



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Diseño de prótesis ocular
para personas que presentan
excenteración

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecatrónico

P R E S E N T A N

Flores Pérez Miguel Ángel
Rodríguez González Oscar Alberto

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Jesús Manuel Dorador González



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2016



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

Agradecemos a nuestros padres por habernos apoyado en cada momento de nuestra vida y por sus consejos, que nos han hecho las personas que somos.

Agradecemos a nuestras familias que estuvieron ahí cuando los necesitamos.

Agradecemos ampliamente la asesoría y los consejos del doctor Jesús Manuel Dorador, que ayudaron a la realización del presente trabajo.

Agradecemos también la ayuda de nuestros compañeros Álvaro, Eduardo y Elí, por sus aportaciones al diseño de la prótesis.

Un gran agradecimiento al área de Prótesis Maxilofacial de la unidad de posgrado de la facultad de odontología de la UNAM, por la aportación de sus conocimientos acerca de prótesis oculares.

Agradecemos a todos nuestros amigos por convertir los años de la universidad en momentos memorables en nuestra vida.

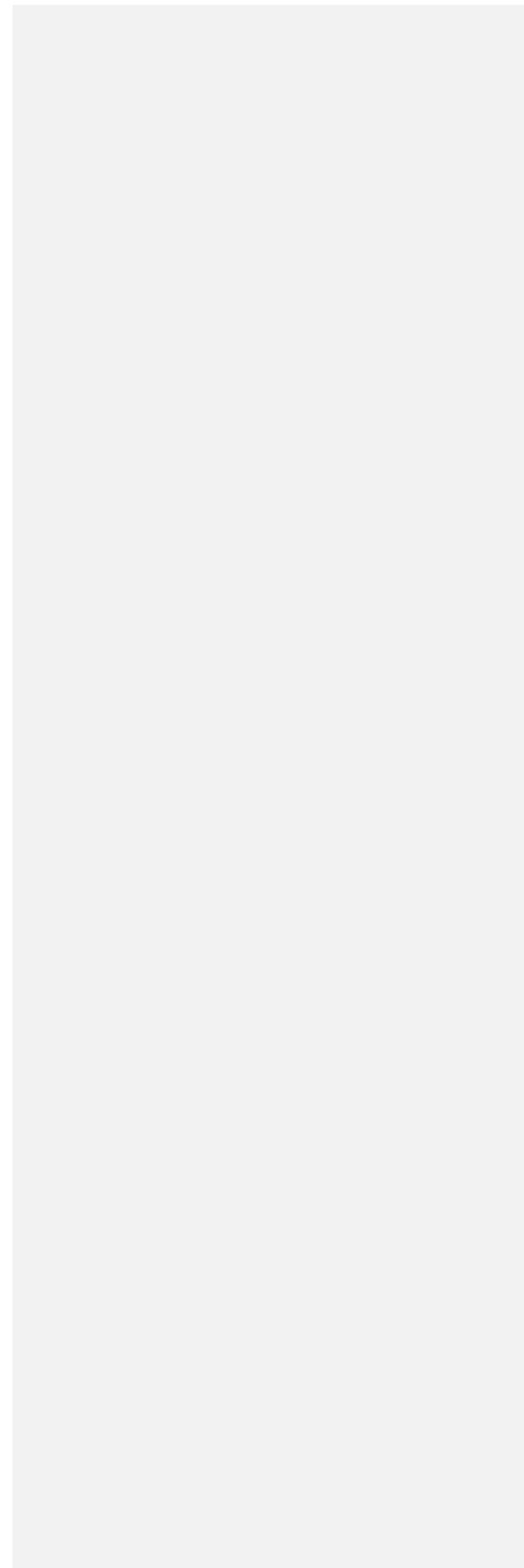
Y agradecemos profundamente a la Facultad de Ingeniería de la UNAM por todos los conocimientos brindados para nuestra formación profesional como futuros ingenieros además de los valores y principios inculcados.

Investigación realizada gracias al programa de apoyo a proyectos de investigación e innovación tecnológica (PAPIIT) de la UNAM. Clave del proyecto IT101915 y nombre del proyecto "Mecatrónica en los sistemas biomédicos". Agradecemos a la DGAPA-UNAM la beca recibida.

1. Introducción	2
1.1 Objetivo	3
1.2 Alcances	3
1.3 Justificación	3
1.4 Planteamiento del problema	4
2. Antecedentes	6
3. Marco teórico	12
3.1 Órbita	12
3.1.1 Órbita ósea	12
3.1.1.1 Paredes	13
3.2 Globo ocular	14
3.2.1 Cámara anterior y cámara posterior	15
3.2.2 Cristalino y humor vítreo	15
3.2.3 Paredes del globo ocular	16
3.3 Músculos	16
3.3.1 Músculos extrínsecos	17
3.3.1.1 Músculos rectos superior e inferior	17
3.3.1.2 Músculos recto lateral y recto medial	18
3.3.1.3 Músculo oblicuo superior	19
3.4 Movimientos oculares	20
3.4.1 Movimientos oculares voluntarios	20
3.4.2 Movimientos oculares binoculares	21
3.4.2.1 Movimientos sacádicos o de refijación	22
3.4.2.2 Movimientos de seguimiento o persecución lenta	23
3.4.3 Rangos de visión máximos y mínimos del ojo	23
3.5 Exenteración	25
3.5.1 Procedimiento	25
4. Diseño de la prótesis	27
4.1 Necesidad	27
4.2 Especificaciones	28
4.3 Diseño conceptual	28
4.3.1 Especificaciones para el diseño	29
4.3.2 Sistemas para movimiento	29
4.3.3 Actuadores	31
4.3.4 Sensores de posición	33

4.3.5 Fuentes de alimentación	37
4.3.6 Materiales para construcción	39
4.4 Diseño de configuración	40
4.5 Diseño de detalle.....	43
4.5.1 Diseño mecánico de la prótesis	43
4.5.2 Diseño de la tarjeta de control y etapa de potencia.....	45
4.5.2.1 Etapa de regulación de voltaje	46
4.5.2.2 Etapa de control	46
4.5.2.3 Etapa de potencia	47
4.5.2.4 Diagrama general del circuito electrónico	48
4.5.2.5 Diseño de la tarjeta PCB de control y potencia.....	48
5. Implementación física	51
5.1 Modelo físico de la prótesis Ocular.....	51
5.2 Tarjeta de control y potencia de la prótesis	52
5.3 Experimentación con la prótesis desarrollada	52
6. Resultados	57
7. Conclusiones	61
7.1 Trabajo a futuro	61
Referencias	65
Anexos.....	67
A. PLANO DEL OJO	68
B. SOPORTE DEL OJO	69
C. SOPORTE PARA PRUEBAS DE LA PRÓTESIS OCULAR.....	70
D. PLANOS DE ENSAMBLE.....	71
E. PLANO DEL MOTOR.....	72
F. PLANOS Y ESPECIFICACIONES DEL POTENCIÓMETRO RM065	73
G. DATASHEET MICROCONTROLADOR ATmega 328.....	75
H. DATASHEET DEL COMPONENTE DRV8833.....	76

Capítulo 1 Introducción



1. Introducción

La exenteración es una intervención quirúrgica que tiene como fin extraer el contenido orbitario (parcial o totalmente) y en algunos pacientes se puede llegar a extender la extracción a otras zonas de la cara. Este tipo de operación se realiza en casos de tumores orbitarios o tumores palpebrales. Las posibles soluciones para lograr una mejor apariencia son utilizar lentes negros o parches, y en otros casos se opta por soluciones más estéticas que son mascarillas de látex con la forma del rostro del paciente. En estas últimas prótesis se tiene el problema de no representar el movimiento del ojo, y solamente se ven estáticas con una sola posición del globo ocular.

En este trabajo se desarrolló una posible solución al problema anterior que consiste en diseñar una prótesis ocular con movimiento. Para esta prótesis se tuvieron que analizar los diferentes retos a resolver, pero el más importante de ellos fue el espacio reducido de trabajo con el que se contaba.

Para poder mover la prótesis propuesta se necesita una señal de referencia, en este caso esta señal se obtendría del ojo sano del paciente, cabe señalar que este trabajo no incluye la adquisición de los datos para poder mover la prótesis propuesta, la cual se analiza en otra tesis.

Se obtuvo el diseño de un mecanismo de un grado de libertad que representaría el movimiento de izquierda a derecha del ojo, además de la elaboración de una tarjeta de control y potencia para poder mover el ojo artificial, con base en una señal de referencia hecha con un potenciómetro que representaría al ojo sano.

1.1 Objetivo

Diseñar una prótesis ocular con movimiento para personas que presenten exenteración en alguno de sus ojos, y que dicha prótesis imite el movimiento del ojo natural, además tener un aspecto estéticamente agradable.

1.2 Alcances

En el presente trabajo se presenta el desarrollo de un modelo funcional de una prótesis ocular con movimiento, y con ello las diferentes problemáticas que se tuvieron que afrontar para lograr su construcción y su puesta en marcha.

Con esta aproximación a este tipo de prótesis se pretende que a futuro se logre perfeccionar el modelo, para su posterior implementación en personas.

El estudio de la forma de obtención de la posición del ojo sano, que servirá para indicar la posición del ojo protésico se estudia en otra tesis, por lo que queda fuera del alcance de este trabajo.

1.3 Justificación

En una sociedad donde la apariencia es importante trae consigo muchas consecuencias, ya que para personas con alguna deficiencia suele causar efectos psicológicos adversos. Para el caso de personas que presentan exenteración en alguna de sus cavidades oculares, es aún más impactante.

Dentro de las opciones que tiene una persona que sufrió exenteración se encuentran parches, prótesis fijas, o elegir la opción de dejar la cavidad libre. Se observa que ninguna de estas opciones tiene movimiento.

Por lo anterior surge la necesidad de desarrollar una prótesis ocular con movimiento, y que así se adapte de una forma satisfactoria con la persona, además de tener una apariencia natural.

1.4 Planteamiento del problema

En México existen personas que han perdido alguno o varios ojos. A pesar de no contar con un número exacto de la cantidad de personas que han sufrido de este tipo de cirugías, el programa de prótesis del posgrado de la Facultad de Odontología de la UNAM estima que se han dado prótesis a 17 mil personas dentro de la República Mexicana en los últimos 15 años [1]

Para este tipo de trabajo se tienen muchos retos a resolver, que van desde contar con espacio reducido para la colocación, hasta el control de la prótesis, por lo cual a continuación enunciamos los más relevantes.

1. El espacio de trabajo promedio (la cavidad ocular) es de 35mm x 40mm x 50mm[14] (dependiendo de la persona), el cual resulta limitado para contener un mecanismo que logre tener movimiento.
2. Para el control de la prótesis es necesario tener sensores para que haya retroalimentación con el sistema a controlar, y con ello se necesita más espacio para poder implementar dichos sensores.
3. El par que proporcionan los motores es proporcional a su tamaño, por ello es difícil encontrar un motor que además de poder dar movimiento al mecanismo, sea pequeño.
4. La velocidad que debe tener el mecanismo debe similar a la de un ojo natural
5. Los materiales a emplear deben de ser amigables con el cuerpo humano.

Capítulo

2

Antecedentes

2. Antecedentes

El desarrollo de las primeras prótesis se cree que fue en Egipto. Las civilizaciones Babilonia y Sumeria probablemente las utilizaban en momias y estatuas; normalmente eran elaboradas de oro y plata. Mucha de la información sobre la práctica antigua de la medicina estaba en escritos que se encontraban en la biblioteca de Alejandría. Después, durante el periodo de guerras en las colonias Romanas, el crecimiento del cristianismo y la caída de Alejandría, muchos de estos escritos se perdieron.

Los primeros registros que se tienen sobre prótesis oculares aparecieron en un libro de cirugías, escrito por Ambroise Paré en París, en 1561. Creó dos tipos de prótesis (Fig 1): la primera era un parche con un ojo dibujado, mientras que la segunda era una pieza de porcelana, la cual se insertaba en la cavidad ocular.



Fig 1. Prótesis creada por Ambroise Paré ¹

En 1749, Philip Adam Haug escribió un libro sobre ojos artificiales. En él menciona a un hombre llamado Wolhus, el cual reportó la existencia de ojos artificiales que las personas pudieron utilizar en el año 285 A.C.

¹ IMAGEN OBTENIDA DE [HTTP://WWW.COLLEGE-OPTOMETRISTS.ORG/EN/COLLEGE/MUSEYEUUM/ONLINE_EXHIBITIONS/ARTIFICIALEYES/EARLY.CFM](http://www.college-optometrists.org/en/college/museum/online_exhibitions/artificialeyes/early.cfm)

Haug también mencionó que la prótesis debió der hecha para llenar el espacio dejado por una enucleación.

En 1752 Laurent Heister escribió un libro llamado “Chirurgie” (Cirugía), en el cual dio instrucciones sobre cómo tratar con la higiene de los ojos artificiales. Él sugirió el uso de prótesis de vidrio en lugar de prótesis de metal, debido a que el vidrio podría ser mejor tolerado por la cavidad ocular.

En 1853, Ludwig Müller Uri, hacía ojos para muñecos que parecían reales (Fig 2). Fue el primero que utilizó un nuevo material y un nuevo método para la fabricación de ojos de vidrio, además de desarrollar un método para la coloración del iris. Su sobrino, Friedrich A. Müller, es acreditado por el desarrollo de prótesis de vidrio de doble pared.



Fig 2. Prótesis de ojos elaborados por Ludwig Müller²

En el siglo XIX se trataron de hacer las prótesis de plástico, pero debido al poco conocimiento que se tenía sobre estos materiales, resultaban prótesis de baja calidad.

Las guerras mundiales fueron factor en el desarrollo de nuevos materiales para la elaboración de las prótesis, pues Alemania era el principal productor, y restringió sus exportaciones a Francia, EUA e Inglaterra. La investigación en este periodo es mayor, debido a la gran cantidad de heridos por dichas guerras.

² IMAGEN OBTENIDA DE [HTTP://WWW.ARTIFICIALEYECLINIC.INFO/ARTIFICIAL-EYES-IN-HISTORY/](http://www.artificialeyeclinic.info/artificial-eyes-in-history/)

En 1946 se registra la primera patente de una prótesis ocular en plástico acrílico por el profesor Kerboeuf, comandante del ejército francés. Con el paso del tiempo el plástico sustituyó al vidrio en la elaboración de las prótesis.

Dentro del desarrollo de prótesis móviles que se han realizado en los últimos años, encontramos algunas con diferentes tipos de funcionamiento.

Una de las propuestas de prótesis se creó en el Instituto Politécnico Nacional [3] (Fig 4), la cual consta de dos servomotores, permitiendo el movimiento en dos ejes. Esta prótesis no es posible de implementarse, debido a las dimensiones de los servomotores.



Fig 3. Prótesis diseñada en el Instituto Politécnico Nacional³

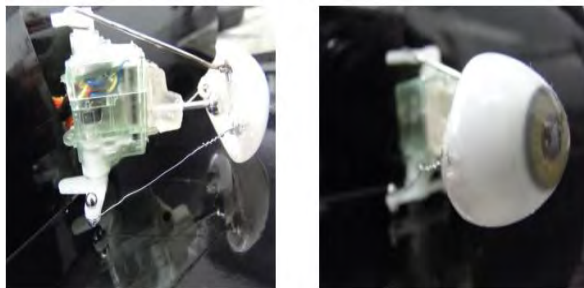


Fig 4. Prótesis diseñada en el Instituto Politécnico Nacional³

Otro diseño, desarrollado en la Universidad Nacional Autónoma de México, es el de un mecanismo que simula el movimiento del ojo, el cual fue construido con motores de corriente directa [4]. La desventaja es que tiene dimensiones superiores a las del ojo (Fig 5), esto sin considerar los motores. Es decir, únicamente el sistema de

³REYES Y VALTIERRA. PROTOTIPO DE PRÓTESIS OCULAR ACTIVA PARA PACIENTES QUE PRESENTAN ENUCLEACION. MÉXICO, IPN, 2010

movimiento del ojo, sin los motores, ya no podría colocarse en la cavidad ocular. En otras palabras, no es un diseño que se pueda usar como prótesis, pero tiene la ventaja de que los motores no generan tanto ruido como los servomotores, haciendo que la prótesis se vea más real y no presente molestias para el usuario. Este diseño es más adecuado para sistemas animatrónicos que para uso protésico.

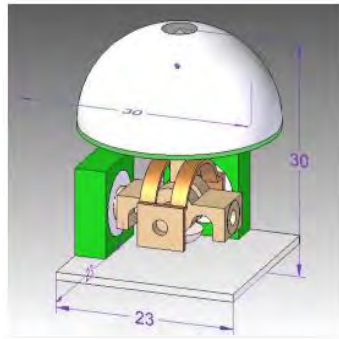


Fig 5. Prótesis ocular diseñada en la Facultad de Ingeniería, UNAM⁴

En la propuesta de prótesis desarrollada por Mark Budman [5], el funcionamiento es con la ayuda de un display, el cual proyecta una imagen que simula un ojo real. Este diseño tiene mayores ventajas, ya que no necesita motores para su funcionamiento, pero requiere un mejor procesamiento de la señal del ojo a seguir para que la proyección de la imagen sea lo más real posible.

Otra prótesis, desarrollada en Colombia, en la Universidad EAFIT (Escuela de Administración, Finanzas y Tecnología), cuenta con un armazón de lentes, en el cual se encuentra colocada la prótesis [6] (Fig 6). Pero uno de los inconvenientes de esta prótesis es que resulta aparatosa, además requiere que el usuario la conecte y la desconecte constantemente.

⁴ GÓMEZ ARAGÓN, "DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS OCULAR MECATRÓNICA MÓVIL", MEXICO, UNAM, 2014



Fig 6. Prótesis desarrollada en la universidad EAFIT⁵

⁵ COLOMBO PULGARÍN. PRÓTESIS OCULAR ESTÉTICA CON MOVIMIENTO, COLOMBIA, EAFIT, 2011

Capítulo

3

Marco teórico

3. Marco teórico

3.1 Órbita

Las órbitas son estructuras bilaterales situadas en la mitad superior de la cara, por debajo de la fosa craneal anterior y anteriores a la fosa craneal media. Contienen el globo ocular, el nervio óptico, los músculos extraoculares, el aparato lagrimal, tejido adiposo, fascia, así como los vasos y los nervios que irrigan e inervan a estas estructuras [6].

3.1.1 Órbita ósea

Los huesos maxilar, cigomático, frontal, etmoides, lagrimal, esfenoides y palatino son los huesos que participan en la composición de cada órbita (Fig 7).

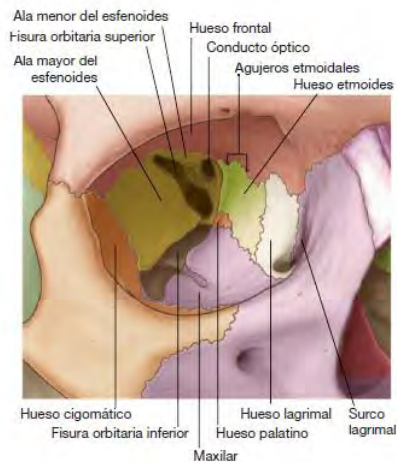


Fig 7. Huesos de la órbita ⁷

En conjunto, confieren a la órbita ósea la forma de una pirámide con una base amplia que se abre anteriormente en la cara y un vértice que se dirige en dirección posteromedial. El resto de la pirámide está constituido por sus paredes medial, lateral, superior e inferior.

El vértice de la órbita ósea piramidal es el agujero óptico y la base está formada por:

- El hueso frontal superiormente.
- La apófisis frontal del hueso maxilar medialmente.
- La apófisis cigomática del hueso maxilar y el hueso cigomático inferiormente.
- El hueso cigomático, la apófisis frontal del hueso cigomático y la apófisis cigomática del hueso frontal lateralmente.

3.1.1.1 Paredes

Pared superior

La pared superior de la órbita ósea está compuesto por la porción orbitaria del hueso frontal y una pequeña contribución del hueso esfenoides.

El techo se completa posteriormente por el ala menor del hueso esfenoides.

Pared medial

Las paredes mediales de las órbitas óseas son paralelas entre sí y están formadas por cuatro huesos: el maxilar, el lagrimal, el etmoides y el esfenoides.

Pared inferior

La pared inferior de la órbita es a su vez el techo del seno maxilar. En su formación participa mayoritariamente la superficie orbitaria del maxilar y en menor medida los huesos cigomático y palatino.

La fisura orbitaria inferior comienza posteriormente y continúa en el límite lateral del suelo de la órbita. El hueso cigomático completa el suelo orbitario por delante de la fisura orbitaria inferior.

En su región posterior, la apófisis orbitaria del hueso palatino hace una pequeña contribución al suelo orbitario, cerca de la unión entre los huesos esfenoides, etmoides y maxilar.

Pared lateral

La pared lateral de la órbita ósea está integrada anteriormente por el hueso cigomático y posteriormente por el ala mayor del hueso esfenoides.

3.2 Globo ocular⁶

El globo ocular (Fig 8) es un órgano esférico que ocupa la región anterior de la órbita. Su morfología redondeada se ve interrumpida anteriormente por la existencia de una zona que protruye. Esta prominencia corresponde a la córnea, una capa transparente que representa alrededor de un sexto del área total del globo ocular.

Posterior a la córnea y en un sentido anteroposterior se encuentran la cámara anterior, el iris con la pupila, la cámara posterior, el cristalino, el cuerpo vítreo y la retina.

⁶ RICHARD L. DRAKE, A. WAYNE VOLG, "GRAY. ANATOMÍA PARA ESTUDIANTES", ED. ELSEVIER, ESPAÑA, 2010, P.P.1103

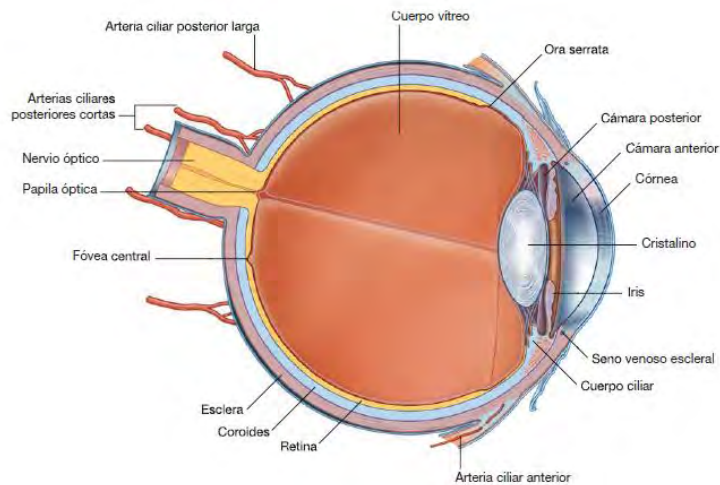


Fig 8. Globo ocular 7

3.2.1 Cámara anterior y cámara posterior

La cámara anterior es el espacio limitado por la córnea y la región coloreada del ojo (iris). Posterior al iris y anterior al cristalino se encuentra la cámara posterior, más pequeña.

Las cámaras anterior y posterior se comunican a través de la abertura pupilar.

3.2.2 Cristalino y humor vítreo

Es un disco elástico, transparente y biconvexo que se inserta por su circunferencia a músculos asociados con la pared del globo ocular.

Las cuatro quintas partes posteriores del globo ocular, desde el cristalino hasta la retina, se encuentran ocupadas por la cámara vítrea, rellena por una sustancia transparente y gelatinosa, el cuerpo vítreo.

3.2.3 Paredes del globo ocular

Las paredes del globo ocular, que envuelven los componentes internos del mismo, constan de tres capas:

- Capa fibrosa: La capa fibrosa del globo ocular se compone de dos partes: la esclera, que abarca las zonas laterales y posterior del globo ocular, casi las cinco sextas partes de su superficie; y la córnea, que cubre el polo anterior.
- Capa vascular: La capa vascular del globo ocular se compone de tres partes continuas, que en dirección posteroanterior son la coroides, el cuerpo ciliar y el iris.
- Capa interna: La retina es la capa interna del globo ocular. Consta de dos partes; la porción óptica de la retina; y la retina no visual, situada anteriormente.

3.3 Músculos

En el interior de la órbita pueden distinguirse dos grupos musculares:

- La musculatura ocular extrínseca (músculos extraoculares), encargada de los movimientos del globo ocular y de la elevación del párpado superior.
- La musculatura ocular intrínseca, en el interior del globo ocular, que controla la forma del cristalino y el tamaño de la pupila.

3.3.1 Músculos extrínsecos

De los siete músculos que forman el grupo de los músculos extraoculares, uno se encarga de elevar el párpado superior, mientras que los otros seis mueven el globo ocular (Fig 9).

Cada globo ocular está dirigido anteriormente, pero el eje orbitario se dirige ligeramente hacia fuera en dirección posteroanterior, por lo que la contracción de algunos músculos produce distintos movimientos del globo ocular, mientras que otros ejercen una acción única.

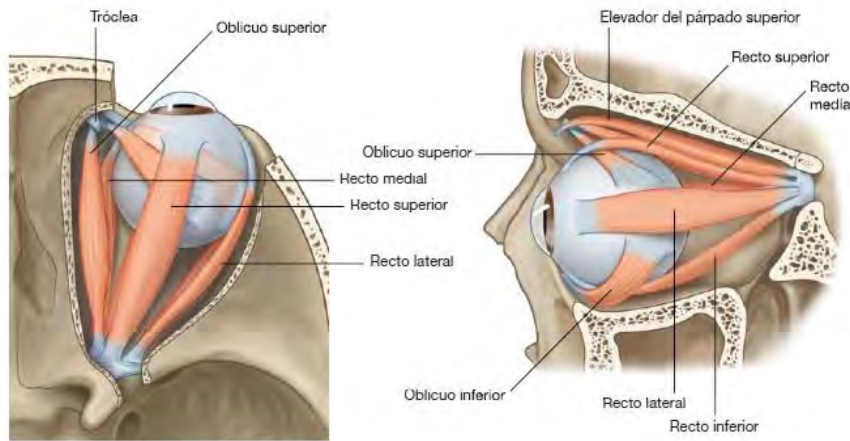


Fig 9. Músculos extraoculares ⁷

3.3.1.1 Músculos rectos superior e inferior

Los músculos rectos superior e inferior ejercen acciones complicadas debido a que el vértice de la órbita, donde se originan los músculos, es medial al eje central del globo ocular en la mirada recta de frente.

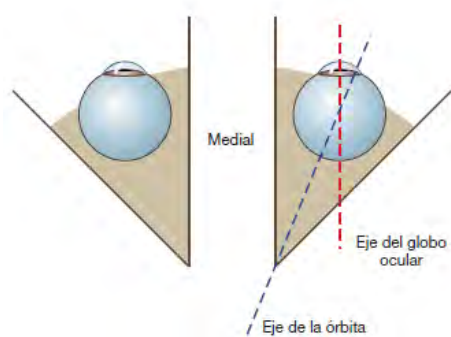


Fig 10. Ejes del globo ocular y de la órbita⁷

Para insertarse en la mitad anterior del globo ocular, estos músculos siguen una dirección anterior y lateral. Debido a esta orientación:

- La contracción del músculo recto superior eleva, aduce y rota internamente el globo ocular.
- La contracción del músculo recto inferior deprime, aduce y rota externamente el globo ocular.

3.3.1.2 Músculos recto lateral y recto medial

La orientación y las acciones de los músculos recto medial y lateral son más sencillas que las de los músculos recto superior e inferior.

Los músculos recto medial y lateral se dirigen hacia delante y se insertan en la mitad anterior del globo ocular. La contracción de cada músculo recto medial y lateral produce la aducción o la abducción del globo ocular, respectivamente.

3.3.1.3 Músculo oblicuo superior

El músculo oblicuo superior se origina en el cuerpo del esfenoides superior y medial al conducto óptico y medial al origen del músculo elevador del párpado superior.

La contracción del músculo oblicuo superior dirige la pupila hacia abajo y fuera.

Músculo oblicuo inferior

El músculo oblicuo inferior es el único músculo extrínseco que no se origina en la parte posterior de la órbita sino que lo hace en la zona medial del suelo orbitario, inmediatamente posterior al reborde orbitario; y se inserta en la superficie orbitaria del maxilar, lateral al surco nasolagrimal.

La contracción del músculo oblicuo inferior dirige la pupila hacia arriba y afuera.



Fig 11. Acciones de los músculos extraoculares ⁷

3.4 Movimientos oculares

3.4.1 Movimientos oculares voluntarios

En las tres dimensiones se distinguen los siguientes movimientos oculares:

- Elevación: desplazamiento superior de la pupila.
- Depresión: desplazamiento inferior de la pupila.
- Abducción: desplazamiento lateral de la pupila.

- Aducción: desplazamiento medial de la pupila.

- Rotación interna (intorsión): rotación medial de la parte superior de la pupila (hacia la nariz).

- Rotación externa (extorsión): rotación lateral de la parte superior de la pupila (hacia la sien).

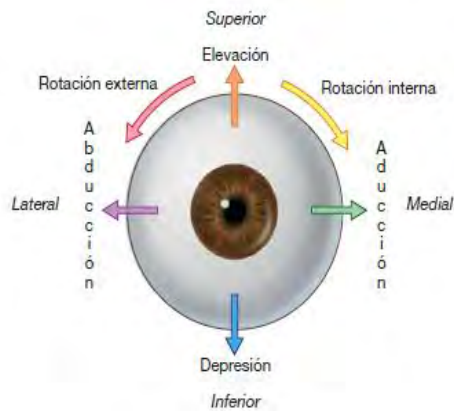


Fig 12. Movimientos oculares⁷

3.4.2 Movimientos oculares binoculares

Los movimientos binoculares se pueden clasificar en tres tipos:

1. Movimientos automáticos de compensación de los movimientos de la cabeza (reflejos vestibulo-oculares) y del entorno visual (reflejos optocinéticos) para estabilizar la imagen retiniana y posibilitar la fijación voluntaria de la mirada en un determinado punto.

⁷ RICHARD L. DRAKE, A. WAYNE VOLG, "GRAY. ANATOMÍA PARA ESTUDIANTES", ED. ELSEVIER, ESPAÑA, 2010, P.P.1103

2. Movimientos voluntarios para desplazar la fijación de un punto a otro del campo visual (movimientos de refijación, sacádicos, sacadas) y para perseguir con la mirada objetos móviles (movimientos de seguimiento y de vergencia).

3. Micromovimientos asociados a la fijación ocular: temblor, microsacadas y derivas.

3.4.2.1 Movimientos sacádicos o de refijación

Son desplazamientos rápidos de los ojos entre dos puntos de fijación. El rastreo visual de una escena se produce mediante una sucesión de movimientos sacádicos (MSs) y las correspondientes fijaciones entre ellos. Los MSs pueden ser ejecutados voluntariamente y o en respuesta a estímulos visuales. La mayoría de éstos últimos se realizan para dirigir la mirada hacia el nuevo estímulo pero también pueden alejarse de él.

Este tipo de movimientos son los más rápidos efectuados por el ojo humano. A continuación se muestra una tabla con las características más relevantes de este tipo de movimientos.

Movimientos sacádicos	
Amplitud máxima	30° desplazamientos superiores requieren movimientos de la cabeza.
Duración	30-120 ms según la amplitud del desplazamiento
Relación principal	Relación constante entre amplitud y velocidad máxima: a mayor amplitud del movimiento mayor velocidad máxima. La dirección y la velocidad no se pueden modificar una vez lanzado el movimiento
Latencia o tiempo de reacción sacádica	Tiempo entre la aparición de un estímulo y el inicio de la sacada: 180-300 ms. En condiciones normales se producen movimientos de menor latencia (80-100 ms) llamados sacádicos exprés. Dependen de un predominio de los mecanismos reflejos de respuesta a estímulos
Periodo refractario motor.	100-200 ms siguientes al término de una sacada durante los cuales no puede iniciarse voluntariamente un nuevo movimiento sacádico
Tiempo mínimo de fijación	200-350 ms, comprende el periodo refractario motor y un tiempo de procesamiento cognitivo del objeto enfocado (50 ms mínimo). Existe una relación directa duración de la fijación y la amplitud de la sacada precedente: la fijación es más larga cuanto mayor ha sido el desplazamiento sacádico anterior

Tabla 1. Características de los movimientos sacádicos

3.4.2.2 Movimientos de seguimiento o persecución lenta

Son movimientos voluntarios conjugados de ambos ojos para mantener estabilizada la imagen foveal de estímulos que se desplazan lentamente por el campo visual. Su velocidad se adapta a la del objeto, siempre que no supere los 45 grados por segundo.

3.4.3 Rangos de visión máximos y mínimos del ojo

Los rangos de la línea de visión del ojo se pueden clasificar de dos formas: un movimiento de izquierda-derecha y uno de arriba-abajo.

El movimiento de izquierda-derecha va de 35 grados a grados con un eje de referencia inicial. En el movimiento de arriba-abajo, el rango de movimiento va desde 40 grados a 20 grados máximo (Fig 13).

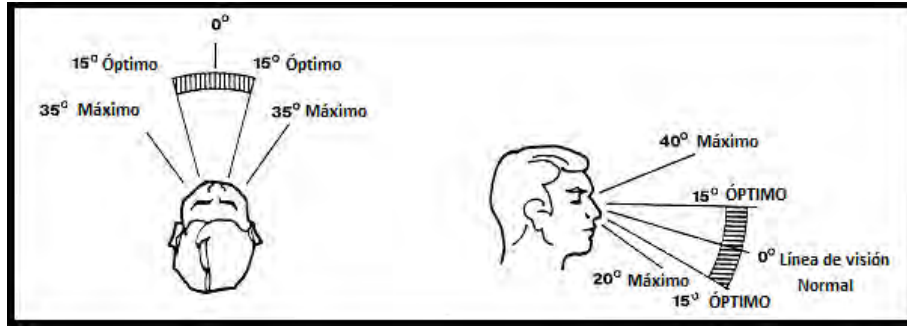


Fig 13. Ángulos de movimientos del globo ocular⁸

⁸IMAGEN TOMADA DE [HTTP://MSIS.JSC.NASA.GOV/SECTIONS/SECTION09.HTM](http://msis.jsc.nasa.gov/sections/section09.htm)

3.5 Exenteración

La exenteración es una intervención quirúrgica destinada a reseca el contenido periocular y orbitario, garantizando la escisión completa del tumor o tejido afectado con márgenes quirúrgicos normales (Fig 14).

3.5.1 Procedimiento

Procedimiento que se realiza incidiendo alrededor de la órbita. Se incide piel, músculo hasta llegar al periostio (capa superficial del hueso). Se reseca y se extrae el contenido orbitario completo (grasa, ojo, músculos, vasos, nervios, etc.). Se realiza cauterización de la zona. Generalmente se recubre dicha zona con un injerto cutáneo antólogo (tejido propio del paciente), sin embargo, se puede permitir la formación de tejido de granulación (proceso de cicatrización sin injerto) según decisión del cirujano.



Fig 14. Paciente con exenteración ocular⁹



Fig 15. Paciente con exenteración ocular⁹

⁹ IMAGEN RECUPERADA DE [HTTP://DONCC.BLOGSPOT.MX/2006/07/EXENTERACION-OI-POST-CARCINOMA-OCULAR.HTML](http://DONCC.BLOGSPOT.MX/2006/07/EXENTERACION-OI-POST-CARCINOMA-OCULAR.HTML)

Capítulo

4

Diseño de la
prótesis

4. Diseño de la prótesis

4.1 Necesidad

Para las personas que han sufrido la pérdida de alguno de sus ojos, resulta complicado sentirse bien dentro de la sociedad. Ésto debido a que aquellos que han perdido algún miembro del cuerpo humano suelen ser vistos de diferente manera, y en el peor de los casos, son discriminados.

En los casos donde se ha perdido una parte importante, como es un ojo, surge la necesidad de crear una prótesis que ayude al afectado a verse y sentirse bien físicamente, porque a pesar de saber que no podrá recuperar la vista con el uso de la prótesis, ésta hace que pueda tener una mejor calidad de vida.

Como se comentó anteriormente, en los últimos 17 años más de 15 mil personas han recibido prótesis para uno o ambos ojos [1].

Esta cantidad de prótesis nos da una idea de cuántas personas, sólo en México, presentan problemas de pérdida de uno o ambos ojos, por lo cual el desarrollo de esta prótesis es un paso importante para la ayuda a dichas personas.

4.2 Especificaciones

Las especificaciones se obtuvieron a partir de una serie de necesidades que se tomaron de encuestas realizadas a personas con algún tipo de prótesis ocular.

1	Barato	Precio [€]
2	Ligero	Masa [kg]
3	Fácil de usar	Tiempo [s]
4	Ergonómico	Volumen [m ³]
5	Durable	Tiempo [s]
6	Movimiento natural	Velocidad [m/s]
7	Poco ruido	Decibeles [dB]
8	Sin vibraciones	Magnitud [] y frecuencia [Hz].
9	Estético	
10	Batería durable	Tiempo [s]

Tabla 2. Necesidades

Para el desarrollo de la prótesis se consideraron las necesidades más importantes, mencionadas por las personas en la encuesta. Cabe señalar que a pesar de no poner la seguridad como una necesidad, se encuentra considerada como un factor primordial en el diseño de la prótesis.

4.3 Diseño conceptual

El movimiento del ojo humano puede simplificarse como un sistema de tres grados de libertad, el cual consistiría en tres rotaciones en tres ejes diferentes, los cuales son perpendiculares entre sí como se muestra en la figura 16.

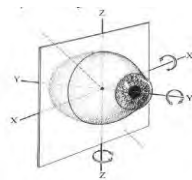


Fig 16. Movimientos del ojo humano visto tridimensionalmente ¹⁰

¹⁰BORRÁS GARCÍA, M. ROSA, "VISION BINOCULAR. DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO", ED. UPC, UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CATALUNYA, ESPAÑA, 1998

Comentado [j 1]: ¿qué pasa con la seguridad?

Para fines prácticos se han omitido los movimientos de intorsión-extorsión que realiza el ojo al rededor del eje Y, así como el giro en el eje X. La omisión de la torsión en el eje Y se debe a que no es un movimiento muy notorio, mientras que la omisión del giro en el eje X se debe principalmente a la falta de espacio en la cavidad ocular.

Al omitir dichos giros, el problema se simplifica ya que el movimiento del sistema queda reducido a un grado de libertad, y con ello se evita meter un mecanismo más grande que como consecuencia hubiera ocupado mucho espacio del cual no se dispone debido a las limitaciones existentes.

4.3.1 Especificaciones para el diseño

Para los movimientos de seguimiento que hace el ojo, la velocidad es de 45 grados por segundo, que si se transforma rpm se tendrían 7.8 rpm. Para el caso de este trabajo se decidió trabajar con una los movimientos de seguimiento, y no utilizar los movimientos sacádicos que realiza el ojo debido a que los movimientos que más se realizan en el día son los de seguimiento. En resumen, el diseño debe cumplir con las siguientes especificaciones:

- Debe tener un tamaño inferior a las medidas generales de la cavidad ocular (35mm por 40mm por 50mm).
- Debe tener una velocidad de movimiento menor o igual a 40 grados por segundo, para que pueda realizar los movimientos de seguimiento.
- Debe tener un peso menor a 100 gramos, para que pueda ser sostenida de la mascarilla sin ningún problema.

4.3.2 Sistemas para movimiento

Existen diversos sistemas para generar movimiento, en este proyecto se consideraron las siguientes: mecanismos de 4 barras, sistemas de rodillos similares a los ratones de computadoras de bola, mecanismos con engranes, sistema de bandas dentadas acopladas a un motor, sistema de bobinas que generen un campo magnético para mover un elemento metálico y generar movimiento. A continuación se mencionan las ventajas y desventajas de cada una de éstas.

Movimientos	Ventajas	Desventajas	Comentarios
Mecanismo de 4 barras	<ul style="list-style-type: none"> -Sencillo de implementar. -Bajo costo. -Fácil de controlar. -Fácil de analizar. -Ocupa poco espacio 	<ul style="list-style-type: none"> -Necesidad de juntas esféricas para movimientos en tres dimensiones. -Restricciones de movimiento debido a las dimensiones de las barras. 	Para mover el mecanismo se necesita de un solo actuador, el cual puede ser un motor de dc.
Mecanismo con engranes	<ul style="list-style-type: none"> -Relación transmisión constante. -Permite conectar ejes perpendiculares. -Bajo costo. -Fácil de analizar. 	<ul style="list-style-type: none"> -Dificultad para encontrar engranes pequeños. -Problemas para la implementación de un soporte del sistema de mecanismos. 	Para mover el mecanismo se necesita de un solo actuador, el cual puede ser un motor de dc.
Sistema de bandas dentadas	<ul style="list-style-type: none"> -Bajo costo. -Ocupa muy poco espacio. -Fácil de implementar al solo necesitar un motor y una banda. -Fácil de analizar. 	<ul style="list-style-type: none"> -La banda puede ser frágil. 	Para mover el mecanismo se necesita de un solo actuador, el cual puede ser un motor de dc.
Material inteligente Nitinol	<ul style="list-style-type: none"> -Puede comportarse como un músculo(expandirse- contraerse) -Ocupa muy poco espacio. 	<ul style="list-style-type: none"> -Costo elevado. -Difícil de controlar. -Tiempo de respuesta bajo. -Necesita calor para recuperar su forma. 	
Campo magnético con bobinas	<ul style="list-style-type: none"> -No es necesario ningún tipo de actuador mecánico. 	<ul style="list-style-type: none"> -Difícil de implementar debido a que se deben hacer las bobinas además de que 	Para el proyecto se necesitaría un embobinado muy pequeño, además es necesario que

	-Bajo costo.	ocupan mucho espacio. -Difícil de controlar pues se tiene que regular la corriente.	tenga suficiente fuerza para mover la prótesis.
Rodillos	-La prótesis se vería más estética. -No presenta riesgo de que el usuario dañe el mecanismo	-Es necesario que esté encapsulado -Si presenta alguna falla, la reparación es difícil	

Tabla 3. Tipos de mecanismos para transmisión de movimiento

4.3.3 Actuadores

En la actualidad existen diferentes tipos de actuadores, los cuales son ocupados para diferentes tareas. Cada uno de estos tienen diferentes características, las cuales que de alguna forma se pueden traducir en ventajas y desventajas a la hora de diseñar un sistema que desarrolle una tarea en específico.

Para el diseño de la prótesis se tienen que mencionar los aspectos más importantes con los que debe contar el actuador a trabajar.

Para la selección de los actuadores se tomaron en cuenta principalmente tres aspectos: que tuviera un tamaño no mayor a 25 mm, esto debido al espacio de trabajo con el que se cuenta; que fuera un motor que tuviera el par suficiente (0.1kgcm) para poder mover la cascarilla, la cual es la parte de la prótesis que tendrá la apariencia física de ojo (esclerótica, iris, pupila); y que tuviera una velocidad de entre 200 y 300 rpm.

El actuador a utilizar debe de cumplir una serie de requerimientos para el trabajo a realizar como se puede observar en la siguiente tabla.

Tamaño	Vol. Aprox. < 1 [cm ³]
Peso	gr. Aprox. < 10 gr
Par	Kg. cm Aprox. > 0.01
Velocidad	15 rpm

Tabla 4. Características que debe tener el actuador

Se consideraron diferentes actuadores, como motores de celulares, motores de aeromodelismo, motores piezoeléctricos y motores con reducciones. En la tabla siguiente podemos ver las ventajas y desventajas de cada uno de ellos.

Actuador	Ventajas	Desventajas	Comentario
Motor de celular	<ul style="list-style-type: none"> -Dimensiones pequeñas (10mm de dimensión mayor) -Requiere poco voltaje para su funcionamiento (1V-3V) 	<ul style="list-style-type: none"> -No cuenta con el par suficiente para mover la cascarilla -Tiene una velocidad mayor a 300rpm -Difícil de acoplar al sensor de posición 	
Motor de aeromodelismo	<ul style="list-style-type: none"> -Fácil de acoplar al sensor de posición -Son piezas comerciales -Dimensiones adecuadas para el espacio de trabajo (16 mm longitud, 6mm de diámetro) 	<ul style="list-style-type: none"> -Alta velocidad (16000rpm) -Bajo par para mover la cascarilla 	
Motor piezoeléctrico	<ul style="list-style-type: none"> -Dimensiones adecuadas para el espacio de trabajo -Bajo voltaje para su funcionamiento (1.5V-3V) -Baja velocidad 	<ul style="list-style-type: none"> -Difícil conseguirlo, pocas empresas lo elaboran -Precio elevado -Complicación para acoplarlo al mecanismo, pues es un motor lineal 	

Motor de aeromodelismo	-Fácil de conseguir	-Alta velocidad (11200rpm) -Requiere mayor voltaje para su funcionamiento (2V-5V) -Dimensiones grandes para el espacio de trabajo	
Motorreductor	-Par suficiente para mover la cascarilla -Dimensiones adecuadas para el espacio de trabajo (21.9mm de longitud por 6mm de diámetro)	-Velocidad alta (500rpm)	

Tabla 5. Tipos de actuadores

Se eligió el motorreductor, debido a que cumple con la mayoría de las características, además de tener la más baja velocidad de todos los motores. Las especificaciones se muestran más adelante.

4.3.4 Sensores de posición

En cuanto a los sensores para poder obtener la posición del ojo artificial, se consideraron dos opciones: encoders y potenciómetros. En general se tienen los siguientes aspectos de cada opción.

Encoder

Un encoder, normalmente llamado encoder rotatorio, es un transductor que convierte la rotación en pulsos, los cuales pueden ser contados para determinar el ángulo de rotación. Los encoders más utilizados son los incrementales y los absolutos [8]. Existen también encoders magnéticos, pero no son muy utilizados.

Las partes básicas de un encoder incremental se observan en la figura 17

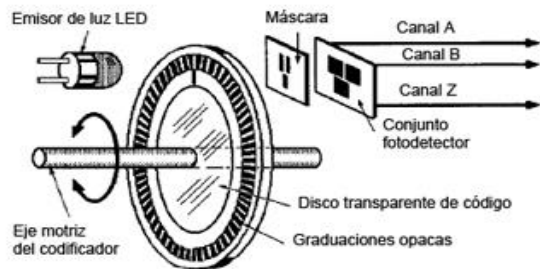


Fig 17. Encoder incremental ¹¹

Este tipo de encoder tiene la construcción siguiente: consta de un disco con un patrón igual entre espacios opacos y espacios transparentes colocado entre una fuente emisora de luz, normalmente un LED, y diodos receptores. Con esta configuración se puede determinar el sentido de giro, gracias a los canales A y B. Si el canal A es leído antes que el canal B, el sistema gira en sentido horario; si el canal B es leído primero, el sistema gira en sentido anti horario. El canal Z funciona cuando se inicia el sistema. Buscará llegar a esta posición, que es la posición de inicio (Home), y así pasará siempre que el sistema sea reiniciado. También funciona para alinear el encoder con una referencia mecánica.

Un encoder absoluto (Fig 18), al igual que el encoder incremental, sirve para obtener la posición, pero la diferencia radica en que el encoder absoluto siempre conserva su última posición, sin importar si el sistema es apagado o reiniciado. Este tipo de encoder consta de varias fuentes emisoras y varias fuentes receptoras.

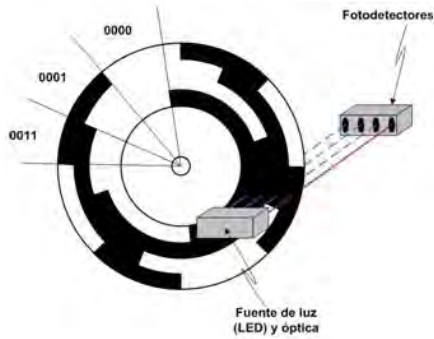


Fig 18. Encoder absoluto¹¹

Su funcionamiento es el siguiente: los receptores reciben o no la luz de los emisores, y la traducen en una determinada posición, con lo cual el sistema sabe en dónde se encuentra. En la figura 18, con las divisiones que se tienen, el sistema podría leer hasta 16 posiciones distintas.

La diferencia con el encoder incremental es el disco. En el caso de los encoders absolutos, la configuración en el disco, corresponde al código binario de Gray, como se observa en la figura 19.

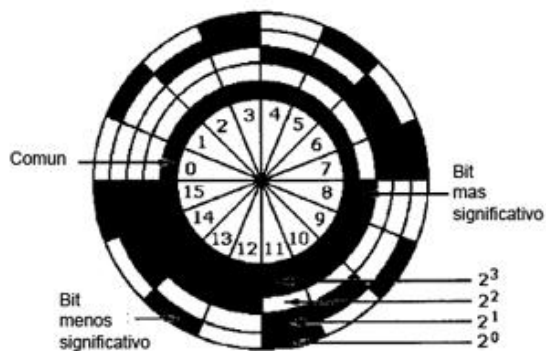


Fig 19. Disco con código Gray¹¹

En este caso, entre más grande sea el disco (más bits) mayor será la resolución del mismo, y se podrá obtener una mejor resolución y una posición más precisa.

¹¹NEIL SCLATER. "MECHANISM AND MECHANICAL DEVICES SOURCEBOOK". ED. MCGRAW-HILL, QUINTA EDICION

Potenciómetros

Un potenciómetro (Fig 20) es un elemento de retroalimentación bastante útil y económico.



Fig 20. Potenciómetro¹²

Su funcionamiento es el siguiente: se conecta una de las terminales externas a voltaje, mientras que la otra terminal externa se conecta a tierra. De la terminal de en medio se obtiene una diferencia de potencial al variar la resistencia con la perilla. Normalmente se busca que esta perilla esté acoplada al eje rotatorio. La terminal variable se conecta a un convertidor analógico-digital (ADC), con el cual se pueden leer los datos de manera digital, se procesan y se obtiene un valor, el cual es interpretado como ángulo, determinando así la posición angular.

Se llegó a la conclusión de usar un potenciómetro para la lectura de la posición del motor de la prótesis por las siguientes razones:

- Tamaño: para utilizar un encoder es necesario contar con al menos dos receptores si es incremental, y al menos 4 si es absoluto para tener una buena resolución. Esto se traduce en la necesidad de más espacio, el cual para la prótesis es limitado, por lo que se descarta el encoder. El potenciómetro cuenta con diferentes tipos, entre tamaños, valores de resistencia, de muchas vueltas o una sola vuelta, etc. Dentro de este rango, se encontró uno, en modelo RM-065, el cual es apropiado por su tamaño, rango de vida, costo, entre otros factores.

¹²IMAGEN OBTENIDA DE [HTTPS://ES.WIKIPEDIA.ORG/WIKI/POTENCI%C3%B3METRO](https://es.wikipedia.org/wiki/Potenci%C3%B3metro)

- Costo: en caso de presentar desgaste, cambiar un potenciómetro resulta más económico y fácil que remplazar alguna parte del encoder.
- Piezas: para el encoder se necesitan varias piezas, como un disco con patrones, diferentes leds emisores, los cuales a su vez necesitan resistencias para su correcto funcionamiento, lo cual aumenta el número de piezas a utilizar. El potenciómetro sólo es una pieza.
- Resolución: Para tener una buena resolución en el encoder, si es incremental se necesita una cantidad mayor de divisiones en el disco, mientras que si es absoluto, se necesita un disco más grande y más fuentes receptoras. En el caso del potenciómetro se requiere un convertidor ADC, conversión que en un microprocesador actual (PIC, Arduino, etc.) se puede realizar de manera sencilla.

4.3.5 Fuentes de alimentación

Para hacer funcionar el sistema de la prótesis es necesario contar con una fuente de alimentación que debe cumplir cuatro características muy importantes que son:

- Tamaño lo más reducido posible
- Bajo peso
- Precio económico
- No debe calentarse en exceso
- 6 [V] a 300 mAh

En la tabla siguiente se muestran los diferentes tipos de pilas y baterías, sus desventajas y desventajas.

Pila/Batería	Ventajas	Desventajas	Comentario
Pilas de botón	Tienen tamaño reducido, poco peso, precio accesible.	Se necesitan varias para obtener el voltaje y la corriente necesarios. No hay recargables en el mercado mexicano.	
Pilas AA	Tamaño reducido, existe amplia diversidad de marcas y modelos. Existen recargables y no recargables.	Son necesarias varias para alcanzar el voltaje y la corriente necesaria.	
Pilas cuadradas de 9V	Aportan la corriente necesaria, además sólo se necesita una.	El voltaje es mayor al soportado por los componentes, se necesitaría un regulador de voltaje. Resultan costosas si no se compran recargables.	
Baterías recargables de polímero de litio	Corriente y voltaje adecuados, además de ser recargable. Existen modelos de distintas capacidades.	Tiene un peso mayor a las pilas anteriores. Costo elevado, pero se recupera al ser recargable.	

Tabla 6. Diferentes tipos de fuentes de alimentación

Se eligió utilizar una batería recargable de polímero de litio, ya que puede ser recargada, lo que a largo plazo reduce los costos que se tendrían usando otro tipo de fuente. Además, tiene un tamaño adecuado (10mm por 31mm por 53mm) y poco peso para el sistema que se diseñó.

4.3.6 Materiales para construcción

La elaboración de la prótesis se llevó a cabo mediante impresión en 3D, en material ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno). Se seleccionó este método debido a que las piezas a elaborar son de dimensiones pequeñas, y la resolución con la que cuentan las máquinas de impresión es adecuada para el diseño de prótesis que se tiene. Cabe mencionar que esta impresión es un primer acercamiento, ya que, en colaboración el área de maxilofacial del posgrado de la Facultad de Odontología de la UNAM, se pretende realizar el diseño de las piezas en acrílico autocurable. Este acrílico tiene la ventaja de poder ser moldeado al momento, y alcanza su máxima dureza en un periodo de entre 5 y 15 minutos, además de ser un material biocompatible.

Otro material a utilizar son un par de imanes recubiertos de oro, los cuales serán colocados tanto en la prótesis como en la mascarilla. Son imanes de 2mm de diámetro, pero tienen fuerza suficiente para sujetar el peso de la prótesis sin dañar la mascarilla.

4.4 Diseño de configuración

A partir de las opciones obtenidas anteriormente en cuanto a mecanismos de movimiento, sensores, fuentes de alimentación entre otras, la selección de los componentes a utilizar fue la siguiente:

- Para el sistema de movimiento se eligieron los motorreductores (Fig 21), debido a que cuentan con dimensiones adecuadas para el espacio de trabajo con el que se cuenta, además de tener un par suficiente para mover la prótesis (0.6kg-cm), además de necesitar un bajo voltaje para iniciar su movimiento (0.2 a 0.3 V), lo cual nos permite tener una baja velocidad al momento de mover la prótesis.



Fig 21. Motorreductor¹³

- Para la lectura de la posición del ojo se seleccionó el potenciómetro, pues tiene un tamaño adecuado para el espacio de trabajo, además de ser un elemento de bajo costo y es fácilmente reemplazable en caso de llegarse a descomponer. Además se puede encontrar en diversos tamaños y valores de resistencia. En este caso se escogió el modelo RM065 (Fig 22).

¹³IMAGEN OBTENIDA DE [HTTPS://WWW.POLOLU.COM/PICTURE/VIEW/0J5326](https://www.pololu.com/picture/view/0j5326)



Fig 22. Potenciómetro RM065¹⁴

- Para la fuente de alimentación se decidió usar una batería de polímero de litio (Li-po), pues tiene un costo bajo, además de que se puede recargar, lo cual es un punto a favor. Otra cuestión importante es que el modelo seleccionado (Fig 23) tiene dimensiones de 10mm por 31mm por 53mm, y un peso de 30 gramos.



Fig 23. Batería de polímero de litio (Li-po)

- Para el controlador se escogió un microprocesador ATmega328, que es el circuito integrado que se encuentra en la tarjeta de adquisición Arduino Uno (Fig 24). Se eligió debido a que se puede programar desde la paquetería de Simulink, además de que puede ser desmontado de la tarjeta Arduino y utilizarse como microprocesador en una placa fenólica.

¹⁴IMAGEN OBTENIDA DE [HTTP://ES.ALIEXPRESS.COM/STORE/PRODUCT/TRIMMING-POTENTIOMETER-RM-065-VARIABLE-RESISTOR-1K-1KOHM-BLUE-WHITE-VARIABLE-RESISTOR-100PCS-LOT/507569_32428226091.HTML](http://es.aliexpress.com/store/product/trimming-potentiometer-rm-065-variable-resistor-1k-1kohm-blue-white-variable-resistor-100pcs-lot/507569_32428226091.html)

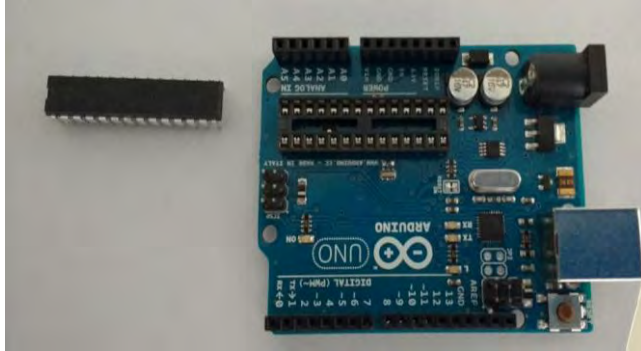


Fig 24. Tarjeta Arduino UNO

- Para la etapa de potencia de potencia se eligió la tarjeta DRV8833 (Fig 25), que es un puente H utilizado para el control de giro bidireccional de dos motores de corriente continua de 2.7 a 10.8 V. Una de las razones por las que se utilizó esta tarjeta fue por sus dimensiones, que son de 12.7mm por 20.32mm



Fig 25. Puente H DRV8833¹⁵

¹⁵IMAGEN OBTENIDA DE [HTTPS://WWW.POLOLU.COM/PICTURE/VIEW/0J3864](https://www.pololu.com/picture/view/0J3864)

4.5 Diseño de detalle

4.5.1 Diseño mecánico de la prótesis

En el diseño mecánico de la prótesis (Fig 26) se consideró que el movimiento del ojo sería de un solo grado de libertad debido al limitado espacio. La elección de la dirección del movimiento se hizo en base a qué acción del ojo se percibía con más claridad, en este caso se tomó el Abducción-Aducción (Izquierda-Derecha).

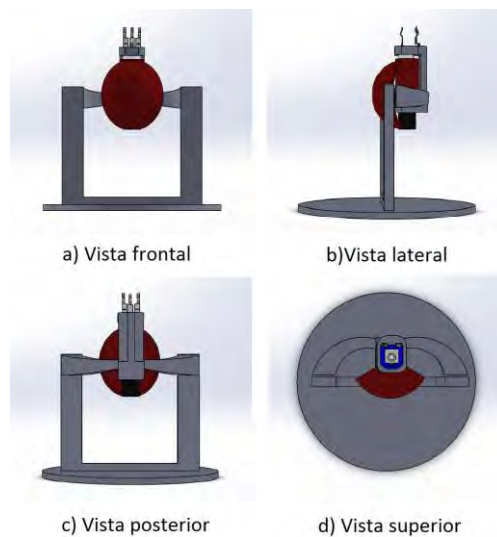


Fig 26. Diseño mecánico de la prótesis

Una vez decidida la dirección, se optó por un diseño mecánico donde se utilizará el menor espacio posible, tomando en cuenta que el actuador (motor) tendría que mover al sensor de posición (potenciómetro), para poder así determinar la posición actual del ojo. La forma más sencilla era acoplar casi directamente el eje del motor con el del potenciómetro.

Para mover el ojo la forma más sencilla fue que quedara colineal con el eje del motor y el centro del potenciómetro.

Comentado [j2]: Integrar a que vista se refieren

Finalmente se colocaron unos brazos los cuales sería nuestra tierra, ya que estos estarían conectados a la mascarilla (Fig 27), que al mismo tiempo se colocara en la cara de la persona. La decisión de colocar la prótesis sobre la mascarilla es debido a que no se puede apoyar sobre la cavidad y el injerto de piel pues provocaría molestias en la persona.

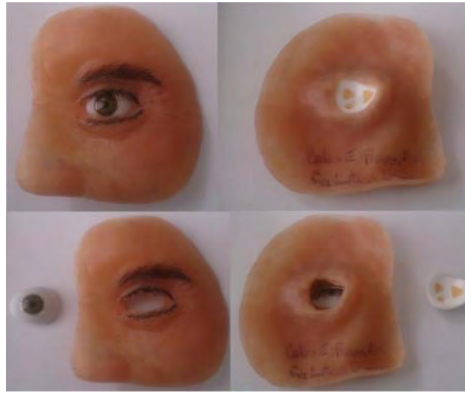


Fig 27. Mascarilla de látex

Los brazos estarán montados sobre la mascarilla mediante imanes o en su defecto dependiendo del paciente mediante un adhesivo. Como se puede observar en la figura 28, se muestran las piezas que conforman al mecanismo completo.

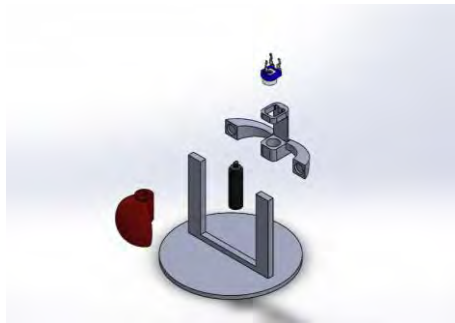


Fig 28. Vista explosionada del ensamble

Para poder hacer pruebas con la prótesis se diseñó un soporte del cual se apoyaron los brazos como se muestra en la figura anterior (Fig 28).

Las dimensiones finales del mecanismo se muestran a continuación.

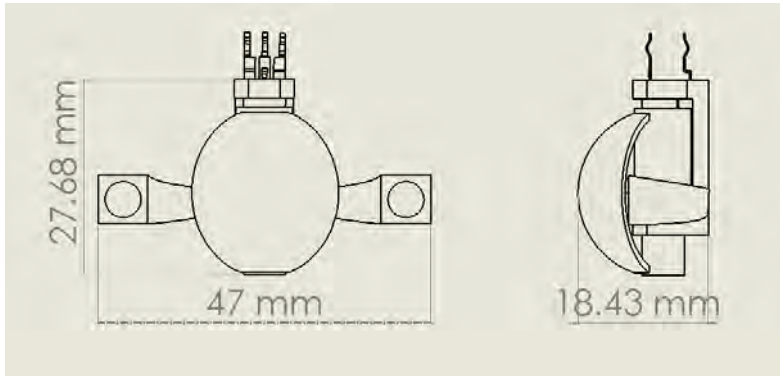
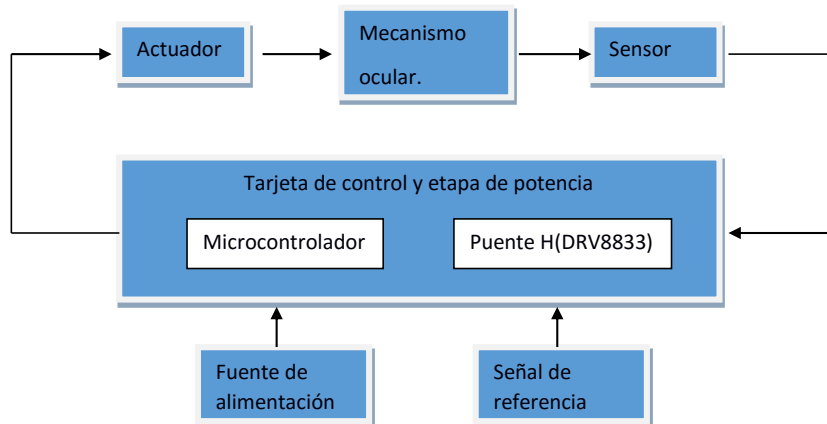


Fig 29. Dimensiones del mecanismo

4.5.2 Diseño de la tarjeta de control y etapa de potencia

Para el diseño de la tarjeta de control y potencia se escogió previamente el microcontrolador ATmega328 y la tarjeta DRV8833. Con los elementos anteriores se muestra un diagrama de cómo sería el funcionamiento del sistema.



4.5.2.1 Etapa de regulación de voltaje

Para alimentar todo el sistema con la batería, primero se debe implementar una etapa donde se regule el voltaje de entrada, pues hay que recordar que el voltaje de ésta es de 7.4 V. Por esta razón se utiliza el regulador de voltaje LM7805, que reduciría el voltaje a 5 V.

Utilizando un software de diseño y simulación de circuitos, se implementa la etapa de regulación de voltaje. (Fig 30).

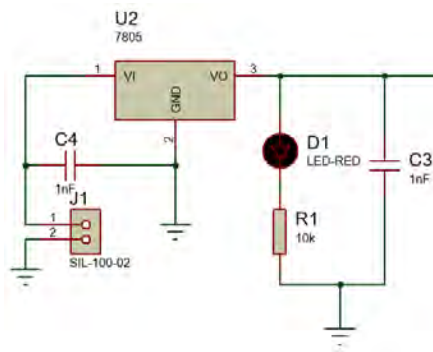


Fig 30. Etapa de regulación de voltaje

4.5.2.2 Etapa de control

En la etapa de control se utilizó el microcontrolador ATMEGA328 con sus respectivos elementos para su correcto funcionamiento, como lo es el cristal, capacitores y sus respectivas entradas y salidas (potenciómetros y puente H). (Fig 31)

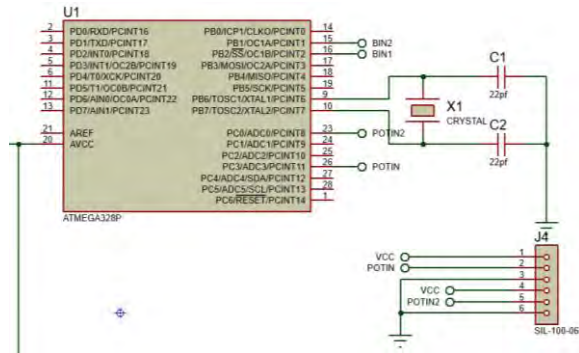


Fig 31. Etapa de control

4.5.2.3 Etapa de potencia

En la etapa de potencia se utilizó el driver o puente H (DRV8833) que tiene como entrada las salidas del microcontrolador, y como salidas las del motor a controlar. La alimentación de dicho circuito se hizo con la salida del regulador de voltaje. (Fig 32)

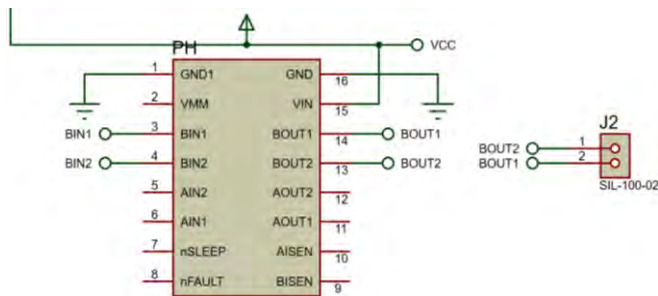


Fig 32. Etapa de potencia

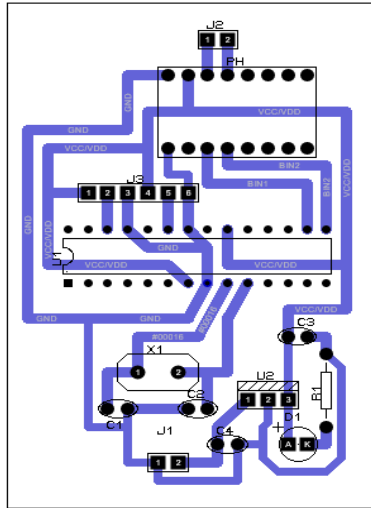


Fig 34. Diseño de pcb

Finalmente se tiene una vista en 3D de la tarjeta PCB.

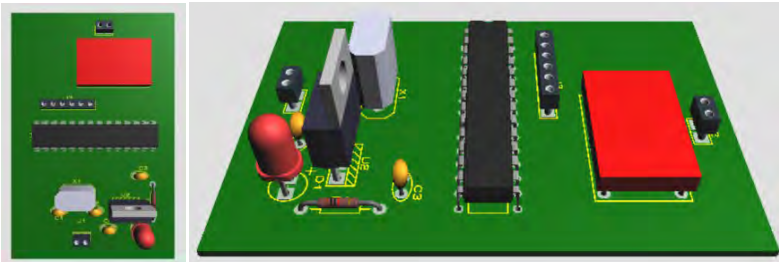


Fig 35. Vista en 3D del diseño pcb

Capítulo

5

Implementación
física

5. Implementación física

5.1 Modelo físico de la prótesis Ocular

Para la fabricación de las piezas del modelo funcional (Fig 36), se utilizó el método de impresión en 3D, que es un método de fabricación rápida de prototipos. Este método consiste en ir agregando el material por capas, hasta lograr la forma deseada.

El material utilizado para la fabricación de las piezas fue ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno).



Fig 36. Modelo funcional de la prótesis

La máquina en la que se realizaron las piezas del prototipo tiene una resolución de 0.1mm, aunque esta resolución parezca buena, para el diseño de la prótesis no fue suficiente, pues las dimensiones de los componentes son muy pequeñas. En todas las piezas se tuvieron que hacer pequeños ajustes para que pudieran acoplarse correctamente y finalmente tener el prototipo (Fig 37).

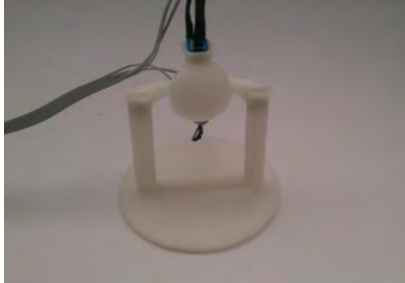


Fig 37. Modelo funcional de la prótesis

5.2 Tarjeta de control y potencia de la prótesis

La elaboración de la tarjeta de control y de potencia (Fig 38), se decidió hacer en una tarjeta perforada por cuestiones económicas, facilidad y tiempo. Aun así su implementación se basó en las pistas generadas de la PCB en la etapa de diseño.

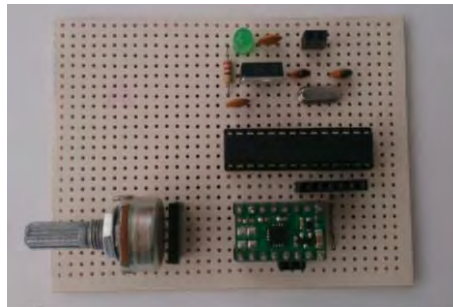


Fig 38. Tarjeta de control y potencia

Así mismo como se puede observar en la figura anterior, se colocó un potenciómetro para simular la señal de referencia del ojo sano del paciente y con ello poder hacer pruebas para calibrar el control de la prótesis.

5.3 Experimentación con la prótesis desarrollada

Para el diseño del controlador, se consideró la prótesis como sistema cerrado, además se consideró utilizar un controlador P.

Otra cosa importante es que se hizo uso de la paquetería Simulink de MatLab para el diseño del controlador. Esto se hizo debido a que se puede visualizar tanto la referencia (posición deseada) como la salida (posición real) en tiempo real, por lo que los valores del controlador podían ser modificados y observar el funcionamiento de la prótesis. (Fig 39).

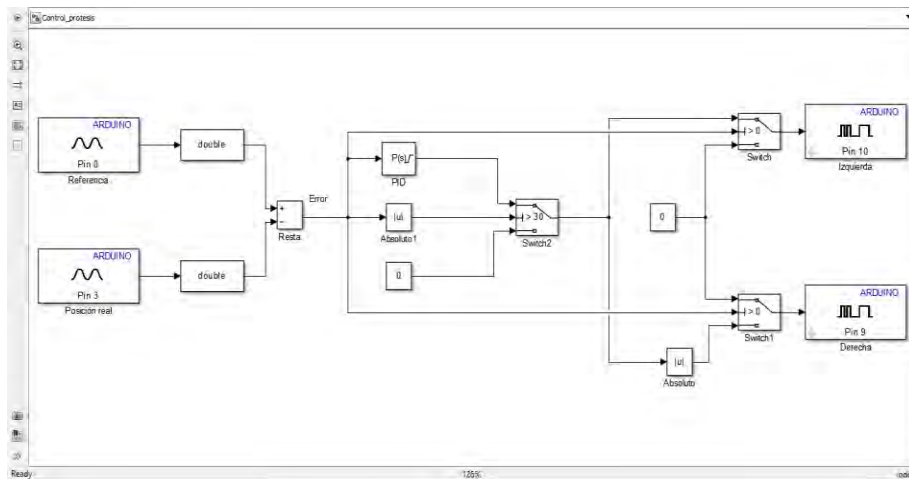


Fig 39. Diagrama del controlador diseñado en MatLab.

El funcionamiento es el siguiente. El pin 0 del Arduino recibe la señal de referencia, que en este caso es la posición del ojo que se encuentra en buenas condiciones, mientras que el pin 3 recibe la posición en la que se encuentra la prótesis. Estas dos señales son comparadas, y se genera un error, el cual entra en el bloque de control PID. Los bloques nombrados “Switch” y “Switch1” deciden qué salida activar y qué salida apagar, de acuerdo al signo de la señal de Error. Si el error es positivo, la salida del bloque PID hará que el motor gire hacia la izquierda (pin 10 del Arduino), apagando la salida derecha (pin 9 del Arduino). Si el error es negativo, se toma el valor absoluto del bloque PID, y se genera el movimiento hacia el lado derecho, mientras que la salida izquierda permanece apagada. El recuadro llamado switch2 determina si se debe aplicar el valor del control o no. Esto se hizo para evitar que el motor tratara de moverse al quedarse en un valor cercano al de referencia.

Para la sintonización de los parámetros se utilizó el segundo método de Ziegler y Nichols, el cual consiste en colocar el valor de la parte integral en infinito y el de la parte derivativa en cero, e ir aumentando la constante proporcional hasta que el sistema presente oscilaciones sostenidas. Ese valor de la constante proporcional será el valor crítico K_{cr} , y se toma el periodo de las oscilaciones sostenidas P_{cr} . Con estos dos valores se sintoniza de acuerdo a la tabla siguiente.

Tipo de controlador	K_p	T_i	T_d
P	$0.5K_{cr}$	Inf	0
PI	$0.45K_{cr}$	$1/1.2 P_{cr}$	0
PID	$0.6K_{cr}$	$0.5 P_{cr}$	$0.125P_{cr}$

Tabla 7. Calibración de controlador PID con el método de Ziegler y Nichols

Se decidió un control P, ya que es el control más sencillo de implementar, además de generar poco error y poder calibrarse de manera sencilla.

Una parte importante del control es que los valores obtenidos de manera teórica no corresponderán a los valores que el sistema necesite realmente. Esto se debe a cuestiones que pueden variar el modelado del sistema, como no linealidades entre otras cosas. El valor con el que la prótesis tuvo un mejor desempeño fue $K_p=1.9$.

Algo que también se pudo probar fue el funcionamiento de la placa fenólica para el circuito eléctrico, la cual se diseñó de manera que utilizara el menor espacio posible, para así lograr que fuera fácil de transportar y no represente una carga para el usuario.

Durante la experimentación se encontraron los problemas de calentamiento y ruido del motor. Existe un punto en el que al haber un error entre la posición real y la deseada, el voltaje suministrado al motor no alcanza a mover la prótesis, teniendo un ruido constante, además de provocar el calentamiento del mismo. Esto puede tener repercusiones para el motor, principalmente en la caja reductora, ya que el mecanismo de engranajes que permite esta reducción está fabricado de plástico.

Otro aspecto de este calentamiento es que puede provocar quemaduras al paciente que la use. En cuanto al ruido, su principal inconveniente es que puede llegar a ser molesto para quien use la prótesis.

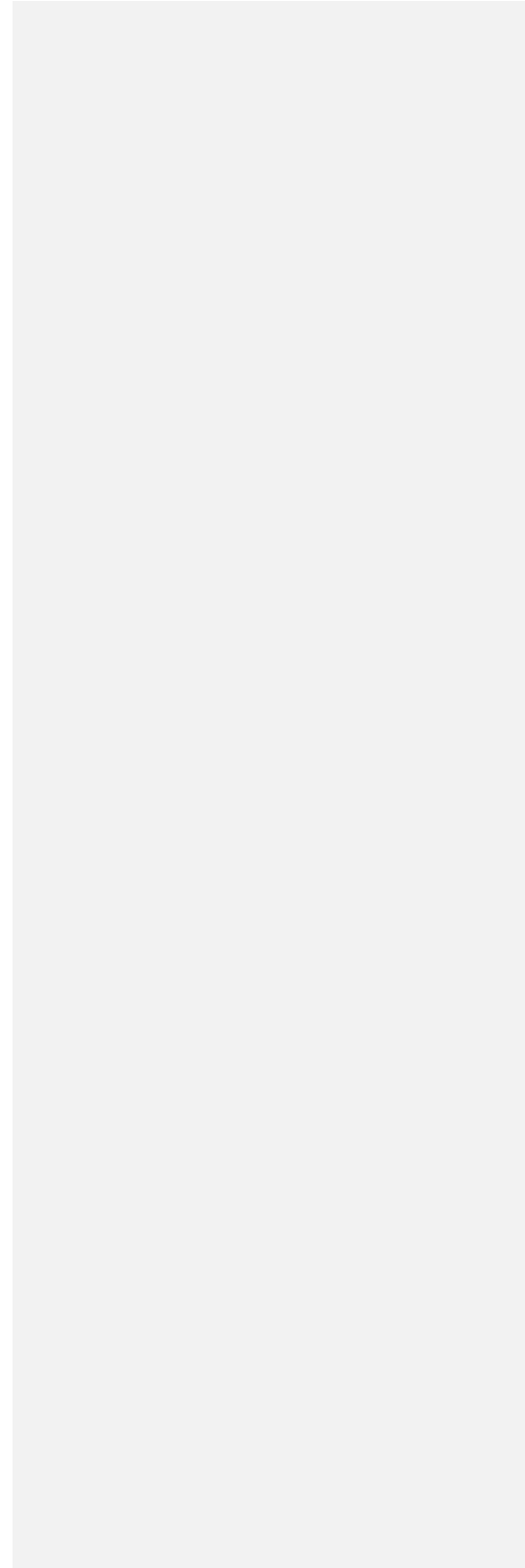
El cálculo de la velocidad de la prótesis se realizó de manera indirecta. Se realizaron diez pruebas, en las que se trató de mover lo más rápido posible la prótesis, y tomar el tiempo que ésta tardaba en recorrer los 80 grados. Los resultados se muestran en la siguiente tabla.

Prueba	Tiempo [s]
1	1.09
2	0.90
3	0.96
4	0.95
5	0.98
6	1.02
7	1.15
8	0.94
9	1.01
10	1.01

Tabla 8. Cálculo de la velocidad máxima de la prótesis

El promedio de los tiempos tomados es de 1.001 [s], por lo que la velocidad máxima es cercana a 80 grados por segundo. Esto nos dice que, sí podemos reducir la velocidad hasta obtener la deseada, en este caso de 40 grados por segundo.

Capítulo 6 Resultados



6. Resultados

Se logró desarrollar un prototipo de prótesis ocular, el cual presenta las siguientes características.

- Tiene dimensiones de 27.68mm de altura, 47mm de largo y una profundidad de 18.43mm. Si bien las medidas del diseño son superiores a las medidas de la cavidad ocular promedio (50mm por 40mm por 35mm), cabe recordar que la prótesis está diseñada para personas que presenten casos de exenteración, donde se cuenta con un mayor espacio de trabajo, pero este espacio es diferente en cada paciente. Otro punto importante es que la longitud de la prótesis (47mm) se debe a la extensión de los brazos de la prótesis. Dicha extensión puede ser cambiada de tamaño, dependiendo de la mascarilla que se diseñe para el futuro paciente.

El peso total que se obtuvo de la prótesis (sólo la parte mecánica incluyendo el motor) fue de: 5 gramos.

- Se logró un movimiento en las direcciones izquierda-derecha, con un rango total de 80 grados, 40 grados hacia cada lado a partir del centro. Este campo es mayor al que tiene cualquier persona, que es de 70 grados, 35 grados hacia cada lado.

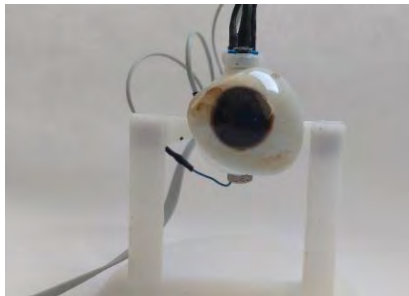


Fig 40. Prótesis en posición central



Fig 41. Prótesis en posición a la derecha



Fig 42. Prótesis en posición a la izquierda

- Un aspecto importante es que la prótesis fue desarrollada pensando en que realizara el seguimiento del movimiento del ojo humano. Este movimiento tiene una velocidad de 40 grados por segundo. Dentro de las experimentaciones que se hicieron, como velocidad máxima se obtuvo 80 grados por segundo, por lo que se puede tener la velocidad de seguimiento sin ningún problema. La justificación es que al no poder medir directamente la velocidad de movimiento del ojo, se consideró la velocidad máxima a la que se puede mover. Teniendo esta velocidad, se pueden lograr velocidades más bajas. Se logró incluso mover 40 grados en un tiempo promedio de 6 segundos.

- Se logró también el desarrollo y funcionamiento de la placa fenólica con las etapas de control y potencia. Este desarrollo es importante, ya que al poder lograrlo en pcb, se asegura que el usuario pueda transportar su prótesis sin ningún problema.
- Se logró un diseño que puede ser adaptado a diferentes tipos de mascarillas de látex utilizadas, únicamente cambiando el tamaño de los brazos que soportan la prótesis.

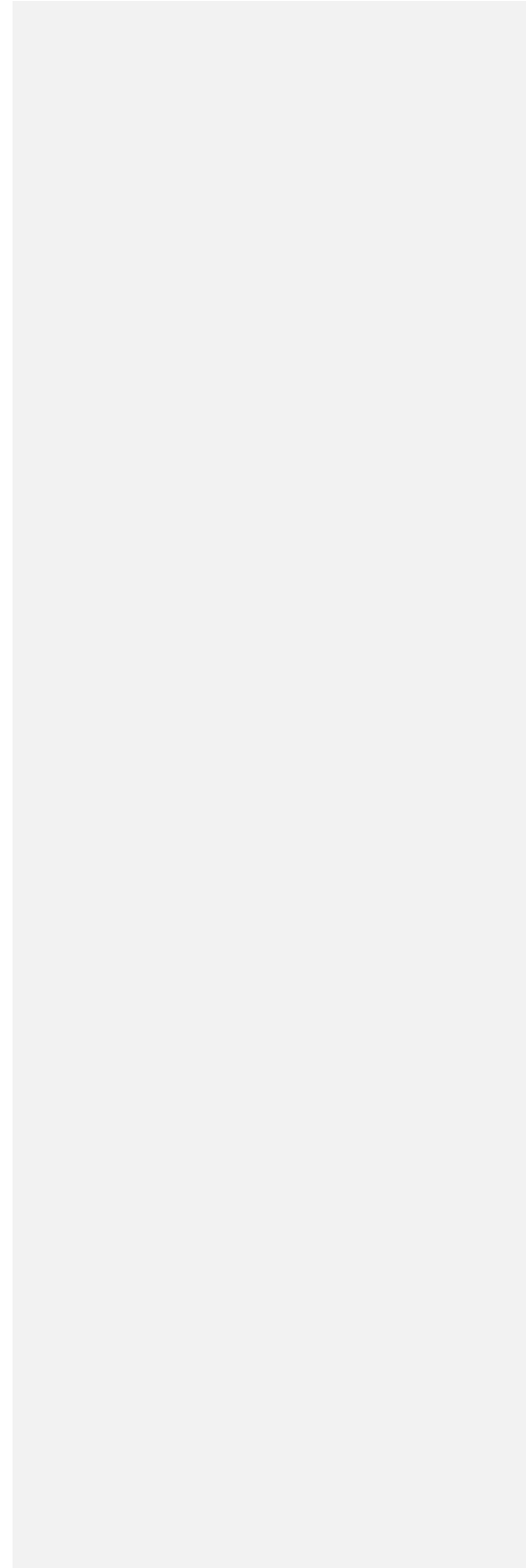
Como resultado en general se obtuvo un diseño de prótesis funcional, la cual funciona con una batería de 7.4 [V] y tiene un consumo máximo de 100mA. Dicha prótesis cumple con el propósito de realizar movimientos de seguimiento de 40 grados por segundo.

Comentado [j3]: cuánto en corriente

Capítulo

7

Conclusiones



7. Conclusiones

Se logró desarrollar una prótesis con un grado de libertad, la cual se espera en un futuro pueda ser utilizada por personas que hayan sufrido de exenteración. También se logró que la prótesis pueda realizar movimientos de seguimiento, que deben ser de una velocidad de 40 grados por segundo, además de tener un peso de 5 gramos, y dimensiones de 27.68 mm por 47 mm por 18.43 mm.

Cabe mencionar que la prótesis está restringida a pacientes que cuenten con un espacio adecuado para su implementación.

Se logró la implementación de una tarjeta de control, sin embargo, al no contar con una señal de referencia real (señal del ojo sano del paciente), no se pudo determinar la funcionalidad del controlador. Por otra parte, una ventaja con la que se cuenta es que el programa del microcontrolador se puede cambiar, de tal forma que se puede reprogramar para tener una mayor exactitud.

Un punto fuerte de este diseño fue la inclusión de los brazos en la prótesis, los cuales ayudan al acoplamiento de la misma a diferentes tipos de mascarillas, sólo con la modificación de las dimensiones de los mismos.

Se considera que la prótesis tiene una estética aceptable, es decir, que al usarse podría dar la apariencia de un ojo real. Esto debido a que se logró tener un movimiento parecido al de un ojo en buen estado, además de contar con la cascarilla, que le da una apariencia más real.

7.1 Trabajo a futuro

Al llevarse a cabo el desarrollo de la prótesis, se encontraron diferentes aspectos que pueden ser mejorados más adelante, esto para poder mejorar el diseño y el funcionamiento.

- **Actuadores**

El motor que fue utilizado para el movimiento de la prótesis es grande comparado con las dimensiones de la cavidad ocular. Una mejor alternativa sería utilizar un motor más pequeño. Actualmente existen motores de

menores dimensiones al que se utilizó, sin embargo, éstos no tienen el par suficiente para poder mover la prótesis. Se esperaría en un futuro un motor de menor tamaño con el par suficiente para poder mover el mecanismo.

- **Diseño mecánico**

Poder solucionar el problema de los grados de libertad, ya que debido al espacio reducido sólo se pudo hacer un grado de movimiento, pero un mejor diseño de prótesis sería considerarlo de dos grados de libertad.

- **Control**

Tener un mejor controlador, de manera que el error entre la posición real y la posición deseada pueda ser menor. Teniendo un mejor control, la prótesis puede verse más natural. Además, un mejor controlador podría evitar el calentamiento del motor y tener un menor ruido del mismo.

- **Elementos electrónicos**

Al contar con un espacio tan reducido en la cavidad ocular, se tuvo la necesidad de colocar los elementos electrónicos, tales como el controlador y el puente H, fuera de la cavidad. Una mejor alternativa sería contar con elementos de montaje superficial que ocuparan un menor espacio. Además, al colocarlos fuera del ojo, se presenta la desventaja de que el usuario pueda dañarlos de manera accidental

- **Implementación de sistema de detección de posición del ojo**

Lograr la implementación del sistema para tener la posición del ojo en buen estado de salud. A pesar de no ser parte del diseño de la prótesis, es un aspecto que será necesario cuando el paciente use la prótesis, pues gracias a dicho sistema, la prótesis podrá moverse de acuerdo al ojo sano. Para obtener esta posición, se consideraron dos posibles opciones. La primera de ellas es mediante el **método de electro oculografía**, el cual consiste en

colocar electrodos sobre el rostro (Fig 43), de manera que los impulsos eléctricos causados por el movimiento se puedan leer, procesar y enviar al microcontrolador para que éste sea capaz de mandar las señales adecuadas para mover la prótesis. El principal inconveniente con éste método es que resulta invasivo para el paciente, cosa que no se desea, pues el propósito general es que la prótesis se vea lo más natural posible.

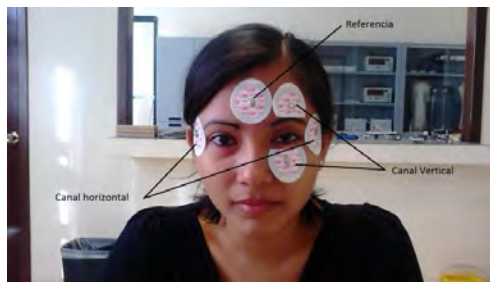


Fig 43. Método de electro oculografía¹⁶

- La segunda opción es mediante el método de **Eye tracking**, el cual es un sistema que detecta la posición del ojo mediante el uso de cámaras. Consiste en dos componentes: una luz infrarroja y las cámaras antes mencionadas. La luz infrarroja es enviada al ojo, y las cámaras detectan la reflexión de dicha luz. Con ésta, se puede obtener la posición del ojo. El sistema de eye tracking consiste en unos lentes que tienen integrados la fuente infrarroja y la cámara (Fig 44). Este dispositivo se podría considerar el más apropiado para el diseño de la prótesis, ya que los lentes ayudan a que la prótesis se vea más natural.



Fig 44. Lentes eye tracking¹⁷

¹⁶IMAGEN OBTENIDA DE [HTTP://WWW.RECIBE.CUCEI.UDG.MX](http://www.recibe.cucei.udg.mx)

¹⁷IMAGEN OBTENIDA DE [HTTP://WWW.EYETRACKING-GLASSES.COM/#3](http://www.eyetracking-glasses.com/#3)

Referencias

Referencias

- [1] GUADARRAMA, Jessica. *Prótesis oculares para personas marginadas*. Milenio [en línea]. 16 de noviembre de 2014. [Fecha de consulta: 3 de diciembre 2015]. Disponible en:
http://www.milenio.com/cultura/Protesis-oculares-personas-marginadas_0_410358977.html
- [2] SHERINS, Robert. *History, science and art of ocular prosthetics*. UCSF, Kalmanovitz Library, Special collections. [Fecha de consulta: 20 de enero de 2016] Disponible en:
http://www.ucsfalumni.org/s/1420/images/editor_documents/medicine/library/origin_of_ocular_prosthetics-reduced_25_part1.pdf
- [3] REYES García, Gerardo, y VALTIERRA Vallejo, Héctor. *Prototipo de prótesis ocular activa para pacientes que presentan enucleación*. Tesis (Licenciatura). México, Distrito Federal: Instituto Politécnico Nacional, Unidad profesional interdisciplinaria en ingeniería y tecnologías avanzadas, 2010.
- [4] GÓMEZ Aragón, Edoardo. *Desarrollo de una prótesis ocular mecatrónica móvil*. Tesis (Licenciatura). México, Distrito Federal: Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingeniería, 2014.
- [5] BUDMAN, Mark, y STACK James. *Eye prosthesis*. E.U.A., 6576013B1, 10 de Junio de 2003. Appl. No.: 10/041342, 8 de Enero 2002, 6 p.
- [6] COLOMBO Pulgarín, Juan. *Prótesis ocular estética con movimiento*. Tesis (Licenciatura). Colombia, Medellín: Universidad EAFIT, Escuela de Ingeniería, 2011.
- [7] DRAKE, Richard, VOLG, A. y MITCHELL Adam. *Gray Anatomía para estudiantes*. 2da ed. Barcelona. Elsevier España, 2010
- [8] SCLATER, Neil. *Mechanism and Mechanical devices sourcebook*. 5ta ed. Editorial McGraw-Hill, 2011.
- [9] MARÍN Puell, Cinta. *Óptica fisiológica. El sistema óptico del ojo y la visión binocular*. Universidad Computense Madrid. España, Madrid.

[10] GILA Useros, Luis, VILLANUEVA Larre, Arantxa y CABEZA Laguna, Rafael. *Fisiopatología y técnicas de registro de los movimientos oculares*. Editorial Gobierno de Navarra. Publicado en Anales del sistema sanitario de Navarra, 2009, 32 (supl.3) Pags. 9-26. Disponible en:

<http://academica-e.unavarra.es/bitstream/handle/2454/10814/706.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

[11] OGATA, Katsuhiko. *Ingeniería de control moderna*. 5ta ed. Editorial Pearson. España, Madrid, 2010.

[12] *Una batería pequeña en tamaño y grande*. BBC mundo. 19 de abril de 2013. Disponible en:

http://www.bbc.com/mundo/noticias/2013/04/130418_bateria_poderosa_tecnologia_nm

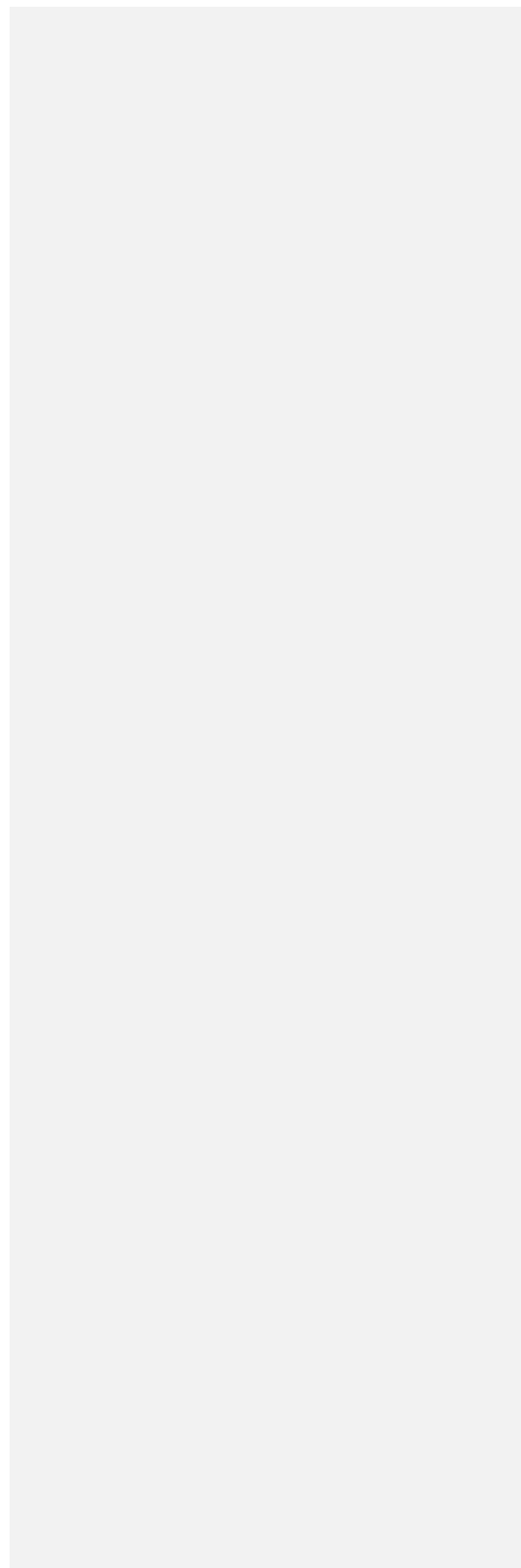
[13] *Exenteración*. Instituto de microcirugía ocular. [Consultado el 8 de septiembre de 2015] Disponible en:

<http://www.imo.es/tratamiento/exenteracion/>

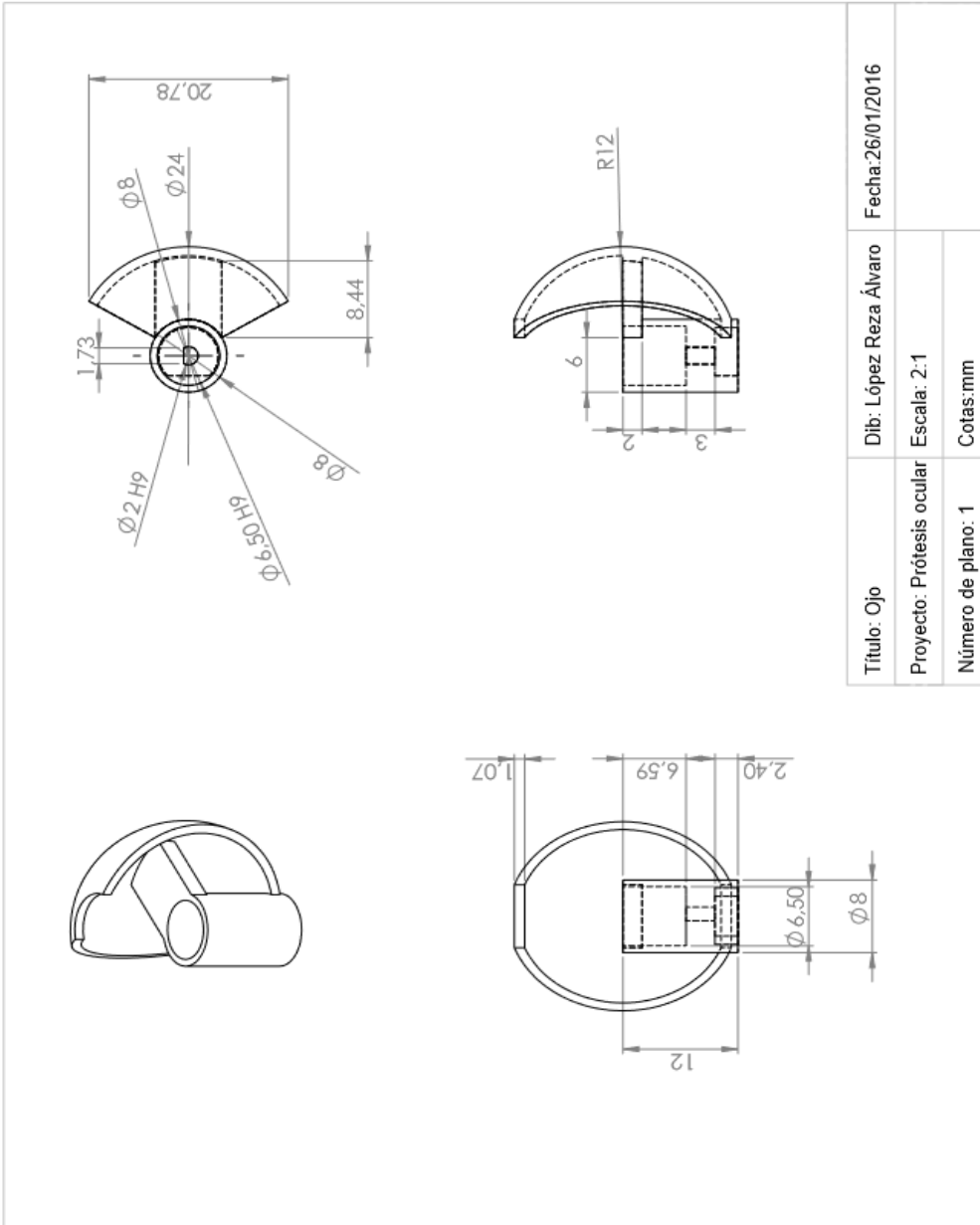
[14] TESTUT, L. y LATARJET, A. *Tratado de anatomía humana*. 9na edición. Editorial Salvat Editores. España, Barcelona. Tomo primero.

[15] CHEVALIER, A. *Dibujo industrial*. Editorial Limusa. México, Distrito Federal, 2002.

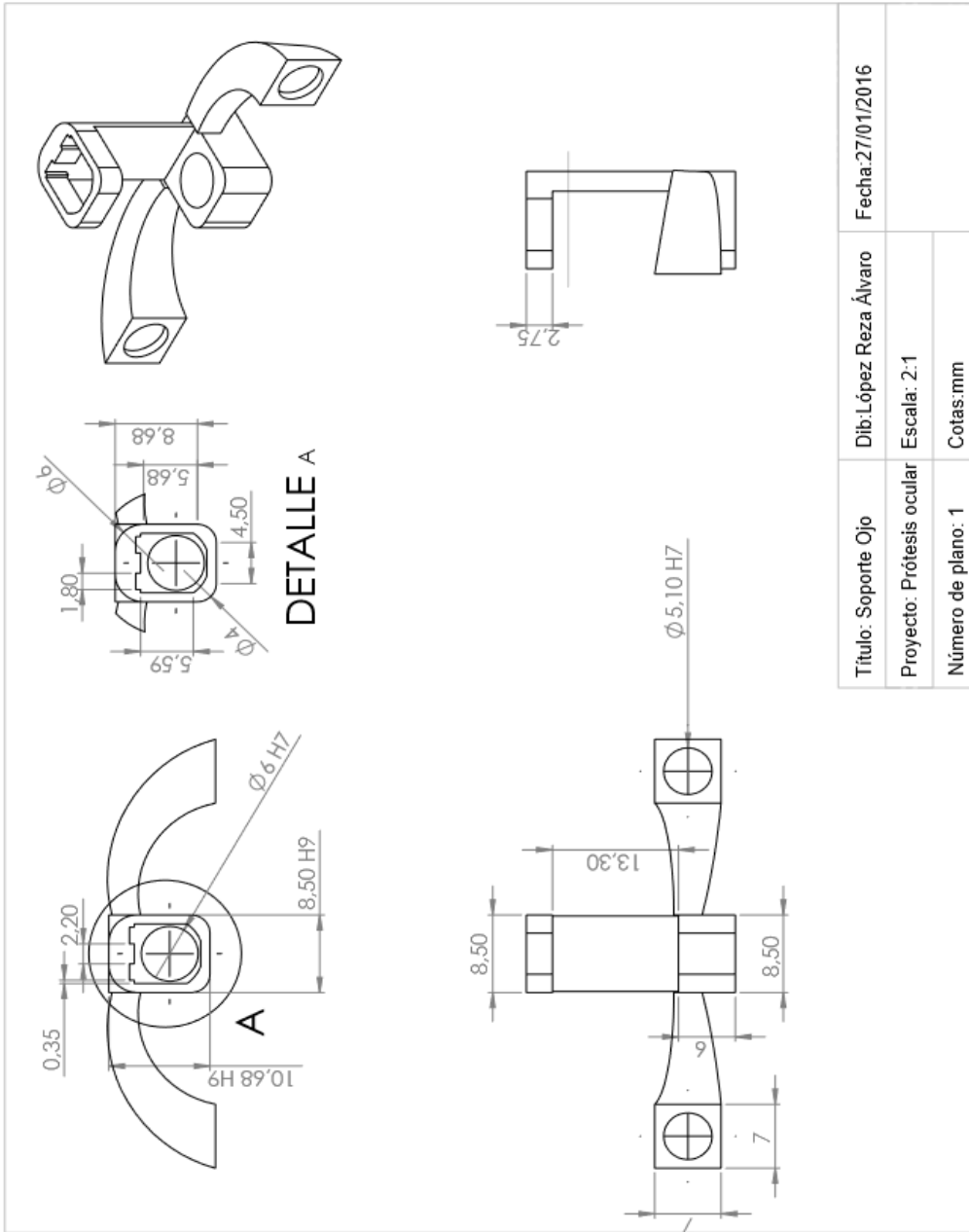
Anexos



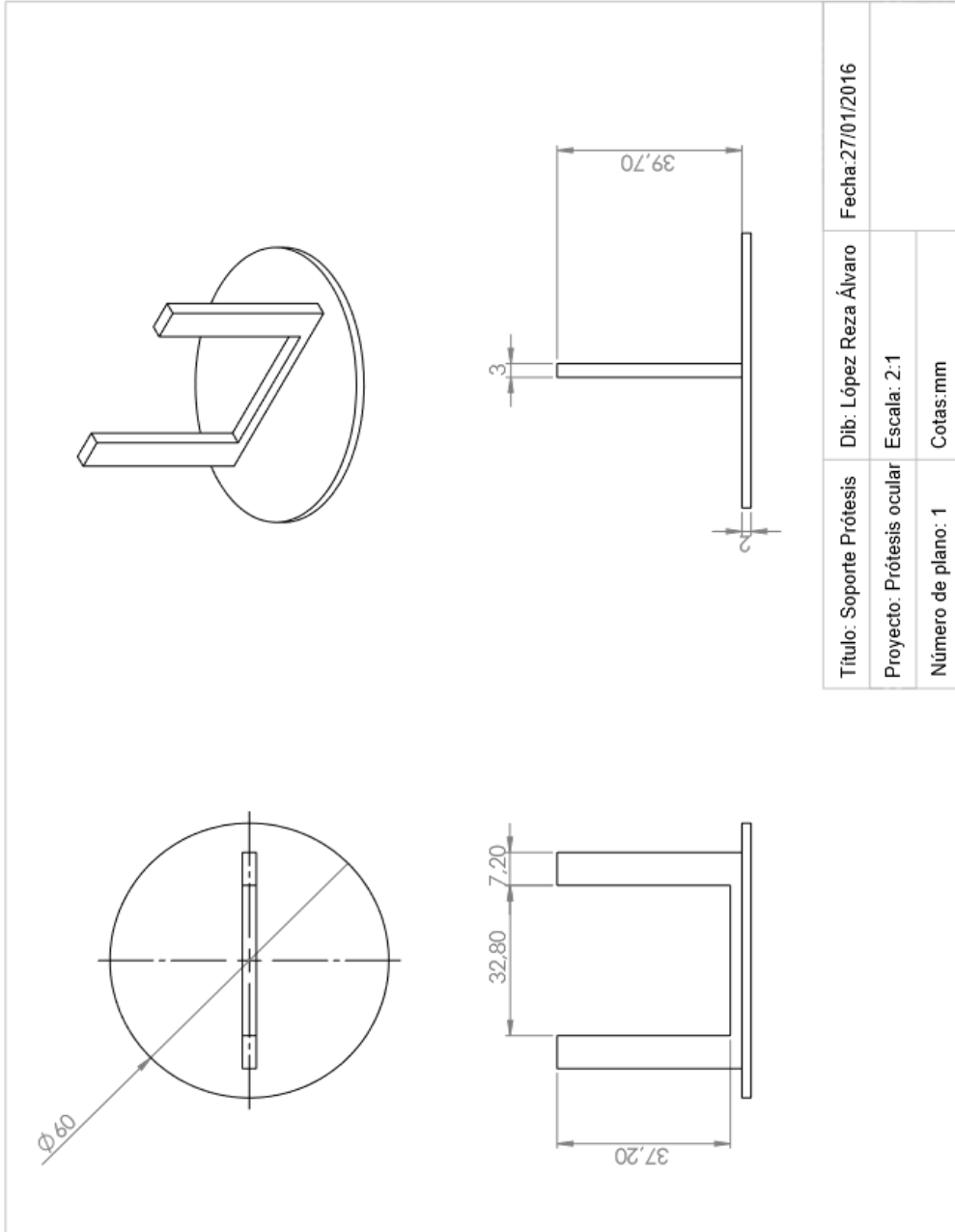
A. PLANO DEL OJO



B. SOPORTE DEL OJO

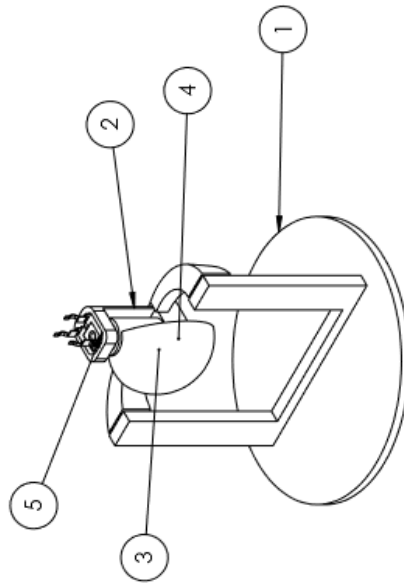


C. SOPORTE PARA PRUEBAS DE LA PRÓTESIS OCULAR




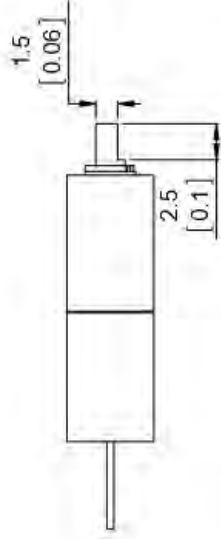
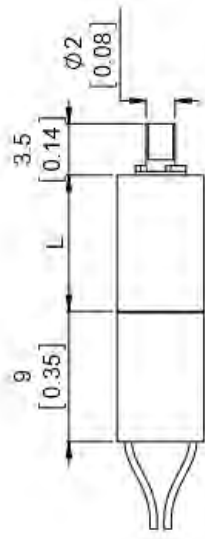
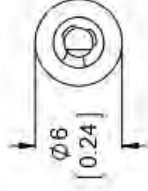
D. PLANOS DE ENSAMBLE

N.º DE ELEMENTO	Descripción	CANTIDAD
1	Soporte Prótesis	1
2	Soporte Ojo	1
3	Ojo	1
4	Motor	1
5	Potenciómetro	1



Título: Plano de ensamble	Dib: López Reza Álvaro	Fecha: 27/01/2016
Proyecto: Prótesis ocular	Escala: 2:1	
Número de plano: 1	Cotas: mm	

E. PLANO DEL MOTOR


Gear ratio	L (mm)
26:1	7.1
136:1	9.4

<http://www.pololu.com/product/2357>

Name: Sub-Micro Plastic Planetary Gearmotor Item number: 2357-2358

Drawing date: May 22, 2014

Units: mm [m] Material: LCP gear, metal parts steel case


Pololu
 Robotics & Electronics
 © 2014 Pololu Corporation

1. To get the specified scale, select 100% in print settings.

Scale: 3:1

F. PLANOS Y ESPECIFICACIONES DEL POTENCIÓMETRO RM065

CARBON FILM POTENTIOMETER RM065 RM063



FEATURE

- 6mm / Single-Turn / Carbon Film
- herolic Base / Resin Mold
- Open Frame / PC Board Stand-offs
- Enclosed Cover



ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Standard Resistance Range	10 to 1M ohm(see standard resistance table)
Resistance Tolerance	±30%
Contact Resistance Variation	R<1K ohm: 30 ohm max. R>1K ohm: 3% max.
Resolution	Infinite
Rotational Angle	210° ± 20°
Resistance Taper	Linear (B)

ENVIRONMENTAL CHARACTERISTICS

	0.1W (at 50°C)
Max Operating Voltage	50V/DC (100-500K ohm) 25V/DC (>500K ohm)
Operating Temperature Range	-10°C to +70°C
Rotational Life	20 ± 2 cycles

PHYSICAL CHARACTERISTICS

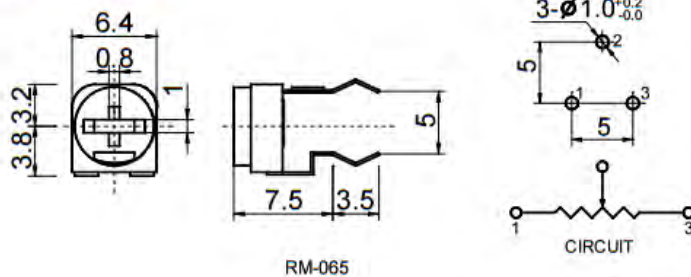
Rotational Torque	20-250 g-cm
Stop Strength	>350 g-cm
Terminals	Solderable pins
Marking	Resistance code

STANDARD RESISTANCE TABLE

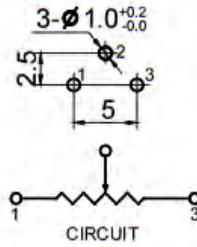
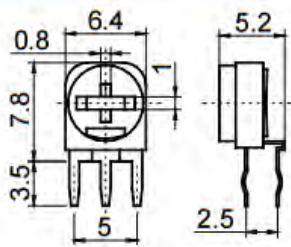
Resistance (Ohms)	Resistance Code	Resistance (Ohms)	Resistance Code
100	101	20,000	203
200	201	50,000	503
500	501	100,000	104
1,000	102	200,000	204
2,000	202	500,000	504
5,000	502	1,000,000	105
10,000	103		

Special resistance available

OUTLINE DIMENSIONS



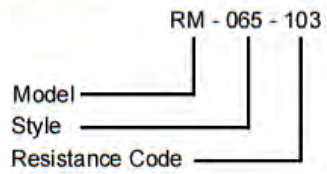
CARBON FILM POTENTIOMETER
RM065 RM063



RM-063

Unit: mm Tolerance: ±0.25 if not specified

HOW TO ORDER



G. DATASHEET MICROCONTROLADOR ATmega 328

1. Pin Configurations

Figure 1-1. Pinout ATmega48A/PA/88A/PA/168A/PA/328/P

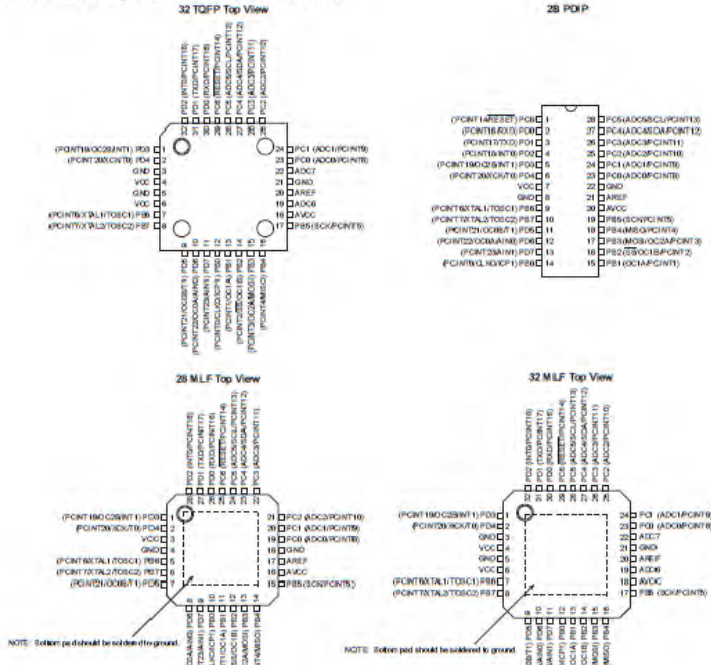
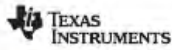


Table 1-1. 32UF8GA - Pinout ATmega48A/48PA/88A/88PA/168A/168PA

	1	2	3	4	5	6
A	PD2	PD1	PC6	PC4	PC2	PC1
B	PD3	PD4	PD0	PC5	PC3	PC0
C	GND	GND			ADC7	GND
D	VDD	VDD			AREF	ADC6
E	PB6	PD6	PB0	PB2	AVDD	PB5
F	PB7	PD5	PD7	PB1	PB3	PB4

H. DATASHEET DEL COMPONENTE DRV8833

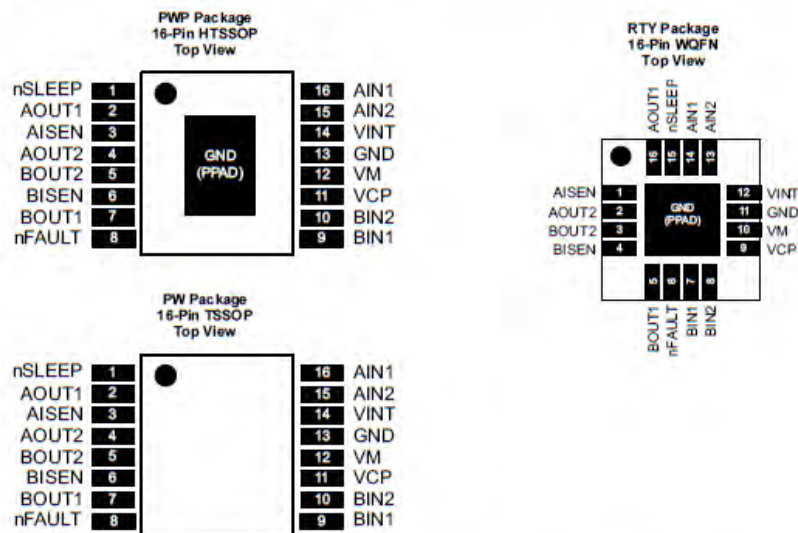


DRV8833

www.ti.com

SLVSAR1D – JANUARY 2011 – REVISED MARCH 2015

6 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN		HTSSOP, TSSOP	I/O	DESCRIPTION	EXTERNAL COMPONENTS OR CONNECTIONS
NAME	WQFN				
POWER AND GROUND					
GND	11	PPAD	13	—	Device ground. HTSSOP package has PowerPAD. Both the GND pin and device PowerPAD must be connected to ground.
VINT	12		14	—	Internal supply bypass. Bypass to GND with 2.2- μ F, 6.3-V capacitor.
VM	10		12	—	Device power supply. Connect to motor supply. A 10- μ F (minimum) ceramic bypass capacitor to GND is recommended.
VCP	9		11	IO	High-side gate drive voltage. Connect a 0.01- μ F, 16-V (minimum) X7R ceramic capacitor to VM.
CONTROL					
AIN1	14		16	I	Bridge A input 1. Logic input controls state of AOUT1. Internal pulldown.
AIN2	13		15	I	Bridge A input 2. Logic input controls state of AOUT2. Internal pulldown.
BIN1	7		9	I	Bridge B input 1. Logic input controls state of BOUT1. Internal pulldown.
BIN2	8		10	I	Bridge B input 2. Logic input controls state of BOUT2. Internal pulldown.
nSLEEP	15		1	I	Sleep mode input. Logic high to enable device, logic low to enter low-power sleep mode and reset all internal logic. Internal pulldown.