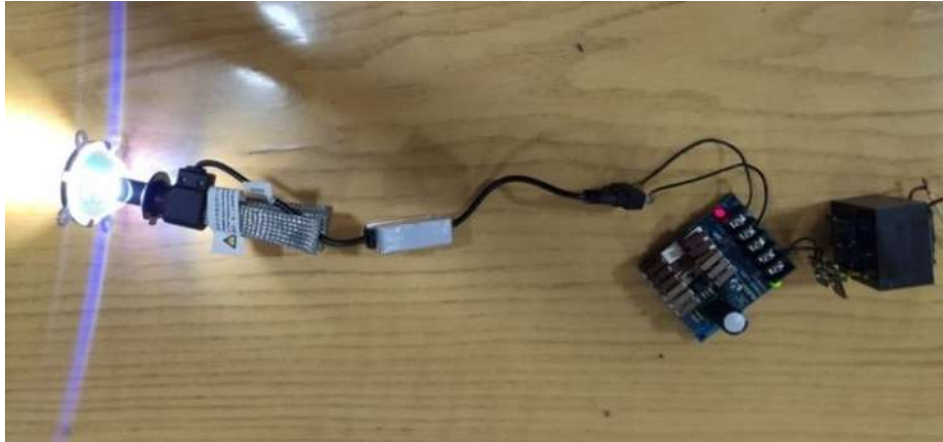


Figura 6.19. Sistema final de iluminación

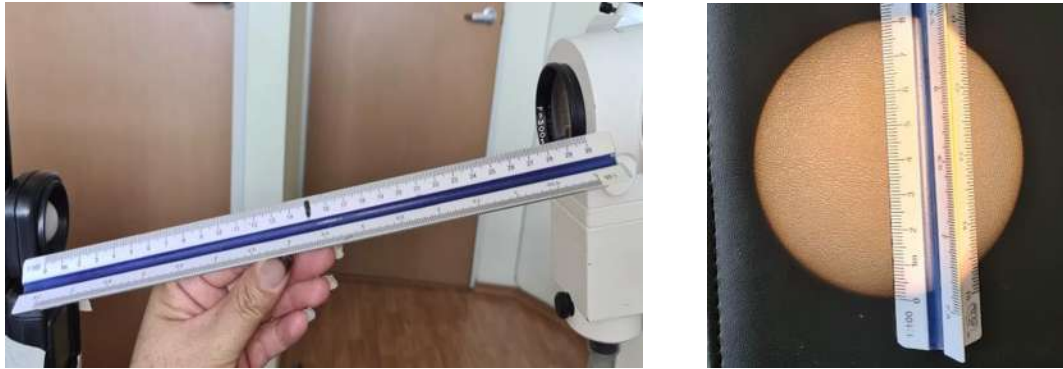
Antes de realizar el montaje, se tomaron lecturas del flujo luminoso del sistema de iluminación antiguo, así como del que se desarrolló en este proyecto. La medida para el sistema antiguo fue de 2394 lux, mientras que para el sistema de iluminación LED, el flujo medido fue de 9250 lux, lo cual representa una iluminación muy superior a la anterior (figura 6.20).



Figura 6.20. (a) intensidad con sistema antiguo (b) lectura con el nuevo sistema

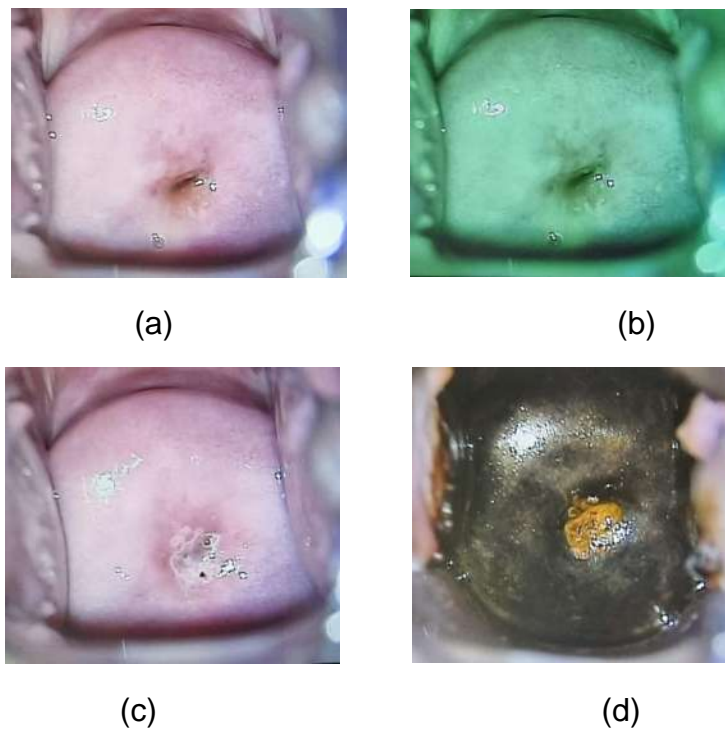
Finalmente, se retiró el sistema de halógeno del colposcopio y se instaló el nuevo sistema de iluminación LED.

Con el nuevo sistema de iluminación montado en el cabezal del colposcopio, se iluminó una superficie a la distancia focal de este (30 cm) y se procedió a realizar la medición del diámetro del círculo formado, obteniendo una longitud de 8 cm (figura 6.21).



(a) (b)
Figura 6.21. (a) distancia focal de 30 cm (b) medición del diámetro de la superficie iluminada.

Como último paso, se tomaron fotografías con el nuevo sistema de iluminación del cuello uterino de una paciente. La figura 6.22 muestra colposcopia con el sistema actual, (a) imagen sin filtro, (b) con filtro, (c) con ácido acético, (d) con Lugol.



(a) (b) (c) (d)
Figura 6.22. Imágenes del cuello uterino con el nuevo sistema de iluminación

CAPÍTULO 7

CONCLUSIONES

7. Resultados del proyecto

La temperatura del color de la lámpara LED es muy superior a aquella de una lámpara de halógeno tradicional, como la que se usaba para la iluminación. Lo anterior se traduce en que la luz del sistema de iluminación es, efectivamente, mucho más blanca, con una frecuencia de emisión para el led blanco de 600nm a una corriente pulsada por la fuente de 0.1 μ s, lo que permitirá al colposcopista observar mejores imágenes, identificando más fácilmente las lesiones y las diferentes coloraciones.

El peso del sistema no es excesivo, pero tampoco es tan ligero como se hubiera deseado, debido a los requisitos eléctricos de la lámpara, que requiere de un transformador de tamaño regular, que es pesado.

Considerando que el costo promedio de un colposcopio es de \$150,000, el valor agregado de este sistema representa un pequeño costo comparado con las mejoras que ofrece. Además de que favorece la adquisición de buenas imágenes digitales, que después podrán tener usos didácticos o clínicos. Con esta modificación en el sistema de iluminación es posible que se puedan mejorar y utilizar de manera más eficiente los colposcopios que se tienen en las clínicas y hospitales del sector público con un muy bajo costo.

La intensidad de haz que llegan a la superficie de interés es mucho mayor, ya que hubo un aumento de 2.394 Klux hasta 9.25 Klux. A simple vista, la temperatura de la luz emitida es superior a la de halógeno, lo que ayuda a ver los colores casi como los que se observan a la luz del día.

Se puede concluir que, utilizando este sistema, se cumplen con los objetivos de mejorar la iluminación.

APÉNDICE

INFORMACIÓN TÉCNICA



CD40106B Types

CMOS Hex Schmitt Triggers

High Voltage Types (20-Volt Rating)

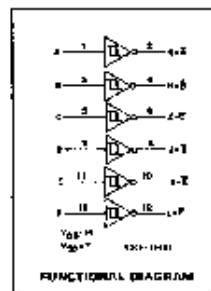
The CD40106B consists of six Schmitt-trigger circuits. Each circuit functions as an inverter with Schmitt trigger action on the input. The trigger switches at different points for positive- and negative-going signals. The difference between the positive-going voltage (V_P) and the negative-going voltage (V_N) is defined as hysteresis voltage (V_H) (see Fig. 2). The CD40106B types are supplied in 14-lead hermetic dual-in-line ceramic packages (FBA series), 14-lead dual-in-line plastic packages (E series), 14-lead small-outline packages (M, MT, MM, and MR series), and 14-lead thin-shrink small-outline packages (PW and PWR series).

Features:

- Schmitt-trigger action with no external components
- Hysteresis voltage (typ.) 0.9 V at $V_{DD} = 5\text{ V}$, 2.3 V at $V_{DD} = 10\text{ V}$, and 3.5 V at $V_{DD} = 15\text{ V}$
- Noise immunity greater than 50%
- No limit on input rise and fall times
- Stabilized, symmetrical output characteristics
- 100% tested for quiescent current at 20 V
- Maximum input current of 1 μA at 18 V over full package-temperature range; 100 nA at 18 V and 25°C
- Low V_{DD} to V_{SS} current during slow input ramp
- 5-V, 10-V, and 15-V parametric ratings
- Meets all requirements of JEDEC Test Method Standard No. 13B, "Standard Specifications for Description of 'B' Series CMOS Devices"

Applications:

- Wave and pulse shapers
- High-noise-environment systems
- Monostable multivibrators
- Astable multivibrators



MAXIMUM RATINGS, Absolute-Maximum Values:

DC SUPPLY-VOLTAGE RANGE, (V_{DD})	-0.5V to +20V
Voltage referenced to V_{SS} Terminal	
INPUT VOLTAGE RANGE, ALL INPUTS	-0.5V to $V_{DD} + 0.5\text{ V}$
DC INPUT CURRENT, ANY ONE INPUT	$\pm 10\text{ mA}$
POWER DISSIPATION PER PACKAGE (P_{DC})	
For $T_A = -55^\circ\text{C}$ to $+100^\circ\text{C}$	500mW
For $T_A = -100^\circ\text{C}$ to $+125^\circ\text{C}$	Derate linearly at 12mW/°C to 200mW
DEVICE DISSIPATION PER OUTPUT TRANSISTOR	
FOR $T_A =$ FULL PACKAGE-TEMPERATURE RANGE (All Package Types)	100mW
OPERATING-TEMPERATURE RANGE (T_A)	-55°C to $+125^\circ\text{C}$
STORAGE TEMPERATURE RANGE (T_{stg})	-65°C to $+150^\circ\text{C}$
LEAD TEMPERATURE (DURING SOLDERING)	
At distance 1/16 \pm 1/32 inch (1.50 \pm 0.70mm) from case for 10s max	$+230^\circ\text{C}$

RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS

For maximum reliability, maximum operating conditions should be selected so that operation is always within the following ranges:

CHARACTERISTIC	LIMITS		UNITS
	MIN.	MAX.	
Supply Voltage Range (Full T_A Full Package Temperature Range)	3	18	V

DYNAMIC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

At $T_A = 25^\circ\text{C}$, Input $t_r = 20\text{ ns}$, $C_L = 50\text{ pF}$, $R_L = 200\ \Omega$

CHARACTERISTIC	TEST CONDITIONS	LIMITS		UNITS
		TYP.	MAX.	
Propagation Delay Time:	t_{PHL}	140	280	ns
	t_{PLH}	10	140	
		15	120	
Transition Time:	t_{TH1}	100	200	ns
	t_{TLH}	10	100	
		15	80	
Input Capacitance, C_{IN}	Any input	5	1.5	pF

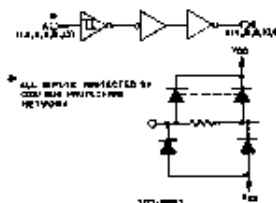
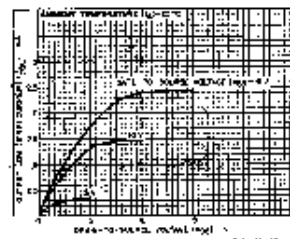
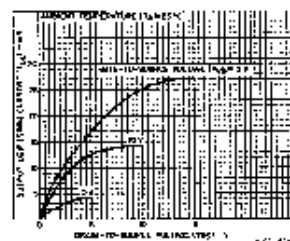


Fig. 1 - Logic diagram of 6 Schmitt triggers.



Copyright © 2008, Texas Instruments Incorporated

50A, 60V, 0.022 Ohm, N-Channel Power MOSFETs

These N-Channel power MOSFETs are manufactured using the MegaFET process. This process, which uses feature sizes approaching those of LSI integrated circuits gives optimum utilization of silicon, resulting in outstanding performance. They were designed for use in applications such as switching regulators, switching converters, motor drivers, and relay drivers. These transistors can be operated directly from integrated circuits.

Formerly developmental type TA49018.

Ordering Information

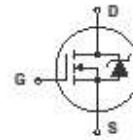
PART NUMBER	PACKAGE	BRAND
RFG50N06	TO-247	RFG50N06
RFP50N06	TO-220AB	RFP50N06
RF1S50N06SM	TO-263AB	F1S50N06

NOTE: When ordering, use the entire part number. Add the suffix, 9A, to obtain the TO-263AB variant in tape and reel, i.e. RF1S50N06SM9A.

Features

- 50A, 60V
- $r_{DS(ON)} = 0.022\Omega$
- Temperature Compensating PSPICE® Model
- Peak Current vs Pulse Width Curve
- UIS Rating Curve
- 175°C Operating Temperature

Symbol



Packaging

JEDEC STYLE TO-247



JEDEC TO-220AB



JEDEC TO-263AB



LM137, LM337-N 3-Terminal Adjustable Negative Regulators

1 Features

- 1.5-A Output Current
- Line Regulation 0.01%/V (Typical)
- Load Regulation 0.3% (Typical)
- 77-dB Ripple Rejection
- 50 ppm/°C Temperature Coefficient
- Thermal Overload Protection
- Internal Short-Circuit Current Limiting Protections

2 Applications

- Industrial Power Supplies
- Factory Automation Systems
- Building Automation Systems
- PLC Systems
- Instrumentation
- IGBT Drive Negative Gate Supplies
- Networking
- Set-Top Boxes

3 Description

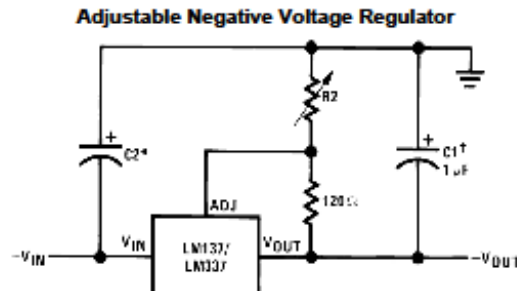
The LM137 and LM337-N are adjustable 3-terminal negative voltage regulators capable of supplying -1.5 A or more currents over an output voltage range of -1.25 V to -37 V. It requires only two external resistors to set the output voltage and one output capacitor for frequency compensation. The circuit design has been optimized for excellent regulation and low thermal transients. Further, the LM137 and LM337-N feature internal current limiting, thermal shutdown and safe-area compensation, making it virtually blowout-proof against overloads.

The LM137 and LM337-N are ideal complements to the LM117 and LM317 adjustable positive regulators. The LM137 has a wider operating temperature range than the LM337-N and is also offered in military and space qualified versions.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM137	TO (3)	8.255 mm × 8.255 mm
LM337-N	SOT-223 (4)	3.50 mm × 6.50 mm
	TO (3)	8.255 mm × 8.255 mm
	TO-220 (3)	10.16 mm × 14.986 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet. The LF01 is a lead formed (bent) version of the TO-220 package.



Full output current not available at high input-output voltages

$$-V_{OUT} = -1.25V \left(1 + \frac{R2}{120} \right) + (-I_{ADJ} \times R2)$$

†C1 - 1-μF solid tantalum or 10-μF aluminum electrolytic required for stability

*C2 - 1-μF solid tantalum is required only if regulator is more than 4" from power-supply filter capacitor

Output capacitors in the range of 1-μF to 1000-μF of aluminum or tantalum electrolytic are commonly used to provide improved output impedance and rejection of transients



LM111, LM211, LM311 Differential Comparators

1 Features

- Fast Response Time: 165 ns
- Strobe Capability
- Maximum Input Bias Current: 300 nA
- Maximum Input Offset Current: 70 nA
- Can Operate From Single 5-V Supply
- Available in Q-Temp Automotive
 - High-Reliability Automotive Applications
 - Configuration Control and Print Support
 - Qualification to Automotive Standards
- On Products Compliant to MIL-PRF-38535, All Parameters Are Tested Unless Otherwise Noted. On All Other Products, Production Processing Does Not Necessarily Include Testing of All Parameters.

2 Applications

- Desktop PCs
- Body Control Modules
- White Goods
- Building Automation
- Oscillators
- Peak Detectors

3 Description

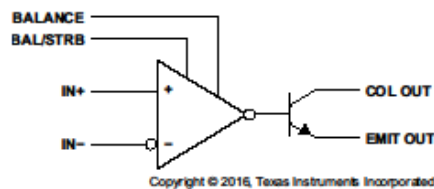
The LM111, LM211, and LM311 devices are single high-speed voltage comparators. These devices are designed to operate from a wide range of power-supply voltages, including ± 15 -V supplies for operational amplifiers and 5-V supplies for logic systems. The output levels are compatible with most TTL and MOS circuits. These comparators are capable of driving lamps or relays and switching voltages up to 50 V at 50 mA. All inputs and outputs can be isolated from system ground. The outputs can drive loads referenced to ground, V_{CC+} , or V_{CC-} . Offset balancing and strobe capabilities are available, and the outputs can be wire-OR connected. If the strobe is low, the output is in the off state, regardless of the differential input.

Device Information⁽¹⁾

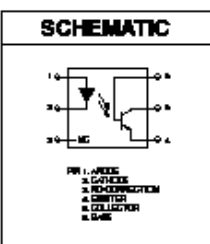
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE
LM111FK	LCCC (20)	8.89 mm × 8.89 mm
LM111JG	CDIP (8)	9.60 mm × 6.67 mm
LM311PS	SO (8)	6.20 mm × 5.30 mm
LM211D	SOIC (8)	4.90 mm × 3.91 mm
LM311D		
LM211P	PDIP (8)	9.81 mm × 6.35 mm
LM311P	TSSOP (8)	3.00 mm × 4.40 mm
LM211PW		
LM311PW		

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

Simplified Schematic



4N25 4N37	4N26 H11A1	4N27 H11A2	4N28 H11A3	4N35 H11A4	4N36 H11A5
----------------------------	-----------------------------	-----------------------------	-----------------------------	-----------------------------	-----------------------------



DESCRIPTION

The general purpose optocouplers consist of a gallium arsenide infrared emitting diode driving a silicon phototransistor in a 6-pin dual in-line package.

FEATURES

- Also available in white package by specifying -M suffix, eg. 4N25-M
- UL recognized (File # E90700)
- VDE recognized (File # 94766)
 - Add option V for white package (e.g., 4N25V-M)
 - Add option 300 for black package (e.g., 4N25.300)

APPLICATIONS

- Power supply regulators
- Digital logic inputs
- Microprocessor inputs

BS170 / MMBF170 N-Channel Enhancement Mode Field Effect Transistor

General Description

These N-Channel enhancement mode field effect transistors are produced using Fairchild's proprietary, high cell density, DMOS technology. These products have been designed to minimize on-state resistance while provide rugged, reliable, and fast switching performance. They can be used in most applications requiring up to 500mA DC. These products are particularly suited for low voltage, low current applications such as small servo motor control, power MOSFET gate drivers, and other switching applications.

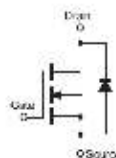
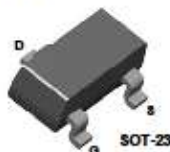
Features

- High density cell design for low $R_{DS(ON)}$
- Voltage controlled small signal switch.
- Rugged and reliable.
- High saturation current capability.

BS170



MMBF170



Absolute Maximum Ratings $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	BS170	MMBF170	Units
V_{DS}	Drain-Source Voltage	60		V
V_{DGR}	Drain-Gate Voltage ($R_{GS} \leq 1M\Omega$)	60		V
V_{GS}	Gate-Source Voltage	± 20		V
I_D	Drain Current - Continuous - Pulsed	500	500	mA
		1200	800	
T_J, T_{STG}	Operating and Storage Temperature Range	- 55 to 150		$^\circ\text{C}$
T_L	Maximum Lead Temperature for Soldering Purposes, 1/16" from Case for 10 Seconds	300		$^\circ\text{C}$

Thermal Characteristics $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	BS170	MMBF170	Units
P_D	Maximum Power Dissipation	830	300	mW
	Derate above 25°C	6.6	2.4	mW/ $^\circ\text{C}$
$R_{\theta JA}$	Thermal Resistance, Junction to Ambient	150	417	$^\circ\text{C}/\text{W}$

REFERENCIAS

- Aldaco-Sarvide, F., & Pérez Pérez, P. (2015). *Mortalidad por Cáncer en México. Gaceta Mexicana de Oncología.*
- Alonso-Fernández, B, et al. (2010). *El láser, la luz de nuestro tiempo.* Universidad de Salamanca
- Álvarez - Rodas, E. J. (s.f.). *Manual de la clínica de detección temprana patología cervical.* Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social Guatemala.
- Apgar, B. S., Brotzman, G. L., & Spitzer, M. (2009). *Colposcopia. Principios y práctica Manual y atlas integrados* (Segunda ed.). Elsevier Masson.
- Arbyn, M., Weiderpass, E., Bruni, L., Sanjosé, S., Saraiya, M., Ferlay, J., & Bray, F. (2019). *Estimates of incidence and mortality of cervical cancer in 2018: A worldwide analysis.* The Lancet Global Health, 8.
- Bornstein, J., Bentley, J., Bentley, J., Bösze, P., Girardi, F., Haefner, H., Menton, M., Perrotta, M., Prendiville, W., Russell, P., Sideri, M., Strander, B., Tatti, S., Torne, A., & Walker, P. (2012, Octubre). *Nomenclatura de la Federación Internacional de Colposcopia y Patología Cervical: IFCCPC 2011.* Archivos Médicos de Actualización en Tracto Genital Inferior, 3(7).
- Estrada Flores, E. I. (2018). *Correlación entre la citología cervical, colposcopia y biopsia de cuello uterino en la lesión escamosa intraepitelial de alto grado, en la clínica de colposcopia del Hospital de la Mujer en Morelia Michoacán.* Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo.
- Farreras, C., & Rozman, C. (2016). *MEDICINA INTERNA.* Elsevier.
- Fusco, E., Padula, F., Mancini, E., Cavaliere, A. & Grubisic, G. (2008). *History of colposcopy: a brief biography of Hinselmann.* Journal of prenatal medicine, 2(2), 19-23.
- García Sánchez, M. L., & Frías Contreras, M. Á. (2004). *Efecto de la luz en la salud de los trabajadores.* Monterrey, Nuevo León, México: Universidad Autonoma de Nuevo Leon.
- Gultekin, M., Ramirez, P., Broutet, N. & Hutubessy, R. (2020, marzo). *World Health Organization calls for action to eliminate cervical cancer globally.* Int J Gynecol Cancer.

- Halliday, D., Krane, K.S., Resnick, R. (2007). *Física*, V2. Grupo Editorial Patria.
- Herrera-Esquivel, J. d. J., Patiño-Suárez, K., Délano-Alonso, R., Valenzuela-Salazar, C., & Bonilla-Salado, A. (2018, septiembre). *Evolución de la endoscopía y la cirugía endo/ laparoscópica; pasado, presente y futuro*. *Historia de la medicina CIRUGÍA ENDOSCÓPICA*, 19(3).
- Hecht, E. (2017). *Optics*. Pearson. 4(108)
- Hospital Civil de Guadalajara, Fray Antonio Alcalde, Centro Universitario de Ciencias de la Salud, Universidad de Guadalajara. México. (2013, octubre). Schiller y Lugol. *Archivos Médicos de Actualización en Tracto Genital Inferior*, V (9), Sección 11.
- Jiménez Pérez, J. L., Tanori Córdova, J., Vega Barrita, M. L., & Cruz Orea, A. (2007). *Eficiencia de la Terapia Fotodinámica utilizando nanopartículas en la eliminación de células cancerosas*. INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA NACIONAL DE CIENCIAS BIOLÓGICAS LAB. CITOPATOLOGÍA AMBIENTAL.
- Malacara, D. (2015). *Óptica básica*. Fondo de cultura económica.
- O'Donnell, B.M., Sandoval, J.D., Paukste, F. (2006). Capítulo 4, Fuentes luminosas, *Lighting Handbook. Manual de Iluminación Eficiente*. Editorial de la Universidad Tecnológica Nacional U.T.N. Argentina. Buenos Aires.
- Peña Aguilar, J. M., Hernández Alvarado, M. J., & Basurto Lozada, P. (2017, enero-junio). *Detección rápida de lesiones en el tracto genital femenino bajo, causadas por virus de papiloma humano, a través de técnicas de fluorescencia y procesamiento digital de imágenes*. *Revista Iberoamericana de las Ciencias de la Salud*, 6(11).
- Publicaciones AEPCC. (2018). *Colposcopia. Estándares de calidad*. Asociación Española de Patología Cervical y Colposcopia Guías, 21.
- Ramírez Arteaga, A., (2014). *Diseño de un sistema de iluminación para homogeneizar la intensidad de luz blanca a base de un arreglo de diodos emisores de luz (LED'S)*. Universidad Nacional Autónoma de México
- Resnick, R. (1990). *Conceptos de relatividad y teoría cuántica*. Limusa, 159

- Ruiz Moreno, J. A. (2010, abril). *Pasado, Presente y Futuro de la Colposcopia*. Archivos Médicos de Actualización en Tracto Genital Inferior, 28.
- Secretaría de Salud. (2019). *Hoja de datos sobre cáncer de cuello uterino*. 3.
- Sellors, J., & Sankaranarayanan, R. (2003). *La colposcopia y el tratamiento de la neoplasia intraepitelial cervical Manual para principiantes*. Centro Internacional de Investigaciones sobre el cáncer.
- Sirlin, E. (2006). *La luz en el teatro, Manual de iluminación*, Atuel
- Spaner, S. J., & Warnock, G. L. (1997). *A brief history of endoscopy, laparoscopy, and laparoscopic surgery*. Journal of laparoendoscopic & advanced surgical techniques.
- Tippens P.E., (1988) *Física, conceptos y aplicaciones*, McGraw-Hill/Interamericana de México, S.A. de C.V., 495.
- Torres-Poveda, K. J., Cruz-Valdez, A., Madrid-Marina, V. (2014). *Epidemiología del cáncer cervicouterino*. Gaceta Mexicana de Oncología, 13.
- Vázquez Iglesias, J. L. (2008). *Endoscopia Digestiva: Diagnóstica y terapéutica* (Primera ed.). Editorial Médica Panamericana.