



Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey Campus Ciudad de México

División de Ingeniería y Arquitectura
Ingeniería Electrónica y Comunicaciones

Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica

“Automatización Parcial de un Colposcopio de Luz Actínica”

Autores: David Cano
Mary Quintana

Amparo Romero
Oziel González

Asesores: Dr. Alfonso Parra
M.en I. José Castillo

Dr. Emmanuel Moya
Dr. M.D. Gerardo Díaz

México D.F., Noviembre 2003

Contenido

1	Justificación y Objetivos	4
1.1	Introducción	4
1.2	Justificación	4
1.3	Objetivos	5
1.4	Visión a largo plazo	5
2	Reseña Médica	6
2.1	Introducción	6
2.2	El Cáncer Cervicouterino (CACU)	7
2.3	Del Colposcopio al Colposcopio de Luz Actínica	9
2.4	Terapia Fotodinámica	10
2.5	Conclusiones	11
3	El Problema de Iluminación	12
3.1	Introducción	12
3.2	Definición del Problema	12
3.2.1	Requisitos y Necesidades	14
3.3	Alternativas de Solución	14
3.3.1	Cámara	14
3.3.2	Lentes de Zoom	14
3.3.3	Sistema Sensor-Diafragma-Fuente	15
3.3.4	Fibra Óptica	15
3.3.5	Evaluación de las alternativas	16
3.4	Elección de la solución	16
3.4.1	Lámpara del sistema de iluminación	17
3.4.2	Fibra óptica del sistema de iluminación	19
3.4.3	Alimentación de la lámpara	20
3.4.3.1	Fuente regulada	21
3.4.3.2	Balasta	21
3.4.3.3	Enfriamiento del sistema	21
3.4.3.4	Seguridad y Normas	21
3.5	Pruebas y Resultados	22
3.6	Conclusiones	23

4	El Problema de Enfoque	25
4.1	Introducción	25
4.2	Definición del Problema	25
4.3	Solución al Problema de Enfoque	26
4.3.1	Requisitos y necesidades del sistema	27
4.3.2	Alternativas de solución	27
4.3.2.1	Imágenes	27
4.3.2.2	Sensor-Motor	28
4.3.3	Evaluación de las alternativas	28
4.4	Elección de la solución	29
4.4.1	Motor	29
4.4.2	Sensor	30
4.4.2.1	Evaluación de los sensores de distancia	30
4.4.2.2	Elección del sensor	31
4.4.2.3	Sistema de Control	32
4.4.2.4	Comprobación del Sistema	34
4.4.3	Resultados y Pruebas	34
4.4.3.1	Motor de pasos	38
4.4.3.2	Control del sistema	38
4.5	Conclusiones	39
5	Conclusiones	40
5.1	Sistema de Iluminación	40
5.2	Sistema de Autoenfoco	41
	Fuentes de Información	42

1. Justificación y Objetivos

1.1 Introducción

De acuerdo a la información de la Organización Mundial de la Salud, 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 trabajo que se presenta en las secciones a venir trata sobre la automatización parcial de un colposcopio de luz actínica. 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 cinco 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 a dicho problema y finalmente en el quinto se realiza un corto análisis y se presentan las conclusiones parciales de este proyecto, así como un esbozo del trabajo a venir.

1.2 Justificación

A partir de datos proporcionados por la OMS, el cáncer cervicouterino (CACU) presenta una alta incidencia a nivel mundial. Los casos nuevos de esta enfermedad en el mundo aumentaron de 5.9 millones en 1979 a 10.3 millones en el año 2000. 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.

Existen dos métodos para diagnosticar el CACU (cáncer cervicouterino), uno es la prueba de Papanicolau y el otro es la Colposcopia. La prueba del Papanicolau presenta errores entre el 15 y el 40% de las veces¹. En consecuencia se emplean algunos métodos complementarios que son más exactos (que pueden ser más caros y complicados), como la colposcopia.² En México, el procedimiento más común es realizar primero el Papanicolau y en caso de que se observen situaciones anormales en las células, se realiza la colposcopia, aunque no necesariamente tiene que ser así.

1.3 Objetivos

“Mejorar el sistema de iluminación del colposcopio y automatizar el ajuste fino para realizar el enfoque, mediante el uso de tecnología en iluminación y sensores, antes de diciembre del 2003 y al menor costo posible.”

El propósito del proyecto, el cual forma parte de uno más grande, es realizar mejoras al colposcopio de luz actínica, de manera que sea más fácil su utilización y que el diagnóstico sea más certero. Esto a su vez hará posible que se realicen más colposcopias para detectar el cáncer cervicouterino, además de proveer al médico de herramientas que le faciliten la emisión del diagnóstico. Además, el tiempo que tarde el médico en realizar el examen sea menor al actual, por lo que se podrán realizar más colposcopias al día. Lo anterior permitirá que se diagnostique a tiempo a pacientes que tienen la enfermedad, para que se les pueda dar el tratamiento necesario, y puedan salvarse más vidas.

Los objetivos específicos que propusimos para este proyecto fueron:

- Mejorar el sistema de iluminación del colposcopio
- Permitir que en un futuro se pueda realizar terapia fotodinámica con el aparato
- Automatizar el posicionamiento fino para realizar el enfoque

1.4 Visión a largo plazo

La colposcopia es un estudio caro, ya que son especialistas quienes lo realizan, además de que son equipos empleados son difíciles de operar. Al facilitar la realización de la colposcopia, más mujeres tendrán acceso a ésta en hospitales y clínicas. Pero aún existen zonas del país donde las comunidades no cuentan con servicios de salud especializados. Por esta razón, se busca que el colposcopio pueda ser trasladado a dichas zonas rurales, donde un técnico o enfermera pueda realizar el examen, y en los casos donde el diagnóstico sea dudoso, las imágenes puedan ser enviadas a un médico especialista para que evalúe la condición de la paciente.

¹ (Xiang, Weingandt, et al; *Photodynamic effects induced by aminolevulinic acid esters on human cervical carcinoma cells in culture*)

² <http://www.cancerbacup.org.uk/info/cervix/cervix-6.com>

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 premaligna, que es la *displasia*. 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. En la Figura 2.1 se muestra un esquema donde se indica la posición del cérvix y del útero.

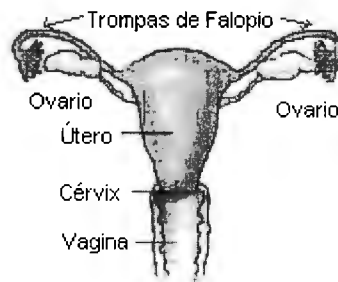


Figura 2.1 Esquema del aparato reproductor femenino

2.2 El Cáncer Cervicouterino (CACU)

El cáncer cervical o de cérvix uterino es uno de los más comunes, y en México es el más frecuente. En el pasado era una de las mayores causas de muerte por cáncer, pero gracias a los nuevos conocimientos sobre la enfermedad y a los avances hechos para detectarlo en su primera etapa, es hoy uno de los más curables.

La causa precisa, como ocurre en la mayoría de los cánceres, es desconocida. Sin embargo, se cree que los siguientes factores incrementan el riesgo de desarrollar CACU:

- Tener una vida sexual activa precoz (antes de los 18 años)
- Tener múltiples compañeros sexuales
- Haber tenido verrugas genitales
- Fumar durante mucho tiempo
- Tener displasia cervical (anomalías en el tamaño, forma y número de células cervicales)
- Ser portadora del Virus del Papiloma Humano (VPH)

Otros factores que posiblemente contribuyan son:

- El uso de anticonceptivos orales
- Haber tenido herpes genital
- Haber estado expuesta a la hormona sintética dietilestibestol antes del nacimiento

Existen varias etapas del CACU, que van desde la Etapa 0, siendo ésta menos maligna, hasta la Etapa IVB que implica que el cáncer se ha extendido a otros órganos cercanos. En las primeras etapas de la enfermedad, usualmente no se presentan síntomas, salvo en casos excepcionales. En caso de presentarse síntomas, lo hacen hasta etapas más avanzadas de la enfermedad. Los principales son:

- Hemorragia anormal
- Aumento del flujo vaginal
- Dolor en el pubis
- Dolor durante el coito

Otros síntomas que las pacientes presentan en ocasiones, cuando ya hay metástasis, son:

- Fatiga
- Falta de apetito
- Pérdida de peso
- Dolor de espalda o de piernas

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 hayan 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 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 CACU, 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. La citología es un método eficiente para la detección de este virus, ya que permite observar las manifestaciones del mismo en las células.

2.3 Del Colposcopio al Colposcopio de Luz Actínica

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 representa un método invasivo para el estudio del cérvix, ni requiere de cultivos. Para este estudio, el médico introduce un espéculo para abrir el canal vaginal y observar el cérvix. La generalidad de los colposcopios actuales no han sufrido cambios representativos desde los días de Hinselmann, pero su importancia sí ha aumentado. En la Figura 2.2 se muestra un esquema de la realización de un estudio ginecológico, donde aparece el espéculo (o espejo vaginal).

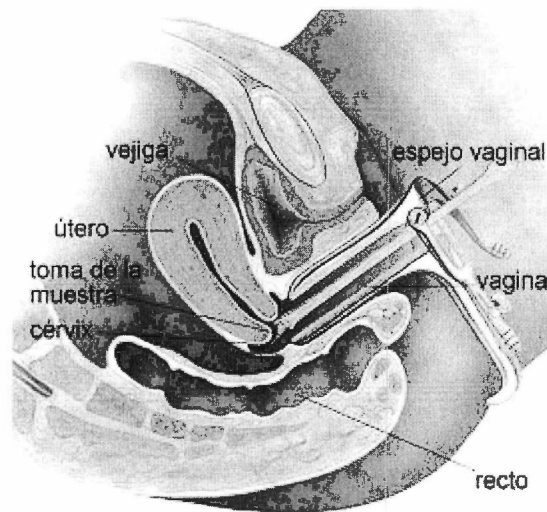


Figura2.2 Estudio pélvico donde aparece el espéculo vaginal

El avance de la tecnología y la ciencia en lo que se refiere al análisis espectral y la colorimetría de tejidos dio pie a que estos avances fueran incorporados a un colposcopio con el fin estudiar nuevos métodos de diagnóstico. El Dr. Gerardo Díaz³, médico ginecólogo, fue quien combinó ambas técnicas en un aparato diseñado por él, con el patrocinio del CONACYT y el cual denominó *Colposcopio de Luz Actínica*, mostrado en la Figura 2.3 Este colposcopio usa filtros verde y azul, ambos de fluorescencia. Al aplicar líquidos de contraste, sólo ciertos tejidos lo absorben, dependiendo de su banda de absorción.

Esto es posible, ya que la banda de absorción de los tejidos sanos es diferente a la de los enfermos. Posteriormente se aplica el filtro de fluorescencia, donde resaltan de manera bastante significativa los tejidos enfermos (que absorbieron el líquido) Dichas observaciones puede realizarse inmediatamente después de colocar el líquido de contraste.

El procedimiento básico de la colposcopia es el mismo que se usa tradicionalmente, esto es que aún se emplea un espejo vaginal, como el que aparece en la Figura 2.2 La diferencia radica en que utilizando este colposcopio, es más sencillo identificar zonas enfermas en el cervix gracias al uso de los filtros de fluorescencia, donde la textura de los tejidos se vuelve sumamente evidente.

³ Díaz, Gerardo. The colposcopy of actinic light

La textura es un factor clave para el diagnóstico, ya que un cérvix sano se ve liso, uno con displasia tiene líneas cerca del centro del cérvix y uno con cáncer se ve como una coliflor. La iluminación es otro de los factores que más ingerencia tienen en la colposcopia, ya que la correcta observación de los tejidos, y por tanto la emisión de un diagnóstico certero, dependen de ésta.

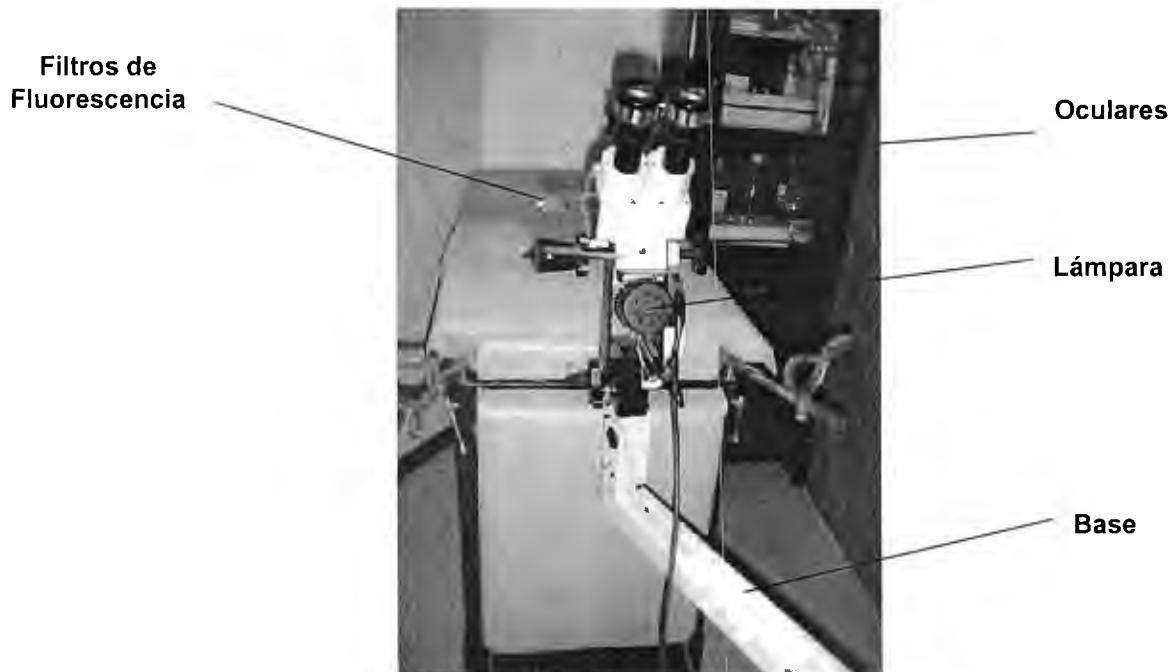


Figura 2.3 Colposcopio de luz actínica y mesa de exploración

2. 4 Terapia Fotodinámica

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 (en este caso se aplica de manera tópica⁴) 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 alto, pero que la concentración en las células sanas sea muy baja⁵.

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". Éste 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, 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 combinan⁶.

⁴ Comunicación oral: Dr. Gerardo Díaz.

⁵ <http://www.visudyne.com.ar/profesionales/tera.html>, 10 abril

⁶ http://cis.nci.nih.gov/fact/7_7.htm, 10 abril

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 así como en su funcionamiento, principalmente en el sistema de posicionamiento, 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.

3. El Problema de Iluminación

3.1 Introducción

La iluminación es muy importante 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 fuentes de iluminación deben permitir ser ajustadas de manera rápida cuando se requiera, y generalmente las perillas están colocadas en el cabezal del colposcopio lo cual dificulta su operación. Las lámparas que más comúnmente se utilizan son las de halógeno, xenón, tungsteno o de incandescencia. Algunos emplean fibra óptica, pero ésta 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 iluminación no es adecuada para adquirir imágenes. Además, ninguno tiene la capacidad de realizar la terapia fotodinámica.⁷

3.2 Definición del Problema

Actualmente, el colposcopio cuenta con dos fuentes de iluminación: una fuente de iluminación externa, y un iluminador vaginal. La fuente de iluminación externa consta de un foco de halógeno que se encuentra por debajo del cabezal del colposcopio, y que emite la luz hacia un arreglo de prismas, los cuales hacen que la luz salga por el objetivo. La forma en que está colocado el foco de halógeno provoca la pérdida de una gran

⁷ Ferris, Willner, Ho; Colposcopes: a critical review.

cantidad de haces de luz debido a que no dirige la luz hacia un punto en específico. Esto es, no tiene un sistema que las concentre, sino que la luz se emite en todas las direcciones y sólo una pequeña parte de los haces de luz se transmite por los prismas hacia el objetivo.⁸

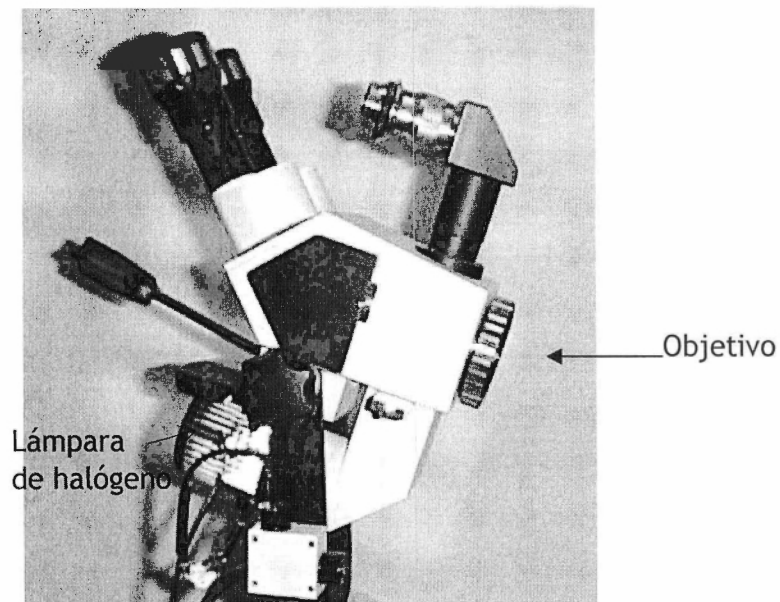


Figura 3.1 Cabezal del colposcopio de luz actínica

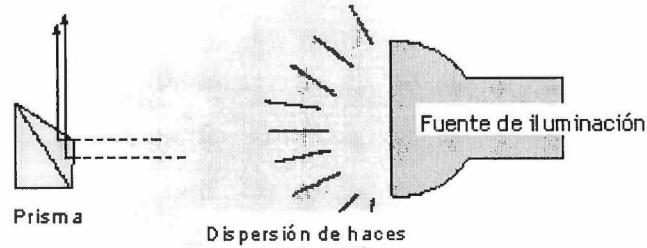


Figura 3.2 Esquema del sistema actual de iluminación del colposcopio de luz actínica

⁸ Díaz; Colposcopy of actinic light

3.2.1 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 y de los 630nm
- 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
- Debe tener la capacidad de funcionar con una batería de automóvil
- Ninguna parte del sistema debe estorbar al colposcopista
- Los componentes deben ser durables
- Costo accesible

3.3 Alternativas de solución

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

3.3.1 Cámara

La detección de iluminación por cámaras requiere de tres elementos básicos: la cámara, una tarjeta de captura de imágenes y un procesador. Para éste último 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.

Para la captura de imágenes se necesita una computadora de mediana capacidad y una tarjeta de adquisición de imágenes, que deben ser de alta calidad para conseguir precisión en el análisis. El costo de las tarjetas es elevado, algunas llegan a los U\$1120. En cuanto a la cámara, ésta puede ser analógica o digital; las primeras estarán conectadas a la tarjeta de captura, mientras que las segundas irán conectadas al puerto USB.

3.3.2 Lentes de Zoom

Usar este tipo de lentes 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. 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 inmóviles; utiliza 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 éstas 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).

3.3.3 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 espejo, a partir de cuya señal se regulara la apertura de un diafragma, y así este dejara pasar más luz, según se necesitara. La lámpara que parece más prometedora es la de halogenuro metálico, que requiere menos mantenimiento que los focos de xenón. Además son más baratas que éstas últimas y con 50W proporcionan el mismo flujo luminoso que una de halógeno de 150W.

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.

3.3.4 Fibra óptica

Éstas son elementos, rígidos o flexibles, que son capaces de conducir un haz de luz alimentado en uno de sus extremos, mediante reflexiones sucesivas que lo mantienen dentro de sí hasta que sale al otro extremo. El cable de fibra óptica se constituye por un núcleo de fibras cubiertas por un revestimiento. La diferencia entre sus índices de refracción es lo que hace que el haz de luz se mantenga dentro del núcleo (el haz debe entrar con el ángulo apropiado y el índice de refracción del núcleo debe ser mayor al del revestimiento).

Existen varios tipos de fibras ópticas en el mercado actualmente, con diferentes características, algunas de ellas son: con núcleo y revestimiento de plástico, núcleo de vidrio y revestimiento de plástico, núcleo y revestimiento de vidrio, núcleo líquido y revestimiento de plástico, etc. Los conductores de fibra óptica generalmente tienen un grosor similar al de un cabello (entre 8 y 100 μ m). Algunas de las principales ventajas de la fibra óptica son: peso ligero, pérdidas bajas, estabilidad frente a cambios de temperatura, no hay riesgos de arcos eléctricos, muy flexibles cuando el núcleo es de un gran número de fibras.

Los sistemas de iluminación por fibra óptica se componen de un generador y un grupo de fibras unidas al generador, mediante un conector llamado mazo. Existen dos tipos de cables: de emisión final y de emisión lateral. La radiación infrarroja y las frecuencias ultravioletas que emite la fibra (que en general son mínimas) depende del material con que ésta esté construida. La fuente que proporcione la luz a la fibra óptica estará en la base del colposcopio, y la luz es conducida por la fibra hasta donde está el primer prisma.

3.3.5 Evaluación de las alternativas

La Tabla 3.1 se muestra una comparación entre las diferentes alternativas de solución, donde se evalúan los parámetros más importantes para el sistema.

	Cámara	Lentes	Sensor-Diafragma-Fuente	Fibra óptica
Facilidad de manejo	Sí	No	Sí	Sí
Facilidad de acoplamiento	Sí	No	No	Sí
Emisión luz fría	Posible	Posible	Posible	Posible
Temp. Color	Posible	Posible	Posible	Posible
Peso (aprox.)	6kg	4kg	0.5kg	1.5kg
Costo inicial (aprox.) M.N.	\$15000	\$10000	\$1500	\$3000
Func. Batería	No	-	Sí	Sí
Durabilidad	Sí	Sí	No	Sí
Seguridad	Sí	Sí	Sí	Sí
Terapia Fotodinámica	Posible	Posible	No	Sí

Tabla3.1 Comparación de las alternativas de solución

Se puede observar en la tabla que todas las alternativas permitirían la realización de la terapia fotodinámica, emitiendo luz fría y con la temperatura del color adecuada. Esto se debe a que es la lámpara del sistema la que define si es posible o no, pero se está partiendo de que se ocupa una lámpara adecuada en todos los casos.

A partir de la tabla anterior, 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 inicial más reducido, pero tiene como inconvenientes que no es fácil de acoplar y que no es durable. De la Tabla3.1 se puede concluir también que la única alternativa que cumple todos los requisitos es el uso de fibra óptica.

3.4 Elección de la solución

De manera más específica, el sistema de iluminación mediante fibra óptica quedaría como se indica en la Figura 3.3, en la que se muestra un diagrama a bloques de éste.

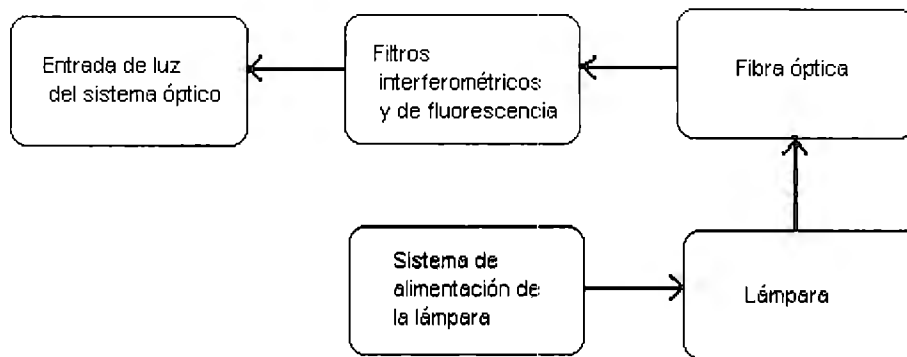


Figura 3.3 Diagrama a bloques del sistema de iluminación

La entrada de luz del sistema óptico es el mismo *Tambor de Galileo* que emplea el colposcopio actualmente. Los filtros interferométricos son aquellos que dejarán pasar sólo ciertas longitudes de onda, dependiendo de si se realiza el estudio con luz actínica o la terapia fotodinámica. El sistema de alimentación de la lámpara consiste en todos los componentes que permitan y aseguren que la lámpara opere adecuadamente.

3.4.1 Lámpara del sistema de iluminación

La lámpara es el elemento más importante del sistema de iluminación, ya que depende de los parámetros de ésta que se pueda realizar la terapia fotodinámica y el estudio con luz actínica, así como la colposcopia en sí. Para realizar la elección correctamente, se definieron algunos parámetros, éstos son:

- Picos cercanos a las longitudes de onda deseadas (430 y 650nm)
- Temperatura del color de la luz ($\geq 5500\text{K}$)
- Potencia (50W)
- Horas de vida (≥ 2000)
- Forma del reflector (elíptico)
- Voltaje de alimentación ($\leq 24\text{V}$)

Se estudiaron diversos tipos de lámparas, entre ellas las de xenón, que son las que se emplean en los colposcopios más modernos, las lámparas de halógeno, las incandescentes y las de halogenuro metálico. En la Tabla 3.2 se muestra una comparación entre los diversos tipos de lámparas que fueron estudiados. De cada uno de los tipos de lámparas revisados existen variantes. Para cada tipo se estudiaron diversas variantes, para comprobar si alguna de ellas tenía las características adecuadas.

Además se consultaron varias empresas en busca de un producto que cumpliera con las especificaciones del sistema de iluminación. Algunas de estas empresas fueron: Hamamatsu, Welch Allyn, Osram, GE, Bulbman y Ushio.

	Xenón	Incandescentes	Halógeno	Halogenuro metálico
Temperatura de la luz [K]	7500	2950	3700	6000
Luz fría	Sí	No	Sí	Sí
Espectro	Uniforme	-	Con picos	Con picos
Precio del sistema	\$10000	\$200	\$500	\$3000
Complejidad del diseño	Muy alta	Muy alta	Media	Alta
Tamaño del diseño	Grande ($\approx 6\text{kg}$, 0.018m^3)	Grande ($\approx 5\text{kg}$, 0.018m^3)	Medio ($\approx 3\text{kg}$, 0.0025m^3)	Medio ($\approx 3\text{kg}$, 0.0045m^3)
Tiempo de vida	7000 horas	1000 horas	3500 horas	2500 horas
Potencia	Sí	Sí	Sí	Sí
Operación	High Intensity Discharge	Filamento	Filamento	High Intensity Discharge
Características eléctricas	kV	120Vrms	12V	15V, 6A
Reflector	-	-	Elíptico, esférico	Elíptico, esférico

Tabla 3.2 Comparación de los parámetros de interés de los diferentes tipos de lámparas

De la tabla anterior, es posible descartar como fuentes luminosas para el sistema del colposcopio a las lámparas incandescentes, ya que la luz que emiten no es fría. También se puede descartar a las de xenón por su altísimo costo, además de presentar una gran complejidad en el diseño y ocupar demasiado espacio. Lo anterior deja como opciones plausibles las lámparas de halógeno y las de halogenuro metálico. El parámetro que definirá cuál de ellas es mejor opción será el espectro, ya que el que se necesita para esta aplicación tiene características muy particulares, que alguna de las lámparas podrían no cumplir.

Después de revisar diseños de diferentes compañías y verificar cuidadosamente los espectros de éstos, se eligió la lámpara de halogenuro metálico M50E021 de la empresa Welch Allyn. Sus características se presentan en la Tabla 3.3

Tipo de lámpara	Halogenuro metálico
Color de la temperatura	5736K
Reflector	Elíptico
Tiempo de vida	2500 horas
Potencia	50W
Corriente de alimentación	6 ^a
Voltaje de alimentación	13.8V
Tipo de luz	Fría
Precio (USD) antes de impuestos	\$181

Tabla 3.3 Características de la lámpara M50E021 de Welch Allyn

La Figura 3.4 muestra el espectro de la lámpara, donde se puede observar que tiene picos en las longitudes de onda 438nm y 671nm.

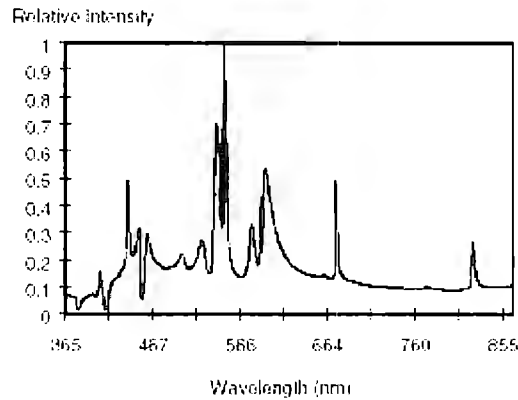


Figura 3.4 Espectro de la lámpara M50E021 de Welch Allyn⁹

Esta lámpara incluye ya un recubrimiento dicróico, que refleja el espectro útil, y absorbe la parte nociva, como las longitudes de onda del infrarrojo y de UV. El hecho de que el reflector sea elíptico, permite que los haces de luz se concentren (spot) a cierta distancia de éste. En el caso de la M50E021, el spot está a 3cm del reflector. Las lámparas de este tipo necesitan de pulsos de alto voltaje que hacen que enciendan, además que requieren que la corriente de alimentación se mantenga relativamente estable. Para lograrlo se emplean balastras. Para el caso de la lámpara M50E021 se emplea una balastra B50R004, también de la empresa Welch Allyn.

3.4.2 Fibra óptica del sistema de iluminación

Existen diferentes tipos de fibra óptica en el mercado, en la Tabla 3.4 se muestran las principales características de algunas de ellas, que fueron investigadas para el proyecto. Algunas de las características pueden cambiar de un fabricante a otro, pero en la Tabla 3.4 se están tomando los precios de la empresa Edmund Industrial Optics.

	Aceite	Cuarzo	Plástico	Cristal
Transmitancia	250nm – 800nm	250nm– 2200nm	200nm-1200nm	300nm-2000nm
Flexibilidad	Alta (hasta 80°)	Variable (10° – 80°)	Alta (hasta 70°)	Variable (10° – 80°)
Facilidad de quiebre	Ninguna	Variable	Poca	Variable
Temperatura de operación [° C]	+5 – +50	-40 - +107	---	-40 - +107
Precio [48in]	\$1885	\$1012	\$990	\$913

Tabla 3.4 Comparación de diferentes tipos de fibra óptica

La resistencia de una fibra depende en gran medida del número de fibras que tenga el mazo, ya que entre más fibras contiene, ésta es más flexible. Para lograr la flexibilidad necesaria para esta aplicación se requeriría de mazos de más de 2000 fibras, lo que aumentaría el precio de manera muy significativa. Tomando en cuenta lo anterior, así como los datos de la Tabla 3.4, se descartó la fibra de aceite, ya que es demasiado cara. Lo mismo ocurre al evaluar las de cuarzo, cuyo precio aumenta en el número de fibras.

⁹ Hoja de especificaciones de M50E021

Aunque las fibras de cristal presentan básicamente las mismas características que las fibras de cuarzo, de éstas hay una variante flexible, que tiene un recubrimiento especial, por lo que se necesita un número menor de fibras, evitando que el precio se dispare y funcionando de manera similar. Es esta variante la que fue elegida para el sistema de iluminación del colposcopio. En la Figura 3.5 se muestra la transmitancia de esta fibra, producida por Edmund Industrial Optics, que permite doblarse hasta 80°.

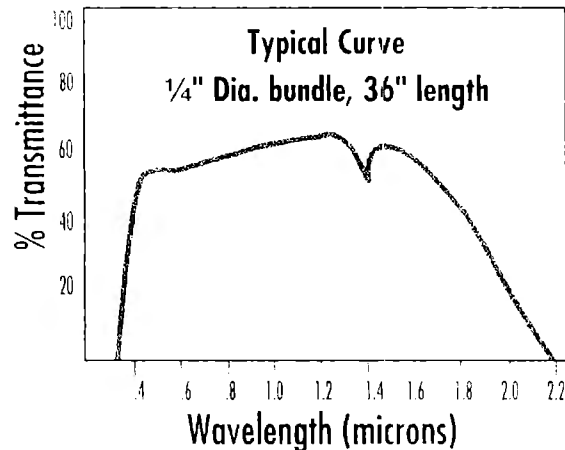


Figura3.5 Transmitancia de la fibra óptica flexible de Edmund Industrial Optics¹⁰

También es necesario determinar el diámetro que la fibra debe tener. Si éste es demasiado grande, el costo aumenta, pero no así la cantidad de haces luminosos que entran a la fibra. Por el contrario, si el diámetro es demasiado pequeño, se pierden haces, ya que no todos logran entrar. Para solventar este problema, el diámetro de la fibra fue elegido de manera que coincidiera con el tamaño del spot de la lámpara. Por lo tanto, la fibra irá colocada a la distancia focal de la lámpara. Ya que el spot tiene un diámetro de 0.6cm, el diámetro de fibra que más se le aproxima es de 0.25 pulgadas.

3.4.3 Alimentación de la lámpara

Para el sistema de iluminación se requiere de una fuente de corriente directa, una balastra, lámpara de halogenuro metálico, socket, sistema de montaje, la fibra óptica, ensamble al colposcopio. Además por las características del foco y la balastra requiere de un sistema de enfriamiento para evitar el deterioro de los componentes. También se requiere que el sistema de iluminación cumpla con normas de seguridad para fines comerciales y médicos. En la Figura 3.6 se muestra un diagrama a bloques con los elementos que componen el sistema de alimentación de la lámpara.

¹⁰ Catálogo de Edmund Industrial Optics

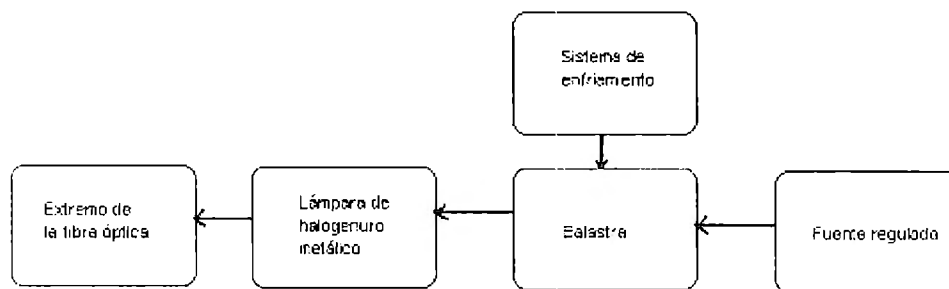


Figura 3.5 Diagrama a bloques del sistema de iluminación de la lámpara

3.4.3.1 Fuente regulada

Para la alimentación de la lámpara y la balastra se requiere de una fuente de 12 V a 15 V de corriente directa. Requiere de 4.4 a 5.6 Amperes. Se está empleando una fuente de 13.8 V @ 7 A max. que alimenta a la balastra y al ventilador. Esta fuente cumple con las características de potencia necesarias. El sistema de iluminación está diseñado para funcionar con baterías. Se realizaron pruebas con dos baterías de 6V@ 10 AmpH, con las cuales el sistema funcionó de una manera adecuada.

3.4.3.2 Balastra

La lámpara requiere de condiciones especiales de alimentación, necesita de: un pico de 9kV para la ignición y mantener corriente continua durante la operación. La balastra es el equipo que provee dichas condiciones al sistema. La balastra, modelo B50R004 de Welch Allyn, tiene un sistema para seleccionar el voltaje a se emplear, para el uso de la lámpara actual se seleccionó a 50W. Para el montaje de la balastra se aisló para evitar interferencia de radiación electromagnética.

3.4.3.3 Enfriamiento del sistema

La lámpara y la balastra requieren de un sistema de sujeción porque trabajan a altas temperaturas, entre los 200 y los 250°C. Además se requiere de un ventilador, ya que la balastra trabaja con transistores FET que necesitan ser enfriados para que no se deterioren. Se empleó un sistema de ventilación en el que el aire es extraído por medio de un ventilador de 12V, con lo que se logró mantener a una temperatura adecuada para la lámpara y la balastra.

3.4.3.4 Seguridad y Normas

La lámpara y la balastra cumplen con las normas del estándar RP-27.3, 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 la paciente y el médico, ya que la fibra elimina la componente de infrarrojo, sin eliminar las longitudes de onda de interés.

3.5 Pruebas y Resultados

En esta sección se mostrarán los resultados obtenidos al realizar las pruebas de la iluminación empleando el modelo anatómico y el colposcopio de luz actínica. Es importante mencionar que el sistema de iluminación está diseñado como un sistema independiente del colposcopio de luz actínica, por lo que de ser necesario puede ser empleado en otros colposcopios.

Lo primero que se realizó fue crear el subsistema para encender la lámpara, esto es, la base para montarla y la fuente de alimentación, aunque también fue probada con un No-Break para computadora. Se pudo observar que la corriente que le proporcionaba no era suficiente, ya que la luz parpadeaba. Posteriormente, se adquirió una fuente más adecuada. Una vez que se tuvo ésta, se probó el sistema nuevamente y se observó que el flujo luminoso era constante. Algunas imágenes de estas pruebas se muestran en las Figuras 3.6, 3.7 y 3.8

Al iluminar el modelo anatómico con el sistema de iluminación, usando el colposcopio, se observó que el diámetro del círculo que se formaba sobre la superficie era de 8cm, mientras que con el sistema antiguo, éste era de 15cm. También se tomaron lecturas del flujo luminoso del sistema antiguo, así como del que se desarrolló en este proyecto. Las mediciones fueron de 6.3Klux, para el sistema antiguo, y de 15.1Klux para el sistema de fibra óptica. Esto quiere decir que la concentración de los haces es menor, ya que hay una cantidad mayor de haces luminosos incidiendo en un área menor.

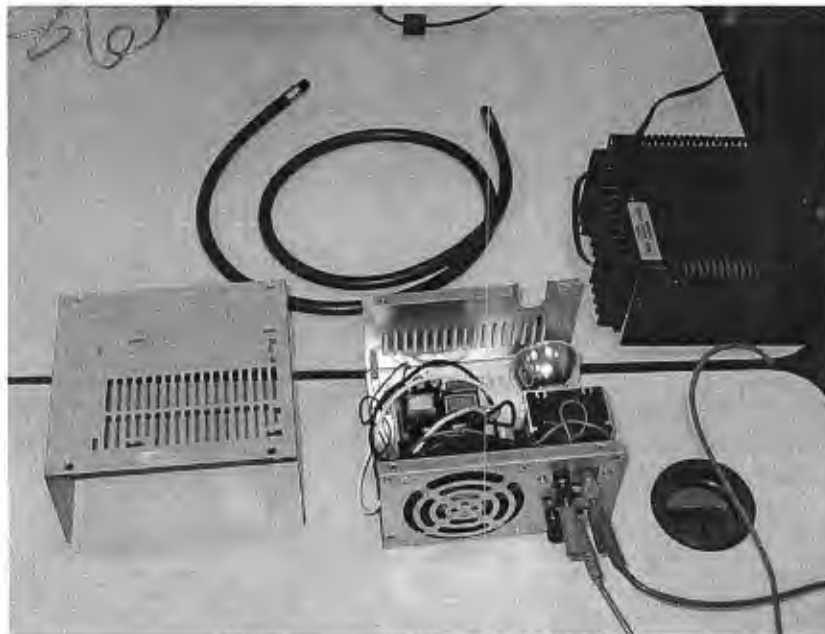


Figura 3.6 Foto del sistema de iluminación

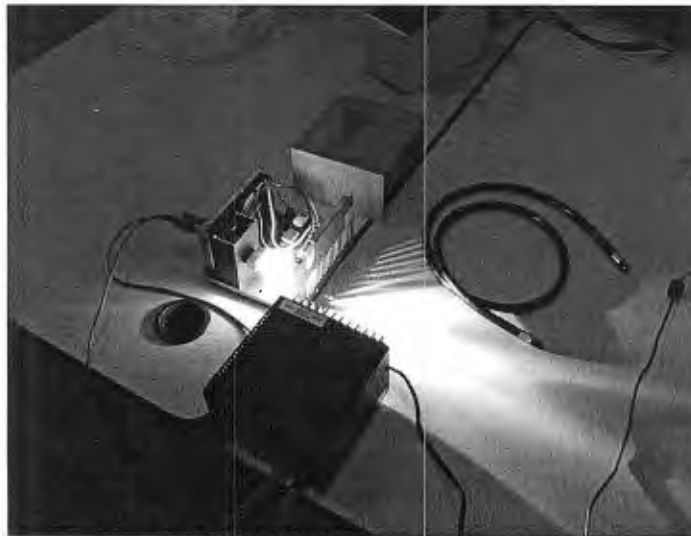


Figura 3.7 Foto del sistema de iluminación en operación



Figura 3.8 Foto del modelo anatómico iluminado por el nuevo sistema

3.6 Conclusiones

Es de vital importancia que un colposcopio tenga un buen sistema de iluminación, ya que de ésta depende en gran medida la confiabilidad de un diagnóstico. Los colposcopios que existen actualmente en el mercado presentan grandes deficiencias en este ámbito, y los que no los tienen es gracias a costosísimos sistemas, que además son muy estorbosos. Para dar solución a este problema, se consideraron y evaluaron varias alternativas, tales como: corrección óptica mediante lentes de zoom, corrección digital mediante sistemas de adquisición y procesamiento de imágenes, sistemas automáticos con sensores y sistemas de fibra óptica.

Después de considerar diferentes características de cada uno de ellos, se observó que la mejor solución es emplear un sistema de fibra óptica, cuya fuente de iluminación es una

lámpara de halogenuro metálico modelo M50E021. Ésta a su vez, necesita una balastra que le proporcione los picos que hacen que prenda, además de un sistema de enfriamiento y una fuente de 13.8V @ 6A. La fibra se coloca a la distancia a la que se crea el spot de la lámpara, donde entra una mayor cantidad de haces luminosos, mientras que el otro extremo entra al cabezal del colposcopio, que mediante un sistema de espejos proyecta la luz a través de la lente objetivo. Este sistema no es demasiado pesado, no es estorboso ya que puede colocarse en la base del colposcopio. Tampoco es caro, es 80% más barato que los sistemas de iluminación de los colposcopios comerciales. Además, como se comprobó en las pruebas, se concentran más haces de luz y la temperatura de la luz es mayor, como es posible confirmar de manera visual. Estos resultados se traducen como mejoras al colposcopio en cuanto a iluminación se refiere.

4. El Problema de Enfoque

4.1 Introducción

Para obtener imágenes claras, que permitan realizar un diagnóstico certero, se debe enfocar adecuadamente el cérvix. El que las imágenes estén nítidas permite ver mejor la textura del cérvix, así como distinguir mejor la coloración de éste. Las características anteriores son parámetros determinantes para realizar un diagnóstico acertado. Aquí radica la importancia de que el enfoque de las imágenes se realice de manera adecuada. En la gran mayoría de los colposcopios que existen en el mercado, el posicionamiento fino es uno de los procesos que requieren de más tiempo y práctica para realizar el estudio.¹¹

4.2 Definición del Problema

La distancia focal del sistema óptico de este colposcopio es de 26cm, y es en esta distancia donde se obtienen imágenes más nítidas. Es a esta distancia a la que se debe colocar el objetivo del cabezal. En el procedimiento actual, se realizan movimientos en tres ejes, los cuales se muestran en las Figuras 4.1, 4.2 y 4.3

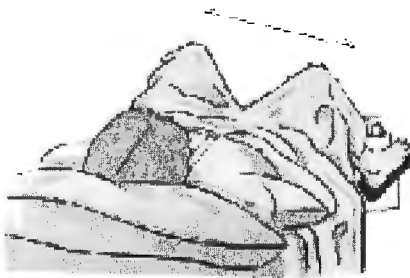


Figura 4.1 Línea de movimiento lateral



Figura 4.2 Línea del movimiento vertical

¹¹ Comunicación oral, Dr. M.D. David Cantú



Figura 4.3 Línea sobre la que se realiza el movimiento de enfoque

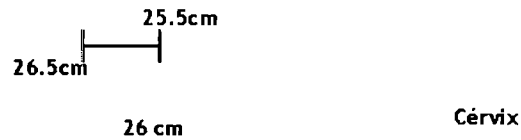


Figura 4.4 Definición de la tolerancia en el movimiento de enfoque

Para posicionar adecuadamente el colposcopio, el cabezal de éste debe estar rotado unos 30° hacia abajo. Tomando como punto de referencia la parte inferior del objetivo, primero se realiza el movimiento horizontal. Posteriormente, se realiza el movimiento vertical, en el que el punto de referencia debe quedar viendo directamente hacia el cérvix de la paciente. A continuación se realiza el ajuste fino, en el que el punto de referencia (es decir, el extremo inferior del objetivo del cabezal) debe quedar a 26cm del cérvix. Se trabajará con el último de los movimientos, que es el que necesita de mayor precisión y el cual toma más tiempo. Experimentalmente, se definieron las tolerancias con las que opera este sistema, y se muestra en la Figura 4.4

Esta tolerancia fue definida colocando el objetivo del colposcopio a diferentes distancias, mientras que el médico, el Dr. M.D. Gerardo Díaz, indicaba si las imágenes que él observaba a través de los oculares eran lo suficientemente nítidas como para permitir realizar un diagnóstico certero. Al automatizar el movimiento de enfoque, el tiempo empleado para realizar el estudio tomaría menor tiempo, además de simplificar para el médico el proceso de posicionamiento del equipo.

4.3 Solución al Problema de Enfoque

Existen varios métodos para lograr imágenes enfocadas. Existen desde sistemas de corrección ópticos, hasta digitales. También se puede lograr mediante el movimiento de una lente y así enfocar un objeto cercano logrando gran detalle. Éste último es el método en el que vamos a lograr el enfoque de las imágenes, posicionando el objetivo del cabezal a la distancia focal del sistema óptico del colposcopio. Dentro de esta misma aproximación, es posible emplear diferentes métodos para evaluar si el cabezal debe moverse, hacia dónde y cuánto. Las principales alternativas se describen dentro de este apartado. De manera general, el sistema de autoenfoco quedaría como se muestra en la Figura 4.5

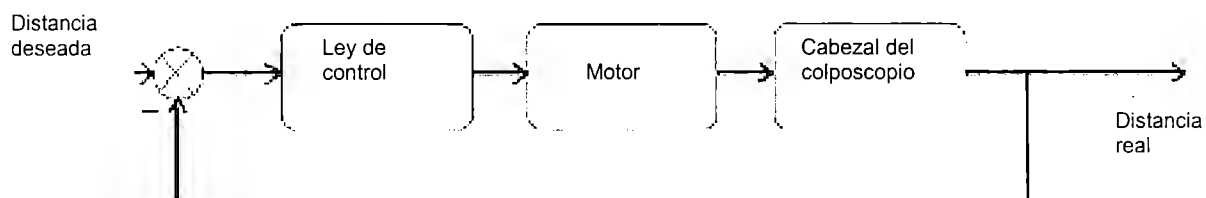


Figura 4.5 Diagrama a bloques del sistema de control para el autoenfoco

4.3.1 Requisitos y necesidades del sistema

Se definieron algunas características que el sistema de enfoque debe cumplir, tomando en cuenta diversos factores, más allá de la sola funcionalidad. Algunos de estos factores fueron: tamaño, precisión, peso y costo. Específicamente, los parámetros a considerar para elegir la solución fueron:

- Tamaño reducido: El sistema no debe dificultar al médico la realización de la colposcopia.
- Peso reducido: El peso total del sistema no debe exceder los 500g.
- Bajo costo: El costo total del sistema no sea superior de \$3000.
- Precisión: Que logre hacer las correcciones necesarias, aunque éstas sean pequeñas

4.3.2 Alternativas de solución

Dos de los principales métodos para realizar el enfoque son: mediante un sistema de procesamiento de imágenes y mediante un sensor. Ambos sistemas requieren de un motor que realice el movimiento del cabezal. A continuación se describen ambos métodos.

4.3.2.1 Imágenes

Esta alternativa consiste de adquirir las imágenes que se observan a través de los oculares del colposcopio, para después ser procesadas y tomar una decisión respecto a si la imagen está bien enfocada o no y de no ser así, cuánto se tiene que mover el cabezal y en qué dirección. El sistema consistiría de una cámara digital de alta resolución, o en su defecto, una cámara analógica con un módulo de digitalización, además de una tarjeta de adquisición y una computadora. La Figura 4.6 muestra un diagrama a bloques de cómo quedaría el sistema utilizando la solución por imágenes.

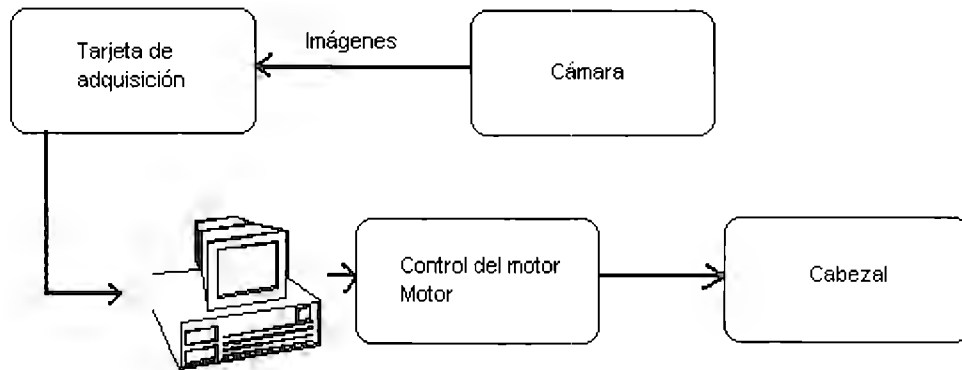


Figura 4.6 Diagrama a bloques del sistema de enfoque mediante imágenes

Las imágenes bien enfocadas tienen bordes definidos, lo que se traduce como cambios abruptos en el perfil de línea. En cambio, las imágenes que no están bien enfocadas, por lo general son borrosas, por lo que no presentan cambios tan marcados como en el caso anterior. Detectando dichos cambios es posible saber si una imagen está enfocada o no.

Si la imagen está mal enfocada, es necesario determinar si es porque el objetivo se encuentra más lejos o más cerca de la distancia focal. Para saberlo, es necesario adquirir imágenes con el colposcopio, colocando éste a diferentes distancias, de manera que sea posible caracterizarlas e identificar las características particulares de cada caso. Una vez que se identificaron los parámetros, es necesario traducirlos en alguna cantidad numérica que indique cuántos centímetros se debe de mover el cabezal para que la imagen esté finalmente enfocada. Posteriormente se envía dicha información al motor, para que realice el movimiento necesario.

4.3.2.2 Sensor – Motor

Esta es otra posible solución al problema y consiste de un sensor de distancia, así como de un lazo de control para un motor. El sensor irá colocado a la misma altura que el objetivo del cabezal, para obtener lecturas acertadas. Dependiendo de las lecturas registradas por éste, el motor moverá el cabezal hasta la posición deseada. Es necesario conocer cuál es la lectura que el sensor regresa cuando se encuentra a la distancia deseada, para usar este valor como referencia. Se necesita de un microcontrolador para registrar y evaluar las lecturas que se vayan obteniendo del sensor, además de una etapa de potencia a la salida para alimentar la entrada del motor.

4.3.3 Evaluación de las alternativas

A partir de la información investigada se realizó una comparación entre ambas posibilidades, que se muestra en la Tabla 4.1

	Imágenes	Sensor - Motor
Precio (aprox.) M.N.	\$13000	\$1000 - \$10500
Peso (aprox.)	1kg	0.05kg
Tamaño	Medio ($\approx 1 \times 10^{-3} \text{ m}^3$)	Chico ($\approx 0.1 \times 10^{-3} \text{ m}^3$)
Precisión	Alta (1.8° por paso del motor)	Alta (1.8° por paso del motor)
Facilidad de acoplamiento	Media (Requiere hacer algunos cambios drásticos a los modelos)	Alta (Cambios no drásticos a los modelos)

Tabla 4.1 Comparación de las alternativas de solución para el problema de enfoque

Mediante la Tabla 4.1 es posible concluir que la opción más viable es emplear un sistema de sensor-motor. El precio de éste es menor que el del sistema de imágenes, ya que hay diferentes opciones de componentes que se pueden emplear y que reducen o aumentan significativamente el precio. Además, el sistema sensor-motor ocupa menos espacio y es más ligero.

4.4 Elección de la solución

Una vez seleccionada la mejor opción, ya es posible concretizar un poco más el sistema. Es posible precisar, de manera general, algunos de los componentes que integrarán el sistema de autoenfoco. La Figura 4.7 muestra un diagrama a bloques de la solución, donde se especifican los componentes.

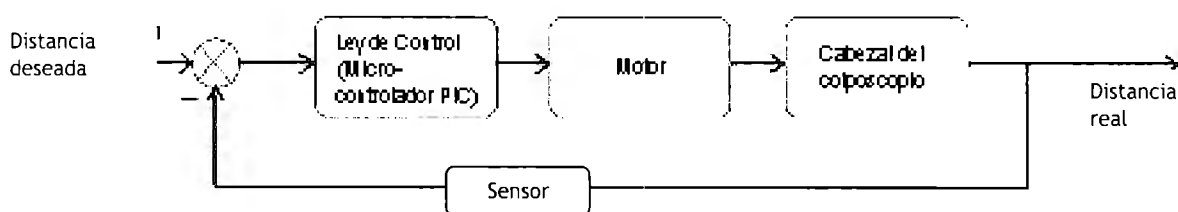


Figura 4.7 Diagrama a bloques de la solución, especificando componentes

Parte fundamental de la correcta operación de este sistema es la cuidadosa elección de los componentes, por lo que cada uno debe ser analizado por separado. En las secciones siguientes se detalla la elección de dichos componentes, además de mencionarse sus características.

4.4.1 Motor

Para poder realizar la elección adecuada, se estudiaron diferentes tipos de motores, entre ellos los de pasos, los servomotores y los de DC. Se definieron ciertos requisitos con los que debía cumplir el motor, éstos son:

- Par de 0.3N*m
- Precisión de movimiento
- Sistema de alimentación compacto
- Bajo precio
- Tamaño compacto
- Peso reducido

La Tabla 4.2 muestra la comparación de los tipos de motores estudiados, considerando las características antes mencionadas. Las características de éstos pueden variar según el fabricante, por lo que se consideraron sólo los motores que eran potencialmente útiles.

	Pasos	Servomotores	DC
Par 0.3N*m	Existe	Existe	Existe
Precisión	1.8°, 0.9° por paso	Alta	Poca
Sistema de alimentación	Compacto	Compacto	Extenso
Precio (aprox.) M.N.	\$250 - \$1000	\$120 - \$150	\$20 - \$250
Tamaño	Reducido ($\approx 75 \times 10^{-6} \text{ m}^3$)	Reducido ($\approx 75 \times 10^{-6} \text{ m}^3$)	Reducido ($\approx 5 \times 10^{-6} \text{ m}^3$)
Peso	Ligero ($\approx 0.2 \text{ kg}$)	Ligero ($\approx 0.2 \text{ kg}$)	Muy Ligero ($\approx 0.1 \text{ kg}$)

Tabla 4.2 Comparación de algunas características de tres tipos de motores

A pesar de que parecía que el motor de DC era la mejor opción, éstos necesitan un sistema de control sumamente complejo para controlar el giro de éste, ya que al cambiar el voltaje de alimentación, lo que cambia es la velocidad de giro del motor. Además, la precisión que se lograría no sería tan alta como la de un motor de pasos. El servomotor también es más difícil de controlar, ya que se le indica el ángulo al que éste debe colocarse según el tiempo que dure un pulso. También presenta el problema de que se requieren dos fuentes de alimentación separadas si se emplea junto con un microcontrolador, ya que el servomotor introduce mucho ruido hacia la línea de alimentación.

En vista de lo anterior, se decidió usar motores a pasos, que permiten una mayor precisión. Aunque su precio es más elevado que el de los otros dos tipos de motores, como se muestra en la Tabla 4.2, pero para el tamaño de motor que se necesita para esta aplicación el precio es accesible.

4.4.2 Sensor

El sensor que se requiere para el sistema de enfoque automático es uno de distancia. Existen diferentes variedades de sensores que miden la distancia entre dos objetos, y de algunas existen incluso variantes que cuyo modo de operación cambia de uno a otro. Ciertos requisitos fueron definidos para el sensor, éstos son:

- Inocuidad
- Rango de medición (entre 10 y 35cm)
- Exactitud
- Tamaño pequeño
- Peso reducido
- Precio
- Reproductibilidad

4.4.2.1 Evaluación de los sensores de distancia

Se estudiaron los sensores láser, capacitivos, ultrasónicos, inductivos e infrarrojos. En la Tabla 4.3 se muestra una comparación de éstos.

	Ultrasónico	Capacitivos	Inductivos	Láser	Infrarrojos
Inocuidad	Sí	-	-	Posible	Sí
Rango de medición	10 – 100 cm	2 – 10 cm	2 – 8 cm	10 – 200 cm	10 – 80 cm
Exactitud (en cavidades)	Media	Alta	Alta	Muy alta	Alta
Tamaño [m³]	$\approx 1.06 \times 10^{-5}$	$\approx 1.06 \times 10^{-5}$	$\approx 1.06 \times 10^{-5}$	$\approx 5 \times 10^{-5}$	$\approx 4.5 \times 10^{-6}$
Peso	$\approx 0.06 \text{kg}$	$\approx 0.06 \text{kg}$	$\approx 0.06 \text{kg}$	$\approx 0.3 \text{kg}$	$\approx 0.035 \text{kg}$
Precio (aprox.)	\$500	\$650	\$650	\$8000 \$10000	\$150
Reproductibilidad	5 de 10	9 de 10	9 de 10	10 de 10	9 de 10

Tabla 4.3 Comparación de las características de los sensores de distancia

El sensor más adecuado para el sistema de autoenfoque sería uno láser, ya que tiene un spot visible que puede ayudar al médico a realizar el posicionamiento. El problema que

presentan es principalmente el precio, que es sumamente elevado. Además, el sensor láser debería estar clasificado como Clase 2 de IEC, para asegurar que sea inocuo, además que el tamaño de éstos no es en absoluto reducido. Por lo tanto, este tipo de sensor fue descartado como opción viable.

Por lo tanto, se eligió un sensor infrarrojo, ya que su precio es bastante accesible, además de cumplir mejor con los requisitos planteados anteriormente. De este tipo de sensores, existen ciertas variantes. Algunos funcionan por el principio de triangulación, mientras que otros lo hacen por sistemas de emisor – receptor por separado. Para esta aplicación, es necesario que el sensor opere por triangulación.

4.4.2.2 Elección del sensor

Se revisaron diferentes sensores infrarrojos que se venden comercialmente, y se decidió emplear un sensor-transductor marca Sharp, modelo GP2D12. Las principales características de este sensor se muestran en la Tabla 4.4

Rango de medición	10 – 80 cm
Salida	Voltaje analógico
Alimentación	5V
Linealidad	Salida no-lineal
Dimensiones	6cm (longitud)x3cm(altura)x2cm(ancho)
Peso	<200g

Tabla 4.4 Algunas de las características del sensor GP2D12

En las Figuras 4.8 y 4.9 se muestra el sensor del sistema de autoenfoco. La primera muestra una vista frontal de éste, donde del lado derecho se encuentra el emisor y en el lado izquierdo está el receptor. Ambos en el mismo encapsulado. La segunda imagen muestra la vista de la parte trasera del sensor, donde tiene tres conexiones para alimentación.



Figura 4.8 Fotografía del sensor GP2D12 de Sharp



Figura 4.9 Fotografía de la parte posterior del sensor GP2D12 de Sharp

4.4.2.3 Sistema de Control

Se necesita que el sistema cuente con un microcontrolador, que se encargue de leer las mediciones del sensor, además de procesarlas y de enviar las señales al motor para que éste a su vez mueva el cabezal. Se necesita también una etapa de potencia que amplifique la salida del microcontrolador, de manera que sea lo suficientemente grande como para activar el motor.

Se decidió emplear un PIC, modelo 16C73A de la empresa Microchip, ya que tiene incluido un convertidor analógico – digital, que permite el uso de interrupciones externas y que es de tamaño bastante reducido. Para la etapa de potencia se emplea un puente H, que aumenta la corriente de salida del microcontrolador. El dispositivo que se emplea es el L293E, que está diseñado para controlar cargas inductivas, lo que lo hace útil para esta aplicación. Sus entradas son TTL, por lo que es compatible con la salida del PIC. El programa con el que opera el PIC, lee las mediciones del sensor y controla el motor. El diagrama a bloques de éste se muestra en la Figura 4.10

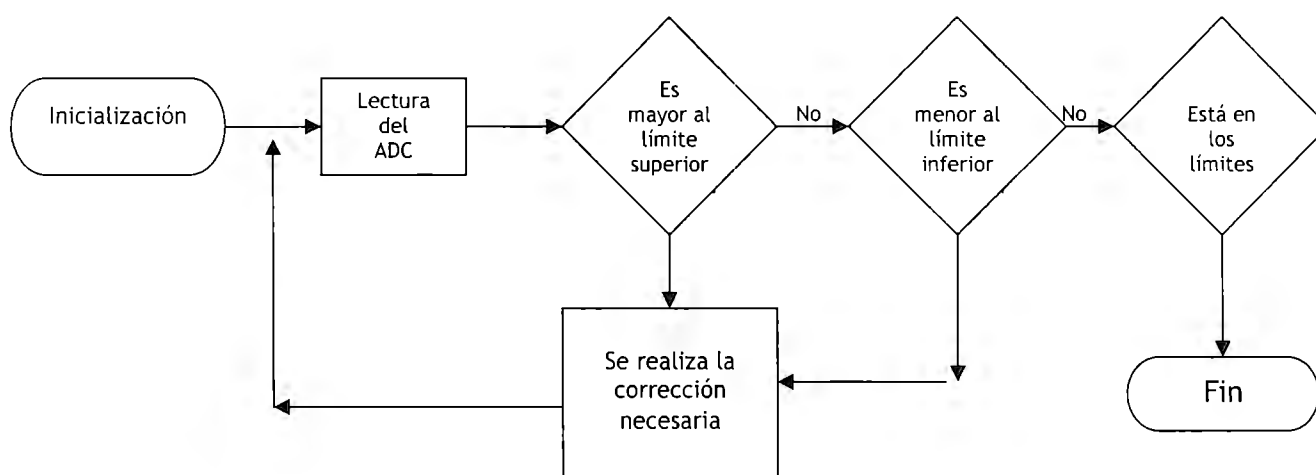


Figura 4.10 – Diagrama a Bloques del Programa

El programa con el que está programado el PIC es el siguiente:

```
#include <16f873a.h>
#device ADC=10
#fuses HS,NOWDT,NOPROTECT,NOPUT,NOBROWNOUT,NOLVP
#use delay(clock=4000000)
#define ADCON1 0x9F
#bit ADFM = ADCON1.7
void main()
{
    int i=0;
    int j=0;
    int n=0;
    int16 variable=0;
    int valor=1;
    set_tris_a(0xFF);
    set_tris_c(0b00000000);
    setup_adc_ports(RA0_ANALOG);
    ADFM = 1;
    while(valor)
    {
        set_adc_channel(0);
        setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_8);
        delay_us(80);
        variable = read_adc();
        if(variable<450)
        {
            i++;
            if(i==5)
            {
                i=0;
            }
        }
        if(variable>492)
        {
            i--;
            if(i==0)
            {
                i=4;
            }
        }
        if(i==1)
        {
            output_C(0b00000101);
            delay_ms(20);
        }
        if(i==2)
        {
            output_C(0b00000110);
            delay_ms(20);
        }
    }
}
```

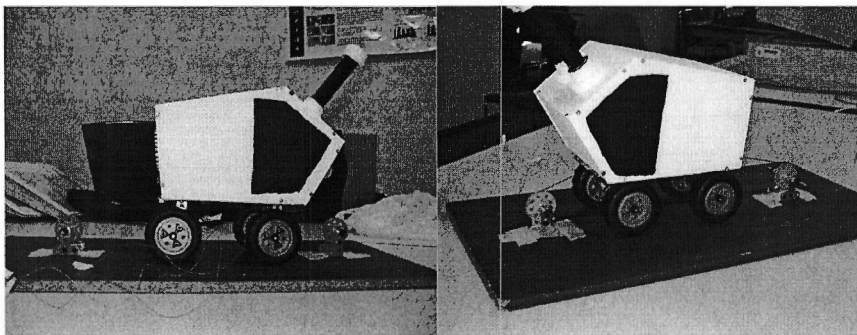
```

        if(i==3)
        {
            output_C(0b00001010);
            delay_ms(20);
        }
        if(i==4)
        {
            output_C(0b00001001);
            delay_ms(20);
        }
    if(variable<492&&variable>450)
    {
        valor=0;
    }
}
}

```

4.4.2.4 Comprobación del Sistema

Se construyó un sistema de prueba, que consiste en una reproducción de 1:1.3 del cabezal del colposcopio. Dicha reproducción va montada sobre un carro, donde se acopla el motor al eje de una polea que está fija. El motor mueve la polea, que está conectada a otra en el extremo opuesto de carro mediante un hilo tensado. El hilo pasa a través del carro, al cual está fijo. Por lo tanto, al hacer girar la polea se mueve el hilo, que provoca que el carro se mueva también. Las Figuras 4.11 y 4.12 muestran imágenes del sistema de pruebas.



Figuras 4.11 y 4.12 Fotografías del sistema de pruebas del sistema de enfoque automático

4.4.3 Resultados y Pruebas

Se realizaron algunas pruebas que permitieran ir aprendiendo el uso de los sistemas, además de comprobar su adecuado funcionamiento. Se probaron tanto el sensor de distancia como el PIC y el motor, así como del sistema completo. Las primeras pruebas fueron con el sensor, y consistió en verificar su correcto funcionamiento. El sensor fue fijado y se varió la distancia entre el sensor y una pared de textura irregular, para observar los voltajes a la salida. Los datos que se obtuvieron se muestran en la Tabla 4.5

Distancia [cm]	Voltaje [V] (prueba1)	Voltaje [V] (prueba2)	Voltaje [V] (prueba3)	Voltaje [V] (prueba4)
10	2.41	2.47	2.41	2.49
18	1.478	1.495	1.496	1.533
18.5	1.46	1.46	1.46	1.477
19	1.432	1.437	1.42	1.437
19.5	1.4	1.4	1.4	1.419
20	1.38	1.38	1.364	1.382
20.5	1.36	1.36	1.345	1.344
21	1.33	1.32	1.327	1.326
21.5	1.31	1.3	1.291	1.289
22	1.27	1.27	1.273	1.271
22.5	1.25	1.25	1.253	1.252
23	1.23	1.23	1.217	1.216
23.5	1.21	1.19	1.198	1.198
24	1.18	1.18	1.183	1.179
24.5	1.16	1.16	1.164	1.61
25	1.14	1.13	1.143	1.14
25.5	1.122	1.122	1.107	1.122
26	1.086	1.086	1.106	1.085
26.5	1.085	1.073	1.088	1.086
27	1.066	1.066	1.068	1.061
27.5	1.04	1.046	1.051	1.048
28	1.02	1.028	1.031	1.029
28.5	1.01	1.008	1.012	1.011
29	0.99	0.989	0.993	0.991
29.5	0.97	0.989	0.993	0.973
30	0.97	0.974	0.973	0.973

Tabla 4.5 Resultados de las pruebas del funcionamiento del sensor de distancia

Las mediciones fueron constantes en casi todos los casos, además de que dichos valores corresponden a los indicados en las hojas de especificaciones del sensor. La única excepción es el voltaje medido a 25 y 25.5 cm, los cuales varían 1.6% del valor indicado. La Tabla 4.6 muestra el promedio del valor del voltaje de salida, obtenido a partir de la Tabla 4.5, contra la distancia que se estaba midiendo.

Distancia [cm]	Promedio
10	2.445
18	1.5005
18.5	1.46425
19	1.4315
19.5	1.40475
20	1.3765
20.5	1.35225
21	1.32575
21.5	1.2975
22	1.271

22.5	1.25125
23	1.22325
23.5	1.199
24	1.1805
24.5	1.2735
25	1.13825
25.5	1.11825
26	1.09075
26.5	1.083
27	1.06525
27.5	1.04625
28	1.027
28.5	1.01025
29	0.99075
29.5	0.98125
30	0.9725

Tabla 4.5 Voltaje de salida promedio contra distancia

La Figura 4.13 muestra la grafica resultante de la tabla anterior, mostrando el voltaje de salida contra la distancia medida. La Figura 4.14 muestra la gráfica de voltajes de salida del sensor, tal como se presenta en la hoja de especificaciones del dispositivo.

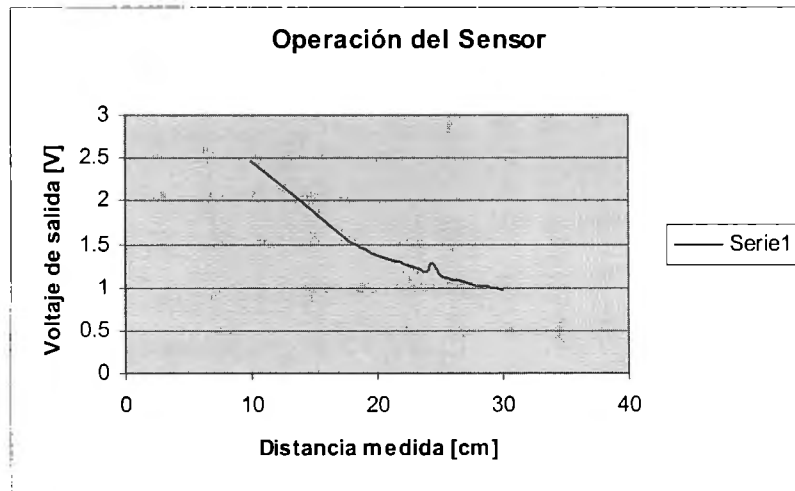


Figura4.13 Grafica real de salida del sensor de distancia

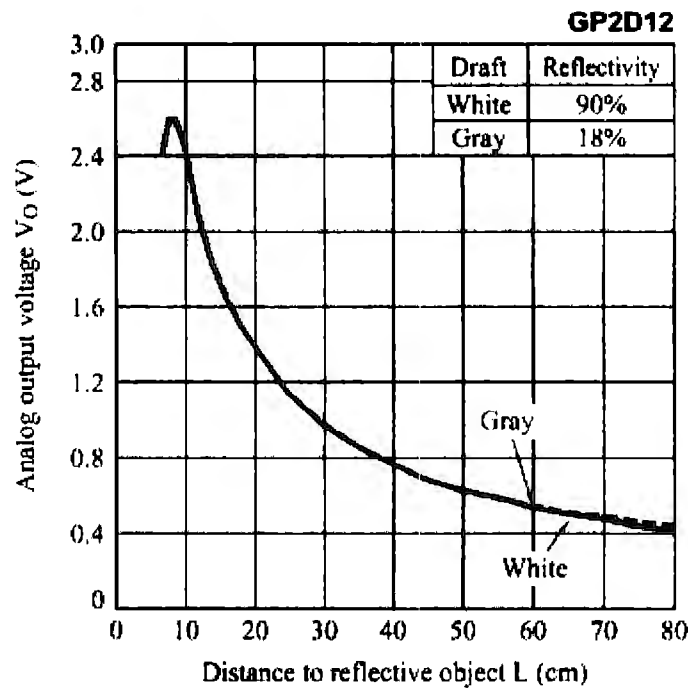


Figura 4.14 Gráfica teórica de salida de sensor de distancia

A partir de las imágenes anteriores, es posible observar que el sensor está operando de manera adecuada, ya que tanto los valores del voltaje de salida, y por tanto la forma de la gráfica. Es sólo en los 25cm donde se registra una diferencia entre el valor teórico y el valor real. Es importante hacer notar en este valor, se presentó una diferencia sustancial entre el voltaje de una de las pruebas y el resto. Probablemente dicha diferencia haya sido producto de un error humano al manipular el sensor.

Posteriormente, se colocó una superficie de color anaranjado para verificar si el color de ésta o su textura causaban variaciones, pero no fue así, ya que las lecturas que se registraron inicialmente se mantuvieron sin cambio. Se probó también con superficies azules brillantes y con otras opacas, sin que esto mermara el desempeño del sensor. La Figura 4.15 muestra una foto de los circuitos del sensor.

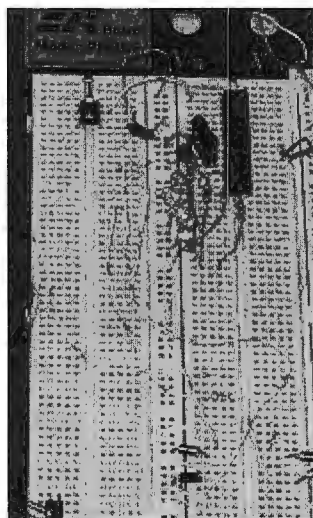


Figura 4.15 Circuitos del sensor de distancia

4.4.3.1 Motor de pasos

Para probar el funcionamiento del motor, ya que fue un préstamo y no estábamos seguros de su integridad, se desarrolló un programa de prueba, en el que según el valor de un potenciómetro, el motor se moviera hacia un lado o hacia otro. A partir de esta prueba, comprobamos que el motor funcionaba adecuadamente, además que pudimos hacerlo operar a diferentes velocidades.

4.4.3.2 Control del sistema

La secuencia que controla el motor a pasos se muestra en la Figura 4.16

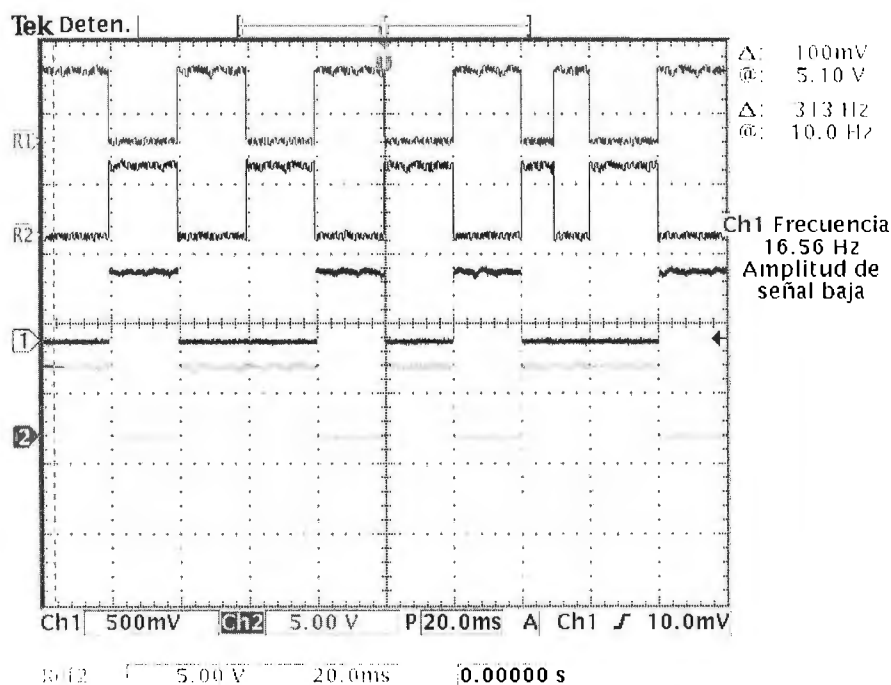


Figura 4.16 Señales de control del motor a pasos, observada en el osciloscopio

Durante las pruebas realizadas se presentaron problemas de ruido en el sistema, por lo que se trenzaron los cables que conectan al sensor. También se incluyó en el diseño un filtro Butterworth de segundo orden, con una frecuencia de corte de 50Hz, para eliminar el ruido causado por la línea. La Figura 4.17 muestra el diagrama de este filtro, el valor de sus componentes es: $R1=45.02K\Omega$, $R2=45.02K\Omega$, $C1=100.0nF$, $C2=50.0nF$, $R3=25.0K\Omega$ y $R4=$ infinito.

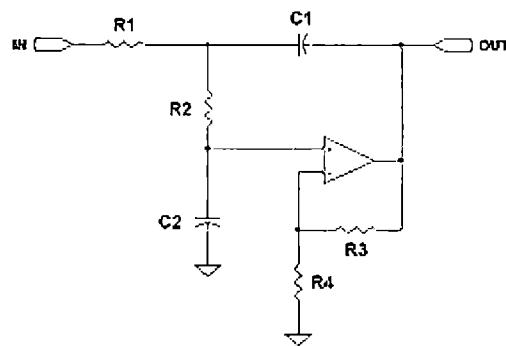


Figura 4.17 Filtro Butterworth de segundo orden

4.5 Conclusiones

Las imágenes que observe el médico a través del colposcopio, o que capture a partir de éste, deben estar bien enfocadas. Lo anterior, ya que tanto la textura como el color de los tejidos son parámetros fundamentales para determinar si una paciente está sana o enferma. El posicionamiento fino del cabezal es la parte más complicada y tardada al trabajar con el colposcopio, por lo que al automatizar este movimiento se ahorra tiempo y se le facilita al médico la manipulación del equipo.

Para dar solución al problema se consideraron dos posibles soluciones, donde ambas implican mover el cabezal para colocarlo a la distancia focal del sistema óptico. Después de compararlas, se decidió que la mejor opción es usar un sistema sensor - motor, que consiste de un sensor infrarrojo de distancia, así como de un PIC, de un puente H y de un motor a pasos. Se construyó un modelo del colposcopio y un carro para realizar pruebas y verificar que el sistema de posicionamiento funcionara adecuadamente.

Al acoplar el eje de una de las poleas del sistema de pruebas, se observó que la precisión del sistema es de 0.05 cm. Esto nos permite tener una aproximación muy buena sobre cuánto se desea mover el motor de pasos.

En cuanto al convertidor A/D del PIC, se eligió una referencia de 5 V con una palabra de 10 bits. Esto quiere decir que detecta una variación de voltaje de 0.00488 V. Este valor es significativamente menor al intervalo entre el límite superior e inferior de tolerancia. Esto lo hace adecuado para los propósitos de este dispositivo. Es necesario realizar pruebas para determinar el error presente en el dispositivo, así como el tiempo que tarda en colocarse a la distancia adecuada.

Al realizar las pruebas finales sobre el modelo, se obtuvieron algunos resultados que nos comprobaron el buen funcionamiento del sistema.

En el momento de redactar este documento, se realizan las pruebas finales para determinar la precisión del sistema, así como su porcentaje de error y el tiempo de establecimiento.

5. Conclusiones

5.1 Sistema de Iluminación

La temperatura del color de la lámpara de halogenuro metálico es muy superior a aquella de una lámpara de halógeno tradicional, como la que sirve para iluminación. Lo anterior se traduce en que la luz del sistema de iluminación es, efectivamente, mucho más blanca, lo que permitirá al colposcopista observar mejores imágenes, identificando más fácilmente las lesiones y las diferentes coloraciones. Aunque actualmente no se implemente la terapia fotodinámica, el sistema es lo suficientemente versátil para que en el futuro permita este tratamiento.

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. El tamaño tampoco es muy pequeño, pero es ciertamente mucho menos que el de los sistemas de iluminación de xenón. Además, la parte más grande del diseño va a ir colocado en la base del colposcopio, por lo que no estorbará. Sólo la fibra óptica estará montada directamente sobre las articulaciones del aparato.

El costo total del sistema es de aproximadamente \$6000, que aproximadamente una tercera parte del costo de una iluminación con xenón. Considerando que el costo promedio de un colposcopio es de \$150,000 el valor agregado de este sistema representa sólo un incremento del 4%, pero las mejoras que ofrece son muy superiores, iniciando por la capacidad de crecimiento del aparato para usarlo en la terapia fotodinámica. Además de que favorece la adquisición de buenas imágenes digitales, que después podrán tener usos didácticos o clínicos.

La cantidad de haces que llegan a la superficie de interés es mayor, aumentó de 6.3Klux hasta 15.1Klux. Además, el diámetro del círculo que se forma en dicha superficie, a 26cm de la lente objetivo del colposcopio, disminuyó de 15cm a 8cm. Por lo tanto, la concentración de haces aumentó 8.4264 veces. 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 y proporcionar un sistema que permitiera el estudio de luz actínica, así como la terapia fotodinámica.

5.2 Sistema de Autoenfoco

El sensor infrarrojo que se está utilizando es lo bastante sensible para proporcionar datos confiables, que permitan el adecuado posicionamiento del cabezal del colposcopio. El PIC16F873A es muy útil para nuestra aplicación, ya que se programa fácilmente, además que

El microcontrolador utilizado es de uso muy sencillo. La integración de los convertidores analógico-digitales dentro de su arquitectura lo hace extremadamente útil cuando las cuestiones de espacio son importantes como en este caso. Así mismo permite generar la secuencia para el motor de pasos de forma simple. En el caso del motor de pasos, es difícil de conseguir, pero al ser su utilización tan simple como poner una secuencia, se acomoda a nuestras necesidades.

Al usar el sistema de pruebas, se observó que la precisión del sistema es de 0.04 cm/paso, lo que es suficiente para esta aplicación. Durante las pruebas se presentaron problemas por ruido, por lo que se trenzaron los cables que conectaban al sensor con sus circuitos. La exactitud del sistema es de 0.5cm, que está dentro de los márgenes de tolerancia que se definieron anteriormente. No se obtuvo tanta precisión debido al tamaño de las ruedas del sistema de pruebas, que causaba un error estático, que aunque se realizaba la corrección, no ocurría ningún cambio y el error persistía. Esto, cuando ya se encontraba muy cerca de los 26 cm.

El tiempo que toma al sistema de posicionamiento colocarse a la distancia focal es de 15 segundos, que es mucho menor que el tiempo que toma un médico para conseguirlo, que oscila entre el minuto y medio y los tres minutos. El precio del sistema no es demasiado elevado, siendo éste cercano a los \$1000. Este monto representa el 0.67% del costo del equipo. Por lo tanto, se cumplió con el objetivo de automatizar el sistema de enfoque del colposcopio, lo que implica mejoras significativas en cuanto al manejo del aparato, así como el tiempo de realización del estudio.

Fuentes de Información

1. AMTHAUER. E. Tutorial. Procesamiento digital de señales. Sony Business Solutions & Systems. 10 Mar. 2003 <<http://bssc.sel.sony.com//Professional/startpage.html>>
2. ARNOLD. ROLLS. STEWART. *Fotografía Aplicada*. Ediciones Omega. España. 1994.
3. Cables. 8 Mar. 2003. <<http://64.70.135.147/cursosvirtuales/cables.htm>>
4. Cancer Facts: Photodynamic Therapy 10 Abr. 2003 <http://cis.nci.nih.gov/fact/7_7.htm>
5. CASTILLO, G. Cáncer Uterino. Entorno Médico. 25 Feb. 2003. <<http://www.entornomedico.org/salud/saludyenfermedades/alfa-omega/cancer-uterino.html>>
6. Cervical Cancer. Prlay International. 25 Feb. 2003. <<http://ww.fmchosp.com/health/library/cervic/cervictext.htm>>
7. Códigos de Fibras Ópticas. 8 Mar. 2003. <<http://64.70.135.147/cursosvirtuales/codigos.htm>>
8. Conectores. 8 Mar. 2003. <<http://64.70.135.147/cursosvirtuales/conectores.htm>>
9. CORBAIL. J.C. *The Macmillan Visual Dictionary*. Montreal Canada: 1992.
10. CRANDON. A. Cervix Cancer. 13 Mar. 2001. Queensland Centre of Gynaecological Cancer. 24 Feb. 2003. <http://www.qcsg.org.au/qcgc/cervix/fact_sheet.asp#What>
11. DI PAOLA. G. *Colposcopia y Patología del tracto genital inferior*. Editorial Médica Panamericana. Argentina. 1996.
12. Desarrollo Embrionario 26 Feb. 2003 <<http://www.liceoaleman.cl/biologia/REPRODUCCI%D3N%20Y%20DESARROLLO%20EMBRIONARIO.doc>>
13. DÍAZ, G. The colposcopy of actinic light 27 Feb. 2003 <<http://colposcope-actinic.tripod.com>>
14. El sistema reproductor femenino 26 Feb. 2003 <http://www.iqb.es/CBasicas/Fisio/Cap30/cap30_1.htm>.
15. FERRIS. D., WILLNER. W., HO. J. 'Colposcopes : A Critical Review ' *The Journal of Family Practice*. 1991. Vol. 33, N° 5, pp 506-515.

16. Fibras Ópticas. 8 Mar. 2003. <<http://64.70.135.147/cursosvirtuales/fibrasopticas.htm>>
17. GYN-WEB. Virus del Papiloma y Displasia del Cuello Uterino. 1 Mar. 2003
<http://geosalud.com/Cancer%20pacientes/papiloma_displasia.htm>
18. HECTH. E. *Óptica*. Addison Wesley. España. 2000.
19. HQI-R quartz technology. 6 Abr. 2003.
<http://catalog.myosram.com/srvc/z_myosram67af0402/~f1N0YXR1PTI0MzQ2MDA4Nzc=>
20. IAN. E. 'A new light on metal halide fiber illumination' ProQuest. 2001
21. Índice de refracción. 8 Mar. 2003. <<http://64.70.135.147/cursosvirtuales/indice.htm>>
22. Measurements and Automation. National Instruments. 10 Mar. 2003.
<<http://www.ni.com>>
23. NAESS, R. *Optics for technology students*. Prentice Hall. Estados Unidos. 2001.
24. Proaudio Iluminación. 8 Mar. 2003.
<<http://iayc.com/proaudio/iluminacionfibra/iluminacionfibra.html>>
25. RAY. S. *Applied Photographic Optics*. Focal Press. Gran Bretaña. 1997.
26. RAY. S. *The Photographic Lens*. Focal Press. Gran Bretaña. 1992.
27. Sistema reproductor Femenino 26 Feb. 2003
<http://www.geocities.com/embrio_usach/fem.htm>
28. SOSA, M. B. ¿Qué es la colposcopia ? 26 Feb. 2003
<<http://www.gineconet.com/articulos/410.htm>>
29. STARR. C., McMILLAN, B. *Human Biology*. Thomson Publishing. Estados Unidos. 1997.
30. Terapia Fotodinámica (FDT) 10 Abr. 2003.
<<http://www.visudyne.com.ar/profesionales/tera.html>>
31. TORRES. J.L., TAPIA. J.R., DORANTES. J. *Mortalidad por cáncer cervicouterino en México :1979-1999*. Perinatol Reproducción Humana. 2002.
32. Understanding cancer of the cervix. CancerBACUP. 26 Feb. 2003.
<<http://www.cancerbacup.org.uk/info/cervix/cervix-6.htm>>
33. Ventajas de la fibra óptica. 8 Mar. 2003.

<<http://64.70.135.147/cursosvirtuales/ventajas.htm>>

34. Welch-Allyn Product Catalogs. 6 Abr. 2003.

<<http://www.welchallyn.com7medical/products/pdfdownload/>>