



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS OCULAR
MECATRÓNICA MÓVIL**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECATRÓNICO

P R E S E N T A:

EDOARDO DANIEL GÓMEZ ARAGÓN

DIRECTOR DE TESIS:

**M.I. BILLY ARTURO FLORES MEDERO
NAVARRO**

MÉXICO, DF. 2014





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

A la Universidad Nacional Autónoma de México:

Por la formación como ingeniero que me brindó, así como todas las oportunidades de desarrollo personal que ofrece, y por ser como un segundo hogar.

A la Facultad de Ingeniería:

Por brindar los recursos y las instalaciones durante estos 5 años de formación como ingeniero.

A Dios:

Por cuidarme y encaminarme a lo largo de la vida para cumplir mis metas.

A mis padres:

Que me dieron vida, me cuidaron y sobre todo me han apoyado en todo lo que he necesitado para lograr mis objetivos y metas a lo largo de mi vida.

Al M.I. Billy A. Flores Medero Navarro:

Por el apoyo que me brindó al guiarme en el desarrollo del proyecto y la titulación.

Al Dr. Jesús M. Dorador González:

Quién me brindó apoyo y me orientó durante la carrera y la tesis.

A mis profesores:

Que me apoyaron, instruyeron y ayudaron a mi formación académica.

A mis amigos y hermanos:

Por apoyarme y acompañarme en todo momento durante mi vida.

A la Dra. Lorena Morales Mori (especialista en oftalmología):

Por la motivación para realizar esta tesis, y le deseo mucho éxito en sus estudios de doctorado.

Este trabajo se desarrolló en el marco del proyecto PAPIIT IT102512 Diseño de sistemas mecatrónicos aplicados al ser humano

RESUMEN

Una prótesis es una extensión artificial cuya función es la de reemplazar una parte del cuerpo faltante. La importancia de las prótesis oculares radica en que el ojo juega un papel significativo en la simetría del rostro, por esto; el conseguir un dispositivo que se asemeje en apariencia es de gran interés, esto incluye la parte del movimiento que le brinda una apariencia más natural.

Por lo tanto, cuidar que sea estética brinda un gran beneficio para el paciente, debido a que sirve de ayuda para que se pueda integrar de nuevo a su entorno social sin sufrir problemas de autoestima.

Gracias a los avances tecnológicos para fusionar la electrónica con sistemas orgánicosⁱ, se puede pensar en encontrar una solución al problema de la movilidad en las prótesis oculares con la finalidad de darle una apariencia natural.

Lo que se busca es proponer una solución para el problema del movimiento de las prótesis oculares, buscando un mecanismo que permita colocar el sistema en las 9 posiciones de la mirada; así como proponer las dimensiones del mismo.

ⁱ **Sistemas orgánicos:** conjunto de órganos y estructuras similares que trabajan en conjunto para cumplir alguna función en un ser vivo.

DESARROLLO DE PRÓTESIS OCULAR MÓVIL

OBJETIVO

Realizar una propuesta de diseño de una prótesis ocular móvil, que utilice sistemas mecatrónicos para brindar un movimiento síncrono con el ojo funcional y que sea estéticamente agradable para el usuario.

ALCANCES

- Realizar el diseño conceptual de la prótesis ocular.
- Procurar un diseño estético.
- Proponer una solución para el problema del movimiento de la prótesis.

Proponer los sistemas necesarios para el funcionamiento de la prótesis.

JUSTIFICACIÓN

¿QUÉ?

Un sistema que asemeje la forma del ojo humano, se adapte a las características y necesidades de cada usuario según su forma, tamaño, color, volumen, etc.; además de tener una movilidad parecida a la de un ojo natural y moverse en sincronía con el ojo sano.

¿POR QUÉ?

La pérdida de un ojo trae consigo grandes afecciones tanto de salud física como problemas psicológicos, que impiden a las personas el continuar con una vida común debido a la dificultad de adaptarse en sociedad.

La importancia de las prótesis oculares radica en que el ojo juega un papel significativo en la simetría del rostro, por esto; el conseguir un dispositivo que se asemeje en apariencia es de gran interés, esto incluye la parte del movimiento que le brinda una apariencia más natural.

¿PARA QUIÉN?

Va dirigido a aquellas personas de sexo masculino y mayores de edad, que perdieron un ojo por algún traumatismo, accidente, enfermedad, etc.; que además carecen de la musculatura anexa al globo ocular o sufrieron algún daño en la misma.

¿CÓMO?

Con el desarrollo y miniaturización de la tecnología se ha logrado obtener componentes electrónicos que se adaptan a la vez con sistemas mecánicos, para así actuar algún dispositivo; haciendo uso de materiales amigables con el cuerpo con la intención de no comprometer su estructura.

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTOS	3
RESUMEN	5
OBJETIVO.....	7
ALCANCES.....	7
JUSTIFICACIÓN	9
ÍNDICE DE FIGURAS	15
ÍNDICE DE TABLAS	17
INTRODUCCIÓN	19
1. ANTECEDENTES.....	23
1.1 HISTORIA DE LA PRÓTESIS OCULAR.....	23
1.2 MARCO TEÓRICO	27
1.3 MATERIALES BIOCOMPATIBLES.....	30
2. EL OJO HUMANO.....	35
2.1 ÓRBITA.....	35
2.2 ANEXOS DEL OJO.....	37
2.3 GLOBO OCULAR	39
2.3.1 CAPA FIBROSA	40
2.3.2 CAPA VASCULAR O ÚVEA.....	41
2.3.3 CAPA INTERNA	43
2.4 MÚSCULOS EXTRÍNSECOS DEL GLOBO OCULAR.....	45
2.4.1 TIPOS DE MÚSCULOS.....	47
2.4.2 ACCIONES DE LOS MÚSCULOS.....	47
2.5 MOVIMIENTOS OCULARES	51
2.5.1 DUCCIONES	51

2.5.2	VERSIONES.....	52
2.5.3	VERGENCIAS.....	53
2.6	POSICIONES DE LA MIRADA.....	54
2.6.1	POSICIÓN PRIMARIA DE LA MIRADA.....	54
2.6.2	POSICIONES SECUNDARIAS DE LA MIRADA.....	54
2.6.3	POSICIONES Terciarias DE LA MIRADA.....	54
3.	DISEÑO DE PRÓTESIS.....	57
3.1	ETAPA DE DISEÑO.....	57
3.1.1	IDENTIFICACIÓN DE LA NECESIDAD.....	58
3.1.2	DESARROLLO DEL CONCEPTO.....	60
3.1.3	CARACTERÍSTICAS DESEADAS PARA LA PRÓTESIS:.....	61
3.1.3	CÓMO SERÁ EL MOVIMIENTO.....	63
3.2	ACTUADORES.....	63
3.3	MECANISMO.....	64
	Mecanismo seleccionado.....	66
3.4	FUENTE DE ALIMENTACIÓN.....	66
3.5	FUNCIONAMIENTO GENERAL DE LA PRÓTESIS.....	68
3.5.1	DIAGRAMA DEL CIRCUITO ELECTRÓNICO.....	72
3.5.2	MECANISMO DE MOVIMIENTO DE LA PRÓTESIS OCULAR.....	74
3.5.3	SELECCIÓN DE LOS ACTUADORES.....	78
3.5.4	CÁLCULO DE PAR TORSIONAL.....	79
3.5.5	ADAPTACIÓN DE LOS COMPONENTES.....	82
3.6	ALGORITMO GENERAL DE CONTROL.....	82
	RESULTADOS.....	87
4.1	MOVIMIENTO DEL MECANISMO.....	87

4.2 PAR TORSIONAL DE LOS ACTUADORES	90
4.3 FABRICACIÓN DE MODELO FUNCIONAL	92
CONCLUSIONES.....	93
TRABAJO A FUTURO	94
REFERENCIAS.....	97
ANEXOS	101
DISTRIBUCIÓN DE LOS MECANISMOS DE PRODUCCIÓN.....	101
CAUSAS DE PÉRDIDA DEL BULBO OCULAR SEGÚN TIPO DE TRAUMATISMOS	101
COMPORTAMIENTO DE CUERPOS EXTRAÑOS INTRAOCULARES POR GUERRAS	102
DISTRIBUCIÓN PORCENTUAL DE LA POBLACIÓN POR SEXO SEGÚN CAUSA DE LA DISCAPACIDAD VISUAL.....	102
CLASIFICACIÓN DE LOS TIPOS DE DISCAPACIDAD	102
MAPA DE CONEXIONES ATMEGA CON ARDUINO.....	105
HOJA DE DATOS PUENTE H.....	106
DIAGRAMA DE CONEXIONES	107
PLANO DE FABRICACIÓN DE LA BASE PRINCIPAL.....	108
PLANO DE FABRICACIÓN DEL ARCO POSICIONADOR	109
PLANO DE FABRICACIÓN DE LA PIEZA GUÍA	110
PLANO DE FABRICACIÓN DE LA PRÓTESIS OCULAR	111
PLANO DE ENSAMBLE DEL MECANISMO POSICIONADOR.....	112
PLANO DE ENSAMBLE DE LA PRÓTESIS OCULAR MÓVIL	113

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Ojo de Horus.	23
Figura 2. Ojos utilizados en momificaciones egipcias.	24
Figura 3. Prótesis elaboradas por Ambroise Paré. a) Ecblefaron b)Hyblefaron. ...	24
Figura 4. Ojos de vidrio.	25
Figura 5. Toma de impresión de la cavidad.	26
Figura 6. Prótesis ocular terminada.....	26
Figura 7. Implante en la cavidad ocular.....	27
Figura 8. Prótesis ocular individual.....	27
Figura 9. Concha escleral.....	28
Figura 10. Prótesis con pin de titanio.	28
Figura 11. Prótesis biónica.	29
Figura 12. Prótesis de cadera a base de cerámicas.	31
Figura 13. Interacción de los materiales bioactivos con los huesos.	31
Figura 14. Anatomía de la órbita.	36
Figura 15. Componentes del globo ocular.....	40
Figura 16. El globo ocular y sus componentes. [8].....	44
Figura 17. Músculos extrínsecos. [13].....	45
Figura 18. Inserción de los músculos extrínsecos en el tendón de Zinn. [13].....	46
Figura 19. Acciones del músculo recto superior. [12].....	47
Figura 20. Acciones del músculo recto inferior. [12].....	48
Figura 21. Acción del músculo recto interno. [12].....	48
Figura 22. Acciones del músculo recto externo. [12].....	49
Figura 23. Acciones del músculo oblicuo mayor. [12].....	49
Figura 24. Acciones del músculo oblicuo menor. [12].....	50
Figura 25. Representación del ojo derecho en las diferentes posiciones de ducción. [9].....	51
Figura 26. Dextroversión. [9].....	52
Figura 27. Elevación. [9].....	52
Figura 28. Levoversión. [9].....	52
Figura 29. Depresión. [9].....	52

Figura 30. Convergencia. [9]	53
Figura 31. Divergencia. [9]	53
Figura 32. Divergencia vertical positiva. [9].....	53
Figura 33. Divergencia vertical negativa. [9].....	53
Figura 34. Posiciones de la mirada. [9]	54
Figura 35. Metodología de diseño.	57
Figura 36. Movimiento en dirección horizontal y vertical.	59
Figura 37. Movimientos diagonales.....	59
Figura 38. Giros en eje X y Y.	63
Figura 39. Mecanismo tipo joystick.	64
Figura 40. Mecanismo de rodillos. [25].....	65
Figura 41. Mecanismo paralelo. [30]	65
Figura 42. Joystick.	66
Figura 43. Micro-baterías tipo botón.....	67
Figura 44. Microcapacitores.	67
Figura 45. Diagrama del funcionamiento general de la prótesis ocular.....	68
Figura 46. Push-Botton.	68
Figura 47. (B)Efecto del disparador Schmitt sobre una señal.	69
Figura 48. Microcontrolador.....	69
Figura 49. Diagrama de bloques del sistema controlado.	70
Figura 50. Diagrama de bloques del sistema de posición de lazo cerrado.	71
Figura 51. Puente H.	72
Figura 52. Configuración de botones en forma de matriz.....	72
Figura 53. Conexión de componentes a microcontrolador atmega328.	73
Figura 54. Vista lateral izquierda.	74
Figura 55. Vista frontal.	74
Figura 56. Dimensiones de la prótesis.	75
Figura 57. Dimensiones de la pieza guía.	75
Figura 58. Dimensiones del arco posicionador.....	76
Figura 59. Dimensiones de la base principal.....	76
Figura 60. Dimensiones del potenciómetro.	77

Figura 61. Ensamble final de la prótesis con el mecanismo posicionador.	77
Figura 62. Espacio de trabajo.....	78
Figura 63. Dimensiones máximas permitidas del actuador.	78
Figura 64. Acoplamiento de motores al mecanismo.....	79
Figura 65. Levoversión.....	87
Figura 66. Posición primaria.....	87
Figura 67. Dextroversión.	87
Figura 68. Infraversión.	88
Figura 69. Supraversión.	88
Figura 70. Supraleoversión.....	88
Figura 71. Supradextroversión.	89
Figura 72. Infraleoversión.....	89
Figura 73. Infradextroversión.....	89
Figura 74. Gráfica de la variación de la posición con respecto al tiempo.	90
Figura 75. Gráfica de la variación del par torsional con respecto al tiempo.	90
Figura 76. Máquina de prototipado rápido.....	92
Figura 77. Piezas impresas.....	92

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Materiales utilizados en sustitución de tejidos o funciones.....	32
Tabla 2. Acciones de los músculos extraoculares.....	50
Tabla 3. Funciones imprescindibles.	61
Tabla 4. Identificación de métricas.	62
Tabla 5. Matriz de decisiones.....	62
Tabla 6. Propiedades físicas de diferentes materiales biocompatibles.	81
Tabla 7. Masa de la prótesis debido a diferentes materiales de fabricación.	81
Tabla 8. Comparación de las características de los motores que existen comercialmente.....	91

INTRODUCCIÓN

Una prótesis es una extensión artificial cuya función es la de reemplazar una parte del cuerpo faltante debido a alguna malformación genética, enfermedad o algún tipo de accidente padecido.

Además de intentar reproducir las funciones de los órganos y extremidades carentes, las prótesis cumplen un papel muy importante para lograr un equilibrio estético. Por lo tanto, cuidar que una prótesis sea estética brinda un gran beneficio para el paciente, debido a que sirve de ayuda para que se pueda integrar de nuevo a su entorno social sin sufrir problemas de autoestima.

Existen diferentes tipos de prótesis, entre ellas se encuentra la prótesis ocular. Una prótesis ocular es un dispositivo diseñado para reemplazar las funciones de un globo ocular. [2]

Hoy en día con ayuda del desarrollo en técnicas de manufactura y ciencia de los materiales, se ha podido lograr el desarrollo de un reemplazo estético para el globo ocular. Sin embargo, sigue careciendo de movilidad y posicionamiento para cumplir con su apariencia natural.

Por otro lado, el desarrollo tecnológico ha traído grandes avances en ramas como la medicina al introducir sistemas mecánicos y electrónicos para la solución de problemas tan complejos como el fusionar estos mismos con los seres vivos.

Gracias a estos avances tecnológicos para fusionar la electrónica con sistemas orgánicos, se puede pensar en encontrar una solución al problema de la movilidad en las prótesis oculares con la finalidad de darle una apariencia natural.

La primera parte del documento corresponde a una breve reseña histórica acerca de las prótesis oculares, con la finalidad de mostrar un panorama general de lo que se ha trabajado y en lo que se está investigando en la actualidad.

La segunda sección muestra una investigación acerca de las partes que conforman al globo ocular, los componentes auxiliares; así como sus funciones y características. Además explica cuáles son las posiciones de la mirada, que son los movimientos a cumplir por parte de la prótesis.

En el tercer capítulo se desarrolla el diseño de la prótesis, donde se muestra una propuesta para la solución al movimiento junto con los componentes necesarios para su funcionamiento.

Por último se mencionan las conclusiones del proyecto, además del trabajo a futuro propuesto para continuar con la investigación y desarrollo de la prótesis y las partes necesarias para su óptimo funcionamiento.

CAPÍTULO

1

ANTECEDENTES

1. ANTECEDENTES

1.1 HISTORIA DE LA PRÓTESIS OCULAR

La reproducción de globos oculares aparece como representación artística hace unos 8000 años A.C. [2] Donde su uso era puramente decorativo y artesanal en las figuras sagradas representativas de las diferentes culturas.

Para muchas culturas antiguas los ojos eran símbolos de vida, especialmente para la cultura egipcia en donde el ojo era utilizado como amuleto para la prosperidad y salud. Tal es el caso del Ojo del dios Horus (**fig. 1**)ⁱⁱ, el cual consideraban como un amuleto mágico que potenciaba la vista, protegía y remediaba las enfermedades oculares.



Figura 1. Ojo de Horus.

Poco a poco fueron evolucionando las técnicas de fabricación y los diferentes materiales utilizados para su creación, como ejemplo se tienen los ojos realizados en cuarzo y obsidiana diseñados para los antiguos gobernantes egipcios hace unos 2400 años A.C. (**Fig. 2**) [1]. Sin embargo, estos ojos no eran utilizados en personas vivas, solo en los muertos, ya que se tenía la creencia de que los ayudaría a ver en el otro mundo.

ⁱⁱ Marie-Lan Nguyen. *Amulet with the Eye of Horus. Earthenware, Achaemenid artwork, late 6th-4th centuries BC From the Tell of the Apadana in Susa.* (2005). Departamento de Antigüedades Orientales, Sully, planta baja, cuarto 14. Tomado de Wikipedia.org: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Eye_Horus_Louvre_Sb3566.jpg.

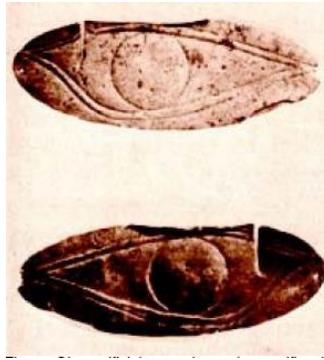


Figura 2. Ojos utilizados en momificaciones egipcias.

La historia de las prótesis oculares continuó con las culturas griega y romana donde las esculturas poseían ojos realizados en piedras preciosas finamente detalladas.

Sin embargo, las primeras pruebas de una prótesis ocular como tal aparecen en Francia en el siglo XVI, desarrolladas por el cirujano francés Ambroise Paré considerado como el padre de la cirugía moderna. [2] En sus escritos se describen dos tipos de prótesis llamados *Eclefaron* e *Hyblefaron* utilizados en pacientes con heridas realizadas en la guerra. La primera consistía en un parche de cuero con un ojo dibujado y sujetado a la cabeza. El segundo era una pieza de porcelana que asemejaba un ojo y se colocaba dentro de la cavidad (fig. 3) ⁱⁱⁱ.

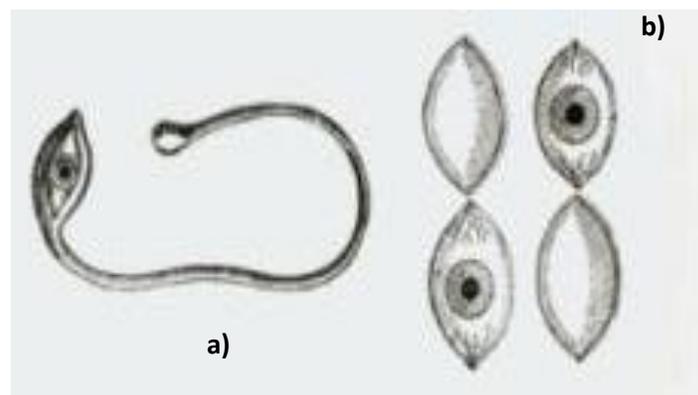


Figura 3. Prótesis elaboradas por Ambroise Paré. a) Eclefaron b)Hyblefaron.

ⁱⁱⁱ Anónimo. Sin título. ca. Tomado de The College of Ophthalmologists, college-ophthometrists.org: http://www.college-ophthometrists.org/en/knowledge-centre/museum/online_exhibitions/artificialeyes/early.cfm

DESARROLLO DE PRÓTESIS OCULAR MÓVIL

Posteriormente con el desarrollo de nuevas tecnologías aparecieron en Francia las prótesis de vidrio que fueron muy populares y muy utilizadas, las cuales después se perfeccionaron por los alemanes.

Estas prótesis tuvieron alta demanda durante las épocas de la Primera y Segunda Guerra Mundial. Los especialistas debían tener cientos de ojos de cristal para cumplir con las demandas del paciente **(fig. 4)**^{iv}.



Figura 4. Ojos de vidrio.

Sin embargo, los alemanes restringieron la exportación de las prótesis de vidrio a Estados Unidos, Inglaterra y Francia, lo cual obligó al desarrollo e investigación de nuevos materiales para la producción de prótesis oculares en estos países.

Fue hasta 1947, donde se presentó la primera prótesis ocular oficial realizada a base de polímeros presentada por el Centro de Prótesis Oculares en Francia.^[2] Esta prótesis demostró las claras ventajas que tiene el plástico sobre el cristal, tales como la estética, mejor resistencia, durabilidad, entre otras. Marcando así el comienzo de una nueva época para las prótesis oculares, la cual ha seguido creciendo con el desarrollo e investigación de nuevos materiales y nuevas técnicas de fabricación.

^{iv} Anónimo. Sin título. Tomado del sitio Artificial Eye Clinic by Michael O. Hughes, Ocularist de: <http://artificialeveclinic.com/history.html>

Hoy en día existen muchas clínicas dedicadas al diseño, fabricación e implantación de prótesis oculares con nuevas técnicas. El proceso de fabricación de prótesis más utilizado en la actualidad comienza con la toma de la impresión de la cavidad, mediante la inyección de un material que presente un comportamiento elástico **(fig. 5)** [3].



Figura 5. Toma de impresión de la cavidad.

Posteriormente se realiza la fabricación del molde, conocido como proceso de moldeado. Con la impresión obtenida en el paso anterior se realiza la copia de la superficie con yeso, para obtener la reproducción de la cavidad. Una vez obtenido el molde se fabrica un modelo a base de polímeros, con la forma y dimensiones de la cavidad, para posteriormente detallarse, creándose a semejanza del ojo sano **(fig. 6)** [3] y culminando con la implantación.



Figura 6. Prótesis ocular terminada.

La investigación y el estudio en la ciencia de materiales han traído consigo el descubrimiento y desarrollo de nuevos materiales, con la finalidad de uso médico para su implementación en prótesis; introduciendo así los materiales considerables como amigables para el cuerpo, conocidos como biomateriales.

1.2 MARCO TEÓRICO

La necesidad de integrar a las personas con problemas de autoestima debido a la ausencia de un ojo, ha traído consigo la investigación y desarrollo de prótesis oculares de apariencia y funcionamiento tan semejante a uno natural.

A continuación se muestran algunas de las prótesis oculares con movimiento; existentes y en las que se están trabajando.

Prótesis ocular individual sobre implante

Este tipo de prótesis requiere de un implante **(figura 7) [5]** hecho de algún biomaterial, comúnmente de hidroxiapatita porosa debido a las ventajas que ha mostrado al adaptarse al cuerpo. Una vez colocado en el cuerpo, el implante adquiere movimiento debido a su correcta integración con los músculos del ojo.



Figura 7. Implante en la cavidad ocular.

Finalmente se prosigue a colocar la prótesis ocular individual **(figura 8) [5]** sobre el implante, cuidando que mantenga un aspecto de condiciones similares al ojo del usuario.

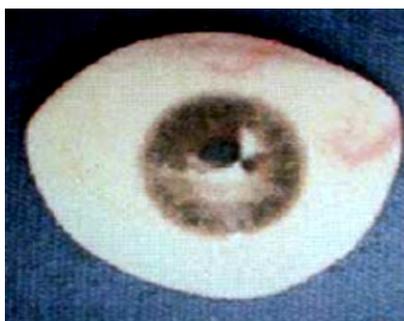


Figura 8. Prótesis ocular individual.

Concha escleral o cascarilla

Son prótesis oculares más delgadas (**figura 9**)^v que se utilizan en casos donde se conserva el globo ocular, pero de menor tamaño o por algún problema que presente. Se coloca sobre el globo sin necesidad de intervención quirúrgica previa y adquiere movimiento al adaptarse con el globo.



Figura 9. Concha escleral.

Prótesis ocular con pin de titanio

Se basa en el principio de una prótesis individual sobre un implante que se integra al organismo, debido a los materiales porosos con los que se realiza. Posteriormente se inserta un pin de titanio (**figura 10**)^{vi} para unir la prótesis individual con el implante, adquiriendo así movimiento; debido a la adaptación de la prótesis con el implante y a su vez del implante con los músculos.

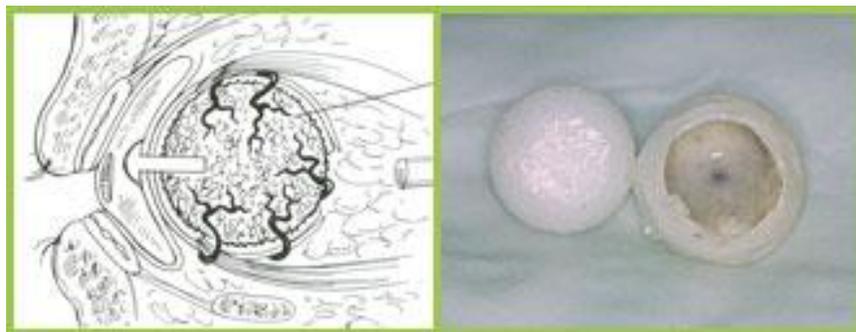


Figura 10. Prótesis con pin de titanio.

^v Anónimo. Sin nombre. Tomado de Unidad de Prótesis Antelo Romero / RIF: J-31474630-8: http://protesisocularesantelo.com/index.php?option=com_content&view=article&id=7&Itemid=23.

^{vi} Anónimo. Sin nombre. Asociación Colombiana de Cirugía Plástica Ocular, Orbitaria y Oncológica. Copyright ©2008. Tomado de [acpocolombiana.com: http://www.acpocolombiana.com/protesis_moviles.html](http://www.acpocolombiana.com/protesis_moviles.html).

Prótesis ocular biónica

Estudiantes de Ingeniería Biomédica del Instituto Politécnico Nacional, desarrollaron como trabajo terminal, la propuesta de una prótesis ocular con movimiento dirigida a personas que presentan enucleación.

La prótesis presenta un movimiento conjugado con el ojo natural, al registrar la posición mediante sensores superficiales colocados en el rostro.

Los estudiantes del IPN mencionan en su documento que:

El método de control de movimiento se basa en el principio de registro mediante electrodos superficiales de dipolo eléctrico encontrado en el ojo, método conocido como electroculografía (EOG) y que en las personas enucleadas no varía en el trazo característico con respecto al de un individuo no enucleado. (Reyes y Valtierra, 2010).

De esta manera los estudiantes explican el principio de funcionamiento de su diseño, así como la descripción de los componentes necesarios para su realización (**figura 11**).^{vii}

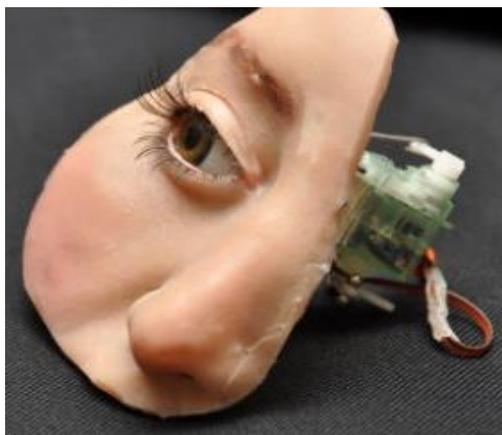


Figura 11. Prótesis biónica.

^{vii} Anónimo. Sin nombre. Tomado de <http://retinabionica.blogspot.mx>: <http://retinabionica.blogspot.mx/2013/05/politecnicos-crean-protesis-ocular.html>.

1.3 MATERIALES BIOCOMPATIBLES

En los últimos años la ciencia de los materiales se ha encargado del estudio y desarrollo de nuevos materiales, capaces de estar en contacto con el cuerpo sin dañarlo y sin que provoquen rechazo por parte del mismo.

Un material biocompatible es aquel que es aceptado por los tejidos del organismo y debe tener las siguientes cualidades: a) no ser tóxico, b) no producir cáncer, c) ser medicamento compatible, d) no producir respuesta por parte del sistema inmunológico. [19]

Al desarrollar una prótesis se tiene que tomar en cuenta la biocompatibilidad y biofuncionalidad, es decir cuál es su desempeño dentro del organismo y como interactúa con él. Ya que de no elegir el material correcto, se puede llegar a dañar el organismo, más que ayudarlo.

Los factores que influyen en la biocompatibilidad son los siguientes:

- Químicos: se refieren a los factores tóxicos que presenta un material
- Electroquímicos: son aquellos relacionados con la liberación de iones y sus efectos tales como la corrosión.
- De superficie: se refiere a la tolerancia que presenta el organismo hacia el material.
- Mecánicos: son las interacciones del material con el organismo, las principales son la tracción, compresión o cizallamiento.
- Geométricos: se refiere a la respuesta del organismo debido a la forma del implante.

Los principales materiales biocompatibles que se usan como prótesis son las cerámicas biocompatibles o también conocidas como biocerámicas (**fig. 12**) [18]. Las cerámicas son materiales inorgánicos formados por la unión de compuestos metálicos y no metálicos. Representan una de las grandes categorías de los materiales sólidos (además de los metales y polímeros).



Figura 12. Prótesis de cadera a base de cerámicas.

Las biocerámicas se dividen en tres grandes categorías:

- Bioinertes: estos materiales no interactúan con el sistema, no provocan ningún tipo de reacción en él.
- Bioactivos: son materiales que interactúan superficialmente con tejidos y se caracterizan por ser durables, provocan reacciones favorables en el organismo **(fig. 13) [18]**.
- Biodegradables: se caracterizan por incorporarse al tejido con el que están en contacto

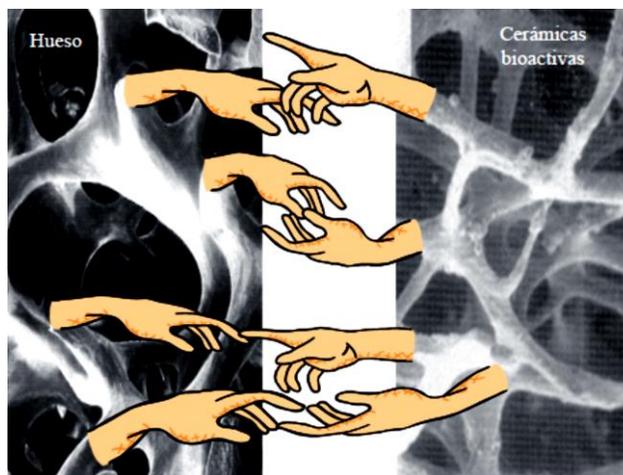


Figura 13. Interacción de los materiales bioactivos con los huesos.

En la actualidad las biocerámicas tienen aplicaciones en campos de cirugía maxilofacial, vertebral y ortopédica, tanto por sus propiedades de biocompatibilidad como por su elevada variedad de materiales candidatos a dichas funciones como se puede observar en la tabla 1 [18].

Tabla 1. Materiales utilizados en sustitución de tejidos o funciones.

Tejido o función a sustituir	Material de sustitución
Oreja y partes del oído	Acrílico, polietileno, polivinil-cloruro (PVC), hidroxiapatita.
Dentadura	Acrílico, epoxi, polietileno de alto peso molecular (UHMWPE), titanio, aleaciones de titanio, acero inoxidable.
Prótesis faciales	Acrílico, hidroxiapatita, poliuretano (PUR), biovidrios, dacrón, nylon.
Tubos traqueales	Acrílico, silicón, nylon, dacrón.
Componentes del corazón y corazón	Poliéster, silicón, PVC.
Marcapasos cardiaco	Polietileno, silastic.
Partes de pulmón, riñón e hígado	Poliéster, polialdehídos, PVC.
Segmentos de esófago	Polietileno, polipropileno, PVC.
Vasos sanguíneos	PVC, poliéster.
Suturas biodegradables	PUR
Segmentos gastrointestinales	Silicones, PVC, nylon.
Uniones de dedos	Silicón, UHMWPE.
Uniones de rodilla	Polietileno.
Huesos	Acero inoxidable, aleaciones de cobalto, titanio y aleaciones de titanio, hidroxiapatita, cerámicas de fosfatos de calcio.

Entre las biocerámicas bioactivas más utilizadas en la medicina se encuentra la Hidroxiapatita porosa (HAp), que posee varias cualidades tales como bajo PH, es termodinámicamente estable y sobre todo ayuda a la formación de uniones en la superficie de hueso. La hidroxiapatita es el principal componente mineral del sistema esquelético vertebrado y es la responsable de la resistencia a la compresión del hueso. [18,19]

Sus principales aplicaciones incluyen la fabricación de prótesis dentales, maxilofaciales, oculares, además de servir como recubrimiento de metales y materiales inertes con el fin de mejorar su biocompatibilidad.

CAPÍTULO

2

EL OJO HUMANO

2. EL OJO HUMANO

El ojo es el órgano encargado de la visión, su función es la de un transductor ya que transforma parte de la luz visible en pulsos eléctricos que transfiere al cerebro.

El ojo es un órgano par y simétrico. Se localiza en la parte anterior de la cavidad orbitaria, rodeado de músculos extraoculares, grasa y tejido conectivo, debajo del cerebro y encima de las fosas nasales. [14]

Algunos autores consideran que para poder estudiar el ojo de manera adecuada, se deben considerar tres grupos: órbita, anexos y globo ocular. A su vez estos grupos se encuentran conformados por los siguientes componentes:

- Órbita: paredes óseas (superior, inferior, interna y externa).
- Anexos del ojo: cejas, párpados, conjuntiva y glándula lagrimal.
- Globo ocular: esclerótica, córnea, úvea, cámaras anterior y posterior, cristalino, cuerpo vítreo, retina, nervio óptico.
- Músculos extrínsecos: rectos y oblicuos.

2.1 ÓRBITA

Las órbitas están colocadas de manera simétrica en la cara y tienen forma de pirámide cuadrangular. La base de cada órbita coincide con la parte anterior del rostro, mientras que el vértice comunica con el sistema nervioso central.

Posee una capacidad de 30 cm³ en donde aloja al globo ocular, nervios, tejidos, vasos sanguíneos y músculos. [12]

Cada órbita está constituida por siete huesos: frontal, lagrimal, malar o cigomático, etmoides, maxilar superior, palatino y esfenoidal; estos a su vez conforman las cuatro paredes de la cavidad.

Las cuatro paredes orbitales están constituidas de la siguiente manera (figura 14) [11]:

- **Pared superior.** La pared superior consta de dos huesos. En la parte anterior por el hueso frontal y en la parte posterior por una de las caras del esfenoides. Esta pared se caracteriza por ser delgada y relativamente permeable. [13]
- **Pared interna.** La pared interna consta de cuatro huesos. En la parte anterior se encuentra el maxilar superior, seguido de la cara externa del hueso lagrimal. A continuación se encuentra una porción del hueso etmoides y en la parte posterior se encuentra una cara del esfenoides.
- **Pared inferior.** La pared inferior consta de tres huesos. El maxilar superior en la parte interna, el cigomático en la parte externa y el palatino en la parte de atrás.
- **Pared externa.** La pared externa consta de tres huesos. En la parte de arriba está formada por la parte externa del hueso frontal y en la parte de abajo está formada por el hueso cigomático.

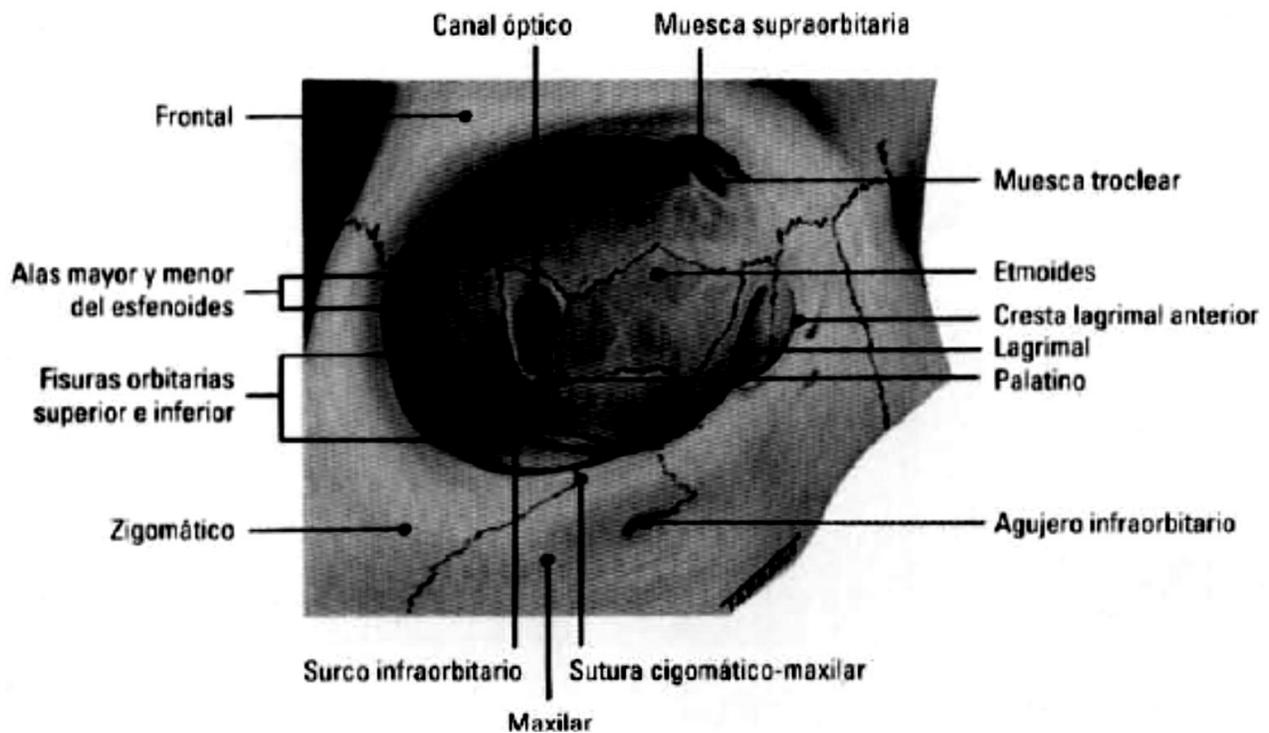


Figura 14. Anatomía de la órbita.

Existe una membrana fibromuscular que cubre toda la órbita ósea, recibe el nombre de periórbita. Esta túnica es muy delgada pero también es muy resistente y se adhiere con fuerza a las paredes de la cavidad.

En el fondo de la órbita se localiza el tendón de Zinn, que es donde se insertan la mayoría de los músculos extrínsecos. Así mismo la periórbita da inserción a los músculos oculomotores y a las vainas de estos mismos.

2.2 ANEXOS DEL OJO

Entre los órganos que se anexan al ojo se encuentra:

Cejas. Son músculos cutáneos que presenta una piel gruesa con vello y ayudan a brindar una protección extra a al globo ocular.

Párpados. Son dos pliegues movibles (superior e inferior) cuya función principal es la de proteger el globo ocular de agentes externos. Cada párpado está formado de dos hojas, la anterior y la posterior.

En su estructura se presentan cuatro capas:

- La piel que cubre la cara anterior.
- Fibras musculares.
- Tejido conectivo.
- Conjuntiva.

Entre las funciones que cumplen los párpados está la de extender el líquido lagrimal, favorecer la evacuación de las lágrimas y humedecer la córnea. Para realizar estas funciones se vale del parpadeo, el cual puede ser voluntario o reflejo.

El control del parpadeo está regido por dos músculos; el elevador del párpado superior y el llamado orbicular de los párpados, el cual se encarga de cerrar los párpados.

Al espacio libre que deja ver el globo ocular cuando los párpados están abiertos, se le conoce como hendidura palpebral.

Un elemento auxiliar de los párpados son las pestañas. Las pestañas ayudan a proteger el globo ocular, ya que cuando se estimulan las terminaciones nerviosas presentes en ellas, se produce un parpadeo inmediatamente.

Conjuntiva. Es una membrana mucosa, transparente y vascularizada que se divide en dos partes, una llamada palpebral y la otra llamada bulbar. La parte palpebral es la que tapiza la parte posterior de los párpados, mientras que la bulbar; cubre en gran parte al globo ocular.

La unión de estas dos diferentes conjuntivas forma un saco llamado fórnix conjuntival, que se divide en superior e inferior. El superior es el que da inserción a las fibras del músculo elevador del párpado superior y el músculo recto superior.

Aparato lagrimal. Está formado principalmente por dos partes, una secretora y una excretora.

La porción secretora está formada por la glándula lagrimal y principal y las glándulas lagrimales accesorias.

La glándula lagrimal principal tiene una porción orbitaria que se encuentra en la fosa lagrimal y se encarga de drenar las lágrimas en el fórnix conjuntival superior. El producto principal de la glándula lagrimal son las lágrimas. Si se estimula excesivamente esta glándula, se puede producir una secreción exagerada de lágrimas.

Las lágrimas cumple diferentes funciones entre las cuales se encuentran: la limpieza de la córnea, lubricación de los párpados, regulación de la temperatura del globo ocular, humidificación de las fosas nasales, entre otras.

La parte excretora se encarga de conducir las lágrimas evacuándolas hasta las fosas nasales.

2.3 GLOBO OCULAR

El globo ocular alcanza su tamaño definitivo a los tres años de edad, pero su desarrollo participa en el crecimiento de la cara influyendo en el tamaño y forma de la cavidad orbitaria. El desarrollo total del globo ocurre cuando el individuo cumple alrededor 12 años, además de que ayuda a mantener la forma y el volumen de la órbita durante toda la vida. [13]

En el ser humano adulto, el globo ocular presenta una forma semiesférica con diámetro horizontal que oscila entre los 20 y 30 milímetros, mientras que el diámetro vertical es aproximadamente de 23.5 milímetros. Posee un volumen aproximado de 7 cm³ y se aloja en la órbita con volumen de 30 cm³. [20]

El globo ocular contiene el aparato óptico del sistema. Ocupa la mitad anterior de la órbita, se separa de la parte posterior por tejidos y músculos. Así mismo, está separado de las paredes de la órbita.

El globo ocular se forma de capas, está compuesto principalmente por tres:

- Capa fibrosa: formada por la esclerótica y la córnea
- Capa vascular o úvea: formada por la coroides, el cuerpo ciliar y el iris
- Capa interna: formada por la retina

Estas capas rodean el contenido del globo que está compuesto por el humor acuoso, el cristalino y el cuerpo vítreo los cuales controlan el paso de la luz y modifican la trayectoria para dirigirla a los fotorreceptores localizados en la retina.[12]

La **figura 15** [13] muestra los principales componentes del globo ocular mencionados anteriormente.

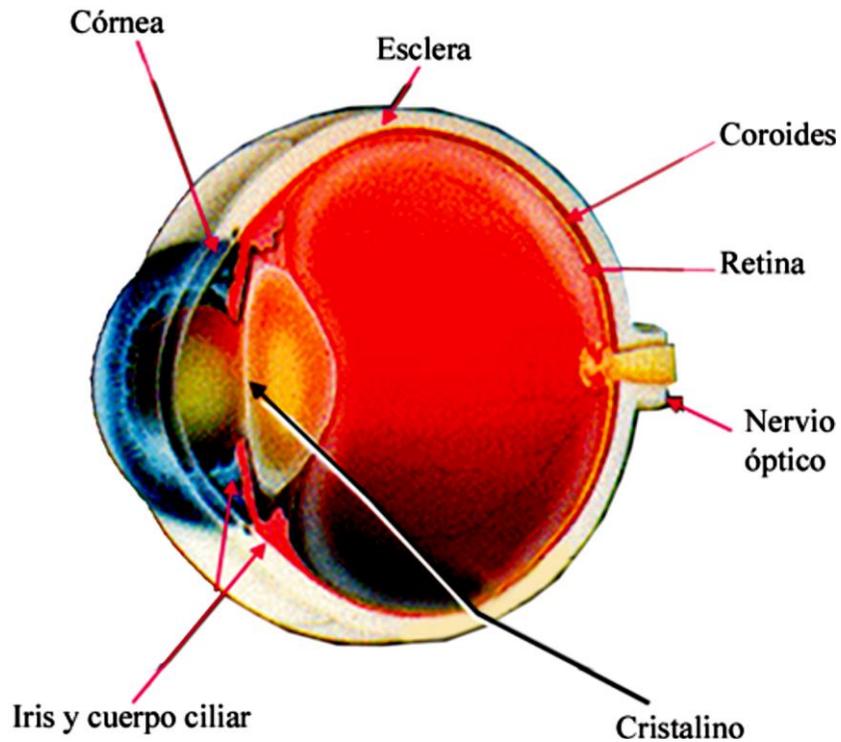


Figura 15. Componentes del globo ocular.

2.3.1 CAPA FIBROSA

Esclerótica

Es una capa opaca y densa que cubre cinco sextos posteriores del globo ocular (también conocida como el blanco del ojo), compuesta por fibras colágenas. Se caracteriza por ser fuerte, poco elástica, además de aportar forma, resistencia y protección al globo.

En la parte anterior se une con la córnea (es la zona conocida como limbo esclerocorneal) y en la parte posterior con el nervio óptico. En su parte exterior también se une a la conjuntiva y a las vainas musculares, mientras que en la parte interna se une con la coroides.

En la esclera es donde se insertan los seis músculos que dan movimiento al ojo (músculos extrínsecos). Las tres capas fundamentales de la esclera son: la lámina epiescleral (encargada de vascularizar la esclerótica), sustancia propia y la lámina oscura. [12]

Córnea

Es una capa transparente que cubre un sexto anterior del ojo, carece de vasos sanguíneos y contiene una gran cantidad de nervios sensitivos (que tienen una función protectora) [20], lo que la vuelve la zona más sensible del organismo.

La principal función de la córnea es la de refracción, que sirve para enfocar la luz en la retina de manera óptima.

Se divide en cinco capas: epitelio anterior, membrana de Browman, estroma de tejido conectivo, membrana de Descemet y endotelio corneal. Esta última de gran importancia debido a que mantiene la transparencia de la córnea al impedir el paso de agua al estroma. [12]

2.3.2 CAPA VASCULAR O ÚVEA

Coroides

Es una capa de color rojizo situada entre la esclera y la retina, le brinda la oscuridad interna necesaria al ojo para que se lleve a cabo de manera óptima el proceso de visión.

Es altamente vascularizada lo cual sirve para ayudar a la nutrición de las capas continuas, especialmente a la retina y a la vez ayuda a mantener una temperatura adecuada para el globo ocular. [17]

Se divide en 4 láminas:

- Supracoroidal: es donde se une la coroides con la esclera.
- Vaculosa: contiene los pigmentos y la mayor parte de vasos gruesos.
- Coriocapilar: es la zona donde se lleva a cabo el intercambio de sustancias y la filtración de nutrientes a la retina.
- Basal o membrana de Bruch: separa la coroides de la retina, sirve de filtro a la hora del intercambio de sustancias.

Cuerpo ciliar

Es una estructura muscular y vascular que conecta la coroides con el iris. Presenta dos estructuras, los músculos y procesos ciliares.

En su parte posterior presenta una zona vascularizada llamada procesos ciliares, que se encarga de producir el humor acuoso para rellenar las cámaras del ojo (anterior y posterior). **[21]**

Los músculos ciliares son los encargados de regular el radio de curvatura del cristalino, para llevar a cabo la acomodación al momento de ver de cerca.

Iris

Es un diafragma delgado con abertura central (pupila) que permite y regula el paso de la luz que entra en el ojo, de esta manera dirige los rayos a la parte central del cristalino.

Pupila. Abertura central del iris, presenta variaciones de tamaño para controlar la cantidad de luz que entra.

Cristalina. Se sitúa detrás de la pupila, es una estructura cuya función es óptica. Gracias a su capacidad de acomodación, el ojo puede enfocar a diferentes distancias.

El iris se divide en tres capas: epitelio anterior, estroma de tejido conectivo y epitelio posterior. El color del iris es lo que determina el color que tiene el ojo de una persona y varía dependiendo la pigmentación que tenga.

Se localiza entre la córnea y el cristalino, así divide este espacio en dos cámaras:

Cámara anterior. Contiene un líquido llamado humor acuoso, que participa en la refracción y en el metabolismo del cristalino y córnea.

Cámara posterior. Contiene un líquido llamado humor vítreo, que ayuda a la retina a mantener su posición y ayuda a la absorción de ciertos ultravioletas e infrarrojos.

Éstos líquidos mantienen el ojo a cierta presión, así mismo ayudándolo a mantener su forma y la posición de sus componentes. [11,13, 21]

2.3.3 CAPA INTERNA

Retina

Es una capa fina, delicada y transparente localizada en el interior del ojo. Se caracteriza por ser la membrana sensorial encargada de recibir las impresiones de luz mediante receptores fotosensibles.

Principalmente se divide en dos partes: la retina cilioiriana (carente de células visuales) y la retina óptica.

Retina óptica. Se divide en dos regiones:

- Punto ciego: Es la zona donde convergen las fibras ópticas. que forman el nervio óptico.
- Mácula: Es la zona con función visual óptima.

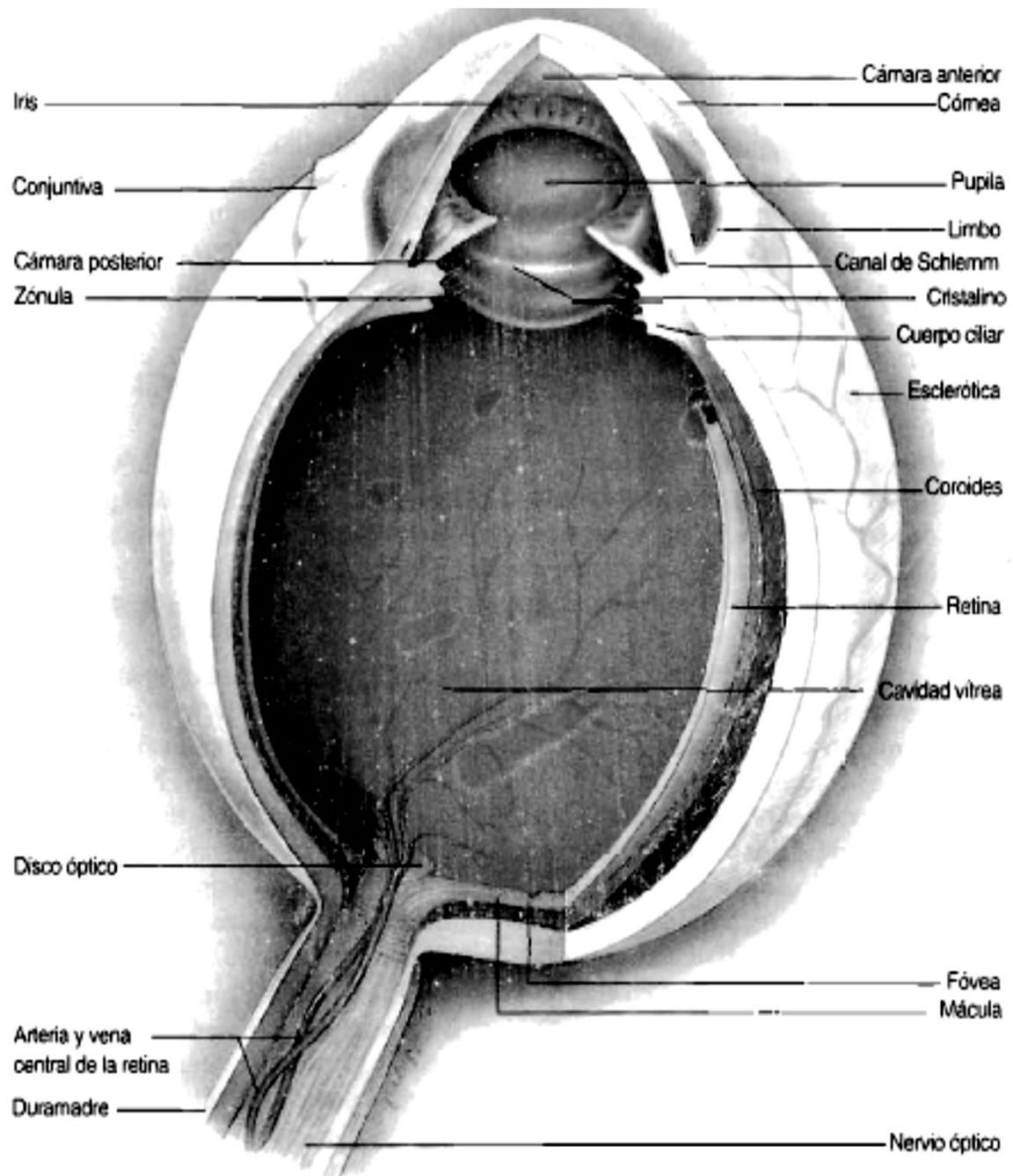


Figura 16. El globo ocular y sus componentes. [8]

2.4 MÚSCULOS EXTRÍNSECOS DEL GLOBO OCULAR

La movilidad de los ojos se encuentra bajo el control de siete músculos, uno está reservado para elevar el párpado y los demás músculos extraoculares insertados sobre el globo ocular. Cuatro músculos rectos: superior, inferior, medio y lateral y dos oblicuos: superior e inferior.

Los cuatro rectos se insertan en el globo desde atrás hacia adelante por lo que al contraerse desplazan al globo en la dirección que indica y están adheridos al tendón de Zinn. Mientras que los oblicuos de adelante hacia atrás, desplazan en sentido contrario.

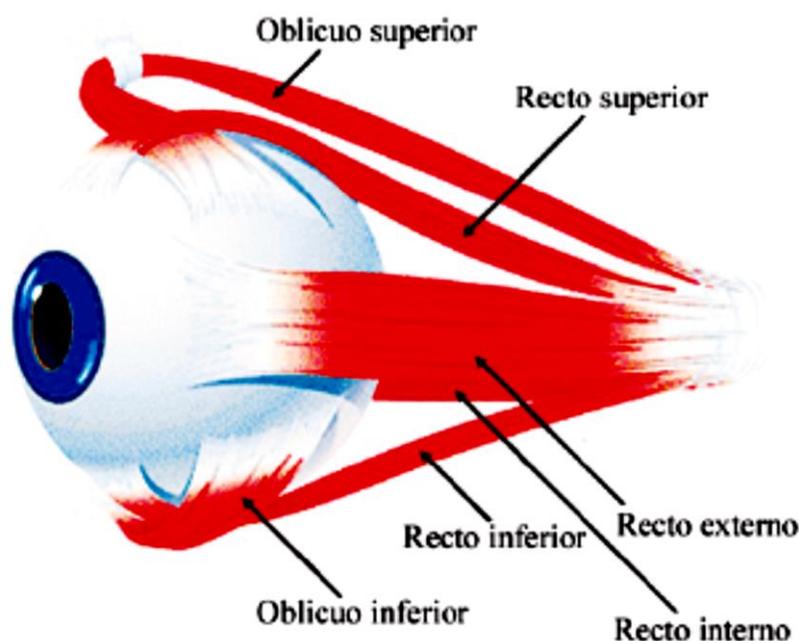


Figura 17. Músculos extrínsecos. [13]

Los músculos extrínsecos poseen una fuerza mucho mayor a la necesaria para mover el globo ocular y la inervación se da por medio de cuatro nervios craneales. Cabe señalar que mientras cada fibra nerviosa se comunica con dos fibras musculares; en el resto del cuerpo, una fibra nerviosa se comunica con unas 200 fibras musculares. De aquí la riqueza e importancia de la motilidad del ojo. [13]

Los músculos no solo regulan y mantienen la posición del globo ocular, sino que también afectan los músculos de la nuca, de tal forma que cualquier movimiento de la cabeza produce una modificación en los músculos extrínsecos para mantener la mirada de manera horizontal.

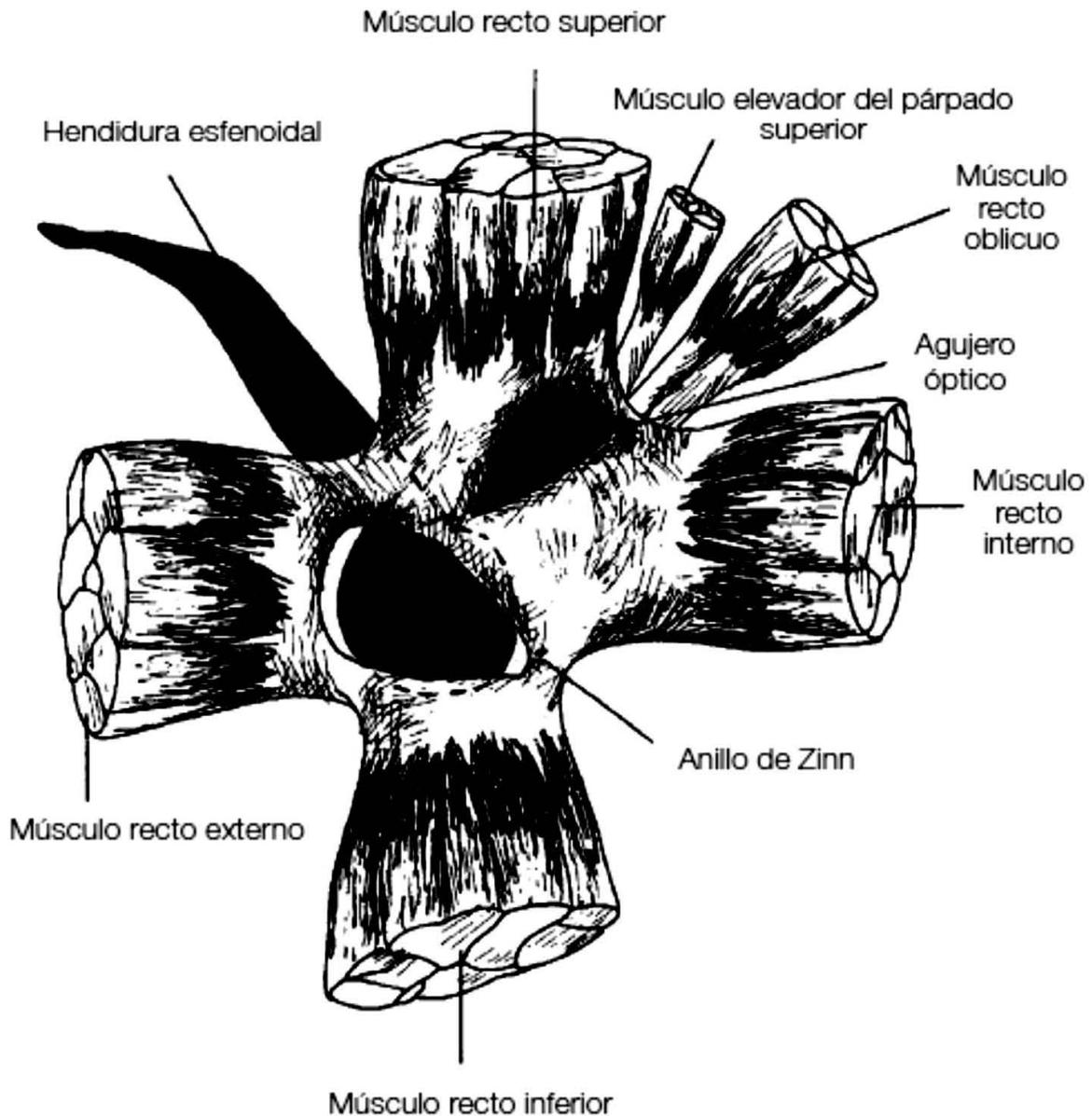


Figura 18. Inserción de los músculos extrínsecos en el tendón de Zinn. [13]

2.4.1 TIPOS DE MÚSCULOS

Cada músculo extraocular tiene dos sinergistas y dos antagonistas, excepto los rectos horizontales que tienen tres antagonistas.

- **Agonista.** Es el principal músculo que realiza el movimiento del ojo en determinada dirección.
- **Sinergista.** Es el músculo que actúa conjuntamente con el agonista.
- **Antagonista.** Actúa en dirección opuesta al agonista.

2.4.2 ACCIONES DE LOS MÚSCULOS

Acción principal. Corresponde al mayor efecto realizado cuando el ojo está en posición primaria.

Acción secundaria y terciaria. Son los efectos adicionales sobre la posición del ojo.

Músculo recto superior. Se origina en el tendón de Zinn y se enrolla en la parte superior del globo. Su acción primaria es la de elevar el globo ocular, mientras que sus acción secundaria es intorsión y la terciaria es rotador interno como se muestra en la **figura 19**.

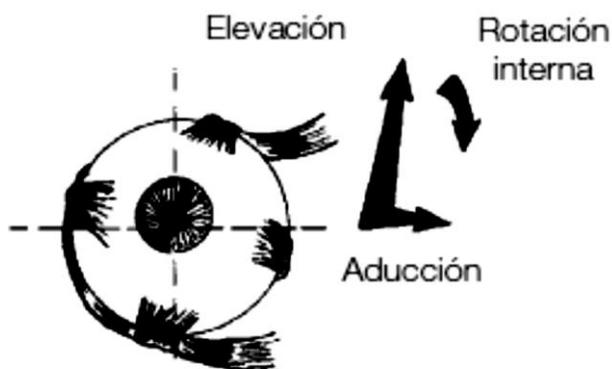


Figura 19. Acciones del músculo recto superior. [12]

Músculo recto inferior. Se origina en el tendón de Zinn y se inserta en la parte anterior del globo, en la parte inferior de la esclerótica. Su acción primaria es la de descensor del globo ocular, su acción secundaria es aductor y la terciaria es la de rotador externo como se muestra en la **figura 20**.

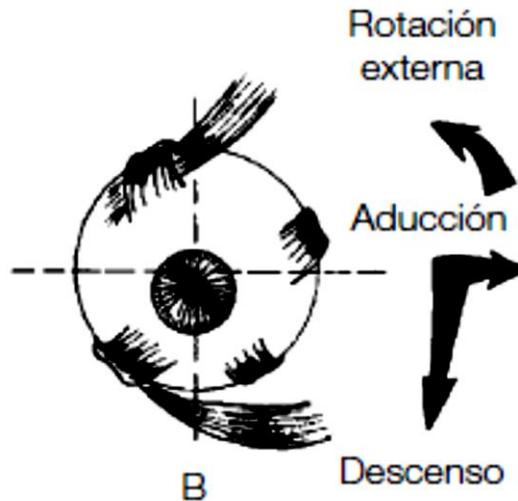


Figura 20. Acciones del músculo recto inferior. [12]

Músculo recto interno. Se origina en el tendón de Zinn y se inserta en el globo ocular en la parte anterior e interna de la esclerótica. Su acción es la de aductor del globo, es decir; lo lleva hacia adentro como se muestra en la **figura 21**.

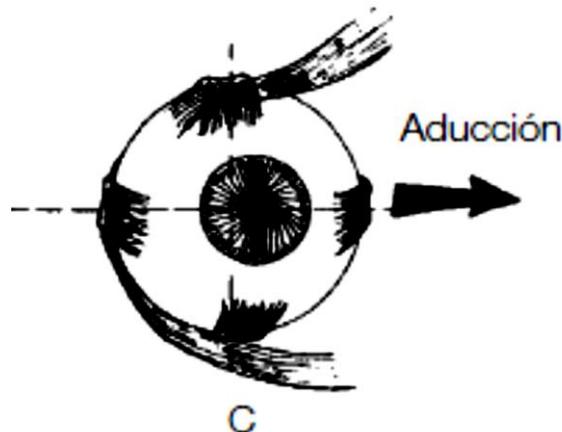


Figura 21. Acción del músculo recto interno. [12]

Músculo recto externo. Se origina en el tendón de Zinn y se inserta en el globo ocular en la parte anterior externa de la esclerótica. Su acción primaria es la de abductor del globo, en otras palabras; lleva el globo hacia fuera como se muestra en la **figura 22**.

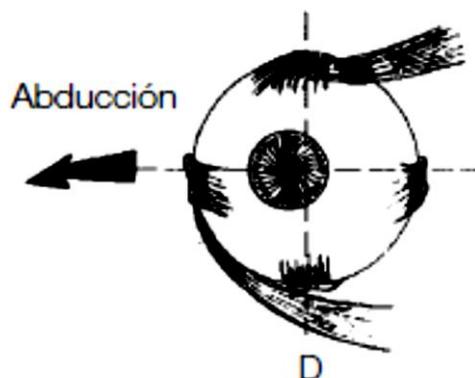


Figura 22. Acciones del músculo recto externo. [12]

Músculo oblicuo mayor. Se origina en la periórbita, es el músculo más largo de los extraoculares y se inserta en la parte superior externa de la parte posterior del globo. Si el globo está en aducción, es descensor y abductor, si está en abducción se comporta como rotador interno y abductor, como se muestra en la **figura 23**.

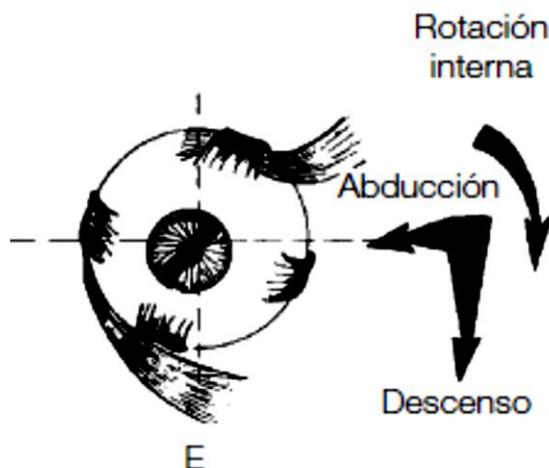


Figura 23. Acciones del músculo oblicuo mayor. [12]

Músculo oblicuo menor. Se origina sobre la cara orbital superior y se inserta en el globo ocular por debajo de la inserción del músculo oblicuo mayor. Si el globo se encuentra en aducción, se comporta como elevador y si está en abducción, se comporta como rotador externo y abductor, como se muestra en la **figura 24**.

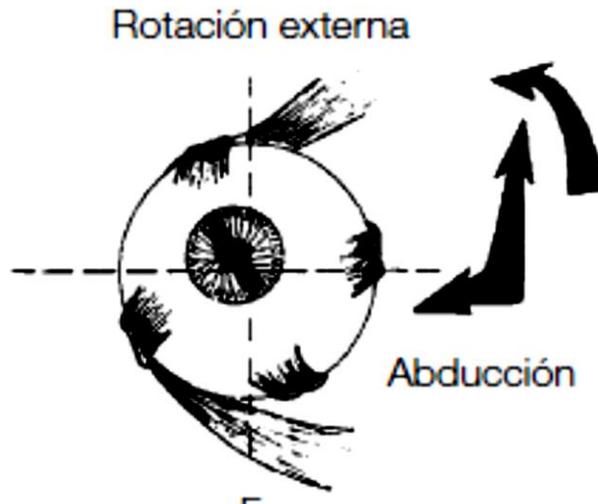


Figura 24. Acciones del músculo oblicuo menor. [12]

En la tabla se muestra un resumen de las diferentes acciones que realizan los músculos extraoculares sobre el globo ocular.

Tabla 2. Acciones de los músculos extraoculares.

MÚSCULO	ACCIÓN	Primaria	Secundaria	Terciaria
Recto interno		Aducción		
Recto externo		Abducción		
Recto inferior		Descenso	Exciclotorsión	Adducción
Recto superior		Elevación	Intorsión	Adducción
Oblicuo inferior		Exciclotosión	Elevación	Abducción
Oblicuo superior		Inciclotorsión	Descenso	Abducción

2.5 MOVIMIENTOS OCULARES

2.5.1 DUCCIONES

Son movimientos rotacionales monoculares y son los siguientes:

- Aducción: movimiento del ojo en sentido nasal (hacia dentro).
- Abducción: movimiento del ojo en sentido temporal (hacia afuera).
- Elevación o supraducción: es una rotación del ojo hacia arriba.
- Depresión o infraducción: es una rotación del ojo hacia abajo.
- Intorsión o incicloducción: rotación nasal de la porción superior del meridiano corneal vertical.
- Extorsión o excicloducción: es una rotación temporal de la porción superior del meridiano corneal vertical.

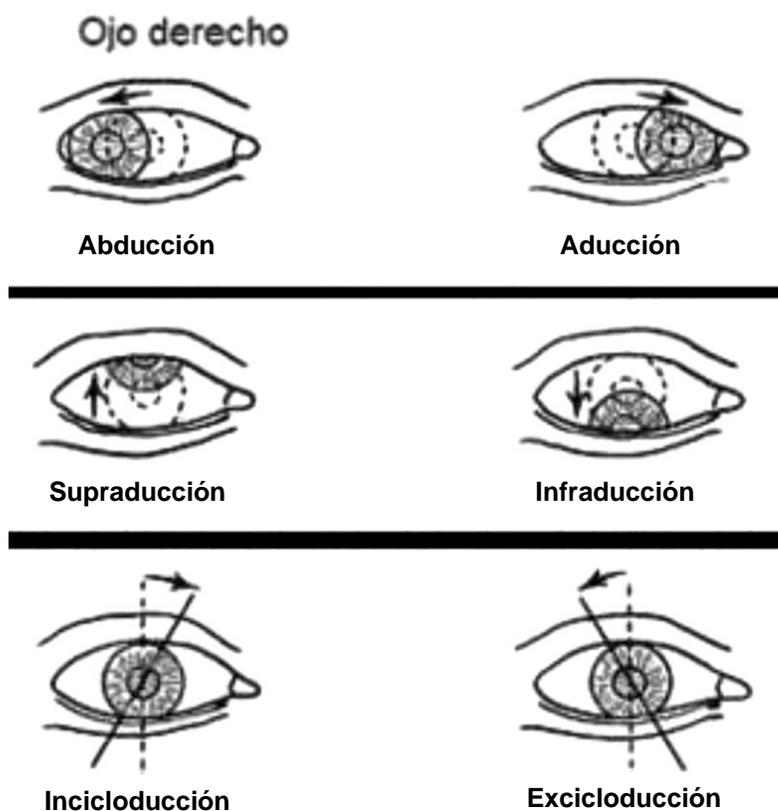


Figura 25. Representación del ojo derecho en las diferentes posiciones de ducción. [9]

2.5.2 VERSIONES

Movimientos binoculares en los que los dos ojos se mueven de forma sincrónica y simétrica en la misma dirección.

- Dextroversión: movimiento de los dos ojos hacia la derecha.
- Levoversión: movimiento de los dos ojos hacia la izquierda.
- Elevación: rotación de los dos ojos hacia arriba.
- Depresión: rotación de los dos ojos hacia abajo.

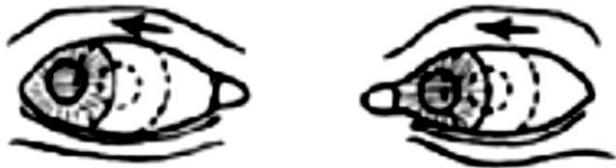


Figura 26. Dextroversión. [9]

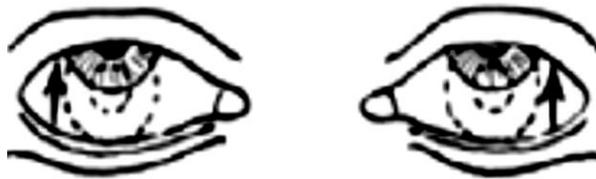


Figura 27. Elevación. [9]

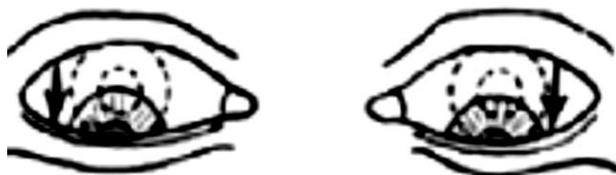


Figura 28. Levoversión. [9]

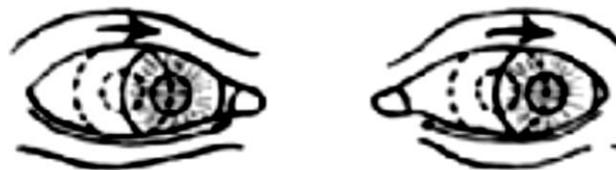


Figura 29. Depresión. [9]

2.5.3 VERGENCIAS

Movimientos oculares en los que los dos ojos se mueven de forma simétrica en dirección opuesta.

- Convergencia: ambos ojos giran en sentido nasal.
- Divergencia: ambos ojos giran en sentido temporal.
- Divergencia vertical positiva: el ojo derecho se eleva y el izquierdo descende.
- Divergencia vertical negativa: el ojo izquierdo se eleva y el derecho descende.

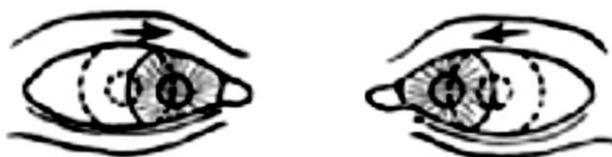


Figura 30. Convergencia. [9]

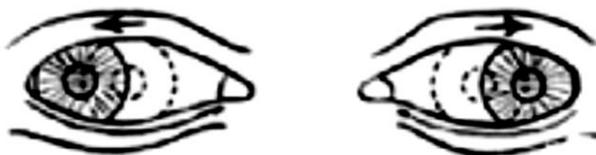


Figura 31. Divergencia. [9]

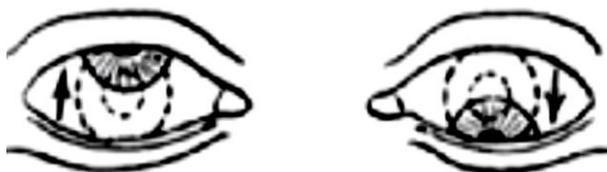


Figura 32. Divergencia vertical positiva. [9]

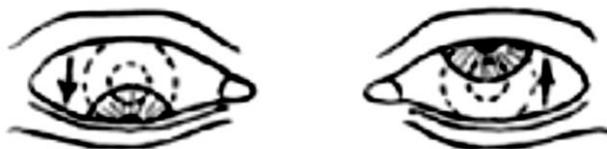


Figura 33. Divergencia vertical negativa. [9]

2.6 POSICIONES DE LA MIRADA

2.6.1 POSICIÓN PRIMARIA DE LA MIRADA

Cuando el ojo mira al frente a un punto fijo en el horizonte con la cabeza erguida y los hombros derechos.

2.6.2 POSICIONES SECUNDARIAS DE LA MIRADA

- Dextroversión (mirada derecha).
- Levoversión (mirada a la izquierda).
- Supraversión (mirada hacia arriba).
- Infraversión (mirada hacia abajo).

2.6.3 POSICIONES TERCIARIAS DE LA MIRADA

- Supradextroversión (mirada arriba y a la derecha).
- Infradextroversión (mirada abajo y a la derecha).
- Supralevoversión (mirada arriba y a la izquierda).
- Infralevoversión (mirada abajo y a la izquierda).

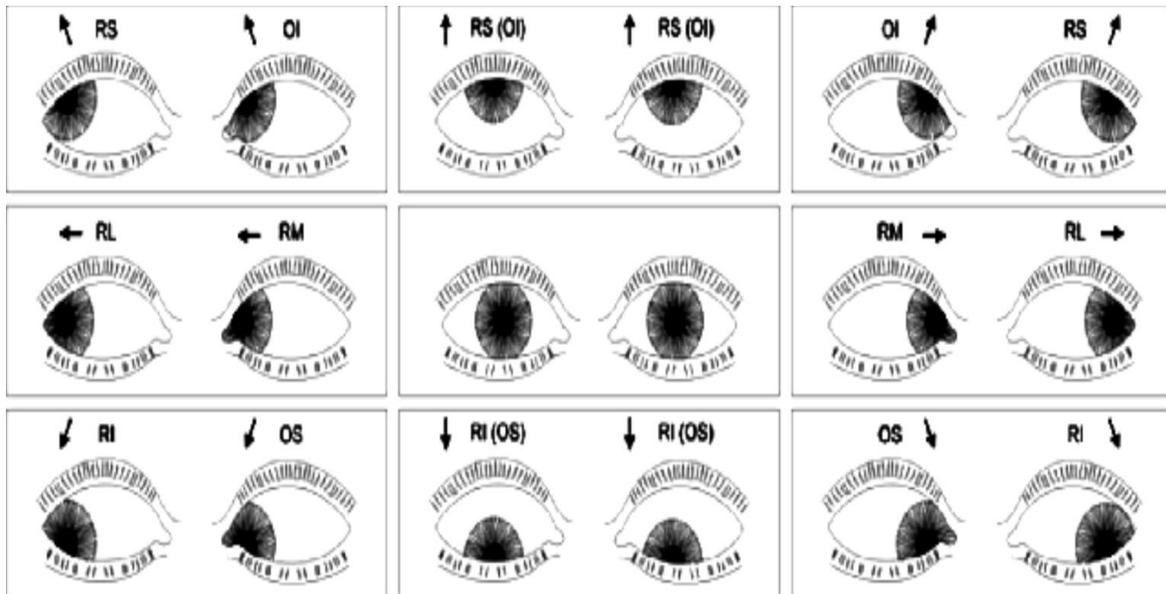


Figura 34. Posiciones de la mirada. [9]

CAPÍTULO

3

DISEÑO DE PRÓTESIS

3. DISEÑO DE PRÓTESIS

El diseño como proceso consiste en la transformar la información de una necesidad en un producto que la satisfaga [21]. En otras palabras podemos decir que el diseño es el proceso que se utiliza para solucionar un problema.

Comúnmente al realizar un proyecto, se hace uso de métodos que facilitan el proceso de diseño sin intervenir con el desarrollo creativo del sujeto. Una metodología de diseño consiste en una serie de pasos que guían desde encontrar una problemática a resolver, hasta llegar a la solución del mismo. [22]

3.1 ETAPA DE DISEÑO

La **figura 35** muestra una metodología de diseño en cinco sencillas etapas, que sirven de guía para facilitar el proceso creativo. En esta ocasión sólo se llegará hasta la etapa de diseño conceptual, la cual requiere de varias iteraciones para llegar a un diseño preliminar.

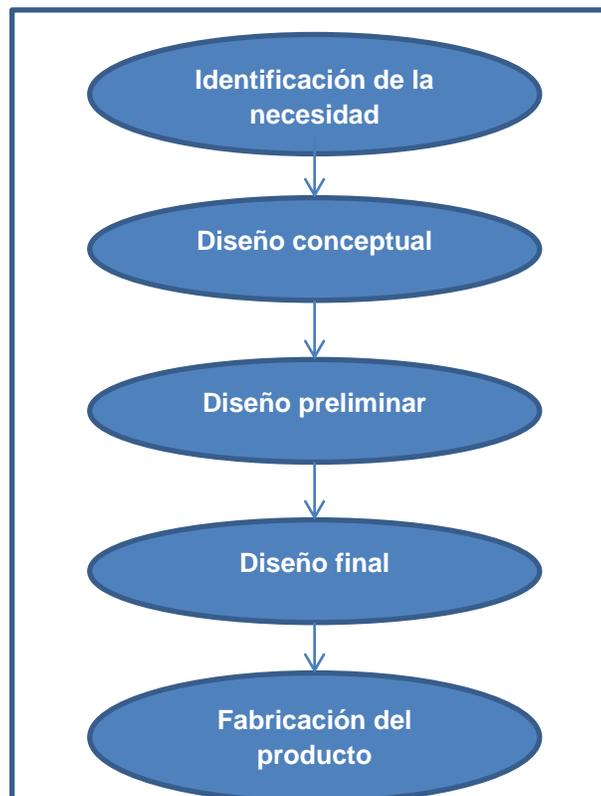


Figura 35. Metodología de diseño.

3.1.1 IDENTIFICACIÓN DE LA NECESIDAD

De acuerdo con datos del INEGI, existen alrededor de 5 millones de personas con alguna discapacidad en México (5.8% de la población del país).

[23] Clasificando la discapacidad en 5 tipos, de la siguiente manera:

- **Motriz (58.3%):** pérdida o limitación de una persona para moverse o caminar.
- **Visual (27.2%):** incluye pérdida total de la visión, dificultad para ver, falta de uno o ambos ojos. *(véase anexo pág. 93)*
- **Mental (8.5%):** limitaciones de aprendizaje, alteración de la conciencia.
- **Auditiva (12.1%):** pérdida de la capacidad para escuchar.
- **De lenguaje (8.3%):** problemas para hablar.

De la población del país que sufre de discapacidad visual, los hombres presentan un 6.6% más de pérdida visual por enfermedad y accidente que las mujeres *(véase anexo pág. 93)*.

Por otro lado, la pérdida de un ojo representa grandes problemas psicológicos ya que según expertos en el tema, a pesar de que un paciente se acostumbra a la falta de visión tridimensional, sufre bastante debido al impacto de la apariencia de su rostro y dejando situaciones estéticas importantes que resolver [28]. Esto se debe a que el rostro, se podría decir que es la carta de presentación de una persona, afectando así el autoestima del paciente de manera significativa. [29]

Características del globo ocular.

De los capítulos anteriores se pueden concluir las siguientes características acerca del globo ocular:

- Es un órgano par y simétrico.
- Posee una forma semiesférica de diámetro que oscila entre los 23 y 30 (mm).
- Su volumen es de aproximadamente $7(\text{cm}^3)$.

- Contiene al aparato óptico del sistema (retina).
- Ayuda a proteger la órbita y el aparato lagrimal de agentes externos.
- Protege a la órbita de enfermedades.
- Ayuda a mantener el tamaño y volumen de la órbita.
- Regula el paso de la luz y la dirige hacia la retina.
- Sostiene al párpado superior, evitando que se mantenga cerrado.
- Realiza giros principalmente en dos planos: horizontal y vertical.
 - En horizontal son dos direcciones: izquierda y derecha, mientras que en vertical es arriba y abajo.

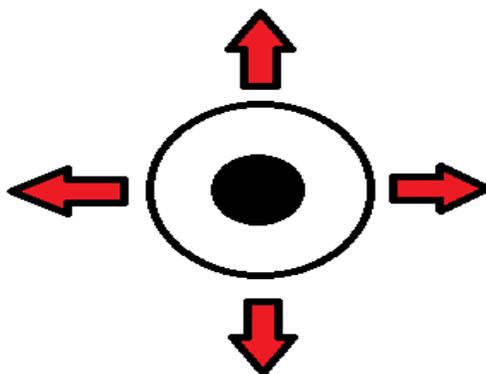


Figura 36. Movimiento en dirección horizontal y vertical.

- Las cuatro posiciones restantes son combinación de las cuatro anteriores: arriba-derecha, arriba-izquierda, abajo-derecha y abajo-izquierda.

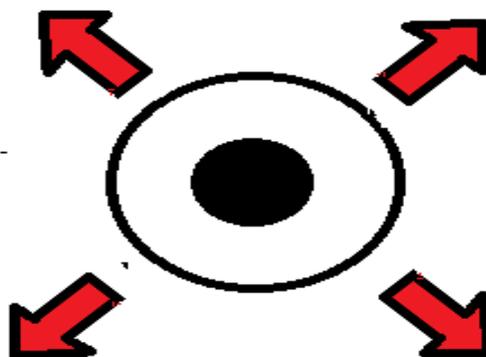


Figura 37. Movimientos diagonales.

Por lo tanto, es notorio que existe la necesidad de desarrollar un sistema capaz de cumplir con la mayoría de las características anteriores.

Es decir, se requiere de un dispositivo que reemplace el globo ocular; manteniendo su forma, tamaño, volumen, apariencia y funciones principales, para que sea utilizado por una persona y cuidando que no dañe al usuario.

3.1.2 DESARROLLO DEL CONCEPTO

Para la etapa de desarrollo del concepto se necesita realizar enunciados, que reflejen las necesidades a cumplir por parte del producto las cuales guiarán en el proceso de diseño para tratar de cumplir con la mayoría.

Lluvia de ideas:

- Que tenga apariencia agradable para el usuario.
- Que se mueva.
- Que brinde soporte al párpado.
- Tamaño adecuado.
- Dimensiones dependiendo del usuario.
- Que proteja a la órbita de agentes extraños.
- Fácil de colocar.
- Fácil de reparar.
- Resistente.
- Que dure.
- Que sea económica.
- Que no dañe al cuerpo del usuario.
- Diseño ergonómico.
- Volumen adecuado.
- Que sea ligero.
- Fácil de fabricar.
- Que tenga pocos elementos.

De todas las ideas anteriores, se debe tratar de combinar las que se parezcan y eliminar las que no son completamente necesarias. Además, se debe tomar en cuenta que no todas serán consideradas ya que se encuentran fuera de las expectativas y límites del diseño del proyecto, por lo tanto deben de eliminarse.

3.1.3 CARACTERÍSTICAS DESEADAS PARA LA PRÓTESIS:

- Apariencia agradable (estética).
- Movilidad.
- Soporte para el párpado.
- Tener volumen adecuado.
- Que sea de tamaño personalizado.
- Proteger órbita.
- Amigable con el cuerpo.
- Resistente.
- Que dure.
- Fácil de colocar.
- Que requiera el mínimo mantenimiento.

De la lista anterior se crea una tabla para integrar las características deseadas de la prótesis, en funciones imprescindibles para tratar de cumplir en el diseño.

Tabla 3. Funciones imprescindibles.

FUNCIONES IMPRESCINDIBLES	DESCRIPCIÓN
Adaptarse	Tener volumen adecuado
	Que sea de tamaño personalizado
	Proteger órbita
	Amigable con el cuerpo
	Fácil de colocar
	Que tenga movimiento
Durable	Resistente
	Que dure
Estética	Apariencia agradable

Posteriormente se obtienen las métricas (medidas estándar) que ayudarán a cuantificar y cualificar las funciones del diseño.

Tabla 4. Identificación de métricas.

FUNCIONES	MÉTRICAS				
Adaptarse	Dimensiones	Volumen	Materiales	Densidad	Peso
Durable	Módulo de elasticidad	Termofluencia	Desgaste	Resistencia a la fatiga	Conductividad Térmica
Estética	Apariencia		Velocidad de movimiento	Grados de giro	

Una vez identificadas las métricas de cada función, se realiza una matriz de decisiones entre funciones y métricas, en donde se califica la importancia que representa cada métrica establecida con respecto de cada una de las funciones a cumplir por el sistema.

Tabla 5. Matriz de decisiones.

		FUNCIONES		
#	MÉTRICAS	Adaptarse	Durable	Apariencia
1	Apariencia	3	4	4
2	Materiales	4	3	3
3	Módulo de elasticidad	1	3	1
4	Conductividad Térmica	3	4	1
5	Resistencia a la fatiga	2	4	1
6	Dimensiones	4	1	3
7	Termofluencia	3	3	2
8	Volumen	4	1	3
9	Densidad	4	1	1
10	Peso	4	1	3
12	Velocidad de movimiento	3	1	4
13	Grados de giro	2	1	4
		Dimensiones Densidad	Conductividad Térmica Módulo de elasticidad	Apariencia Velocidad de movimiento Grados de giro

La tabla anterior guiará al diseñador para elegir los materiales que cumplan las necesidades, cuidar las dimensiones de los componentes; y tomar en cuenta las características de los actuadores a elegir.

3.1.3 CÓMO SERÁ EL MOVIMIENTO

Cómo se sabe, el globo ocular solo realiza movimientos rotacionales sobre el eje horizontal y vertical, por lo tanto se puede concluir que tiene dos grados de libertad^{viii}.

Es por eso que se requieren dos actuadores para conseguir estos movimientos antes mencionados, ya que se sabe que se necesita un actuador por cada grado de libertad.

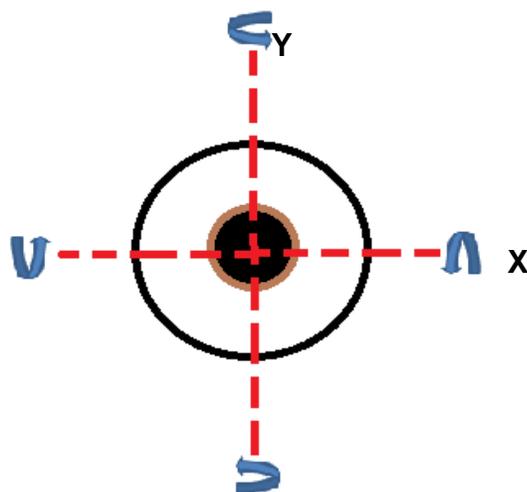


Figura 38. Giros en eje X y Y.

3.2 ACTUADORES

Los actuadores tienen como misión generar el movimiento y transmitirlo al mecanismo que posicionará a la prótesis. Existen actuadores de varios tipos, denominados según la fuerza que los activa y entre ellos se encuentran: neumáticos, hidráulicos y eléctricos.

^{viii} Grado de libertad: El número de coordenadas independientes requeridas para definir la posición y orientación de un cuerpo.

En este caso se hará uso de actuadores eléctricos debido a la gran ventaja que han presentado en cuanto a la miniaturización de los componentes y la facilidad de uso.

Tipos de actuadores eléctricos:

- **Motor DC.** Motor de corriente continua que convierte la energía eléctrica en mecánica, provocando movimiento giratorio.
- **Servomotor.** Motor de corriente continua que tiene la capacidad de ser controlado tanto en su velocidad como en su posición.
- **Motor paso a paso.** Motor electromecánico que permite el control de su movimiento angular,
- **Motor ultrasónico.** Motor impulsado por vibraciones ultrasónicas.

Para el diseño se consideraron los motores DC debido a su facilidad de uso y bajo costo comparado con los demás tipos de actuadores.

3.3 MECANISMO

El globo ocular un elemento esférico, se requiere de componentes que ayuden a realizar estos giros y combinación de los mismos, por lo tanto los mecanismo pensados para la solución del movimiento son los siguientes:

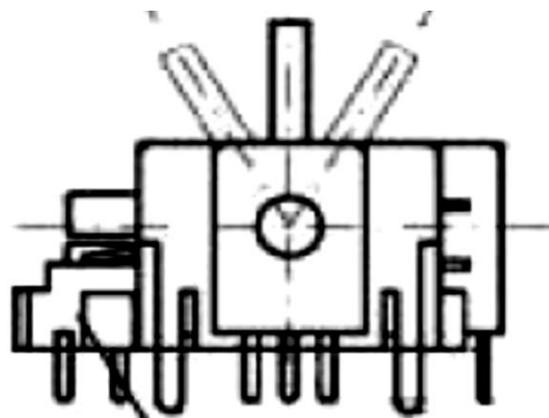


Figura 39. Mecanismo tipo joystick.

El mecanismo tipo joystick (**figura 39**)^{ix} permite el movimiento tanto horizontal, como vertical y a su vez la combinación de los mismos; cumpliendo así con los requerimientos necesarios para colocar el globo en las nueve posiciones previamente analizadas.

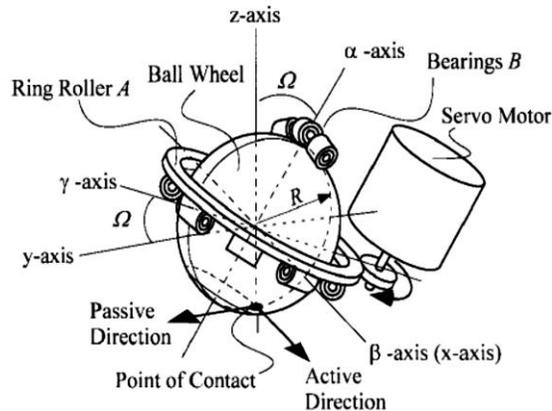


Figura 40. Mecanismo de rodillos. [25]

El mecanismo de rodillos consta de un aro con rodillos que rodean a la esfera, y que con ayuda de un motor, es posible controlar el giro de ésta sobre un eje. Se necesita de dos aros para colocar en todas las posiciones necesarias, debido a esto se complica el diseño.

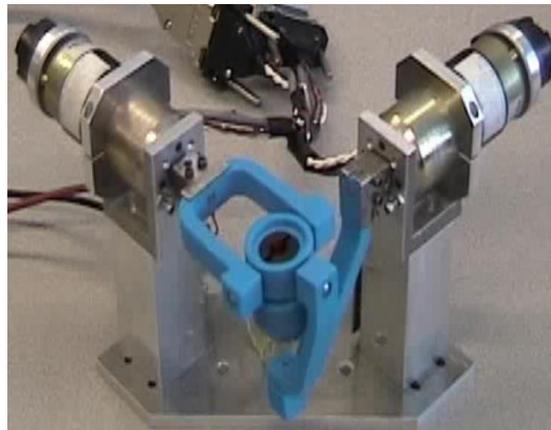


Figura 41. Mecanismo paralelo. [30]

^{ix} Anónimo. Sin nombre. ©P3 América, Inc. 2004-2006. All Rights Reserved. Tomado de [www.p3america.com: http://www.p3america.com/pp/pdfs/802.PDF](http://www.p3america.com/pp/pdfs/802.PDF)

Éste mecanismo paralelo permite un posicionamiento veloz y preciso, ya que fue diseñado con ésta finalidad por el profesor Clément Gosselin. La desventaja que presenta es el número de elementos requeridos, así como su integración de las diferentes partes con el globo ocular, ya que necesita de un mayor espacio para acomodarse de manera correcta.

Mecanismo seleccionado.

El mecanismo seleccionado se encuentra en dispositivos de posicionamiento conocidos como joystick, los cuales son utilizados en sistemas de juegos. Su principio de funcionamiento radica en un mecanismo acoplado a dos potenciómetros los cuales brindan información de la posición, y se eligió ya que es fácil de manufacturar con diferentes materiales plásticos, lo cual a su vez lo hace económico y fácilmente reemplazable. Además de que permite una mejor integración de los actuadores en un menor espacio (**figura 42**).^x



Figura 42. Joystick.

3.4 FUENTE DE ALIMENTACIÓN

La fuente de alimentación es la encargada de energizar los componentes electrónicos del sistema, por eso es de suma importancia elegir una fuente que alimente los componentes por el mayor tiempo posible. La fuente comúnmente utilizada para circuitos electrónicos portátiles, son las baterías.

La batería normalmente mide su capacidad de carga máxima en miliampers hora (mAh), esto significa que a mayor carga más tiempo tardara en descargarse.

^x Anónimo. Sin nombre. ©P3 America, Inc. 2004-2006. All Rights Reserved. Tomado de www.p3america.com: <http://www.p3america.com/pp/pdfs/802.PDF>

Para calcular el tiempo de descarga de una batería tenemos la siguiente expresión^{xi}:

$$\text{tiempo de descarga} = \frac{\text{carga eléctrica de la batería}}{\text{consumo eléctrico del dispositivo}}$$

Comercialmente, algunas de las baterías que han presentado gran desempeño en cuanto a tamaño y duración para el uso en pequeños dispositivos son las siguientes:

Micro batería de Litio/Óxido-Plata recargable. Es un dispositivo diseñado para almacenamiento de energía eléctrica que presenta propiedades como gran capacidad energética, resistencia a la descarga y ligereza en sus componentes.^{xii}



Figura 43. Micro-baterías tipo botón.

Micro capacitor. Es un dispositivo de almacenamiento que funciona como sistema recargable de energía utilizado comúnmente en celulares, cámaras de video u otros dispositivos que funcionan con baterías.^{xiii}



Figura 44. Microcapacitores.

^{xi} Torrente, O. (2013). ARDUINO. Curso práctico de formación. España. Tomado de: <http://books.google.com.mx/books?id=6cZhDmf7suQC&pg=PA21&dq=miliamperio+hora&hl=es&sa=X&ei=Qmw6UtvED9OY2qWB0oGIBQ&ved=0CDcQ6AEwAg#v=onepage&q=miliamperio%20hora&f=false>

^{xii} Anónimo. Sin nombre. ©Seiko Instruments Inc. 2013, All Rights Reserved. Tomada de [www.sii.co.jp](http://www.sii.co.jp/components/battery/productDetailBatEN.jsp?recordID=50112): <http://www.sii.co.jp/components/battery/productDetailBatEN.jsp?recordID=50112>.

^{xiii} Anónimo. Electric Double Layer Capacitor, "CPX3225A" series. ©Seiko Instruments Inc. 2013, All Rights Reserved. Tomada de [www.sii.co.jp](http://www.sii.co.jp/corp/pr/newsDetail_en.jsp?news=50987): http://www.sii.co.jp/corp/pr/newsDetail_en.jsp?news=50987

Tienen la ventaja de ser pequeños, tener gran capacidad, se descargan lentamente y se cargan rápidamente.

A pesar de los avances que se han presentado en las baterías en cuanto a capacidad y tamaño, el tiempo durante el cual entregan la corriente necesaria para alimentar los motores y el circuito de la prótesis, resulta ser de unos cuantos minutos (considerando un uso continuo).

Por lo tanto, para un primer diseño del producto, se propone utilizar una alimentación externa para el circuito, con cables que vayan desde dentro de la cuenca del ojo hacia el exterior de la misma (donde se colocará la alimentación). Esto con la finalidad de que se pueda utilizar una fuente de mayor capacidad y tamaño, y así procurar el funcionamiento de la prótesis para su uso diario.

3.5 FUNCIONAMIENTO GENERAL DE LA PRÓTESIS



Figura 45. Diagrama del funcionamiento general de la prótesis ocular.

Señal. Para fines prácticos, se utilizarán botones para indicar a cuál de las nueve posiciones se requiere mover la prótesis. Acondicionando la señal a 5 volts para su posterior procesamiento (**figura 46**).^{xiv}



Figura 46. Push-Button.

^{xiv} Anónimo (Abril 2012). Sin nombre. Tomado de ladyada.net: <http://www.ladyada.net/learn/arduino/lesson5.html>.

Acondicionamiento. Para asegurar que los botones manden una señal de 5 volts se utiliza un disparador de Schmitt, que se encarga de prevenir el ruido que pudiera presentar la señal original y que causaría falsos cambios de estado.^{xv}

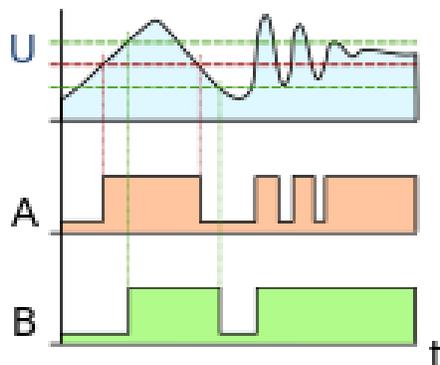


Figura 47. (B)Efecto del disparador Schmitt sobre una señal.

Procesamiento. Para el procesamiento de la señal se utilizará un microcontrolador atmega328 programado en arduino UNO, el cual se encargará de recibir las señales de los botones, analizarlas y mandar la señal de salida para activar los actuadores. Se eligió este dispositivo por las ventajas que presenta al ser una plataforma de hardware libre y por su facilidad de programación.^{xvi}

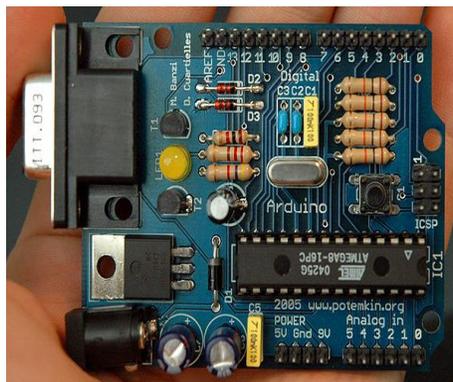


Figura 48. Microcontrolador.

^{xv} FDominec.(29 March 2007) "A graph comparing a simple comparator and Schmitt comparator. Tomado de Wikipedia.org: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Smitt_hysteresis_graph.svg.

^{xvi} Nicholas Zambetti. Arduino Serial board. ©Arduino. Tomado de Wikipedia.org: <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Arduino316.jpg>

Etapa de control.

Un controlador es un sistema que sirve para mantener la magnitud de cierta variable durante un proceso, mediante mediciones continuas y retroalimentaciones. Los tipos de controladores más comunes son los siguientes:

- **Control de dos posiciones (On-Off).** Tiene únicamente dos valores posibles en su salida, dependiendo de la entrada del controlador.
- **Control Proporcional (P).** Tiene una salida proporcional a su entrada.
- **Control Integral (I).** Tiene una salida proporcional a la integral de su entrada (el error acumulado).
- **Control Derivativo (D).** Tiene una salida proporcional a la derivada de su entrada.
- **Control Proporcional Integral Derivativo (PID).** Este tipo de controlador reúne las ventajas de todos los controladores que lo integran.

Para la etapa de control se eligió un mecanismo de control por retroalimentación conocido como proporcional integral derivativo (PID), el cual calcula el error entre un valor medido y el valor que se quiere obtener, para aplicar una acción correctora al proceso.

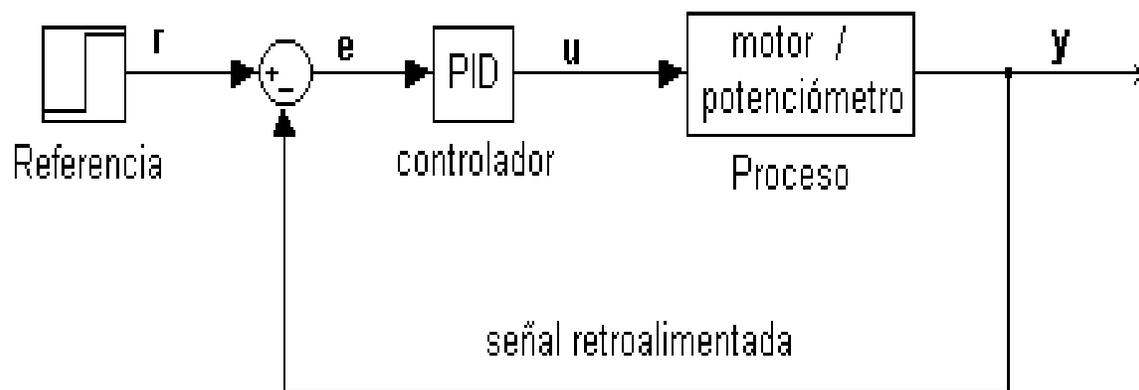


Figura 49. Diagrama de bloques del sistema controlado.

La ventaja que presenta este tipo de controlador es la unión de los tres valores para un mejor control. El valor proporcional determina la reacción del error actual, el integral genera una corrección al error para reducirlo a cero y el derivativo determina en que tiempo reacciona el error producido.^{xvii}

Para el correcto funcionamiento se necesita un sensor que determine el estado del sistema, un controlador que genere una señal para mandar los actuadores y un actuador que modifique al sistema.

En este caso se hace uso de un potenciómetro como sensor para determinar la posición del actuador (motor de CD) y un microcontrolador para generar la señal que actúa los motores.

La **figura 50** muestra el sistema resultante, se trata de un control de lazo cerrado debido a que la señal de salida del sistema tiene efecto directo sobre la variable que se está controlando (posición).^{xviii}

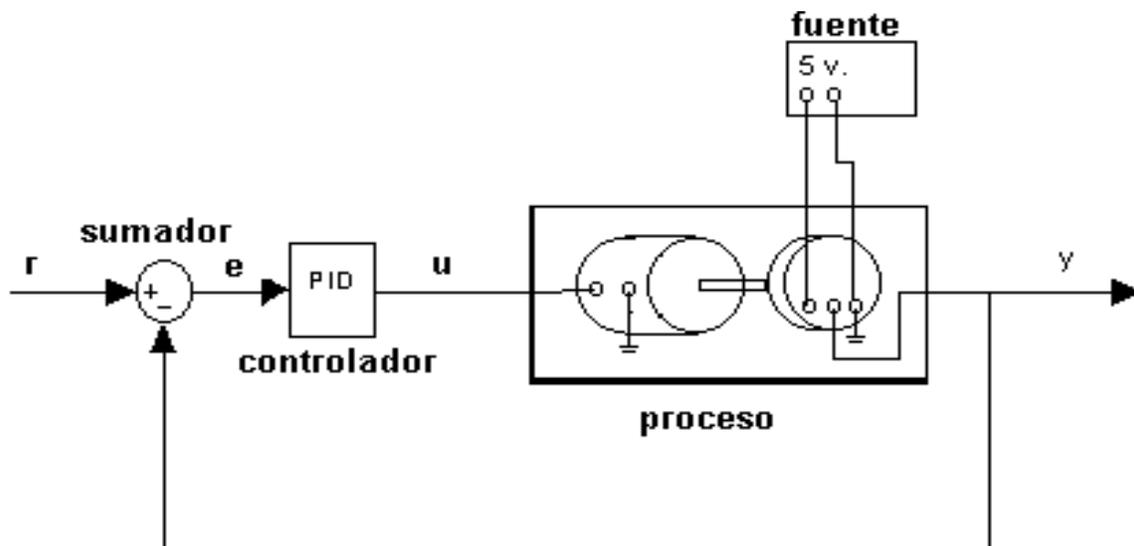


Figura 50. Diagrama de bloques del sistema de posición de lazo cerrado.

^{xvii} Contreras, J. Diagrama de bloques del sistema controlado. Armada República de Colombia, Escuela Naval Almirante Padilla, Cartagena. (2006). Tomado de www.automatas.org; http://www.automatas.org/hardware/teoria_pid.htm.

^{xviii} Contreras, J. Diagrama de bloques del sistema de posición de lazo cerrado. Armada República de Colombia, Escuela Naval Almirante Padilla, Cartagena. (2006). Tomado de www.automatas.org; http://www.automatas.org/hardware/teoria_pid.htm.

Posicionamiento. Para el posicionamiento de la prótesis, se utilizarán motores que serán controlados con un puente H. Un puente H es un circuito formado por un conjunto de interruptores el cual permite controlar el sentido de giro del motor y alimentarlo con el voltaje que requiera para funcionar.^{xix}

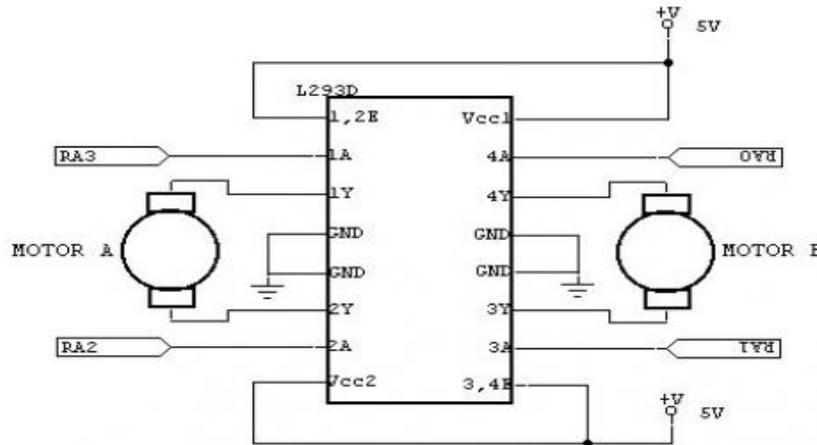


Figura 51. Puente H.

3.5.1 DIAGRAMA DEL CIRCUITO ELECTRÓNICO

A partir del diagrama de flujo del funcionamiento de la prótesis, se diseñan los circuitos necesarios para cada etapa.

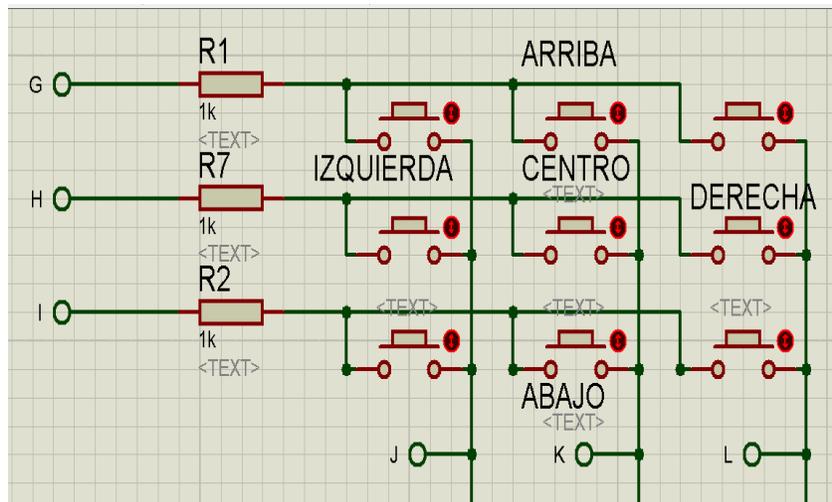


Figura 52. Configuración de botones en forma de matriz.

^{xix} Anónimo. Puente "H" STL293D. Sual Labs ©2013. Tomado de www.suallabs.com: http://www.suallabs.com/index.php?route=product/product&product_id=93

Para la simulación de la señal se utilizó una configuración de botones en forma de matriz de 3x3 (**figura 52**), donde su funcionamiento se basa en ubicar el botón seleccionado al localizar la fila y la columna en la que se encuentra.

Para la etapa de procesamiento tenemos el diagrama del microcontrolador ATMEGA328P con la configuración de las entradas y salidas utilizadas. Al microcontrolador se conecta la matriz de botones, ya que este se encargará de analizar e interpretar la señal que proviene de cada botón.

También se conectan los potenciómetros, que al estar acoplados a los motores, se encargan de enviar información de la posición de cada motor para que el microcontrolador la interprete.

Además del circuito que controla al motor, ya que el microcontrolador será el encargado de mandar las señales a interpretar para el posicionamiento de los motores.

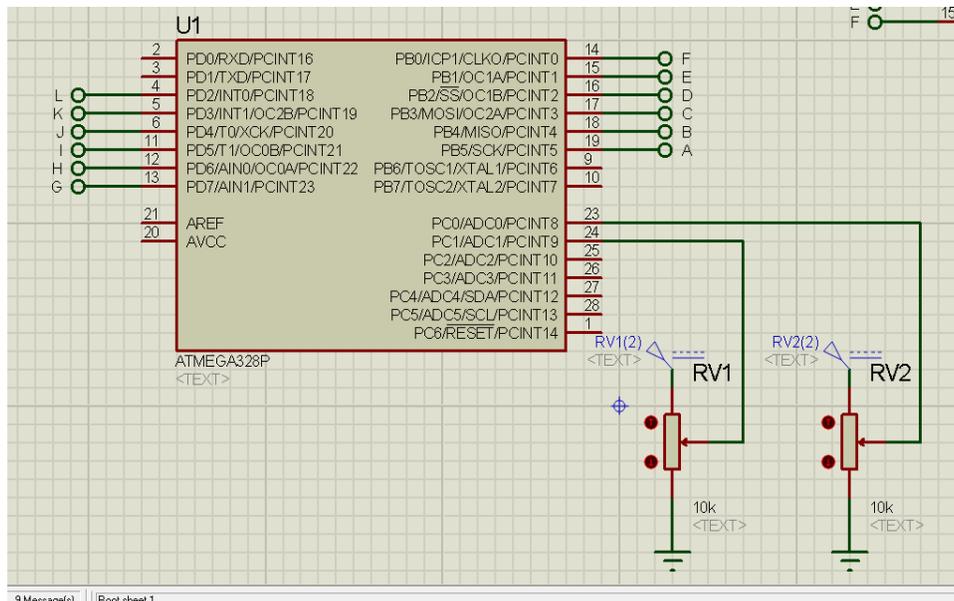


Figura 53. Conexión de componentes a microcontrolador atmega328.

3.5.2 MECANISMO DE MOVIMIENTO DE LA PRÓTESIS OCULAR

Para el diseño de un posible prototipo rápido de la prótesis ocular, se proponen las siguientes medidas en milímetros y en una escala 1:1 para cumplir con las necesidades objetivo.

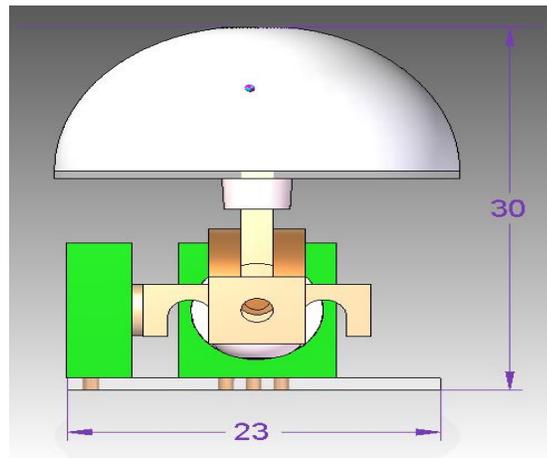


Figura 54. Vista lateral izquierda.

Se tiene así una prótesis de 23 (mm) de ancho, 23 (mm) de largo y 30 (mm) de altura.

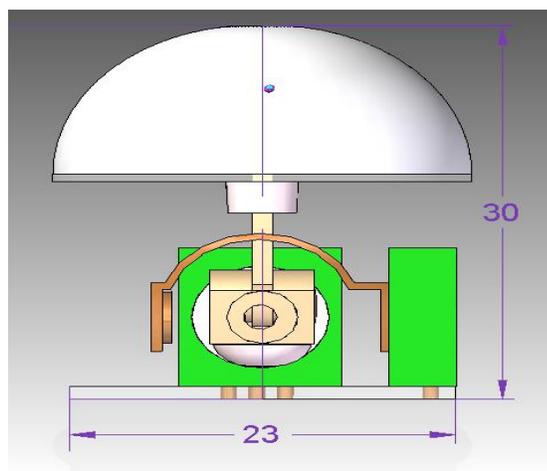


Figura 55. Vista frontal.

El mecanismo de movimiento consta de seis partes, dos potenciómetros, una base que se acopla a un potenciómetro y a una barra guía, una placa que se acopla a otro potenciómetro y a su vez restringe el movimiento de la barra guía, y una base donde se fijan los potenciómetros, además de contener los circuitos.

DESARROLLO DE PRÓTESIS OCULAR MÓVIL

La figura muestra las dimensiones de una prótesis ocular de cascarilla, que cuenta con un cilindro para poder adaptarse al mecanismo de movimiento propuesto.

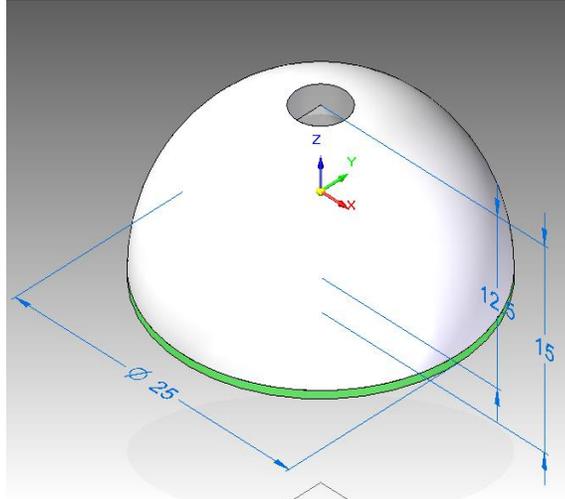


Figura 56. Dimensiones de la prótesis.

Las dimensiones de la barra guía se muestran en la **figura 58**, en esta barra se fija la prótesis. Adquiere movimiento al estar sujeta a los movimientos de las bases acopladas a los motores.

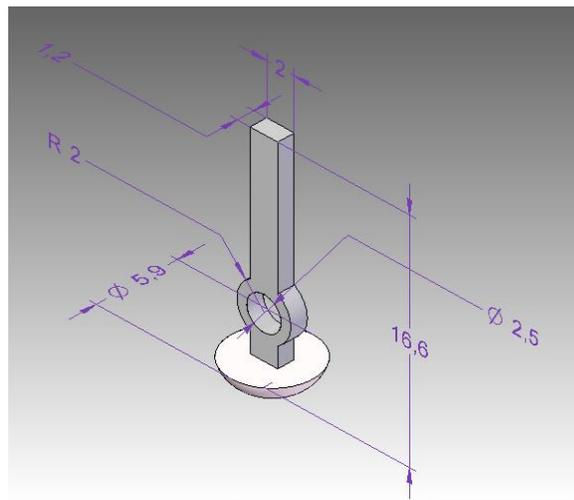


Figura 57. Dimensiones de la pieza guía.

El arco posicionador (**figura 59**) limita el movimiento de la barra guía en el eje x, impide su movimiento en el eje y, y además mueve a la barra guía en el eje z debido a su acoplamiento con un motor y uno de los potenciómetros a la vez.

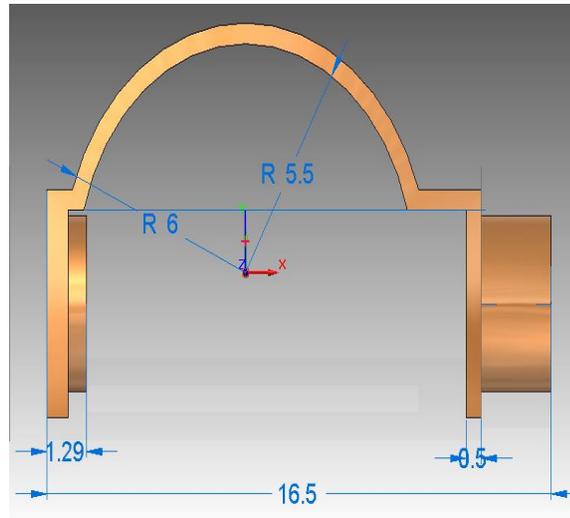


Figura 58. Dimensiones del arco posicionador.

La base principal sirve para acoplar un motor con uno de los potenciómetros, además es en donde se fija la barra guía para poder adquirir movimiento.

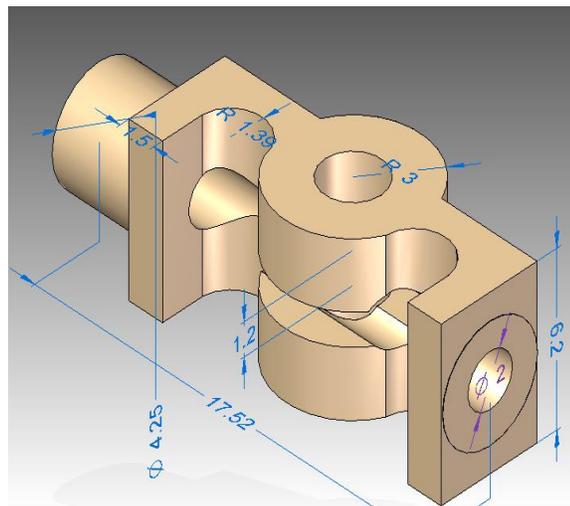


Figura 59. Dimensiones de la base principal.

DESARROLLO DE PRÓTESIS OCULAR MÓVIL

Los potenciómetros se encargan de brindar información de la posición de los motores y por lo tanto, de la prótesis. Se fijan a una placa y prácticamente son los encargados de mantener unidas todas las piezas del mecanismo, ya que unen las bases con los motores; limitando el movimiento de las bases y motores en los tres ejes, pero permitiendo su giro.

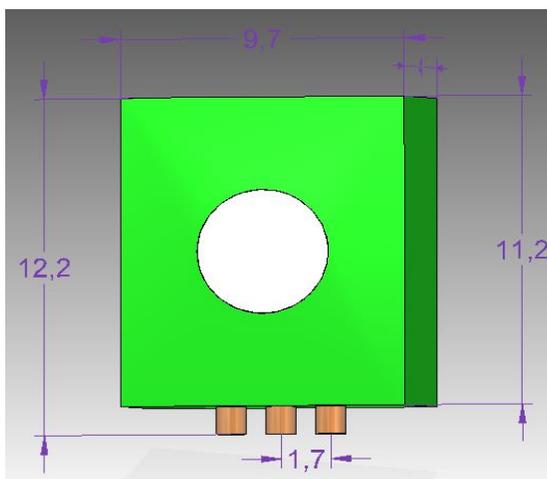


Figura 60. Dimensiones del potenciómetro.

El ensamble de todos los componentes antes mencionados, resulta en el mecanismo de posicionamiento de la prótesis ocular mostrado en la siguiente figura:

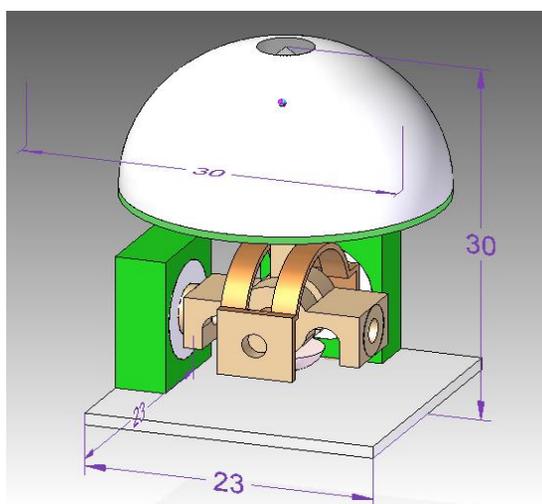


Figura 61. Ensamble final de la prótesis con el mecanismo posicionador.

3.5.3 SELECCIÓN DE LOS ACTUADORES

Para la selección de los actuadores de la prótesis, son de interés 2 cosas principalmente: tamaño y par torsional.

El tamaño de los actuadores es de gran importancia debido a que se tiene restricción de dimensiones, el espacio de trabajo es de 30 (mm) de largo x 30 (mm) ancho x 40 (mm) de profundidad (**figura 63**), sin embargo; este espacio se ve reducido a su vez por el mecanismo que posiciona a la prótesis.

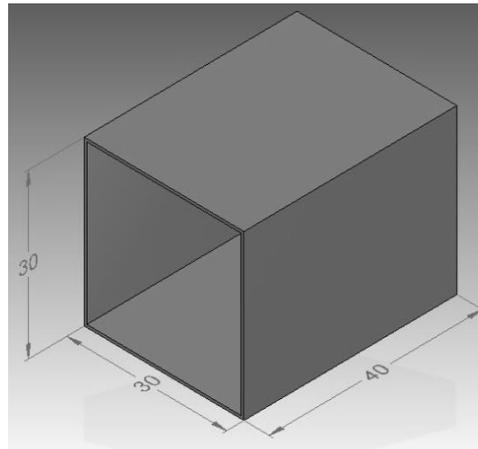


Figura 62. Espacio de trabajo.

Debido a las restricciones del mecanismo de posicionamiento, las dimensiones del actuador quedan restringidas a 14 mm de diámetro por 10 mm de largo (incluyendo el tamaño del eje, en caso de tenerlo), como lo muestra la figura:

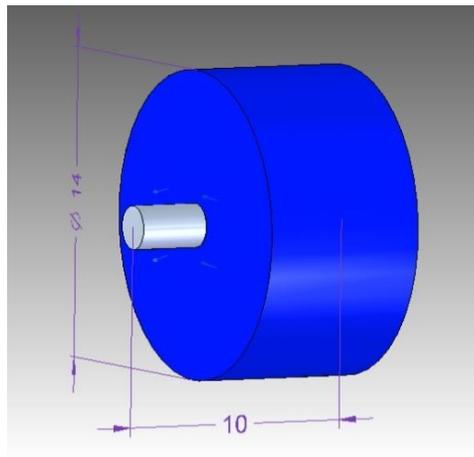


Figura 63. Dimensiones máximas permitidas del actuador.

Como resultado de elegir las dimensiones antes mencionadas para los actuadores, el diseño de la prótesis queda como se muestra a continuación:

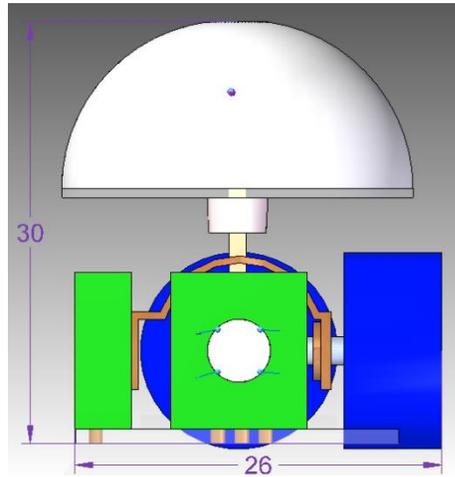


Figura 64. Acoplamiento de motores al mecanismo.

3.5.4 CÁLCULO DE PAR TORSIONAL

Para el cálculo del par torsional de los motores se utilizó la ecuación de Lagrange, la cual se basa en las coordenadas generalizadas de posición (puede ser una distancia, un ángulo, etc.), las velocidades generalizadas (derivadas de las posiciones) y las fuerzas que actúan sobre el cuerpo.

La función lagrangiana se define como la diferencia entre la energía cinética y potencial.

$$L = T - U$$

Dónde:

T=Energía cinética (N.m).

U=Energía potencial (N.m).

Se sabe que para calcular la energía cinética se tiene:

$$T = \frac{1}{2}mv^2$$

Y al tener movimientos giratorios, se debe cambiar la velocidad lineal por velocidad angular. Quedando la ecuación de la siguiente manera:

$$T = \frac{m b \omega^2}{2} + \frac{\omega I}{2}$$

Dónde:

m=masa [kg].

b=longitud del brazo de palanca [m].

ω =velocidad angular [rev/s].

I= momento de inercia [kg. m²].

Mientras que para el cálculo de la energía potencial:

$$U = mgb \sin \phi$$

Dónde:

m= masa [kg].

g= gravedad [m/s²].

b= longitud del brazo de palanca [m].

Para realizar el cálculo del par torsional se tiene la siguiente ecuación:

$$\tau = \frac{d}{dt} \frac{dL}{d\dot{\phi}} - \frac{dL}{d\phi}$$

Para fines prácticos debido a las diferentes áreas que presenta la figura, al realizar los cálculos se considera el cuerpo como un tubo cilíndrico sólido, cuyo momento de inercia se calcula de la siguiente manera:

$$I = \frac{1}{12} m l^2$$

Dónde:

l = longitud del mecanismo (m).

m = masa del mecanismo (kg).

Para realizar los cálculos es necesario tener el dato de la masa del sistema, por ello es necesario conocer las propiedades físicas del material.

La tabla 6 muestra las propiedades de interés de los materiales biocompatibles comúnmente utilizados en la fabricación de componentes del rostro humano.

Tabla 6. Propiedades físicas de diferentes materiales biocompatibles [31].

MATERIAL	Densidad (kg/m ³)	Conductividad Térmica (W/mK)	Módulo de elasticidad (MPa)
ACRILICO	1190	0.19	3300
NYLON	1140	0.28	2850
POLIETILENO BAJA DENSIDAD	935	0.33	200
POLIPROPILENO DE USO GENERAL	850	0.22	1600
POLYURETANO	35	0.02	12

Para la masa de la prótesis se consideraron los materiales más comunes en la fabricación de elementos que tienen contacto con el cuerpo humano, y con ayuda de software de computadora (CAD), se simula el cuerpo con los diferentes materiales; obteniendo así la tabla 7:

Tabla 7. Masa de la prótesis debido a diferentes materiales de fabricación.

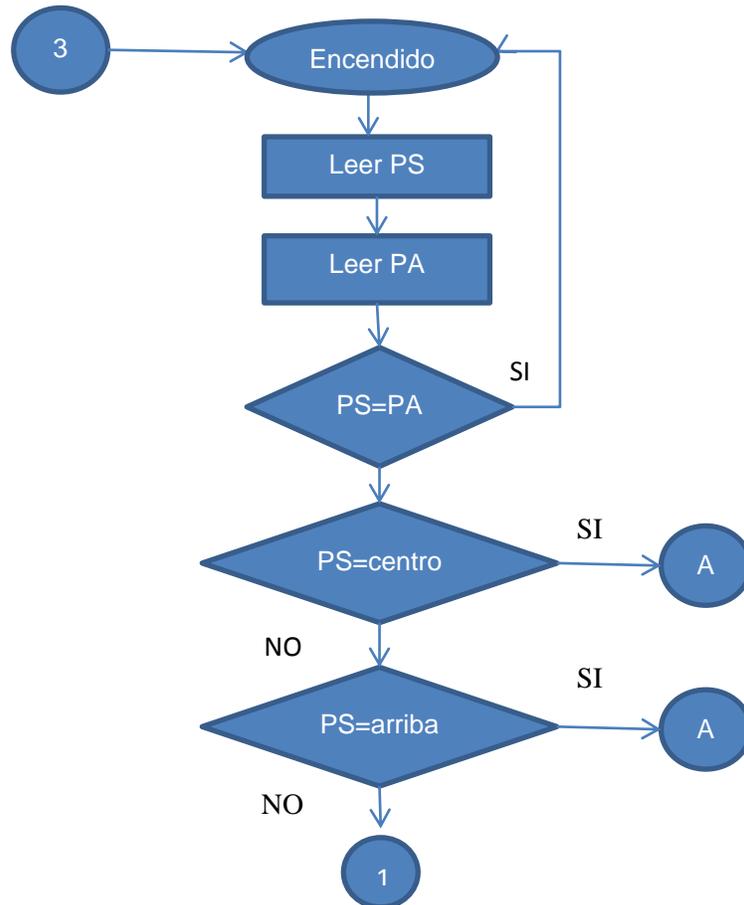
MATERIAL	Masa (g)
ACRILICO	5.9
NYLON	6.0
POLIETILENO BAJA DENSIDAD	5.7
POLIPROPILENO DE USO GENERAL	5.7
POLYURETANO	5.8

3.5.5 ADAPTACIÓN DE LOS COMPONENTES

Los componentes de la prótesis se adaptan con un perno, mientras que los motores y potenciómetros se ajustan a presión con el mecanismo. Además para asegurar la fijación de los motores al mecanismo, se hace uso de tornillos milimétricos. La adaptación de la prótesis con la órbita ocular puede ser mediante sujeciones mecánicas como tornillos de titanio, pero no está definida aún ya que varía dependiendo de las condiciones del paciente.

3.6 ALGORITMO GENERAL DE CONTROL

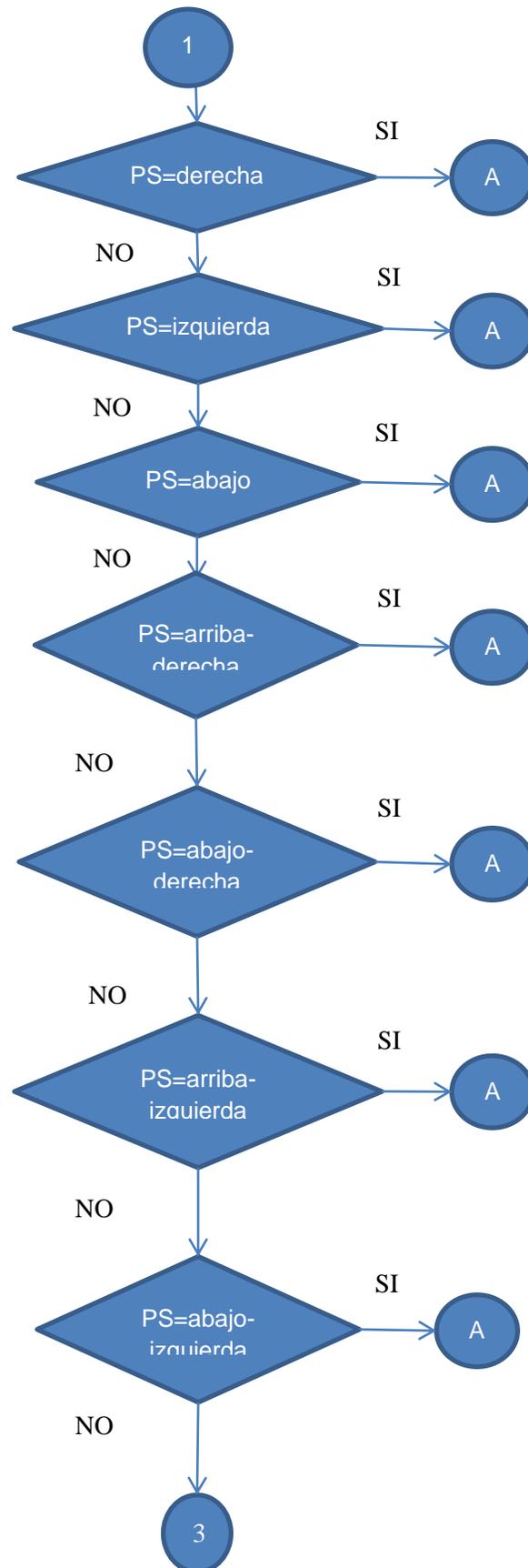
En el siguiente diagrama de flujo se ilustra el funcionamiento general de la prótesis:

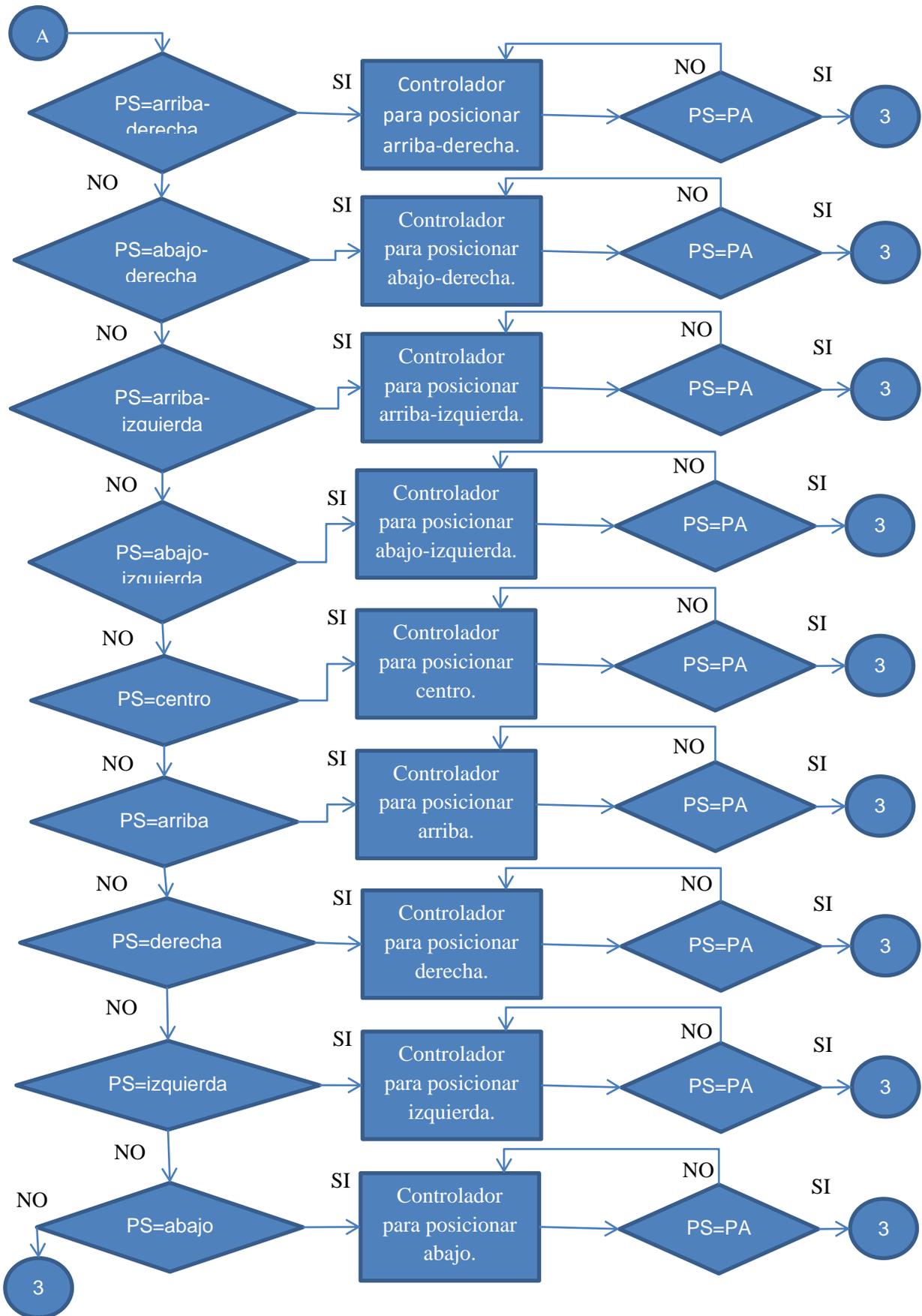


PS= POSICIÓN SOLICITADA

PA=POSICIÓN ACTUAL

DESARROLLO DE PRÓTESIS OCULAR MÓVIL





CAPÍTULO

4

RESULTADOS

RESULTADOS

4.1 MOVIMIENTO DEL MECANISMO

A continuación se ilustran los movimientos que realiza la prótesis ocular debido al mecanismo posicionador:

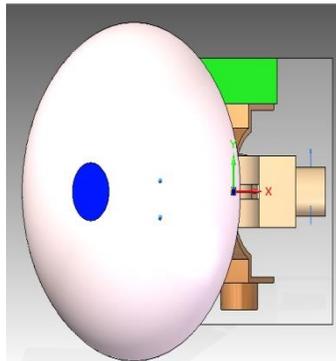


Figura 65. Levoverción.

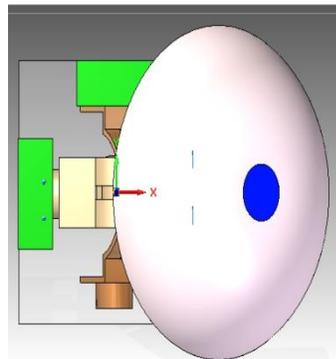


Figura 67. Dextroversión.

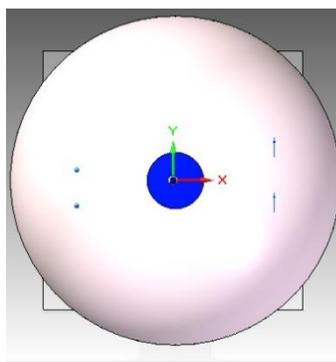


Figura 66. Posición primaria.

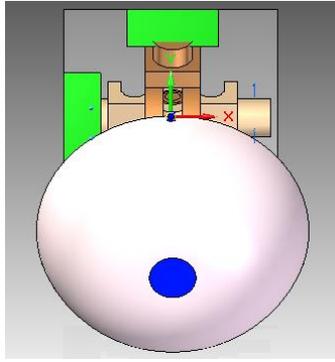


Figura 68. Infraversión.

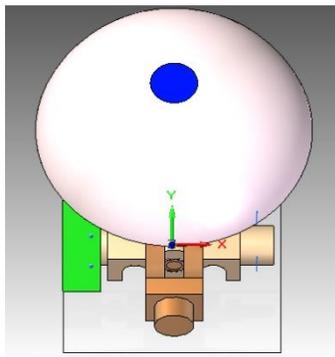


Figura 69. Supraversión.

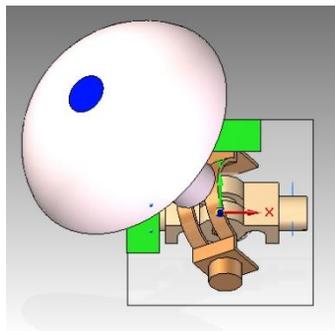


Figura 70. Supraleoversión.

DESARROLLO DE PRÓTESIS OCULAR MÓVIL

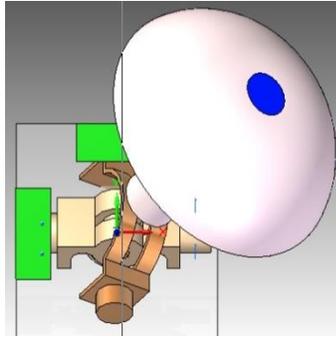


Figura 71. Supradextroversión.

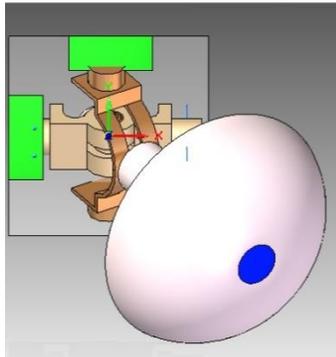


Figura 72. Infralevoversion.

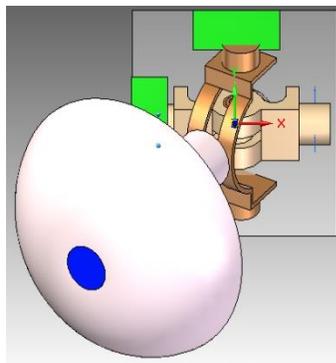


Figura 73. Infradextroversión.

4.2 PAR TORSIONAL DE LOS ACTUADORES

Se resuelve la ecuación del par torsional para una trayectoria de 90° , con ayuda de software de computadora y utilizando el acrílico (de grado médico) como material; debido a su uso común en la fabricación de prótesis oculares.

Obteniendo la gráfica de la **figura 74**, que muestra la variación del ángulo del mecanismo con respecto del tiempo en un recorrido de un segundo.

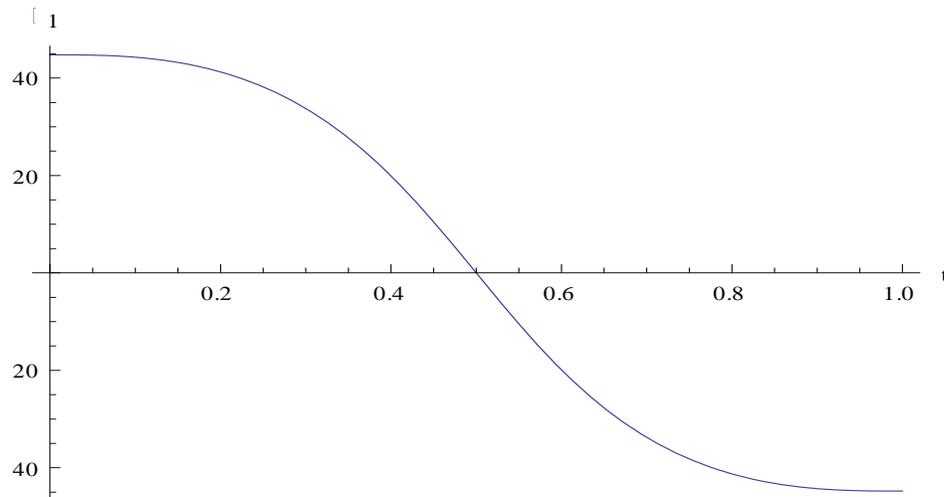


Figura 74. Gráfica de la variación de la posición con respecto al tiempo.

Al mismo tiempo, se obtiene una gráfica del par torsional (**figura 75**), requerido para posicionar el mecanismo en los diferentes ángulos desde -45° hasta 45° .

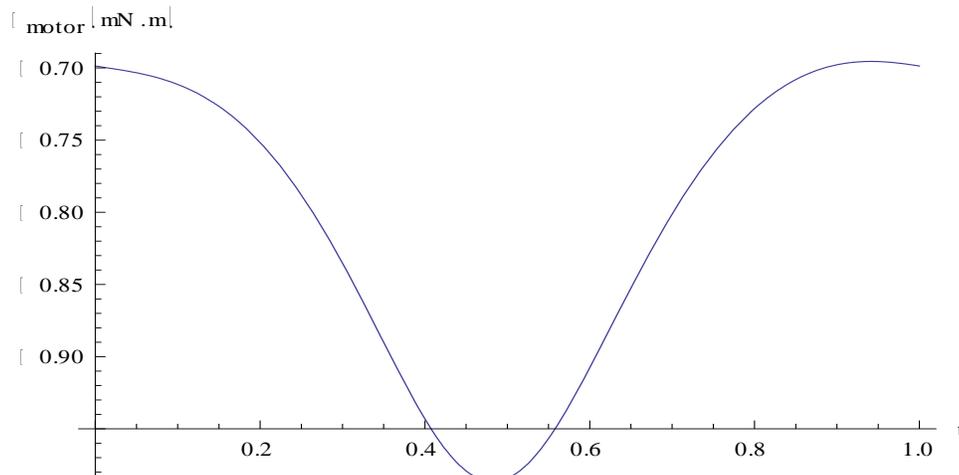
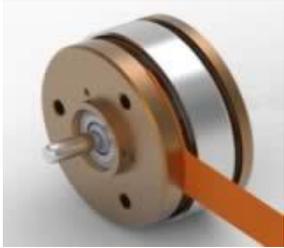
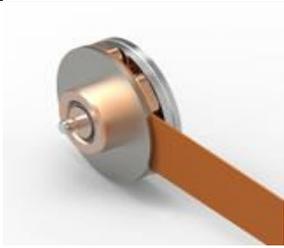
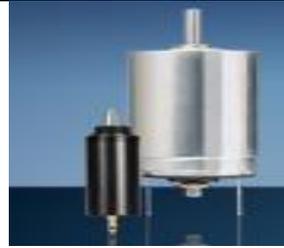


Figura 75. Gráfica de la variación del par torsional con respecto al tiempo.

Se observa que el par requerido para mover el mecanismo, oscila aproximadamente entre 0.7 y 1 (mN.m), por lo tanto; a la hora de seleccionar el motor que moverá el mecanismo, se deberá tomar en cuenta que el par nominal se suficiente para cumplir con el exigido anteriormente.

Con base a los cálculos realizados, se busca un motor que se comercialice y cumpla con las necesidades requeridas en cuanto a dimensiones y torque.

Tabla 8. Comparación de las características de los motores que existen comercialmente.

Motor	Dimensiones [mm]	Par nominal [mNm]	Tensión nominal [V]	Velocidad en vacío [rpm]
	Diámetro: 20 Longitud: 17	3.17	6	9130
	Diámetro: 10 Longitud: 10	0.25	4	16600
	Diámetro: 8 Longitud: 24	1.15	3	13250
	Diámetro: 4 Longitud: 15	0.43	3	1500
	Diámetro: 4 Longitud: 16	0.15	3	350

Existen motores que cumple con las dimensiones requeridas y otros que cumplen con el par requerido, pero ningún motor comercial hasta el momento, cumple con ambos requisitos del diseño.

4.3 FABRICACIÓN DE MODELO FUNCIONAL

Una vez que se tiene el diseño conceptual de la prótesis, se prosigue a realizar un modelo para verificar el funcionamiento del mismo. Esto con la finalidad de revisar los posibles errores a corregir y proponer mejoras al diseño, recordando que el proceso de diseño es iterativo.

Para su fabricación se utilizó una máquina de prototipado rápido (**figura 76**), la cual funciona como una impresora en 3D.



Figura 76. Máquina de prototipado rápido.

Posteriormente se realiza la limpieza de las piezas (**figura 77**), quitando las rebabas y disolviendo el polímero de la bandeja sobre el cual se realizan las piezas. Se utiliza polímero (ABS) para la fabricación de las piezas.



Figura 77. Piezas impresas.

CONCLUSIONES

Se puede concluir que los objetivos fueron cumplidos ya que se diseñó un mecanismo que permite el movimiento de la prótesis ocular, sin comprometer su apariencia estética y cuidando cumplir con las dimensiones requeridas para que se adapte en la cavidad ocular.

Sin embargo, durante el proceso se notaron algunas complicaciones ya que por más pequeño que se generó, queda a disposición de adaptarse con un tipo de actuador que tenga la fuerza necesaria para mover éste mecanismo unido a la prótesis y además que tenga las dimensiones correctas.

Esto debido a que los actuadores existentes solo cumplen con las dimensiones requeridas o con el par torsional necesario, pero no ambas características. Se recomienda trabajar en un actuador de tipo electrónico, como los motores DC o ultrasónicos ya que han presentado grandes ventajas al momento de aplicarse en proyectos donde se requiere de pequeñas dimensiones.

Por otro lado, la fuente de alimentación también representa un grave problema ya que debido a las dimensiones requeridas, no existe un dispositivo el cuál brinde una cantidad de corriente suficiente para alimentar los componentes por un largo periodo de tiempo.

Se propone una alimentación externa para el circuito, con la finalidad de utilizar una fuente de mayor capacidad y tamaño, y así procurar el funcionamiento de la prótesis para su uso diario.

A pesar de estos inconvenientes, el diseño cumple con las funciones requeridas. Para esto se realizó un modelo funcional al cual se le adaptaron actuadores de tipo electrónicos (motores DC), con la finalidad de comprobar su total funcionamiento, además el mecanismo presenta grandes ventajas ya que es de fácil fabricación en especial al realizarse en polímeros.

Esto permite la adaptación al cuerpo humano gracias a la utilización de polímeros que formen parte de los biomateriales y facilita su producción en masa.

Es importante destacar que queda trabajo a futuro por realizar sobre este diseño, como es la parte de los actuadores, la fuente de alimentación y la miniaturización de los circuitos electrónicos. No obstante, la tesis cumple con los objetivos de diseño y los alcances planteados desde el principio del proyecto.

TRABAJO A FUTURO

A partir de los resultados obtenidos en el diseño y los problemas observados durante el proceso, tales como las dimensiones de los actuadores o la capacidad de la batería; se encontraron los siguientes aspectos en los cuales se debe trabajar al respecto, con la finalidad de mejorar el diseño conceptual y seguir trabajando para lograr un prototipo funcional:

- **Circuitos electrónicos**

Es necesario reducir las dimensiones del circuito de control, para esto se recomienda utilizar elementos de montaje superficial o de ser necesario, hacer el diseño de un circuito con ayuda de elementos micro electro-mecánicos (MEMS) o incluso aprovechar el desarrollo de la nanotecnología. Actualmente existen circuitos del tamaño de un lente de contacto, lo ideal es crear algo de las mismas dimensiones para poder adaptarse a la prótesis ocular.

- **Actuadores**

Los actuadores es un punto importante a tratar, ya que en la actualidad no existe alguno que cumpla con los requisitos de dimensiones y par torsional para el correcto funcionamiento de la prótesis. Se propone trabajar en alguno que cumpla con lo solicitado.

El motor de DC es el más cercano a cumplir con los requisitos para el proyecto, pero falta diseñar uno que cumpla con las dimensiones y par torsional requerido. Otro que presenta esta ventaja de miniaturización es el motor ultrasónico utilizado en aplicaciones de microsistemas, tales como actuar mecanismos de relojes de mano.

- **Control del sistema**

Se puede mejorar la velocidad de respuesta del sistema de control al modificar el tipo de controlador y mejorando la salida del sistema. De ser necesario se deberá adaptar un nuevo actuador para utilizar en un prototipo funcional. Características tales como la velocidad, par torsional, voltaje y corriente consumida son las que influyen en el diseño del controlador.

- **Alimentación**

La alimentación del circuito es un gran problema ya que no existe alguna batería que tenga las dimensiones necesarias, y a la vez la carga suficiente para energizar todos los componentes de la prótesis.

Una posible solución a este problema es proponer que el diseño sea removible para que se pueda recargar la batería cada determinado tiempo, o hacer un diseño fácilmente reemplazable para cambiar todos los componentes incluida la batería.

El desarrollo de nuevas tecnologías en energía como las celdas solares, señales mioelécticas o el desarrollo de las baterías de hidrógeno, prometen un gran desempeño al utilizarse como alimentación de circuitos electrónicos dando solución al problema de la duración de la carga de la batería.

REFERENCIAS

- [1] Machuca, M. (2012). *“Prótesis ocular en infantes con defectos congénitos y adquiridos”*. México, D.F.
- [2] Gómez, P. (2010). *“Prótesis oculares: Una mirada a las prótesis oculares”*. Pereira, Colombia. Investigaciones Andina, vol. 12, núm. 20, 2010, pp. 66-83. Fundación Universitaria del Área Andina. Recuperado de <http://redalyc.uaemex.mx/src/inicio/ArtPdfRed.jsp?iCve=239016509007>.
- [3] Alzaradel, A. *“Prótesis ocular articulada (una nueva opción)”*. Servicio de Prótesis Bucomaxilofacial de la Facultad de Odontología de Uruguay.
- [4] Morales, J. (2009). *“Diseño de prótesis ocular electrónica”*. Guatemala.
- [5] Moreno E., Álvarez A., Martínez N. *“Movilidad de prótesis oculares individuales sobre implantes de Hidroxiapatita Porosa Coralina HAP 200”*. Instituto Superior de Ciencias Médicas, Facultad de Estomatología. Ciudad de La Habana.
- [6] Pereira J., Senatore A., Touya A., De Lima J., Soler R., Simini F. (2011). *“Determinación de la orientación del ojo mediante procesamiento del electrooculograma”*. XVII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011-VII Jornadas de Ingeniería Clínica. Mar de Plata.
- [7] Sánchez L., Barceló F., Jiménez R., Benavides A. (2012). *“Deterioro físico acelerado de las prótesis oculares in vitro”*. Revista Odontológica Mexicana. Vol. 16, Núm. 1. Pp 14-17. Recuperado de www.medigraphic.org.mx
- [8] Bradford, C. *“Oftalmología básica”*. American Academy of Ophthalmology. The Eye M.D. Association. Recuperado de www.el12cirujano.blogspot.com
- [9] Gaviria M., Serrano J. (2011). *“Estrabismo y ambliopía, conceptos básicos para el médico de atención primaria”*. Revista MedUNAB. Vol. 14(2):108-120.
- [10] Kanski, J. *“Oftalmología clínica”*. Editorial ELSEVIER. Madrid.

- [11] Santiesteban, R. (2010). *“Oftalmología pediátrica”*. Editorial Ciencias Médicas. La Habana, Cuba. 392 p.
- [12] Busquet, L. , Gabarel, B. (2008). *“Osteopatía y Oftalmología”*. Editorial Paidotribo. Ediciones Busquet. México.
- [13] Alemañy, J., Villar, R. (2003). *“Oftalmología”*. Editorial Ciencias Médicas. La Habana, Cuba. 284 p.
- [14] Puell, M. *“Óptica Fisiológica: El sistema óptico del ojo y la visión binocular”*. Universidad Complutense de Madrid.
- [15] Vallet, M. (2011) *“Biocerámicas: evolución y aplicaciones”*. Real Sociedad Española de Química. An. Quím. 107(1), 28-35. Recuperado de www.rseq.org.
- [16] Graue, E. (2003). *“Oftalmología en la práctica de la medicina general”*. Editorial McGraw Hill. México.
- [17] Piña, M. (Enero 201). *“Biomateriales”*. Materiales Avanzados. Año 10. Núm. 20, 28-32.
- [18] Piña, M., Medina, N. (Agosto 2004). *“Los materiales de implante”*. Materiales Avanzados. Año 1. Núm. 3, 6-12.
- [19] Kaufman, P., Alm, A. (2004). *“Fisiología del ojo: aplicación clínica”*. Editorial Elsevier. Madrid, España.
- [20] Moore, K., Dalley II, A. (2008). *“Anatomía con orientación clínica”*. Editorial Médica Panamericana. México.
- [21] Ulrich, K., Eppinger, S.(2009). *“Diseño y desarrollo del producto”*. Editorial Mc Graw Hill. México.
- [22] Bürdek, B. *“Diseño. Historia, teoría y práctica del diseño industrial”*. GG Diseño. Recuperado de: <http://catedrad3.files.wordpress.com>.

- [23] INEGI. “*Las personas con discapacidad en México: una visión censal*”. Aguascalientes, México. Recuperado de: www.inegi.gob.mx.
- [24] León, R. (2002). “*Evaluación comparativa de la evisceración frente a la enucleación en el Hospital Militar Central*”. Lima, Perú.
- [25] Wada, M., Haruhiko, H. (1999). “*Design and Control of Variable Footprint Mechanism for Holonomic Omnidirectional Vehicles and its Application to Wheelchairs*”. IEE Transactions of robotics and automation. Vol. 15, No. 6.
- [26] Pérez, I. (2004). “*Estudio sobre traumatismos oculares*”. Revista Cubana de Oftalmología. Vol. 17. No. 1. La Habana, Cuba. Recuperado de: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-21762004000100011.
- [27] Martínez, R. (1998). “*El herido ocular en las contiendas bélicas*”. Revista Cubana de Medicina Militar. Vol. 27. No. 2. La Habana, Cuba. Recuperado: http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0138-65571998000200008&script=sci_arttext.
- [28] Gonzáles, J. (2013). “*Cuando se pierde un ojo*”. Recuperado de: <http://www.saludymedicinas.com.mx/centros-de-salud/visual/articulos/se-pierde-un-ojo.html>.
- [29] Vizcaya, E. (2010). “*La pérdida de un ojo acarrea problemas psicológicos que van más allá de la pérdida de la visión del ojo*”. ©2011 Grupo Hospitalario Quirón. Oftalmología. Recuperado de: <http://oftalmologia.quiron.es/index.php/es/noticias/perdida-ojo-acarrea-problemas-psicologicos>.
- [30] Gosselin, M. “*Mécanismes parallèles*”. Laboratoire de robotique. ©1997-2013. Recuperado de: <http://robot.gmc.ulaval.ca/fr/publi/theses.html>.
- [31] Gonzáles, M. “*Propiedades químicas y físicas de polímeros*”. E.T.S.I.A. Universidad Politécnica de Madrid. Recuperado de: http://ruc.udc.es/dspace/bitstream/2183/9641/1/CC_32_art_3.pdf

ANEXOS

DISTRIBUCIÓN DE LOS MECANISMOS DE PRODUCCIÓN

Mecanismos de producción	Total	
	Cantidad	%
1. Martillando	102	21,4
2. Labores agrícolas	35	7,3
3. Maquinaria y herramientas	16	3,3
4. Armas de fuego	108	22,7
5. Actividades deportivas	19	3,9
6. Agresiones	70	14,6
7. Accidentes de tránsito	14	2,9
8. Otros	115	23,9
Total	479	100

CAUSAS DE PÉRDIDA DEL BULBO OCULAR SEGÚN TIPO DE TRAUMATISMOS

Causas de pérdida del bulbo ocular	Tipos de traumatismos										Total
	Traumatismos cerrados		Contusión-herida		Herida		Herida-CEIO		Contusión-herida.CEIO		
	Cantidad	%	Cantidad	%	Cantidad	%	Cantidad	%	Cantidad	%	
Ptisis bulbi	1	33,3	1	8,3	1	20	10	52,6	3	50	16
Endoftalmitis	1	8,3	1			20	6	31,6			8
Glaucoma absoluto	1	33,3									1
Dstrucción del bulbo ocular	1	33,3	10	83,3	3	60	1	5,3	2	33,3	17
Otras							2	10,5	1	16,7	3
Total	3	100	12	100	5	100	19	100	6	100	45

COMPORTAMIENTO DE CUERPOS EXTRAÑOS INTRAOCULARES POR GUERRAS

Guerras	Porcentaje del total de ojos traumatizados
Segunda Guerra Mundial	11,5 - 24*
Guerra de 6 días	12,4 (TREISTER)
Viet- Nam	15,1
Octubre 1973	38,3 (BELKIN)
Líbano 1982	12,3
Guerra del Golfo	31 (MADER)

* Oscila la cifra recogida por diferentes autores y países.

** Reporta lesiones por fragmentación.

DISTRIBUCIÓN PORCENTUAL DE LA POBLACIÓN POR SEXO SEGÚN CAUSA DE LA DISCAPACIDAD VISUAL

Causa de la discapacidad	Total	Hombres	Mujeres
Total	100.0	100.0	100.0
Nacimiento	11.2	12.0	10.4
Enfermedad	33.0	30.5	35.5
Accidente	12.4	18.8	6.2
Edad avanzada	33.7	29.5	37.7
Otra causa	3.5	3.2	3.8
No especificado	6.2	6.0	6.4

FUENTE: INEGI. XII CGPV 2000. Base de datos de muestra censal.

CLASIFICACIÓN DE LOS TIPOS DE DISCAPACIDAD

Estructura de la clasificación de tipo de discapacidad

Grupo 1 Discapacidades sensoriales y de la comunicación

Grupo 2 Discapacidades motrices

Grupo 3 Discapacidades mentales

Grupo 4 Discapacidades múltiples y otras

Grupo 9 Claves especiales

GRUPO 1 DISCAPACIDADES SENSORIALES Y DE LA COMUNICACIÓN

SUBGRUPO 110 DISCAPACIDADES PARA VER

SUBGRUPO 120 DISCAPACIDADES PARA OÍR

SUBGRUPO 130 DISCAPACIDADES PARA HABLAR (MUDEZ)
SUBGRUPO 131 DISCAPACIDADES DE LA COMUNICACIÓN Y
COMPRENSIÓN DEL LENGUAJE
SUBGRUPO 199 INSUFICIENTEMENTE ESPECIFICADAS DEL GRUPO
DISCAPACIDADES SENSORIALES Y DE LA COMUNICACIÓN

GRUPO 2 DISCAPACIDADES MOTRICES

SUBGRUPO 210 DISCAPACIDADES DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES,
TRONCO, CUELLO Y CABEZA
SUBGRUPO 220 DISCAPACIDADES DE LAS EXTREMIDADES SUPERIORES
SUBGRUPO 299 INSUFICIENTEMENTE ESPECIFICADAS DEL GRUPO
DISCAPACIDADES MOTRICES

GRUPO 3 DISCAPACIDADES MENTALES

SUBGRUPO 310 DISCAPACIDADES INTELECTUALES (RETRASO MENTAL)
SUBGRUPO 320 DISCAPACIDADES CONDUCTUALES Y OTRAS MENTALES
SUBGRUPO 399 INSUFICIENTEMENTE ESPECIFICADAS DEL GRUPO
DISCAPACIDADES MENTALES

GRUPO 4 DISCAPACIDADES MÚLTIPLES Y OTRAS

SUBGRUPO 401-422 DISCAPACIDADES MÚLTIPLES
SUBGRUPO 430 OTRO TIPO DE DISCAPACIDADES
SUBGRUPO 499 INSUFICIENTEMENTE ESPECIFICADAS DEL GRUPO
DISCAPACIDADES MÚLTIPLES Y OTRAS

GRUPO 9 CLAVES ESPECIALES

SUBGRUPO 960 TIPO DE DISCAPACIDAD NO ESPECIFICADA
SUBGRUPO 970 DESCRIPCIONES QUE NO CORRESPONDEN AL CONCEPTO
DE DISCAPACIDAD
SUBGRUPO 980 NO SABE
SUBGRUPO 999 NO ESPECIFICADO GENERAL

Subgrupo 110 Discapacidades para ver

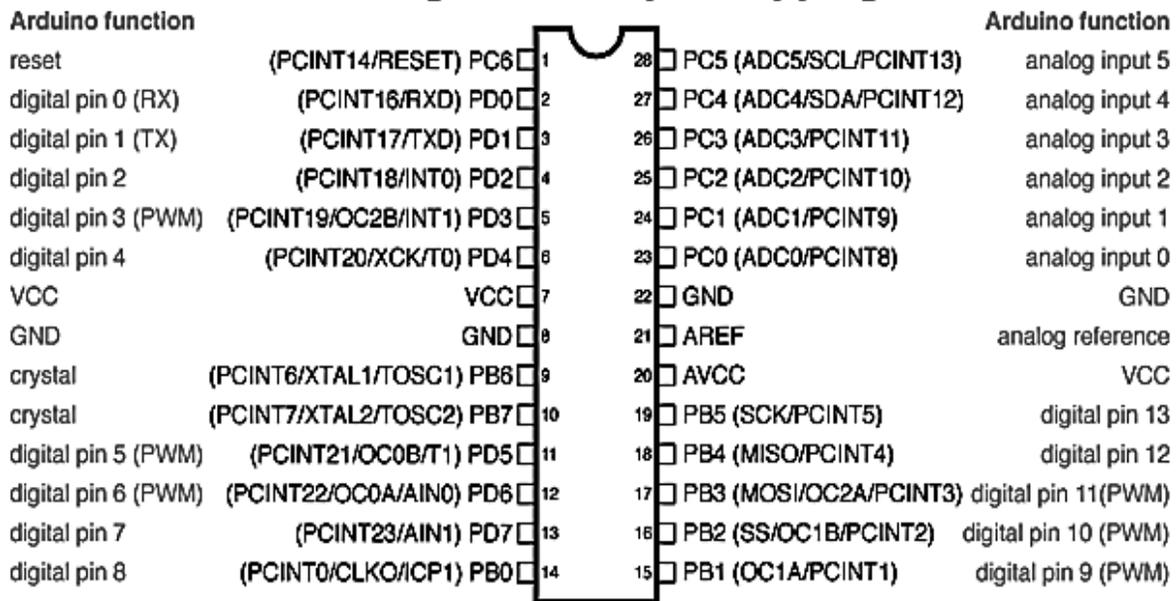
ACOREA
AFECCIONES DE LA RETINA
AGENESIA DE UNO O AMBOS GLOBOS OCULARES (OFTALMOSTERESIS)
AGNOSIA VISUAL
ALTERACIONES CAMPIMÉTRICAS
AMBLIOPÍA
ANIRIDIA(AUSENCIA DE IRIS)
AUSENCIA DE IRIS (ANIRIDIA)
AUSENCIA DE UNO O AMBOS OJOS
CARECE DE LA VISTA
CEGUERA PARCIAL
CEGUERA TOTAL (ABLEPSIA, AMAUROSIS)
CIEGO DE LOS DOS OJOS
CIEGO DE UN OJO (TUERTO)

CONJUNTIVITIS PURULENTO DEL RECIÉN NACIDO
CORIORRETINITIS
CRIPTOFTALMIA
DEBILIDAD VISUAL
DESPRENDIMIENTO DE LA RETINA (RETINODIÁLISIS)
DICTIOMA
DISCAPACIDAD VISUAL
DISMINUCIÓN SEVERA DE LA AGUDEZA VISUAL.
DISPLASIA DEL OJO
ENFERMEDAD DE LA CÓRNEA (QUERATOCONO, LEUCOMA)
ENFERMEDAD DE LA RETINA
ESTASIS PAPILAR
ESTEREOPSIA (FALTA DE VISIÓN TRIDIMENSIONAL)
FACOMA
FACOMATOSIS
FALTA DE CLARIDAD VISUAL (DEBILIDAD VISUAL)
FALTA DE VISIÓN TRIDIMENSIONAL (ESTEROPSIA)
FOSFENOS
GLAUCOMA ADQUIRIDO
GLAUCOMA CONGÉNITO
GLIOMA DEL NERVIO ÓPTICO
HIDROFTALMIA
HIPOPLASIA DEL OJO
HIPOPLASIA OCULAR
LE FALTA UN OJO
LEUCOMA
LEUCOMA CONGÉNITO O ADQUIRIDO
MICROFTALMIA
NEURITIS ÓPTICA
NEUROBLASTOMA
NEUROFIBROMA
NO PUEDE VER
NO PUEDE VER CON UN OJO
NO TIENE OJO DERECHO
NO TIENE OJO IZQUIERDO
NO TIENE UN OJO
NUBE EN LOS OJOS (TRASTORNO DEL CRISTALINO)
OFTALMOSTERESIS (AGENESIA DE UNO O AMBOS GLOBOS OCULARES)
PERCEPCIÓN DE ESCOTOMAS
PÉRDIDA DE UNO O AMBOS OJOS
PÉRDIDA OCULAR
PERDIÓ VISIÓN DE UN OJO
PRÁCTICAMENTE ES CIEGO
QUERATITIS (ÚLCERA DE CÓRNEA)
QUERATOCONO
QUIONABLEPSIA
RETINOBLASTOMA

RETINODIÁLISIS (DESPRENDIMIENTO DE LA RETINA)
 RETINOPATÍA DIABÉTICA
 RETINOSIS PIGMENTARIA
 SIMULTANAGNOSIA
 SIMULTANGNOSIS
 SÍNDROME DE TERRY
 SUPRESIÓN IMAGEN RETINARIA
 TRASTORNO DE LA VISIÓN BINOCULAR
 TRASTORNO DEL CRISTALINO (NUBE EN EL OJO)
 TRASTORNOS EN LA ADAPTACIÓN DE LA LUZ
 TRASTORNOS EN LA VISIÓN DE LOS COLORES
 TUERTO
 TUMOR DEL CRISTALINO
 TUMOR EN OJO
 ÚLCERA DE CÓRNEA (QUERATITIS)
 VISIÓN EN BLANCO Y NEGRO

MAPA DE CONEXIONES ATMEGA CON ARDUINO

Atmega 168/328 pin Mapping



Digital Pins 11, 12 & 13 are used by the ICSP header for MISO, MOSI, SCK connections (Atmega168 pins 17, 18 & 19). Avoid low-impedance loads on these pins when using the ICSP header.

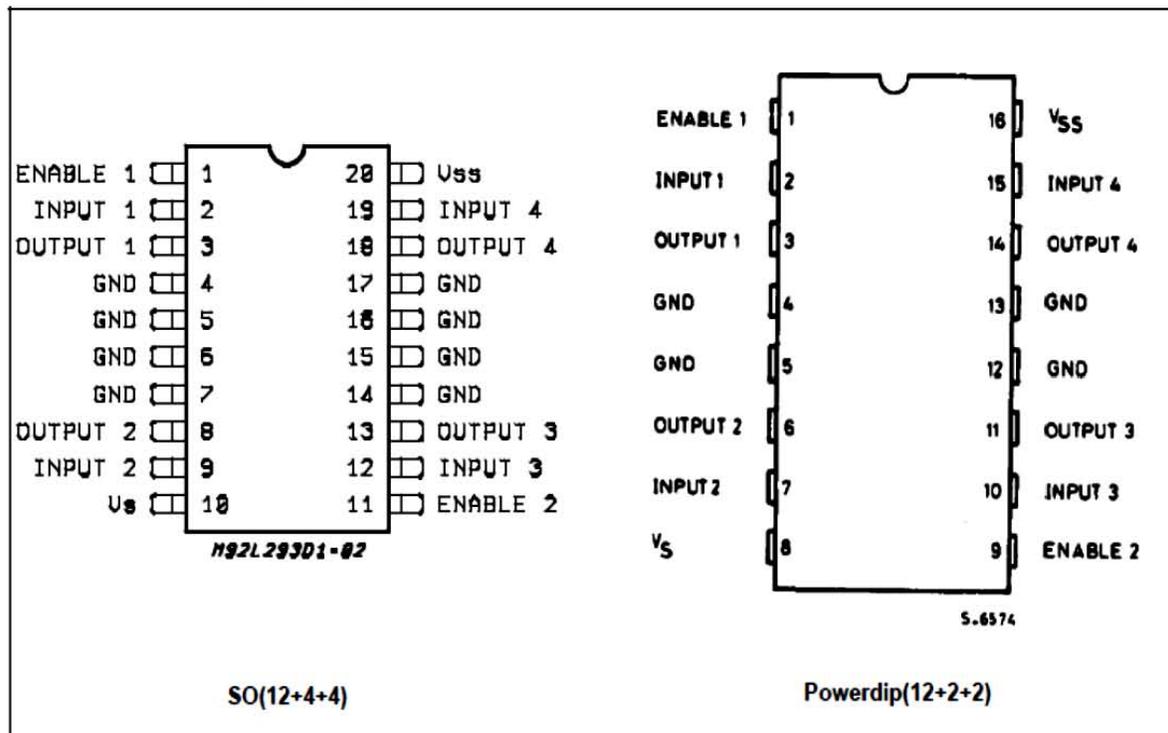
HOJA DE DATOS PUENTE H

L293D - L293DD

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_S	Supply Voltage	36	V
V_{SS}	Logic Supply Voltage	36	V
V_i	Input Voltage	7	V
V_{en}	Enable Voltage	7	V
I_o	Peak Output Current (100 μ s non repetitive)	1.2	A
P_{tot}	Total Power Dissipation at $T_{pins} = 90$ °C	4	W
T_{stg}, T_j	Storage and Junction Temperature	- 40 to 150	°C

PIN CONNECTIONS (Top view)

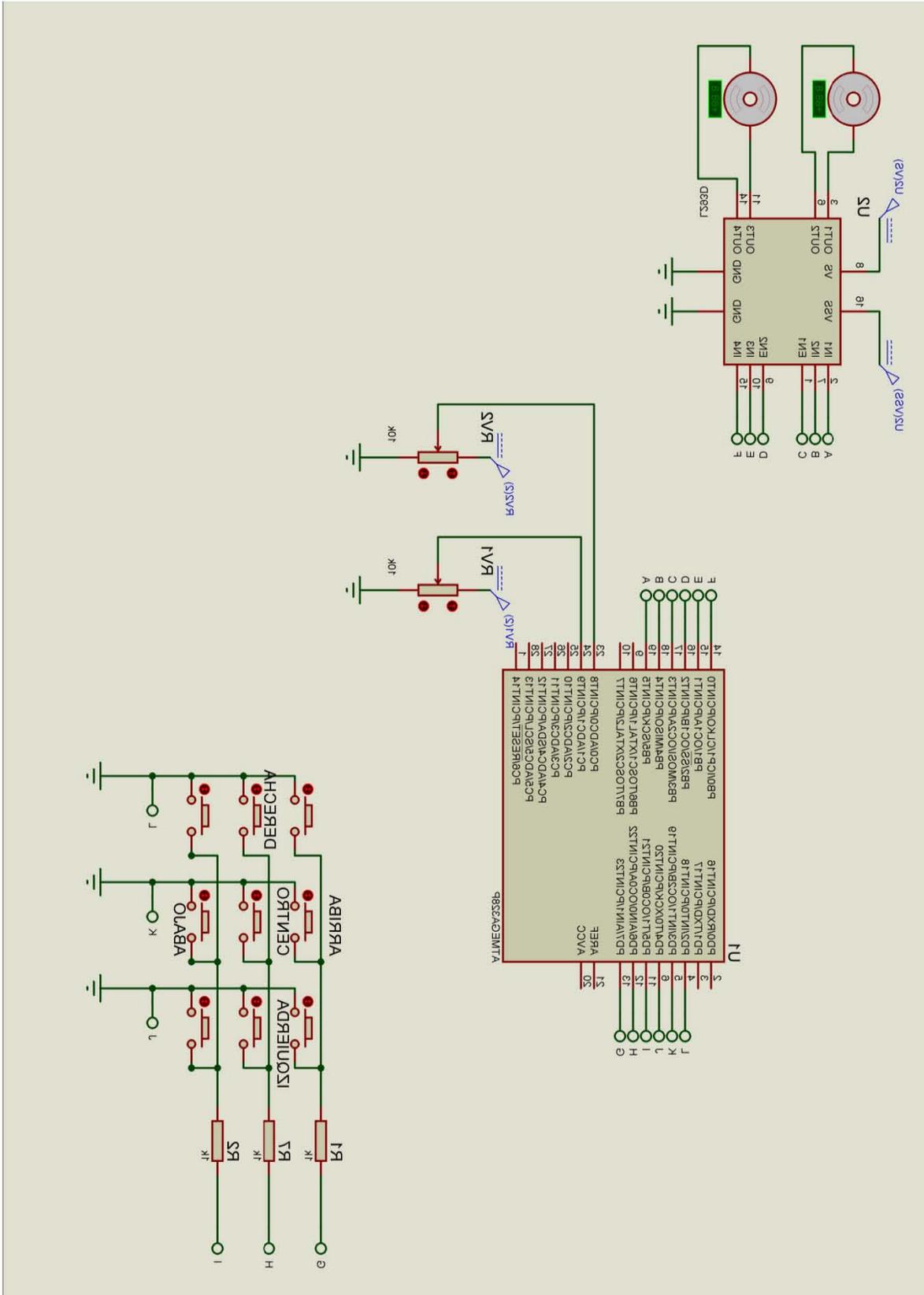


THERMAL DATA

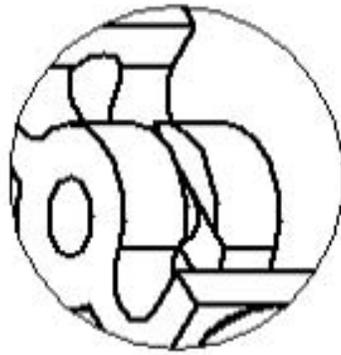
Symbol	Description	DIP	SO	Unit
$R_{th-j-pins}$	Thermal Resistance Junction-pins	max.	14	°C/W
$R_{th-j-amb}$	Thermal Resistance junction-ambient	max.	50 (*)	°C/W
$R_{th-j-case}$	Thermal Resistance Junction-case	max.	14	

(*) With 6sq. cm on board heatsink.

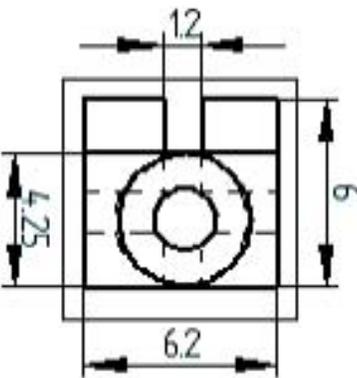
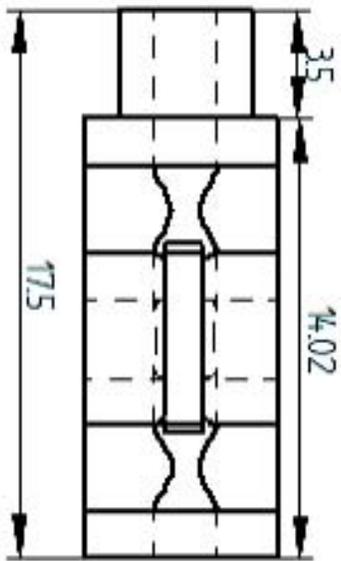
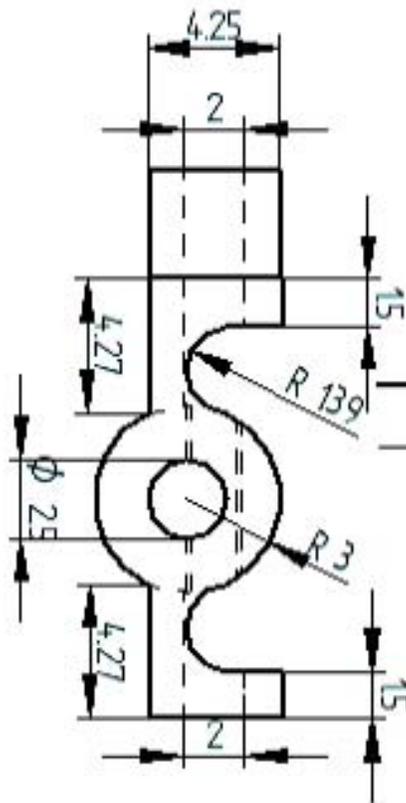
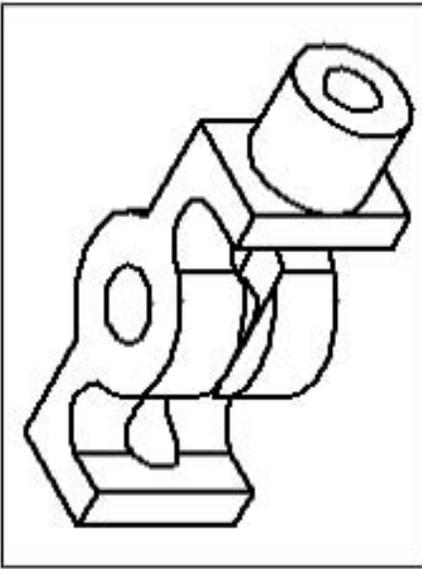
DIAGRAMA DE CONEXIONES



PLANO DE FABRICACIÓN DE LA BASE PRINCIPAL



DETAIL A



REVISION HISTORY			
REV	DESCRIPTION	DATE	APPROVED

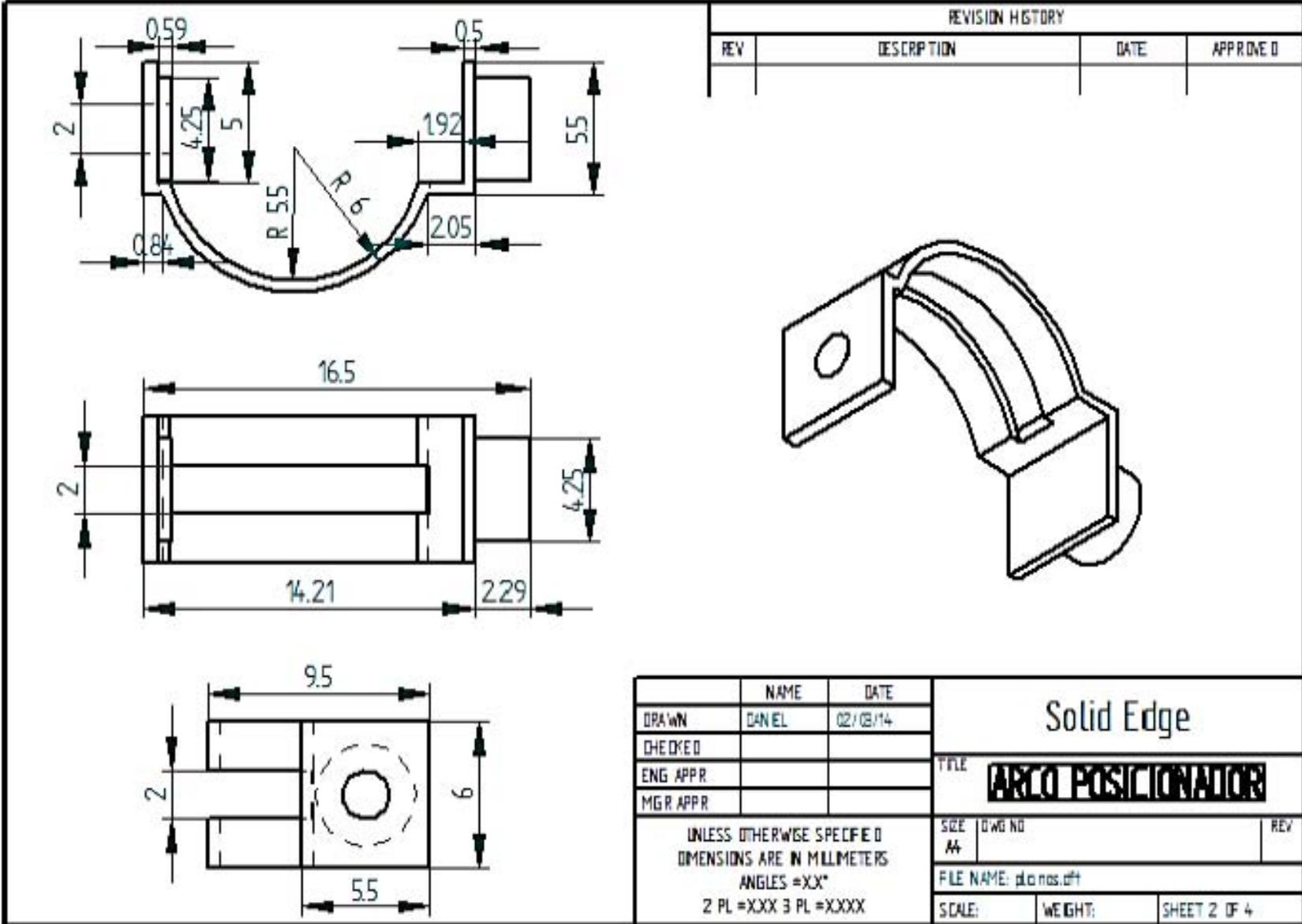
NAME	DATE	TITLE	SIZE	DWG NO	REV
DRAWN	DANIEL	02/03/14	A4		
CHEKED					
ENG APPR					
MGR APPR					

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
ANGLES = XX°
2 PL = XXXX 3 PL = XXXXX

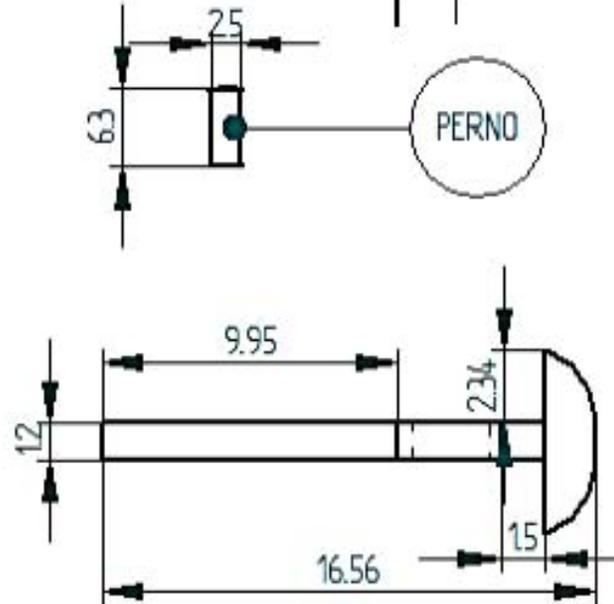
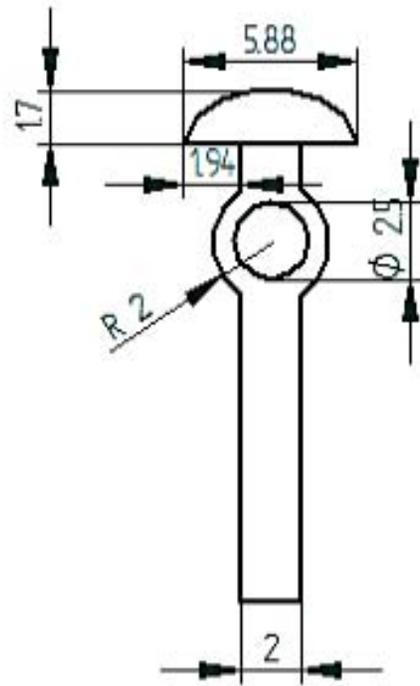
Solid Edge
BASE PRINCIPAL

FILE NAME: dcmoss17
SCALE: WEIGHT: SHEET 1 OF 4

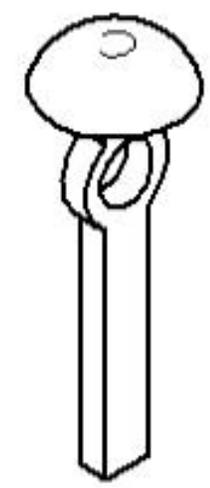
PLANO DE FABRICACIÓN DEL ARCO POSICIONADOR



PLANO DE FABRICACIÓN DE LA PIEZA GUÍA

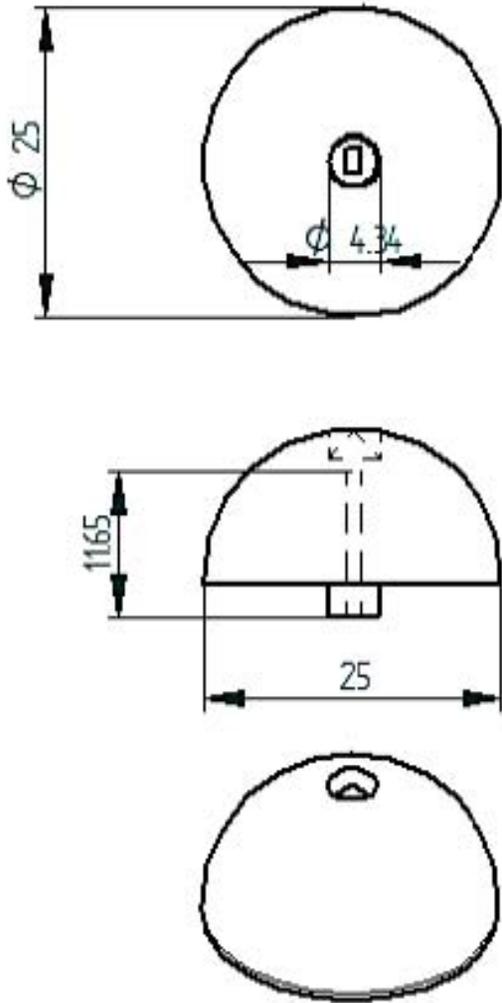


REVISION HISTORY			
REV	DESCRIPTION	DATE	APPROVED



	NAME	DATE	Solid Edge		
DRAWN	DAN IEL	02/03/14			
CHECKED					
ENG APPR					
MGR APPR			TITLE PIEZA GUÍA		
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS ANGLES =XX° 2 PL =XXXX 3 PL =XXXX			SIZE	DWG NO	REV
			AA		
			FILE NAME: planos.dft		
			SCALE:	WEIGHT:	SHEET 3 OF 4

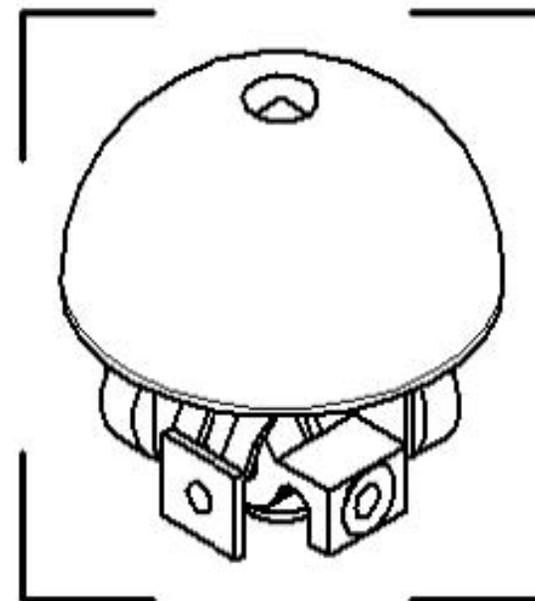
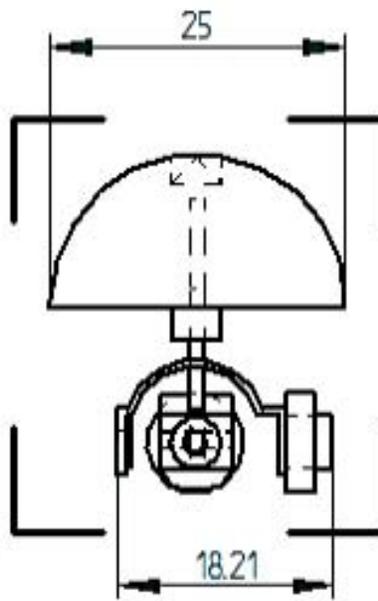
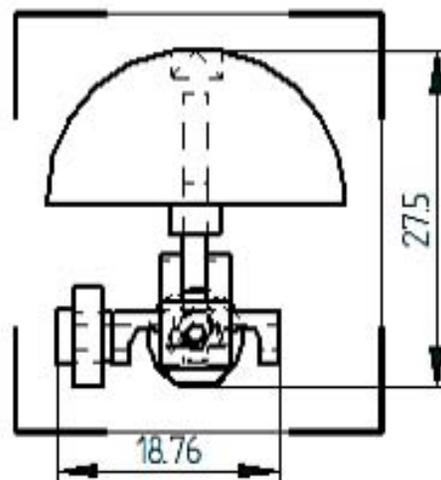
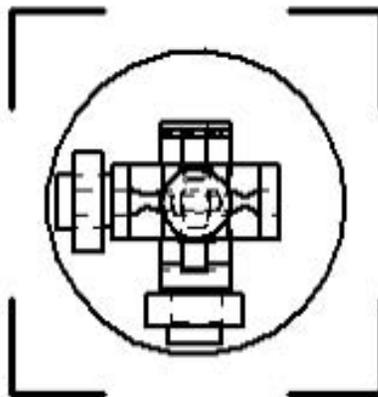
PLANO DE FABRICACIÓN DE LA PRÓTESIS OCULAR



REVISION HISTORY			
REV	DESCRIPTION	DATE	APPROVED

	NAME	DATE	Solid Edge	
DRAWN	DANIEL	02/03/14		
CHECKED				
ENG APPR				
MGR APPR				
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS ANGLES =XX° 2 PL =XXX 3 PL =XXXX			SIZE	REV
			AA	
			FILE NAME: planos.dft	
SCALE:		WEIGHT:	SHEET 4 OF 4	

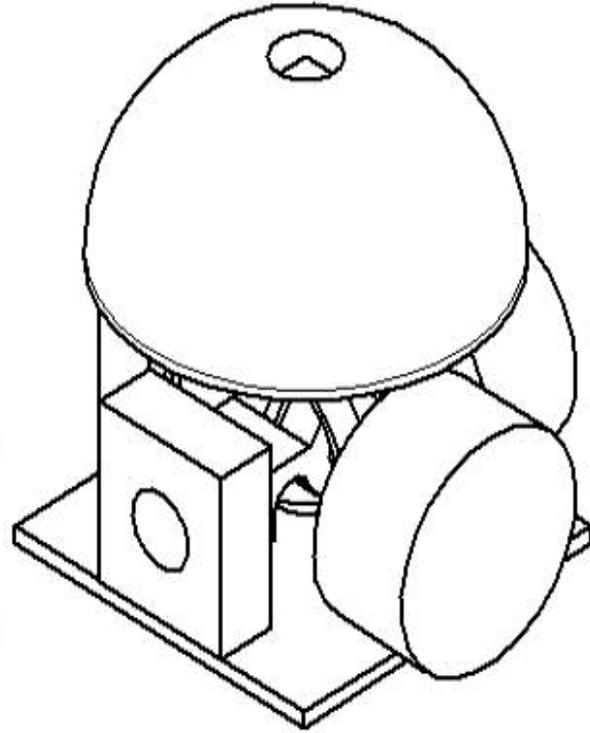
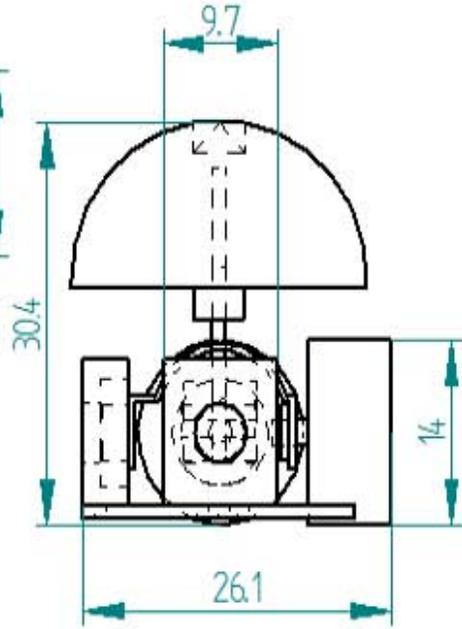
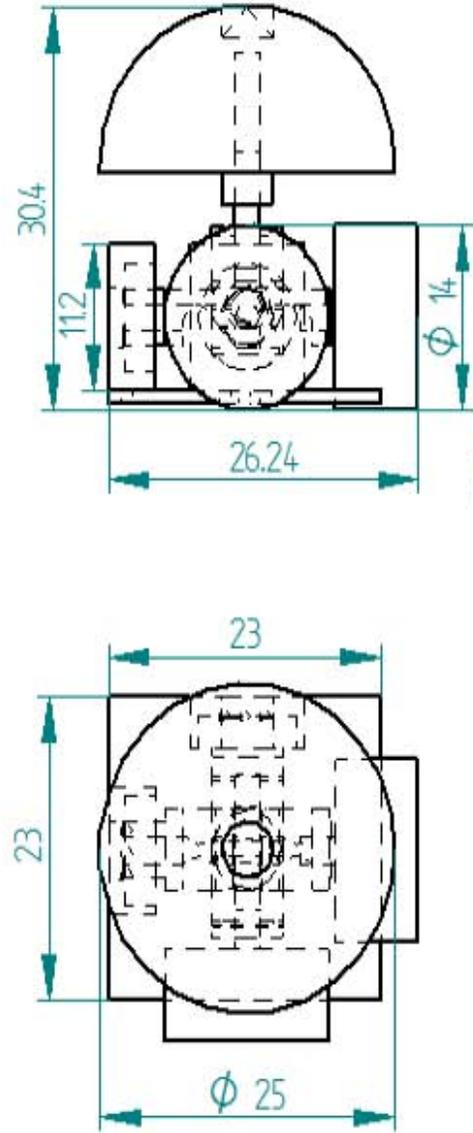
PLANO DE ENSAMBLE DEL MECANISMO POSICIONADOR



REVISION HISTORY			
REV	DESCRIPTION	DATE	APPROVED

	NAME	DATE	Solid Edge	
DRAWN	DANIEL	02/03/14	FILE	
CHECKED			MECANISMO POSICIONADOR	
ENG APPR			SIZE	DWG NO
MGR APPR			A4	REV
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS ANGLES =XX° 2 PL =XXX 3 PL =XXXX			FILE NAME: planos.dft	
SCALE:		WEIGHT:		SHEET 5 OF 6

PLANO DE ENSAMBLE DE LA PRÓTESIS OCULAR MÓVIL



REV	DESCRIPTION	DATE	APPROVED

	NAME	DATE
DRAWN	DANIEL	02/03/14
CHECKED		
ENG APPR		
MGR APPR		

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
ANGLES ±X.X°

2 PL 4XVV 3 PL 4XVVV

Solid Edge		
TITLE		
PRÓTESIS OCULAR MÓVIL		
SIZE	DWG NO	REV
A4		
FILE NAME: planos.dft		
GROUP	USER	PROJECT