



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

Facultad de Ciencias de la Computación

**“Desarrollo de un Sistema de búsqueda de
Máxima Reflejancia”**

TESIS PROFESIONAL

Que para obtener el título de:

Licenciado en Ciencias de la Computación

PRESENTA

Juan Carlos Pérez Medina

ASESORES

Dr. José Italo Cortez

M.I. Ernest Cortez

AGRADECIMIENTOS

A DIOS

A tí Dios, gracias por darme la vida y esa fuerza para seguir adelante, por la sabiduría que me diste, por la tenacidad de buscar siempre lo mejor y poder lograrlo, por permitirme tener una buena salud, por la felicidad que siento con mi familia maravillosa que me regalaste y unos excelentes amigos, por las fuerzas que me das para trabajar, por ser mi guía y con tu mano me enseñas el mejor camino de la vida, por escucharme cuando te pido que me ilumines, por todas las bendiciones que pones en mi vida y me permites gozar diariamente.

A MI MADRE

A la mujer más maravillosa del mundo, por haber compartido conmigo su espacio, su aire, su mundo y por haber soportado valientemente todo el dolor que en su momento implicó para darme la vida, por el apoyo incondicional que siempre me brindas para seguir estudiando, por confiar en mí y me enseñaste a buscar mis metas y sueños, por estar en mis triunfos y fracasos a mi lado, por ese amor tan grande que siempre me has brindado, por enseñarme a trabajar, por tu tiempo, tus atenciones, tus cuidados para alimentarme, por tus consejos en los momentos difíciles, por enseñarme a compartir, con tu ejemplo aprendí a cuidar de los demás y a procurarles siempre lo mejor, por enseñarme a escuchar, por dejarme decidir y respetar mis decisiones, eres el ser más maravilloso que he conocido.

A MI TIA

A mi tía Esperanza que siempre me cuidó cuando más lo necesite, que estuvo pendiente de mí, por sus consejos para seguir siempre adelante, por tú confianza que me has brindado, por tú paciencia y enseñarme que la vida es bella, por el cariño que siempre me has dedicado, encontrar a alguien como tú, sería imposible, porque eres admirable querida tía.

A MIS HERMANOS

A Lucia, Marcelina, María Isabel y Francisco que siempre me han apoyado de forma incondicional, por su cariño y abrazos cálidos que me brindan y me hacen sentir que puedo contar con ustedes, por compartir momentos de alegría y tristezas de los cuales salimos triunfadores, por su confianza y permitirme estar en sus vidas, este triunfo lo comparto con ustedes y mi agradecimiento sincero por tener los mejores hermanos que me ha dado la vida.

A MIS ASESORES

Al Dr. Italo Cortez y M.I. Ernest Cortez por su gran apoyo, por su paciencia, por su tiempo, por sus observaciones, recomendaciones, sugerencias, correcciones y orientaciones en la formulación de esta tesis así como en la revisión, por apoyar este proyecto y ser parte del mismo, por sus consejos, por compartir conmigo parte de sus experiencias, por su amistad y la confianza que me han brindado.

A MIS MAESTROS

Agradezco de todo corazón las enseñanzas brindadas por todos y cada uno de mis maestros a lo largo de mi carrera, que me compartieron sus conocimientos, por sus enseñanzas y el tiempo dedicado, por su amistad, sus consejos y su confianza, por motivarme a salir adelante, por enseñarme el hábito del estudio, y por enseñarme a no sólo pensar en grande, ¡sino ser grande!

A MIS AMIGOS

Agradezco a todos los buenos amigos, porque gracias a su apoyo, a su compañía, a sus buenos consejos y por estar siempre con una palabra de aliento cuando los he necesitado y por ser mi apoyo cuando me han hecho falta fuerzas para levantarme, los considero parte muy especial en mi vida, por esa amistad sincera, por creer en mí, por su gran apoyo brindado, siempre los llevare en mi corazón.

ÍNDICE

	PÁG.
Introducción.....	9
Justificación.....	10
Capítulo I: Fundamentos Teóricos y Antecedentes	
1.1 Anatomía dental.....	12
1.2 Estructura morfológica.....	12
1.3 Anatomía básica.....	13
1.4 Tejidos dentales.....	15
1.4.1 Esmalte.....	15
1.4.2 Dentina.....	16
1.4.3 Pulpa.....	16
1.4.4 Cemento.....	18
1.5 Fisiología dental.....	20
1.6 Defectos dentales.....	20
1.6.1 Defectos en el esmalte.....	21
1.6.2 Defectos en dentina.....	22
1.6.3 Defectos en pulpa.....	23
1.6.4 Fracturas o fisuras.....	24

Capítulo II: Metodología para el Diagnóstico de Defectos Dentales

2.1	Rayos X.....	27
2.1.1	Composición de la película.....	27
2.1.2	Características de la imagen radiográfica.....	27
2.1.3	Evaluación de las radiografías.....	28
2.1.4	Radiografías digitales.....	28
2.1.5	Sistemas de diagnóstico con placa radiográfica digital.....	28
2.1.6	La tecnología de la placa radiográfica en odontología.....	28
2.2	Cámaras intraorales.....	29
2.2.1	Composición de la cámara intraoral color.....	29
2.2.2	Imagen de la cámara intraoral Color.....	29
2.2.3	Cámara dental visión en televisión.....	30
2.3	Explorador.....	30
2.4	Método de reflectometría.....	31
2.5	Tarjeta de adquisición de datos.....	34

Capítulo III: Sistema de Detección de Defectos Dentales

3.1	Sistema mecatrónico.....	36
3.2	Motor eléctrico.....	37
3.3	Motor de corriente directa.....	37
3.4	Motor a pasos.....	38
3.5	Convertidor analógico-digital ADC.....	45
3.6	Hardware del sistema.....	46
3.7	Firmware del sistema.....	49

Capítulo 4: Desarrollo de Sistema de Análisis del Punto de Máxima Reflejancia.

4.1	Desarrollo de la etapa de hardware del sistema.....	59
4.2	Desarrollo de algoritmo de análisis del punto de máxima Reflejancia.....	64
4.3	Implementación del sistema en un microcontrolador.....	64
4.4	Pruebas.....	67

Conclusiones.....	74
--------------------------	-----------

Bibliografía.....	75
--------------------------	-----------

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Estructura de un diente.....	13
Figura 1.2 Tejidos dentales.....	15
Figura 1.3 Cemento dental celular y acelular.....	19
Figura 2.1 Modelo del método de reflectometría.....	31
Figura 2.2 Diagrama de bloques del sistema de adquisición de datos.....	34
Figura 3.1 Robot tipo caballete para el desarrollo del proyecto.....	36
Figura 3.2 Imagen del rotor.....	39
Figura 3.3 Imagen de un estator de 4 bobinas.....	40
Figura 3.4 Motor unipolar.....	42
Figura 3.5 Motor bipolar.....	42
Figura 3.6 Paso simple.....	43
Figura 3.7 Paso doble.....	44
Figura 3.8 Medio Paso.....	44
Figura 3.9 Esquema simplificado del proceso de muestreo.....	45
Figura 3.10 Formas de las tres señales principales.....	46
Figura 3.11 Circuito digital combinacional.....	47
Figura 3.12 Interfaz para la comunicación entre el sistema de control y el sensor ultrasónico.....	48
Figura 3.13 Etapa de potencia del sistema.....	48
Figura 3.14 Estructura general del módulo de control del sistema.....	50
Figura 3.15 Diagrama de flujo del módulo de medición de distancia.....	51
Figura 3.16 Diagrama de flujo del módulo de medición de RPM.....	52

Figura 3.17 Estructura general del módulo de control del sistema.....	55
Figura 3.18 Puerto de comunicación conectado a la tarjeta de adquisición de datos.....	56
Figura 3.19 Desarrollo de un instrumento virtual para el control del sistema.....	57
Figura 4.1 Motores a pasos utilizados en el sistema.....	59
Figura 4.2 Caracterización del láser.....	61
Figura 4.3 Diafragma analizado.....	62
Figura 4.4 Láser seleccionado.....	62
Figura 4.5 Convertidor de intensidad eléctrica a tensión eléctrica.....	64
Figura 4.6 Esquema básico general de un microcontrolador.....	65
Figura 4.7 Diagrama de estructura externa del microcontrolador PIC18F4550.....	66
Figura 4.8 Diagrama de flujo del algoritmo de calibración.....	68
Figura 4.9 Simulación del algoritmo.....	69
Figura 4.10 Implementación del circuito.....	70
Figura 4.11 Conexión del circuito general.....	70
Figura 4.12 Montaje de elementos ópticos.....	71
Figura 4.13 Reemplazo de receptor óptico.....	73

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Tipos de dientes.....	12
Tabla 3.1 Codificación y configuración de los controladores por PWV incluyendo el servomotor.....	53
Tabla 4.1 Caracterización de láseres disponibles.....	60
Tabla 4.2 Caracterización de receptores ópticos.....	63

Introducción

Actualmente los especialistas en estomatología realizan sus análisis para la detección de imperfecciones mediante métodos pocos eficientes o que presentan repercusiones negativas a las piezas analizadas, estos efectos desfavorables son causados por la utilización de procesos que en su conjunto resultan invasivos o que su precisión no es lo suficientemente alta para detectar defectos menores a 50 micras. El sistema que en el presente trabajo se desarrolla complementa el trabajo titulado “Sistema mecatrónico de detección de defectos en piezas dentales”, que nos presenta un método no invasivo para la detección de imperfecciones en piezas dentales con una precisión capaz de detectar defectos de tamaño de una micra. Este trabajo se lleva a cabo mediante la técnica de reflectometría, la cual consiste en la emisión de un haz de luz láser reflejada sobre la pieza a escanear, de esta manera se obtiene una proporción del haz reflejado que es captado por un receptor óptico. La señal captada por el fotodetector es introducida al microcontrolador y de esta manera se obtiene una matriz de valores que se transmite a la PC para su posterior procesamiento. Para conseguir un correcto escaneo de la pieza dental es necesario determinar el ángulo óptimo entre el emisor láser y el receptor óptico, el ángulo requerido entre estos elementos debe asegurar que la potencia recibida por el fotodetector sea la máxima posible mediante reflectometría.

El presente trabajo se desarrolla para la implementación de un sistema automático de calibración de ángulo con óptima potencia entre emisor láser y receptor óptico para mecanismo de escaneo de piezas dentales. Durante el desarrollo se recabó información y se le dio su adecuado uso en la elaboración de la metodología que nos lleva a concluir de manera satisfactoria y comprobar la hipótesis realizada. Se concluye realizando la comprobación de los resultados obtenidos durante las pruebas pertinentes.

Justificación

Existen diversos métodos de diagnóstico de defectos dentales, como son X, Y, Z pero ello se provee de diversos mecanismos para la detección y prevención de enfermedades. Dentro de los métodos que existen son, explorador, rayos x, láser dental, el método que actualmente se desarrolla en el LISDER es un sistema de análisis del punto de máxima reflejancia. Donde consiste en emitir un rayo láser a una pieza dental y de acuerdo a la reflejancia se determinan defectos externos. Actualmente se obtiene un punto de reflejancia fijo, pero el trabajo a desarrollar permitirá realizar el escaneo de varios puntos de forma automática y determinar el punto de mayor reflejancia para ubicar a la garra del sistema en dicho punto.

El presente trabajo es pertinente ya que es necesario el diseño y la implementación de un sistema automático para calibración de ángulo con óptima potencia entre emisor láser y receptor óptico para lograr un escaneo correcto de piezas dentales. Como estudiante de ingeniería en ciencias de la computación se pretende aportar conocimientos para el desarrollo del sistema antes mencionado, optimizando recursos de la mayor manera posible. Este trabajo beneficiará al sector salud aportando una herramienta de utilidad para la realización de sus actividades de diagnóstico, con lo que la sociedad se ve beneficiada en medida que existirá a su disposición, cuando sea necesario un método seguro, preciso y rápido para satisfacer una necesidad.

CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Y ANTECEDENTES

1.1 Anatomía Dental

Los dientes son estructuras duras, calcificadas, sujetas al maxilar superior e inferior de los vertebrados y algunos animales, cuya función principal es la masticación. Existen diferentes tipos de dientes en las arcadas de ser humano como se describen en la (Tabla 1.1). El diente propiamente dicho se compone de tres componentes mineralizados, esmalte, dentina y cemento, una porción central de tejido gelatinoso suave y la pulpa.

Incisivos	Caninos	Premolares	Molares
Los dientes anteriores con bordes afilados en forma de cincel (cuatro superiores y cuatro inferiores), son utilizados para cortar los alimentos.	Dientes con forma puntiaguda (de cúspide) que se utilizan para desgarrar los alimentos. También se les conoce como colmillos.	Estos dientes tienen dos cúspides puntiagudas en la superficie de masticación. A veces son denominados bicúspides. La función de los premolares es aplastar y desgarrar.	Utilizados para moler, estos dientes tienen varias cúspides en su superficie de masticación.

Tabla 1.1 Tipos de dientes

1.2 Estructura Morfológica

- **Corona:** Es la parte del diente libre o visible en la cavidad oral. La capa que la cubre es el esmalte y podemos observar en la boca la parte funcional del órgano dentario.
- **Cuello:** También llamado zona cervical, unión cemento-esmalte o cérvix dental. Es la unión de la corona con la raíz y se sitúa en la encía marginal.
- **Raíz:** Es la parte no visible ya que está incrustada en el alvéolo dentario, dentro del hueso, y se encuentra recubierta por el cemento. Da soporte y estabilidad al anclaje. Los dientes normalmente tienen entre una y tres raíces, dependiendo si son incisivos (una raíz), caninos (1), premolares (1 ó 2) y molares (dos ó tres en casos excepcionales más de tres), aquí se

encuentra el foramen apical donde se aloja el paquete vasculo-nervioso. (Arteria, vena y nervio), ver (Figura 1.1).



Figura 1.1 Estructura de un diente

1.3 Anatomía Básica

La característica más saliente de la dentina la conforman los túbulos dentarios estrechamente empaquetados que atraviesan todo su espesor y que contienen las prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos que una vez formaron la dentina y que ahora la mantienen. Los cuerpos celulares de los odontoblastos se alinean a lo largo del borde dentinario interno, donde también forman el límite periférico de la pulpa dental. La estructura tubular y el contenido acuoso de la dentina le otorgan sus propiedades viscoelásticas, las que a su vez le dan una respuesta dependiente de la velocidad de estímulos eléctricos, térmicos y mecánicos.

En un diente maduro la pulpa dentaria es el tejido conectivo blando que ocupa la porción central del diente. Éste es a la dentina lo que la medula ósea es al hueso. El espacio que ocupa dentro del diente es la cámara pulpar y se halla dividido en una

porción coronaria, o cámara pulpar, una porción radicular y una porción radicular conocida como conducto radicular. La cámara pulpar sigue la forma general de la corona anatómica del diente. Bajo las cúspides la cámara se extiende dentro de los cuerpos pulpares que son especialmente prominentes bajo la cúspide vestibular de los premolares y la cúspide mesiovestibular de los molares. Su presencia posee significación particular en la restauración dental, dado que deben ser evitados para prevenir la exposición del tejido pulpar.

El conducto radicular, o sistema de conductos radiculares como se le llama en los dientes multirradiculares, termina en el foramen apical, donde la pulpa y el ligamento periodontal se comunican, los nervios y vasos principales entran y salen del diente. En el diente en desarrollo el foramen apical es grande y dispuesto centralmente. A medida que el diente completa su desarrollo, el foramen apical disminuye en su diámetro y se localiza excéntricamente.

Tamaños que van desde los 0.3 mm a los 0.6 mm, con los mayores diámetros en la raíz palatina de los molares superiores y de la raíz distal de los molares inferiores, son típicos del foramen apical puede estar localizado en el extremo, o ápice anatómico de la raíz, pero por lo general se halla a nivel más oclusal (0.5 mm a 0.75 mm) del ápice anatómico. Si hay más de un agujero, al mayor se le denomina foramen apical y a los otros forámenes accesorios o foraminas.

Las conexiones entre el tejido pulpar y el periodontal pueden también verificarse a lo largo de la superficie lateral de la raíz a través de los conductos laterales. Tales conductos, que pueden contener vasos sanguíneos, no se hallan presentes en todos los dientes y aparecen con distinta frecuencia en diferentes tipos de dientes.

La incidencia total en la dentición permanente es aproximadamente del 33%, con la mayor incidencia, 55% en los premolares.

Ocasionalmente, conductos laterales penetran en el piso de la cámara pulpar de los dientes multirradiculares. Como el foramen apical y los conductos laterales son zona de comunicación de enfermedades desde un tejido al otro. Por lo tanto, las enfermedades de la pulpa dental pueden producir cambios en los tejidos periodontales.

1.4 Tejidos Dentales

El periodonto es la unidad compuesta por los tejidos que rodean y dan soporte al diente, que corresponde al hueso, al ligamento periodontal y a la encía. El diente propiamente dicho se compone de tres componentes mineralizados, el esmalte, la dentina y el cemento y una porción central de tejido conectivo gelatinoso suave, el nervio o pulpa dental [1]. Ver (Figura 1.2).

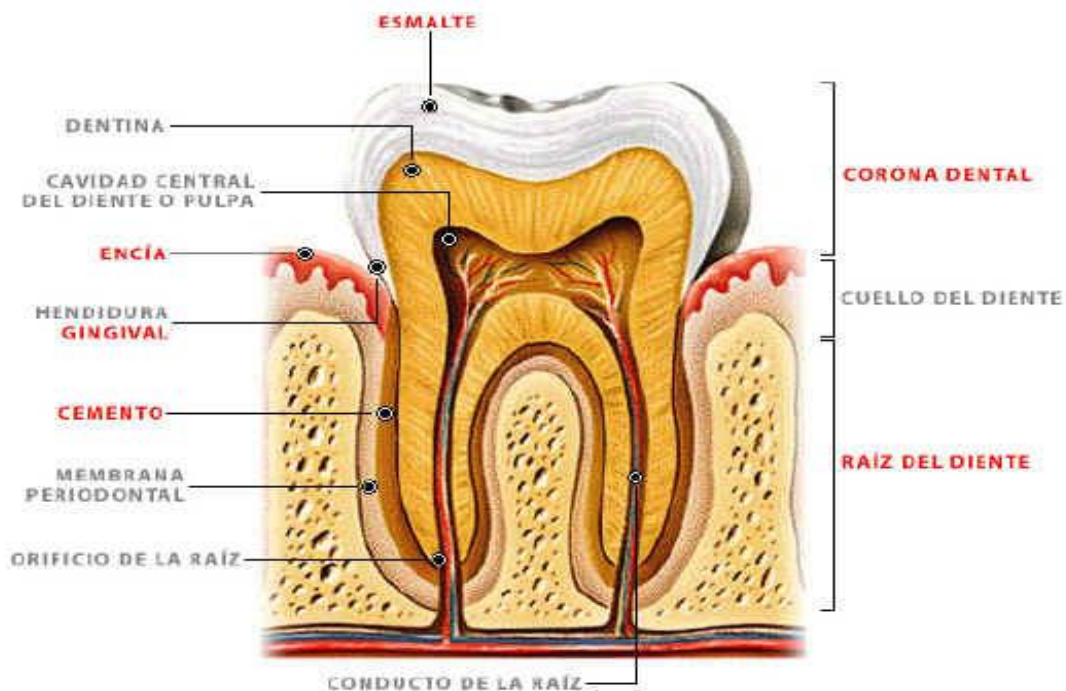


Figura 1.2 Tejidos dentales

1.4.1 Esmalte

La corona está cubierta por un tejido inerte, duro y acelular llamado esmalte. El esmalte consta de alrededor de un 96% de material inorgánico compuesto principalmente por cristales de hidroxiapatita con restos de material orgánico que rodea cada cristal; el esmalte es el tejido más altamente mineralizado que hay en el organismo. Este contenido inorgánico tan alto hace que el esmalte sea particularmente vulnerable a la desmineralización en el medio ácido creado por las bacterias, dando como resultado a la caries dental. El alto contenido mineral del esmalte también determina gran parte de su estructura microscópica.

1.4.2 Dentina

Debido a su contenido mineral excepcionalmente alto, el esmalte es un tejido muy frágil; que es incapaz de soportar las fuerzas de la masticación sin fracturarse, a menos que posea el apoyo de un tejido más resistente. La dentina es el tejido conectivo especializado, que forma la masa del diente, que soporta al esmalte y le otorga flexibilidad para evitar fractura del frágil esmalte suprayacente.

La dentina es un tejido avascular, duro, elástico, blanco-amarillento, que encierra una cámara pulpar central. Como la luz puede pasar con facilidad a través del esmalte delgado y altamente mineralizado, no permite que la luz pase a través de él tan fácilmente y en estos dientes la corona aparece más blanca. Los dientes que tienen su pulpa enferma o no la tienen experimentan a menudo cambio de color de la dentina, lo que ocasiona un ennegrecimiento de la corona clínica. Aproximadamente el 70% de su peso está mineralizado por cristales de hidroxiapatita que es la parte inorgánica, 20% de material orgánico (colágeno tipo I) y 10% de agua en peso. Alrededor del 56% de la fase mineral se halla dentro del colágeno.

1.4.3 Pulpa

Es el tejido encargado de nutrir y defender el diente, pues tiene vasos sanguíneos. Formada también por nervios que reaccionan a cualquier estímulo doloroso [3]. Desde este punto de vista anatómico, resulta común distinguir entre pulpa y dentina, y resulta fácil apreciar porqué. La dentina es un tejido duro, mientras que la pulpa es blanda y se pierde en los dientes secos, dejando una cámara vacía claramente reconocible. Sin embargo, desde el punto de vista embriológico, histológico y funcional, la pulpa y la dentina es el mismo tejido y deberían ser considerados en conjunto. Esta unidad explica mediante las funciones clásicas de la pulpa: 1) formativa, porque produce la dentina que la rodea; 2) nutritiva, porque nutre la dentina, que es avascular; 3) protectora, porque lleva nervios que le dan a la dentina su sensibilidad, y 4) reparadora, porque es capaz de producir nueva dentina cuando eso sea requerido. Todas estas funciones de la pulpa están relacionadas con la dentina [6].

Este tejido otorgan las propiedades de dureza que poseen los dientes. Debido a que ambos tejidos se hallan mineralizados, otorgan a los dientes una duración única; de esta manera los dientes han dado muchas pistas de importancia para poder rastrear la evolución humana. Su indestructibilidad le da también una importancia especial en medicina legal.

La pulpa dental es de origen mesodérmico y llena la cámara pulpar, los canales pulpares y los canales accesorios. Por lo tanto, su contorno periférico depende del conjunto periférico de la dentina que lo cubre y la extensión de su área o volumen depende de la cantidad de dentina que se haya formado. La capa periférica de la pulpa está formada de odontoblastos. En la cámara, la capa de odontoblastos se encuentra sobre una zona libre de células que recibe el nombre de zona de Weil; esta zona contiene fibras [2].

La pulpa consta de una concentración de células de tejido conjuntivo, entre las cuales hay un estroma de fibras precolágenas de tejido conjuntivo. Por el tejido conjuntivo corren abundantes arterias, venas, canales linfáticos y nervios, que entran por los agujeros apicales y comunican con el aparato circulatorio general. Las fibras precolágenas se vuelven colágenas al acercarse a los odontoblastos y forman el incremento homogéneo de predentina.

La arteria que entra por el agujero apical se divide en numerosos capilares que se extienden hasta los odontoblastos. Hay varios elementos celulares en la proximidad de la pared endotelial de los capilares. Los histiocitos, células errantes amiboideas o linfoideas y células mesenquimales no diferenciadas. Los histiocitos son células errantes en reposo; se alteran morfológicamente cuando hay inflamación, acuden al sitio de ésta y se vuelven macrófagos.

En la pulpa abundan los nervios medulados y los no medulados. Las fibras no meduladas del sistema nervioso simpático están contiguas a las paredes de los vasos sanguíneos para normar su acción muscular. Las fibras de los nervios medulados son más numerosas y sensibles. En sus ramas terminales pierden sus vainas de mielina. Aunque se ha afirmado que en los túbulos dentinales penetran fibras nerviosas, no se tiene comprobación satisfactoria.

En resumen, el diente consta de dos tejidos duros: El esmalte acelular y la dentina en la que se apoya, y un tejido conectivo especializado cuyas células formadoras residen en la pulpa. Estos dos tejidos se hallan juntos y muy unidos a nivel del límite amelodentinario, el cual se ve microscópicamente como un borde festoneado bien definido. En la raíz del diente, la dentina se halla cubierta por cemento y la unión entre estos dos tejidos es menos diferenciable.

1.4.4 Cemento

Contiene de 30 a 35% de sustancia orgánica. El cemento joven tiene más materia orgánica. Suele unirse al esmalte de la corona en una línea cervical continua. A veces, el cemento puede cubrir el esmalte en pequeñas áreas localizadas, interrumpiendo la continuidad de la línea cervical. En los dientes de los herbívoros, el esmalte está recubierto regularmente de cemento.

Forma la estructura externa de la raíz de un diente. Inmediatamente después de un incremento de dentina por activación de la vaina epitelial, el tejido conjuntivo contiguo se introduce entre las células en desintegración de la vaina y el proceso, empuja a la vaina apartándola de la dentina en formación. Inmediatamente aparece una capa de cemento, y se forma un incremento de matriz orgánica de cemento, cuyo espesor es uniforme. El incremento de cemento se calcifica directamente después de su formación. En consecuencia, siempre hay una zona de cemento libre de calcio sobrepuesta a los incrementos de cemento calcificado. Durante la formación de la matriz orgánica, los cementoblastos se incluyen a veces en la matriz, y entonces reciben el nombre de cemento celular. En otras ocasiones, las células no se incluyen en el cemento, y entonces reciben el nombre de cemento acelular. Ver (Figura 1.3).

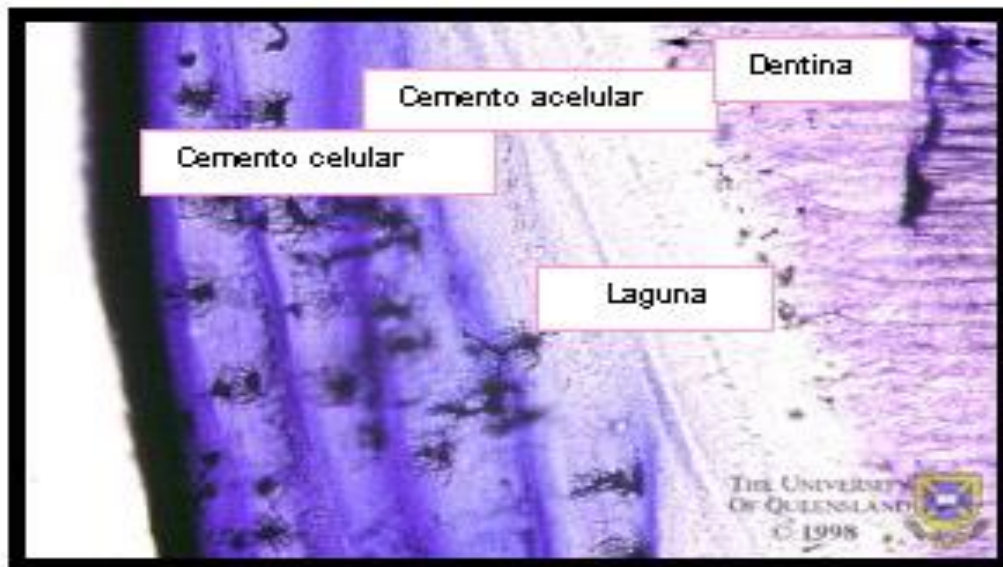


Figura 1.3 Cemento dental celular y acelular

Las fibras de colágeno unen el cemento a la dentina y la membrana peridental a la capa externa de cemento de reciente formación. El cemento puede continuar formándose durante toda la vida, pero generalmente, después de que se han formado y calcificado las primeras capas de espesor uniforme sólo se forman capas adicionales en zonas localizadas, sobre todo en la región apical y en la región de bifurcación de los dientes multirradiculares pero puede formarse cemento en cualquier zona del diente y tomar formas diferentes, como de incremento regular o de horquilla.

Se considera que la formación continuada de apoyo ya para mantener la estabilidad del diente. Se cree que una capa de cemento de reciente formación y libre de calcio encierra un nuevo grupo de fibras de colágeno, lo que sirve para asegurar la estabilidad.

Suele afirmarse que la formación localizada de cemento en los ápices de las raíces sirve para compensar la continuada erupción clínica activa, que al desgastarse las áreas masticatorias, los dientes compensan la pérdida de estructura mediante la migración vertical a fin de mantener la distancia intermaxilar y que simultáneamente, se forma cemento en los ápices de las raíces. Esto sería muy conveniente, pues el depósito del cemento en las regiones apicales aumentaría necesariamente la longitud de la raíz y mantendría una relación equilibrada entre la palanca intralveolar y la extralveolar, lo que, a su vez asegura la estabilidad del diente. Esta notable

acción de compensación ocurre también en los animales inferiores, sobre todo en los roedores y los herbívoros, pero no siempre sucede lo mismo en los seres humanos.

Es indudable que el depósito localizado de cemento puede ser una reacción conveniente a los procesos inflamatorios. Generalmente, dicho depósito ocurre en la región de la superficie radicular que se halla directamente opuesta a la región de la inflamación. Los factores etiológicos pueden ser traumáticos o bacterianos.

Tiene especial interés el hecho de que, en muchos casos, no hay formación adicional de cemento. Es evidente que, en tales circunstancias, la estabilidad del diente disminuye continuamente. Esta falta de estabilidad parece estar asociada comúnmente con las enfermedades del periodonto. Cementosis, hiperplasia del cemento y exostosis del cemento son expresiones sinónimas que se usan para designar el depósito localizado de cemento [2].

1.5 Fisiología Dental

Los dientes son muy importantes en múltiples funciones del organismo, son esenciales para proteger la cavidad oral formando una dura barrera física y no sólo proporciona protección a las estructuras orales, sino que a los mismos dientes son un arma extraordinaria. El diente realiza parte de la digestión al cortar, moler y triturar los alimentos sólidos (digestión mecánica), indispensables para una buena digestión. Además, participa junto con otros elementos de la boca en la comunicación oral, necesarios para el habla, la fonética e incluso el silbido. Importantes para pronunciar bien las palabras y hablar correctamente. Para conservar la forma correcta de la cara y la presentación personal (estética). Para tener una buena salud general [2].

1.6 Defectos Dentales

Anomalía es la malformación, alteración biológica, congénita o adquirida de un objeto; defecto se refiere a la carencia de alguna cualidad propia de un objeto.

Dado estos términos se tienen una referencia más clara con respecto a este tema. Los defectos dentales se clasifican de acuerdo al tejido que se encuentre afectado.

1.6.1 Defectos en el Esmalte

Defectos ambientales del esmalte: durante la formación del esmalte los ameloblastos son susceptibles a varios factores externos que pueden reflejarse en los dientes erupcionados. Las lesiones metabólicas, si son lo bastante graves y prolongadas, puede provocar defectos en la cantidad de forma del esmalte o en la calidad y color del mismo. Los defectos cuantitativos del esmalte, cuando su dureza es anormal, se conoce como *hipoplasia* del esmalte. Los defectos cualitativos, en los que se produce esmalte en cantidad normal pero hipomineralizado, reciben el nombre de *hipocalcificación* del esmalte. En este defecto el esmalte es más blando de lo normal. El grado del defecto depende de tres condiciones:

- a) Intensidad del factor causante
- b) Duración de la influencia del actor
- c) Momento en el cual actúa el factor durante el desarrollo de la corona

Los factores que ocasionan daño al ameloblasto son muy variados, aunque los signos clínicos de esmalte defectuoso son los mismos. Los factores etiológicos pueden presentarse a nivel local a afectar un solo diente o actuar por vía sistémica y dañar todos los dientes en los cuales se forma el esmalte. El traumatismo local o la formación de absceso lesionan los ameloblastos que cubren el sitio donde se desarrolla la corona y como resultado hay hipocalcificación o hipoplasia del esmalte. Los dientes afectados presentan a veces en la corona áreas con alteración del color o pueden mostrar verdaderas fosillas o irregularidades [4].

Amelogénesis imperfecta: pertenece al grupo de enfermedades hereditarias de apariencia similar que afectan la formación del esmalte en ambas denticiones los dos tipos principales, hipoplasia o hipocalcificación. En el tipo hipoplásico, los dientes erupcionan con insuficiencia de esmalte y se identifican picaduras y surcos en unos casos o ausencia completa (aplasia) entre otros. En algunos individuos, debido al

reducido espesor del esmalte, puede ser evidente un contorno anormal y ausencia de puntos de contacto interproximal.

1.6.2 Defectos en Dentina

Dentina interglobular: durante el proceso de calcificación quedan atrapadas algunas áreas de dentina poco calcificada. Estas áreas de dentina poco calcificada son la dentina interglobular. Se localizan cerca de la UDE en la corona y en la unión dentino – cementaria en la raíz. La dentina interglobular de la raíz suele denominarse capa granular de Tomes, carecen de significación clínica.

Tractos muertos: son túbulos dentinarios vacíos debido a la muerte de los odontoblastos que inicialmente los ocupaban. No se ven clínicamente, sólo microscópicamente. Debido a que los túbulos se encuentran vacíos proporcionan una vía hacia la pulpa para las bacterias implicadas en las caries. Ello supone una mayor rapidez de penetración de la caries cuando ya ha alcanzado la UDE; y no hay suficiente tiempo para que se forme la dentina reparadora.

Dentina esclerótica (muy endurecida) o dentina translúcida o transparente: cuando el estímulo sobre la dentina es de poca magnitud, además de la dentina reparativa, los odontoblastos se van retrayendo y van mineralizando el túbulo dentario (se forma dentina peritubular), con lo que desaparece. En este sector, a las observaciones por desgaste, la dentina se ve transparente. Su causa se relaciona con un traumatismo oclusal o una caries, las prolongaciones odontoblásticas del área del traumatismo se retraen y comienzan a segregar sustancia de la matriz, que llena el túbulo vacío.

Dentinogénesis Imperfecta: es un rasgo autonómico dominante con expresividad variable. Afecta la dentina de ambas denticiones. Debido a las alteraciones clínicas del color de los dientes, esta afección también se conoce como dentina opalescente (hereditaria).

La *Dentinogénesis imperfecta* se divide en dos clases tipo I donde se observa anomalía de la dentina en pacientes con osteogénesis imperfecta concurrente, los dientes primarios están más gravemente dañados que los permanentes. Tipo II,

los sujetos sólo presentan anomalías de la dentina sin enfermedad ósea alguna. En el tipo III, sólo ocurren defectos dentales, similares a los del tipo II incluyendo exposición múltiple de la pulpa, radiotransparencia periapical y un aspecto radiográfico variable.

Los tres tipos comparten un gran número de propiedades. En ambas denticiones los dientes muestran una infrecuente translucidez y un aspecto opalescente con una coloración que varía desde el amarillo hasta el gris. Toda la corona posee un color anormal debido a la dentina lesionada subyacente.

Displasia: es otro rasgo autonómico dominante. En el examen microscópico el esmalte y la dentina inmediatamente subyacente parecen normales. Las capas más profundas de dentina muestran patrones tubulares atípicos, con áreas amorfas, atubulares y organización irregular. En el lado pulpar del manto aparentemente normal de dentina se reconocen masas globulares o nodulares de dentina anormal.

1.6.3 Defectos en Pulpa

Cálculos Pulpares: son la principal anomalía que se ve en la pulpa. Son áreas pequeñas, circulares calcificadas, que aparecen en las pulpas de aproximadamente el 80% de las personas entre 70 y 80 años. Con esta elevada tasa de aparición podría ser discutible identificarles como anomalías, pero se les considera una situación patológica.

Los cálculos pulpares no suelen afectar el estado de la pulpa. La pulpa puede contener una serie de cálculos y estar aún viva. Pueden verse como pequeñas opacidades radiológicas globulares en las radiografías.

El único problema que puede aparecer sería durante el tratamiento endodóntico de un diente y con múltiples cálculos pulpares. Los cálculos podrán dificultar la extracción del tejido pulpar con fresas y limas [2].

Resorción Interna: se puede observar resorción de la dentina en las paredes pulpares como parte de una reacción inflamatoria a la lesión pulpar o también en casos donde no puede identificarse causa desencadenante aparente.

La resorción ocurre como resultado de la activación de osteoclastos o dentinoclastos sobre la superficie interna de la raíz o corona. Pueden encontrarse lagunas de resorción que contienen estas células inflamatorias crónicas. Además pueden detectarse líneas reversas en el tejido duro adyacente que reflejan intentos de reparación. Con el tiempo, el proceso perfora la raíz o la corona e inutiliza el diente. Cualquier diente puede dañarse y muchas veces sólo una pieza dental está lesionada, aunque se conocen casos en los cuales hay más de un diente enfermo. En casos avanzados, las piezas muestran un color rosa debido a la proximidad del tejido pulpar a la superficie del diente. En tanto no ocurra fractura o comunicación con una bolsa periodontal los individuos permanecen asintomáticos. Algunas veces el proceso se detiene de manera espontánea sin razón aparente.

Resorción Externa: esta alteración puede ser consecuencia de un proceso patológico adyacente, como lesiones inflamatorias crónicas, quistes, tumores benignos y neoplasias malignas. También puede suceder junto con traumatismos, reimplantación o trasplante de dientes y retención.

La resorción externa de los dientes erosionados puede ser idiopática. Esto ocurre a veces en uno o más dientes. Cualquier diente puede dañarse, aunque los molares tienen menos probabilidad. Se puede observar dos patrones, uno: la resorción tiene lugar en apical en la unión cemento-esmalte, simulando un patrón de caries relacionado con xerostomía. Sin embargo: las lesiones se presentan sobre las superficies de la raíz por debajo del ligamento epitelial gingival. Otro patrón es cuando el proceso se inicia en el ápex y progresa en sentido oclusivo. Con el tiempo la resorción causa pérdida del diente [4].

1.6.4 Fracturas o Fisuras

Hace más de treinta años se describió una condición caracterizada por la presencia de una fisura dentaria o fractura dentaria incompleta, que si bien se encuentra ampliamente descrita en la literatura odontológica, los criterios utilizados por los diferentes autores en cuanto a su definición, han ocasionado que exista cierta confusión entre los clínicos. En general se conoce como síndrome del diente fisurado

que, definiéndolo de una manera simple, se refiere a la sintomatología que pueden presentar los dientes vitales con fracturas incompletas o fisuras.

El diente fisurado es conocido como fractura incompleta de un diente. Otros términos han sido utilizados, incluyendo: fractura incompleta corono-radicular, línea de fractura, fractura fisural, hendidura y también se le ha llamado fractura en tallo verde debido al patrón que sigue dentro de esmalte y dentina sin separación visible de los fragmentos fracturados.

Estas fisuras dentarias en dientes con pulpa vital pueden ser el producto de fuerzas generadas durante la masticación, traumatismo, hábitos para funcionales o como resultado de procedimientos operarios restauradores, y en los dientes con tratamiento de conductos pueden ser consecuencia de procedimientos endodónticos; así varía la etiología y la sintomatología, sin embargo, el resultado es el mismo: la fisura o fractura dentaria incompleta.

Complementando la progresión del síndrome, se habla de que la sintomatología variará de acuerdo al grado de compromiso pulpar; por lo tanto, el diente con síndrome del diente fisurado, a medida que evoluciona, puede presentar síntomas muy diversos que pueden confundirse con otras patosis pulpares, periodontales o cuadros de color miofascial o articular; incluso se menciona que los síntomas presentados por un paciente con un diente fisurado pueden guiar hacia otros posibles diagnósticos tales como síndrome de disfunción de la articulación temporomandibular, problemas sinusales, neuralgias, dolor de cabeza vago y dolor de oído [5].

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA PARA EL DIAGNÓSTICO DE DEFECTOS DENTALES

2.1. Rayos X

La radiología representa un área muy importante dentro del campo médico y odontológico ya que es un componente básico dentro del diagnóstico.

En el área de la endodoncia, la toma de radiografías es de vital importancia durante las diferentes etapas del tratamiento, por lo tanto, es esencial obtener radiografías de alta calidad diagnóstica para llevar a cabo una terapia endodóntica exitosa [7].

El uso de la computadora en la odontología ha marcado un gran cambio en la práctica. De esta manera, se han desarrollado equipos de alta tecnología en el área de la radiología que permiten tanto el almacenamiento [9], como la visualización digital de las radiografías intraorales. También el desarrollo de sistemas computarizados como la tomografía ofrece una visión tridimensional para el estudio de la morfología de los dientes con fines didácticos y también de investigación.

2.1.1 Composición de la Película

La película radiográfica está compuesta por una emulsión y una base. La emulsión está compuesta de cristales de haluro de plata que son fotosensibles y una matriz de gelatina, la cual tiene la función de suspender estos cristales. Los cristales haluro contienen bromuro de plata y yoduro de plata. Estos últimos poseen cristales más grandes, lo que permite usar menores dosis de radiación. Existen películas con doble emulsión, las cuales para obtener la imagen requieren menor cantidad de radiación y las que presentan una sola emulsión, logran imágenes más detalladas.

2.1.2 Características de la Imagen Radiográfica

La radiografía se evalúa según diferentes características de las cuales influirán directamente en la calidad de la imagen, estas características son:

- Densidad radiográfica
- Contraste radiográfico
- Detalle
- Velo y radiación dispersa o secundaria

2.1.3 Evaluación de las Radiografías

De acuerdo a la filosofía de la radio protección es necesario evaluar adecuadamente todas las radiografías, para asegurarse de que la información obtenida en ellas sea completa y beneficiosa para el paciente. Hay tres pasos que abarcan estos factores en relación al manejo del paciente:

- Reconocimiento de características
- Interpretación
- Manejo de las necesidades del paciente

2.1.4 Radiografías Digitales

En un pasado lejano, las radiografías servían para decidir si debía extraerse o tratarse un diente y el paciente debía esperar los resultados del cuarto oscuro, sin embargo en la actualidad el paciente está totalmente implicado en los procesos de diagnóstico, profilaxis y tratamiento debido al uso creciente de las imágenes digitales para el diagnóstico dental.

2.1.5 Sistemas de Diagnostico con Placa Radiográfica Digital

Con las radiografías panorámicas y las Ceph (*Orthophos Plus Ceph* ofrece telerradiografía y radiografía panorámica sobre película y *Orthophos Plus DS Ceph* telerradiografía y radiografía panorámica digital. Con 16 programas de radiografía panorámica y distintas técnicas telerradiográficas, puede hacer frente a todas las exigencias de ortodoncia y cirugía maxilofacial), las películas analógicas o los casetes guía son fácilmente sustituibles por placas radiográficas.

El aparato de rayos X está listo para su uso y digitalizar imágenes sin necesidad de aplicar ningún tipo de conversación. Inversión justificable y necesaria para entrar en el mundo del diagnóstico digital.

2.1.6 La Tecnología de la Placa Radiográfica en Odontología

En la radiología médica, las placas radiográficas se utilizan de forma tan habitual como las radiografías por rayos X. Las potenciales ventajas del Dürr VistaScan y de la tecnología de placas radiográficas son:

- Latitud de exposición
- Completa gama de escala de grises
- Alta resolución
- Dosis de radiación reducida

2.2 Cámaras Intraorales

Una cámara intraoral es una compleja combinación de tecnologías de video y computación, ensambladas en un dispositivo auxiliar de gran eficacia para trabajar odontología de excelencia. Consta de una pieza de mano con luz incorporada, uno o varios lentes, un cable o dispositivo para conexión, una unidad procesadora y un monitor, pudiendo conectarse a diversos elementos accesorios, como una impresora y a una unidad para almacenar datos.

2.2.1 Composición de la Cámara Intraoral Color

- Posee un diámetro de 2.5 cm de largo por 1 cm de ancho, lo que permite introducirlo en la boca del paciente [9].
- Cuenta con un lente de aumento color regulable.
- Posee un cable de 2 metros de largo.
- En el extremo del mismo posee una ficha de tipo telefónico que se conecta a la interface.
- Entrada para el cable RCA de video.
- Entrada para la fuente de electricidad que se conecta a 110/220 volts.

2.2.2 Imagen de la Cámara Intraoral Color

- La imagen de una cámara se mide por líneas de resolución, la cámara intraoral dental visión cuenta con 450 líneas, al igual que las cámaras más costosas, debido a esto, se obtiene la misma calidad de imagen.
- Esta cámara intraoral cuenta con un lente de aumento que permite ampliar hasta 500 veces las imágenes de una pieza dental, de esta forma las lesiones

visibles se magnifican y las invisibles, como pequeñas grietas y sarro, se ven claramente.

- Cuenta con un foco manual que gradúa sólo con un dedo, con la misma mano con la que sostiene la cámara, y una vez ajustada se pueden tomar imágenes de 1cm a 10 cm sin variarlo.
- La cámara posee un sistema de autocorrección de la imagen que se activa por diferentes intensidades de luminosidad.
- Este sistema de alta tecnología es exclusivo de la cámara intraoral dental visión la cual le permitirá filmar a su paciente con la intensidad lumínica que le sea más cómodo trabajar, sin observar alteración alguna en claridad o nitidez en la imagen.

2.2.3 Cámara Dental Visión en Televisión

Es apta para utilizar en cualquier tamaño de TV sin que puedan observarse alteraciones en la calidad de imagen, desde un monitor de 9 pulgadas hasta un proyector de cine gigante sin que se produzcan modificaciones en la nitidez de la misma. Una vez conectada se tienen imágenes del paciente en forma de video [9].

2.3 Explorador

Antes de conceptualizar el explorador como instrumento para el diagnóstico de caries dental, se debe saber que este instrumento es parte esencial de la “tríada odontológica”, la cual está compuesta por el espejo dental, la pinza algodонера y el explorador [9].

Este conjunto de instrumentos comprenden los elementos esenciales para el examen y diagnóstico de la cavidad bucal en una consulta odontológica. El explorador es el instrumento empleado para el examen clínico del paciente, que permite descubrir cavidades cariosas y recidivas de obturaciones efectuadas (para

detectar filtraciones en márgenes de aquellas, debe estar provisto de una punta extremadamente aguzada de aproximadamente $0.2 \mu\text{m}$). Existen diferentes tipos de exploradores, según la cantidad de las partes activas:

- **Explorador de extremo simple:** cuando la parte activa del instrumento se encuentra en un extremo del mango, siglas (SE).
- **Explorador de extremo doble:** cuando las partes activas del instrumento se encuentran en ambos extremos del mango, siglas (DE).

2.4 Método de Reflectometría

El método de reflectometría consiste en hacer incidir un rayo de luz sobre una superficie y el reflejo muestra la cantidad de luminosidad que se encuentra sobre ésta, como se muestra en la (Figura 2.1), con este método se analiza la rugosidad de la superficie [8].

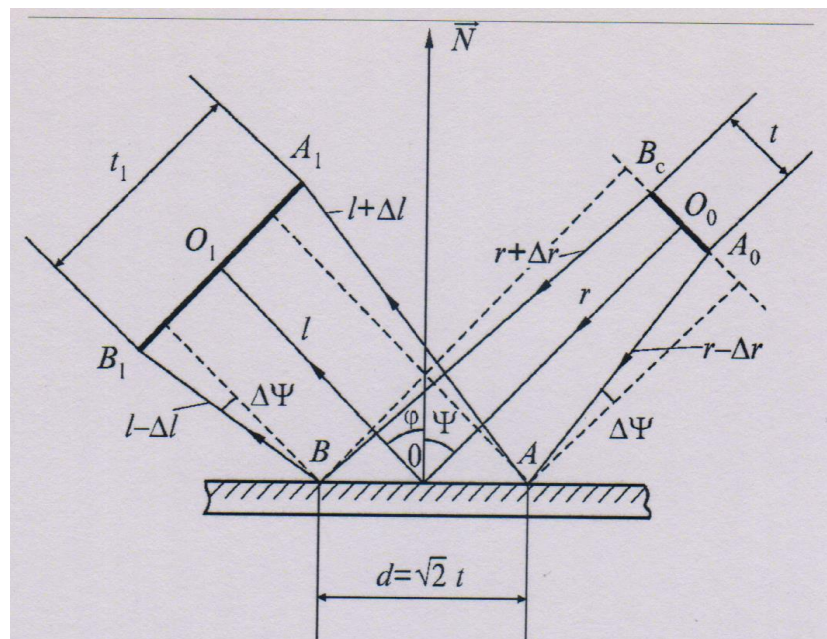


Figura 2.1 Modelo del método de reflectometría

En base a la (Figura 2.1) se establece el sistema de ecuaciones para determinar la respuesta de luminosidad de emisión y la intensidad de luminosidad de reflexión.

- **Respuesta de Emisión Lumínica**

Como el haz de luz de incidencia cae sobre una superficie y la luz que se propaga no es lineal se toma el rayo central para asegurar que la luz emitida no se disperse en su totalidad.

La respuesta de luz emitida se calcula siguiendo la Figura 2.2 dando como resultado (1), (2), (3), (4) y (5).

$$d = \sqrt{2t} \dots\dots\dots (1)$$

$$\Delta r = \frac{\sqrt{2}}{4} d \dots\dots\dots (2)$$

$$\Delta l = \frac{2t + \sqrt{2d}}{4} \dots\dots\dots (3)$$

$$\Delta \psi = \text{arctg} \left(\frac{\sqrt{2d-2t}}{4r - \sqrt{2d}} \right) \dots\dots\dots (4)$$

$$t_1 = 2(t + 1) + \sqrt{2d} \dots\dots\dots (5)$$

Con (1), (2), (3), (4) y (5) se encuentra la respuesta de luz expresada por E en (6).

$$E = \frac{I_0 \cos \psi}{r^2} \dots\dots\dots (6)$$

Donde:

I_0 = Intensidad de caída del rayo de luz

r^2 = Distancia del emisor hasta la superficie

ψ = Ángulo de inclinación del emisor con respecto a la superficie

$\cos \psi$ = La forma de cono con la que se está trabajando

- **Intensidad de Luminosidad de Reflexión.**

La intensidad de reflexión viene dada por (7).

$$\phi = \rho I_0 S \frac{2(r+1)c}{2r+d \cos \psi} \left[1 - \pi^2 h^2 \cos \psi \left(\frac{1}{\lambda_2^2} - \frac{1}{\lambda_1^2} \right) \right] \dots\dots\dots (7)$$

Donde:

λ_1, λ_2 = Valores fronterizos del espectro del haz

S = Superficie

C = Está dada por (8)

$$C = 2 \left[\frac{32\sqrt{2}dr}{(8r^2-d^2)^2} - \frac{tg\psi \sin(\arctg \frac{d-\sqrt{2}t}{2\sqrt{2r-d}})}{r^2} \right] \dots\dots\dots(8)$$

Para minimizar (7) se utiliza (9) y (10)

$$C_1 = \frac{2(r+1)C}{2r+d \cos \psi} \dots\dots\dots(9)$$

$$C_* = C_1 \pi^2 \cos^2 \psi \left(\frac{1}{\lambda_2^2} - \frac{1}{\lambda_1^2} \right) \dots\dots\dots(10)$$

Obteniendo (11)

$$\phi = \rho I_0 S (C_1 - C_* h^2) \dots\dots\dots(11)$$

Donde:

p = Es el grado de polarización.

Finalmente la ecuación de conversión de intensidad de luminosidad está dada por (12):

$$U = k\rho I_0 S (C_1 - C_* h^2) \dots\dots\dots(12)$$

Donde:

K = Es el coeficiente de transferencia del convertidor.

2.5 Tarjeta de Adquisición de Datos

EL mecanismo se conecta a una tarjeta de adquisición de datos para enviar los resultados a una computadora haciendo una conversión de luz a voltaje analógico y posteriormente convertirlo a voltaje digital para hacer su conversión del número decimal y así el valor obtenido guardarlo en un archivo para su tratamiento posterior. En la (Figura 2.2) se muestra el diagrama de bloques del sistema de adquisición completo.

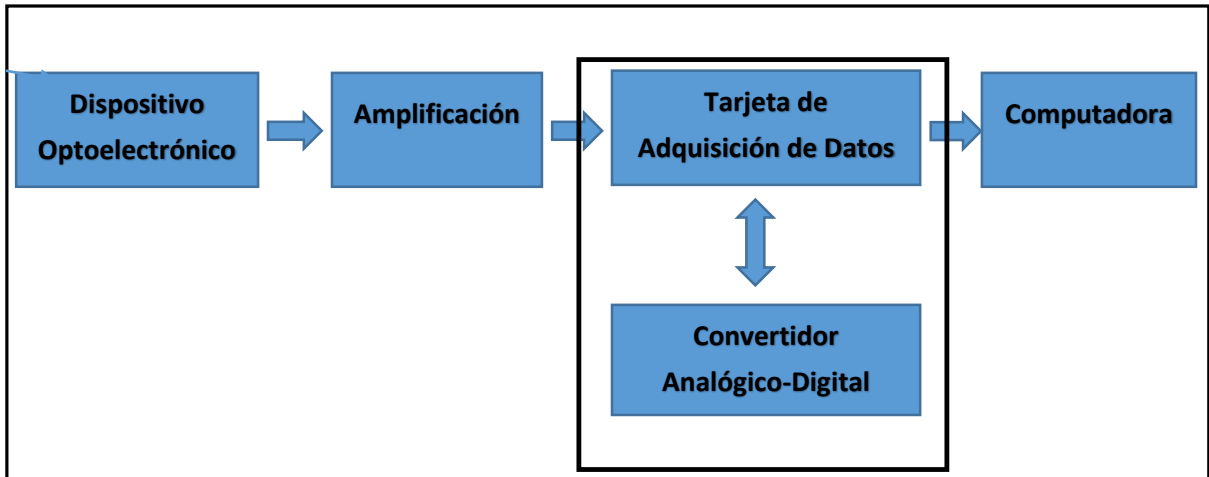


Figura 2.2 Diagrama de bloques del sistema de adquisición de datos

CAPÍTULO III

SISTEMA DE DETECCIÓN DE DEFECTOS

DENTALES

3.1 Sistema Mecatrónico

El sistema con el que se cuenta es un robot de tipo caballete [10] de tres grados de libertad (Figura 3.1), este robot se caracteriza por poseer un desplazamiento por eje de un micrómetro, el cual se logra con el empleo de una caja reductora con una relación de 4:1. Para realizar los desplazamientos en el eje X y en el eje Y, se cuenta con motores de DC. Para realizar el desplazamiento en el eje Z, se cuenta con un motor a pasos. En el eje X se requiere de una precisión de micrómetros pero debido a estimaciones realizadas en el tiempo que tomaría realizar el desplazamiento deseado tardaría alrededor de 7 meses, lo cual no es viable, por lo que se determinó emplear un motor de DC, para obtener un tiempo de desplazamiento menor.



Figura 3.1 Robot tipo caballete para el desarrollo del proyecto

La aplicación para la cual está pensada el sistema requiere de una precisión de micrómetros, los cuales se obtendrán empleando un convertidor analógico-digital (ADC) con una frecuencia de muestreo, que esté en función de las muestras deseadas, así como la distancia que requiere en el escaneo y teniendo en cuenta el número de revoluciones por minuto del motor de DC empleado. Esta solución impacta en la cantidad de datos que se obtendrán en un intervalo de tiempo, sin embargo, el tiempo que se requiere para el desplazamiento se reduce en gran

medida, teniendo una estimación de tiempo de desplazamiento de 2 días, en comparación al tiempo que se estimó con el empleo de motores a pasos.

En lo que respecta al eje Y, se realizó una modificación en el sistema mecánico, para solucionar los problemas que se presentaron en cuanto a desfase así como amarre mecánico del sistema, la cual radica en la implementación de un eje de transmisión que sirve de unión para los motores en el eje Y. Con la implementación de esta solución se obtuvo un mejor desempeño mecánico en cuanto a desplazamiento, reduciendo en gran medida el desfase y la velocidad se mejoró notablemente; en cuanto a los motores se obtuvo un mejor desempeño así como una reducción en el calentamiento de los mismos.

3.2 Motor Eléctrico

Un motor eléctrico es un dispositivo que funciona con corriente alterna o directa y que se encarga de convertir la energía eléctrica en movimiento o energía mecánica. Los motores eléctricos han pasado a ser herramientas muy útiles que sirven para realizar múltiples trabajos; se les encuentra en aplicaciones diversas, tales como: ventiladores, bombas, equipos electrodomésticos, automóviles, etc.

3.3 Motor de Corriente Directa

El principio de funcionamiento de los motores eléctricos de corriente directa o continua se basa en la repulsión que ejercen los polos magnéticos de un imán permanente cuando, de acuerdo con la Ley de Lorentz, interactúan con los polos magnéticos de un electroimán que se encuentra montado en un eje. El electroimán se denomina “rotor” y su eje le permite girar libremente entre los polos magnéticos norte y sur del imán permanente situado dentro de la carcasa o cuerpo del motor. Cuando la corriente eléctrica circula por la bobina de este electroimán giratorio, el campo electromagnético que se genera interactúa con el campo magnético del imán permanente. Si los polos del imán permanente y del electroimán giratorio coinciden, se produce un rechazo y un torque magnético o par de fuerza que provoca que el

rotor rompa la inercia y comience a girar sobre su eje en el mismo sentido de las manecillas del reloj en unos casos, o en sentido contrario, de acuerdo con la forma que se encuentre conectada al circuito la pila o la batería.

3.4 Motor a Pasos

Un motor de pasos o motor paso a paso, como todo motor, en esencia transforma la energía eléctrica en energía mecánica. Mientras que un motor convencional gira libremente al aplicarle un voltaje, este tipo de motor gira un determinado ángulo, es decir, se puede ubicar su eje en posiciones fijas o pasos, de este hecho recibe su nombre. Esta característica es debida a su construcción, ya que por su estructura transforma impulsos eléctricos en movimientos de giro controlados, lo que le permite realizar desplazamientos angulares fijos muy precisos.

También difieren de los motores de CC en la relación entre velocidad y torque (un parámetro que también es llamado "par motor" y "par de giro"). Los motores de CC no son buenos para ofrecer un buen torque a baja velocidad sin la ayuda de un mecanismo de reducción. Los motores paso a paso, en cambio, trabajan de manera opuesta: su mayor capacidad de torque se produce a baja velocidad.

Los motores paso a paso tienen una característica adicional: el torque de detención (que se puede ver mencionado también como "par de detención", e incluso par/torque "de mantenimiento"), que no existe en los motores de CC. El torque de detención hace que un motor paso a paso se mantenga firmemente en su posición cuando no está girando. Esta característica es muy útil cuando el motor deja de moverse y mientras está detenido, la fuerza de carga permanece aplicada a su eje. Se elimina así la necesidad de un mecanismo de freno.

Si bien es cierto que los motores paso a paso funcionan controlados por un pulso de avance, el control de un motor paso a paso no se realiza aplicando en directo este pulso eléctrico que lo hace avanzar. Estos motores tienen varios bobinados que, para producir el avance de ese paso, deben ser alimentados en una adecuada secuencia. Si se invierte el orden de esta secuencia, se logra que el motor gire en sentido opuesto. Si los pulsos de alimentación no se proveen en el orden correcto, el motor

no se moverá apropiadamente. Puede ser que zumbe y no se mueva, o puede ser que gire, pero de una manera tosca e irregular.

Esto significa que hacer girar un motor paso a paso no es tan simple como hacerlo con un motor de corriente continua, al que se le entrega una corriente y listo. Se requiere un circuito de control, que será el responsable de convertir las señales de avance de un paso y sentido de giro en la necesaria secuencia de energización de los bobinados.

Los motores, tanto de corriente directa como de corriente alterna, son muy efectivos en una gran cantidad de aplicaciones de la vida cotidiana. Pero debido a la dificultad que presentan para controlar su velocidad, se desarrollaron otro tipo de motores cuya característica principal es la precisión de giro.

Este tipo de motores son ideales cuando lo que queremos es posicionamiento con un elevado grado de exactitud y una muy buena regulación de velocidad [11].

Construcción.

Están constituidos esencialmente por dos partes:

- Estator: Es la parte fija construida por ranuras en las que van ensambladas las bobinas.
- Rotor: Es la parte móvil construida mediante un imán permanente.

Este conjunto va montado sobre un eje soportado por dos cojinetes que le permiten girar libremente.

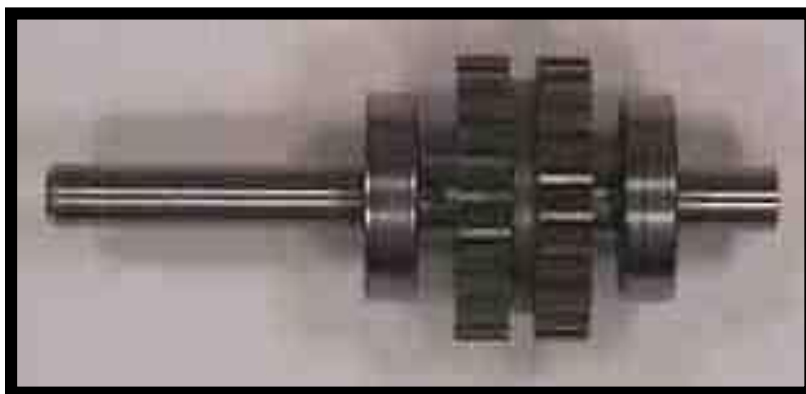


Figura 3.2 Imagen del rotor

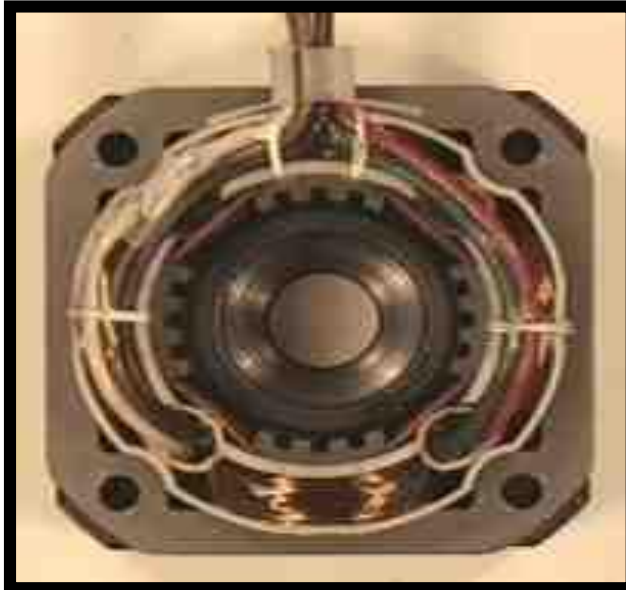


Figura 3.3 Imagen de un estator de 4 bobinas

Funcionamiento: Aún basado en el mismo principio de funcionamiento de los motores de corriente continua, el principio de funcionamiento de los motores paso a paso es más sencillo que cualquier otro tipo de motor eléctrico.

Los motores eléctricos, en general basan su funcionamiento en las fuerzas ejercidas por un campo electromagnético y creadas al hacer circular una corriente eléctrica a través de una o varias bobinas. Si dicha bobina se mantiene en una posición mecánica fija (estator) y en su interior, bajo la influencia del campo electromagnético, se coloca otra bobina (rotor), recorrida por una corriente y capaz de girar sobre su eje.

Al excitar el estator, se crearan los polos N-S, provocando la variación del campo magnético formado. La respuesta del rotor será seguir el movimiento de dicho campo (tenderá a buscar la posición de equilibrio magnético), es decir, orientará sus polos NORTE-SUR hacia los polos SUR-NORTE del estator, respectivamente. Cuando el rotor alcanza esta posición de equilibrio, el estator cambia la orientación de sus polos y se tratará de buscar la nueva posición de equilibrio. Manteniendo dicha situación de manera continuada, se conseguirá un movimiento giratorio y continuo del rotor, produciéndose de este modo el giro del eje del motor, y a la vez la transformación de una energía eléctrica en otra mecánica en forma de movimiento circular.

Al número de grados que gira el rotor, cuando se efectúa un cambio de polaridad en las bobinas del estator, se le denomina "ángulo de paso". Existe la posibilidad de conseguir una rotación de medio paso con el control electrónico apropiado, aunque el giro se hará con menor precisión.

Los motores son fabricados para trabajar en un rango de frecuencias determinado por el fabricante y rebasado dicho rango provocaremos la pérdida de sincronización. Los motores paso a paso, se controlan por el cambio de dirección del flujo de corriente a través de las bobinas que lo forman:

- Controlar el desplazamiento del rotor en función de las tensiones que se aplican a las bobinas, con lo que podemos conseguir desplazamientos adelante y atrás.
- Controlar el número de pasos por vuelta.
- Controlar la velocidad del motor.

Además estos motores poseen la habilidad de poder quedar enclavados en una posición (si una o más de sus bobinas está energizada) o bien totalmente libres (si no circula corriente por ninguna de sus bobinas) [11].

Clasificación: En los motores paso a paso, podemos distinguir 3 tipos desde el punto de vista de su construcción: los de reluctancia variable, los de imán permanente, y los híbridos.

En los de *reluctancia variable*, su rotor está fabricado por un cilindro de hierro dentado y el estator está formado por bobinas. Este tipo de motor trabaja a mayor velocidad que los de imán permanente.

En los motores tipo *imán permanente*, su rotor es un imán que posee una ranura en toda su longitud y el estator está formado por una serie de bobinas enrolladas alrededor de un núcleo o polo. Por último, los *híbridos*, serían una combinación de los anteriores, logrando un alto rendimiento a una buena velocidad.

Una vez vistos los distintos tipos de motores paso a paso desde el punto de vista físico, los clasificaremos en función de la forma de conexión y excitación de las bobinas del estator. Existen 2 tipos: unipolares y bipolares.

Unipolares: Los motores paso a paso unipolares se componen de 4 bobinas.

Se denominan así debido a que la corriente que circula por sus bobinas lo hace en un mismo sentido, a diferencia de los bipolares. Se componen de 6 cables externos, dos para cada bobina y otro para cada par de éstas, aunque también se pueden ver con 5 cables, compartiendo el de alimentación para los 2 pares de bobinas.

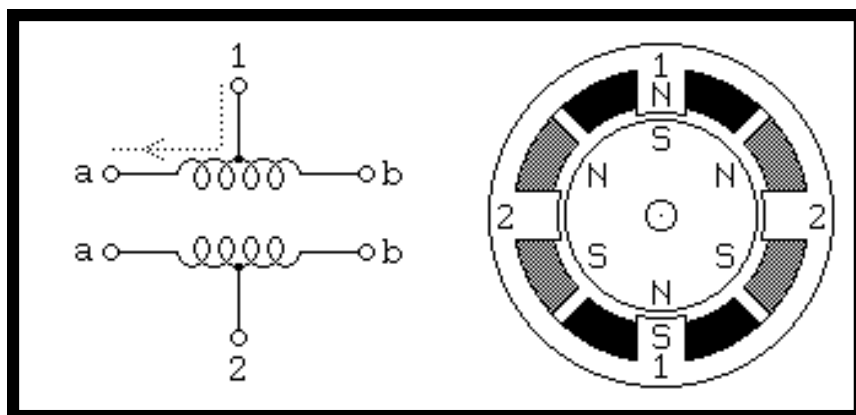


Figura 3.4 Motor unipolar

Bipolares: Se componen de 2 bobinas.

Para que el motor funcione, la corriente que circula por las bobinas cambia de sentido en función de la tensión, de ahí el nombre de bipolar, debido a que en los extremos de una misma bobina se pueden tener distintas polaridades.

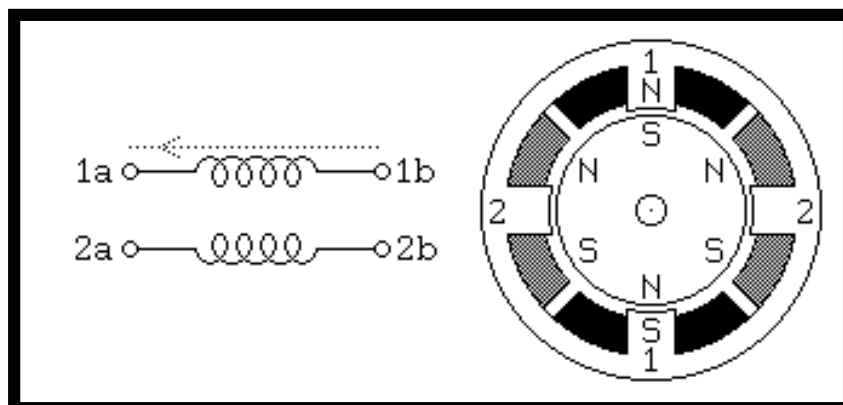


Figura 3.5 Motor bipolar

Otra de las características que los diferencian de los unipolares son que estos llevan cuatro conexiones externas, dos para cada bobina. A diferencia de los unipolares que son más sencillos de utilizar, en los bipolares su dificultad reside en el control de la alimentación y el cambio de polaridad [11].

Secuencias para manejar motores paso a paso.

Existen tres métodos para el control de este tipo de motores, según las secuencias de encendido de bobinas.

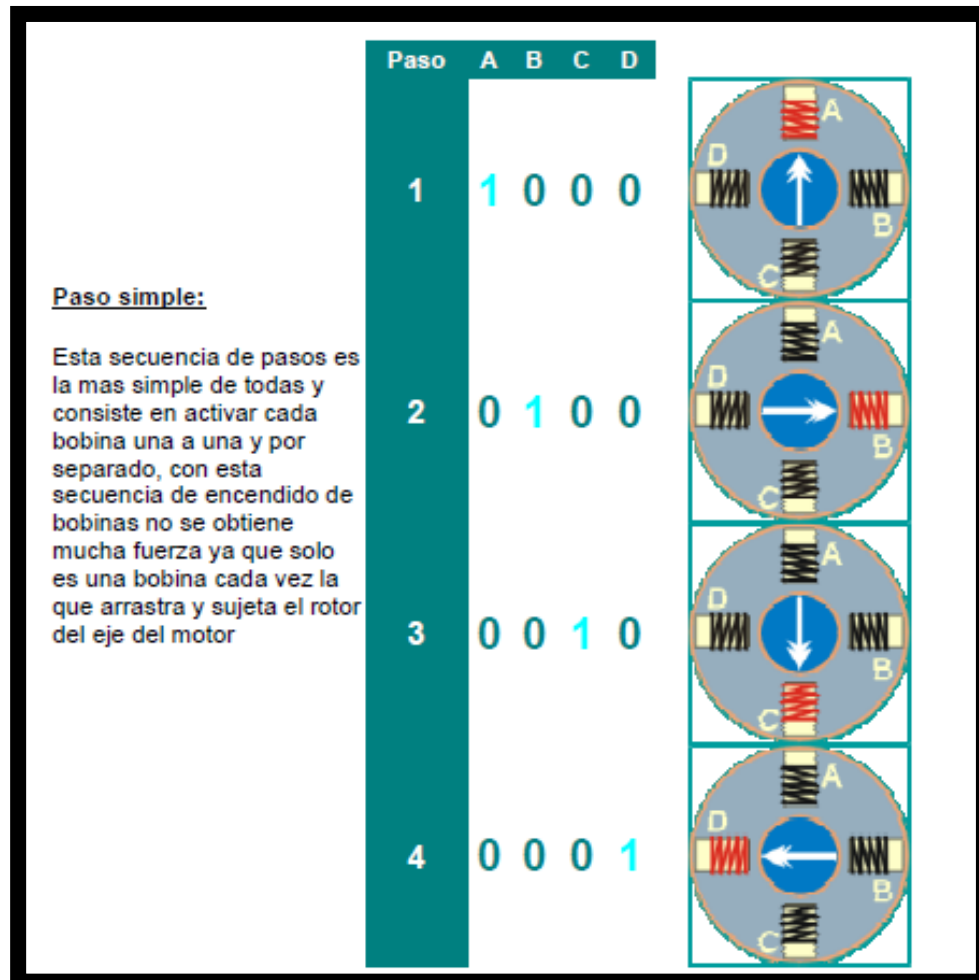


Figura 3.6 Paso simple

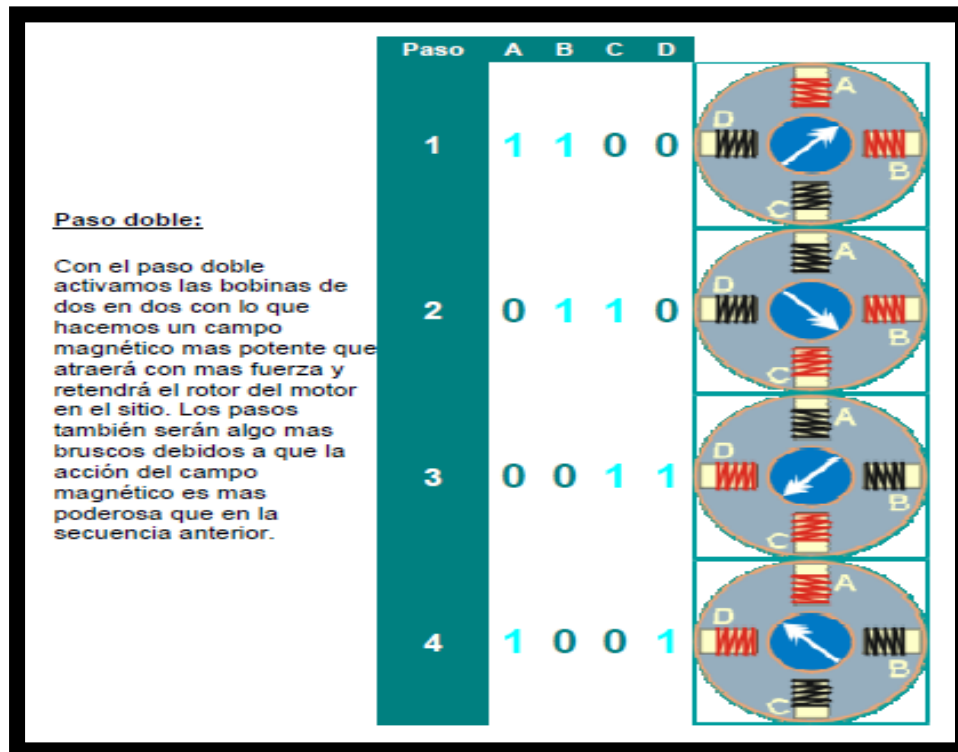


Figura 3.7 Paso doble

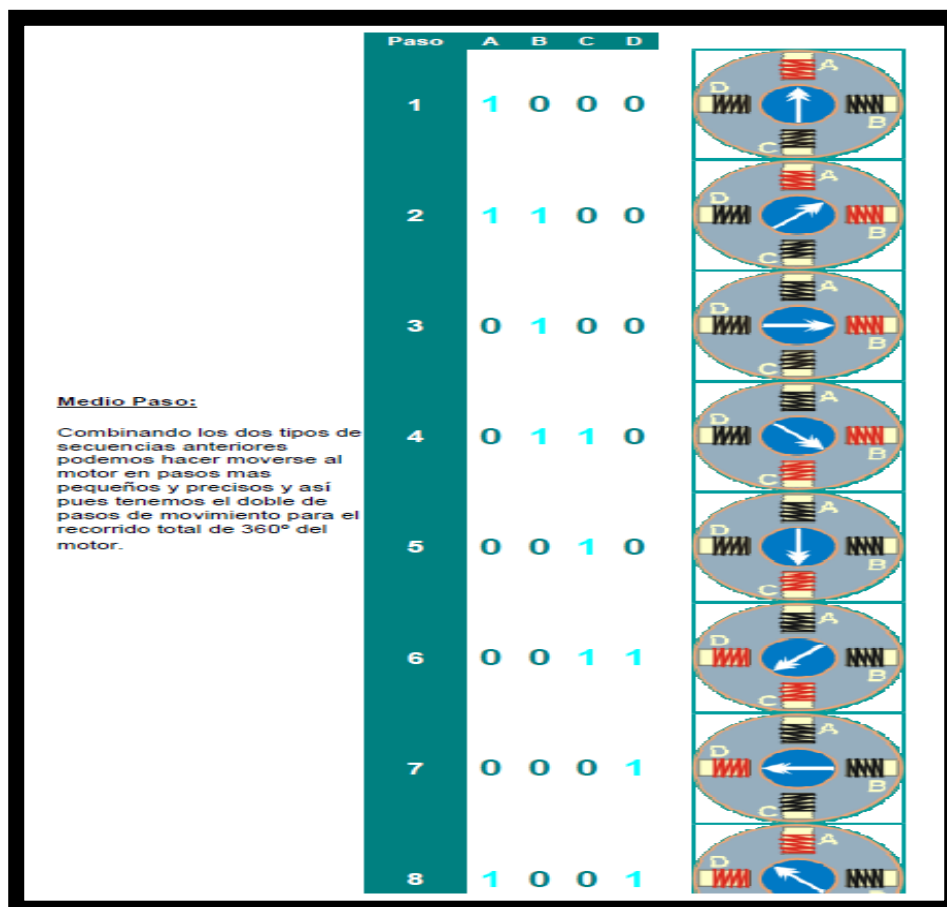


Figura 3.8 Medio paso

3.5 Convertidor Analógico-Digital ADC

Un conversor analógico-digital (ADC) es un dispositivo electrónico capaz de convertir una entrada analógica de voltaje en un valor binario, se utiliza en equipos electrónicos como ordenadores, grabadores de sonido, de vídeo y equipos de telecomunicaciones.

La señal analógica, que varía de forma continua en el tiempo, se conecta a la entrada del dispositivo y se somete a un muestreo a una velocidad fija. La digitalización consiste básicamente en realizar de forma periódica medidas de la amplitud (tensión) de una señal, redondear sus valores a un conjunto finito de niveles preestablecidos de tensión (conocidos como niveles de cuantificación) y registrarlos como números enteros en cualquier tipo de memoria o soporte. Los procesos que dan lugar a esta conversión son el muestreo, la retención, la cuantificación y la codificación.

Establecen una relación biunívoca entre el valor de la señal en su entrada y la palabra digital obtenida en su salida. La relación se establece en la mayoría de los casos, con la ayuda de una tensión de referencia. La conversión analógica a digital tiene su fundamento teórico en el teorema de muestreo y en los conceptos de cuantificación y codificación [10].

Teorema de muestreo.

Enunciado: Si una señal continua, $S(t)$ tiene una banda de frecuencia tal que f_m sea la mayor frecuencia comprendida dentro de dicha banda, dicha señal podrá reconstruirse sin distorsión a partir de muestras de la señal tomadas a una frecuencia f_s siendo $f_s > 2 f_m$.

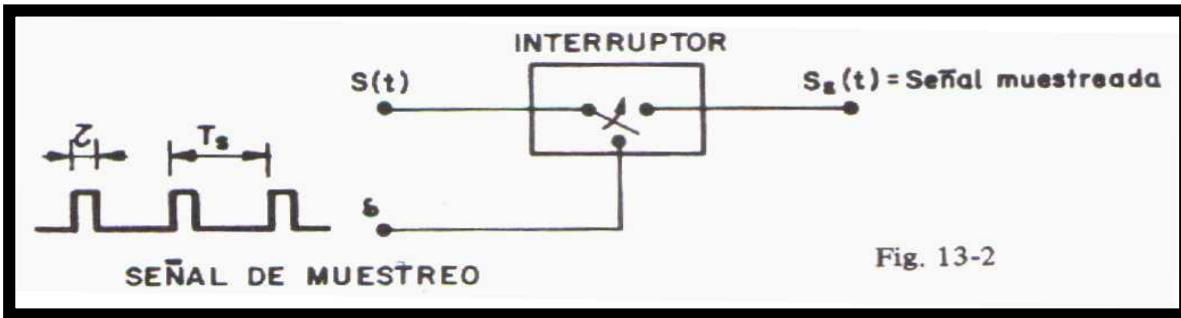


Figura 3.9 Esquema simplificado del proceso de muestreo

El interruptor no es del tipo mecánico, puesto que por lo general f_s es de bastante valor. Suelen emplearse transistores de efecto de campo como interruptores para cumplir los requerimientos que se le exigen, ver Figura (3.10).

$S(t)$: Señal a muestrear

d : Señal muestreadora

$S_d(t)$: Señal muestreada

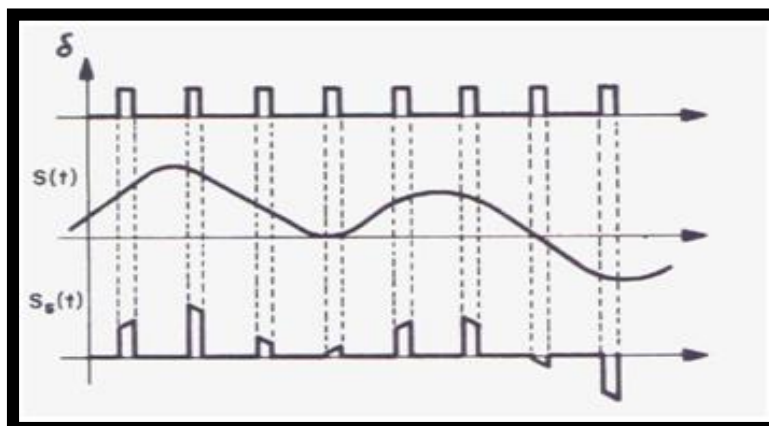


Figura 3.10 Formas de las tres señales principales

Desde el punto de vista de la cuantificación de la señal muestreada, lo ideal sería que el tiempo en que el interruptor está cerrado, fuese prácticamente cero, ya que de otro modo, la señal muestreada puede variar en dicho tiempo y hacer imprecisa su cuantificación [11].

3.6 Hardware del Sistema

El hardware desarrollado se divide en dos etapas, la etapa de control y la etapa de potencia, en la etapa de control se encuentran todos los circuitos lógicos, los cuales

proveen de las señales necesarias para el manejo de los motores, sensores, actuadores, entre otros.

Esta etapa se caracteriza por presentar elementos digitales de tipo combinacional, secuencial y dispositivos lógicos programables, los cuales pueden modificar su comportamiento, para lo cual se realizan modificaciones a nivel firmware, otra característica de este tipo de circuitos es la alimentación que presentan, la cual es normalmente de orden de 5 volts de corriente directa (CD).

Para la manipulación de la velocidad en los motores de DC, así como en un servomotor ubicado en la parte inferior del sistema se requiere el empleo de módulos de ancho de pulso para lo cual se diseñó un sistema de control de velocidad que consta de un circuito lógico combinacional (Figura 3.11), el cual cumple el objetivo de controlar de manera independiente la velocidad tanto en los motores de DC, como en el servomotor empleando únicamente los recursos provistos en el microcontrolador.

En este caso el dispositivo seleccionado consta de dos elementos de modulación, este circuito tiene la función de seleccionar el motor que se controlará con los módulos PWM, así como el servomotor, teniendo presente la necesidad de posibles mejoras, se consideró un caso para el control de un dispositivo adicional.

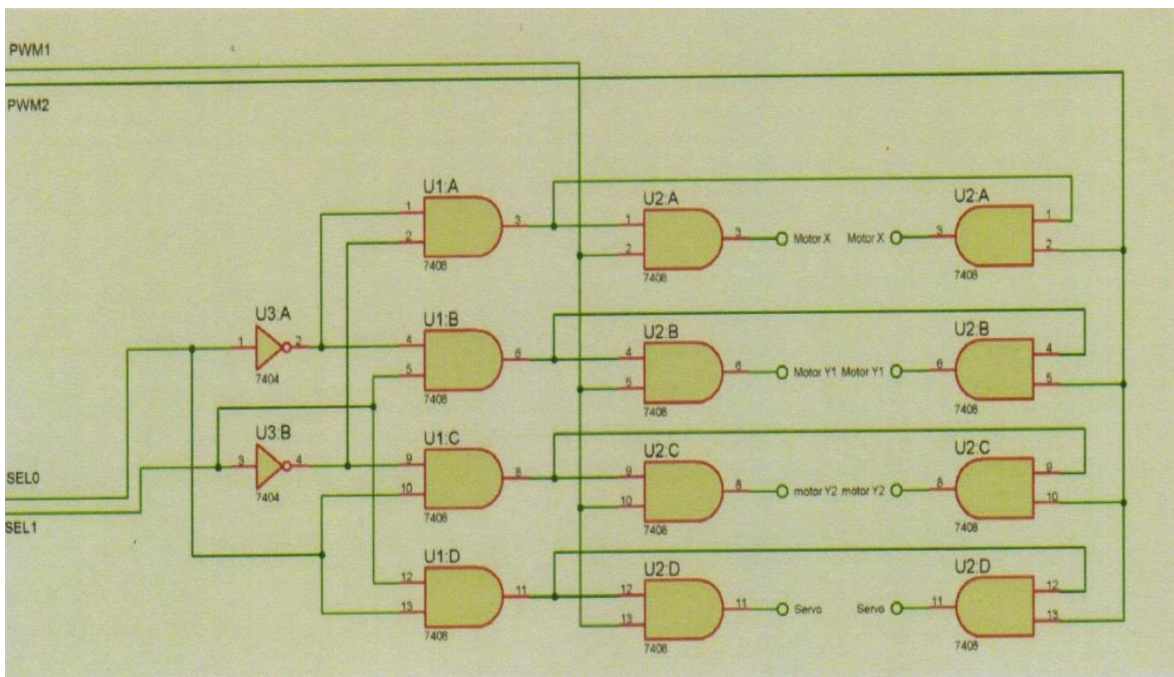


Figura 3.11 Circuito digital combinacional

Adicional a lo anterior se implementaron interfaces para la comunicación (Figura 3.12) del sistema de control con sensores de tipo ultrasónico, este tipo de sensores requieren de una fuente de polarización, así como 2 señales de comunicación por las cuales se obtiene la distancia relativa de un punto al sensor.

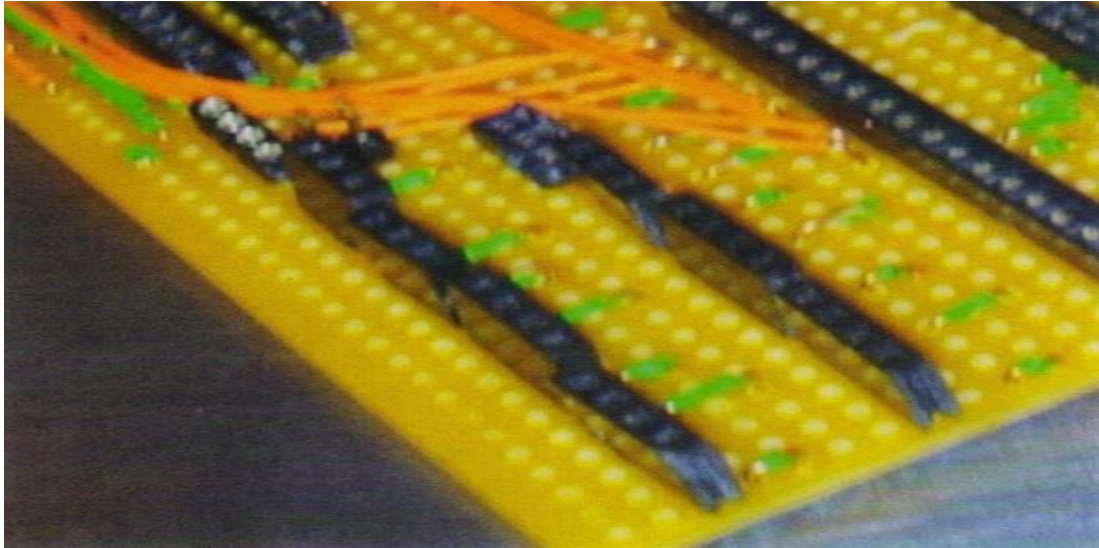


Figura 3.12 Interfaz para la comunicación entre el sistema de control y el sensor ultrasónico

La etapa de potencia (Figura 3.13) provee de la corriente necesaria a los motores para su funcionamiento, así como elementos de protección en caso de una sobrecarga de corriente con lo cual se dañaría la etapa de control. En el diseño de esta etapa se consideraron varios factores como son la corriente pico de cada motor, así como, el voltaje de alimentación para cada tipo de motor.



Figura 3.13 Etapa de potencia del sistema

La etapa de potencia que se diseñó e implementó para los motores a pasos, consta de puentes H, empleando un círculo integrado, con lo cual se obtiene una importante reducción en cuanto a interconexión con la desventaja de una menor corriente capaz de soportar por el motor.

Para compensar esta situación se implementaron en los motores de corriente directa, puentes H, empleando transistores de tipo Darlington, esto con la finalidad de obtener un rango de corriente de pico mucho mayor al obtenido por un elemento discreto.

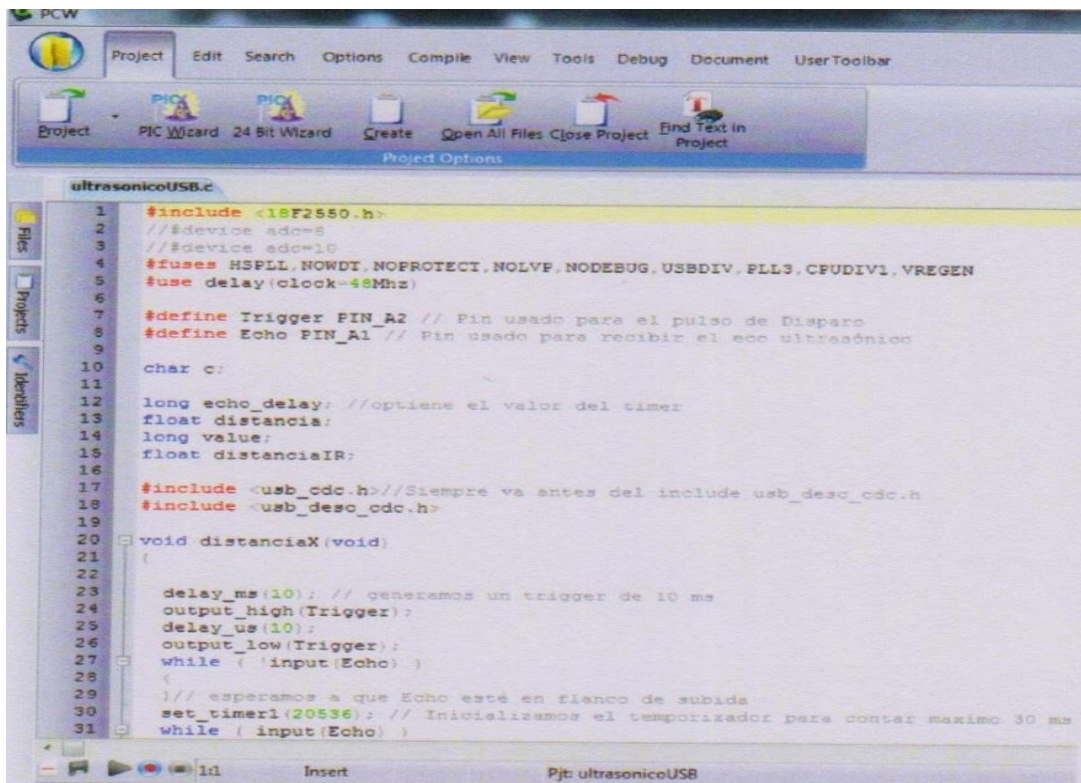
Se determinó en base a la hoja de especificaciones técnicas del dispositivo que la corriente máxima capaz de controlar dicho elemento se encuentra en el rango de los 4 amperes, mientras que el transistor de tipo Darlington se obtiene una corriente máxima de paso de 10 amperes, esto referente a cada transistor, con lo cual se obtiene un máximo de corriente de paso por sentido de giro de 20 amperes, lo cual supera el máximo de corriente exigido por los motores.

3.7 Firmware del Sistema

Los módulos firmware diseñados, se desarrollaron individualmente, así como, los algoritmos de cada elemento, se programaron y posteriormente se realizó una

prueba de funcionamiento en cada módulo, para su posterior conjunción con el sistema de control del sistema.

La implementación de los algoritmos se realizó empleando un lenguaje de alto nivel para la programación de microcontroladores PIC, en este caso se empleó el compilador CCS el cual es un compilador desarrollado por la empresa Microchip para la programación de estos dispositivos de la familia 18 (Figura 3.14).



```
1 #include <18F2550.h>
2 // $device adc=8
3 // $device adc=10
4 #fuses HSPLL, NOWDT, NOPROTECT, NOLVP, NODEBUG, USBDIV, PLL3, CFUDDIV1, VREGEN
5 #use delay (clock=49MHz)
6
7 #define Trigger PIN_A2 // Pin usado para el pulso de Disparo
8 #define Echo PIN_A1 // Pin usado para recibir el eco ultrasónico
9
10 char c;
11
12 long echo_delay; // obtiene el valor del timer
13 float distancia;
14 long value;
15 float distanciaIR;
16
17 #include <usb_cdc.h> // Siempre va antes del include usb_desc_cdc.h
18 #include <usb_desc_cdc.h>
19
20 void distanciaX(void)
21 {
22
23     delay_ms(10); // generamos un trigger de 10 ms
24     output_high(Trigger);
25     delay_us(10);
26     output_low(Trigger);
27     while ( !input(Echo) )
28     {
29     } // esperamos a que Echo esté en flanco de subida
30     set_timer1(20536); // Inicializamos el temporizador para contar máximo 30 ms
31     while ( input(Echo) )
```

Figura 3.14 Estructura general del módulo de control del sistema

El microcontrolador utilizado para el desarrollo del presente trabajo fue el PIC18F4550, el cual se caracteriza por poseer un módulo de comunicación USB, por lo que no se requiere de un módulo adicional para implementar una interfaz física, teniendo una mayor flexibilidad en el desarrollo del Firmware.

El módulo de medición de distancia consiste en un algoritmo (Figura 3.15), que realiza la comunicación con un sensor ultrasónico para la obtención de la distancia, el valor obtenido proporcionará información sobre la ubicación de cada eje del sistema con respecto a un punto de referencia, en este caso la posición de casa del mecanismo.

Esto permite posicionar el mecanismo en las coordenadas deseadas; los módulos con los que se cuentan poseen una sensibilidad de 0.3 cm, así como un rango de operación en un intervalo de 3 cm a 100 cm.

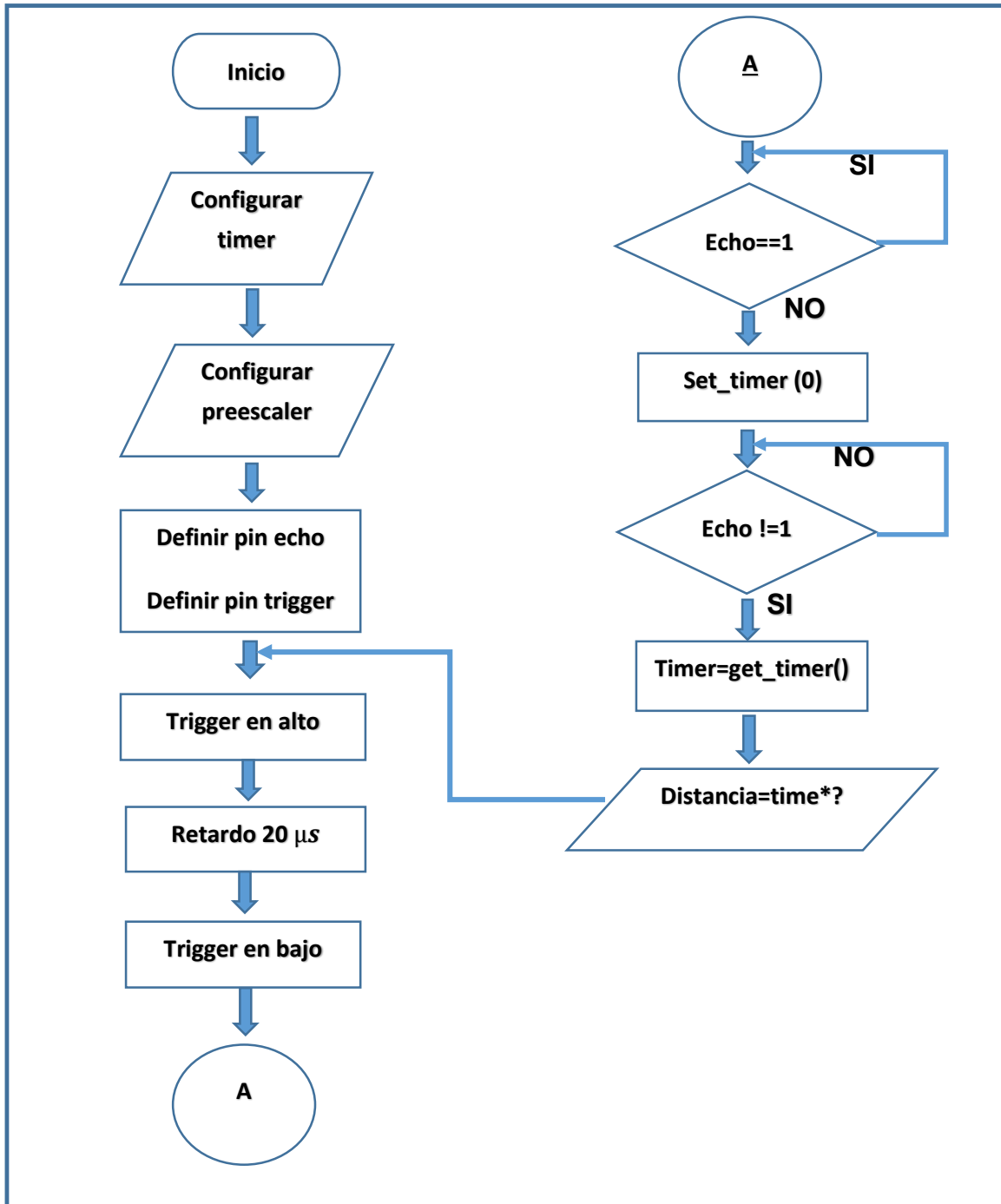


Figura 3.15 Diagrama de flujo del módulo de medición de distancia

El módulo de medición de revoluciones se diseñó como algoritmo, encargado de realizar el cálculo de las revoluciones en los motores de DC incorporados en el sistema, es decir, realiza las mediciones de las RPM en los ejes X y Y, en un intervalo de 0 a 2000 RVM (Figura 3.16).

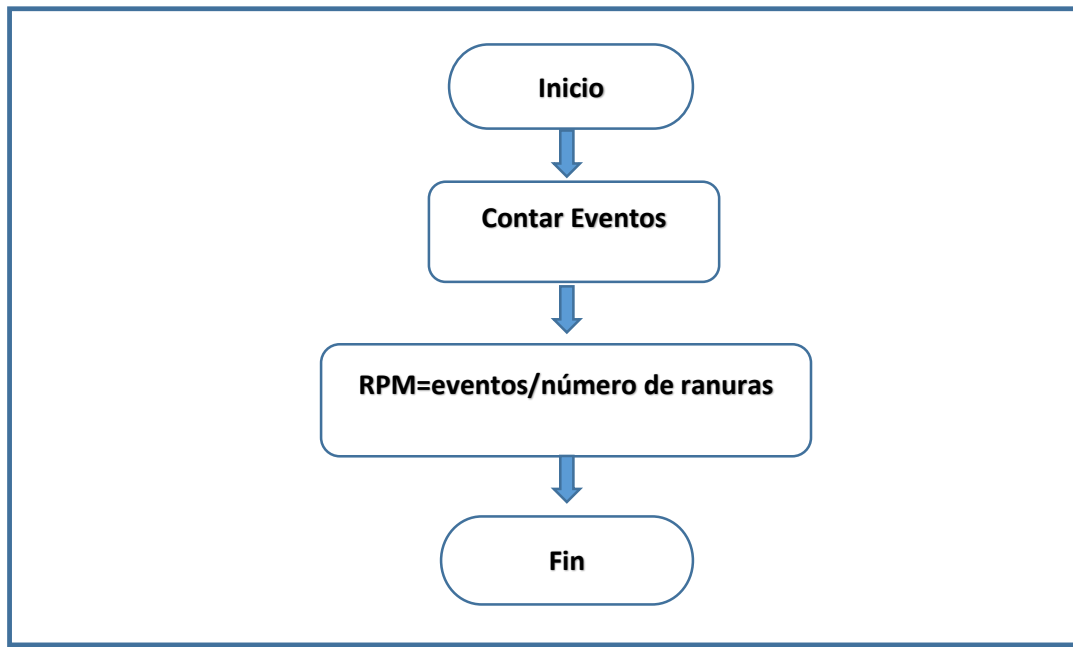


Figura 3.16 Diagrama de flujo del módulo de medición de RPM

El desarrollo del módulo de control de ángulo del emisor como del receptor se realizó teniendo en cuenta el tipo de motores empleados para realizar dicho movimiento en estos elementos, para lo cual se optó por emplear motores a pasos.

Con el empleo de los motores a pasos se determinó un algoritmo el cual recibiera como parámetro los ángulos deseados tanto para el emisor, así como, para el receptor y posteriormente realizar el cálculo de los pasos requeridos por el motor para posicionarse en el ángulo deseado por el usuario, para lo cual se realizó una fórmula matemática (3.1) que relacionará los ángulos deseados, con el número de pasos requeridos por el motor a pasos. Obteniéndose la siguiente expresión:

$$\textit{Pasos a realizar} = 50 \textit{ pasos} \times \textit{grados deseados} / 90 \textit{ grados} \quad (3.1)$$

Esta fórmula se obtuvo partiendo del hecho que un motor a pasos realiza un giro de 360° en 200 pasos, esto considerando un giro de 1.8° por paso, el cual es el estándar

en los motores a pasos. Esta fórmula provee la cantidad de pasos necesarios para realizar un giro del motor en función de los grados deseados, cabe mencionar que en esta fórmula no está considerada la secuencia necesaria para realizar un paso del motor, por lo que esta fórmula requiere de un factor de 4, para obtener el número de pasos necesarios.

El módulo de control de velocidad se desarrolló con la finalidad de manipular la velocidad a la cual giran los motores de DC; se requiere que el usuario introduzca por medio del teclado la velocidad deseada para cada eje, en lo que respecta al eje Y debido a las modificaciones mecánicas realizadas la velocidad seleccionada para el motor Y1 es la misma que para el motor Y2, debido a la transmisión presente en el mecanismo, esto se tomó como medida para evitar que el eje Y presentara un funcionamiento no deseado. Para realizar una comprobación de cada eje se desarrollaron algoritmos de prueba, en los cuales cada eje realiza un desplazamiento por toda su área de trabajo con lo cual se comprueba el funcionamiento tanto de los elementos eléctricos, la etapa de potencia de cada eje, los medidores de distancia de cada eje, así como los algoritmos de control para cada eje.

Para la realización de las pruebas de funcionamiento de los motores de DC es necesario conocer el código que tiene asignado cada motor en base al circuito digital (Figura 3.11) que se explicó anteriormente. En la Tabla 3.1, se muestra el código que se le asignó a cada eje así como la dirección de desplazamiento.

Código		Motor	PWV		Dirección	
B7	B6	EJE	CCP1	CCP2	CASA	FIN
1	1	X	0	1	No	Si
1	1	X	1	0	Si	No
1	0	Y	0	1	No	Si
1	0	Y	1	0	Si	No
0	1	Servomotor	0	1	-	Giro

0	1	Libre	-	-	-	-
0	0	Libre	-	-	-	-
0	0	Libre	-	-	-	-

Tabla 3.1 Codificación y configuración de los controladores por PWV incluyendo el servomotor

Posteriormente se realizó una rutina completa en la cual se realizan desplazamientos en todos los ejes, así como los demás módulos que intervienen en el sistema, con la finalidad de comprobar el correcto funcionamiento del mecanismo así como del sistema de autorización diseñado.

El módulo que se desarrolló para controlar el giro de la base se realizó empleando un servomotor, al cual se le realizaron modificaciones de hardware y tiene como propósito modificar el funcionamiento del servomotor; se retiró el tope mecánico de este dispositivo, se sustituyó el potenciómetro por un divisor de voltaje formado por 2 resistencias del mismo valor, esta modificación se realizó para manipulación del servomotor para ángulos mayores a 120 grados.

El algoritmo que se desarrolló genera las señales de control necesarias para efectuar el giro del servomotor en el cual se montó una base circular, con lo cual se obtendrá una rotación completa de dicha base necesaria para la aplicación del sistema.

El módulo de control del sistema (Figura 3.17), consta de una unidad central en donde se selecciona la acción que se desee que realice el sistema. Para lograrlo se debe introducir por medio de la computadora los parámetros de configuración.

Esta unidad se desarrolló contemplando los requerimientos provistos desde la planeación del sistema. Los cuales son: la obtención del estado actual de la distancia en cada eje, la configuración de los parámetros de distancia deseados por el usuario, la configuración de la velocidad en los motores de DC, la adquisición de datos, la manipulación independiente del ángulo tanto del rayo láser, así como del receptor óptico y la comprobación independiente de cada eje. Por último se realizó una rutina de localización de cuatro puntos arbitrarios.

Se presenta la integración de diversos módulos previamente diseñados y probados, además de contemplar la manipulación del servomotor en la base del sistema.

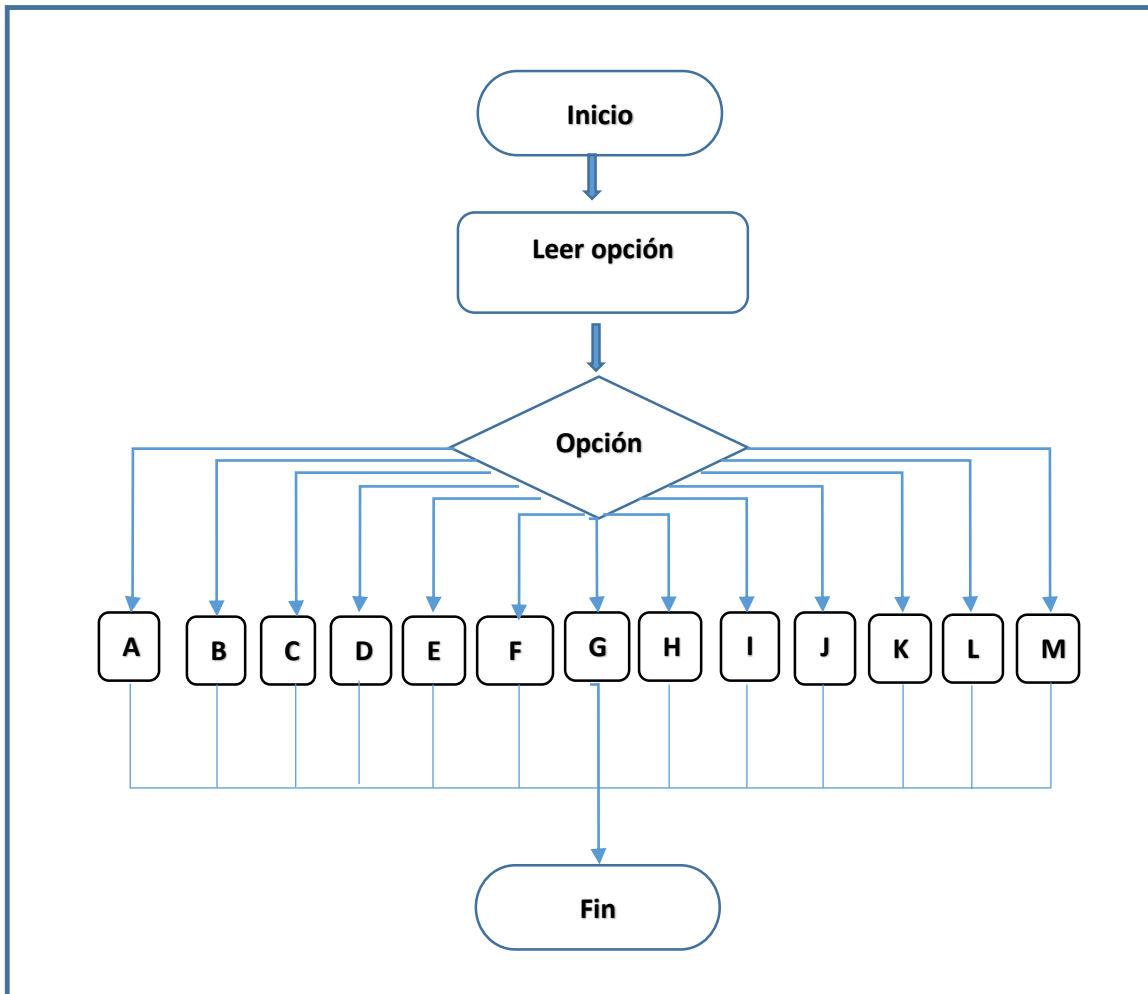


Figura 3.17 Estructura general del módulo de control del sistema

Esta etapa de control contempla la comunicación del sistema con una computadora personal, con lo cual se requirió de la implementación de una interfaz de comunicación USB (Figura 3.18), con lo cual es posible configurar al sistema introduciendo determinados parámetros, los cuales incluyen el rango de distancia en el cual el mecanismo realizará sus desplazamientos.



Figura 3.18 Puerto de comunicación conectado a la tarjeta de adquisición de datos

El módulo se configuro en modo de operación USB Compositod Device Class (CDC). Esta configuración permite la comunicación por medio los protocolo USB empleando un puerto serial, que se caracteriza por poseer una alta tasa de transferencia de datos, así como la creación de un puerto virtual, en el cual se realiza la transferencia de datos entre el microcontrolador y la PC.

Es posible observar (Figura 3.19) que la información enviada para corroborar el correcto funcionamiento del módulo de comunicación fueron las opciones de configuración presentes en el sistema de control, donde es posible seleccionar la función que se desee que el sistema realice presionando el número correspondiente a la opción deseada.

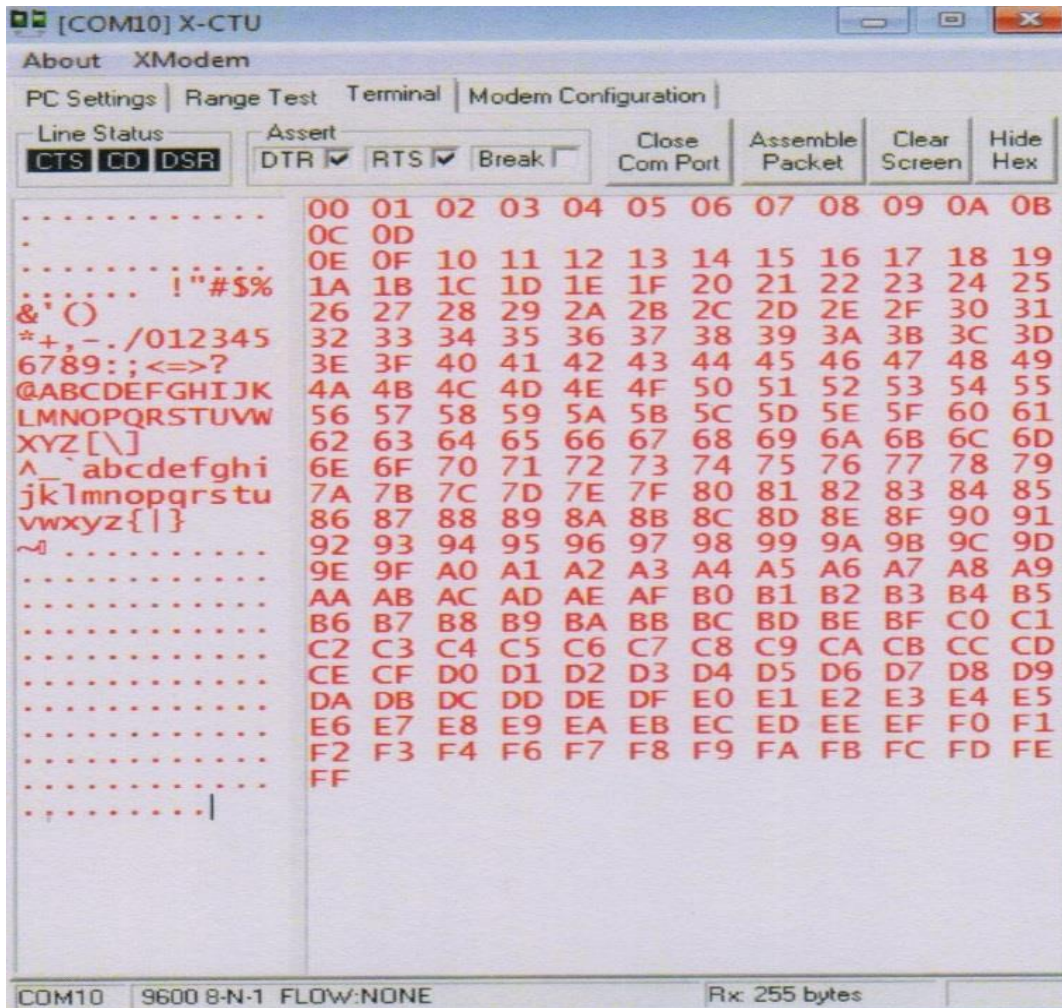


Figura 3.19 Desarrollo de un instrumento virtual para el control del sistema

CAPÍTULO IV

DESARROLLO DE SISTEMA DE ANÁLISIS DEL PUNTO DE MÁXIMA REFLEJANCIA

4.1 Desarrollo de la Etapa de Hardware del Sistema

Con el fin de argumentar lo que hipotéticamente se planteó, se desarrolla la siguiente metodología. En el mecanismo se cuenta con dos motores a pasos (Figura 4.1) montados juntos en una pieza con una separación de 10 cm. uno de otro, cada uno de ellos tiene fija una pinza metálica ajustable, las cuales tendrán sujeto al láser y al receptor óptico. Estos motores a pasos se utilizan para determinar el ángulo entre emisor y receptor, para ello es necesario el diseño de un algoritmo que realice esta tarea automáticamente.



Figura 4.1 Motores a pasos utilizados en el sistema

Antes de iniciar con el diseño del algoritmo de calibración es necesaria la caracterización de los componentes a utilizar para el sistema. Se inicia con la prueba y análisis del funcionamiento de los láseres disponibles para su uso. Se realizaron pruebas de funcionamiento para cada uno de ellos, se determinó cuáles son útiles y se descartaron los que no satisfacen las características necesarias para la función que se deseaba, los que resultaron con defectos y los que simplemente no funcionaron. Después de seleccionar los láseres candidatos a ser utilizados en el mecanismo se pasó a realizar las pruebas de potencia, con esto se pretende clasificar cada láser para determinar cuál de ellos cuenta con un haz tan potente

como para realizar los análisis con los resultados esperados. Al realizar la prueba de funcionamiento se encontró que se dispone de tres láseres que funcionan correctamente, dos de ellos emiten un haz rectangular y el tercer láser emite un haz de forma redonda poco convergente. En términos de longitud de onda se clasificó uno de los láseres dentro del rango infrarrojo, presentando una potencia máxima al colocar el rango del medidor alrededor de los 800 nm. Los otros dos se clasifican dentro del rango de rojos, presentando un pico de potencia máxima alrededor de los 700 nm. Se propuso tentativamente como el mejor láser para el mecanismo al que emite un haz rectangular a una longitud de onda de 800 nm. Ya que presenta una mayor potencia y su alimentación eléctrica (en volts) tienen un rango mayor a los otros dos. En la siguiente (Tabla 4.1) se resumen los resultados de las pruebas realizadas a los diferentes láseres, de ahí se toma la decisión de utilizar el láser seleccionado para ajustarlo al mecanismo.

Láser	Funcionamiento	Forma del haz	Longitud de onda λ	Potencia (mW)	Alimentación (Volts)
1	Incorrecto	-	-	0	5
2	Correcto	Rectangular	700 nm.	30	5
3	Correcto	Redondo	700 nm.	5	5
4	Incorrecto	-	-	0	5
5	Correcto	Rectangular	800 nm.	OverRange	5

Tabla 4.1 Caracterización de láseres disponibles

Como se puede observar, el láser número 5 al contar con una mayor potencia y una longitud de onda ligeramente por encima del rango del espectro visible fue seleccionado como el láser a utilizar (Figura 4.4) en el sistema, cabe mencionar que este láser está integrado por un diodo láser, lo que hace a su funcionamiento más estable por estar hecho de material semiconductor, por sus características de funcionamiento se clasifica como un láser tipo IIIB (3B). Fue necesario adherirle los

conductores adecuados para su alimentación y fijarlo a la pinza correspondiente del mecanismo.



Figura 4.2 Caracterización del láser

Como se trataba de un láser cuyo haz era de forma rectangular y con cierto grado de divergencia, se realizaron ciertos análisis ver figura anterior (Figura 4.2) para determinar en qué medida era conveniente forzar a ese haz a una forma puntual, para ello se utilizó un juego de diafragmas ópticos de varios diámetros, el de mayor tamaño tenía un diámetro de 100 micrón, lo que nos podría proporcionar un haz puntual convergente muy preciso. Al colocar los diafragmas, ver (Figura 4.3) en el acoplador óptico del láser se observó que éstos eran demasiado pequeños, con lo que la potencia emitida podía verse truncada, esto se comprobó utilizando el medidor de potencia óptica y medir la salida del diafragma, con lo cual se corroboró la suposición, ni con el diafragma de mayor diámetro (100 micrón) se obtuvo una lectura por parte del medidor, con lo que se descartó el uso de diafragmas a la salida del láser.



Figura 4.3 Diafragma analizado



Figura 4.4 Láser seleccionado

Posteriormente se pasó a seleccionar el receptor óptico que trabajará en conjunto con el emisor seleccionado, para ello se analizaron los elementos disponibles para dicha función, se observa que se cuenta con tres fotodiodos pin y la libertad de poder proponer cualquier otro transductor fotoeléctrico como receptor con el objetivo de mejorar la recepción del haz reflejado. Se inició por analizar, probar y caracterizar cada uno de los fotodiodos disponibles, para ello fue necesario diseñar un circuito de polarización que se adaptara a la necesidad de estos dispositivos, como un fotodiodo genera un flujo de electrones (intensidad de corriente eléctrica) al incidir sobre su región fotosensible una cantidad significativa de fotones, se realizó un circuito que

brindara al fotodiodo la alimentación necesaria para que su funcionamiento fuera el correcto, para ello se implementó un circuito resistivo la configuración de divisor de voltaje que asegurara al elemento el voltaje necesario (2 volts). Posteriormente, con la ayuda de un emisor de luz, en este caso el láser seleccionado para el sistema y un amperímetro, se realizó la caracterización del dispositivo emisor, haciendo incidir sobre su región fotosensible luz láser a diferentes distancias y midiendo la intensidad de corriente eléctrica que se generaba a través del amperímetro. Este proceso se realizó para los tres fotodiodos con los que se contaba y se llegó a la conclusión de que se trataba del mismo modelo de elemento, ya que los resultados obtenidos arrojaron las mismas cifras, de esta forma se obtuvieron las características generales del receptor, que se muestran en la siguiente (Tabla 4.2).

Elemento	Funcionamiento	Longitud de onda λ (nm)	Intensidad generada	Alimentación (Volts)
Fotodiodo PIN	Correcto	650	150 mA	2

Tabla 4.2 Caracterización de receptores ópticos

De esta manera se obtuvieron los elementos ópticos con los que se realizarán los escaneos. Analizando el funcionamiento bajo el que estará regido el sistema se observa que la señal emitida por el receptor óptico debe ser proporcionada al convertidor análogo-digital del microcontrolador para su procesamiento y de esa manera comunicarla vía USB a la PC. Este requerimiento demanda que la señal emitida por el receptor óptico (fotodiodo) sea introducida a una etapa de conversión y amplificación; es decir, la señal de intensidad eléctrica emitida por el fotodiodo debe convertirse a un equivalente a tensión eléctrica (voltaje) y amplificada para que los cambios insignificativos en la intensidad de corriente eléctrica se vean reflejados en cambios mayores en su equivalente a voltaje. Para este proceso se hizo uso de las propiedades de los amplificadores operacionales, se recurrió al uso de la configuración necesaria para convertir una señal de intensidad eléctrica a tensión y se implementó el siguiente circuito.

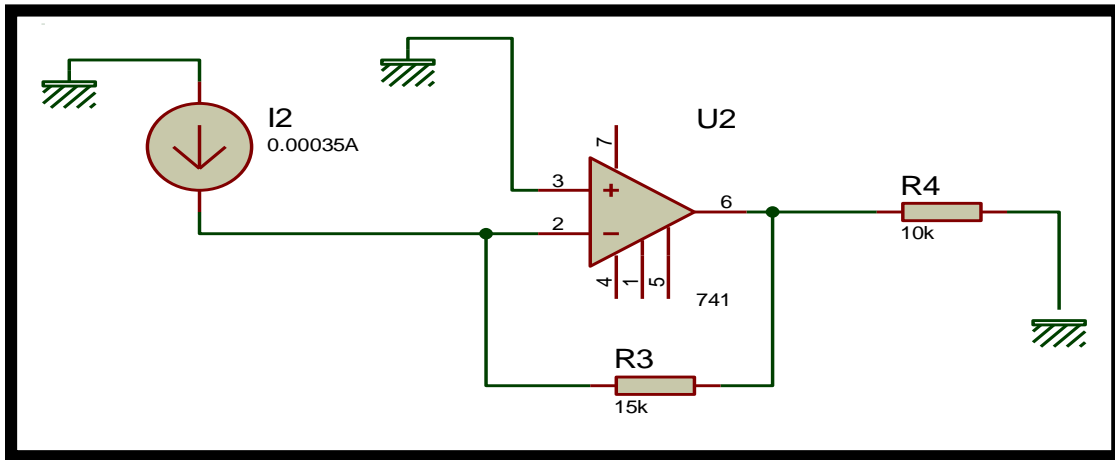


Figura 4.5 Convertidor de intensidad eléctrica a tensión eléctrica

4.2 Desarrollo de Algoritmo de Análisis del Punto de Máxima Reflejancia

Podemos encontrar muchas definiciones completas o formales de algoritmo en los textos de algorítmica y programación, todas ellas muy similares:

- Secuencia finita de instrucciones, reglas o pasos que describen de forma precisa las operaciones que un ordenador debe realizar para llevar a cabo una tarea en un tiempo más finito.
- Descripción de un esquema de comportamiento expresado mediante un repertorio finito de acciones y de informaciones elementales, identificadas, bien comprendidas y realizables a priori. Este repertorio se denomina léxico.
- Un algoritmo es un conjunto finito de pasos definidos, estructurados en el tiempo y formulados con base a un conjunto finito de reglas no ambiguas, que proveen un procedimiento para dar la solución o indicar la falta de esta a un problema en un tiempo determinado.

4.3 Implementación del Sistema en un Microcontrolador

Un microcontrolador es un circuito integrado (chip) que se compone de tres bloques fundamentales: la CPU (Central Processing Unit), la memoria, la entrada y salida. Los bloques se encuentran conectados entre sí mediante líneas eléctricas llamadas buses. Los buses pueden ser de direcciones, de datos o de control.

La CPU es el “cerebro” del microcontrolador y actúa bajo el control del programa almacenado en la memoria. La CPU se encarga básicamente de traer las instrucciones del programa almacenado en la memoria, interpretarlas y hacer que se ejecuten. La CPU también incluye los circuitos para realizar operaciones aritméticas y lógicas elementales con los datos binarios, en la denominada Unidad Aritmética y Lógica (ALU: Arithmetic and Logic Unit).

Los microprocesadores se han desarrollado fundamentalmente orientados al mercado de los ordenadores personales y las estaciones de trabajo, donde se requiere una elevada potencia de cálculo, el manejo de gran cantidad de memoria y una gran velocidad de procesamiento. Un parámetro importante en los microprocesadores es el tamaño de sus registros internos (8, 16, 32 ó 64 bits), que determina la cantidad de bits que pueden procesar simultáneamente.

Los microprocesadores están concebidos fundamentalmente para ser utilizados en aplicaciones puntuales, es decir, aplicaciones donde deba realizar un pequeño número de tareas, al menor costo posible. En estas aplicaciones, el microcontrolador ejecuta un programa almacenado permanentemente en su memoria, el cual trabaja con algunos datos almacenados temporalmente e interactúa con el exterior a través de líneas de entrada y salida de que dispone. El microcontrolador es parte de la aplicación: es un controlador incrustado o embebido en la aplicación. En aplicaciones de tamaño considerable se utilizan varios microcontroladores, cada uno de los cuales se ocupa de un pequeño grupo de tareas [7].

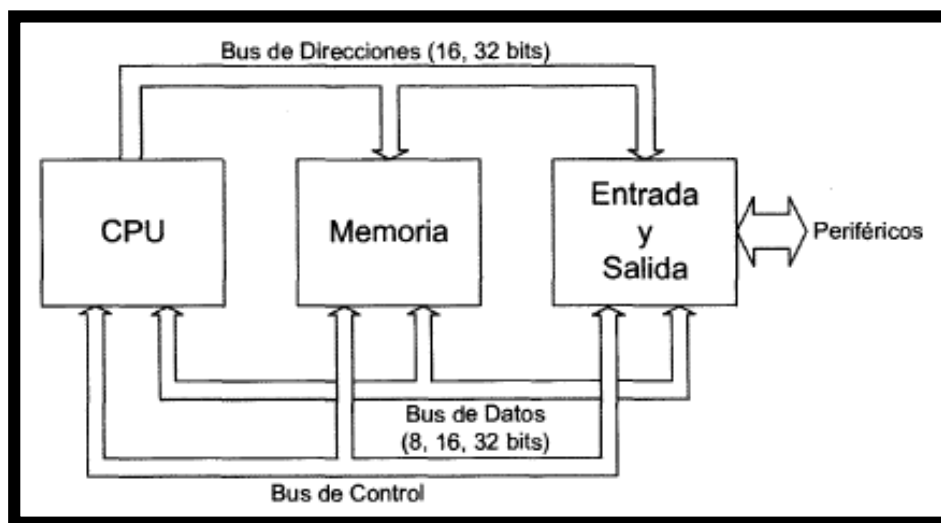


Figura 4.6 Esquema básico general de un microcontrolador

El microcontrolador idóneo para una aplicación, se procura que el diseñador disponga del microcontrolador hecho a la medida de su aplicación. Por esto los fabricantes ofrecen familias de microcontroladores, compuestas por miembros que ejecutan el mismo repertorio de instrucciones pero que difieren en sus componentes de hardware (más o menos memoria, más o menos dispositivos de entrada y salida, etc.), permitiendo así que el diseñador de aplicaciones pueda elegir el microcontrolador idóneo para cada aplicación. En la presente aplicación el diseñador eligió el microcontrolador PIC18F4550 de Microchip. Una de las razones de esta elección es que es un micro ampliamente utilizado como un microcontrolador “estándar” debido a sus innumerables características y potencia. Cabe mencionar que tiene incluido una memoria flash USB y control de flujo de datos. Soporta USB low speed (1.5Mb/s) y full speed (12Mb/s) y USB V2.0, el cual es un atractivo complemento el poder incorporar por sí mismo una interfaz USB. También uno de los motivos de su elección es poder ser programado mediante lenguaje C, lo que le hace en general un dispositivo muy flexible tanto por sus posibilidades como su fácil programación.

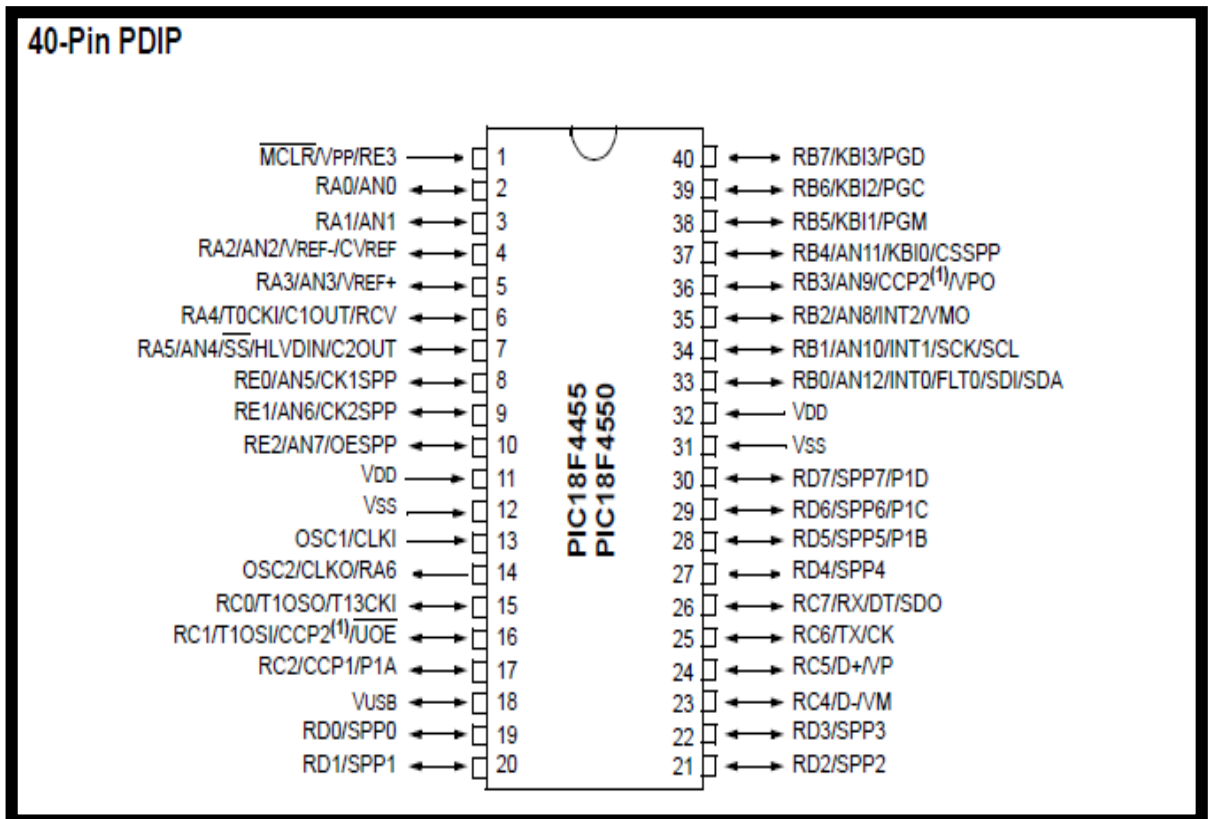


Figura 4.7 Diagrama de estructura externa del microcontrolador PIC18F4550

4.4 Pruebas

Para dar por concluida esta etapa se realizaron varias pruebas para determinar si el circuito implementado efectivamente realizaba la conversión, se verificó lo anterior y se observó que además este mismo circuito agregaba un offset a la señal de salida, con lo que no fue necesaria una etapa de amplificación independiente. De esta forma se concluyó la primera etapa que corresponde a la parte óptica, integrada por el análisis, prueba y selección de los componentes utilizados para el escaneo, además fue necesario el diseño e implementación del circuito de polarización y adecuación de la señal emitida por el receptor.

Continuamos con la siguiente etapa, el diseño del algoritmo de calibración automática de ángulo de escaneo. Para iniciar esta etapa definimos los recursos con los cuales contamos, se utilizará un microcontrolador PIC18F4550 para grabar en él el algoritmo a diseñar, seleccionado por el diseñador del proyecto por su gran cantidad de recursos y además su gran flexibilidad para adaptarse a las diferentes aplicaciones. Se dispone de un pin del puerto A del microcontrolador para usarlo como entrada analógica y los ocho pines del puerto B para utilizarlos como salida digital, de esta forma se define al pin de entrada como el encargado de captar la señal proveniente del receptor óptico y haciendo uso del convertidor analógico-digital del microcontrolador, procesar la señal para ponerla a disposición del usuario. Las salidas digitales serán utilizadas para el control de los dos motores a pasos que se utilizarán para la alineación emisor-receptor en la determinación del ángulo óptimo. Para continuar se inicia con la programación del algoritmo que será introducido al microcontrolador para el proceso requerido. La idea sugerida es la realización de barridos por parte de los dos motores y realizar el censado de la potencia recibida por el fotodiodo, de esta manera registrar las coordenadas en las que el receptor recibió el valor de potencia mayor y al final del barrido regresar ambos motores a las coordenadas registradas. De forma general, el algoritmo indica que se realizará un barrido de 36° por parte de un motor, al terminar este barrido, el otro motor realizará un paso completo (1.8°), posteriormente el primer motor realizará otro barrido de 36° en sentido contrario, y así sucesivamente hasta que el segundo motor recorra los 36° que recorre el barrido del primer motor, de esta manera por cada paso se censará la potencia y se evaluará el valor obtenido para determinar el ángulo en el que la

potencia recibida sea máxima, al final del algoritmo ambos motores vuelven a su punto de inicio y se alinean en el ángulo óptimo para iniciar el escaneo. En la siguiente (Figura 4.8) se muestra un diagrama de flujo del algoritmo desarrollado.

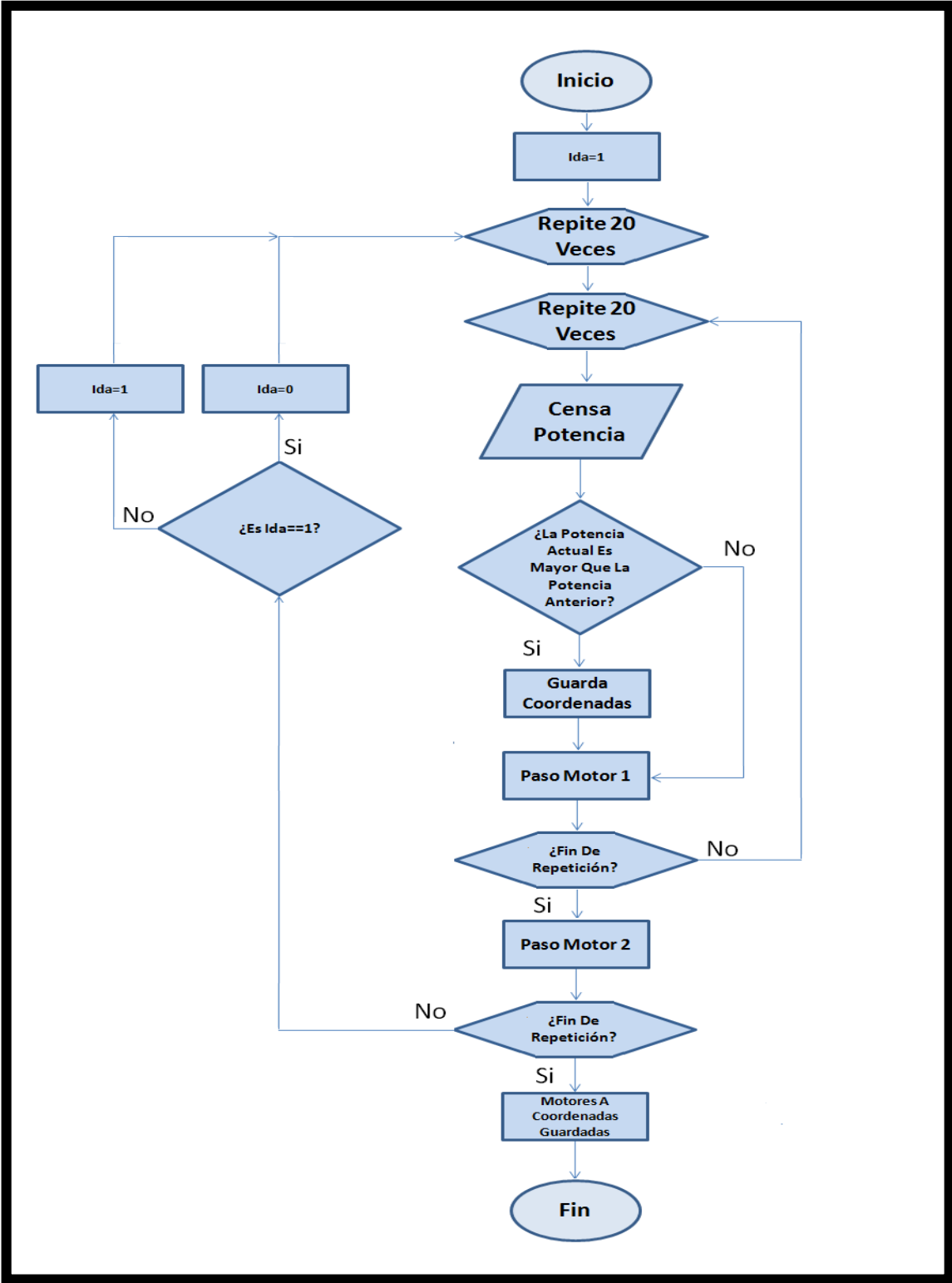


Figura 4.8 Diagrama de flujo del algoritmo de calibración

Para realizar este algoritmo se hizo uso de diversas técnicas de programación y análisis, el programa fue realizado en el compilador CCS C y simulado en ISIS 7 PROTEUS.

A continuación se presenta la (Figura 4.9) de la simulación realizada para monitorear teóricamente el resultado de la programación.

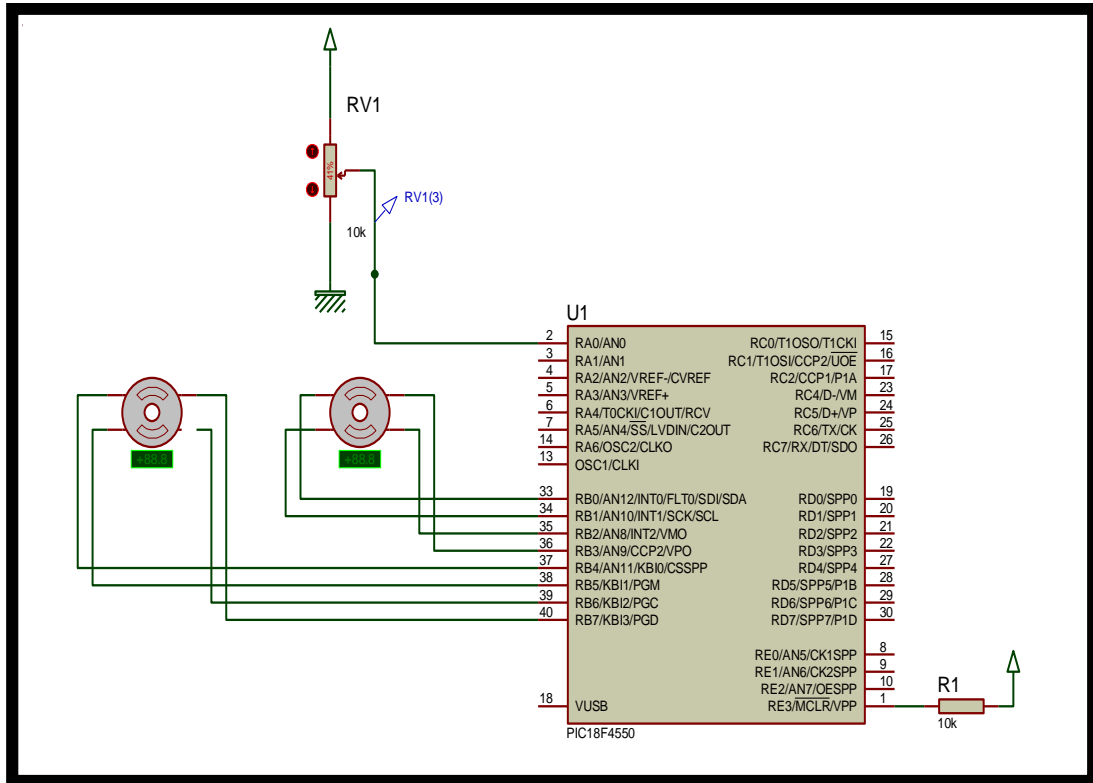


Figura 4.9 Simulación del algoritmo

Después de varias correcciones al código, nuevas ideas y varias fallas en la programación, se consiguió obtener como producto un código depurado y compacto con el cual se realizaron las pruebas prácticas, el microcontrolador se grabó haciendo uso del programador Pickit 2, se instaló el software correspondiente para esta actividad y se implementó el circuito en una tableta de prototipos (protoboard). Para realizar las pruebas de las secuencias de los motores inicialmente se utilizaron diodos emisores de luz, posteriormente se implementó la etapa de potencia haciendo uso de los circuitos integrados L293D (puentes H), en la siguiente (Figura 4.10) se muestra el circuito implementado.

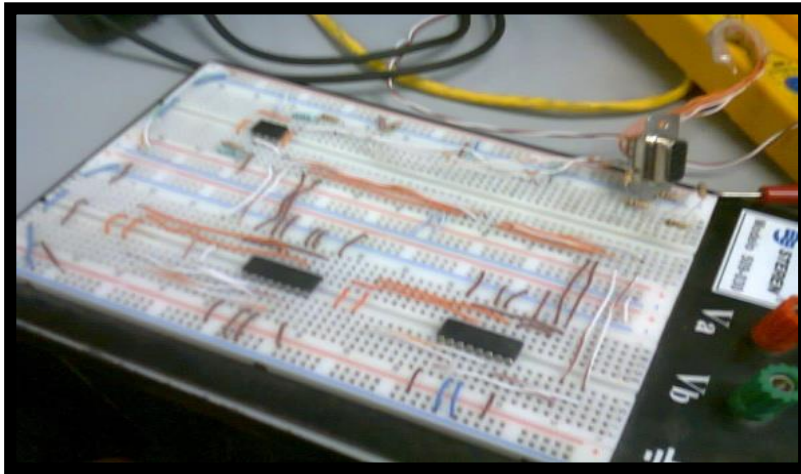


Figura 4.10 Implementación del circuito

Para realizar la conexión de los motores a pasos a los puentes H fue necesario realizar un análisis de su estructura, primeramente se observó que se disponía de dos motores a pasos bipolares, uno de seis hilos y otro de cuatro, esto nos indica que el primero cuenta con hilos comunes para cada par de bobinas, para determinar el esquema del embobinado se hizo uso de un óhmetro, probando continuidad se determinó cuales hilos corresponden a cada inductor, y midiendo resistencia eléctrica se obtuvo qué hilos fungen como comunes, después de un largo análisis se determinó el esquema de conexión de cada motor y se realizó dicha conexión a las salidas de los puentes H correspondientes. Posteriormente se fijaron tanto emisor como receptor a las pinzas de sujeción y se polarizaron de la forma antes mencionada, se alinearon las piezas del mecanismo y se polarizó el circuito general.



Figura 4.11 Conexión del circuito general

El algoritmo funcionó como se esperaba pero al momento de llevar a los elementos ópticos al ángulo óptimo se notó que la potencia recibida en dicho ángulo no precisamente era la mayor, de esta manera se observó que algo no estaba funcionando como se esperaba. Se realizó un análisis minucioso a las líneas del código y se realizaron algunas correcciones, al realizar nuevas pruebas el resultado fue el mismo que en las anteriores. De esta manera se supuso que la falla se encontraba en el hardware y no en el software, para comprobar la suposición se probó individualmente la etapa de conversión intensidad-tensión y resultó estar funcionando de manera correcta, posteriormente se probó el algoritmo nuevamente, pero esta vez se monitoreó la entrada de voltaje que se tenía en el pin, de esta manera se observó que la variación de la entrada se encontraba en un rango muy pequeño de valores y además esta variación contenía mucho ruido eléctrico, después de analizar la situación se concluyó que esta respuesta era normal, ya que el fotodiodo era mayormente sensible a longitudes de onda medias en el espectro visible (650 nm.), mientras que el láser seleccionado emitía radiación de alrededores del espectro infrarrojo (800 nm.). Después de llegar a las conclusiones anteriores se optó por aislar el receptor óptico a la luz visible rodeándolo de un material de color negro, posteriormente se volvieron a realizar varias pruebas pero el resultado seguía siendo erróneo, ya que aun así la luz visible afectaba el resultado y además la variación de la entrada era muy restringida.

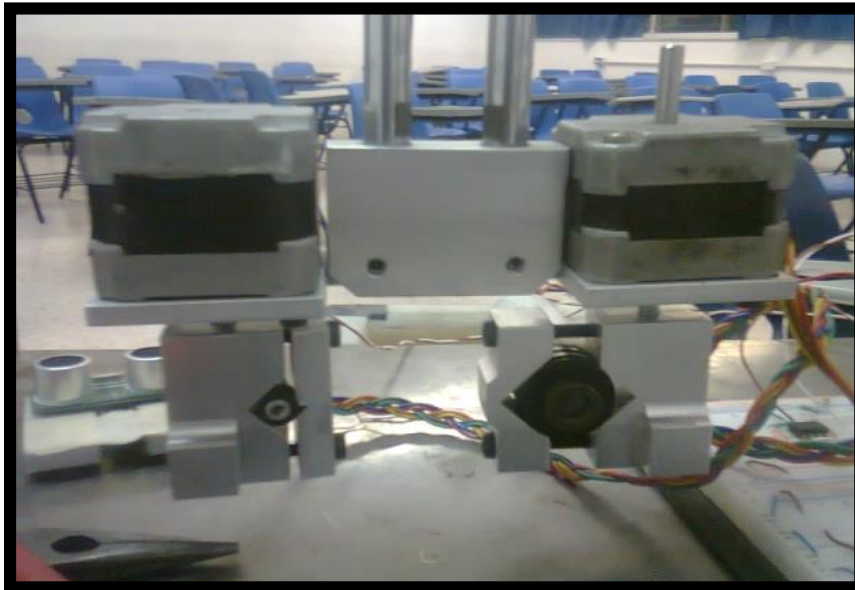


Figura 4.12 Montaje de elementos ópticos

Como el problema no se podía solucionar de una manera discreta; es decir, no era posible corregir ese error mediante dispositivos adicionales o software, fue necesario proponer un nuevo dispositivo como receptor óptico. Además del fotodiodo se contaba con un receptor óptico el cual sirve como receptor del medidor de potencia utilizado para la caracterización de los láseres, para poder hacer uso de él era necesario adecuar su entrada, caracterizarlo y realizar un circuito para su alimentación, de esta forma volvemos a la primera etapa del proyecto, la cual corresponde a la selección y adecuación de elementos ópticos. El receptor óptico cuenta con una terminal DB9 macho, por lo que se requería contar con un circuito de polarización que se introdujera a una terminal DB9 hembra con los valores de tensión en cada pin necesarios para alimentar correctamente el receptor. Para realizar lo anterior se optó por realizar un diagrama de la terminal de salida del medidor de potencia, esto se realizó midiendo la tensión en cada pin cuando el receptor óptico estaba en funcionamiento, de esta manera comprobamos los valores de voltaje necesarios en cada pin para que el receptor óptico funcionara sin necesidad de estar conectado al cerebro del medidor. Posteriormente se realizó un arreglo resistivo para conectar los pines del conector hembra que se necesitaba, se realizó la conexión dejando libres los pines que no presentaron un valor de tensión durante la medición, esto nos indica que uno de ellos debería servir como salida del receptor y lo usaríamos para tratar esa señal a nuestro favor. Para probar lo implementado se midieron cada uno de los pines libres realizando una incidencia de luz en el receptor

y se logró detectar el pin de salida que nos interesaba, fuimos descartando los pines innecesarios en la polarización hasta quedarnos sólo con un pin de alimentación y un pin de salida. De esta forma teníamos un nuevo receptor útil y un circuito de polarización para poder utilizarlo.

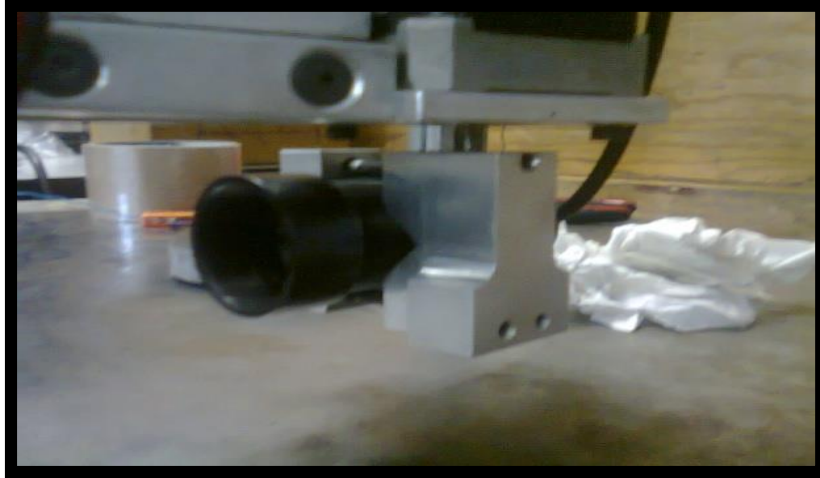


Figura 4.13 Reemplazo de receptor óptico

Después nos correspondía determinar si era necesario realizarle alguna conversión o amplificación a la señal de salida del receptor, tras realizar la caracterización correspondiente se obtuvo que la señal de salida tenía un rango de variación entre 500 y 580 milivolts, lo que nos demandó la necesidad de realizar una etapa de amplificación con offset para que dicha señal fuera introducida al microcontrolador. Una vez más se recurrió a las propiedades de los amplificadores operacionales para el diseño e implementación de un amplificador de tensión con offset, esta vez se utilizó la configuración de amplificador de tensiones empleando el circuito integrado UA741, obteniendo una señal de salida que varía de 1.5 a 4.23 volts la cual cumple perfectamente con el valor permitido por la entrada analógica del microcontrolador. Una vez obtenido lo anterior, se montó el nuevo receptor en la pinza de sujeción y se realizaron las conexiones necesarias, se alimentó el circuito general y el microcontrolador realizó el algoritmo, esta vez el ángulo obtenido estuvo muy cercano al ángulo óptimo, pero aun así existía una pequeña diferencia entre el ángulo real en el que la potencia se encontraba en su punto máximo. Esta vez se realizó un análisis del sistema completo, y se llegó a ciertas conclusiones relacionadas con el funcionamiento de los motores a pasos, lo contemplado generaba un pequeño error

en los pasos de los motores y por lo tanto también en el algoritmo, después de un largo análisis se encontró la forma de solucionar ese error mediante software, se realizaron las correcciones pertinentes y tras las nuevas pruebas se comprobó que el sistema funcionaba de acuerdo a lo propuesto, se obtuvo el ángulo óptimo para el escaneo y se hizo uso de los recursos mencionados, de esta forma se dio por concluido el diseño e implementación del sistema.

Conclusiones

Se concluye de manera general que el método de reflectometría implica no sólo la obtención de un dato cualquiera para su procesamiento, sino que se requiere disponer de una señal que refleje de forma segura la superficie de la pieza escaneada, para esto es necesaria la determinación del ángulo óptimo de escaneo. Este ángulo se puede obtener con el diseño de un algoritmo eficiente siempre y cuando se cuente con el emisor láser y el receptor óptico adecuado, que es la idea central del trabajo aquí desarrollado. El emisor debe asegurar una potencia significativa mientras que es necesario que el receptor cuente con un rango de detección fuera de los límites del espectro visible, de esta manera se evitarán problemas de ruido y alteraciones en el funcionamiento como los que se presentaron durante las pruebas del sistema. El uso de motores a pasos es muy oportuno en esta aplicación, ya que es necesaria la realización de un barrido preciso y al final la estabilidad de poder mantener el ángulo obtenido, además de tener un medio de control que no resulta tan complejo con el uso de microcontroladores. Se recomienda para posibles mejoras en el sistema la introducción de un láser con mayor puntualidad; es decir, un emisor cuyo haz contenga mayor convergencia, asegurando así el análisis puntual de la pieza escaneada, también se recomienda la adquisición de un receptor óptico cuyas características se encuentren acorde al emisor utilizado, evitando así diferencias entre las longitudes de onda a la cual trabaja cada uno de los elementos o confusiones del haz emitido con la luz visible.

Bibliografía

1. “Caracterización del LASER LEM83040LTM para la detección de defectos internos en órganos dentarios utilizando el mecanismo APDSED con método de transmitancia” Karol Falcó Salazar Tesis de Licenciatura Asesor José Italo Cortez, Patricia Perea González y Jesús Alberto Ramírez Popo, 2009.
2. Anatomía Dental con la Anatomía de Cabeza y Cuello, MOSES DIAMONS, D.D.S Edit. Limusa, 2005.
3. Anatomía de las Estructuras Orofaciales, Richard W. Brand, Donald E. Isselhard, Hardcourt_Brace, 6ª. Edición, Edit. Mosby, 1999.
4. Patología Bucal Correlaciones Clinicopatológicas, Regezi Sciubba, 3ª, Edición, Edit. Mc Graw Hill Interamericana, 1999.
5. “El Síndrome del Diente Fisurado: Etiología, Diagnóstico y Tratamiento”, Adreína Avendaño Natale, Odontólogo, Universidad Central de Venezuela, 1996; Especialista en Endodoncia, U.C.V., Venezuela, 1999; Premio Dr. Pedro Henríquez Bienio, 2001-2003.
6. Histología Oral. Desarrollo, Estructura y Función, A. R. TEN CATE, Edit. Médica Panamericana, 2000.
7. A. I. Potapov, C.S. Morokina, J.I Cortez. Control de la Dosis de Radiación Debido a la Exposición de Rayos X en los Órganos Dentarios. Revista Control no Invasivo y Diagnostico del Medio Ambiente y Materiales. Vol. 2, pp. 137-143, 2001. (UDK620.179.18) (en Ruso).
8. Javier Caldera Miguel. Identificación de cambios Físicos en el esmalte dental utilizando el microcontrolador 8032, Tesis de Licenciatura, BUAP, 2003.
9. Javier Caldera Miguel. Detección y Localización de Defectos en la Superficie del Esmalte Dental en 3 Dimensiones, Tesis de Maestría, BUAP, 2005.
10. Baca Urbina Gabriel. *Evaluación de Proyectos*. Quinta edición, Mc Graw Hill, España, 2005.
11. Luis Felipe De La Hoz Cubas, María Ilse Dovale Pérez, Fabio García Rodríguez. *Estudio de las Características de un Motor de Corriente Continua*. Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica – Electrónica I Laboratorio 1 – Agosto, Guadalajara, 2008.