



Universidad Nacional Autónoma
de México

Facultad de Ingeniería

**“DISEÑO MECÁNICO DE UN PROTOTIPO DE
PRÓTESIS DE HOMBRO CON UN GRADO DE
LIBERTAD”**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECÁNICO

PRESENTAN:

RAMÍREZ HERNÁNDEZ JOSÉ ROBERTO ISRAEL

R I V E R A Z Ú Ñ I G A R A Ú L

DIRECTOR DE TESIS: DR. JESÚS MANUEL DORADOR



Agradecimientos

Hasta el día de hoy, el camino para la realización de esta tesis ha sido arduo y difícil pero sin duda interesante y emocionante. No logro concebir la realización de este proyecto en la vida, sin la ayuda por siempre incondicional de aquellas personas que por alguna razón se encuentran en mi vida, me han acompañado a lo largo de ella, o simplemente partieron antes de lo que esperaba, pero que en su corto o largo paso, me dejaron experiencias, sentimientos y sabios consejos para mi vida personal. En este momento tengo una larga lista de personas a las que les tengo un profundo agradecimiento y respeto; a las cuales trataré de mencionar a continuación. Digo trataré porque siempre hay más personas que agradecer que personas a las cuales no se les pueda agradecer, por tanto pido una disculpa si no menciono a alguien en particular.

Primero y antes que nada, agradezco a mis padres Sara y Mario. Ellos dos son las personas más inteligentes que haya conocido, han soportado todos y cada uno de mis caprichos. Me han inculcado valores sobre los cuales se fundamenta la familia y la buena forma de obrar en la vida, pero sobre todo me han regalado el más importante legado familiar: la educación. A mi madre Sara: su incondicional amor de madre, sabía luchadora. A mi padre Mario: sus recuerdos y consejos. Agradezco también a mi hermano Mario Iván. Seremos los eternos hermanos: iguales y tan diferentes. El me enseñó el camino por el que hoy estoy aquí: la ingeniería. Ha sido y será mi modelo a seguir, prueba fiel de que cualquier cosa que me proponga, lo puedo lograr con dedicación e inteligencia.

En este largo camino, quiero hacer mención de aquellas personas que se han adelantado en el camino. Mi abuelo Abraham, mi abuela Jovita y mi abuela Guadalupe quien fue la última en partir y con quien pase añorados días de mi vida en Oaxaca. Sean libres y felices.

Quiero agradecer también a mis demás familiares: tíos y primos. En especial a Diana, con ella he crecido. Me ha acompañado en buenos y malos momentos. Espero que sus días sean siempre soleados y llenos de alegría.

En estos casi seis años de licenciatura, un amigo y compañero merece mención en estos agradecimientos. Israel Ramírez compañero de esta tesis quien me ha demostrado su sencillez y la excelente persona que es. A la familia Ramírez en general por hacer de su hogar mi segunda casa.

En general, a todos mis amigos les debo un agradecimiento muy grande: Marisol, Elizabeth, Sandra, Carmen, Luz María, Uri, Miguel, Javier, Abraham, Noé, Roberto Juan Carlos y Julio quienes me han compartido parte de su vida y experiencias.

Finalmente solo me queda mencionar a quien siempre nos cuida desde arriba. Siempre hay una fuerza que nos cuida y vela por nuestro bienestar, nos brinda unión familiar. Su fundamento es la creencia.

Raúl

Agradecimientos

Gracias a Dios, quien me ha apoyado en los momentos difíciles y me ha mostrado el camino a seguir poniéndome el ejemplo de mis padres, hermanos y amigos; me ha acompañado durante esta formación personal y académica, gracias a él también porque finalmente concluyo esta etapa en mi vida.

Pero también es gracias a mis padres que este proyecto ha sido posible. Gracias a ellos por su cariño y apoyo incondicional, por las palabras de aliento en la desesperación, por sus consejos en los momentos de incertidumbre, por todo el esfuerzo que realizaron día con día para que pudiera seguir con esta carrera.

De igual manera agradezco a mis hermanos todo el ánimo y comprensión, toda la ayuda que me brindaron, por su compañía durante éstos años, por ser un ejemplo a seguir para mí.

Por no dejarme solo en este camino, por acompañarme durante este proyecto y por depositar su confianza en mi persona, les dedico éste trabajo que da fin a todo este esfuerzo. Gracias papás Lilia, René, gracias hermanos René y Toño. Quiero agradecer de manera especial por su apoyo y ánimos a Cristina, quien es ahora una hermana para mí.

Gracias también a mis familiares, que no se cansaron de ofrecerme su apoyo, en especial a mis tías.

Agradezco a mis amigos y amigas por todo el tiempo que compartimos, por todo su ánimo y compañía, en especial a Marisol, Luz, Isa, Sam, Carmen, Pamela, Eliza, Roberto y Julio. Gracias por brindarme su amistad y su tiempo para escucharme. Gracias por hacerme reír estando lejos de casa.

Quiero agradecer a Raúl, quien también confió en este proyecto y que sin su trabajo y esfuerzo éste no hubiera sido posible, gracias por todo el tiempo que hemos convivido y por brindarme tu amistad.

También quiero agradecer a los profesores de quienes he podido aprender. Gracias a la UNAM y a la Facultad de Ingeniería por darme esta formación académica y humana. Gracias al Dr. Jesús Manuel Dorador por haber apoyado este proyecto.

De igual manera, por toda su paciencia, por tantas ganas de vivir, por confiar y creer tanto en nosotros, por su apoyo moral y ser excelentes compañeros y amigos, agradezco a Doroteo y Nazario, para quienes ha sido realizado este trabajo.

Israel

<i>Introducción</i>	6
<i>Objetivos del trabajo</i>	8
CAPÍTULO 1. GENERALIDADES DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR	10
1.1 Anatomía del cuerpo humano	10
1.2 Términos anatómicos relevantes	10
1.2.1 Posición anatómica.....	10
1.2.2 Planos anatómicos.....	11
1.2.3 Referencias espaciales. Términos para describir posición.....	11
1.3 Descripción general de la extremidad superior	11
1.3.2 Fisiología del hombro	14
1.3.3 Movimientos del hombro.....	15
1.4 Prótesis de miembro superior	16
1.4.1 Clasificación de las prótesis.	17
1.4.2 Generalidades de una Prótesis Mioeléctrica.....	18
1.4.3 Prótesis Mioeléctricas	19
1.5 Movimiento particular del prototipo protésico	22
CAPÍTULO 2. ANTECEDENTES Y PROCESO DE DISEÑO	25
2.1 Introducción	25
2.2 Antecedentes del proyecto	25
2.3 Necesidades	27
2.4 Requerimientos	28
2.5 Especificaciones	28
2.6 Proceso de diseño	32
CAPÍTULO 3. DISEÑO CONCEPTUAL	35
3.1 Diseño conceptual	35
3.2 Transmisión sin fin corona	36
3.3 Transmisión de engranes helicoidales	39
3.4 Transmisión de engranes cónicos	40
3.5 Evaluación de los diseños conceptuales	42

CAPÍTULO 4. DISEÑO DE DETALLE	45
4.1 Introducción	45
4.2 Sistemas	45
4.2.1 Sistema de transmisión	46
4.2.1.1 Cálculo de resistencia y fuerza sobre los dientes del engrane	47
4.2.1.2 Fuerzas axial y radial para espiral a la izquierda y sentido antihorario	53
4.2.1.3 Fuerzas axial y radial para espiral a la izquierda y sentido horario	53
4.2.1.4 Cálculos de los parámetros geométricos de los engranes.	53
4.2.1.5 Cálculos de los mamelones de los engranes	55
4.2.2 Sistema de soporte	59
4.2.2.1 Cálculo de los diámetros del cople	61
4.2.2.2 Cálculo de tornillería en el cople	63
4.2.2.3 Roldana para el sistema de soporte	65
4.2.3 Rodamiento	65
4.2.3.1 Cálculos para el balero	65
4.2.4 Sistema móvil	68
4.2.4.1 Análisis CAE de las carcasas.	73
4.2.5 Sistema de control de paro	85
 CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y CONCLUSIONES	 89
5.1 Resultados	89
5.1.1 Sistema de transmisión	89
5.1.2 Sistema de soporte	89
5.1.3 Sistema móvil	90
5.1.3.1 Alternativas para el disco de alojamiento para balero.	91
5.1.3.2 Alternativas para las carcasas	91
5.1.3.3 Alternativas para el motor	93
5.1.4 Ensamble	95
5.2 Conclusiones	98
 BIBLIOGRAFÍA	 99
 APÉNDICE DE PLANOS	 101

Introducción

En los últimos tiempos, el mundo está tomando un ritmo más acelerado. Las ciencias se conjuntan y abordan problemas de manera que antes eran muy difíciles de solucionar de esta forma.

Este trabajo nos lleva a la conjunción de la Ingeniería Mecánica, la Ingeniería Biónica y Eléctrica al abordar un tema que repercute directamente en beneficio de la sociedad. Este tema es el diseño de un prototipo de prótesis mioeléctrica de hombro. Si bien ya se han puesto en marcha distintos trabajos sobre este ámbito, es muy importante recalcar que en México nunca se ha llevado a cabo un desarrollo como el que se plantea en este trabajo.

La forma de acoplamiento, la anatomía de la persona a la que se le colocará la prótesis, los materiales, el tipo de prótesis, el proceso de manufactura y sobre todo el diseño, son aspectos fundamentales que se deben tomar en cuenta al momento de realizar una sustitución protésica de alguna parte del cuerpo humano.

Cada aspecto citado anteriormente, tendrá un rol muy importante para la meta fijada, que es la del diseño del prototipo de prótesis de hombro.

- La forma de acoplamiento nos habla del sistema que se utilizará para la colocación del prototipo en el cuerpo humano. La anatomía debe tomarse muy en cuenta, ya que no es lo mismo, el tamaño (largo) de un miembro superior del holandés promedio que la de del mexicano promedio, que sin duda es la que más interesa en el presente trabajo, ya que se tomará como base la anatomía del mexicano promedio.
- El material con que ésta sea fabricada tiene que cumplir ciertos requisitos como son: durabilidad, resistencia al desgaste, resistencia a la corrosión, resistencia al esfuerzo y sobre todo la compatibilidad con el cuerpo humano.
- El tipo de prótesis se refiere al problema que específicamente puede combatirse debido al nivel de amputación, después de que se hizo una evaluación y se diagnostico la prótesis idónea que el paciente necesita.
- Con procesos de manufactura, debemos considerar el o los procesos mediante los cuales se obtendrán las piezas resultantes en el diseño. Un diseño que contemple la forma en que será manufacturado tendrá mejores resultados que un diseño que no considere éste aspecto.
- Y finalmente, el diseño que es la parte en la que este trabajo presta una atención específica, pues se parte de un diseño de codo desarrollado en la empresa Pro/Bionics y de cual debe haber una compatibilidad garantizada.

Actualmente las opciones de prótesis disponibles para una persona que ha sufrido una amputación de extremidad superior se ven limitadas debido a varias razones, por una parte el paciente puede disponer de las prótesis convencionales, adaptables a las dimensiones de su cuerpo pero carentes de estética y con movimientos funcionales limitados (prótesis de gancho o garfio), éstas prótesis son de bajo costo y accesibles para

casi todos las personas amputadas (mayoritariamente obreros operadores de maquinaria con bajo poder adquisitivo).

Por otro lado, el paciente tiene la opción de adquirir una prótesis de control mioeléctrico aunque las opciones de éste tipo de prótesis son limitadas, en el mundo existen 5 empresas que realizan este tipo de prótesis, no todas cuentan con un desarrollo de prótesis para hombro. Las prótesis mioeléctricas manufacturadas en el extranjero tienen un costo muy elevado (alrededor de los \$60 000.00 USD) haciéndolas inaccesibles para la mayoría de los pacientes amputados en México.

El camino de desarrollo de las prótesis mioeléctricas aun no está definido, se basa en la experimentación, prueba y error, por tanto el desarrollo de cualquier idea funcional es válido para su evaluación.

La empresa Pro/Bionics tiene como proyecto desarrollar el primer prototipo de prótesis de hombro que satisfaga la necesidad estética y funcional, con un costo accesible a los pacientes.

Este primer prototipo deberá aportar un grado de libertad, tener la fisionomía del hombro humano y ser adaptable al módulo de prótesis de codo desarrollado en Pro/Bionics.

La prótesis diseñada deberá, una vez que la empresa la fabrique, ser evaluada en cuestiones de funcionamiento, comportamiento de los materiales, suavidad y rapidez en el movimiento. Se trata de desarrollar una base de las prótesis de hombro de control mioeléctrico, para posteriormente fabricarla, y al ser un producto susceptible de mejoras, añadir más grados de libertad, reducir el peso, y mejorar la apariencia estética.

Aunado a esto, éste proyecto fomenta parte del desarrollo tecnológico del país, y a su vez tiene como propósito incrementar la calidad de vida de las personas que tienen una amputación a nivel de hombro.

El diseño del prototipo se aborda desde un punto de vista más de ingeniería que de medicina y no por esto se deja a un lado la parte de anatomía de las extremidades superiores del cuerpo humano, sin embargo es preciso recalcar que no se profundizará en este tema, ya que no es el propósito principal que tiene este trabajo.

Al principio de este trabajo se hablará de los músculos, que se encuentren involucrados de alguna u otra forma en la región de amputación y colocación de la prótesis y las prótesis comerciales existentes hasta ahora.

En el segundo capítulo se presenta la información básica alrededor de este tema, necesaria para su comprensión bajo el nombre de antecedentes y proceso de diseño. Las necesidades, requerimientos y especificaciones se incluyen en éste capítulo, además del método a seguir para el diseño del prototipo.

La retroalimentación con los pacientes y la lluvia de ideas serán parte importante para la elaboración de los diseños conceptuales. Estos bosquejos son ideas pensadas para solucionar el problema del movimiento del prototipo en un solo plano y alrededor de un

solo eje aunado al acomodo que se tenga que hacer para conservar la apariencia. De esta forma el sistema de transmisión será lo más importante.

Analizando ventajas y desventajas de la transmisión, se seleccionará a la que mejor satisfaga las condiciones, se realizarán cálculos en base a la teoría de cortante máximo para obtener las dimensiones de las piezas, análisis de esfuerzo en los dientes de los engranes, cálculos de los parámetros geométricos de los engranes, análisis de elemento finito en las carcasas acopladas, y se abordará el diseño de detalle de cada una de las piezas que conformen cada uno de los sistemas que complementen el diseño final en conjunto.

En la última parte del trabajo se presentarán los resultados y conclusiones. Piezas a mejorar o que tienen que ser sujetas a una evaluación más exhaustiva.

Objetivos del trabajo

El objetivo de este trabajo de tesis es el de realizar el diseño mecánico de un prototipo protésico de hombro activado por control mioeléctrico que se adecue y compatibilice con la prótesis para codo-antebrazo-mano desarrollada por la empresa PRO/BIONICS tomando como base la anatomía del mexicano promedio, considerando las necesidades del paciente además de los requerimientos y especificaciones de la empresa.

Este proyecto se basa en las fases generales del proceso de diseño, para lograr una evaluación del prototipo y poder retroalimentarse en futuros trabajos que aborden este tema.

1



Generalidades de la extremidad superior

1.1 Anatomía del cuerpo humano

La anatomía es una ciencia que se encarga de hacer un estudio a las estructuras macroscópicas (sin la ayuda de ningún aparato o técnica que produzca aumento en la imagen) de todo ser viviente, la anatomía del cuerpo humano entonces es un campo o subconjunto dentro de la anatomía. Por otro lado, las estructuras que sólo pueden verse con la ayuda de algún aparato o técnica de aumento de imagen, se denominan estructuras microscópicas, células y tejidos corresponden a estas y su estudio es conocido en algunos casos como anatomía microscópica o histología.

La anatomía es la base práctica de la medicina y su entendimiento requiere de la comprensión del contexto en el que sea posible recordar la terminología.

1.2 Términos anatómicos relevantes

1.2.1 Posición anatómica

Esta es la posición de referencia del cuerpo y se utiliza para describir la localización de estructuras. Tiene en cuenta el cuerpo humano con vida, el cuerpo se haya con los pies juntos y en bipedestación, los miembros superiores a lo largo del cuerpo. Las palmas hacia delante; los dedos rectos, juntos y formando un ángulo de 90° con la base del pulgar. La mirada está dirigida al frente en un punto distante, la boca se encuentra cerrada y la expresión facial es neutral. (Figura 1.1).

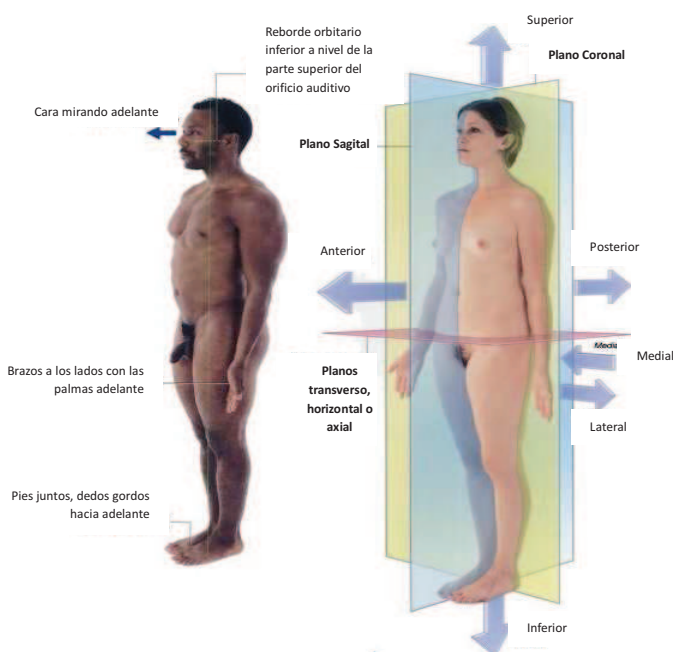


Fig. 1.1 Planos anatómicos, posición anatómica y términos de orientación y localización. Fuente: Drake L. Richard, Vogl Wayne y Mitchell W. M. Adam, "Gray, anatomía para estudiantes". España.

1.2.2 Planos anatómicos

Estos planos atraviesan el cuerpo en la posición de referencia. Son tres grupos principales y se diferencian de los planos espaciales al referirse al cuerpo independientemente de la posición de éste en el espacio. (*Figura 1.1*).

- **Plano coronal o frontal.** Está orientado verticalmente y divide el cuerpo en dos mitades, anterior y posterior.
- **Plano transversal u horizontal.** Que lo divide en las zonas superior e inferior.
- **Plano sagital.** Al igual que el coronal, está orientado verticalmente pero perpendicular a éste, divide el cuerpo en las mitades derecha e izquierda.

Todos los planos paralelos a ellos se denominan con el mismo nombre.

1.2.3 Referencias espaciales. Términos para describir posición

Se utilizan para describir la localización de estructuras con relación a otras estructuras o al mismo cuerpo. (*Figura 1-1*).

- **Anterior o ventral y posterior o dorsal.** Describen una posición con relación al “frente” y al “dorso” del cuerpo.
- **Superior e inferior.** Describen la posición de estructuras en relación al plano transversal del cuerpo.
- **Medial y lateral.** Describen una posición respecto al plano sagital y ambos lados del cuerpo.
- **Proximal y distal.** Estos términos hacen referencia a la cercanía o lejanía de alguna estructura en relación con otra, particularmente en los miembros.
- **Superficial y profundo.** Se utilizan para describir posiciones relativas de dos estructuras en relación a la superficie del cuerpo.

1.3 Descripción general de la extremidad superior

La extremidad superior se divide en hombro, brazo, antebrazo y mano.

- **El hombro.** Es la zona de la extremidad superior que se une con el tronco por la parte superior, mientras que por el lado inferior se une al brazo.
- **El brazo.** Se localiza entre el hombro y la articulación del codo.

- **El antebrazo.** Se sitúa entre la articulación del codo y la articulación de la muñeca.
- **La mano.** Se une a la articulación de la muñeca, siendo la parte distal a esta. (Figura 1.2).

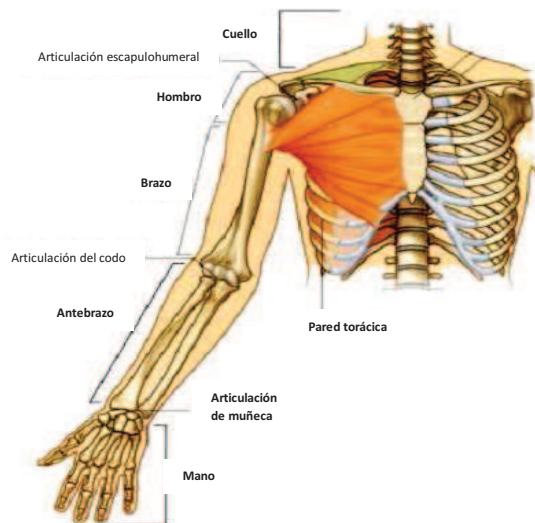


Fig. 1.2 División de la extremidad superior y sus articulaciones. Fuente: Drake L. Richard, Vogl Waive y Mitchell W. M. Adam, "Gray, anatomía para estudiantes". España.

1.3.1 Anatomía funcional de la extremidad superior.

La anatomía funcional de la extremidad superior, al contrario de la de la extremidad inferior, es mucho más móvil, ya que no tiene que cumplir funciones de locomoción, soporte o estabilidad, por lo que los movimientos de todas sus articulaciones (hombro, codo y muñeca) solos o combinados dan como resultado el posicionamiento de la mano en distintas posiciones en el espacio.

El hombro se une al tronco mediante músculos, por tal razón se puede mover en el espacio respecto del cuerpo. La articulación del hombro cambia su posición con el movimiento de la escápula respecto de la pared torácica, este movimiento genera un deslizamiento y una rotación. El deslizamiento es el movimiento de antepulsión y retropulsión, mientras el de rotación es la abducción y aducción. (Figura 1.3).

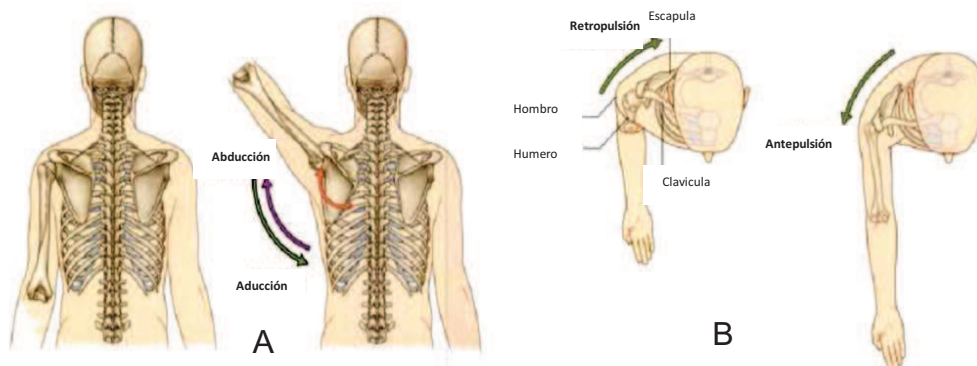


Fig. 1.3 Movimientos generados por la articulación del hombro. (A) Abducción y aducción, (B) Antepulsión y retropulsión. Fuente: Drake L. Richard, Vogl Waive y Mitchell W. M. Adam, "Gray, anatomía para estudiantes". España.

Estos movimientos de la articulación del hombro permiten que el brazo se mueva en tres ejes produciendo los movimientos del brazo respecto a la articulación del hombro de: flexión y extensión, abducción y aducción, rotación interna o medial y rotación externa o lateral y la circunducción. (Figura 1.4).

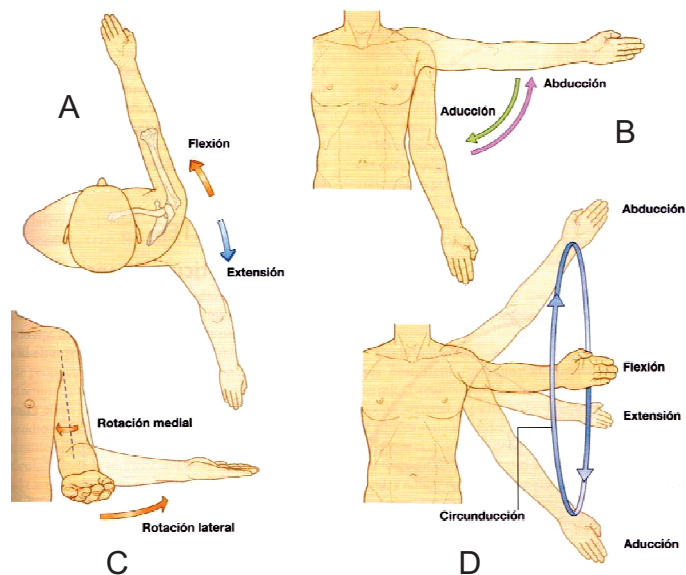


Fig. 1.4 Movimientos del brazo respecto a la articulación del hombro. (A) Flexión y extensión, (B) Aducción y Abducción, (C) Rotación medial y lateral, (D) Circunducción. Fuente: Drake L. Richard, Vogl Waive y Mitchell W. M. Adam, "Gray, anatomía para estudiantes". España.

En la articulación del codo se producen los movimientos de flexión y la extensión del antebrazo. Mientras el antebrazo puede lograr los movimientos de pronación y supinación al estar articulado con el radio en su parte distal. El radio es el hueso lateral al cúbito y logra la pronación al desplazarse sobre la cabeza del cúbito en la parte distal cruzándolo, desde una posición con la palma anterior hasta una posición con la palma posterior. La supinación regresa al antebrazo a su posición anatómica. (Figura 1.5).

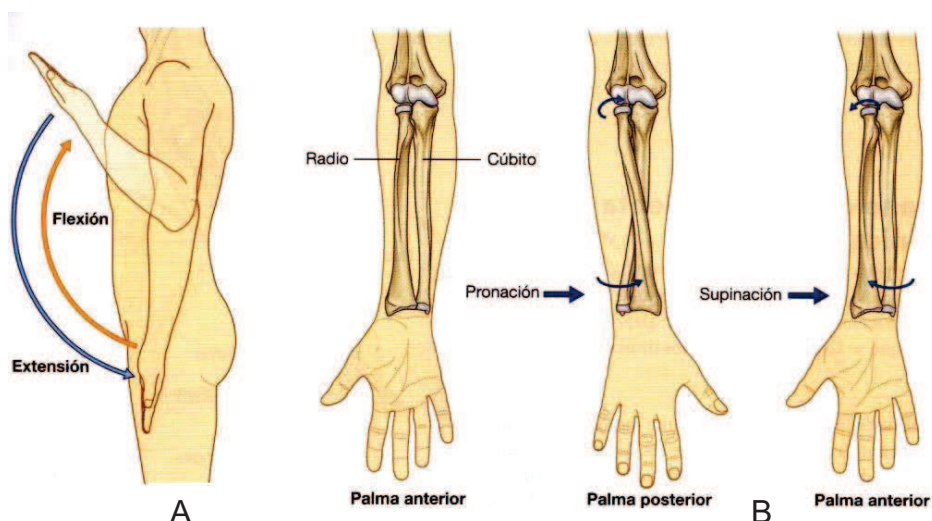


Fig. 1.5. Movimientos de la articulación del codo. (A) Flexión y extensión, (B) Pronación y supinación con el movimiento del radio sobre el cúbito. Fuente: Drake L. Richard, Vogl Waive y Mitchell W. M. Adam, "Gray, anatomía para estudiantes". España.

Los movimientos de la articulación de la muñeca son la abducción, aducción, flexión, extensión y circunducción. (Figura 1.6). Estos movimientos combinados con los de las articulaciones del codo y hombro son los que permiten la funcionalidad de las extremidades superiores.

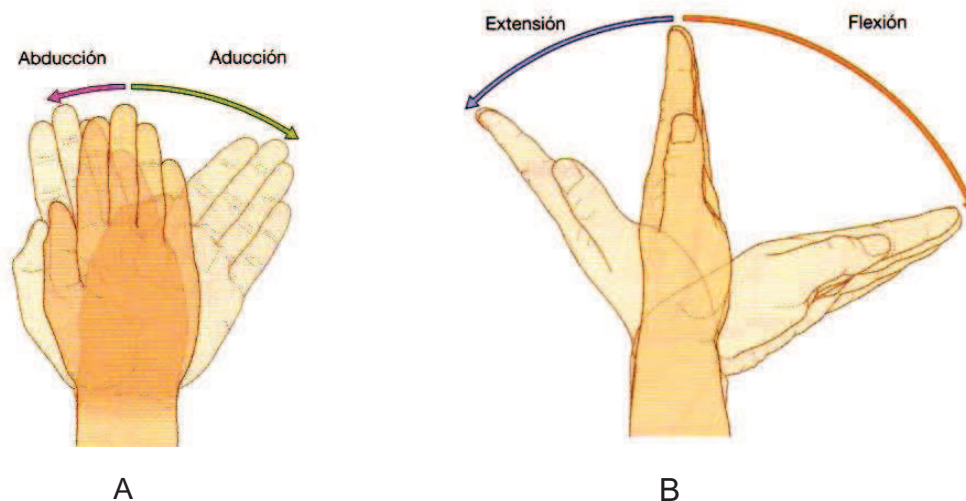


Fig. 1.6 Movimientos de la articulación de la muñeca. (A) Abducción y aducción, (B) Extensión y flexión. Fuente: Drake L. Richard, Vogl Waine y Mitchell W. M. Adam, "Gray, anatomía para estudiantes". España.

1.3.2 Fisiología del hombro

El hombro es la articulación con mayor movilidad de todo el cuerpo humano, posee tres grados de libertad y por tal razón le permite orientar al miembro superior en los tres planos del espacio, mediante los tres ejes principales.

- **Eje transversal.** Está incluido en el plano frontal. Se permiten los movimientos de flexo-extensión (flexión y extensión) realizados en el plano sagital. (Figura 1.4).
- **Eje anteroposterior.** Incluido en el plano sagital. Permite los movimientos de abducción y aducción que se realizan en plano frontal. (Figura 1.4).
- **Eje vertical.** Se determina por la intersección entre el plano frontal y sagital. Permite los movimientos de flexión y extensión realizados en el plano transversal (antepulsión y retropulsión). Estos movimientos son realizados con el brazo en abducción de 90°.

La posición de referencia del miembro superior pende a lo largo y vertical al cuerpo, así el eje longitudinal del húmero coincide con el eje vertical. En la posición de abducción de 90°, el eje longitudinal coincide con el eje transversal. En la posición de flexión de 90° el eje longitudinal coincide con el anteroposterior. (Figura 1.7).

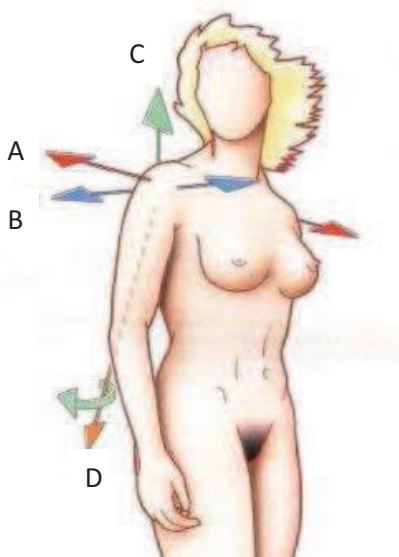


Fig. 1.7 (A) Eje Transversal, (B) Eje anteroposterior, (C) Eje vertical, (D) Eje longitudinal del húmero Fuente: A.I. Kapandji, "Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana". España.

Se puede notar de esta forma que el hombro es una articulación de tres grados de libertad y tres ejes principales, de modo que el eje longitudinal del húmero puede coincidir con uno de los ejes o situarse en una posición intermedia para permitir el movimiento de rotación externa e interna.

1.3.3 Movimientos del hombro

- **Flexión y extensión.** Son movimientos efectuados en el plano sagital. La flexión es un movimiento de buena amplitud, es de alrededor de 180° , mientras la extensión es un movimiento de poca amplitud al estar en un rango de 45° a 50° . (Figura 1.4).
- **Abducción y aducción.** Se realizan en el plano frontal. En la abducción el miembro superior se aleja del plano de simetría del cuerpo. Su amplitud es de 180° donde el brazo queda de manera vertical por arriba del tronco. En el movimiento de aducción el miembro superior se acerca al plano de simetría. (Figura 1.8).

La aducción máxima o la aducción en la posición anatómica desde un punto de vista mecánico es imposible, ya que la presencia física del tronco impide el movimiento. Por tal motivo es necesario asociar los siguientes movimientos:

- Extensión: para lograr una aducción muy leve. (Figura 1.8).
- Flexión: para que la aducción alcance un rango de 30° a 45° . (Figura 1.8).

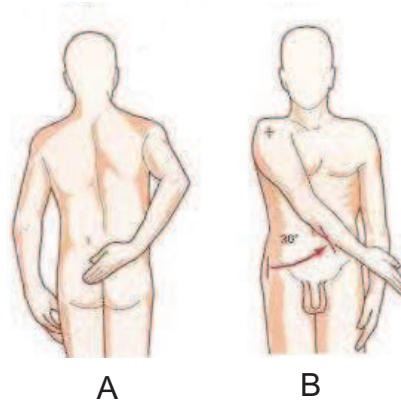


Fig. 1.8 Aducción máxima asociada a una extensión (A) y una flexión (B).

Fuente: A.I. Kapandji, "Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana". España.

- **Antepulsión y retropulsión.** Son los movimientos realizados en el plano horizontal. La antepulsión es un movimiento amplio y logra una amplitud de 140° , mientras la retropulsión es un movimiento que sólo alcanza una amplitud de 30 a 40° . (Figura 1.3).
- **Circunducción.** Es un movimiento que combina los movimientos elementales en torno a tres ejes. En el movimiento, el brazo describe un cono, que es llamado el cono de circunducción, cuyo centro y radio son el hombro y la longitud del miembro superior respectivamente. (Figura 1.4).

1.4 Prótesis de miembro superior

Realizar una prótesis de miembro superior conlleva un estudio dirigido especialmente a la restauración de la funcionalidad y la cosmética del brazo humano.

La mano constituye el componente funcional más importante de las prótesis de miembro superior, pero también son importantes y necesarias las articulaciones artificiales de la muñeca, del codo y la humero escapular (hombro) a medida que la localización del déficit resulta más proximal.

La finalidad principal de las prótesis (funcionales) de miembro superior es restaurar la funcionalidad perdida a causa de la amputación o de una malformación congénita, aunque no es menos importante recuperar la fisionomía, sobre todo en los niveles proximales, de la simetría corporal gracias a la prótesis y a su peso. Esto es importante por dos motivos:

- El primer motivo se refiere a la reinstauración, aunque sea parcialmente, del centro de gravedad corporal, lo que disminuye el surgimiento de estrategias automáticas de compensación que generan actitudes viciosas que pueden provocar escoliosis o tortícolis.
- El segundo motivo se debe a la función reguladora que tienen los miembros superiores sobre los inferiores, ya sea durante la deambulación o la carrera.

1.4.1 Clasificación de las prótesis.

Las prótesis de miembro superior se pueden clasificar en dos grupos: pasivas y funcionales. Esta clasificación se deriva del hecho de que los posibles movimientos de las articulaciones artificiales (cuando están presentes) y de la mano protésica se realizan en el primer caso, por ejemplo, con el miembro contralateral, mientras que en el segundo caso son realizados mediante un sistema mecánico alimentado por una fuente energética.

Las prótesis pasivas se clasifican en: cosméticas y laborales. Las primeras se pueden realizar con una estructura de tipo tradicional o esquelético-modular. Las segundas se realizan como auxiliares a la actividad laboral en la amputación parcial de la mano, cuando la presencia de uno o más dedos permite hacer al menos una pinza bidigital.

Las prótesis funcionales según la fuente de energía que utilizan se dividen en:

1. **Prótesis de energía corpórea.** Se conocen como prótesis de tracción o cinemáticas y pueden ser de acción directa o indirecta. Para activar la función de la articulación mecánica, hacen servir, el movimiento de la escápula contralateral a la amputación, del cuello y del muñón del brazo.
2. **Prótesis de energía extracorpórea.** La fuente de energía se obtiene de una serie de pilas recargables que proveen del voltaje y la corriente necesarias para el funcionamiento del mecanismo que acciona la articulación.
3. **Prótesis híbrida.** De energía corpórea y extracorpórea. Son las prótesis en las que alguna o algunas de las funciones son activadas con una fuente de energía externa y el resto de las funciones son operadas por un mecanismo a tracción. Esta combinación es implementada principalmente en casos de amputaciones superiores al codo.

Por tanto, existen diversas soluciones protésicas alternativas para todos los niveles de amputación o malformación genética, la **tabla 1.4-1** muestra las opciones de prótesis existentes.

Tabla 1.4-1 Opciones de prótesis existentes. Fuente: Viladot, R, Cohi O. y Clavell S. "Ortesis y prótesis del aparato locomotor". España, 1992.

NIVEL AMPUTACIÓN O MALFORMACIÓN	TIPO DE PRÓTESIS				
	COSMÉTICA		CINEMÁTICA	MIOELÉCTRICA	HIBRIDA
	TRADICIONAL	MODULAR			
Falange	X				
Carpó	X				
Metacarpo	X				
Muñeca	X		X	X	
Antebrazo	X	X	X	X	
Codo	X	X	X	X	X
Brazo		X	X	X	X
Hombro		X		X	

La prescripción del aparato protésico más adecuado, debe ser estudiado particularmente según las características, las exigencias específicas y necesidades del paciente. Deben valorarse los factores que puedan permitir individualizar el tipo de prótesis según:

- El estado psíquico y la motivación del paciente.
- Las condiciones del muñón.
- El tipo y el nivel de amputación.
- La mano o bilateralidad del déficit.
- La edad del paciente.
- El ambiente en el cual vive el paciente.
- El eventual desarrollo de actividades laborales y recreativas.

1.4.2 Generalidades de una Prótesis Mioeléctrica.

La prótesis mioeléctrica basa su funcionamiento en la utilización del potencial eléctrico que un músculo genera con su contracción. El valor mínimo de la señal eléctrica se encuentra en el rango de microvoltios. Esto se obtiene mediante electrodos de captación colocados en el interior del socket, en contacto directo con la superficie del músculo que interesa. Los músculos normalmente utilizados son: para el antebrazo los flexores y los extensores de la mano, para el brazo, el bíceps y el tríceps, para el hombro, el pectoral mayor, el trapecio y el deltoides.

La señal se multiplica mediante un amplificador electrónico hasta alcanzar los valores necesarios para accionar los motores eléctricos.

Los controles electrónicos de una prótesis mioeléctrica pueden ser de dos tipos: on-off y multicanal. El sistema on-off permite ordenar un solo movimiento (por ejemplo la apertura de la mano) con la contracción de un musculo. El sistema multicanal permite ordenar más movimientos con un mismo musculo según sea la entidad de la señal generada por la contracción. Este sistema es utilizado cuando resulta difícil encontrar un número de señales igual al número de los movimientos disponibles con la prótesis.

La alimentación del sistema protésico se realiza por una serie de baterías recargables en número tal que permitan una autonomía energética de aproximadamente 2000 a 5000 movimientos diarios. La batería puede insertarse dentro de la prótesis si se dispone del espacio necesario, o, si no, se colocan externamente.

Los mecanismos motorizados son: la mano protésica, el mecanismo de pronosupinación de la muñeca y, finalmente el codo (flexo-extensión).

1.4.3 Prótesis Mioeléctricas

En la actualidad, son pocas las compañías dedicadas al desarrollo de prótesis mioeléctricas, el grado de desarrollo varía en cada una de ellas, pero generalmente todas cuentan con los mecanismos de articulación (ya sea de activación manual o automática) de mano (apertura y cierre), muñeca (solo aducción y abducción), antebrazo (pronación y supinación), codo (flexión y extensión) y solamente una compañía ha desarrollado un hombro protésico con un grado de libertad (flexión y extensión).

- **Motion Control**

De origen estadounidense, tiene desarrollada una mano con falanges articuladas, mano sin falanges articuladas, mano de gancho, estas tres con un sistema de aducción y abducción manual de muñeca, antebrazo que permite la pronación y supinación ya sea en versión manual o automática. El codo cuenta con movimientos de flexo-extensión y rotación manual del brazo.



Fig. 1.9 Mano no articulada. Fuente: Motion Control <<http://www.utaharm.com/>> [Consulta: 20 de octubre 2009].



Fig. 1.10 Codo y antebrazo. Motion Control Fuente: Motion Control <<http://www.utaharm.com/>> [Consulta: 20 de octubre 2009].



Fig. 1.11 Mano y antebrazo. Motion Control Fuente: Motion Control <<http://www.utaharm.com/>> [Consulta: 20 de octubre 2009].

- **Otto Bock**

Empresa ubicada en Alemania, su mano protésica no cuenta con falanges articuladas, no está disponible ningún sistema de aducción y abducción de muñeca, pero si cuenta con la pronosupinación del antebrazo, además de la flexo-extensión del codo. No ha desarrollado ninguna prótesis para hombro.



Fig. 1.12 Mano. Fuente: Otto Bock <<http://www.ottobock.com/>> [Consulta: 20 de octubre 2009].



Fig. 1.13 Codo y antebrazo. Fuente: Otto Bock <<http://www.ottobock.com/>> [Consulta: 20 de octubre 2009].

- **Robotha**

Robotha de origen colombiano tiene desarrollada una mano sin articulaciones en los dedos, cuenta con antebrazo de pronosupinación y codo con flexo-extensión. No tiene desarrollados el sistema protésico de muñeca, rotación de brazo y hombro.



Fig. 1.14 Mano. Fuente: Robotha <<http://www.robatha.com/>> [Consulta: 20 de octubre 2009]



Fig. 1.15 Mano y antebrazo. Fuente: Robotha <<http://www.robatha.com/>> [Consulta: 20 de octubre 2009]

- **Touch Bionics**

Originaria de Escocia, Touch Bionics es la empresa que ha desarrollado una mano con falanges articuladas independientes, no cuenta con un elemento protésico para la muñeca, tiene mecanismos protésicos de pronosupinación, flexo-extensión del codo y un hombro con movimientos de flexión y extensión.

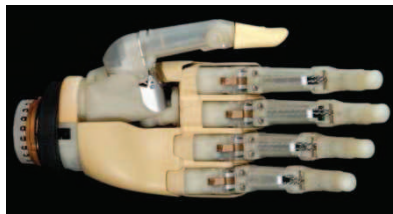


Fig. 1.16 Mano articulada. Fuente: Touch Bionics <<http://www.touchbionics.com/>> [Consulta: 20 de octubre 2009].

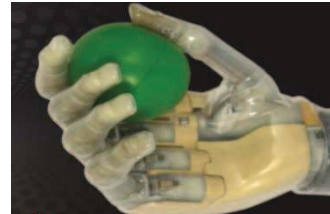


Fig. 1.17 Mano articulada. Fuente: Touch Bionics <<http://www.touchbionics.com/>> [Consulta: 20 de octubre 2009].

- **Pro/Bionics**

Empresa de origen mexicano, cuenta con prótesis de mano sin falanges articuladas, modulo a nivel prototipo de muñeca para flexión, extensión, aducción y abducción, antebrazo con pronosupinación, prótesis de codo con flexo-extensión y rotación.

Una síntesis de los mecanismos protésicos comerciales se muestran en la **tabla 1.4-2**.

Tabla 1.4-2. Módulos protésicos de miembro superior comerciales. Fuente: elaboración propia.

COMPAÑÍA	DESARROLLO DE MÓDULOS PROTÉSICOS						
	MANO		MUNECA	ANTEBRAZO	CODO	BRAZO	HOMBRO
	Falanges articuladas	Apertura y cierre de mano	Aducción y abducción	Pronación y supinación	Flexión y extensión	Rotación	Flexión y extensión
TOUCH BIONICS	Si	Si Automático	No	Si manual/ automático	Si manual/ automático	No	Si Automático
MOTION CONTROL	Si	Si Automático	Si Manual	Si manual/ automático	Si manual/ automático	Si Manual	No
PRO/BIONICS	No	Si Automático	Si Manual	Si manual/ automático	Si manual/ automático	Si Manual	No
OTTO BOCK	No	Si Automático	No	Si Automático	Si manual/ automático	No	No
ROBOTH A	No	Si Automático	No	Si manual/ automático	Si manual/ automático	No	No

1.5 Movimiento particular del prototipo protésico.

Después de haber conocido los movimientos que realiza el hombro en sus tres ejes imaginarios y sus tres grados libertad de manera natural, es necesario puntualizar el alcance del prototipo propuesto.

El prototipo protésico reemplazará los movimientos que la extremidad superior realiza en el plano sagital y en torno a un eje transversal, estos movimientos son la flexión y la extensión.

- **Flexión.** Con un rango de movimiento de 205°.
- **Extensión.** Con un rango de movimiento de 30°.

Cabe mencionar que el presente trabajo intenta dejar las bases para un trabajo futuro en el que puedan ser abordados y desarrollados los demás movimientos del hombro.

El diseño del prototipo deberá incluir en la parte superior de la prótesis una adaptación para que el ortopedista pueda colocarla en el socket y nivelarla de manera idónea para cada paciente. En la parte inferior, deberá acoplarse al codo que ha desarrollado la empresa Pro/Bionics.

Las restricciones de diseño y especificaciones que deberá cumplir la prótesis se detallarán en el siguiente capítulo.

2

ANTECEDENTES Y PROCESO DE DISEÑO

2.1 Introducción

Antes de comenzar a diseñar, es necesario establecer ¿Qué es lo que se quiere diseñar? ¿Para quién se diseñará? ¿Por qué se va a diseñar? ¿Qué alcances deberá cumplir? ¿Cuáles son los requerimientos, especificaciones y necesidades que se tienen que respetar?

La empresa para la cual se desarrollará éste proyecto tiene como objetivo la satisfacción del cliente, es decir, de los pacientes que han sufrido amputaciones de la extremidad superior, por tal motivo, la prótesis deberá cumplir las necesidades que los pacientes requieran.

Pro/Bionics es una empresa mexicana dedicada al desarrollo de sistemas protésicos apoyado en ramas de la ingeniería mecánica, mecatrónica, electrónica y biónica. Estos sistemas son desarrollados con el fin de ayudar a la rehabilitación de personas con algún grado de amputación en el miembro superior.

Las prótesis de Pro/Bionics tienen un precio relativamente bajo comparadas con los precios de otras prótesis existentes en el mundo, de manera que al diseñar se debe contemplar este aspecto y que el resultado pueda ofrecer una prótesis con un precio accesible.

También es importante recalcar que este proyecto se realizará tomando como base distintos requerimientos y especificaciones que la empresa ha solicitado para el desarrollo. Estos requerimientos son fundamentales para el correcto acoplamiento, ensamble y compatibilidad del prototipo con la prótesis que la empresa manufactura, además de las necesidades que se tienen que cubrir con los pacientes y que son parte de las necesidades que la empresa también ha solicitado, más las propias especificaciones de la empresa.

Este proyecto es el primero que se desarrollará enfocado a la sustitución por pérdida de hombro y puede tomarse como base para el desarrollo de futuras prótesis de hombro en la compañía, de manera que no es necesario buscar un diseño que trate de imitar todos los movimientos del hombro humano, o la implementación de mecanismos complejos, partes difíciles de manufacturar, materiales costosos, etc.

2.2 Antecedentes del proyecto

Como antecedentes del proyecto se presentan las condiciones que generaron la necesidad de diseñar el prototipo y los parámetros a cubrir (necesidades, requerimientos y especificaciones) por parte de la empresa para la generación de la solución del problema.

La compañía de la cual se obtuvo el proyecto se dedica al desarrollo de prótesis para la sustitución del miembro superior. Hasta el momento en que se encarga este proyecto tiene desarrollada una prótesis que articula la mano, el antebrazo y el codo. La empresa tiene como objetivo el desarrollo de todo el brazo por lo que salta a la vista la necesidad del desarrollo del prototipo de hombro.

Hasta ahora, las prótesis son vendidas y acopladas a los pacientes mediante sockets que un ortopedista configura de manera personalizada a cada paciente. La prótesis es adaptada a cada nivel de amputación, es decir, pueden adaptarse prótesis únicamente con módulo de mano, módulos de mano y antebrazo, y la versión más completa que integra los módulos mano antebrazo y codo.

Aunado a éstas configuraciones, se suman varias versiones en cada módulo, antebrazo manual o automático con rotación libre (360°) o con rotación limitada (180°), antebrazo manual con rotación libre o rotación limitada. Codo manual, codo automático y codo adelantado.

Todas estas configuraciones son adaptables entre sí, dando por resultado una amplia gama de posibilidades acordes con la economía del paciente y el nivel de amputación.

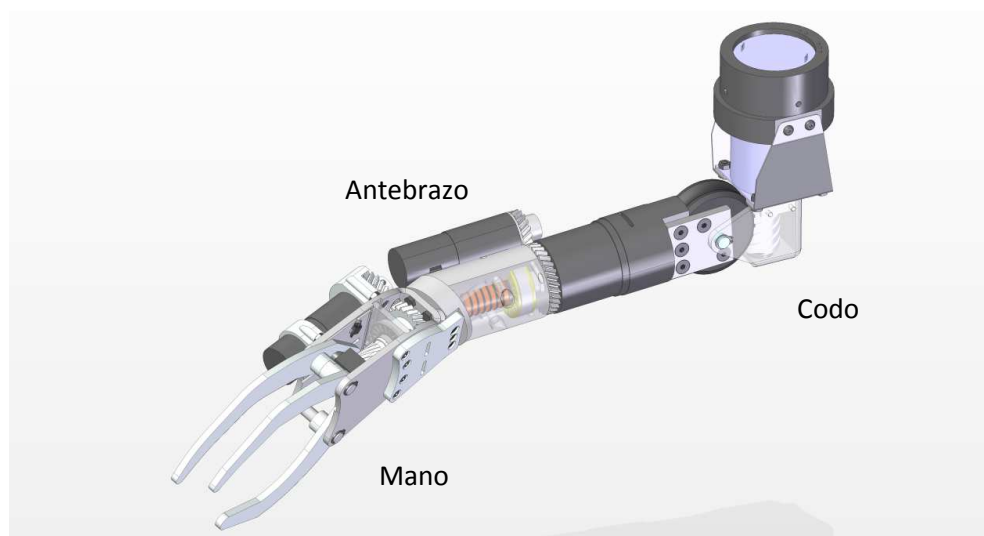


Fig. 2.1 Prótesis totalmente automática Pro/Bionics modelo M7. Mano, antebrazo y codo Fuente: Pro/Bionics

Los principales materiales utilizados en dichas prótesis son:

- Aluminio (Alumec 89)
- Aluminio 6061 T6
- Aluminio 6063 T6
- Nylamid SL
- Cobre



Fig. 2.2 Prótesis de prueba automática Pro/Bionics modelo M7. Mano, antebrazo y codo prototipo. Fuente: Pro/Bionics

2.3 Necesidades

Como ya se había mencionado, las necesidades surgen de los pacientes, los cuales de diversas maneras manifiestan su opinión. Esta opinión es entendida por parte de la empresa como una necesidad, la cual tiene que ser cubierta en la medida de las posibilidades. Abajo se citan las principales necesidades que deben tomarse en cuenta para el diseño y que se han ido recabando cuando los pacientes se prueban alguna prótesis, la ponen en funcionamiento o simplemente piden información de ellas en ProBionics.

- **PACIENTES**

- **Funcional.** La prótesis deberá suplir algún movimiento del hombro humano, para que al usuario le sea útil y pueda realizar actividades que sin esta prótesis no podría hacer.
- **Estética.** Uno de los conflictos que se presentan con mayor frecuencia, debido a la naturaleza humana, es la apariencia física de su cuerpo después de haber sufrido la amputación, llegando a causarles traumas emocionales y/o psicológicos, por tal motivo, la geometría externa de la prótesis deberá asemejarse a la fisionomía del hombro humano.
- **Económica.** La mayoría de los pacientes amputados, que muestran interés en adquirir las prótesis de Pro/Bionics, son obreros, técnicos o campesinos, en general son de bajo poder adquisitivo. En medida que el diseño sea más simple y con el menor número de piezas, el costo de fabricación del

producto será menor, permitiéndole a la empresa determinar un precio directamente proporcional a los costos de fabricación.

- **Peso.** El peso de la prótesis deberá ser el menor posible. No hay rango establecido. Pero es necesario establecer que, aunque el peso total de la prótesis obtenido sea menor que el peso del brazo humano, los pacientes han manifestado: "...al colocarse la prótesis, es como si se llevara una carga en los hombros y el cuello..." esto es debido a que los sockets de sujeción van montados sobre los hombros y parte del cuello, haciendo que éstas zonas sean las que carguen todo el peso de la prótesis.

2.4 Requerimientos

La empresa ha solicitado para este desarrollo, respetar sus principales valores con los que ha ido desarrollando sus prototipos o prótesis para sustituir alguna parte del miembro superior. Resaltando el costo que este prototipo pueda llegar a tener o el respeto por la satisfacción del cliente. A continuación se cita de manera breve los requerimientos que la empresa solicita como puntos a tomar en cuenta y como base para la realización del proyecto.

- **EMPRESA**

- **Ciente.** Uno de los principales objetivos de Pro/Bionics es la satisfacción de los clientes, por tanto, al cubrir las expectativas de los pacientes se cubrirá la meta de calidad de conformidad del paciente.
- **Base.** La prótesis que se desarrolla en ésta tesis es el primer prototipo con el que contará la empresa, por tanto, debe ser la prótesis que sirva de base para el desarrollo y mejora de sistemas que suplan la articulación de hombro. Por esta razón, se limita el movimiento a un solo grado de libertad.
- **Costo.** El costo es una parte fundamental, aunque este proyecto es un prototipo, y su precio es elevado, debe planearse y diseñarse en función de que el resultado obtenido pueda producirse y venderse a un costo accesible a la gente de bajo poder adquisitivo. Dicho costo será determinado por la empresa.

2.5 Especificaciones

De la misma forma que los requerimientos, las especificaciones son solicitadas por la empresa, y tienen que ver con la parte física del prototipo. En otras palabras, estos requerimientos forman una base de la cual el diseño tiene que partir en cuanto a forma,

materiales a utilizar o piezas que la empresa ya tiene seleccionadas. A continuación se citan cada uno de ellos:

- **Menor peso posible.** El peso de una prótesis con los módulos de mano, antebrazo y codo en su versión automática, es de aproximadamente 1.2 [kg], comparado con los aproximadamente 4.5 [kg] promedio que pesa el brazo de una persona de 1.70 [m] de altura y 70 [kg] de peso, ya que este constituye aproximadamente el 6.5% del peso total del cuerpo humano¹.
- **Implementación del motor seleccionado previamente por la empresa.** La implementación del motor es un punto muy importante a considerar ya que la empresa tiene ya un motor asignado para este prototipo (*Figura 2.3*), debido a que todas las demás partes de la prótesis son energizadas con motores de la misma compañía (TSUKASA) y no se pretende cambiar al proveedor. El inconveniente es que el motor asignado para este desarrollo tiene un peso aproximado de 800 [gr] y es muy pesado para el paciente, ya que hay que agregar el peso de las demás partes referentes al prototipo, más las piezas de los demás módulos.

Se buscará en el mercado nacional o internacional otro tipo o modelo de motor para intentar reducir el peso, y notificar a la empresa en caso de encontrarlo para que se tome la decisión de cambiarlo en el desarrollo de futuras prótesis de hombro en la compañía.

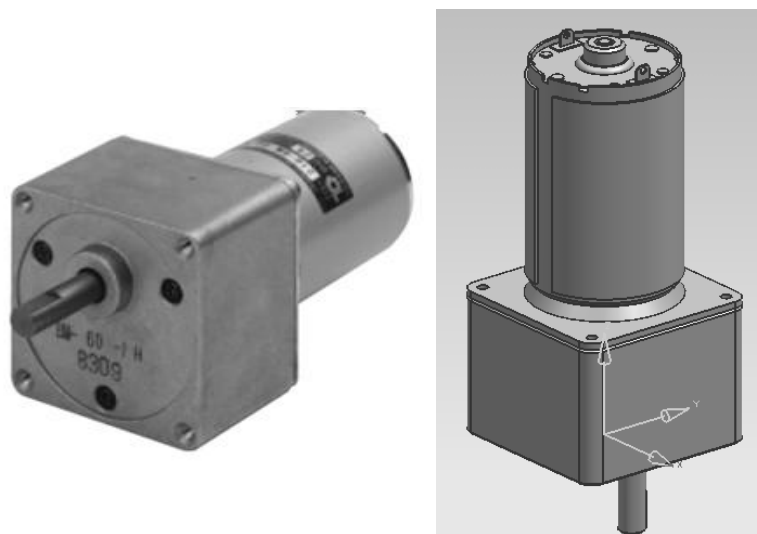


Fig. 2.3 Motor japonés TG-21R-BM de la marca TSUKASA, propuesto por Pro/Bionics para el desarrollo del prototipo de hombro. Fuente: Pro/Bionics.

- **Geometría externa con fisionomía humana.** La geometría externa tiene que ver directamente con el diseño de cubiertas especiales que tengan la forma del músculo amputado, que den la apariencia fisiológica del hombro

¹ Branstrom, MA, Clinical Kinesiology, 3rd ed., F.A. Davis, Philadelphia, 1981.

y que al mismo tiempo sirvan como protección a todo el mecanismo del prototipo. La apariencia final (color, textura, etc.) se pretende dar con un compuesto de PVC por parte de la empresa, y no es parte del alcance de esta tesis.

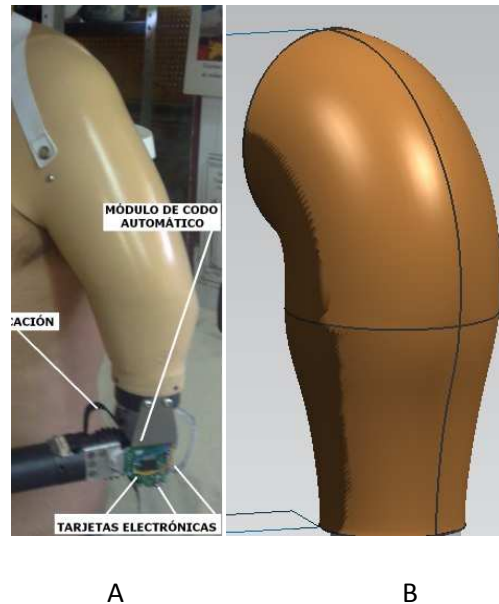


Fig. 2.4 A) Socket. B) Geometría externa propuesta para la sustitución del socket.
Fuentes: (A) Pro/Bionics, (B) Elaboración propia.

- **Acoplamiento al codo automático para adulto desarrollado en Pro/Bionics.** Esta especificación es trascendental para el diseño del prototipo ya que tiene que existir un perfecto acoplamiento entre el codo desarrollado en la empresa y el prototipo de hombro. En la figura se puede apreciar el cople superior del codo sobre el cual se articulará el prototipo.



Fig. 2.5 Codo automático desarrollado en Pro/Bionics. Fuente: Pro/Bionics.

- **Acoplamiento con la parte de control mioeléctrico previamente desarrollada por la empresa.** Todo el sistema de control mioeléctrico ya fue desarrollado con anterioridad en la empresa. Sin embargo es un punto a considerar para el desarrollo del sistema de paro, el sistema de alimentación y energización al motor.
- **Materiales** Los materiales que se utilizan para las prótesis manufacturadas son ligeros, y son materiales con los que cuenta Pro/Bionics, es por eso que se especifica que el prototipo cuente con estos materiales en su desarrollo, aunque no se cierra la posibilidad de utilizar otros materiales siempre que se justifique su utilización.

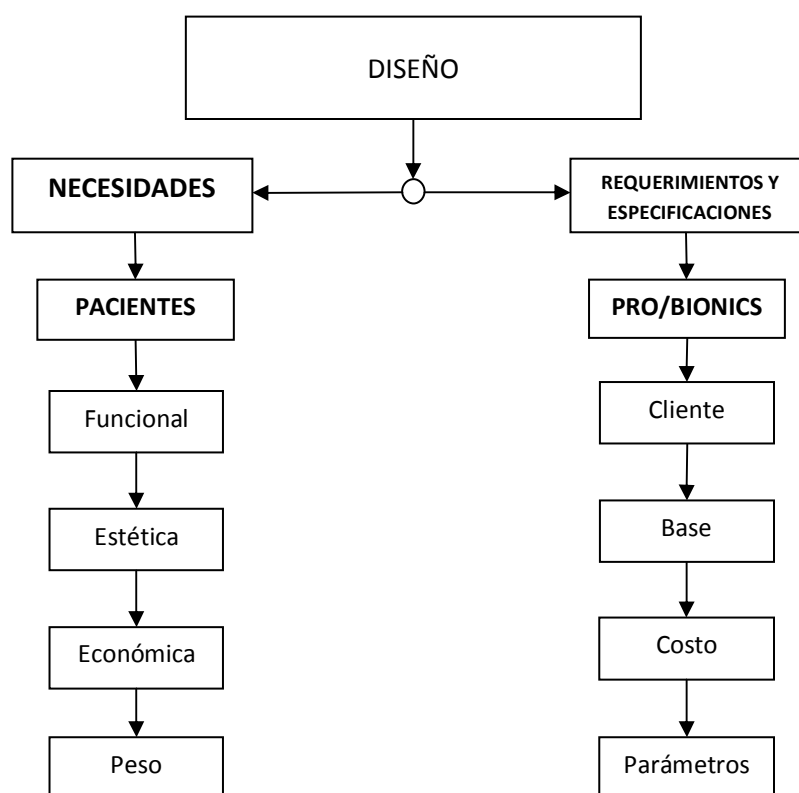


Fig. 2.6 Diagrama de bloques en el que se resumen todos los parámetros a considerar para el diseño del prototipo de hombro. Fuente: Elaboración propia.

En el capítulo y subcapítulos siguientes se presentan bosquejos que representan la disposición preliminar de las soluciones propuestas. Son ideas generales y sin mucho detalle, presentadas como diseño conceptual, pero que son aplicadas como posibles soluciones al problema del diseño. Algunas son desechadas por no tomar en cuenta las necesidades, requerimientos o especificaciones de la empresa.

En el cuarto capítulo se aborda el diseño de detalle de la solución elegida. Planos y detalles de cada una de las partes propuestas en este trabajo. Después en la segunda parte del mismo capítulo se evalúa mediante modelado CAE.

Finalmente en el último capítulo se presentan las conclusiones que surgen de la evaluación. Es decir la solución final propuesta toda en conjunto. Esta última parte también comprende las conclusiones del trabajo.

2.6 Proceso de diseño

En la siguiente figura (*Figura 2.7*) se muestra el esquema de las distintas fases de diseño que se siguen en este proyecto.

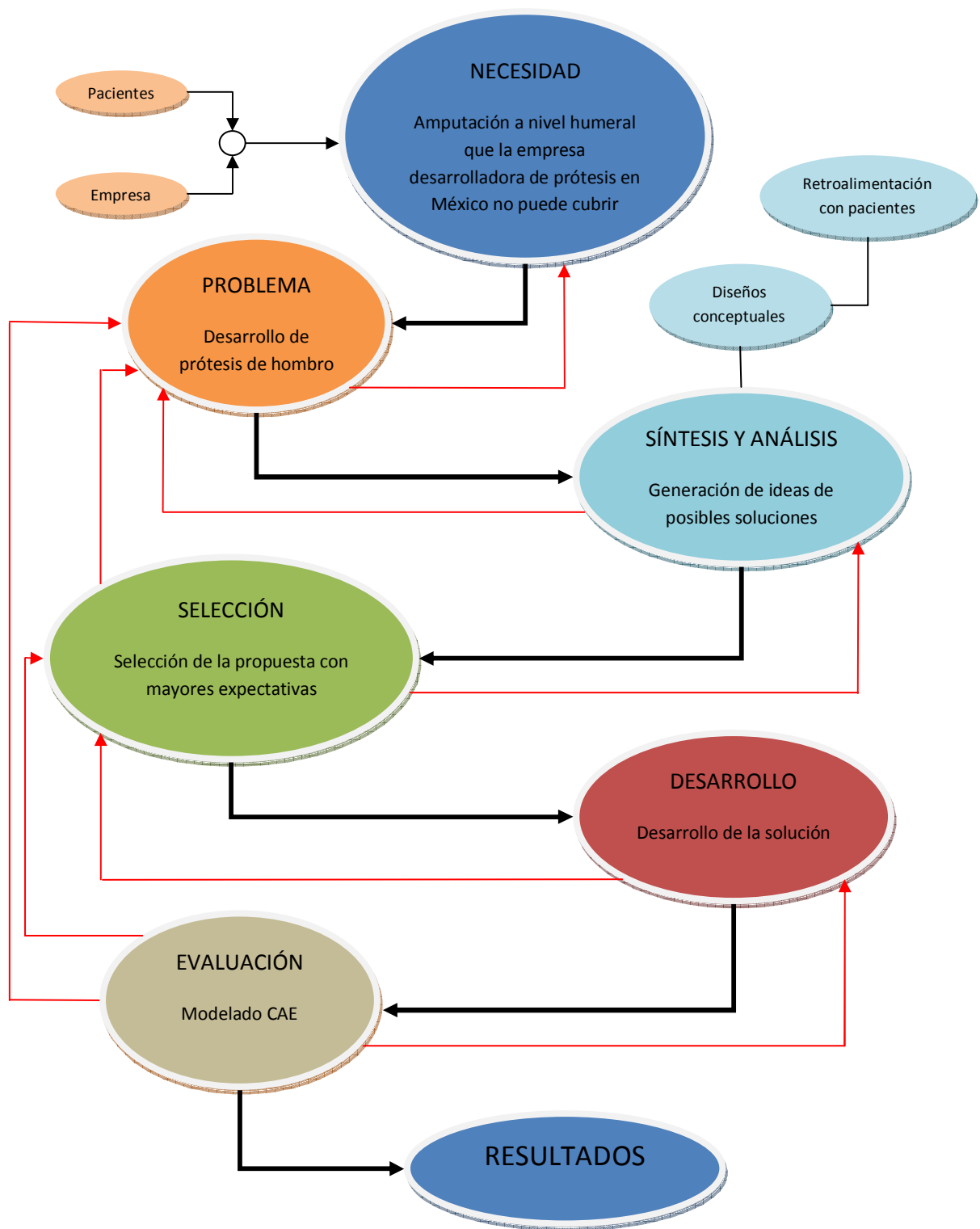


Fig. 2.7 Fases del proceso de diseño para el desarrollo del prototipo de prótesis de hombro con un grado de libertad. Fuente: Elaboración propia basada en: SHIGLEY Joseph Edward y MITCHELL Larry D. "Diseño en ingeniería mecánica". México.

3



DISEÑO CONCEPTUAL

3.1 Diseño conceptual

En base a la fisionomía del hombro humano, propuestas e ideas de los pacientes, conocimientos sobre las transmisiones de potencia y movimiento, materiales utilizados previamente en Pro/Bionics y el espacio disponible, se presentan algunas propuestas de prótesis de hombro.

Las restricciones que limitan al diseño son:

- Motor previamente seleccionado por la empresa.
- Longitud ocupada por el codo que limita la longitud de la prótesis de hombro.
- Apariencia de hombro humano.
- Acoplamiento al codo desarrollado en la empresa.

Se parte del concepto que el hombro lleve dos cubiertas que se adapten a la fisionomía del hombro humano, dentro de las cuales se instalará todo el mecanismo de transmisión, motor y cableado, dando a su vez la longitud total de la prótesis de hombro.

Se debe limitar el espacio ocupado por la prótesis, para que en el espacio disponible se coloque la transmisión que dará movimiento al hombro. Esta distancia se determina haciendo un balance entre la anatomía promedio de los pacientes y a la proporción obtenida de la prótesis que integra la mano, antebrazo y codo, obteniendo un promedio de 320 [mm] (*Figuras 3.1 y 3.2*).

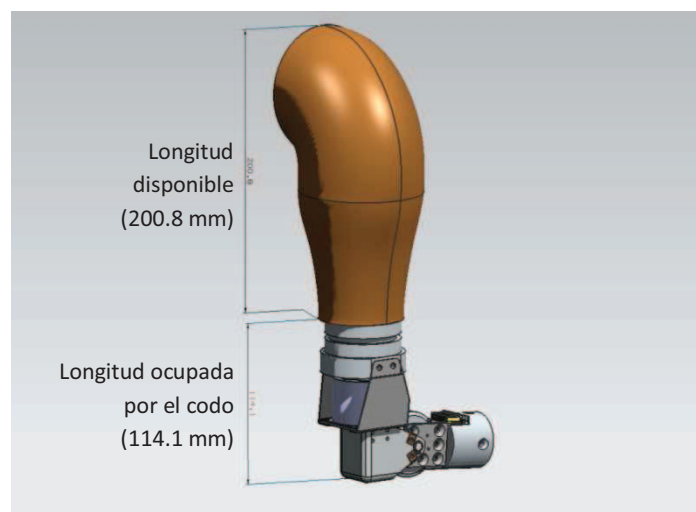


Fig. 3.1 Longitudes disponibles para la prótesis de hombro. Fuente: Elaboración propia.

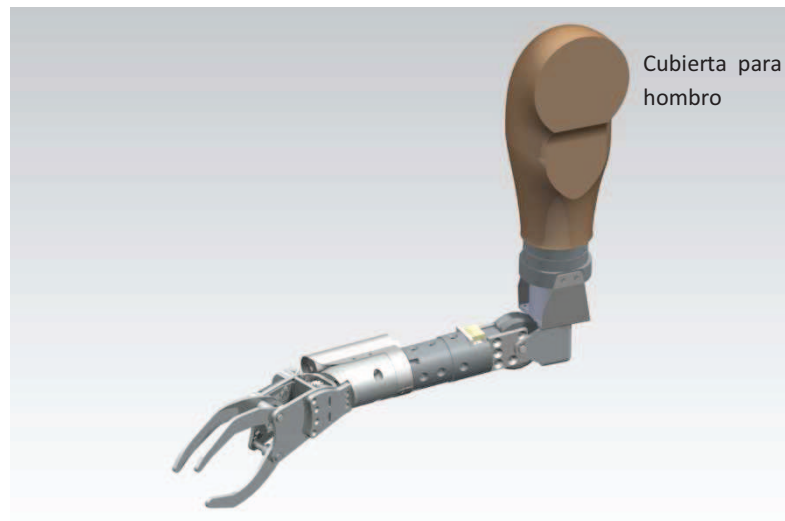


Fig. 3.2 Acoplamiento de cubiertas para el hombro en la prótesis de brazo. Fuente: Elaboración propia.

3.2 Transmisión sin fin corona

Este tipo de transmisión (*Figura 3.3*) ha sido probada en Pro/Bionics, ya que la prótesis para la articulación de codo logra los movimientos de flexión y extensión en base a una transmisión compuesta por una corona y un sin fin.

En esta opción se utiliza una transmisión de este tipo para lograr los movimientos de flexión y extensión en la articulación del hombro, en la cual los ejes no se cruzan y son perpendiculares, la cual se muestra a continuación:

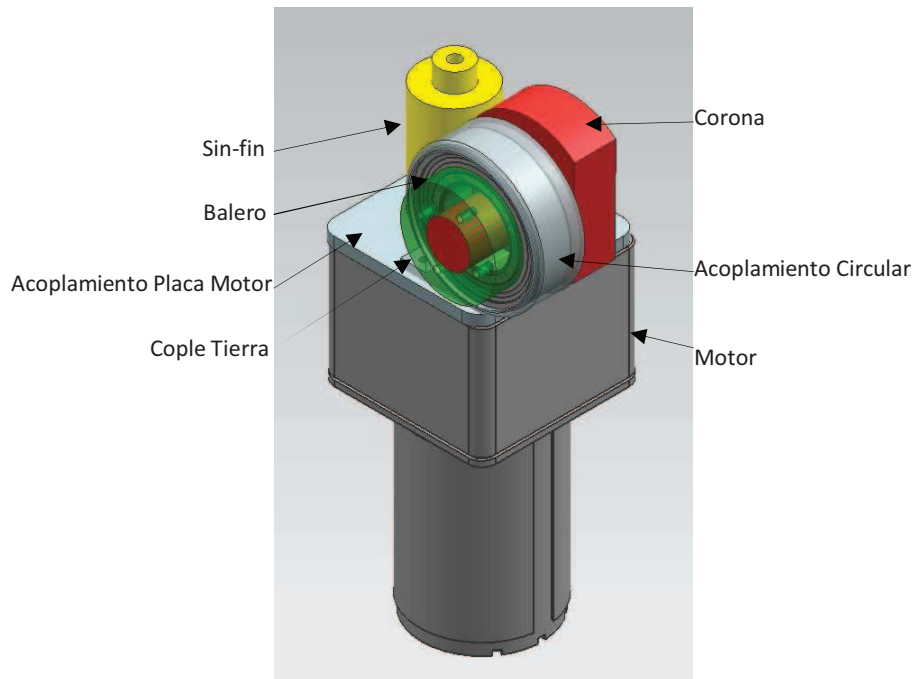


Fig. 3.3 Transmisión sin fin corona. Acoplada mediante un balero y coples. Fuente: Elaboración propia.

Entre el cople tierra y la corona se dispone de un balero que permite el movimiento relativo entre estos. Está acoplado mediante el acoplamiento circular que al mismo tiempo se fija mediante tornillería al acoplamiento placa motor (*Figura 3.4*). La corona se monta con tornillería al cople tierra y éste último se fija al socket del paciente mediante otro elemento mecánico (no mostrado).

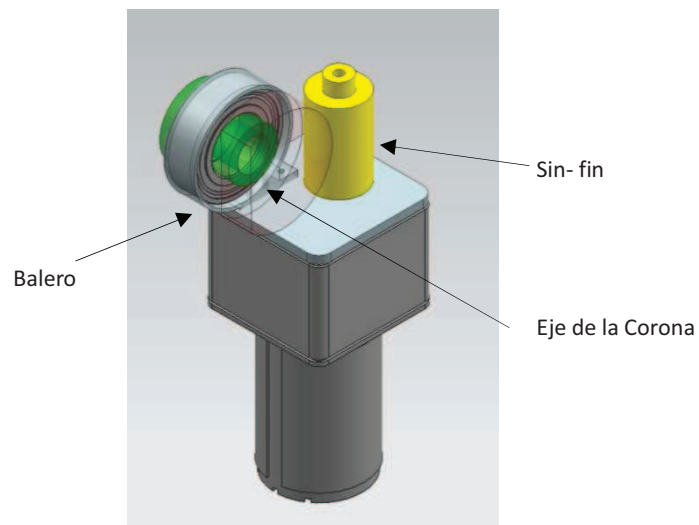


Fig. 3.4 Transmisión sin fin corona. Acoplada mediante un balero y coples. Fuente: Elaboración propia.

De esta manera la corona permanece fija (tierra) y el sin-fin rotará sobre su eje ya que está acoplado a la flecha de salida del motor transmitiéndole el par que produce.

Este tipo de transmisión permite entonces la rotación con centro coaxial al eje de la corona, producido por el movimiento relativo entre la corona y el acoplamiento circular logrando que todo el conjunto de piezas: motor, sin-fin y cubiertas (no mostradas) se muevan en flexión y extensión.

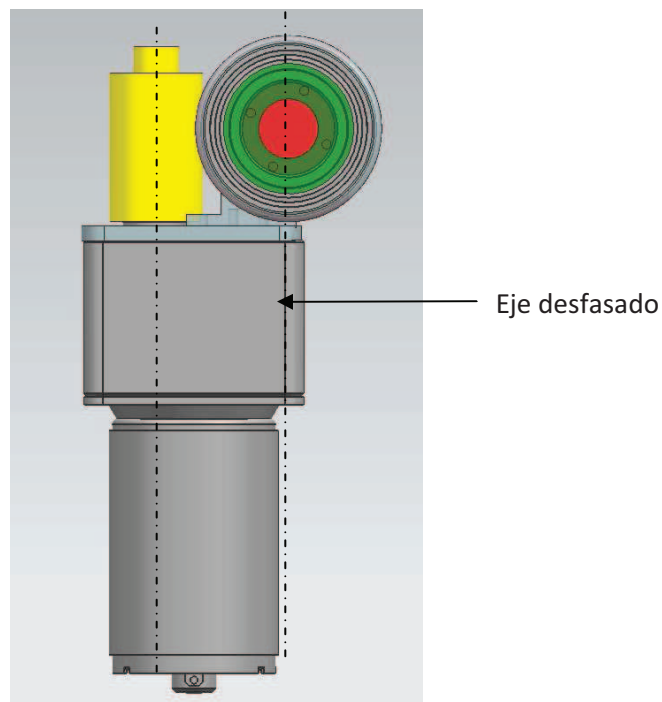


Fig. 3.5 Transmisión sin fin corona. Desfasamiento de los ejes del motor y de la corona. Fuente: Elaboración propia-

- **Ventajas:**

- La transmisión sin fin y corona puede diseñarse de manera autobloqueante, lo cual funcionaría como un freno. Esto se logra dependiendo del número de entradas del sinfín y el número de dientes de la corona.

- **Desventajas:**

- Dada la configuración geométrica de la transmisión, el espacio utilizado excede las dimensiones del motor y es mayor que el espacio ocupado por una transmisión de engranes cónicos o de engranes rectos helicoidales, por lo que no tiene la disposición óptima para su acoplamiento dentro de las carcasas.
- El eje de rotación de la transmisión se encuentra desfasado (*Figura 3.5*) respecto a un eje central imaginario de la prótesis, por lo cual el centro de gravedad de la prótesis de hombro no se ubicaría dentro del eje del brazo y el movimiento no sería una rotación pura, si no que tendría rotación y traslación.

3.3 Transmisión de engranes helicoidales

La opción de utilizar una transmisión mediante engranes helicoidales para un ángulo entre ejes de 90° (Figura 3.6) tiene las características generales similares a la transmisión presentada previamente debido a su similitud geométrica y condición de que los ejes no se cruzan.

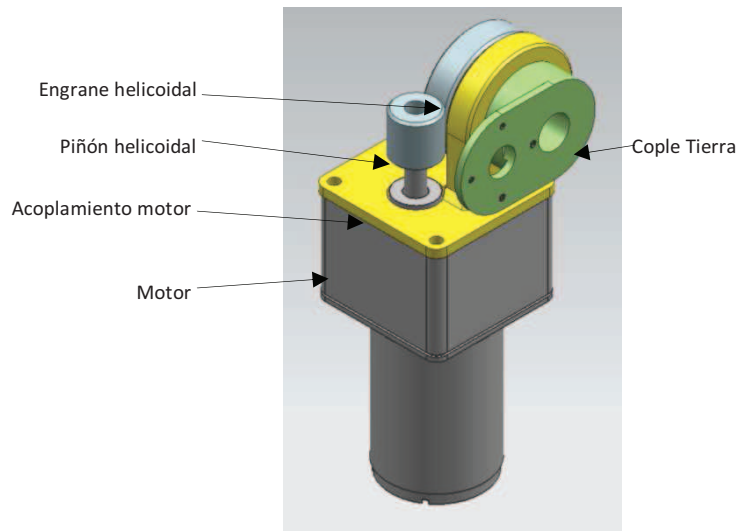


Fig. 3.6 Transmisión engranes helicoidales. Ensamble. Fuente: Elaboración propia.

Entre el acoplamiento motor y el engrane helicoidal se aloja un balero que permite el movimiento relativo entre estas dos piezas, el engrane helicoidal se acopla mediante tornillería al cople tierra, éste último se fija al socket del paciente mediante otro elemento mecánico (no mostrado). De manera que el engrane helicoidal permanece fijo (tierra) y el piñón helicoidal rotará sobre su eje debido a la acción del motor (Figura 3.7).

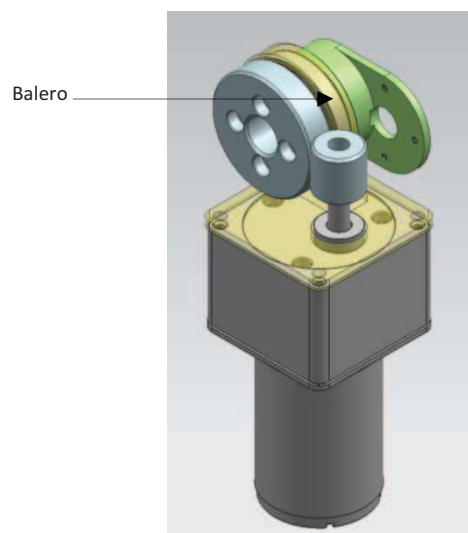


Fig. 3.7 Transmisión engranes helicoidales. Detalle de balero. Fuente: Elaboración propia.

Esta configuración permite, al haber movimiento relativo entre el engrane helicoidal y el acoplamiento motor, que todo el conjunto de piezas motor, piñón helicoidal y cubiertas (no mostradas) roten con centro al eje del engrane helicoidal, obteniendo así el movimiento de flexión y extensión.

- **Ventajas:**

- El espacio utilizado únicamente por los engranes helicoidales puede ser menor que el espacio ocupado por una transmisión de engranes cónicos o una transmisión sinfín y corona.

- **Desventajas:**

- Al igual que la transmisión de sinfín y corona, la configuración geométrica de éste mecanismo con sus acoplamientos, implica un desfase de ejes (*Figura 3.8*), trayendo como consecuencia un mayor espacio ocupado lateralmente.
- El centro de gravedad de la prótesis de hombro no se ubicaría dentro del eje del brazo y el movimiento de flexo extensión sería de traslación y rotación y no una rotación pura.
- En ésta transmisión no se cuenta con una disposición autobloqueante.

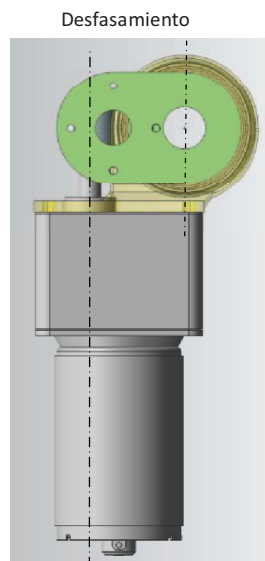


Fig. 3.8 Transmisión engranes helicoidales. Desfasamiento. Fuente: Elaboración propia.

3.4 Transmisión de engranes cónicos

Otro tipo de transmisión que es posible utilizar en este prototipo, es mediante engranes cónicos (*Figura 3.9*).

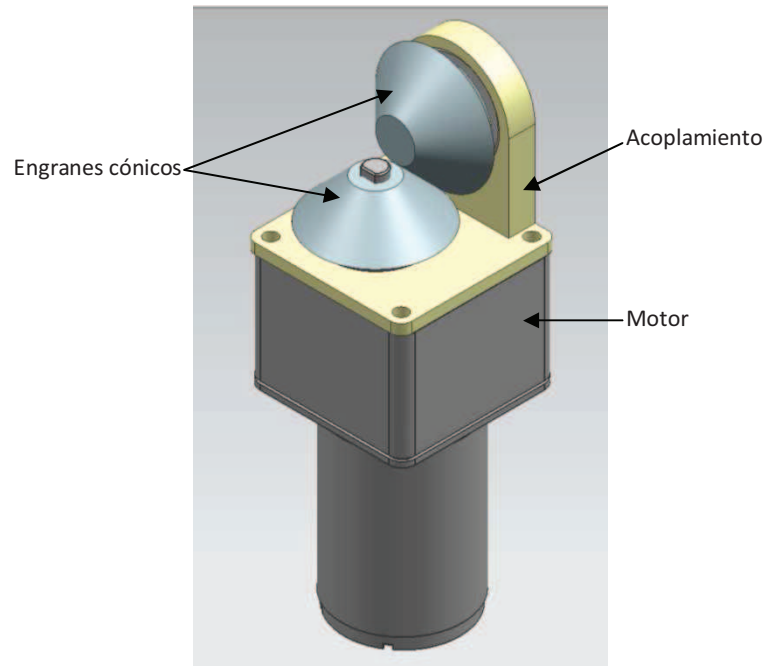


Fig. 3.9 Transmisión engranes cónicos. Esquema General. Fuente: Elaboración propia.

Este concepto funciona en base a mantener un engrane cónico como tierra, cuando el motor es accionado, el engrane cónico acoplado a éste rota provocando una traslación coaxial con el eje del engrane cónico a tierra. Los engranes mantienen sus centros mediante un acoplamiento y un balero permite la rotación entre ambos, reduciendo la fricción.

- **Ventajas**

- El espacio utilizado por los engranes cónicos puede adaptarse al espacio abarcado por el motor, lo cual implica un mejor aprovechamiento del espacio disponible.
- Los ejes de los engranes se cruzan, por lo tanto mantienen un centro cuando son realizados los movimientos de flexo-extensión. No existe desfaseamiento (*Figura 3.10*).
- El centro de gravedad no se ve alterado por algún desfaseamiento como en las transmisiones de engranes helicoidales o sinfín y corona.

- **Desventajas**

- El costo del maquinado de éste tipo de engranes es mayor al costo de las transmisiones presentadas previamente.
- No cuenta con un sistema autobloqueante.

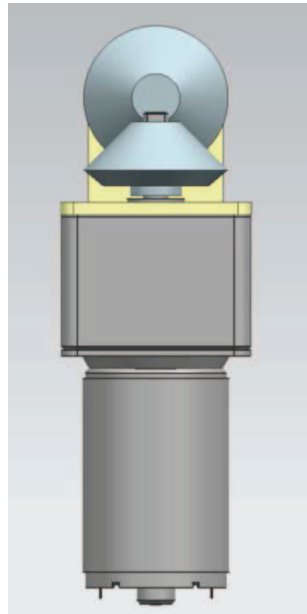


Fig. 3.10 Transmisión engranes cónicos. No existe desfaseamiento. Fuente: Elaboración propia.

3.5 Evaluación de los diseños conceptuales

Después de haber desarrollado las tres ideas principales que surgieron de la lluvia de ideas y analizar en cada una de ellas ventajas y desventajas, es necesario seleccionar el diseño con las mayores expectativas.

De esta forma se observa como la primera opción que es la transmisión sin fin y corona presenta más desventajas que ventajas, las cuales afectan de manera considerable la idea de lograr una fisiología humana lo más parecido posible. Este inconveniente surge por la configuración que tiene por naturaleza la transmisión. Podría pensarse en la modificación que no tendría mucho éxito, ya que esta modificación se realizaría sobre la geometría del sin fin y la corona en la reducción de su tamaño y entre más pequeños se tendría menos capacidad de carga.

La segunda transmisión realizada como diseño conceptual es la del juego de engranes helicoidales la cual, al igual que la anterior, no ofrece ventajas a considerar. Su principal desventaja es aquella en la que el eje de rotación de la transmisión y el eje central de la prótesis se encuentran desfasados, ocasionando que el centro de gravedad de la prótesis no se ubique dentro del eje del brazo. Una posible solución sería hacer que el cople tierra realinee el eje de rotación alargando esta pieza hacia el eje central de la prótesis como se puede observar en la figura 3.6. Sin embargo esta pieza requiere más tiempo de elaboración y manufactura, por lo que se busca otra opción con más ventajas.

Finalmente la tercera transmisión es la de un juego de engranes cónicos con dientes en espiral. Esta transmisión es la que tiene más ventajas que las dos anteriores ya que su principal característica que es la de tener ejes no paralelos, comúnmente se utilizan cruzados a 90° , como se utilizarían para esta transmisión dando como principal ventaja no tener desfase entre ejes y tener un movimiento puro de rotación. Con ellos también se lograría un buen aprovechamiento del espacio y un funcionamiento mucho más silencioso que con cualquiera de los anteriores. Su principal desventaja es el alto costo en la manufactura de estos, sin embargo es un punto que no impediría la realización del proyecto.

Por tales razones, los puntos que se han valorado más en la empresa junto con los pacientes, son la fisionomía del brazo y el conseguir un movimiento de rotación pura, siendo la transmisión de engranes cónicos la que satisface estas condiciones. En el siguiente capítulo se desarrollan los cálculos para ésta transmisión, así como su forma de ensamble.

4



DISEÑO DE DETALLE

4.1 Introducción

Una vez que se han definido los diseños conceptuales de la transmisión y elegido la solución que satisface de mejor manera las especificaciones con las que se ve involucrada, se inicia este capítulo con el objetivo de reforzar la comprensión y claridad del concepto mediante el diseño de detalle sin olvidar diferentes aspectos que son necesarios a considerar en el detalle del prototipo. Entre estos aspectos se encuentran:

- No se debe llevar a cabo el diseño de detalle sin haber seleccionado previamente el diseño conceptual ya que el diseño de detalle siempre parte del diseño conceptual.
- El diseño debe realizarse tomando en consideración la forma en que determinada pieza se manufacturará.
- Es importante considerar factores con más importancia sobre otros factores para el diseño global, ya que diseñar una pieza puede restringir alguna otra dentro del mismo sistema.
- Los materiales y demás especificaciones que no se definieron en el diseño conceptual serán considerados en el detalle.

4.2 Sistemas

La prótesis se ha dividido en sistemas, para facilitar su comprensión de funcionamiento, los sistemas son los siguientes:

- Sistema de transmisión. Comprende los engranes que proporcionan una transmisión de movimiento entre ejes no paralelos que se cruzan a 90°.
- Sistema de soporte. Este sistema no tiene movimiento alguno en las piezas correspondientes y soporta todo el peso y cargas en la prótesis.
- Sistema móvil. Lo integran las piezas que realizan el movimiento de flexión y extensión.
- Sistema de control de paro. Da alojamiento a los microswitches con los que se activa o desactiva el movimiento de la prótesis.

4.2.1 Sistema de transmisión

El sistema de transmisión consta de dos engranes cónicos en espiral. Se ha elegido que sean en espiral y no rectos por ofrecer un movimiento con mayor suavidad que el que ofrecen los engranes cónicos rectos y los engranes cónicos zero, además de que el diente ofrece una mayor resistencia que los engranes cónicos rectos. Se descarta también la opción de usar engranes cónicos hipoides puesto que en éstos los ejes no coinciden en el centro, es decir, el piñón se desfasa de la rueda.

El diámetro de paso de los engranes se ha determinado en base a la geometría o espacio disponible como se indica en la siguiente figura (*Figura 4.1*). Serán fabricados en AlumeC 89, por ser un material que maneja la empresa en todos sus engranes.

El ángulo de la espiral y el ángulo de presión serán definidos por los valores más comerciales, por tanto, serán de 35° y 20° respectivamente. De igual manera, el módulo será $M = 2$ [mm] y en caso de no ser el módulo indicado por cuestiones de resistencia mecánica, se cambiará a un módulo que ofrezca un diente de mayor resistencia.

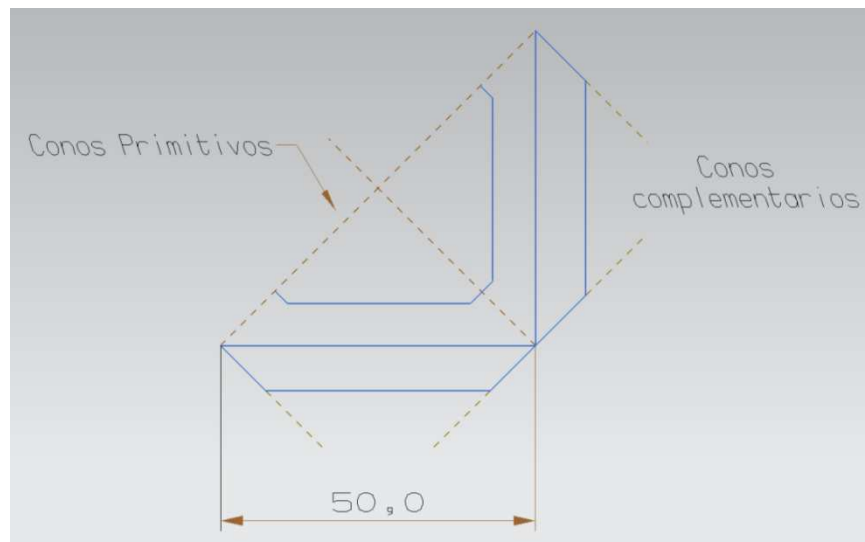


Fig.4.1 Diámetro de paso (50mm) de la transmisión de engranes. Fuente: Elaboración propia.

Los datos que se tienen para el diseño de la transmisión se muestran en la **tabla 4.2-1** siguiente:

Tabla 4.2-1 Datos de parámetros para el cálculo de los engranes. Fuente: Elaboración propia.

DATOS	Símbolo	
Material		ALUMEC-89
Torque que entrega el motor	T	2.5 [N-m]
Velocidad que entrega el motor	VM	225[deg/s]
Relación de velocidad		1:1
Ángulo entre ejes	Σ	90°
Ángulo de presión	ϕ	20°
Ángulo de la espiral	ψ	35°
Diámetro de paso	D	50 [mm]
Módulo	M	2

4.2.1.1 Cálculo de resistencia y fuerza sobre los dientes del engrane

La condición que se debe que cumplir es aquella en que la resistencia del diente F_s debe ser mayor o igual a la fuerza dinámica F_d , por tanto:

$$F_s \geq F_d$$

F_s se basa en algunos parámetros geométricos del diente, así como también del material del cual será manufacturado, mientras que F_d integra a las cargas externas que inciden en el diente, generadas por el torque que se desea transmitir y la velocidad a la cual se encontrará trabajando la transmisión.

Tomando las ecuaciones según AGMA:

$$F_s = \frac{S'_n b J M}{10} \frac{k_l}{k_s k_t k_r} [kg] \quad y \quad F_d = (VF) N_{sf} k_m F_t [kg]$$

Obteniendo el valor de cada uno de los términos para calcular la resistencia del diente (F_s):

o Ancho de la cara del diente

$b =$ ancho de la cara del diente

$$b \leq \frac{1}{3} L$$

$$L = \frac{50}{2 \sin 45^\circ} = 35.35 \text{ [mm]}$$

$$b \leq \frac{1}{3} (35.35) \leq 11.78$$

$$b = 11.8 \text{ [mm]}$$

○ **Esfuerzo de fatiga**

S'_n = esfuerzo a fatiga

$$S'_n = \frac{S_u}{3.6} \text{ (tomado de datos proporcionados por el fabricante)}$$

donde S_u = Resistencia última para AlumeC – 89

basado en 5×10^8 ciclos

$$S_u \text{ de Tablas del fabricante} = 545 \left[\frac{N}{\text{mm}^2} \right]$$

$$\therefore S'_n = \frac{545 \left[\frac{N}{\text{mm}^2} \right]}{3.6} = 151.39 \left[\frac{N}{\text{mm}^2} \right]$$

Para la sustitución en la ecuación para calcular F_s , se necesita:

S'_n en $\left[\frac{kg}{\text{cm}^2} \right]$, entonces:

$$S'_n = 151.39 \left[\frac{N}{\text{mm}^2} \right] \times \frac{10^2 \text{ mm}^2}{1^2 \text{ cm}^2} = \frac{15139 \left[\frac{N}{\text{cm}^2} \right]}{9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right]}$$

$$S'_n = 1544.80 \left[\frac{kg}{\text{cm}^2} \right]$$

○ **Número de dientes**

z = Número de dientes

$$z = \frac{d}{M} = \frac{50 \text{ [mm]}}{2 \text{ [mm]}} = 25$$

Los siguientes valores de coeficientes, tablas y gráficas son tomados de “Diseño de Elementos de Máquinas” de V.M Faies.

○ **Coefficiente geométrico para resistencia**

El coeficiente J contempla al factor de forma, un coeficiente de reducción de resistencia, el efecto de la carga radial, la distribución de carga, la anchura efectiva de la carga y la conicidad del diente.

$J =$ *Coefficiente geométrico para resistencia*

El valor de J se obtendrá a partir de los datos $\Sigma = 90^\circ$, $\Phi = 20^\circ$, $\Psi = 35^\circ$ y un $z_g = z_p = 25$ dientes, de la siguiente figura:

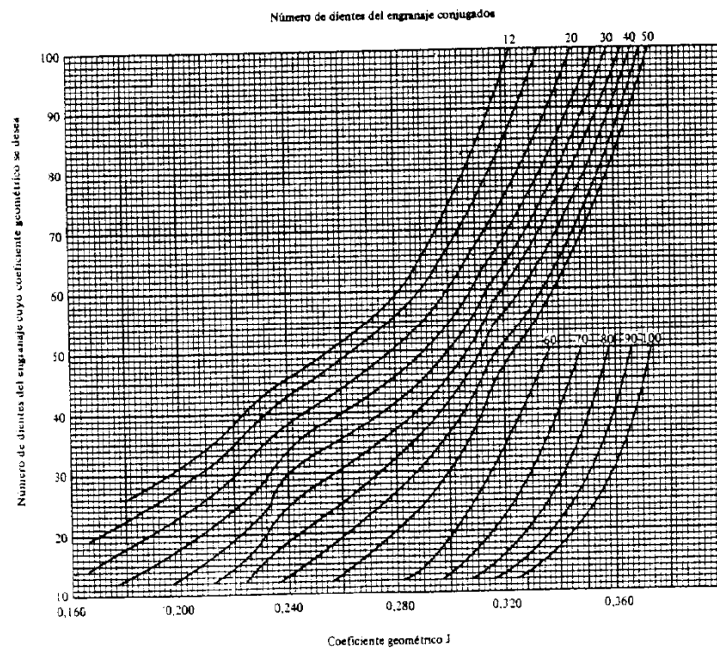


Fig. 4.2 Gráfica para la obtención del factor J para engranes cónicos en espiral de 30°

$$\therefore J = 0.324 [1]$$

○ **Coefficiente de duración o vida útil**

$k_l =$ *coeficiente de duración o vida útil para resistencia:*

Se considera $k_l = 1 [1]$, que es el coeficiente para 6×10^7 ciclos, ya que los datos de S'_n son obtenidos para 5×10^8 ciclos.

○ **Coefficiente de tamaño del diente**

$k_s =$ *coeficiente de tamaño:*

Se elige k_s en función del módulo $M = 2$, de acuerdo con la tabla:

Tabla 4.2-2 Factor K_s en función del tamaño del diente del engrane.

M	24	12	8	6	4	3	2.5	Menos
K_s	0.982	0.826	0.749	0.698	0.629	0.581	0.558	0.5

$$\therefore k_s = 0.50 [1]$$

○ **Coefficiente de temperatura**

$k_t =$ coeficiente de temperatura:

$$\text{Si } t [^\circ\text{C}] < 70 [^\circ\text{C}], \quad k_t = 1 [1]$$

○ **Coefficiente de seguridad funcional**

$k_r =$ coeficiente de seguridad funcional:

$$\text{Para alta seguridad funcional } k_r = 1.5 [1]$$

Finalmente sustituyendo en la ecuación para la obtención de la resistencia del diente F_s :

$$F_s = \frac{1544.80 \left[\frac{kg}{cm^2} \right] \times 1.18 [cm] \times 0.324 [1] \times 2 [cm]}{10} \times \frac{1}{0.50 \times 1 \times 1.5}$$

$$F_s = 59.06 [kg]$$

Ahora se debe calcular la fuerza dinámica F_d de acuerdo con la expresión:

$$F_d = (VF) N_{sf} k_m F_t [kg]$$

De esta manera, se tiene que empezar por calcular:

○ **Velocidad de la circunferencia primitiva**

$(VF) =$ Velocidad de la circunferencia primitiva

en el extremo mayor del cono:

$$(VF) = \left[\frac{43.1 + V_m^{\frac{1}{2}}}{43.1} \right]^{\frac{1}{2}}$$

$$\text{donde: } V_m = \pi D n$$

$$D = 0.05 \text{ [m]}$$

$$n = \text{no. de revoluciones} = 225 \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}} \right] \times \left(\frac{1 \text{ rev}}{360^\circ} \right) \times \left(\frac{60 \text{ seg}}{1 \text{ min}} \right) = 37.5 \text{ rpm}$$

Sustituyendo:

$$V_m = \pi \times 0.05 \text{ [m]} \times 37.5 \text{ [rpm]} = 5.89 \text{ [mpm]}$$

$$\therefore (VF) = \left[\frac{43.1 + (5.89 \text{ [mpm]})^2}{43.1} \right]^{\frac{1}{2}} = 1.028 \text{ [mpm]}$$

o Coeficiente de servicio

El siguiente término en la expresión es

N_{sf} = *coeficiente de servicio* el cual se obtiene de la siguiente tabla:

Tabla 4.2-3 Coeficientes de servicio N_{sf} en engranes cónicos

Fuente de potencia	Uniforme (Máquinas centrífugas, transportadores)	Choque moderado (Ventiladores, máquinas herramienta)	Choque fuerte (Trituradores de mineral, prensa, punzonadora)
Uniforme (Motor Eléctrico, turbina)	1.00	1.25	1.75 +
Choque ligero (Motor de combustión interna de varios cilindros)	1.25	1.5	2.00 +
Choque medio (MCI mono cilíndricos)	1.5	1.75	2.25 +

$\therefore N_{sf} = 1 [1]$, ya que se elige el valor para una fuente de potencia uniforme, en este caso: un motor eléctrico.

o Coeficiente de distribución de carga

Para el cálculo de k_m = *Coeficiente de distribución de carga*, de acuerdo a la siguiente tabla y a falta de un conocimiento concreto:

Tabla 4.2-4 Coeficiente de distribución de carga K_m basado en el tipo de montaje.

Ambos engranajes montados entre dos soportes	$K_m = 1$ a 1.1
Sólo un engranaje montado entre dos soportes	$K_m = 1.1$ a 1.25
Ambos engranajes montados en voladizo	$K_m = 1.25$ a 1.4

En el diseño ambos engranes se encuentran montados en voladizo

$\therefore k_m = 1.25$ a 1.4 , se elije un valor promedio de 1.32 [1]

o Carga transmitida o carga tangencial

Por último se necesita $F_t = \text{carga transmitida}$ y se obtendrá de la siguiente expresión:

$$F_t = \frac{T}{r} \text{ donde } T_p = \text{Torque que entrega el motor} = 2.5 [N - m],$$

$$r = \text{radio de paso} = 0.025 [m]$$

$$\therefore F_t = \frac{2.5 [N - m]}{0.025 [m]} = 100 [N]$$

Para la sustitución en la ecuación para calcular F_d , se necesita F_t en $[kg]$, entonces:

$$\therefore F_t = \frac{100 [N]}{9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right]} = 10.2 [kg]$$

Finalmente sustituyendo en la ecuación para la obtención de la fuerza dinámica F_d :

$$F_d = 1.028 [1] \times 1 [1] \times 1.32 [1] \times 10.2 [kg] = 13.84 [kg]$$

De estos cálculos se confirma que el diseño del engrane o piñón queda validado puesto que:

$$F_s = 59.06 [kg] \geq F_d = 13.84 [kg]$$

4.2.1.2 Fuerzas axial y radial para espiral a la izquierda y sentido antihorario

$$F_a = \text{fuerza axial} = \frac{F_t}{\cos \Psi} (\tan \Phi \sin \alpha - \sin \Psi \cos \alpha)$$

Sustituyendo valores:

$$F_a = \frac{10.2 [kg]}{\cos 35^\circ} (\tan 20^\circ \sin 45^\circ - \sin 35^\circ \cos 45^\circ) = -1.845 [kg]$$

Del mismo modo:

$$F_r = \text{fuerza radial} = \frac{F_t}{\cos \Psi} (\tan \Phi \cos \alpha + \sin \Psi \sin \alpha)$$

Y sustituyendo:

$$F_r = \frac{10.2 [kg]}{\cos 35^\circ} (\tan 20^\circ \cos 45^\circ + \sin 35^\circ \sin 45^\circ) = 8.255 [kg]$$

4.2.1.3 Fuerzas axial y radial para espiral a la izquierda y sentido horario

$$F_a = \text{fuerza axial} = \frac{F_t}{\cos \Psi} (\tan \Phi \sin \alpha + \sin \Psi \cos \alpha)$$

Sustituyendo valores:

$$F_a = \frac{10.2 [kg]}{\cos 35^\circ} (\tan 20^\circ \sin 45^\circ + \sin 35^\circ \cos 45^\circ) = 8.255 [kg]$$

Del mismo modo:

$$F_r = \text{fuerza radial} = \frac{F_t}{\cos \Psi} (\tan \Phi \cos \alpha - \sin \Psi \sin \alpha)$$

Y sustituyendo:

$$F_r = \frac{10.2 [kg]}{\cos 35^\circ} (\tan 20^\circ \cos 45^\circ - \sin 35^\circ \sin 45^\circ) = -1.845 [kg]$$

4.2.1.4 Cálculos de los parámetros geométricos de los engranes.

Es importante resaltar que el diseño del juego de engranes se hará una sola vez, ya que en este caso particular, el piñón y el engrane deben cumplir una relación

de velocidad de 1:1, por tanto, no se pondrán subíndices en todos los parámetros a calcular.

○ **Diámetros primitivos**

$d = \text{diámetros primitivos}$

$$d = m \times z = 2 \times 25 \text{ [mm]} = 50 \text{ [mm]}$$

○ **Ángulos primitivos**

$\delta = \text{ángulos primitivos:}$

$$\delta = \tan^{-1} \frac{Z_{\text{Piñón}}}{Z_{\text{engrane}}} = \tan^{-1} \frac{25}{25} = 45^\circ$$

○ **Altura de la cabeza**

$h_a = \text{altura de la cabeza:}$

$$h_a = m = 2 \text{ [mm]}$$

○ **Altura del pie**

$h_f = \text{altura del pie:}$

$$h_f = 1.25 \times m = 1.25 \times 2 \text{ [mm]} = 2.5 \text{ [mm]}$$

○ **Altura del diente**

$h = \text{altura del diente:}$

$$h = h_a + h_f = 2.25 \times m = 4.5 \text{ [mm]}$$

○ **Diámetro de la cabeza**

$d_c = \text{diámetro de la cabeza:}$

$$d_c = d + (2 \times m \times \cos \delta) = 50 \text{ [mm]} + (2 \times 2 \times \cos 45^\circ)$$

$$d_c = 52.82 \text{ [mm]}$$

○ **Diámetro del pie**

$d_f = \text{diámetro del pie:}$

$$d_f = d - (2.5 \times m \times \cos \delta) = 50 \text{ [mm]} - (2.5 \times 2 \times \cos 45^\circ)$$

$$d_f = 46.464 \text{ [mm]}$$

- **Generatriz del cono**

$L =$ *Generatriz del cono:*

$$L = \frac{d}{2 \sin \alpha} = \frac{50}{2 \sin 45^\circ} = 35.35 \text{ [mm]}$$

- **Ángulo de altura de cabeza**

$\theta_c =$ *Ángulo de altura de cabeza:*

$$\theta_c = \tan^{-1} \frac{m}{L} = \tan^{-1} \frac{2}{35.35} = 3.23^\circ$$

- **Ángulo de altura de pie**

$\theta_f =$ *Ángulo de altura del pie:*

$$\theta_f = \tan^{-1} \frac{1.25m}{L} = \tan^{-1} \frac{2.5}{35.35} = 4.045^\circ$$

- **Ángulo de cabeza**

$\delta_c =$ *Ángulo de cabeza:*

$$\delta_c = \delta + \theta_c = 45^\circ + 3.23^\circ = 48.23^\circ$$

- **Ángulo del pie**

$\delta_f =$ *Ángulo del pie:*

$$\delta_f = \delta - \theta_f = 45^\circ - 4.045^\circ = 40.95^\circ$$

4.2.1.5 Cálculos de los mamelones de los engranes

- **Cálculo del diámetro del mamelón del engrane fijo.**

Dada la configuración del diseño general de la prótesis, basada en el diseño conceptual seleccionado, uno de los engranes debe llevar un mamelón o cubo, y deben determinarse sus dimensiones para un correcto funcionamiento (*Figura 4.3*).

Para reducir el peso, el mamelón será barrenado, siendo necesario encontrar el valor del diámetro máximo “d” permitido para dicho barrenado. Dadas las

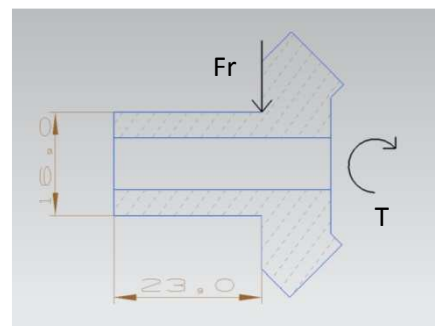


Fig. 4.3 Cargas que actúan sobre el mamelón del engrane fijo. Fuente: Elaboración propia.

configuraciones generales del diseño, se propone un valor para el diámetro exterior de $D=16$ [mm].

Material: Alumecc 89

- Se tiene un momento a flexión debido a la carga radial Fr :

$$S = \frac{Mc}{I} = \frac{M}{Z} = \frac{Fr \times l}{Z}$$

donde: Fr = Fuerza radial,

l = longitud del mamelón ,

$$z = \frac{l}{c} = \frac{\pi}{32} \left(\frac{D^4 - d^4}{D} \right)$$

Sustituyendo:

$$S = \frac{23 \times 8.25 [kg \cdot mm]}{\frac{\pi}{32} \left(\frac{D^4 - d^4}{D} \right)} = \frac{1932.77 [kg \cdot mm] \cdot D}{D^4 - d^4}$$

$$S = \frac{30924.44 [kg \cdot mm^2]}{65536 mm^4 - d^4}$$

- Esfuerzo a torsión por efecto del par del motor más un esfuerzo a torsión por el peso de la prótesis de aproximadamente 2 [kg] (incluyendo el peso del motor del hombro y el resto de los elementos de la prótesis de mano, antebrazo y codo), considerando el centro de masa a una distancia de 400 [mm] a partir del eje de rotación del hombro:

$$S_s = \frac{Tc}{J} = \frac{T}{z}$$

$$\text{donde: } T = \text{Torque o par torsionante, } z = \frac{J}{c} = \frac{\pi}{16} \left(\frac{D^4 - d^4}{D} \right)$$

Sustituyendo:

$$S_s = \frac{255.1 [kg \cdot mm] + 2 [kg] \cdot 400 [mm]}{\frac{\pi}{16} \left(\frac{D^4 - d^4}{D} \right)} = \frac{16882.41 [kg \cdot mm] \cdot D}{\pi (D^4 - d^4)}$$

$$S_s = \frac{85977.28 [kg \cdot mm^2]}{65536 mm^4 - d^4}$$

- Utilizando la Teoría de Cortante Máximo:

$$\tau^2 = S_s^2 + \left(\frac{S}{2}\right)^2$$

donde: τ = esfuerzo cortante máximo

$$\tau = \frac{S_y/2}{N}$$

para un factor de seguridad de $N = 3$, y $S_y = 50.51 \text{ [kg/mm}^2\text{]}$

$$\tau = \frac{50.51/2}{3} = 8.41 \left[\frac{\text{kg}}{\text{mm}^2} \right]$$

Sustituyendo en la expresión de cortante máximo:

$$\left(8.41 \left[\frac{\text{kg}}{\text{mm}^2} \right]\right)^2 = \left(\frac{85977.28[\text{kg} \cdot \text{mm}^2]}{65536\text{mm}^4 - d^4}\right)^2 + \left(\frac{30924.44[\text{kg} \cdot \text{mm}^2]}{2(65536\text{mm}^4 - d^4)}\right)^2$$

$$70.72 = \frac{7392093156.57[\text{kg}^2 \cdot \text{mm}^4]}{(65536\text{mm}^4 - d^4)^2} + \frac{239080247.32[\text{kg}^2 \cdot \text{mm}^4]}{(65536\text{mm}^4 - d^4)^2}$$

Factorizando y simplificando:

$$70.72 \left[\frac{\text{kg}^2}{\text{mm}^4} \right] = \frac{7631173403.89[\text{kg}^2 \cdot \text{mm}^4]}{(65536\text{mm}^4 - d^4)^2}$$

$$(65536\text{mm}^4 - d^4)^2 = \frac{7631173403.89[\text{kg}^2 \cdot \text{mm}^4]}{70.72 \left[\frac{\text{kg}^2}{\text{mm}^4} \right]}$$

$$4294967296\text{mm}^8 - 131072d^4 + d^8 = 107906863.74[\text{mm}^8]$$

$$d^8 - 131072d^4 + 4187060432.26[\text{mm}^8] = 0$$

Resolviendo el polinomio: $d = 15 \text{ [mm]}$

Utilizando un valor de broca comercial, se puede barrenar a un

$\emptyset 12.7 \text{ [mm]}$

○ **Cálculos para el mamelón del engrane acoplado al motor.**

Para el engrane que acopla directamente al motor, es necesario que por disposición de espacio, se encuentre ubicado lo más bajo posible (Figura 4.4).

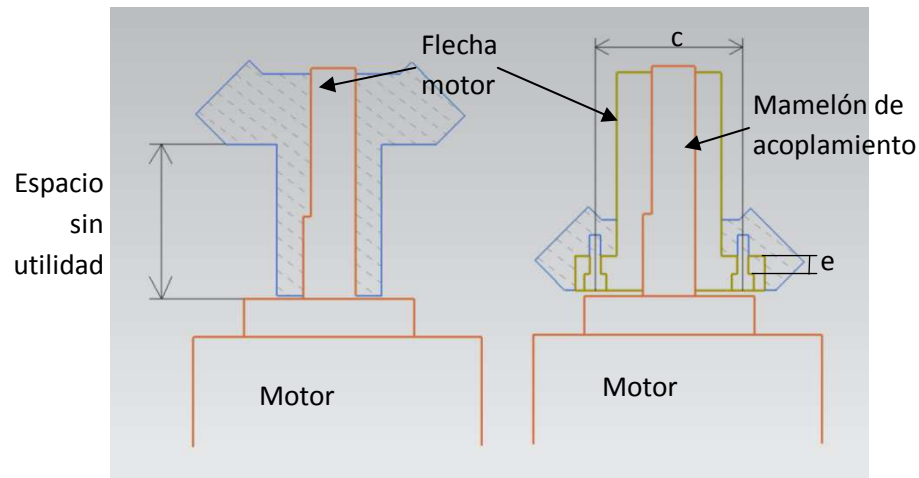


Fig. 4.4 Configuraciones para el montaje del engrane sobre el motor. Fuente: Elaboración propia.

La flecha del motor tiene un plano en su extremo, lo cual permite la transmisión del torque, dado que el engrane debe ubicarse en la zona más baja, se requiere una mamelón de acoplamiento entre el engrane y la flecha del motor. El mamelón deberá electroerosionarse para que lleve la geometría de la flecha y transmita el torque.

El mamelón de acoplamiento se atornillará al engrane, por lo tanto, se tiene la necesidad de calcular cuántos tornillos deben colocarse. Los tornillos que emplea la empresa son M3 de acero inoxidable. El diámetro sobre el cual se ubican los tornillos es de 25 [mm].

El material del mamelón de acoplamiento será Alumecc 89.

Se tiene que:

La fuerza en cada tornillo está dada por:

$$F = \frac{S_{ys}}{N} \left(\frac{A}{n} \right)$$

Donde: $N = 3$; Factor de seguridad;

Esfuerzo de fluencia en cizalladura del acero inoxidable 304:

$$S_{ys} = 12.18 \left[\frac{kg}{mm^2} \right];$$

$A = \text{área de corte};$

$n = \text{número de tornillos};$

$$F = \frac{1}{2} \frac{T}{c/2}; \text{ es la fuerza cortante en cada tornillo}$$

$$F = \frac{255[\text{kg} \cdot \text{mm}]}{25[\text{mm}]/2} = 10.2[\text{kg}]$$

Resolviendo para "n":

$$n = \frac{S_{ys}(A)}{N(F)} = \frac{\left(12.18 \left[\frac{\text{kg}}{\text{mm}^2}\right]\right) (\pi \cdot (1.5\text{mm})^2)}{3(10.2[\text{kg}])}$$

$$n = 2.81 \cong 3 \text{ Tornillos}$$

También se debe calcular el esfuerzo por aplastamiento F_{ap} , que viene dado por la expresión:

$$F_{ap} = S_y \cdot A_{proyectada}$$

$$\text{Donde: } S_y = 255 \left[\frac{\text{kg}}{\text{mm}^2}\right]; \text{ Esfuerzo de fluencia del Alumeec 89}$$

$$A_{proyectada} = \text{diámetro del tornillo} \times e$$

$$F_{ap} = 255 \left[\frac{\text{kg}}{\text{mm}^2}\right] \times 3 \times 2[\text{mm}^2]$$

$$F_{ap} = 1530[\text{kg}]$$

Dado que $F_{ap} \ll F$, el mamelón no fallará por aplastamiento

4.2.2 Sistema de soporte

El sistema de soporte tiene la finalidad de cargar toda la prótesis y mantenerla unida con el socket que realicen los ortopedistas (Figura 4.5).

El soporte trípode, es un elemento de carga, que es usado comúnmente en las prótesis ortopédicas, es el enlace entre la prótesis y el socket montado en el paciente. Generalmente está hecho de acero inoxidable con un espesor de $1/16$ de pulgada. En los tres extremos lleva remaches igualmente de acero inoxidable.

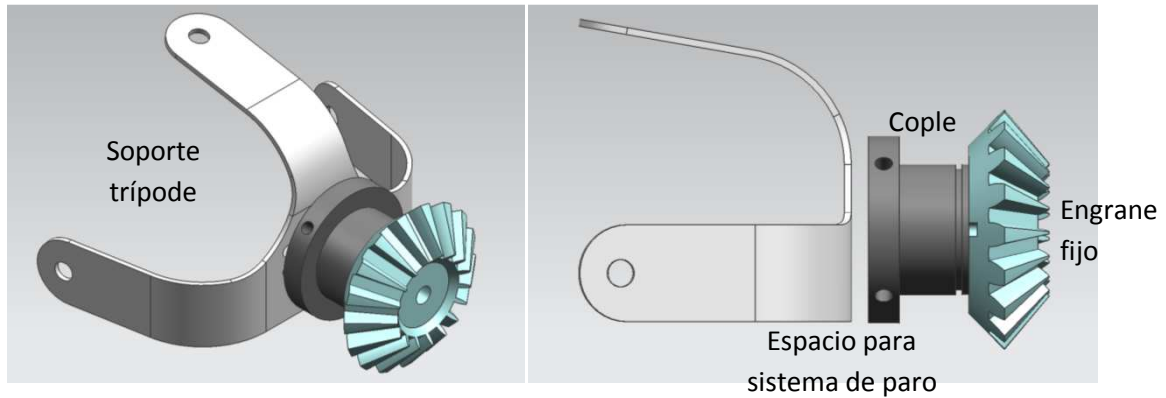


Fig. 4.5 Vistas isométrica e izquierda del sistema de soporte. Fuente: Elaboración propia.

La ventaja de usar éste tipo de enlace es que los tres extremos pueden ser deformados y así el ortopedista pueda nivelar y ajustar la posición de la prótesis en cada paciente sin que ésta se vea afectada.

En el espacio entre el soporte trípode y el cople se instalará el sistema de paro del cual se hablará posteriormente.

El cople es una pieza que dará alojamiento en su parte interna al engrane, sirve a su vez para protegerlo de las cargas de la prótesis, y evitar que el engrane falle por cargas ajenas a su funcionamiento de transmitir potencia, en su diámetro exterior llevará montado un balero, también evita que el balero entre en contacto directo con el engrane y pueda de ésta manera desgastarlo durante su montaje.

El soporte trípode y el cople serán unidos mediante tornillería, esta unión permite fijar completamente el cople. Al tener fijo el cople, se puede restringir en todos sus movimientos al engrane, en la siguiente figura se muestra más a detalle la unión entre éstos elementos (Figura 4.6).

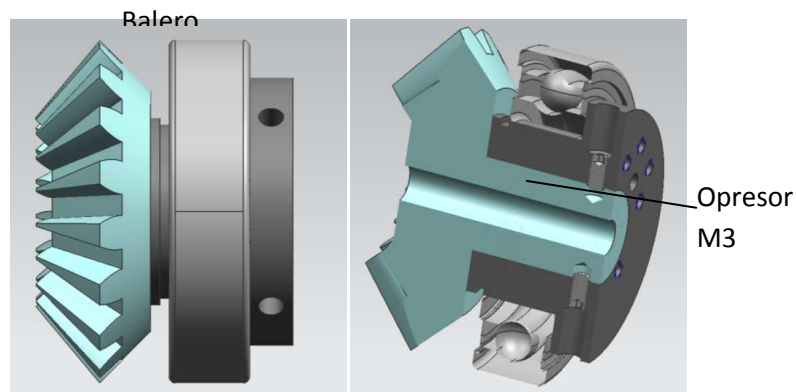


Fig. 4.6 Vistas derecha y corte transversal del montaje y fijación del balero, engrane fijo y cople. Fuente: Elaboración propia.

El engrane queda fijo mediante 4 opresores M3 como se aprecia en la figura (Figura 4.6).

4.2.2.1 Cálculo de los diámetros del cople

Con objeto de reducir los costos, se planea utilizar aluminio 6061-T6, puesto que es económico, de baja densidad y es más maquinable que algunos otros aluminios.

Es importante aclarar que la prótesis completa (mano, antebrazo, codo y hombro) puede cargar una masa de hasta 75 [kg] únicamente en una posición vertical, es decir, en una posición de flexo-extensión del hombro de 0°.

El movimiento del hombro solamente es para proporcionar una mayor utilidad a los usuarios, como puede ser al comer para que tengan una mayor facilidad de ubicación de los cubiertos y llevar el alimento a la boca. Cuando la prótesis está colocada en una posición diferente del flexo extensión a 0°, no deberá ser utilizada para cargar objetos pesados, puesto que no se ha diseñado para soportar cargas fuera de ésta posición.

La carga F será equivalente a los 75 [kg] que soporta el resto de la prótesis de Pro/Bionics. Se idealiza como carga puntual, puesto que aún se desconoce el espesor del balero. (Figura 4.7).

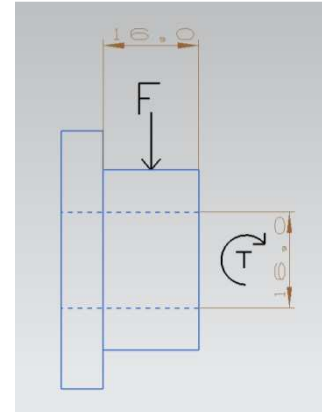


Fig. 4.7 Cargas que actúan sobre el mamelón del engrane fijo. Fuente: Elaboración propia.

Material: Aluminio 6061-T6

- o Se tiene un momento a flexión debido a la carga radial F :

$$S = \frac{Mc}{I} = \frac{M}{Z} = \frac{F \times 0.5l}{Z}$$

donde: $F =$ carga total,

$l =$ longitud del mamelón,

$$Z = \frac{I}{c} = \frac{\pi}{32} \left(\frac{D^4 - d^4}{D} \right)$$

Sustituyendo:

$$S = \frac{75 \times 0.5 \times 16 [kg \cdot mm]}{\frac{\pi}{32} \left(\frac{D^4 - d^4}{D} \right)}$$

$$S = \frac{6111.54 [kg \cdot mm] \cdot D}{D^4 - d^4}$$

- Esfuerzo a torsión por efecto del par del motor más un esfuerzo a torsión por el peso de la prótesis de aproximadamente 2 [kg] (incluyendo el peso del motor del hombro y el resto de los elementos de la prótesis de mano, antebrazo y codo), considerando el centro de masa a una distancia de 400 [mm] a partir del eje de rotación del hombro:

$$S_s = \frac{Tc}{J} = \frac{T}{z}$$

$$\text{donde: } T = \text{Torque o par torsionante, } z = \frac{J}{c} = \frac{\pi}{16} \left(\frac{D^4 - d^4}{D} \right)$$

Sustituyendo:

$$S_s = \frac{255.1 [kg \cdot mm] + 2 [kg] \cdot 400 [mm]}{\frac{\pi}{16} \left(\frac{D^4 - d^4}{D} \right)}$$

$$S_s = \frac{5373.84 [kg \cdot mm] \cdot D}{(D^4 - d^4)}$$

- Utilizando la Teoría de Cortante Máximo:

$$\tau^2 = S_s^2 + \left(\frac{S}{2} \right)^2$$

donde: τ = esfuerzo cortante máximo

$$\tau = \frac{S_y/2}{N}$$

para un factor de seguridad de $N = 3$, y $S_y = 6.12 [kg/mm^2]$

$$\tau = \frac{6.12/2}{3} = 1.02 \left[\frac{kg}{mm^2} \right]$$

Sustituyendo en la expresión de cortante máximo:

$$\left(1.02 \left[\frac{kg}{mm^2}\right]\right)^2 = \left(\frac{5373.84[kg \cdot mm] \cdot D}{(D^4 - d^4)}\right)^2 + \left(\frac{6111.54[kg \cdot mm] \cdot D}{2(D^4 - d^4)}\right)^2$$

$$1.04 \left[\frac{kg^2}{mm^4}\right] = \frac{28869890.66[kg^2 \cdot mm^2]D^2}{(D^4 - d^4)^2} + \frac{9337730.29[kg^2 \cdot mm^2]D^2}{(D^4 - d^4)^2}$$

Factorizando y simplificando:

$$1.04 \left[\frac{kg^2}{mm^4}\right] = \frac{38207620.95[kg^2 \cdot mm^2]D^2}{(D^4 - d^4)^2}$$

$$(D^4 - d^4)^2 = \frac{38207620.95[kg^2 \cdot mm^2]D^2}{1.04 \left[\frac{kg^2}{mm^4}\right]}$$

$$D^8 - 2D^4d^4 + d^8 = 36738097.07[mm^6]D^2$$

$$D^8 - 2D^4 \cdot 16^4 + 16^8 - 36738097.07[mm^6]D^2 = 0$$

$$D^8 - 131072D^4 - 36738097.07[mm^6]D^2 + 4294967296 = 0$$

Resolviendo el polinomio: $d = 20.91 \text{ mm}$

El diámetro exterior de éste cople será ajustado al diámetro del balero.

4.2.2.2 Cálculo de tornillería en el cople

La sujeción del cople al soporte trípode será mediante tornillería de acero, por cuestiones de espacio solo pueden colocarse 5 tornillos M3 como se ilustra en la figura. (Figura 4.8).

El torque más crítico que incide sobre éstos tronillos es de:

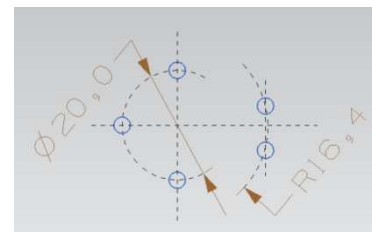


Fig. 4.8 Diámetros base para la tornillería en el mamelón del engrane fijo. Fuente: Elaboración propia.

$$T = 255.1[kg \cdot mm] + 2[kg] \cdot 400[mm]$$

$$T = 5373.84[kg \cdot mm]$$

De modo que la fuerza sobre los 3 tornillos ubicados sobre el diámetro de 20.0 [mm] es:

$$F_1 = \frac{5373.84[kg \cdot mm]}{3 \times 0.5 \times 20.0 [mm]} = 179.1[kg]$$

La fuerza actuante en los dos tornillos restantes es:

$$F_2 = \frac{5373.84[kg \cdot mm]}{2 \times 16.4 [mm]} = 163.8[kg]$$

De la expresión citada, la relación entre el número de tornillos, la fuerza incidente en éstos, el material a utilizar y el factor de seguridad es:

$$F = \frac{Sys}{N} \left(\frac{A}{n} \right)$$

Modificando la expresión para tornillos ubicados sobre diferente radio:

$$F_1 \left(\frac{n_1}{A} \right) + F_2 \left(\frac{n_2}{A} \right) = \frac{Sys}{N}$$

Por lo tanto sustituyendo los datos y para N=2:

$$179.1[kg] \left(\frac{3}{\pi \cdot (1.5mm)^2} \right) + 163.8[kg] \left(\frac{2}{\pi \cdot (1.5mm)^2} \right) = \frac{Sys}{2}$$

$$76.01 \left[\frac{kg}{mm^2} \right] + 46.34 \left[\frac{kg}{mm^2} \right] = \frac{Sys}{2}$$

$$2 \times 122.35 \left[\frac{kg}{mm^2} \right] = Sys$$

$$244.7 \left[\frac{kg}{mm^2} \right] \cong 2398.06 \left[\frac{N}{mm^2} \right] = Sys$$

$$2398.06 \left[\frac{N}{mm^2} \right] = Sys$$

$$2398.06 \times 0.577 \left[\frac{N}{mm^2} \right] \cong 1383.68 \left[\frac{N}{mm^2} \right] = Su$$

$$1383.68 \left[\frac{N}{mm^2} \right] = Su$$

Uno de los materiales que pueden alcanzar la resistencia obtenida es el acero AISI H13, el cual según los datos proporcionados por el proveedor Aceros SISA, la dureza alcanzada comprende entre 44 y 52 HRC. Si se aplica algún tratamiento térmico como lo indique el proveedor, podemos obtener una dureza de 51-53 HRC, lo cual es equivalente a una resistencia promedio de $S_u = 1836$ [N/mm²]

De ésta manera es posible emplear los tornillos en las posiciones indicadas, y de la medida indicada con un material que nos permite soportar los esfuerzos a los que estarán sometidos.

4.2.2.3 Roldana para el sistema de soporte

Finalmente como elemento de enlace entre el cople y el soporte trípode, se halla la pieza mostrada en la figura, sobre ésta no se realizan esfuerzos, es una especie de roldana aunque con una geometría adaptada al cople. Sobre ésta pieza no se realizan esfuerzos, sólo cumple una necesidad geométrica para un correcto ensamble (*Figura 4.9*).



Fig. 4.9 Cargas que actúan sobre el mamelón del engrane fijo. Fuente: Elaboración propia.

4.2.3 Rodamiento

El rodamiento es el elemento que permite el acoplamiento entre el sistema de soporte y el sistema móvil.

4.2.3.1 Cálculos para el balero

Una de las marcas que maneja la empresa para cuestiones de baleros es SKF, por lo tanto para manejar los mismos proveedores utilizaremos un balero de esta marca.

Hay dos factores principales para calcular, uno es la carga dinámica P dada en [kN] y el otro factor es la carga estática P_o igualmente en [kN]. La carga estática solo debe calcularse cuando las revoluciones a las que estará sometido el balero sean inferiores a 25 [rpm]; las rpm del motor son 35, por tanto, no es necesario incluirlo en el cálculo.

La carga dinámica se calcula bajo la siguiente expresión:

$$P = XFr + YFa$$

Donde: Fr es la fuerza radial y Fa es la fuerza axial, X y Y son factores de carga radial y axial del rodamiento respectivamente.

Dadas las condiciones de carga, tenemos que:

$$Fr = 75 \text{ kg} + 8.25 \text{ kg} = 0.766[\text{kN}] \rightarrow X = 1$$

$$Fa = 8.25[\text{kg}] = 0.08[\text{kN}] \rightarrow Y = 0$$

Por tanto: $P = XFr$

$$P = 0.766[\text{kN}]$$

Ahora, del catalogo de SKF (Figura 4.10), considerando el diámetro interior igual al diámetro exterior del cople previamente calculado y bajo las consideraciones de menor peso, reflejado en el balero de menores diámetros posibles se tiene que el balero 6005-2Z, es el balero más adecuado. La carga dinámica soportada por este balero es de $C=11.9$ [kN]

SKF

Cargas equivalentes y vida nominal

Se ha tenido el máximo cuidado para garantizar la exactitud de este cálculo, pero no se acepta ninguna responsabilidad por pérdidas o daños, ya sean directos, indirectos o consecuentes, que se produzcan como resultado del uso de dicho cálculo.

Véase la sección "Carga dinámica equivalente del rodamiento"

Véase la sección "Carga estática equivalente"

Rodamiento	6005-2Z		
C [kN]	11.9		
C ₀ [kN]	6.55		
f ₀	14		
F _r [kN]	0.766		
F _a [kN]	0.08		
e	0.19		
X	1	X ₀	0.6
Y	0	Y ₀	0.5
P [kN]	0.766	P ₀ [kN]	0.766
L ₁₀ [Mrev]	3750		

Fig. 4.10 Datos de las cargas dinámica y estática, vida nominal y factores de diseño X y Y del balero 6005-2Z SKF. Fuente: SKF <http://www.skf.com/portal/skf_mx/home> [Consulta: 25 Noviembre 2009]

Este tipo de balero no necesita engrasarse, puesto que tiene protecciones obturadas de bajo rozamiento.

Los ajustes de acoplamiento para el alojamiento y el eje, son acorde con las normas ISO, y para éste tipo de baleros, la marca recomienda un ajuste P6, obteniendo los siguientes valores mostrados en las imágenes. (Figuras 4.11, 4.12 y 4.13).

Rodamientos rígidos de bolas, de una hilera, obturados con protecciones en ambos lados

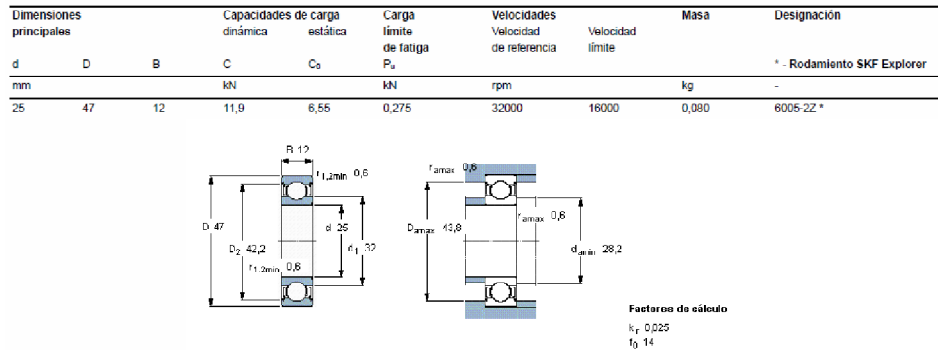


Fig. 4.11 Dimensiones del rodamiento seleccionado: 6005-2Z SKF. Fuente: SKF <http://www.skf.com/portal/skf_mx/home> [Consulta: 25 Noviembre 2009]

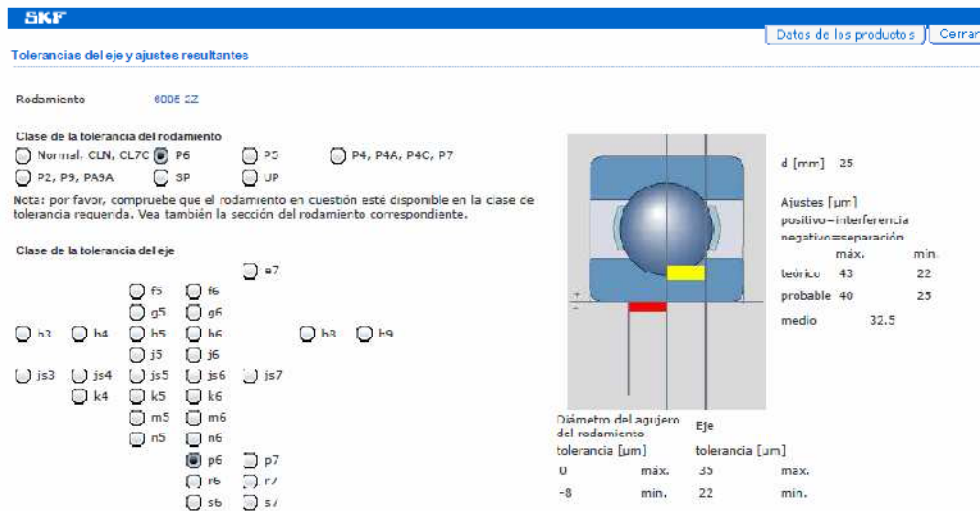


Fig. 4.12 Tolerancias en el eje para el rodamiento: 6005-2Z SKF. Fuente: SKF <http://www.skf.com/portal/skf_mx/home> [Consulta: 25 Noviembre 2009]

SKF

Tolerancias del alojamiento y ajustes resultantes Datos de producto Cerrar

Rodamiento: 6005-2Z

Clase de la tolerancia del rodamiento:

Normal, C1N, C17C P6 P5 P4, P4A, P7

P2, P3, PA3A SP UP

Nota: por favor, compruebe que el rodamiento en cuestión esté disponible en la clase de tolerancia requerida. Vea también la sección del rodamiento correspondiente.

Clase de la tolerancia del alojamiento:

H4 H5 H6 H7 H8 H9 H10

JS4 JS5 JS6 JS7

K4 K5 Kb K/

M4 M5 MG M7

N4 N5 N6 N7

P5 P7

Tolerancias del eje y ajustes resultantes
Ajustes resultantes

Diámetro exterior del rodamiento tolerancia [µm]		Diámetro del agujero del alojamiento tolerancia [µm]	
0	máx.	-21	máx.
-9	mín.	-27	mín.

Ajustes [µm]	
positivo=interferencia	
negativo=separación	
máx.	mín.
teórico 37	12
probable 34	15
medic	24,3

Fig. 4.13 Tolerancias en el alojamiento para el rodamiento: 6005-2Z SKF. Fuente: SKF <http://www.skf.com/portal/skf_mx/home> [Consulta: 25 Noviembre 2009]

4.2.4 Sistema móvil

Nos referimos al sistema móvil como el conjunto de piezas que realizan el movimiento de flexión y extensión, como se ilustra en la imagen siguiente (Figura 4.14).

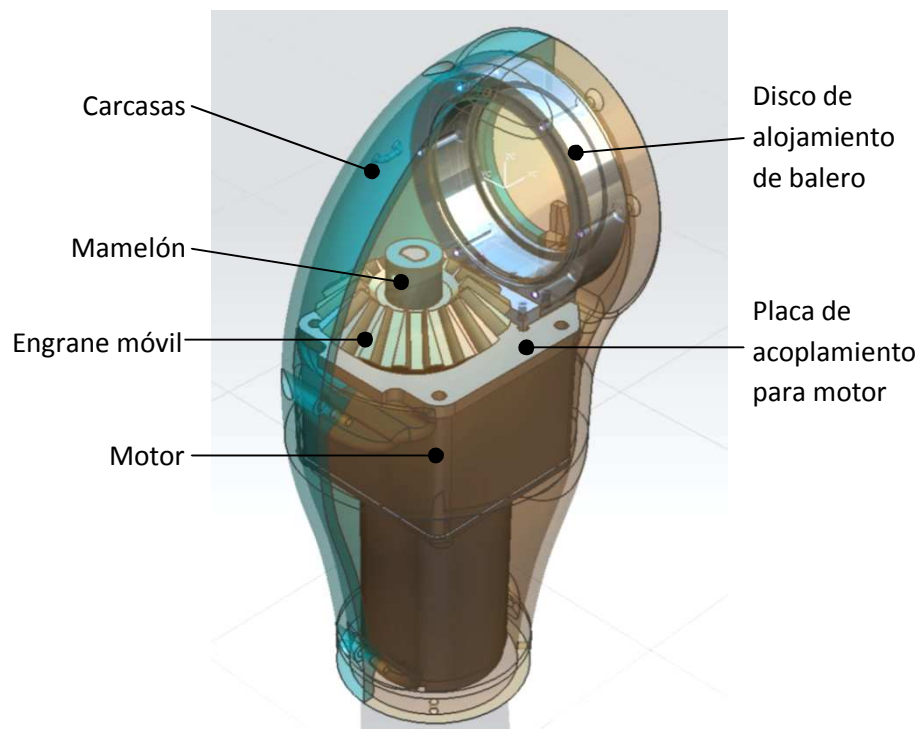


Fig. 4.14 Elementos que componen al sistema móvil. Fuente: Elaboración propia.

- **Engrane móvil.** El engrane móvil rota con centro en el eje de la flecha del motor, además se traslada siguiendo una trayectoria circular con centro sobre el eje del engrane fijo, los cálculos de esfuerzos sobre el engrane móvil ya se realizaron previamente. (Figura 4.15).



Fig. 4.15 Engrane móvil. Fuente:
Elaboración propia.

- **Mamelón del engrane móvil.** El mamelón del engrane móvil nos sirve para optimizar el espacio interior de la prótesis, además transmite el torque del motor al engrane fijo. Al igual que el engrane móvil, se traslada de la misma manera (Figura 4.16).

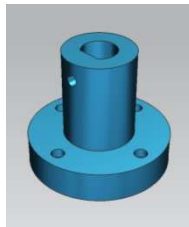


Fig. 4.16 Mamelón del engrane móvil.
Fuente: Elaboración propia.

- **Motor.** Como ya se ha mencionado, el motor ha sido designado por la empresa, se considera parte del sistema móvil puesto que el giro de la flecha proporciona el torque y se traslada junto con el engrane móvil (Figura 4.17).

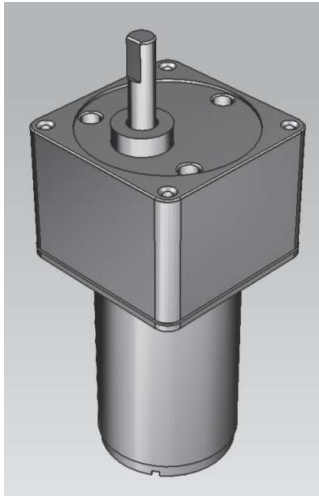


Fig. 4.17 Motor TSUKASA. Fuente: Elaboración propia.

- **Placa de acoplamiento para motor.** La placa de acoplamiento para motor tiene la función de soportar al motor y acoplar con el disco de alojamiento de balero mediante tornillería. No se considera un gran esfuerzo el que se realiza sobre esta pieza, por tanto no se realizan cálculos, su diseño se basa en necesidades geométricas para el ensamble de las piezas (*Figuras 4.18 y 4.19*).

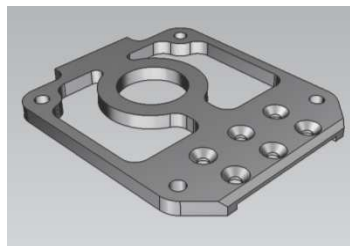


Fig. 4.18 Mamelón del engrane móvil. Fuente: Elaboración propia.

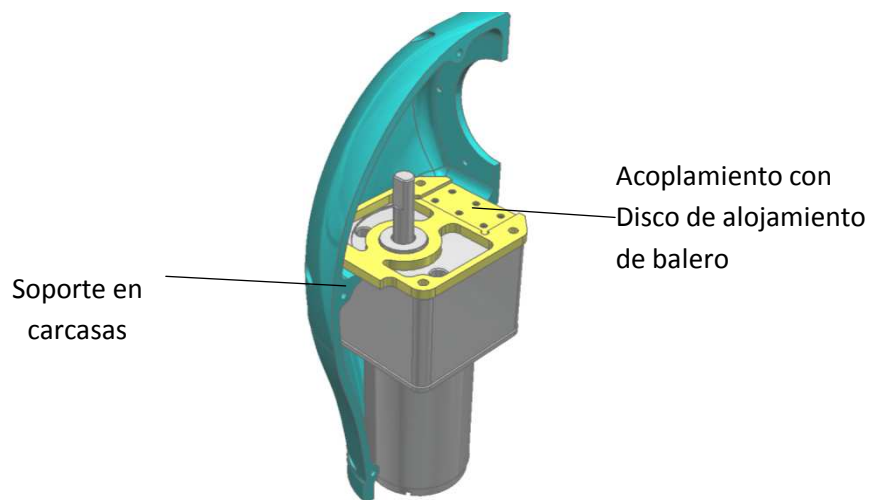


Fig. 4.19 Montaje de la placa de acoplamiento de motor. Fuente: Elaboración propia.

- **Disco de alojamiento de balero.** El disco de alojamiento tiene como función principal la de dar alojamiento al balero, y también acoplar con las dos carcasas y con la placa de acoplamiento para el motor. De igual manera, no se consideran esfuerzos importantes sobre esta pieza, sólo se diseña en base a geometría y reducir el peso (*Figuras 4.20 y 4.21*).

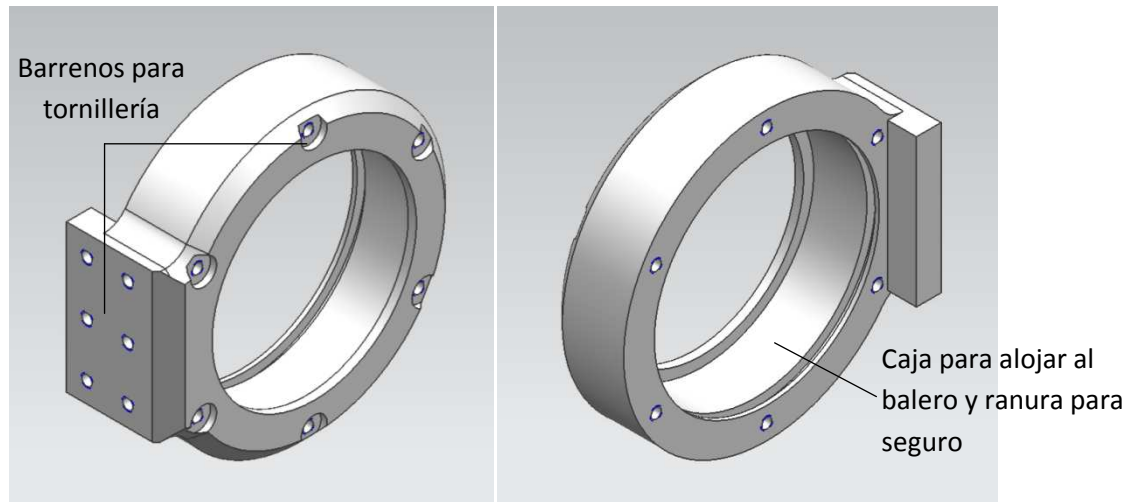


Fig. 4.20 Disco de alojamiento para balero. Fuente: Elaboración propia.

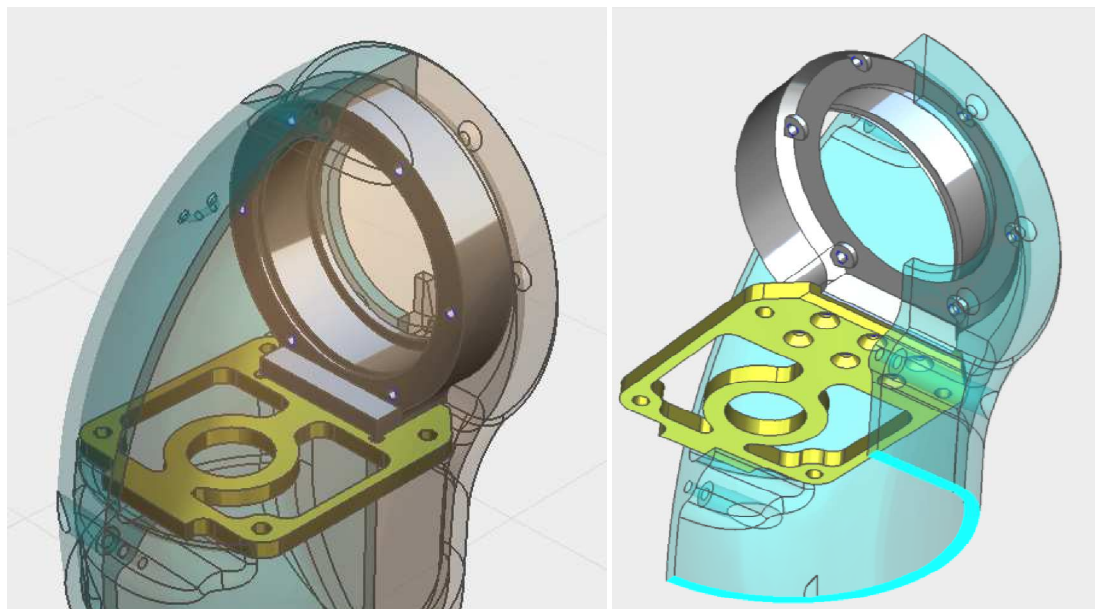


Fig. 4.21 Montaje del disco de alojamiento de balero con la placa de soporte para el motor y las carcasas. Fuente: Elaboración propia.

- **Carcasas.** El diseño de las carcasas se basa en dos conceptos fundamentales como son la geometría que se pretende lograr y el análisis CAE para validar el diseño obtenido y saber si soportará las fuerzas y momentos que

se ejercen sobre estas. En caso de no quedar validado, el espesor de las carcasas puede modificarse para que soporten dichas cargas.

En cuanto a la geometría exterior se refiere, es importante lograr una apariencia a la del hombro humano, por tanto, como punto de partida se ha tomado un promedio de las medidas del hombro del mexicano (ancho, largo, etc.). Por otra parte se piensa también en que el diseño debe hacerse en dos piezas para dar solución a varios problemas, como la forma de ensamble de todas las partes mecánicas en el interior y el maquinado de ambas carcasas.

Se busca que todo el sistema de transmisión quede sujeto a ambas piezas mediante tornillería entre el disco de acoplamiento del balero y éstas, para lo cual se diseña una sujeción de tres tornillos en cada carcasa.

De estos criterios puede observarse en la siguiente figura el desarrollo exterior de las carcasas (*Figura 4.22*).

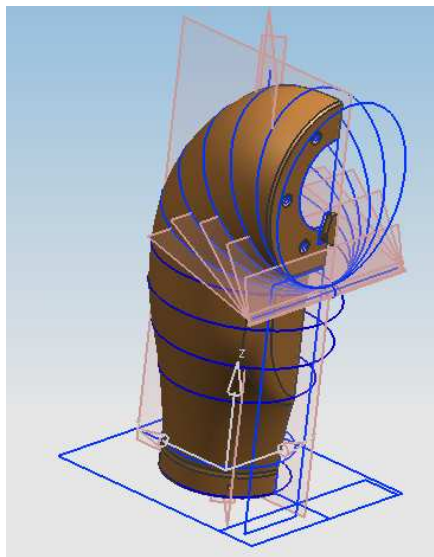


Fig. 4.22 Curvas base realizadas para el diseño exterior de las carcasas.

Fuente: Elaboración propia.

Para la parte interior se piensa en que las carcasas deben soportar el peso del motor, para lo cual se diseñan dos sujetadores a la altura de la placa de acoplamiento donde ésta asienta y sujeta al motor mediante tornillería (*Figura 4.23*).

Por último se desarrolla la unión de las dos carcasas, la cual se hace ubicando tornillería en los lugares donde no sea un estorbo o se tenga una zona libre y queden perfectamente distribuidos.

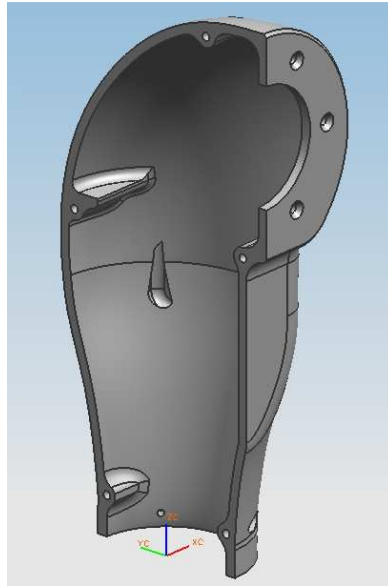


Fig. 4.23 Interior de una carcasa. (Se puede observar un sujetador y zonas para tornillería). Fuente: Elaboración propia.

El material al igual que el de todas las demás piezas, es tomado del material que comúnmente se utiliza en la empresa. En este caso se utilizará Aluminio 6061, ya nos proporciona una baja densidad y alta resistencia a cargas además de una buena maquinabilidad y tiene un bajo costo comparado con otras series de aluminio. Con este material se analizarán las cargas sobre estas piezas.

4.2.4.1 Análisis CAE de las carcasas.

El análisis CAE de las carcasas se realizó mediante la paquetería NASTRAN en Unigraphics 6.0, con el fin de evaluar que el diseño de las carcasas soporte las cargas a las que estarán sometidas. Es importante señalar que se analizarán las dos carcasas ensambladas ya que su comportamiento es diferente al someterlas a los mismos análisis pero cada carcasa de manera aislada, esto es debido a su geometría.

Después de analizar los movimientos a los cuales el paciente someterá la prótesis, se puede concluir que se estará sometiendo a los siguientes esfuerzos:

- Carga axial.
- Momento flexionante.
- Momento torsionante.

Fuerza axial

Las prótesis de Probionics están diseñadas para soportar un peso de 75 [kg] en completa extensión (0°) y este prototipo, como ya se mencionó antes, es desarrollado para que se acoplen con éstas, por esta razón se diseña pensando

en que también debe soportar ese peso, como se muestra en la figura (*Figura 4.24*).

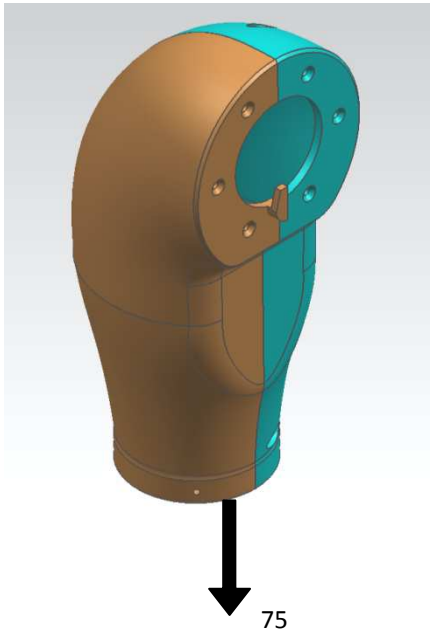


Fig. 4.24 Carga axial sobre la prótesis.
Fuente: Elaboración propia.

Procedimiento:

Como primer paso se asigna el material, se indican las caras que estarán en contacto y se hace el mallado de cada una de las carcasas: (*Figura 4.25*):

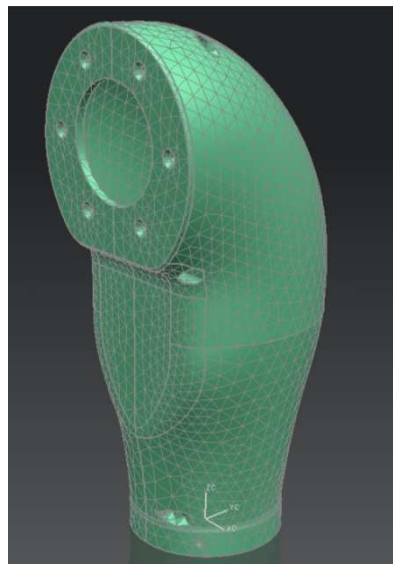


Fig. 4.25 Mallado del ensamble de carcasas.
Fuente: Elaboración propia.

La fuerza axial se distribuye en los barrenos para el acoplamiento, mientras que la restricción de grados de libertad se da en los barrenos de sujeción con el disco de acoplamiento del balero (*Figura 4.26*):

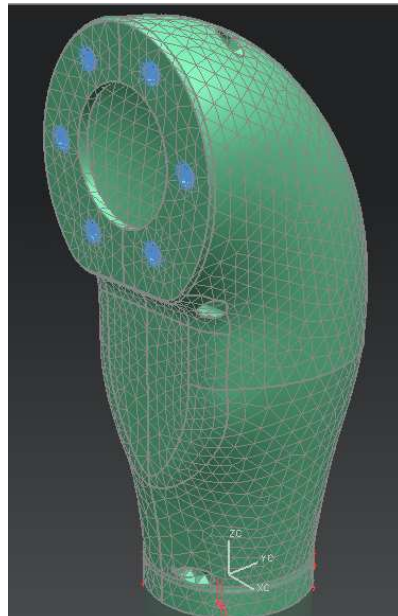


Figura 4.26 Restricción de movimientos (azul) y vector fuerza (rojo) en el ensamble de las carcasas.

Fuente: Elaboración propia.

La fuerza que se aplica es de $75 [kg] \times 9.8 \frac{m}{s^2} = 735 [N]$

Finalmente se resuelve mediante el método del elemento finito. Lo que nos da como resultado varias simulaciones del comportamiento del material, además de datos importantes a considerar:

- **Desplazamiento nodal**

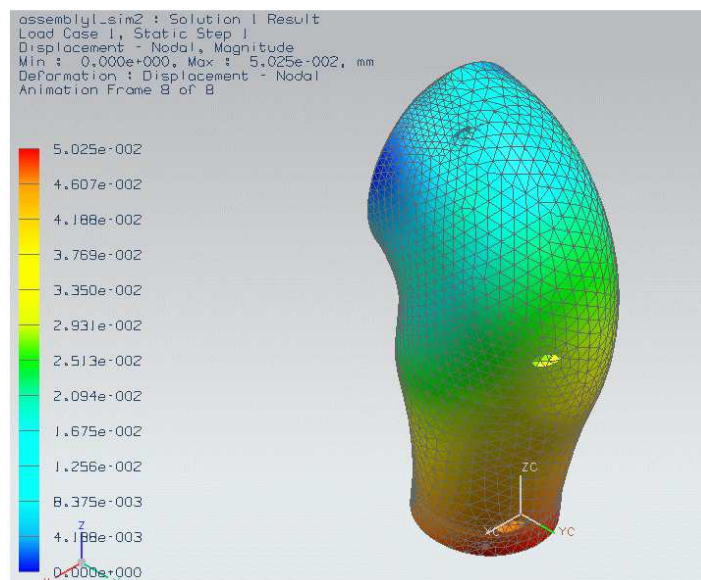


Figura 4.27 Desplazamiento nodal en el ensamble de las carcasas.

Fuente: Elaboración propia.

La magnitud de los desplazamientos por nodo varía según la distancia de la restricción a donde se aplica la fuerza. Se puede observar como en la zona más lejana de las carcasas respecto a la restricción hay un desplazamiento de (0.05 [mm]) mientras la zona más cercana casi no presenta desplazamiento (0.004 [mm]) (Figura 4.27).

- **Fuerza de reacción**

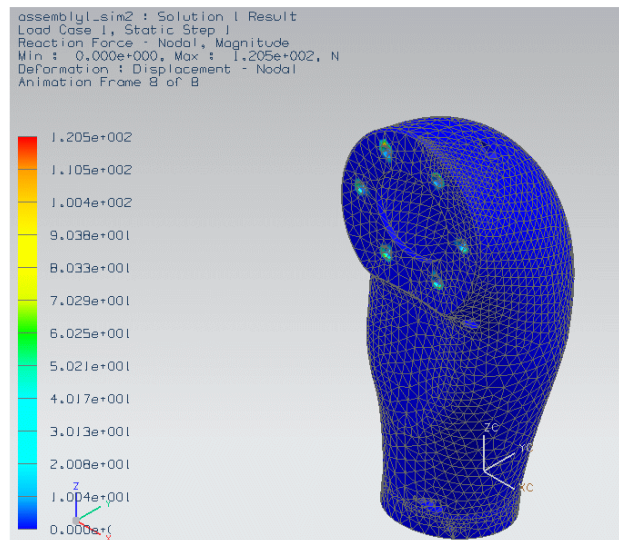


Figura 4.28 Fuerza de reacción en el ensamble de las carcasas.

Fuente: Elaboración propia.

La fuerza de reacción se da principalmente en los barrenos de restricción o empotramiento y su magnitud se encuentra entre los 120.5 [N] (Figura 4.28).

- **Momento de reacción y rotación nodal**

No existe momento de reacción, ni rotación en los nodos, por tanto no se representan gráficamente.

- **Esfuerzo en los nodos de los elementos**

El esfuerzo en los nodos de los elementos, al igual que la fuerza de reacción se encuentra en los barrenos de sujeción. Este esfuerzo tiene una magnitud mínima de 5.9×10^{-3} [MPa] y una magnitud máxima de 68.3 [MPa] (Figura 4.29).

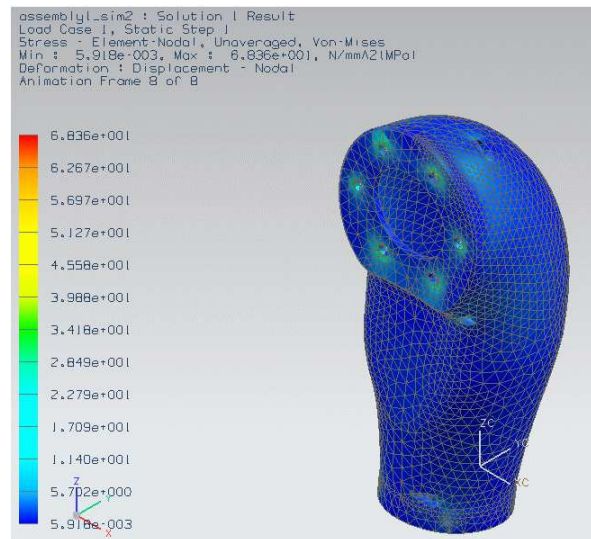


Figura 4.29 Esfuerzo en los nodos de los elementos en el ensamble de las carcasas.

Fuente: Elaboración propia.

▪ Esfuerzo en los elementos

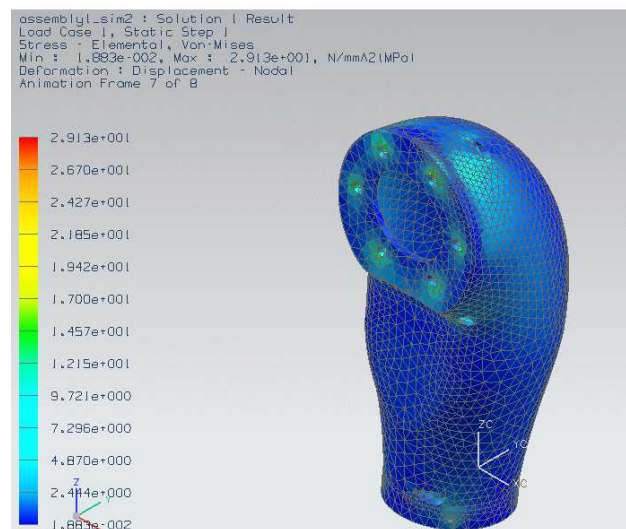


Figura 4.30 Esfuerzo en los elementos en el ensamble de las carcasas.

Fuente: Elaboración propia.

El esfuerzo en los elementos se presenta tanto en los barrenos de sujeción como en los barrenos para el acoplamiento. El esfuerzo máximo es de 29.1 [MPa] (Figura 4.30).

Momento flexionante

Otro esfuerzo al que estará sometida la prótesis es cuando se realiza un movimiento de flexión a 90° , el peso de la prótesis completa implica un momento flexionante. Por tanto, considerando un centro de gravedad a una distancia de 500 [mm] aproximadamente a partir del eje de rotación de la prótesis de hombro y en éste centro de gravedad concentramos el peso de la prótesis de alrededor de 2 [kg] se obtiene el momento flexionante (*Figura 4.31*).

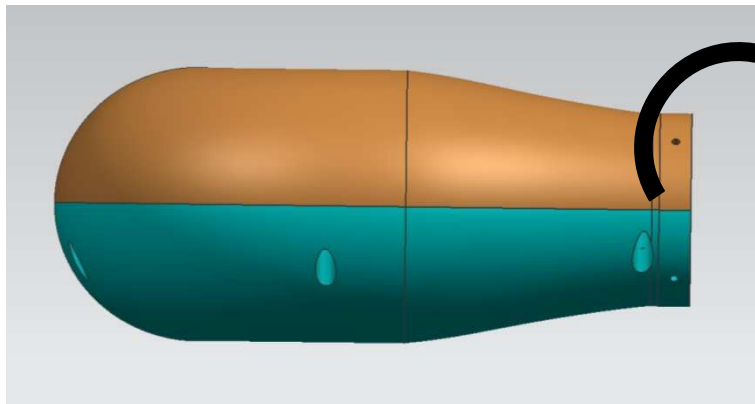


Fig. 4.31 Momento flexionante sobre la prótesis. Fuente: Elaboración propia.

Procedimiento

Se asigna el material (Aluminio 6061) y se malla cada una de las partes de las carcasas. Se asignan las mismas restricciones, que son los barrenos de sujeción, y se asigna una fuerza de 63.7 [N] (*Figura 4.32*).

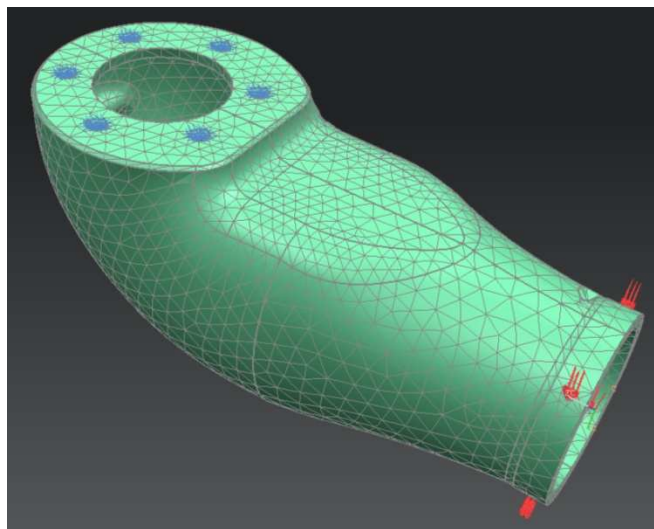


Figura 4.32 Restricción fija (azul) y momento flexionante (rojo) en el ensamble de las carcasas. Fuente: Elaboración propia.

Desplazamiento nodal

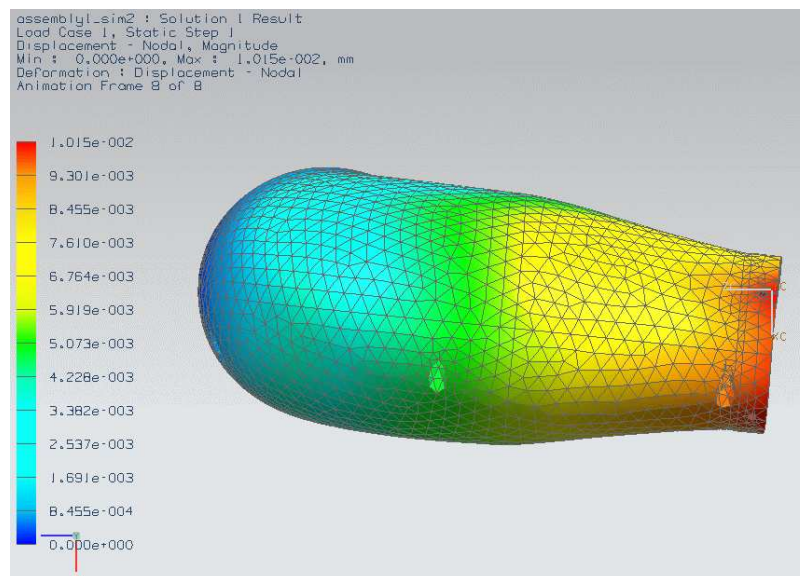


Figura 4.33 Desplazamiento nodal en el ensamble de las carcasas por momento flexionante. Fuente: Elaboración propia.

El desplazamiento nodal por momento flexionante es mucho mayor en el área donde se aplica el momento y es prácticamente nulo en el área de la restricción. El desplazamiento máximo en el acoplamiento es de 0.01 [mm] (Figura 4.33).

Fuerza de reacción

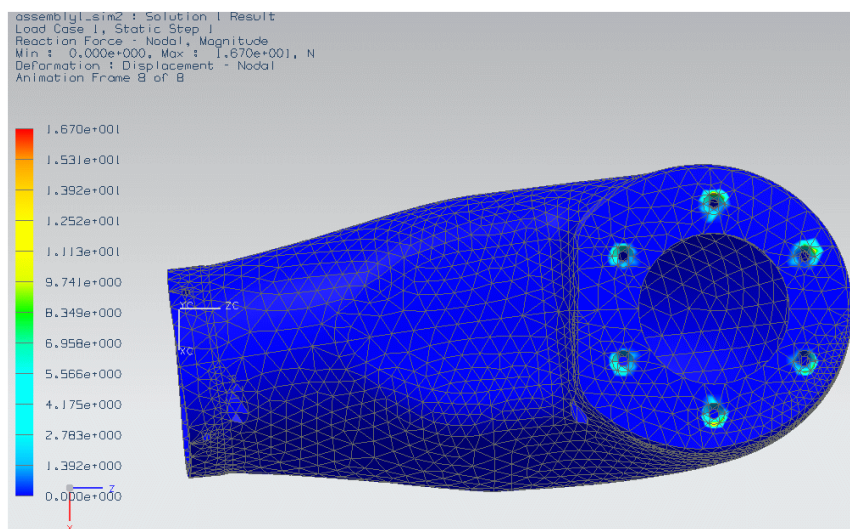


Figura 4.34 Fuerza de reacción en el ensamble de las carcasas por momento flexionante. Fuente: Elaboración propia.

La fuerza de reacción se presenta en los barrenos de restricción, mientras que en el acoplamiento es nula. La máxima magnitud de esta fuerza es de 16.7 [N] (Figura 4.34).

- **Momento de reacción y rotación nodal**

No existe momento de reacción, ni rotación en los nodos, por tanto no se representan gráficamente.

- **Esfuerzo en los nodos de los elementos**

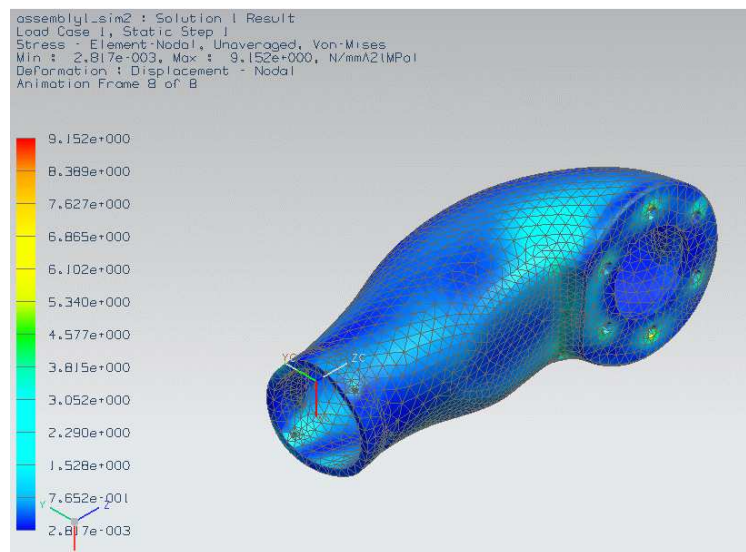


Figura 4.35 Esfuerzo en los nodos de los elementos por momento flexionante.

Fuente: Elaboración propia.

El esfuerzo en los nodos de los elementos se puede apreciar en casi todo el ensamble de las carcasas. Principalmente se encuentra en los barrenos restringidos y en menor magnitud en el área de acoplamiento. El máximo esfuerzo en los nodos es de 9.15 [MPa] (Figura 4.35).

- **Esfuerzo en los elementos**

El esfuerzo en los elementos se encuentra principalmente, como puede ser observado, en áreas con cambios de geometría bruscos, como en el pliegue debajo de los barrenos de sujeción y en esos últimos principalmente. Su magnitud es de 4.73 [MPa] (Figura 4.36).

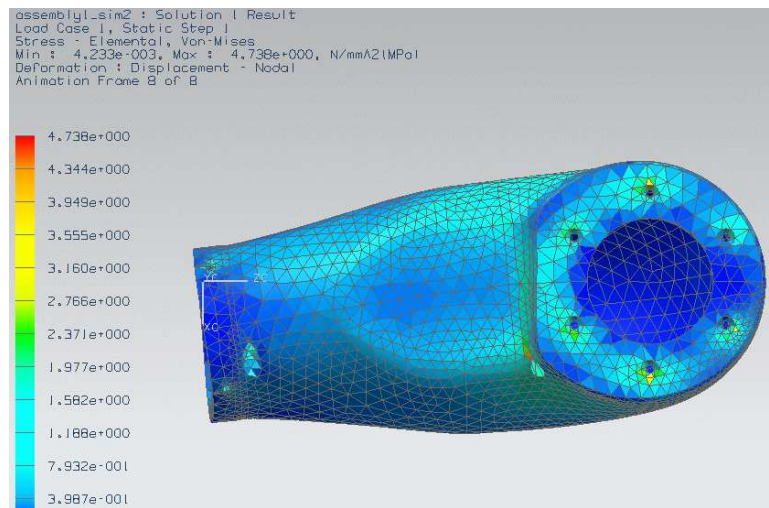


Figura 4.36 Esfuerzo en los elementos del ensamble de las carcasas por momento flexionante.

Fuente: Elaboración propia.

Momento torsionante

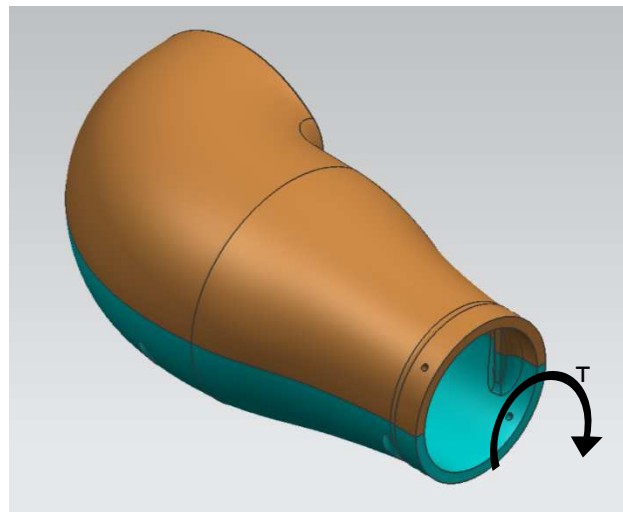


Figura 4.37 Momento torsionante sobre la prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

Este prototipo necesita soportar un momento torsionante en el acoplamiento con la prótesis de codo con relación a los barrenos. Este momento se produce cuando el paciente mueve la prótesis de codo respecto a la articulación del hombro en una rotación medial o lateral. Y el hombro se ubica a 90° de flexión (Figura 4.38).

Procedimiento

Se asigna el material (Aluminio 6061) y se malla cada una de las partes de las carcasas, de la misma forma que se hizo para la fuerza axial. Posteriormente se asigna la misma restricción, que son los barrenos de sujeción, La diferencia radica en la situación de aplicar un momento de 2352 [N-mm] en el área de acoplamiento (*Figura 4.38*).

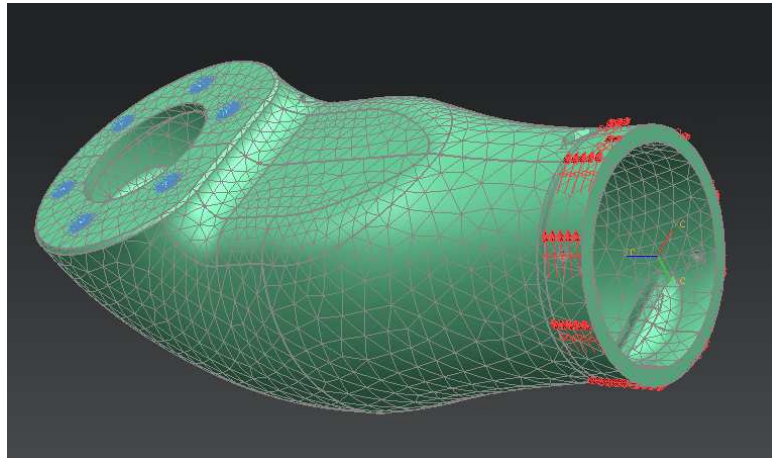


Figura 4.38 Restricción fija (azul) y momento torsionante (rojo) en el ensamblaje de las carcasas. Fuente: Elaboración propia.

Desplazamiento nodal

La magnitud de los desplazamientos por nodo varía según la distancia de la restricción a donde se aplica el momento. En la zona más lejana de las carcasas respecto a la restricción hay un desplazamiento de (0.001 [mm]) (*Figura 4.39*).

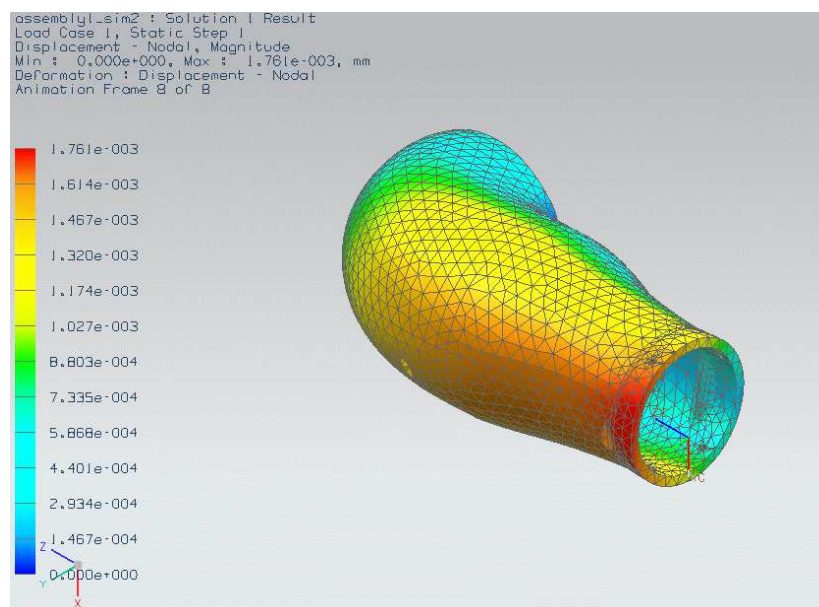


Figura 4.39 Desplazamiento nodal en el ensamblaje de las carcasas por momento torsionante. Fuente: Elaboración propia.

- **Fuerza de reacción**

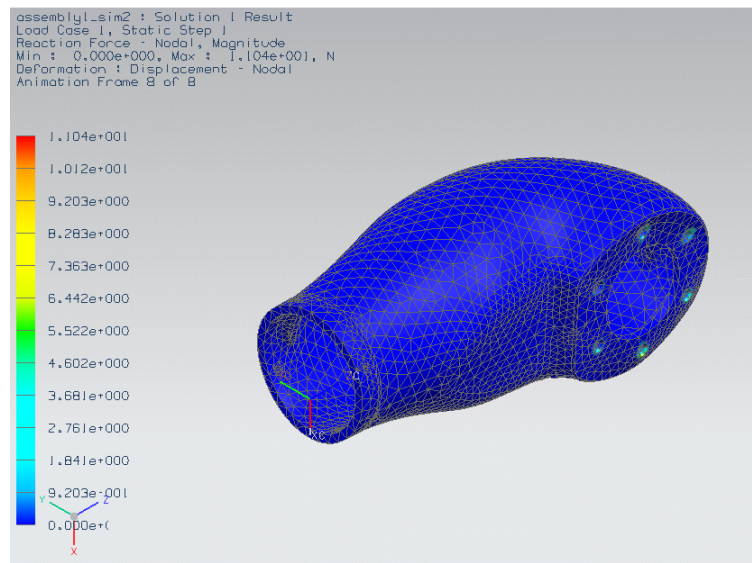


Figura 4.40 Fuerza de reacción en el ensamble de las carcasas por momento torsionante.

Fuente: Elaboración propia.

La fuerza de reacción por el momento torsionante se encuentra principalmente en los barrenos de sujeción. Esta fuerza tiene una magnitud máxima de 11 [N] (Figura 4.40).

- **Momento de reacción y rotación nodal**

No existe momento de reacción, ni rotación en los nodos, por tanto no se representan gráficamente.

- **Esfuerzo en los nodos de los elementos**

Este esfuerzo se presenta principalmente en los barrenos de sujeción. Su magnitud máxima es 4.65 [MPa], mientras la mínima es de 6.06×10^{-4} [MPa] (Figura 4.41).

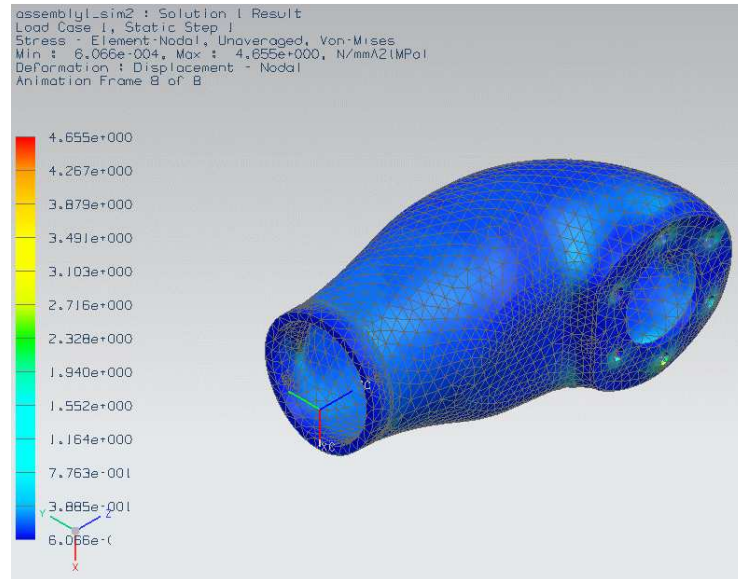


Fig. 4.41 Esfuerzo en los nodos del ensamble de las carcasas por momento torsionante.
 Fuente: Elaboración propia.

▪ Esfuerzo en los elementos

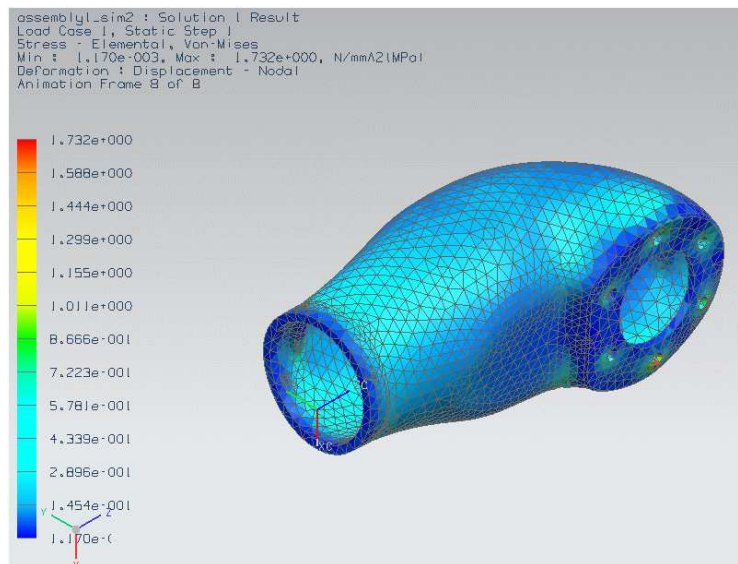


Fig. 4.42 Esfuerzo en los elementos del ensamble de las carcasas por momento torsionante.
 Fuente: Elaboración propia.

El esfuerzo en los elementos se presenta tanto en los barrenos de sujeción como en todo el cuerpo. Aunque para los primeros es donde se presenta el máximo esfuerzo, este esfuerzo es de 1.73 [MPa]. Mientras en casi todo el cuerpo se presenta un esfuerzo de 0.7 [MPa] (Figura 4.42).

4.2.5 Sistema de control de paro

El sistema de paro es el último sistema a diseñar. La necesidad de su implementación y principal función es la de detener el movimiento de la prótesis en un lugar específico.

Este sistema es el encargado de detener la flexión a 205° partiendo de 0°, y la extensión a aproximadamente 30°.

Se tomará como base el sistema que se maneja en otros módulos protésicos que realiza la empresa, en los que se utilizan microswitches, comprados a un proveedor en el país, como los que se muestran a continuación (*Figura 4.43*).

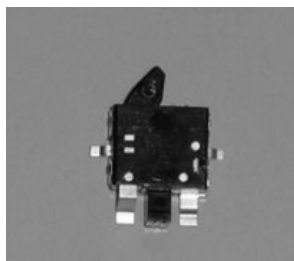


Fig. 4.43 Microswitch para desactivación del la prótesis. Fuente: Elaboración propia.

Al utilizar estos microswitches se evita a la empresa buscar a nuevos proveedores y tener que capacitar a sus trabajadores sobre el nuevo montaje, ya que se pretende sea el mismo.

Para poder lograr esto se debe diseñar una pieza que pueda contener y situar a los switches con los ángulos descritos anteriormente y que al mismo tiempo contenga las ranuras por donde se llevarán los cables que alimentan a los switches. Se tiene que resaltar que para el diseño, esta pieza no requiere de cálculos ya que no se encuentra sometida a factores de carga que puedan poner en riesgo al prototipo por algún tipo de falla. Por tanto su diseño se basa completamente en la geometría del espacio disponible en el ensamble.

Al tener que diseñar una pieza con un ángulo entre dos ejes y tratar de conservar la geometría del lugar en donde queda montada (*Figura 4.44*), se piensa en una pieza de sección circular que tenga el mismo radio exterior del mamelón (r_{ext} del mamelón: 21.5 [mm]). Para dar los ángulos necesarios, esta pieza se puede recortar a estos grados:

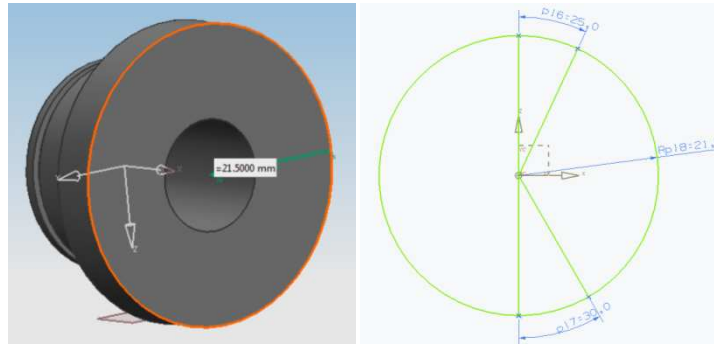


Fig. 4.44 Diámetro sobre el cual está basado el sistema de paro. Fuente: Elaboración propia.

Ahora es necesario que la pieza tenga un espesor adecuado, en el cual puedan realizarse las cajas que contendrán a los microswitches. Estas cajas sujetarán a los switches mediante dos pernos que se encuentran en la parte inferior y al mismo tiempo permitirán que el switch quede libre para el corte del movimiento. El espesor del switch ($e= 2.44$ [mm]), por lo que se opta por un espesor de 4 [mm] (Figura 4.45).

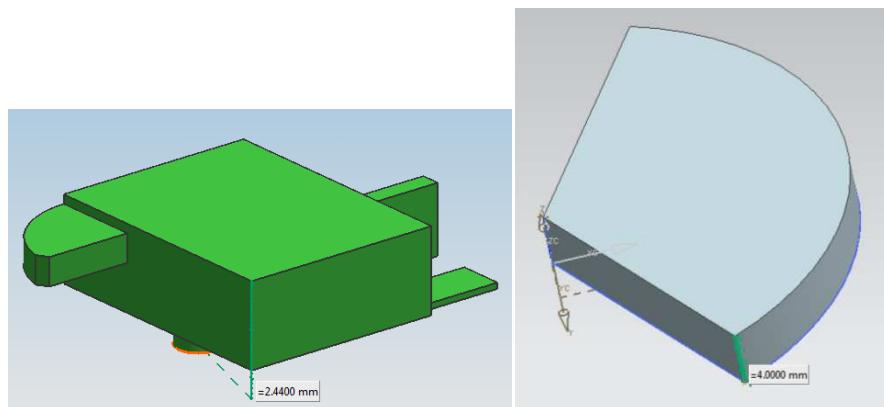


Fig. 4.45 Espesor del sistema de paro en función del espesor del switch. Fuente: Elaboración propia.

El siguiente paso es situar las cajas en las orillas de los ángulos, sin perder de vista que esta pieza debe de sujetarse de alguna forma al cople antes citado. Cabe resaltar que la forma de sujeción se realiza por tornillería y no requiere de cálculos, pues esta tornillería solo es necesaria para la sujeción. De esta forma se pondrán sólo dos de ellos dependiendo directamente del espacio disponible en el cople. Las cajas se sitúan con relación a estos (Figura 4.46).

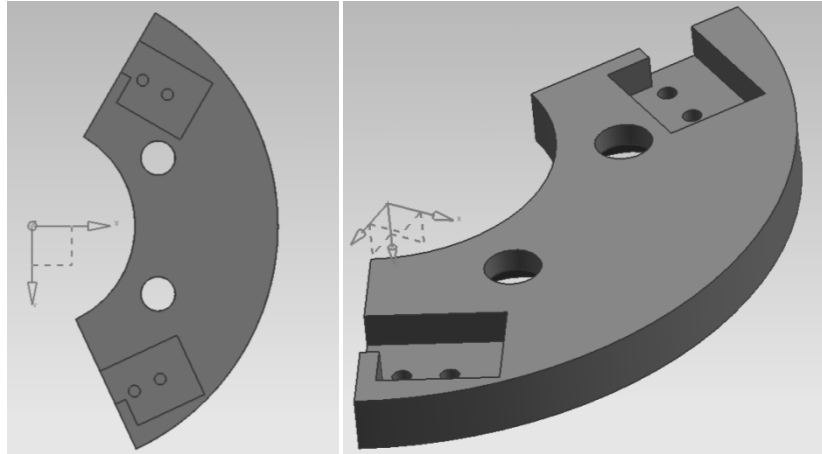


Fig. 4.46 Ubicación de los switches de paro. Fuente: Elaboración propia.

La siguiente consideración es la de reducir el peso y al mismo tiempo dar salida a los cables de alimentación de los switches, basado en el radio interior del cople ($r_{int} = 4$ [mm]) se dará un mayor radio interior ($r_{int} = 4.5$ [mm]) a la pieza ya que los cables no tienen un espesor mayor a 0.9 [mm].

Finalmente se desarrollan las ranuras por donde pasan los cables de alimentación de los switches, los cuales tienen salida en el radio interior de la pieza. Estas ranuras son diseñadas a la misma profundidad de las cajas de los switches para que los cables no tengan que doblarse abruptamente (Figura 4.47).

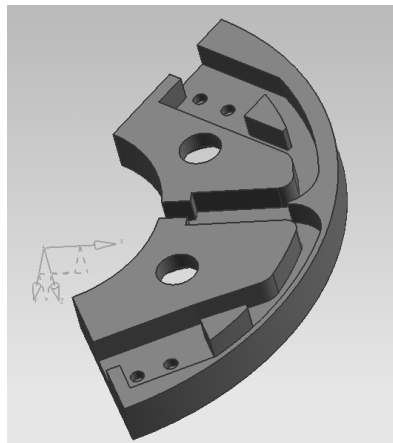


Fig. 4.47 Sistema de control de paro. Fuente: Elaboración propia.

No debe confundirse este paro con el que el paciente puede realizar en cualquier momento cuando está realizando el movimiento de la prótesis (flexión o extensión en este caso) y detiene con la contracción del músculo ya que esto se da con la configuración del sistema mioeléctrico.

5

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

5.1 Resultados

Una vez concluido el diseño de detalle, se presentarán los resultados finales. En el caso de algunas partes que integran el prototipo, se mostrará una alternativa de diseño en el que el factor de reducción de peso adquiere mayor importancia sobre otros factores como el tiempo y costos de maquinado, la empresa tendrá la opción de elegir la pieza que satisfaga sus objetivos.

5.1.1 Sistema de transmisión

El engrane fijo se restringe mediante 4 opresores M3 en los barrenos ubicados en el extremo del mamelón. Mientras que el engrane móvil se acopla al mamelón con tornillería M3, éste mamelón llevará un opresor M3 para restringir el desplazamiento en sentido axial de la flecha del motor. También se realizará un proceso de electroerosión para que ajuste con la geometría de la flecha del motor.

Los engranes mostrados en las figuras son ilustrativos y el tallado de los dientes muestra un engrane cónico recto, hay que recordar que son engranes cónicos con espiral de 35° . (Figura 5.1).

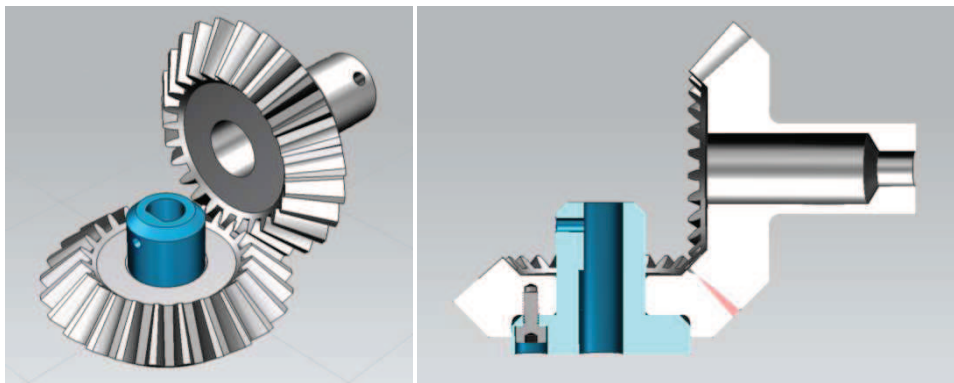


Fig. 5.1 Acoplamiento del sistema de transmisión. Fuente: elaboración propia.

En el engrane fijo se muestran dos diámetros internos, el menor de estos es para dar alojamiento a los barrenos para los opresores, mientras que el diámetro mayor es para la reducción de peso. En el engrane móvil se aprecia el plano de ajuste para el acoplamiento del motor y su barreno de fijación.

5.1.2 Sistema de soporte

Está compuesto de varias piezas: soporte trípode, roldana, cople, seguro externo de retención y el engrane fijo.

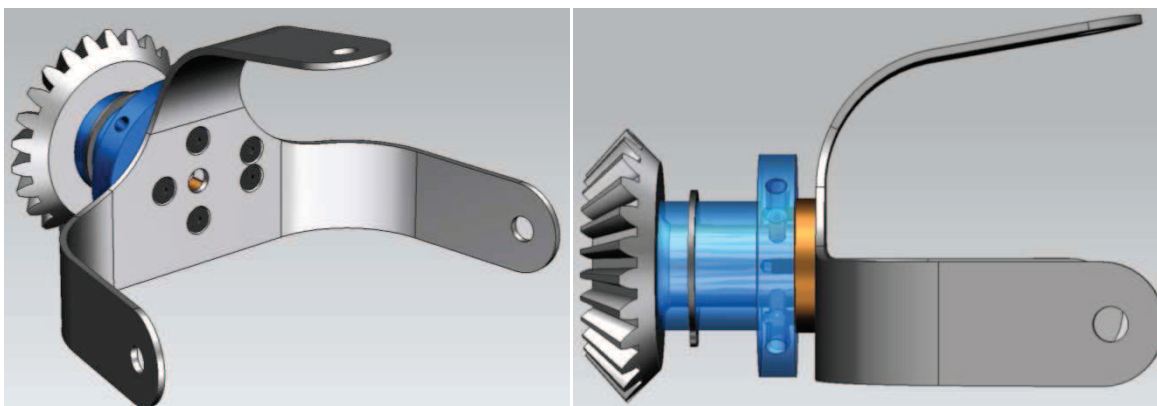


Fig. 5.2 Acoplamiento del sistema de soporte. Fuente: elaboración propia.

En las figuras se muestra la fijación de las piezas entre el trípode, roldana y cople que se realiza mediante 5 tornillos Allen de cabeza plana. Se puede observar la unión entre el cople y el engrane fijo a través de opresores. También se muestra el seguro externo de retención que evita que el rodamiento se desplace. (Figura 5.2).

5.1.3 Sistema móvil

Está integrado por: disco de alojamiento de balero, placa de acoplamiento para motor, seguro de retención interno, engrane móvil, mamelón, motor y carcasas. (Figura 5.3).

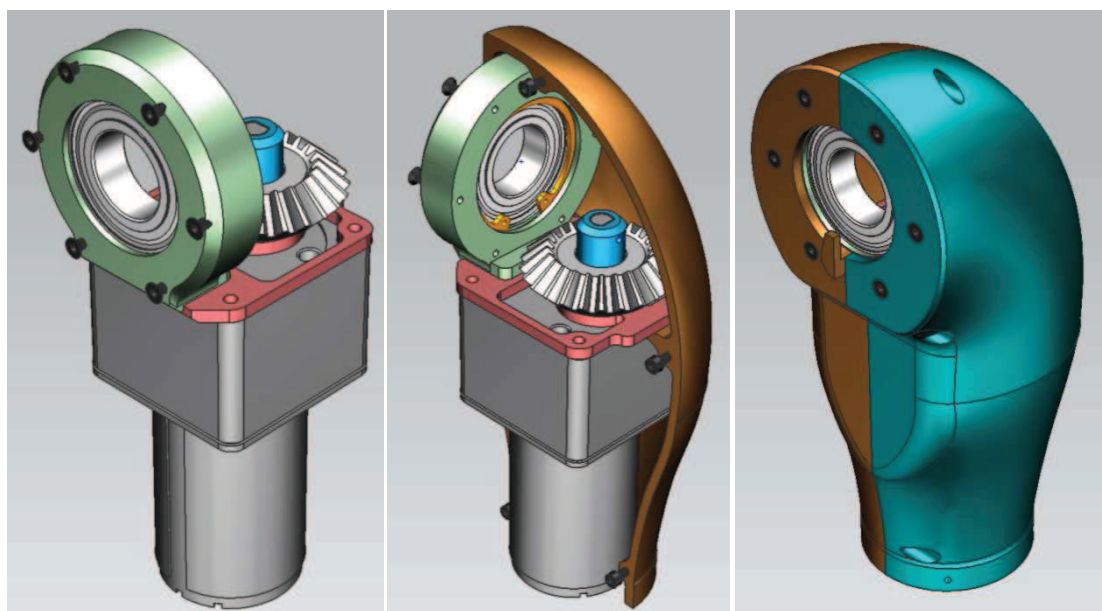


Fig. 5.3 Integración de las piezas del sistema móvil. Fuente: elaboración propia.

5.1.3.1 Alternativas para el disco de alojamiento para balero.

El disco de alojamiento alberga al rodamiento y evita su desplazamiento mediante el seguro de retención interno. Se atornilla a las carcasas mediante tornillos Allen planos M3 y en la cara inferior acopla con el mismo tipo de tornillería al soporte para motor. Las carcasas se unen con cinco tornillos Allen M3.

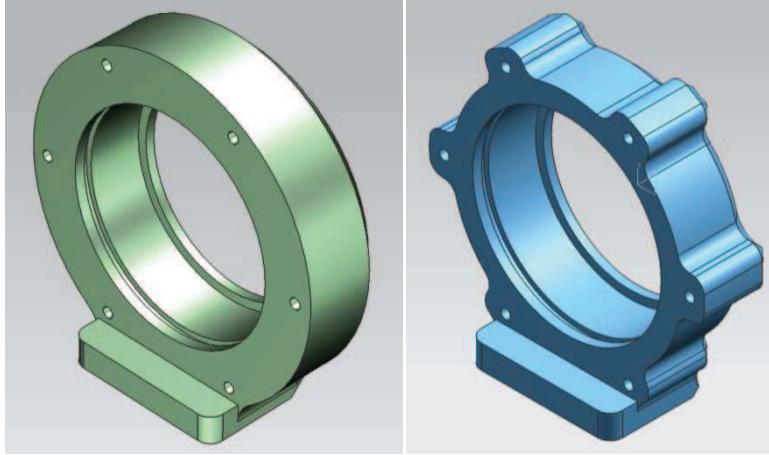


Fig. 5.4 Alternativas de diseño del disco de alojamiento para balero. Fuente: elaboración propia.

La opción de la izquierda se enfoca en una manufactura de menor tiempo ya que su geometría es simple, dando la opción de no utilizar maquinaria CNC. La otra alternativa da prioridad a la reducción de peso y elimina las zonas donde no se requiere material, ya sea por esfuerzo mecánico o restricciones geométricas, el maquinado eleva su complejidad y precisa de maquinado en CNC. (Figura 5.4).

El porcentaje de reducción de peso es de 32% considerando que el peso para la opción de la izquierda es de 0.298 [kg] y para la opción de la derecha resulta de 0.202 [kg].

5.1.3.2 Alternativas para las carcasas

El diseño de estas carcasas se ha realizado para que sean mecanizadas, pero puede rediseñarse para que sean obtenidas mediante fundición de aluminio, inclusive cambiar el material metálico por un material plástico, a reserva de analizar las propiedades mecánicas del material y los esfuerzos producidos en éstas con ese nuevo material (Figura 5.5).

En este ejemplo, únicamente se ha reducido el espesor de la carcasa en 1[mm], el porcentaje de reducción de peso es de 39% considerando que el peso para la carcasa de 3.5 [mm] de espesor es de 0.695 [kg] y para la carcasa con espesor de 2.5 [mm] es de 0.424 [kg]. Aunque en este ejemplo no se ha realizado un

análisis CAE, solo es demostrativo para la pérdida de masa, también puede eliminarse material en zonas donde no se realizan esfuerzos. (Figura 5.5).

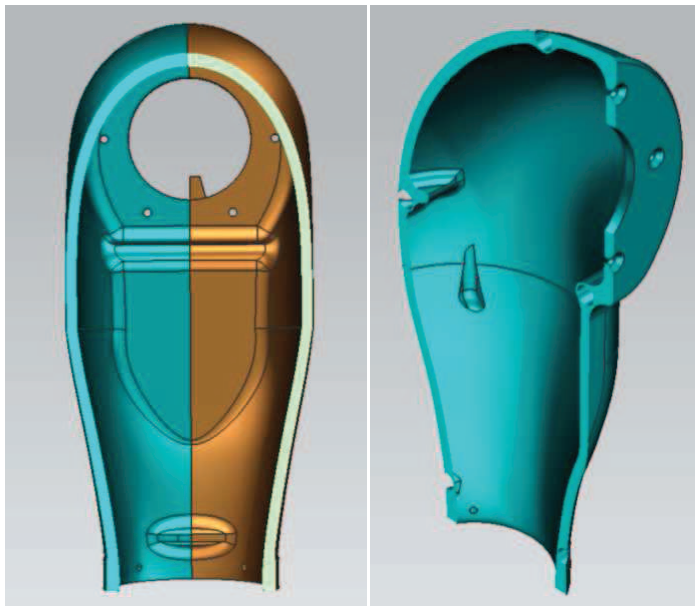


Fig. 5.5 Detalle del espesor de las carcasas (3.5 mm). Fuente: elaboración propia.

El diseño de las carcasas se ha realizado con un espesor de 3.5 [mm], puesto que es el espesor que maneja la empresa en las carcasas que utiliza. Éste espesor fue el que se utilizó para los análisis CAE, y los resultados obtenidos muestran deformaciones del orden de 1×10^{-2} [mm], para la aplicación de la carga de 75[kg] la zona más esforzada se ubica en el área de sujeción, obteniendo un esfuerzo de la misma magnitud que el esfuerzo de fluencia del material propuesto (Aluminio 6061T6). Para las condiciones de esfuerzo flexionante y torsión, los esfuerzos producidos en las carcasas son del orden de 1×10^1 [MPa]. (Figura 5.5).

Por tanto se propone que se realice un diseño más detallado en consideración de la reducción del espesor y eliminación de material en zonas donde no se realizan esfuerzos y reforzar aquellas donde la empresa considere necesario.

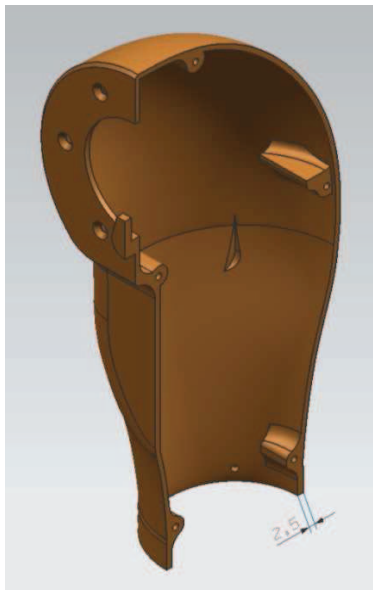


Fig. 5.6 Detalle del espesor reducido de las carcasas (2.5mm). Fuente: elaboración propia.

5.1.3.3 Alternativas para el motor

Es muy difícil encontrar en el mercado nacional este tipo de motores. Esta razón fue la que probablemente orilló a la empresa a buscar la solución en el mercado internacional. El mercado asiático es el que ofrece las mayores posibilidades para cubrir esta necesidad. Esta alternativa se busco prioritariamente en internet, en las páginas de las empresas que de alguna manera son competencia de la empresa TSUKASA (Japón), proveedor de los actuales motores utilizados en todos los demás módulos de prótesis.

- **SGMADA (China)**

Es una empresa fundada en 2001. Las alternativas que podrían considerarse por parte de la empresa son las siguientes:

Tabla 5.1-1 Características de los motores SGMADA
Fuente SGMADA <<http://www.sgmada.com/>> [Consulta: 04 diciembre 2009].

MOTORREDUCTOR PAR / VELOCIDAD / ACTUAL												
Nombre Motorreductor	Ritmo Volt. V	No Load		De carga de par				Con la máxima eficiencia		Salida Powe W	Numb de artes de trenes	Gearbo longitud "L" mm
		Actual	Velocidad	Actual	Velocidad	Torque		Kgf	Nm			
		mA	r / min	Un	r / min	Kgf cm	N m	cm	N m			
PG-36395126000-3.7K	12	≤ 130	1621	≤ 530	1327	0,26	0,03	0,8	0,08	3,5	1	26,5
PG-36395126000-5.2K	12	≤ 130	1153	≤ 530	944	0,33	0,03	1,0	0,10	3,1	2	32,5
PG-36395126000-13.7K	12	≤ 130	438	≤ 530	358	0,86	0,08	3,0	0,29	3,1	2	32,5
PG-36395126000-26.9K	12	≤ 130	223	≤ 530	182	1,5	0,15	5,0	0,49	2,8	3	38,5
PG-36395126000-51K	12	≤ 130	117	≤ 530	96,3	2,9	0,28	9,0	0,88	2,8	3	38,5
PG-36395126000-100K	12	≤ 130	60	≤ 530	49,1	5,6	0,55	17	1,67	2,8	3	38,5
PG-36395126000-188K	12	≤ 130	31,9	≤ 530	26,1	9,6	0,94	29	2,84	2,5	4	44,5
PG-36395126000-369K	12	≤ 130	16,3	≤ 530	13,3	19	1,86	56	5,49	2,5	4	44,5
PG-36395126000-721K	12	≤ 130	8,3	≤ 530	7,1	30	2,94	90	8,82	2,1	4	44,5

- PG-36395126000-369K

Este motor presenta una velocidad de 13.3 [rpm] y un torque de 1.86 [N-m], comparados con una velocidad de 35 [rpm] y 2.5 [N-m], que desarrolla el motor actual. Por esta razón parece ser una mala opción, sin embargo la diferencia radica en el peso que tiene que es de aproximadamente 180 a 210 [gr].

- PG-36395126000-721K

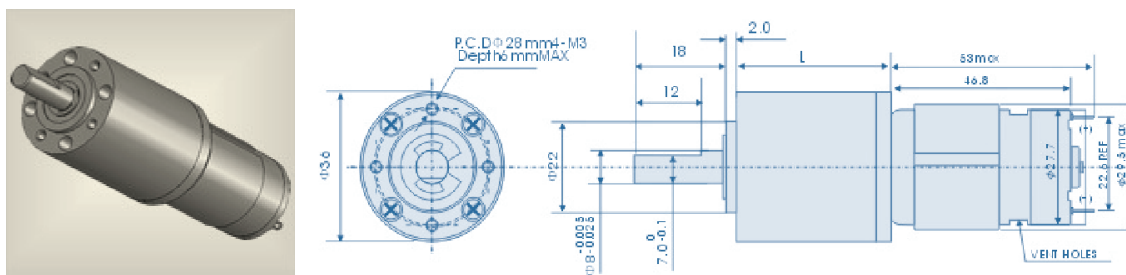


Fig. 5.7 Representación geométrica de la serie de motores PG-36395. SGMADA.

Fuente SGMADA <<http://www.sgmada.com/>> [Consulta: 04 diciembre 2009].

La velocidad de este motor es toda vía menor que el anterior: 7.1 [rpm], pero presenta un torque mayor: 2.94 [N-m], comparado con el motor que se maneja para el prototipo.

Es claro que para la elección del motor se tiene que sacrificar alguna necesidad o característica para satisfacer otra. En el caso de ambos motores la velocidad es una característica a sacrificar obteniendo una ganancia considerable en la reducción de peso, ya que se reduce el peso de 800 a 200 [gr] aproximadamente. Otro punto a considerar es el torque el cual en ambos casos es muy parecido al requerido, pero no es el mismo. Una ganancia más es la del espacio ya que las dimensiones de estos motores son menores al que se utiliza en el prototipo.

- SG-775125000-90K

Este motor se presenta sólo como comparativo con el modelo usado hasta ahora, presenta una velocidad de 42 [rpm] y un torque de 3.78 [N-m]. Sin embargo su peso es de aproximadamente 800 [gr], lo que resulta muy parecido con el que se maneja, con las pequeñas diferencias de tener mayor velocidad y torque.

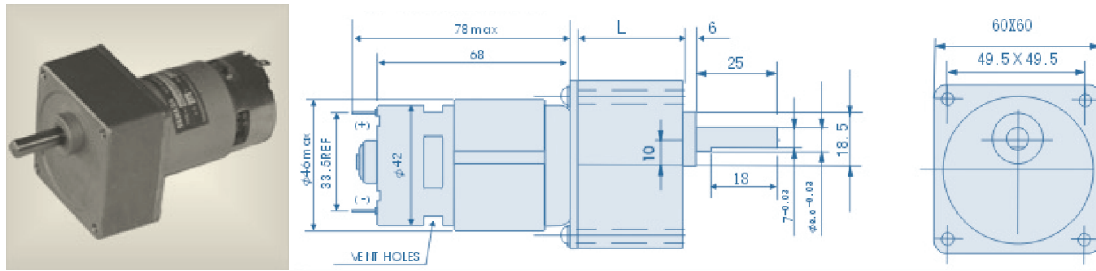


Fig. 5.8 Representación geométrica de la serie de motores SG- 775125000.SGMADA.
Fuente SGMADA <<http://www.sgmada.com/>> [Consulta: 04 diciembre 2009].

La empresa puede elegir entre las alternativas de motores que se presentan, dependiendo de las necesidades que consideré más importantes.

5.1.4 Ensamble

La configuración de ensamble del prototipo se muestra en la siguiente figura:

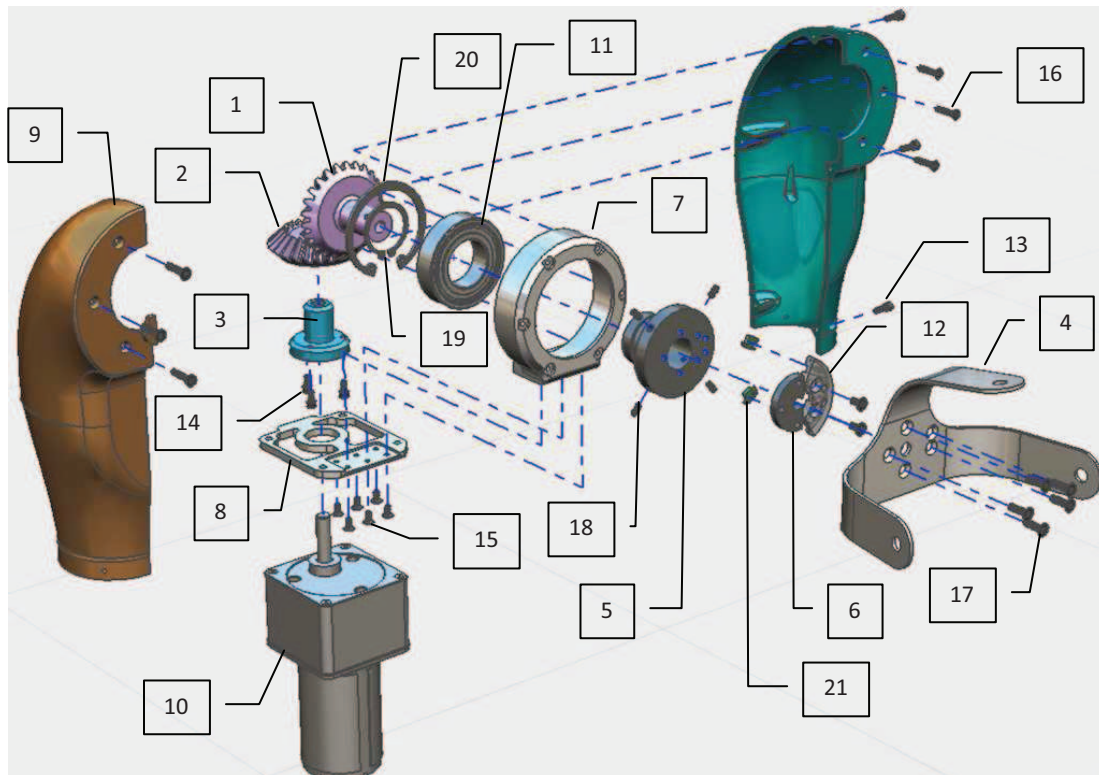


Fig. 5.9 Explosión de ensamble del prototipo de hombro. Fuente: elaboración propia.

Dando como resultado el ensamble completo de la prótesis de hombro mostrado en la siguiente figura.

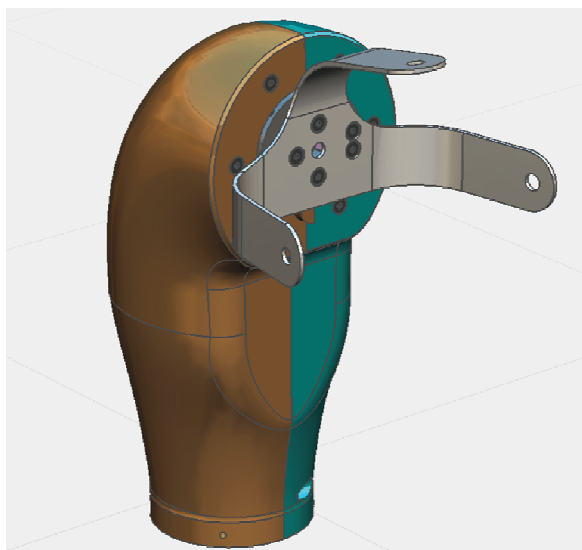


Fig. 5.10 Ensamble del prototipo de hombro. Fuente: elaboración propia.

Los pesos y materiales de cada una de las partes que la integran se describen a continuación.

Tabla 5.1-2 Materiales y pesos para cada pieza del prototipo. Fuente: Elaboración propia.

Sistema	#	Pieza	Material	Peso unitario aproximado [g]	Cantidad de piezas	Peso subtotal [g]
Sistema de transmisión	1	Engrane fijo	Alumec 89	143.87	1	143.87
	2	Engrane móvil	Alumec 89	98.41	1	98.41
	3	Mamelón	Alumec 89	59.21	1	59.21
Sistema de soporte	4	Soporte trípode	Acero Inoxidable	79.95	1	79.95
	5	Cople	Aluminio 6061	104.85	1	104.85
	6	Roldana	Nylamid SL	9.08	1	9.08
Sistema móvil	7	Disco de alojamiento para balero	Aluminio 6061	298.24	1	298.24
	8	Placa de soporte para motor	Aluminio 6061	64.00	1	64.00
	9	Carcasas	Aluminio 6061	695.00	2	1390.00
	10	Motor	-----	800.00	1	800.00
Otros	11	Rodamiento	Acero	80.00	1	80.00
	12	Control de paro	Nylamid SL	9.11	1	9.11
	13	Tornillo Allen M3x10	Acero Inoxidable	0.95	5	4.75
	14	Tornillo Allen M3x6	Acero Inoxidable	0.77	3	2.31
	15	Tornillo Allen plano M3x6	Acero Inoxidable	0.42	6	2.52
	16	Tornillo Allen plano M3x15	AISI H13	0.81	6	4.86
	17	Tornillo Allen plano M3x10	AISI H13	0.58	5	2.90
	18	Opresor de punta de copa M3x6	Acero Inoxidable	0.24	5	1.2
	19	Seguro externo	Acero	1.9	1	1.9
	20	Seguro interno	Acero	6.83	1	6.83
	21	Microswitch	----	0.40	2	0.80
Total					47	3146.79

El peso total de la prótesis tiene un valor de 3.14 [Kg] el cual puede ser reducido si se emplean las alternativas mencionadas previamente, pero esta decisión la deberá

tomar la empresa. Las piezas que deben analizarse con mayor detalle son las carcasas puesto que contribuyen con el 44% del peso total y el motor contribuye con el 25%.

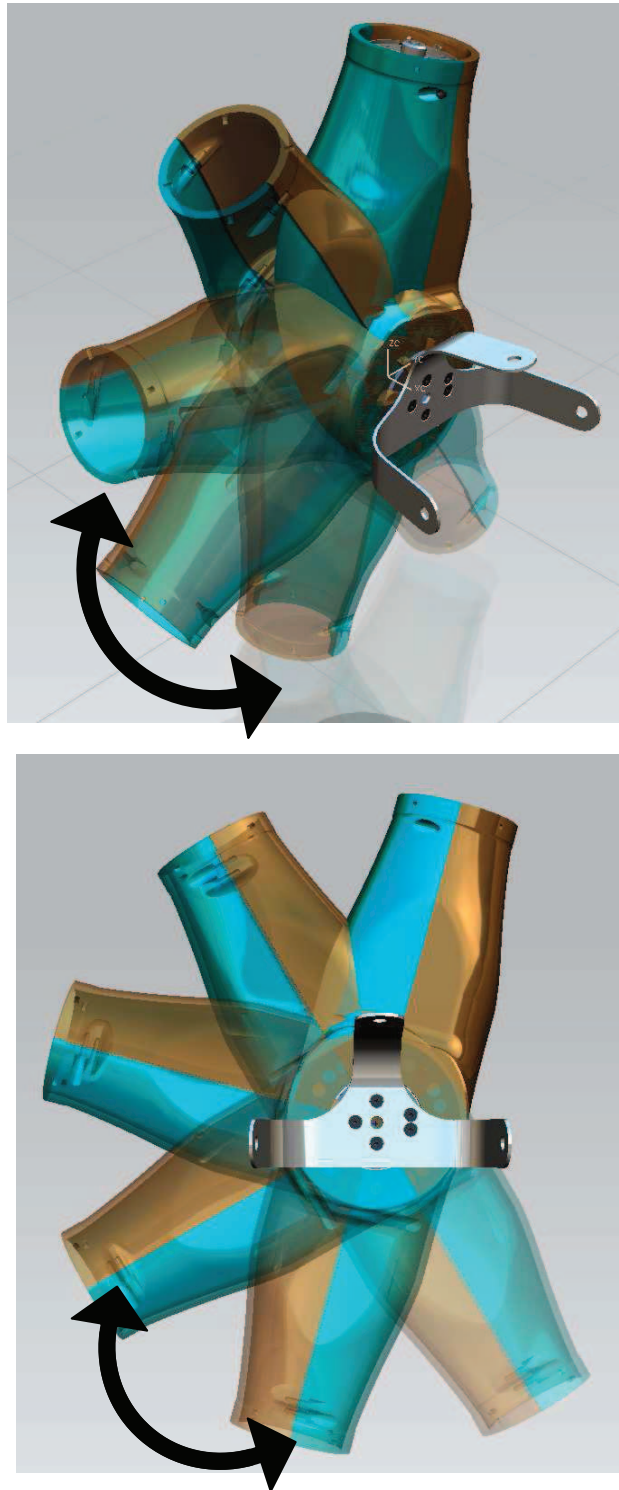


Fig. 5.11 Flexo-extensión de la prótesis. Fuente: elaboración propia.

5.2 Conclusiones

Los objetivos planteados al comienzo de éste trabajo se han cumplido al haber obtenido un diseño de la parte mecánica para un prototipo de prótesis de hombro. Se cubrieron necesidades de la empresa que no contaba con un prototipo para el hombro y se atendieron las sugerencias de los pacientes al suplir e imitar la parte estética y funcionalidad.

La elección de desarrollar este proyecto se fundamenta en la contribución que podemos aportar para un sector de la sociedad mexicana sobre el cual no se invierten recursos para el desarrollo de tecnología que los favorezca, a través de éste desarrollo se incrementa su calidad de vida y se facilita e incrementa la cantidad y variedad de las actividades que los pacientes realizan en su vida diaria. Otro punto para la elección del proyecto es la aplicación de la ingeniería mecánica en esta área en la cual tiene un lugar muy importante, contribuyendo en el desarrollo de mecanismos que involucran la selección y mecánica de materiales, procesos de manufactura y diseño de superficies.

Consideramos que en México puede desarrollarse ésta tecnología, puesto que se cuenta con los conocimientos y la creatividad necesaria para seguir innovando en ésta área, de esta manera México se posiciona como uno de los países líderes en desarrollo tecnológico para pacientes con otras capacidades. Es importante recalcar que las otras compañías mundiales, como la empresa Otto Bock de Alemania y Motion Control de Estados Unidos no cuentan con un módulo de hombro.

El desarrollo de éste prototipo de hombro incrementa el potencial de la empresa Pro/Bionics, ya que el otro hombro desarrollado comercialmente en el mundo tiene el mismo grado de libertad que el propuesto en este trabajo. Sus alcances no deben limitarse a pacientes de México, puede ser llevado a un mercado latinoamericano, ya que la anatomía es similar, además de que está planeado para una manufactura sencilla, el costo no resultará elevado.

El desarrollo de éste prototipo marca las bases del desarrollo de prótesis de hombro tanto para la empresa Pro/Bionics como para el país. Hasta este punto sólo se ha desarrollado el diseño, el siguiente paso es realizar la manufactura, llevar a cabo pruebas de funcionamiento y adaptación en los pacientes que contribuyan a tener una retroalimentación y un conocimiento más amplio sobre el funcionamiento práctico del prototipo.

En base a los resultados que se obtengan de las pruebas, se deberán realizar mejoras enfocadas a una posible producción como los procesos para su manufactura y procedimiento para el ensamble, en cuanto a las mejoras enfocadas a los pacientes la pérdida de peso eliminando zonas de material que no realice esfuerzos, la implementación de materiales más ligeros como la fibra de carbono y una apariencia estética más parecida a la fisionomía humana. También se partirá de este prototipo para desarrollar otros que aporten más grados de libertad y consecuentemente, los pacientes puedan realizar mayores actividades y tener cada vez una mayor autonomía.

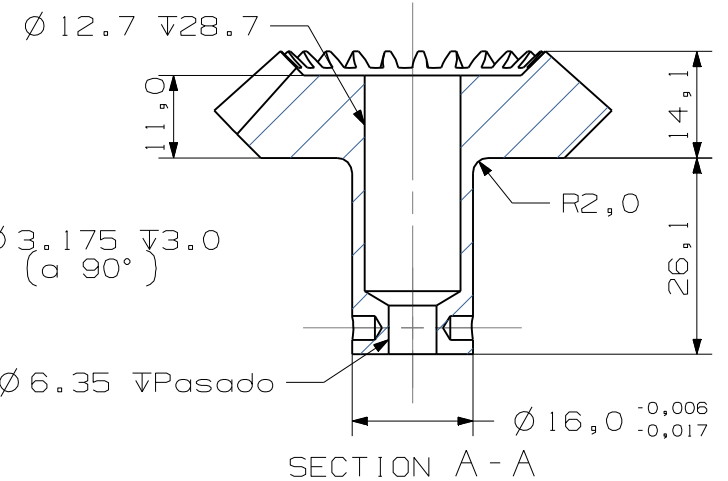
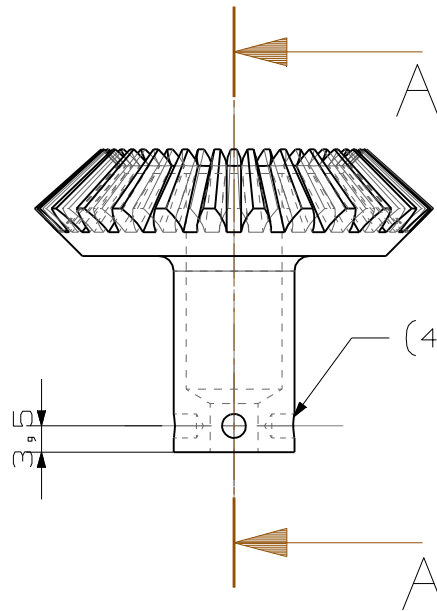
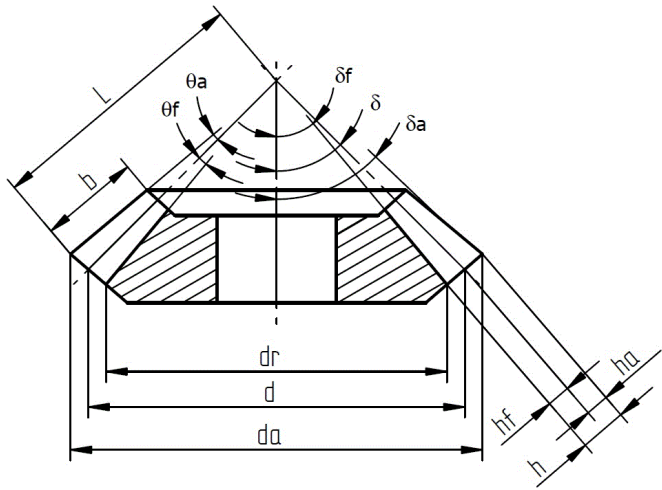
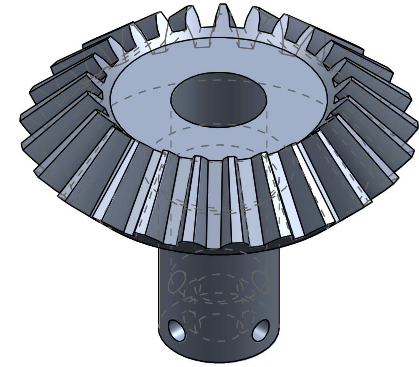
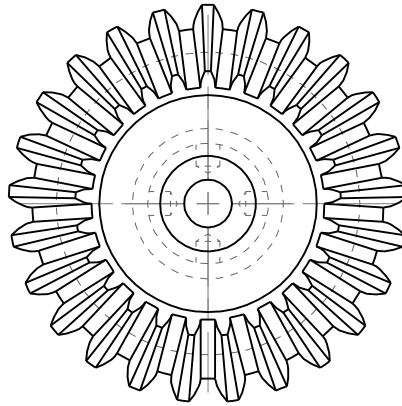
- VILADOT R., COHI O. y CLAVELL S.
Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Barcelona, Masson S.A.,
1992, Volumen 3: Extremidad superior.
- GORROTXATEGI Antxon y ARANZABAL Patxi.
El movimiento humano: bases anatómo-fisiológicas. España, Gymnos,
1996, Volumen 1 de Colección Deporte y Salud Series.
- DRAKE L. Richard, VOGL Waine y MITCHELL W. M. Adam
Gray, anatomía para estudiantes. España, Elsevier S.A,
2007, 1058p.
- A.I. Kapandji.
Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana.
6ª Edición, Madrid, Médica Panamericana, 2006, Volumen 1.
- FAIRES Virgil Moring
Diseño de elementos de máquinas, 4ª Edición, Barcelona.
Montaner y Simón, S. A., 1970, 802p
- NORTON Robert L.
Diseño de máquinas. México, Prentice Hall, 1999, 1080p.
- SHIGLEY Joseph Edward y MITCHELL Larry D.
Diseño en ingeniería mecánica. 4ª Edición, México, McGraw-Hill,
1983, 915p
- SHIGLEY Joseph Edward
El proyecto en ingeniería mecánica, España, McGraw-Hill,
1965, 658p.
- DEUTSCHMAN, Aaron D., WILSON, Charles E. y MICHELS, Walter J.
Diseño de Máquinas: Teoría y Práctica. México, Cecsa,
1985, 973p.
- R.C. Hibbeler,
Mecánica de materiales. 6ª Edición, México, Pearson Educación,
2006, 896p.
- CHEVALIER A.
Dibujo industrial, México, Limusa, 2008, 324p.

REFERENCIAS

- <<http://www.china-electricmotor.com/>> [Consulta: 02 diciembre 2009]
- <<http://www.sgmada.com/>> [Consulta: 04 diciembre 2009]
- <<http://www.utaharm.com/>> [Consulta: 20 octubre 2009]
- <<http://www.robotha.com/>> [Consulta: 20 octubre 2009]
- <<http://www.ottobock.com/>> [Consulta: 20 octubre 2009]
- <<http://www.touchbionics.com/>> [Consulta: 20 octubre 2009]
- <<http://www.probionics.com.mx/>> [Consulta: 20 octubre 2009]
- <<http://www.sisa1.com.mx/>> [Consulta: 15 Noviembre 2009]
- <http://www.skf.com/portal/skf_mx/home> [Consulta: 25 Noviembre 2009]



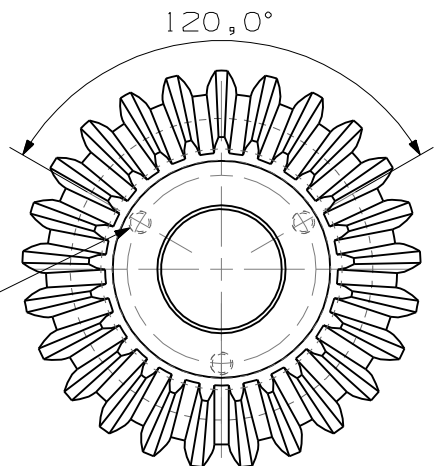
APÉNDICE DE PLANOS



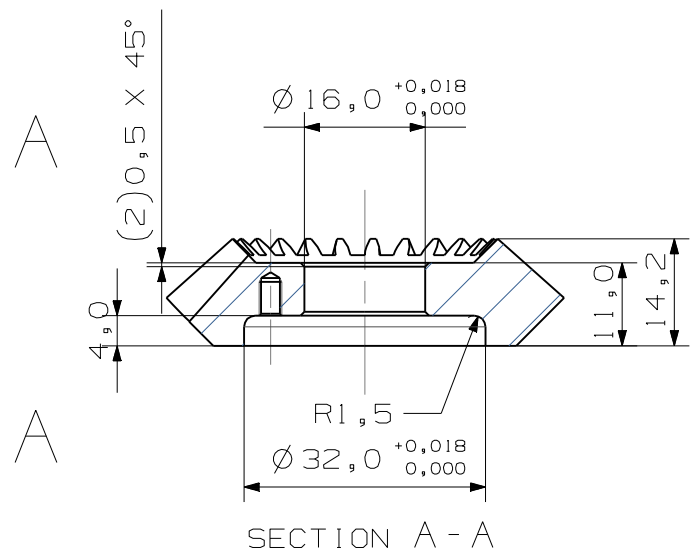
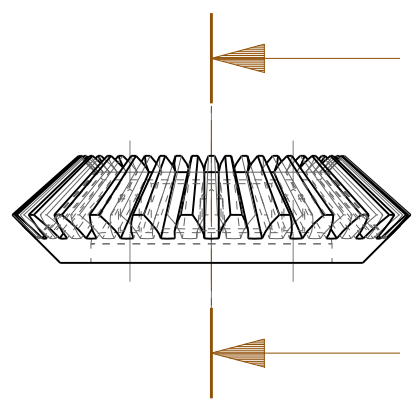
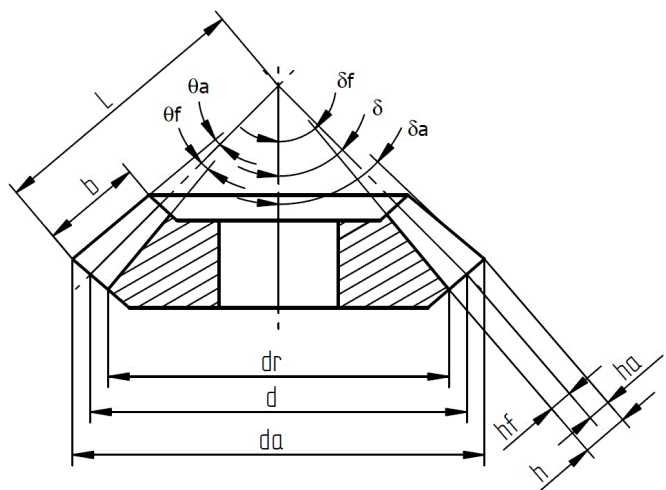
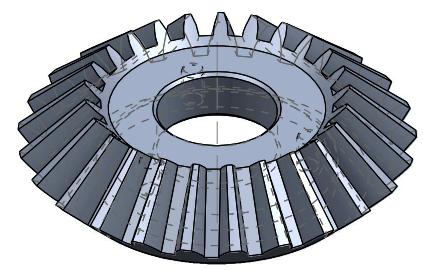
DATOS DEL ENGRANE

Modulo: $m=2\text{mm}$
 Numero de Dientes $Z=25$
 Angulo de presion: 20°
 Angulo de la espiral: 30°
 Angulo entre ejes: 90°
 Ancho del diente: $b=11.8\text{mm}$
 Diametro primitivo: $d=51\text{mm}$
 Longitud: $L=35.35\text{mm}$
 Angulo Primitivo: $\delta=45^\circ$
 Altura de cabeza: $ha=2\text{mm}$
 Altura de pie: $hf=2.5\text{mm}$
 Altura del diente: $h=4.5\text{mm}$
 Diametro de cabeza: $da=52.82\text{mm}$
 Diametro de raiz: $dr=46.46\text{mm}$
 Angulo de altura de cabeza: $\theta_a=3.23^\circ$
 Angulo de altura de pie: $\theta_f=4.04^\circ$
 Angulo de cabeza: $\delta_a=48.23^\circ$
 Angulo de pie: $\delta_f=40.95^\circ$

				Escala 1:1					
				Material: Alumec-89					
				Acabado:		Dibujo: Israel R. Raul Rivera	Sistema de Transmision ENGRANE CONICO HELICOIDAL FIJO		
Indice	Modificacion	Fecha	Aprobo	Tolerancia no especificada: ± 0.05					
Este dibujo es propiedad exclusiva de la empresa. Queda prohibida su reproduccion, transferencia o comunicacion a terceros. Cualquier infraccion a lo anterior se perseguira por via legal				Unidades mm	01/01/10	Plano 1/1	A	CAD	Prototipo Protesis de Hombro



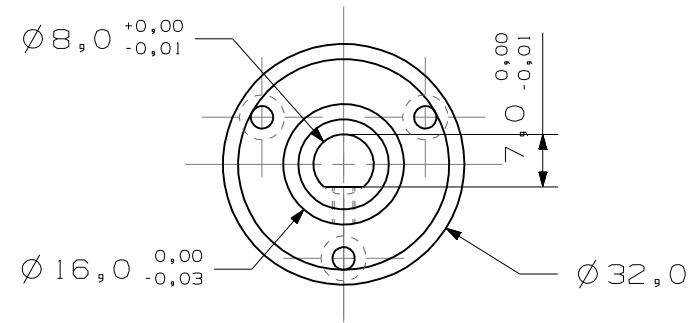
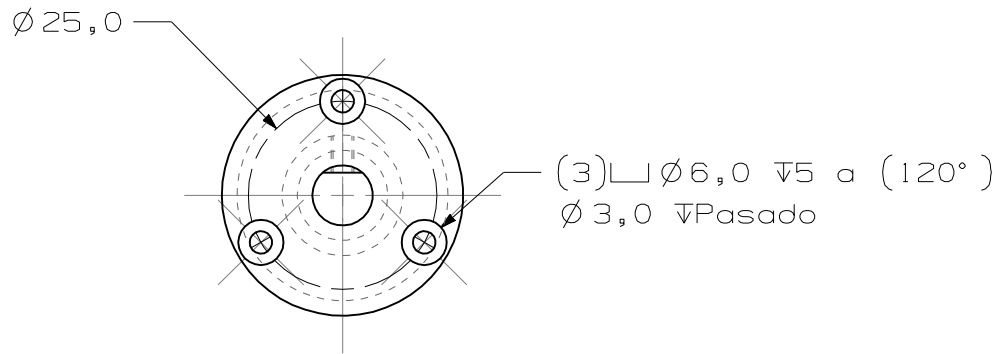
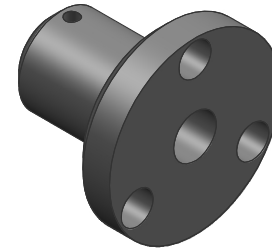
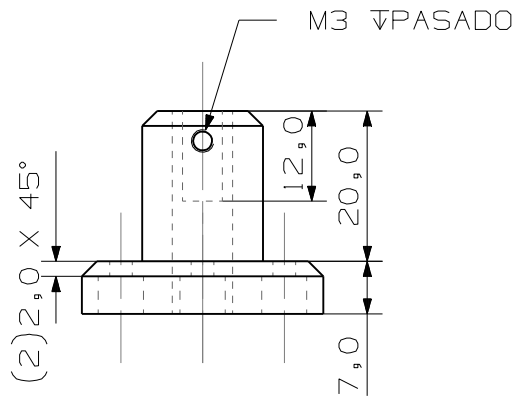
(3) M3 ∇ 5
Sobre circunferencia
base $\varnothing 25.0$



DATOS DEL ENGRANE

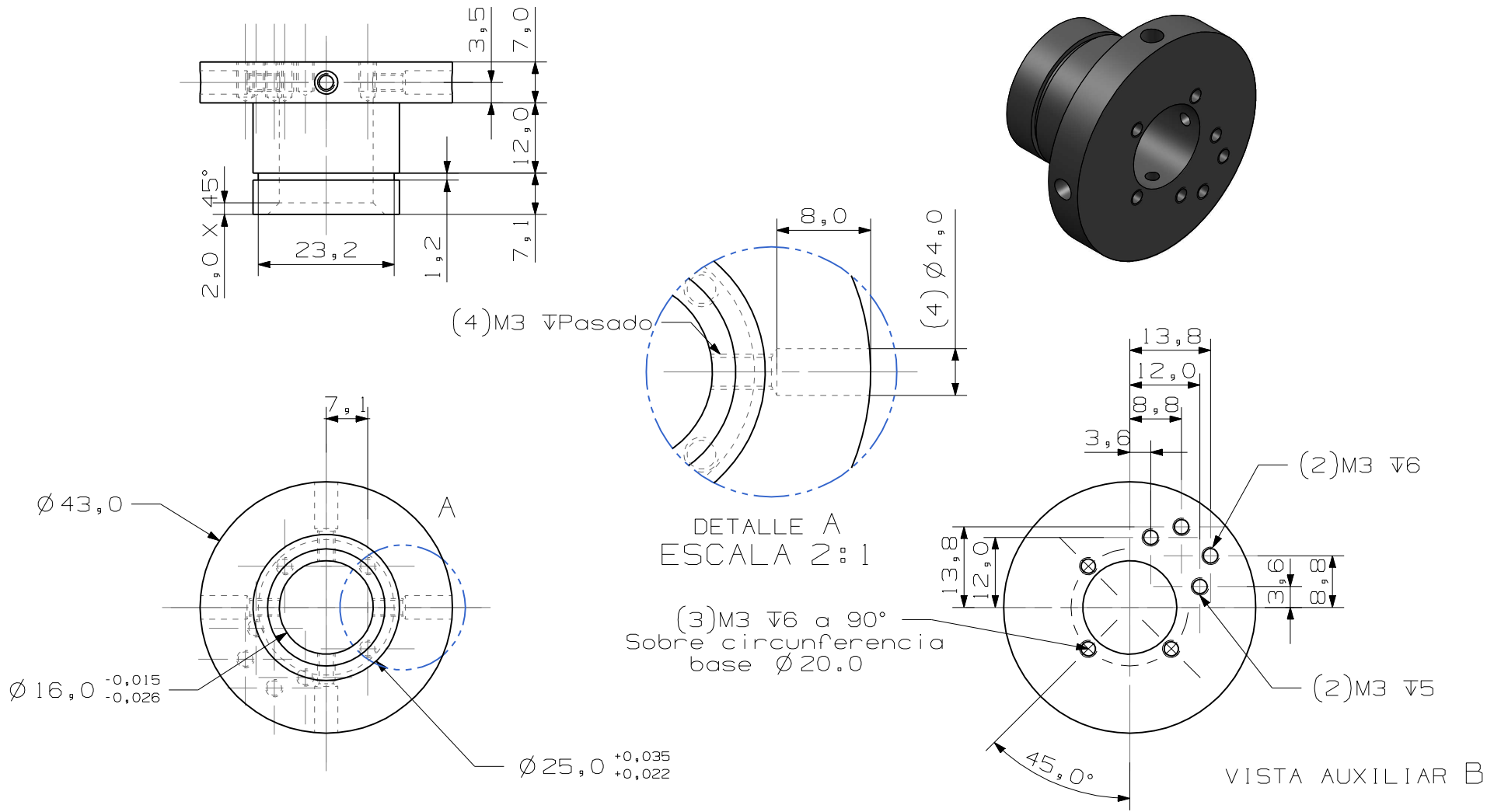
Modulo: $m=2\text{mm}$
 Numero de Dientes $Z:25$
 Angulo de presion: 20°
 Angulo de la espiral: 30°
 Angulo entre ejes: 90°
 Ancho del diente: $b:11.8\text{mm}$
 Diametro primitivo: $d:51\text{mm}$
 Longitud: $L:35.35\text{mm}$
 Angulo Primitivo: $\delta:45^\circ$
 Altura de cabeza: $h_a:2\text{mm}$
 Altura de pie: $h_f:2.5\text{mm}$
 Altura del diente: $h:4.5\text{mm}$
 Diametro de cabeza: $d_a:52.82\text{mm}$
 Diametro de raiz: $d_r:46.46\text{mm}$
 Angulo de altura de cabeza: $\theta_a:3,23^\circ$
 Angulo de altura de pie: $\theta_f:4,04^\circ$
 Angulo de cabeza: $\delta_a:48,23^\circ$
 Angulo de pie: $\delta_f:40,95^\circ$

				Escala 1:1					
				Material: Alumec-89					
				Acabado:	Tolerancia no especificada: ± 0.05	Dibujo: Israel R. Raul Rivera	Sistema de Transmision ENGRANE CONICO HELICOIDAL MOVIL		
Indice	Modificacion	Fecha	Aprobo	Unidades mm	01/01/10	Plano 1/1	A	CAD	Prototipo Protesis de Hombro
Este dibujo es propiedad exclusiva de la empresa. Queda prohibida su reproduccion, transferencia o comunicacion a terceros. Cualquier infraccion a lo anterior se perseguira por via legal									

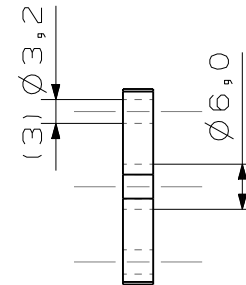
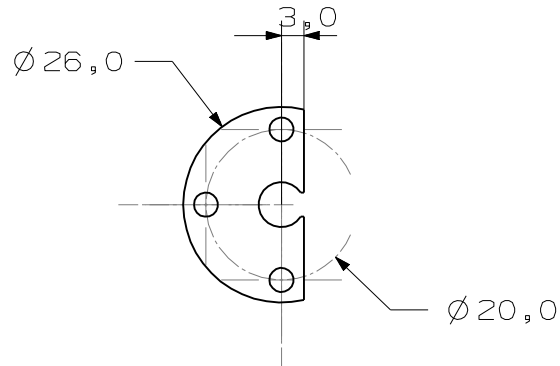
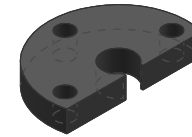
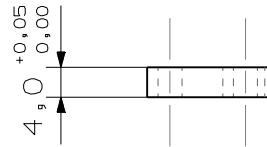


VISTA AUXILIAR A

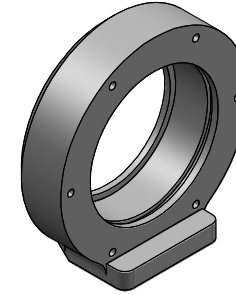
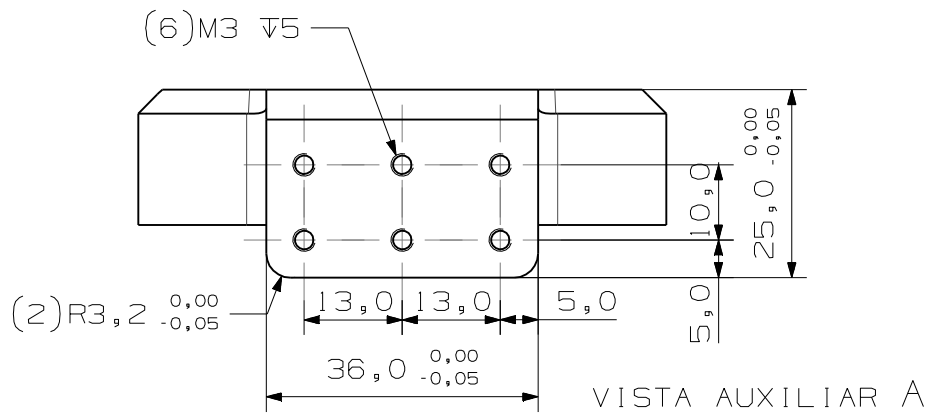
				Escala 1:1		 			
				Material: Alumecc 89					
				Acabado:	Tolerancia no especificada: ±0.05	Dibujo: Israel R. Raul Rivera	Sistema de transmision MAMELON		
Indice	Modificacion	Fecha	Aprobo	Unidades mm	08/01/10	Plano 1/1	A	CAD	Prototipo Protesis de Hombro
Este dibujo es propiedad exclusiva de la empresa. Queda prohibida su reproduccion, transferencia o comunicacion a terceros. Cualquier infraccion a lo anterior se perseguira por via legal									



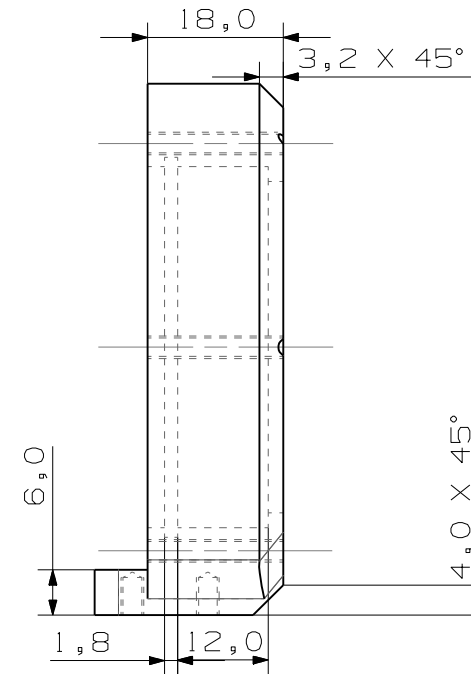
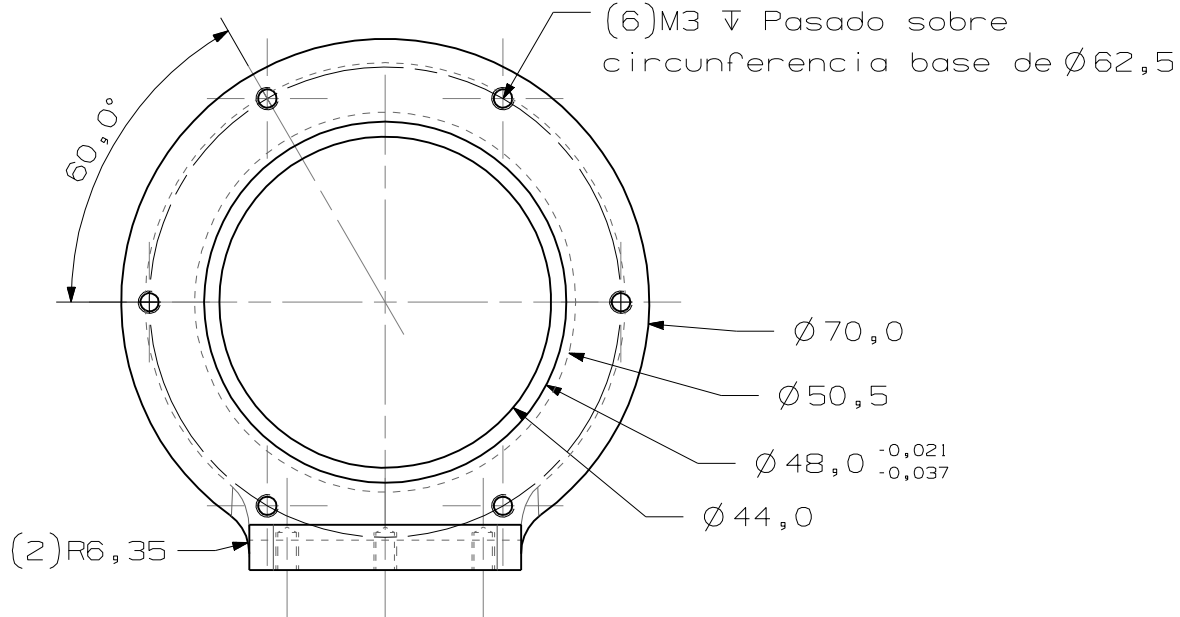
				Escala 1:1		 	Sistema de soporte				
				Material: Aluminio 6061			Dibujo: Israel R. Raul Rivera		COPLE		
Indice	Modificacion	Fecha	Aprobo	Acabado: Tolerancia no especificada: ±0.05		Unidades mm	01/01/10	Plano 1/1	A	CAD	Prototipo Protesis de Hombro
Este dibujo es propiedad exclusiva de la empresa. Queda prohibida su reproduccion, transferencia o comunicacion a terceros. Cualquier infraccion a lo anterior se perseguira por via legal											



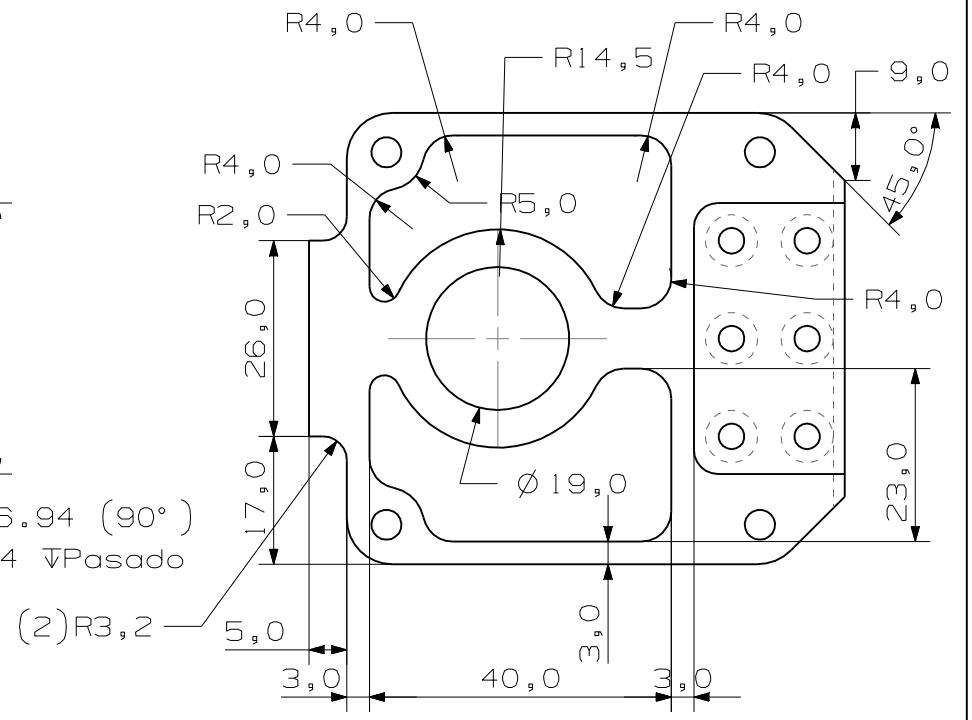
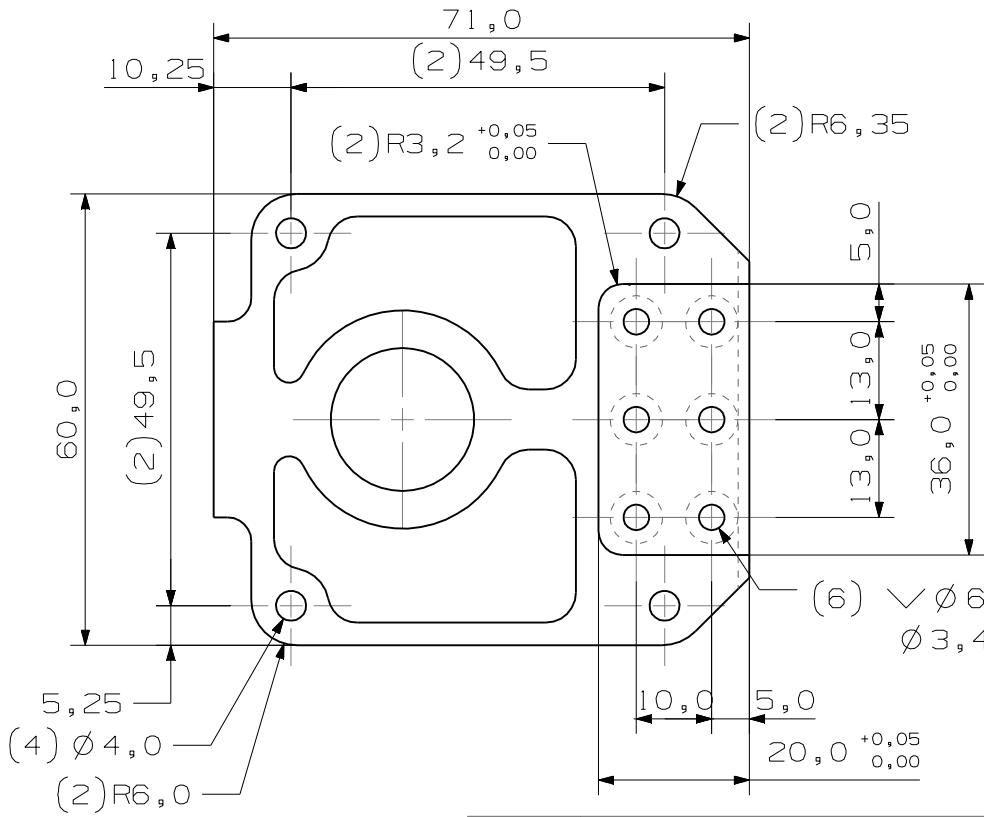
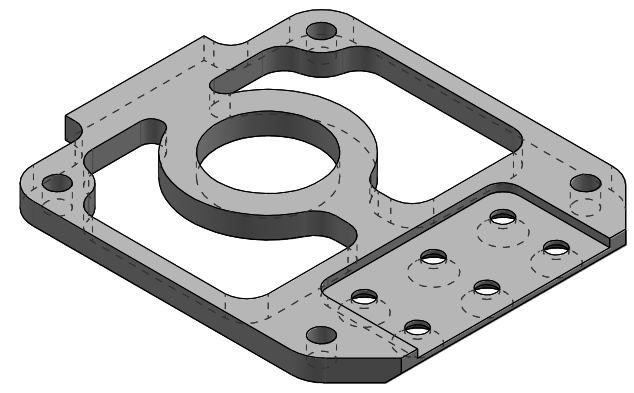
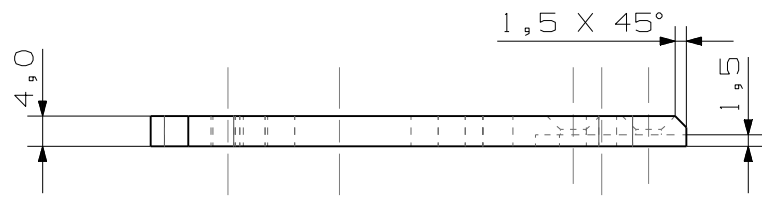
				Escala 1:1					
				Material: Nylamid SL					
				Acabado:		Dibujo: Israel R. Raul Rivera	Sistema de soporte ROLDANA		
Indice	Modificacion	Fecha	Aprobo	Tolerancia no especificada: ±0.05					
Este dibujo es propiedad exclusiva de la empresa. Queda prohibida su reproduccion, transferencia o comunicacion a terceros. Cualquier infraccion a lo anterior se perseguira por via legal				Unidades mm	01/01/10	Plano 1/1	A	CAD	Prototipo Protesis de Hombro



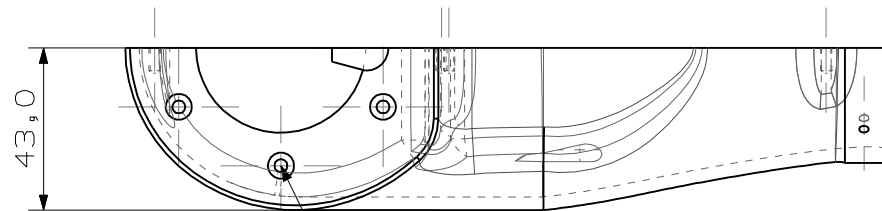
ESCALA 1:2



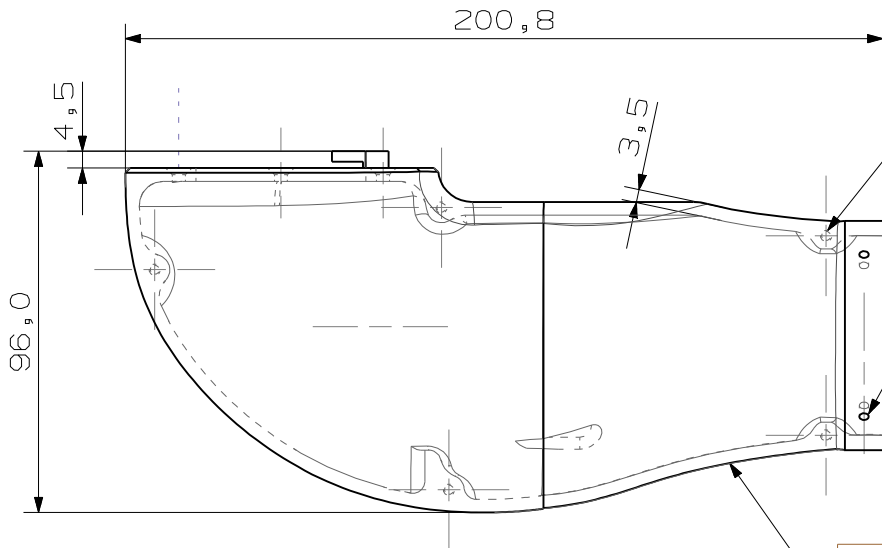
				Escala 1:1					
				Material: Aluminio 6061					
				Acabado: $\nabla\nabla\nabla$		Dibujo: Israel R. Raul Rivera	Sistema móvil DISCO DE ALOJAMIENTO PARA BALERO		
Indice	Modificación	Fecha	Aprobo	Tolerancia no especificada: $\pm 0,05$					
Este dibujo es propiedad exclusiva de la empresa. Queda prohibida su reproducción, transferencia o comunicación a terceros. Cualquier infracción a lo anterior se perseguirá por vía legal.				Unidades mm	07/01/10	Plano 1/1	A	CAD	Prototipo Protesis de Hombro



				Escala 1:1				
				Material: Aluminio 6061				
				Acabado:	Tolerancia no especificada: ±0.05	Dibujo: Israel R. Raul Rivera	Sistema Movil PLACA DE SOPORTE PARA MOTOR	
Indice	Modificacion	Fecha	Aprobo	Unidades mm	01/01/10	Plano 1/1	A	CAD
Este dibujo es propiedad exclusiva de la empresa. Queda prohibida su reproduccion, transferencia o comunicacion a terceros. Cualquier infraccion a lo anterior se perseguira por via legal								Prototipo Protesis de Hombro



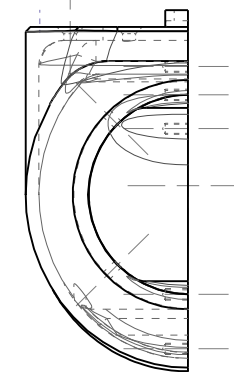
(3) $\sphericalangle \text{Ø} 6.94 \text{ } 90^\circ$
 $\text{Ø} 3.45 \text{ } \sphericalangle \text{Pasado}$



(5) M3 $\nabla 6$

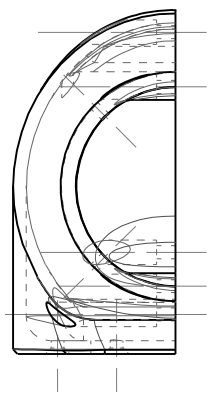
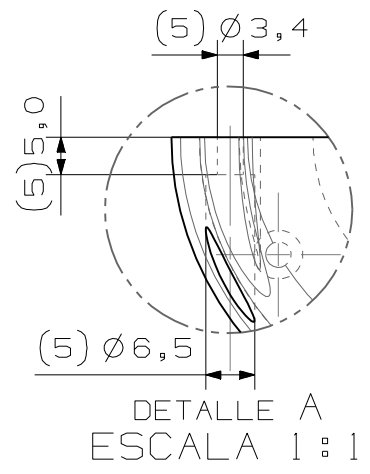
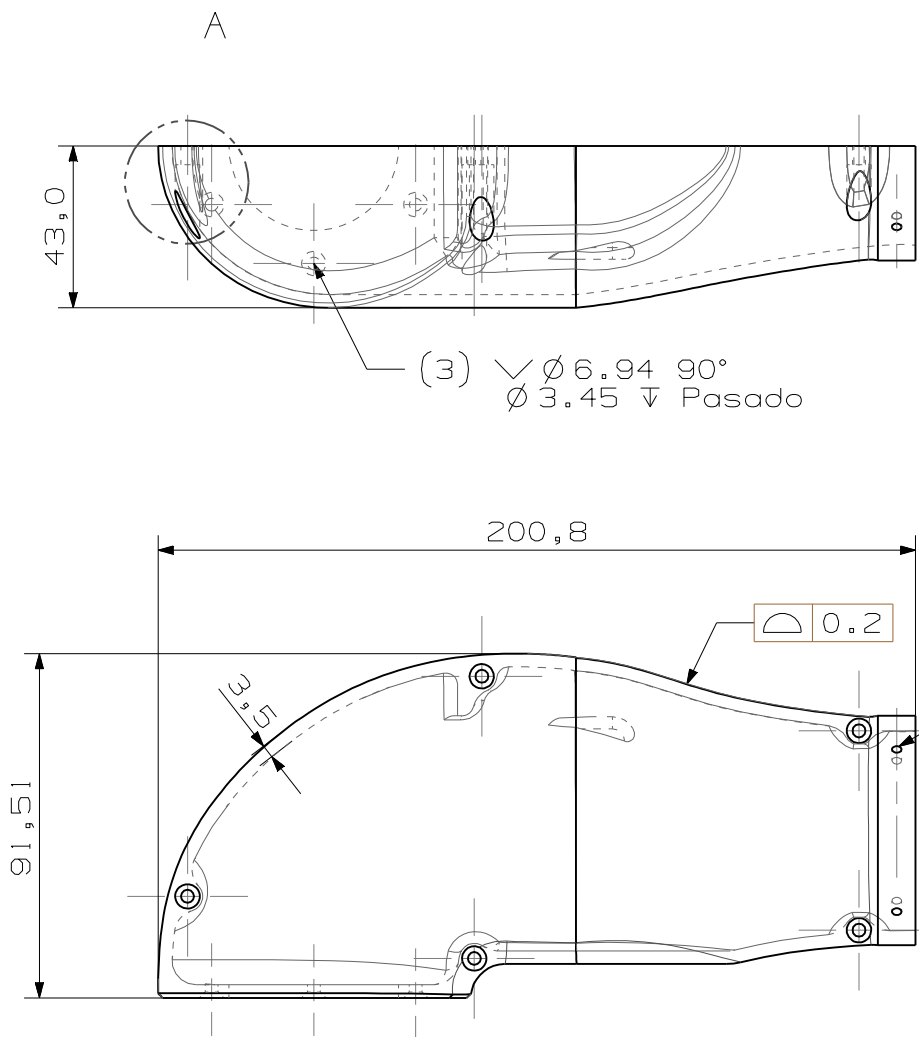
(2) M3

$\text{R} 0,2$



NOTA: Solicitar el archivo CAD para su manufactura

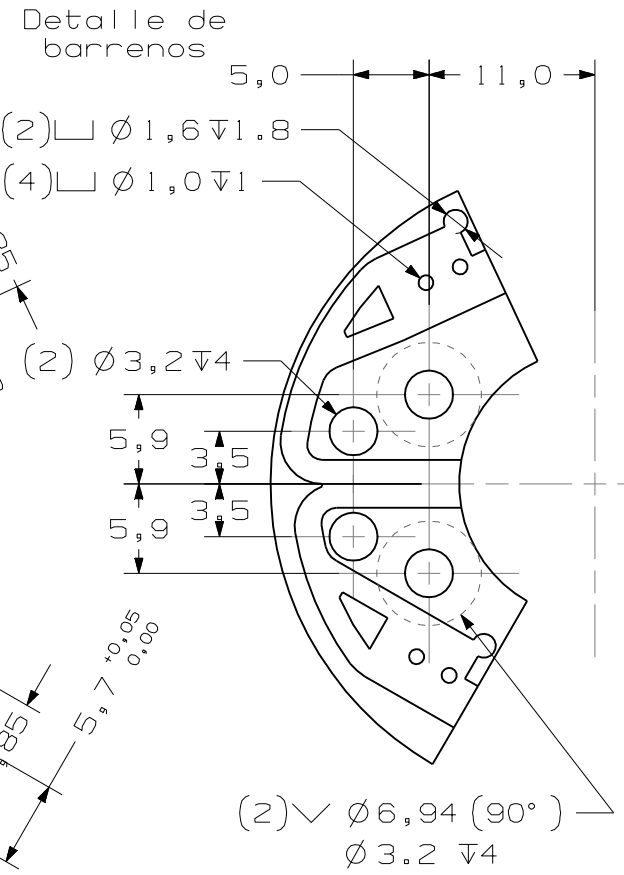
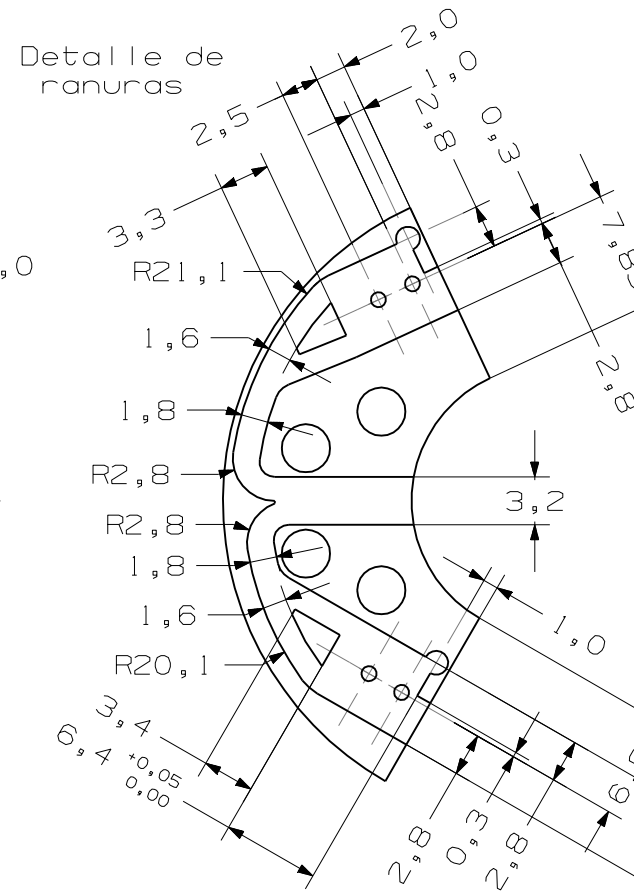
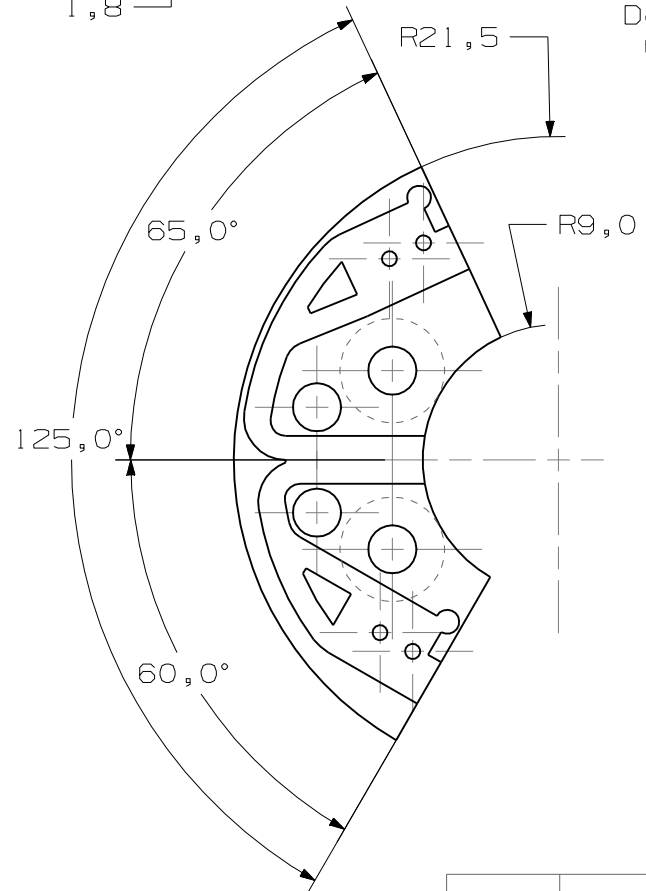
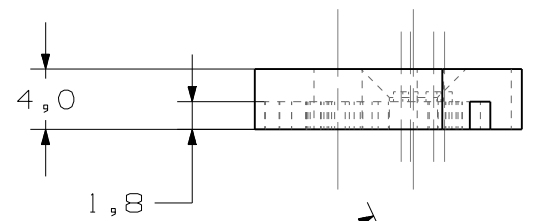
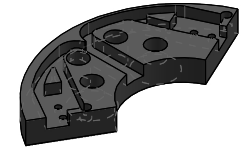
				Escala 1:2		 INGENIERIA			
				Material: Aluminio 6061					
				Acabado:	Tolerancia no especificada: ± 0.05	Dibujo: Israel R. Raul Rivera	Sistema movil CUBIERTA ANTERIOR		
Indice	Modificacion	Fecha	Aprobo	Unidades mm	01/01/10	Plano 1/1	A	CAD	Prototipo Protesis de Hombro
Este dibujo es propiedad exclusiva de la empresa. Queda prohibida su reproduccion, transferencia o comunicacion a terceros. Cualquier infraccion a lo anterior se perseguira por via legal									



NOTA: Solicitar el archivo CAD para su manufactura

				Escala 1:2				
				Material: Aluminio 6061				
				Acabado: Tolerancia no especificado: ±0.05		Dibujo: Israel R. Raul Rivera	Sistema móvil CUBIERTA POSTERIOR	
Indice	Modificacion	Fecha	Aprobo	Unidades mm	01/01/10	Plano 1/1	A	
Este dibujo es propiedad exclusiva de la empresa. Queda prohibida su reproducción, transferencia o comunicación a terceros. Cualquier infracción a lo anterior se perseguirá por vía legal							CAD	Prototipo Protesis de Hombro

ESCALA 1 : 1



				Escala 2:1		
				Material:		
Indice	Modificacion	Fecha	Aprobo	Acabado:	Tolerancia no especificada: ±0,05	Dibujo: Israel R. Raul Rivera
Este dibujo es propiedad exclusiva de la empresa. Queda prohibida su reproduccion, transferencia o comunicacion a terceros. Cualquier infraccion a lo anterior se perseguira por via legal						Sistema de Control de paro CONTROL DE PARO
				Unidades mm	01/01/10	Plano 1/1
						A
						CAD
						Prototipo Protesis de Hombro