



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE
MÉXICO

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

DISEÑO CONCEPTUAL
DE UNA PROTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

INGENIERO MECÁNICO

P R E S E N T A:

FRANCISCO JAVIER ROSAS PAREDES

D I R E C T O R:

M. I. JESUS VICENTE GONZALEZ SOSA



MÉXICO, D.F. 2012



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

Antes que todo quiero agradecer a dios y a mis padres, Francisco Rosas Borjas y Silvia Paredes Olivas, por su apoyo incondicional y confianza, por apoyarme para llegar a este día, con su ejemplo, lecciones y todas las enseñanzas que han puesto en mi vida, gracias por ayudarme a cumplir una de mis más anheladas metas y en general por convertirme en la persona que hoy en día soy, no encuentro forma de retribuir toda la dedicación que me dieron y que me permitieron aprender, por lo cual solo puedo permanecer agradecido por siempre.

De forma especial quiero agradecer a mi hermana, Laura Karina Rosas Paredes, quien ha sido mi compañera, amiga y otras tantas cosas que solo una hermana puede ser, por haber sido guía y ejemplo en mi vida, por haberme cuidado en ocasiones hasta de mí mismo, creo que no pude ser más bendecido en esta vida que con una familia como la que me ha acompañado durante todos estos años, en especial con una hermana como tú, con la que siempre he contado en las horas felices y en los momentos de más arduo esfuerzo, gracias por todo mi muy querida hermana.

Agradezco de igual manera al Maestro en Ingeniería Jesús Vicente González Sosa, por apoyarme en la realización de este proyecto y por creer en mí para desarrollar el mismo, además de esto quisiera evidenciar el gran aprecio, la admiración y el enorme respeto que siento por usted, como profesor de esta facultad, considero que ha realizado una labor excepcional, no solo desarrollando los temas concernientes a cada materia, sino incentivando un pensamiento crítico

en la mente de sus alumnos, además de apoyarlos en su desarrollo personal y profesional, por esto y muchas cosas más quiero agradecerle su labor como docente y director de tesis.

Quiero agradecer también al Ingeniero Migue Ángel Hernández Alcántara, por su apoyo en la realización de este proyecto, gracias por orientarme en el desarrollo de este gran sueño, por compartir sus conocimientos conmigo, además de su amplia experiencia, ha sido un placer y un honor el poder aprender de un profesional como usted.

De igual forma agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México y más particularmente a mi amada Facultad de Ingeniería, la cual a lo largo de este tiempo se ha convertido en mi segundo hogar, es un orgullo pertenecer a tan ilustre institución y es por ello que me comprometo a dejar en alto el nombre de mi alma mater, desarrollando con alegría y pasión la profesión que he aprendido aquí.

Finalmente quiero agradecer a mi amada Leslie Vargas Natividad, por apoyarme en la realización de este proyecto y por motivarme a perseguir mi sueño, por creer y hacerme creer en mí y por ser mi aliada en vez de mi cómplice, por no dejarme caer aun en los días más cansados y por acompañarme en la realización de este mi gran sueño, siempre con amor.

NO TE SALVES

*No te quedes inmóvil
al borde del camino
no congeles el júbilo
no quieras con desgana
no te salves ahora
ni nunca
no te salves.*

*No te llenes de calma
no reserves del mundo
sólo un rincón tranquilo
no dejes caer los párpados
pesados como juicios
no te quedes sin labios
no te duermas sin sueño*

*no te pienses sin sangre
no te juzgues sin tiempo.*

*Pero si
pese a todo
no puedes evitarlo
y congelas el júbilo
y quieres con desgana
y te salvas ahora
y te llenas de calma
y reservas del mundo
sólo un rincón tranquilo
y dejas caer los párpados
pesados como juicios
y te secas sin labios
y te duermes sin sueño
y te piensas sin sangre
y te juzgas sin tiempo
y te quedas inmóvil
al borde del camino
y te salvas
entonces
no te quedas conmigo.*

Mario Benedetti.

Con cariño para mi amada familia.

Índice

1. Antecedentes.....	1
1.1 ¿Qué es una prótesis?.....	2
1.2 Funcionamiento del miembro superior.....	2
2. Definición del problema.....	5
2.1 Planteamiento del problema.....	6
2.2 Objetivo general.....	6
2.3 Objetivos específicos.....	6
2.4 Justificación.....	7
2.5 Metas.....	7
2.6 Hipótesis del trabajo.....	7
2.7 Metodología	8
2.8 Marco histórico.....	9
3. Descripción anatómica.....	12
3.1 Sistema óseo.....	13
3.2 Sistema muscular.....	18
4. Análisis mecánico de la anatomía del miembro superior.....	22
4.1 Articulación glenohumeral.....	23
4.2 Articulación del codo.....	27
5. Diseño conceptual.....	29
5.1 Bases de desarrollo.....	30
5.2 Movimientos básicos del miembro superior.....	30
5.3 Propuesta de diseño estructural.....	32
5.4 Análisis cinemático y dinámico.....	34
5.5 Diseño pieza a pieza.....	37
5.6 Justificación del diseño.....	55
5.7 Selección de materiales.....	56
5.8 Análisis de esfuerzos	59
6. Análisis de resultados.....	69
6.1 Comprobación del diseño.....	70

7. Conclusiones y recomendaciones.....	72
7.1 Aportaciones.....	73
7.2 Sugerencias para continuar el desarrollo.....	74
8. Bibliografía y referencias.....	75

Capítulo 1

Antecedentes

Introducción

Este capítulo tiene como función el situar al lector dentro del tema a tratar por este trabajo, simplemente enunciando los apartados más significativos, para el desarrollo estructurado de un trabajo de ingeniería.

1.1 ¿Qué es una prótesis?

Para iniciar con este apartado, se dará una breve definición de prótesis. Se entiende como prótesis a aquel dispositivo, que tiene por objeto remplazar o proveer una parte del cuerpo, con la finalidad de facilitar la adaptación de individuos, que por razones diversas, se han visto privados o dañados en alguna parte del cuerpo (Diccionario Real Academia Nacional de Medicina, 11° edición, 2001).

1.2 Funcionamiento del miembro superior

Para comprender el funcionamiento del miembro superior, se hace uso de la descripción anatómica del mismo.

Las extremidades superiores se caracterizan, por su libertad de movimiento, potencia y control fino que poseen, el control fino se ve sobre todo expresado en la movilidad de la mano; la libertad de movimiento, en la articulación escapulo-humeral; y la potencia en los movimientos explosivos, que es capaz de desarrollar el conjunto muscular del miembro completo, para realizar actividades de alto impacto y precisión.

Toda esta gama de habilidades que posee el miembro superior o extremidad superior, se desarrollan por la capacidad conjunta de diversos elementos independientes, que convergen en una acción dictaminada por el sistema nervioso.

Para el estudio desarrollado de este proyecto, se toma en consideración la siguiente segmentación.

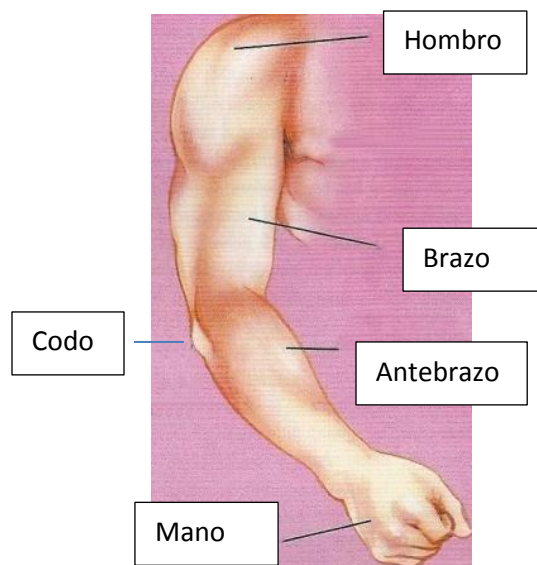


Fig. 1 (Keith Leon, 2009) Miembro superior, secciones de estudio

Hombro: Esta es la porción proximal del miembro, la cual se encarga de conectar la caja torácica con el resto del miembro superior, este incluye a la región pectoral, la escapular y la supraclavicular lateral y se conforma por la mitad de la cintura escapular, la cual es un anillo óseo, incompleto por detrás, que se compone por las escapulas, las clavículas y completado por delante por el manubrio del esternón.

Brazo: Es la sección de mayor longitud y movilidad, además de ser el primer segmento libre, va desde la sección del hombro hasta el codo. A nivel óseo se conforma básicamente del húmero y la zona muscular se localiza en la periferia de este hueso, cuenta con rotación en todos los ejes, las cuales se desarrollan como tal en la zona del hombro.

Antebrazo: Esta sección va desde el codo hasta la muñeca y se compone en sus articulaciones de los huesos radio y cúbito, posee dos pares de movimientos característicos los de flexión-extensión y de pronación-supinación, éstos surgen en el codo y son propiciados por músculos localizados principalmente en la zona del brazo.

Muñeca: Se encuentra localizada en el extremo distal del antebrazo, se compone en su sistema esquelético por tres grupos de huesos, los carpos, metacarpos y las falanges, esta porción parte de la muñeca, en la cual se desarrollan movimientos de flexión-extensión, los cuales se generan a partir de músculos localizados principalmente en el antebrazo, la mano como conjunto posee una movilidad muy compleja la cual no será detallada dado que sale de los límites de este trabajo.

Este trabajo se enfoca en las cuatro secciones: hombro, brazo, antebrazo y una parte de la mano. Con todas las uniones correspondientes, el presente trabajo no pretende ser un documento médico por lo cual, se tocan sólo los aspectos para el desarrollo de este proyecto, enfatizando la configuración de las zonas críticas del proyecto como lo son las articulaciones del hombro, del codo y de la muñeca.

Dentro de los antecedentes de la configuración mecánica los puntos a destacar, debido a su utilización en el trabajo son, conceptos básicos de cinemática, dinámica, esfuerzos, diseño de elementos de máquina, y selección de materiales.

Cinemática: Es la rama de la física encargada de estudiar la leyes del movimiento, tomando en cuenta únicamente parámetros tales como la posición, velocidad y aceleración, sin considerar los efectos ni las causas de estos, básicamente estudia la trayectoria de un cuerpo en función del tiempo.

Dinámica: Es la rama de la física que estudia las causas y los efectos de la alteración del estado de movimiento de un cuerpo, cuantificándolos para su análisis, mediante las ecuaciones del movimiento.

Esfuerzo: El concepto de esfuerzo es utilizado para describir la respuesta del material a una sollicitación dada, una fuerza aplicada sobre su superficie o debida a los efectos de campos, su unidad básica es el pascal, ya que los efectos de las fuerzas se distribuyen por el área del material y por ende tienen una relación de fuerza sobre área.

Diseño de elementos de máquinas: Es el estudio, análisis y selección de los elementos estructurales, para la elaboración de una máquina, tomando en cuenta especificaciones de peso, movilidad y resistencia.

Selección de materiales: Es el estudio realizado para la elección del material a utilizar dentro de un diseño, tomando en cuenta la resistencia a los distintos tipos de esfuerzo, la rapidez de aplicación de los mismos, el peso y el costo del material a emplear.

Capítulo 2

Definición del problema

Introducción

Para este capítulo en primera instancia se procederá a exponer cual es la problemática a abordar en este trabajo, además, de manera rápida, se mostrará cuáles son los objetivos del mismo y el procedimiento a realizar para la elaboración.

2.1 Planteamiento del problema

En la actualidad se observa que el campo de las prótesis ha tenido un avance significativo en el ámbito de configuraciones mecánicas, por ello el análisis que se muestra y que se desprende de este trabajo con elementos primarios, para establecer los complementos en el diseño de prótesis de esta índole y con ello, fortalecer este campo de aplicación.

En los últimos años el avance en el campo protésico ha visto grandes avances en diversos campos, pero aun en las prótesis de mayor avance tecnológico como la que posee Claudia Mitchell (*David Brown, 2006*), se continúan presentando problemas en la movilidad del brazo, para lo cual se presenta una solución tentativa en este trabajo.

2.2 Objetivo general:

-Generar un diseño de extremidad superior. En lo concerniente a movilidad y motricidad, además de otras especificaciones de peso, resistencia mecánica y toxicidad propias del elemento a diseñar, abarcando desde la articulación escapulohumeral hasta la zona de carpos.

2.3 Objetivos específicos:

-Generar un diseño que cumpla con las especificaciones propuestas.

-Realizar un estudio de la cinemática y dinámica a nivel conceptual del miembro superior, para posteriormente hacer un análisis de esfuerzos de cada uno de los elementos que compondrán la prótesis.

-Generar un análisis, a partir de los datos arrojados por los estudios, de la dinámica del brazo y de los puntos exigidos por el tipo de elemento a diseñar, para realizar la selección de materiales de los elementos que compondrán la prótesis.

-Realizar un análisis del tipo de actuadores, para lograr los distintos grados de libertad en cada una de las articulaciones que compondrán la prótesis propuesta, además de cumplir con las especificaciones de potencia, velocidad de respuesta y fuerza, propias de cada zona, contemplando para posteriores desarrollos, la facilidad de control de los mismos.

2.4 Justificación:

Es importante el realizar un estudio del comportamiento mecánico, que abarque aspectos como la cinemática y la dinámica, además de los esfuerzos generados por esta última, esto con la finalidad de generar diseños, que se ajusten a los requerimientos, permitiendo de esta manera generar un prototipo.

2.5 Metas

-Desarrollar un modelo que cumpla con las rotaciones propias del hombro, codo y muñeca.

-Tres rotaciones en el hombro

- Abducción-Aducción con una amplitud de ángulo de 100°
- Flexión-Extensión con una amplitud de ángulo de 230°
- Rotación medial en un ángulo de apertura de 90°

-Una rotación en el codo de 145°

-Una rotación en muñeca con una magnitud de desplazamiento de 180°

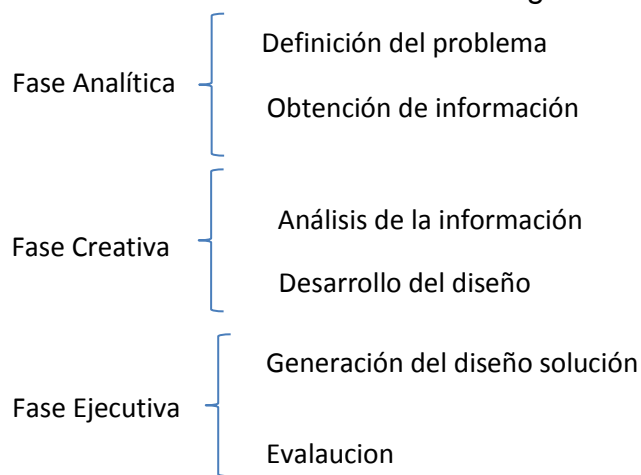
-Qué el modelo tenga un peso menor a los 3.5 [kg] incluyendo el peso de motores y soporte las cargas consideradas para el mismo, con un factor de seguridad del orden de 3 para soportar cargas inesperadas, sin que sufra daños.(Castillo, Fernando, 2010)

2.6 Hipótesis de trabajo

Se plantea que mediante el adecuado análisis de los requerimientos de cada elemento y la configuración natural del miembro superior, se logre generar un diseño conceptual que cumplirá con las metas antes expuestas.

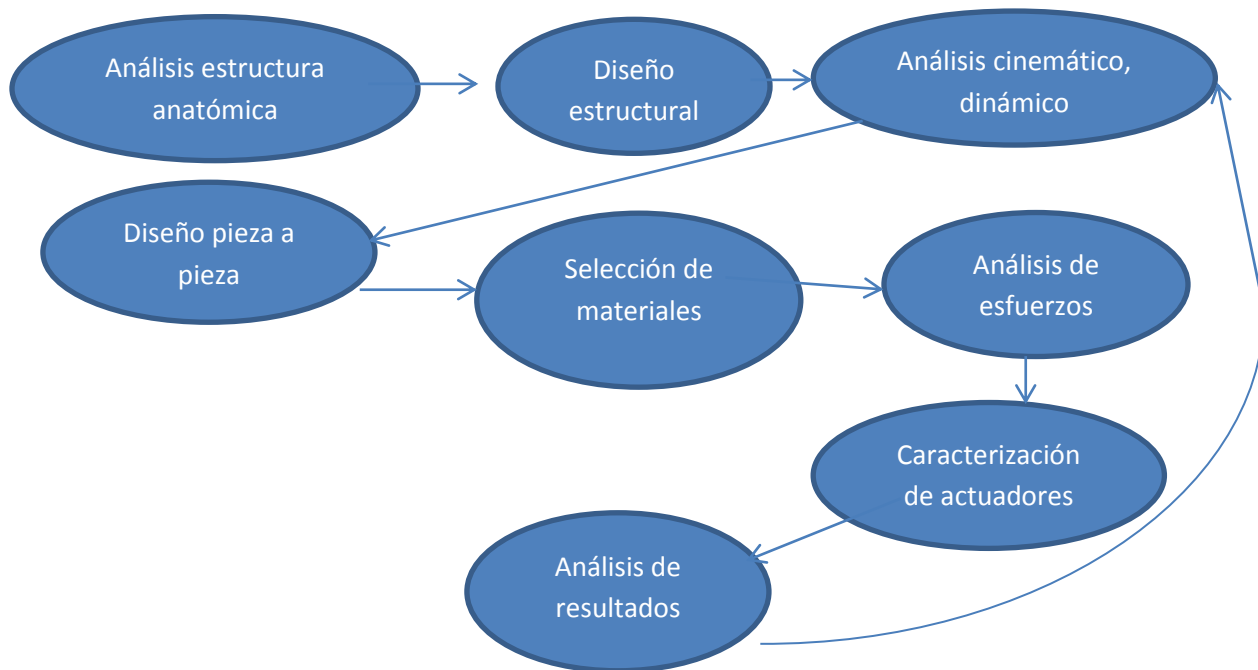
2.7 Metodología:

Actualmente existen múltiples metodologías que sirven como herramientas para el diseño, dentro de las más destacadas nos encontramos con, las metodologías de caja negra y caja transparente desarrolladas por Christopher Jones (Christopher, 1970), la metodología propuesta por Morris Asimow (Morris, 1962) y la metodología de Bruce Archer (Bruce, 1981), esta última es la que se toma como base para el desarrollo del presente trabajo, ya que al limitarse a un diseño conceptual se omite la fase ejecutiva sin alterar el proceso, la fase analítica se encuentra plasmada a lo largo de los capítulos 2 y 3 del presente documento, en tanto que los capítulos que van del 4 al 6 abordan la fase creativa, enseguida se muestra la estructura de la metodología a emplear.



Al tratarse de un diseño meramente conceptual se omite la fase ejecutiva del proceso ya que esta consiste en la fabricación del diseño y el análisis de esta fabricación, en el siguiente párrafo se narra el cómo se plantea la estructura de la fase analítica.

Como primera acción se realizó un análisis de la estructura anatómica del miembro superior, a partir de este análisis se generó un prototipo conceptual, del que se toma como base la estructura natural del miembro y la movilidad que este presenta, de este diseño se desprende el análisis cinemático, con el cual al establecerse las condiciones iniciales de masas para los elementos, se procedió a realizar un análisis dinámico, posteriormente se realizó el diseño pieza a pieza de la prótesis y la selección de materiales, con lo cual se ejecutó un análisis de esfuerzos, después de esto se valoró la relación existente entre las masas estimadas y las masas reales, tomando en cuenta la selección de materiales, lo cual permite valorar el diseño.



Esquema 1. Metodología de trabajo.

2.8 Marco Histórico

A medida que el hombre avanzó en su incursión en tecnología y manejo de materiales logra perfeccionar el desarrollo de las prótesis ligado a un mejor entendimiento de la biomecánica y neurofisiología del cuerpo humano.

La primera prótesis de miembro superior registrada data del año 2000 a.C., fue encontrada en una momia egipcia; la misma estaba sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adaptado. (Pedrosa, Alejandro, 2008)

218-202 a. C: Durante la Segunda Guerra Púnica, el general romano Marcus Sergius, fabricó una mano de hierro para él, con la cual portaba su espada. Es la primera mano de hierro registrada. (Pedrosa, Alejandro, 2008)

En el año de 1400 se fabricó la mano de alt-Ruppin, construida también en hierro, constaba de un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales eran flexionados pasivamente y además tenía una muñeca movable. (Norton, Kim, 2007)

Mano de alt-Ruppin construida con hierro en el año 1400

En el siglo XVI, el médico militar francés Ambroise Paré, desarrolló el primer brazo artificial móvil al nivel de codo, en el cual los dedos podían abrirse o cerrarse presionando o traccionando, además de que constaba de una palanca, por medio de la cual, el brazo podía realizar la flexión o extensión a nivel de codo. Paré también lanzó la primera mano estética de cuero, innovando en utilización de materiales para el diseño de prótesis de miembro superior. (Norton, Kim, 2007)

En el siglo XIX entre las innovaciones más importantes al diseño de las prótesis de miembro superior, se encuentra la del alemán Peter Beil. El diseño de la mano cumple con el cierre y la apertura de los dedos pero, es controlada por los movimientos del tronco y hombro contra lateral, dando origen a las prótesis autopropulsadas. (Pedrosa, Alejandro, 2008)

Para el siglo XX, el médico francés Gripoulleau, realizó diferentes accesorios que podían ser usados como unidad terminal, tales como anillos, ganchos y diversos instrumentos metálicos, que brindaban la capacidad de realizar trabajo de fuerza o de precisión, logrando así reinsertar al trabajador en su actividad. (Pedrosa, Alejandro, 2008)

En el año de 1912 Dorrance en Estados Unidos desarrolló el Hook, que es una unidad terminal que permite abrir activamente, mediante movimientos de la cintura escapular, además se cierra pasivamente (sin necesidad de usar los músculos) por la acción de un tirante de goma. Paralelamente fue desarrollado en Alemania el gancho Fischer cuya ventaja principal era que poseía una mayor potencia y diversidad en los tipos de prensión y sujeción de los objetos. (Pedrosa, Alejandro, 2008)

En Alemania se desarrollan las prótesis activadas por los músculos del muñón, gracias a Sauerbruch, quien logra idear cómo conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, haciendo posible que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular. (Loaiza, Jair, 2011)

En 1946 se crean sistemas de propulsión asistida, dando origen a las prótesis neumáticas y eléctricas. Un sistema de propulsión asistida es aquel en el que el movimiento es activado por algún agente externo al cuerpo. (Loaiza, Jair, 2011)

Hacia 1960 en Rusia comienzan a surgir las prótesis con mando mioeléctrico.

Actualmente se sigue trabajando en el enfoque del control dentro de las prótesis, usando sensores mioeléctricos.(Loaiza, Jair, 2011)

La tecnología que desarrolla prótesis biónicas aún está en desarrollo, entre los países con mayor avance tecnológico e investigación sobre prótesis, se encuentran Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón. (Loaiza, Jair, 2011)

En los últimos años el avance en el campo protésico ha visto grandes cambios en diversos campos, pero aun en las prótesis de mayor avance tecnológico como la que posee Claudia Mitchell, se continúan presentando problemas en la movilidad del brazo, además dados los pesos y costos que estas presentan, pese a que ya es posible encontrarlas en el mercado, las prótesis únicamente estéticas siguen marcando la pauta (*David Brown, 2006*).

Capítulo 3

Descripción anatómica

Introducción

Este capítulo tiene por objetivo establecer la configuración anatómica del miembro superior, tomando en cuenta los puntos más críticos de su estructura, que resulten favorables dentro del análisis que se presenta en el trabajo.

3.1 Sistema óseo

El sistema óseo o esqueleto en general, es el encargado de brindar soporte y apoyo a los tejidos blandos y músculos, sus funciones básicas son la locomoción, el sostén y la protección, específicamente en el miembro superior se cumplen principalmente las dos primeras funciones, para lo cual el ser humano cuenta con una configuración avanzada, que le permite una gran libertad y potencia en su locomoción.

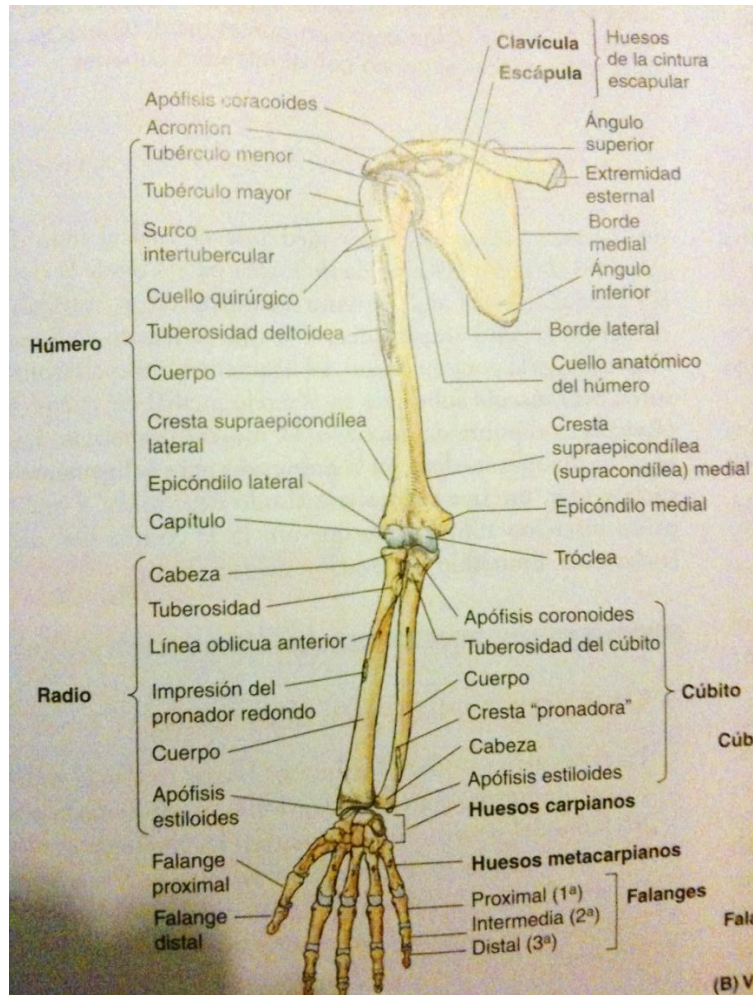


Fig. 2 (Keith Leon, 2009) Muestra la estructura del miembro superior a nivel óseo indicando el nombre de los huesos que lo componen.

En la figura 2 podemos observar toda la estructura ósea del miembro superior, partiendo desde la clavícula, hasta llegar a la escápula, indicando además las características más destacadas de cada uno de los huesos que componen al mismo.

Clavícula: Esta se encarga de la conexión entre el tronco y el miembro superior, se puede observar su forma de "S" desde una vista frontal, en su parte

más medial su curvatura es convexa por adelante y se articula con el esternón a través de la articulación esternoclavicular de manera sinovial en silla. En su porción lateral la curvatura es convexa por atrás y se articula con el acromion de la escapula por medio de la articulación acromioclavicular. Los dos tercios mediales del cuerpo de la clavícula son convexos por delante, mientras que en su parte más lateral es cóncavo por delante, ésta estructura propicia que la clavícula presente una resistencia aún mayor.

Las funciones principales de la escápula son:

- El soportar a la escapula y la porción libre de la extremidad, separándolas dando de este modo la máxima libertad de movimiento a la extremidad
- Transmitir los impactos de la extremidad hasta el esqueleto axial.
- Limitar el canal cervicoaxial, dando protección al paquete neurovascular del miembro superior.

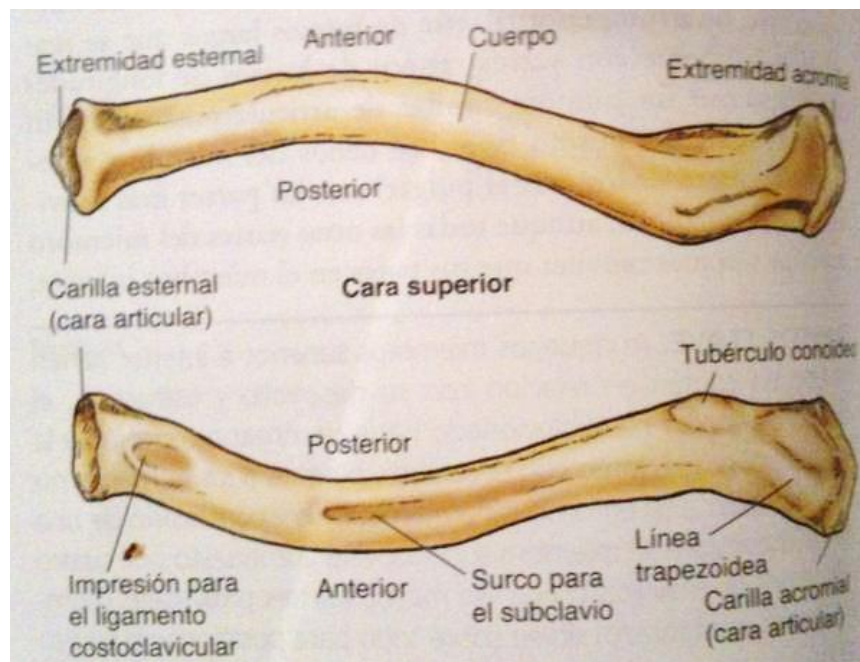


Fig. 3 (Keith Leon, 2009)Clavícula derecha, que muestra la estructura completa, señalando además las prominencias y fosas más importantes.

Escápula: La escápula es un hueso plano triangular, que se ubica en la parte posterolateral del tórax a la altura de la 2ª y 7ª costilla. Su superficie posterior es convexa y queda dividida de forma desigual en una fosa supraespinosa y una infraespinosa, por una gruesa cresta ósea, que recibe el nombre de espina de la escapula, por otro lado superficie costal es cóncava y forma en su mayor parte la fosa subescapular. En este hueso, en general, se encuentran muchas inserciones de varios músculos carnosos.

El cuerpo de la escápula se muestra con una estructura triangular, muy esbelta y translúcida en sus porciones superior e inferior de la espina de la escápula, sin

embargo, en sus bordes laterales se muestra más gruesa. Su espina se continúa en dirección lateral y forma el acromion, el cual se muestra grande y aplanado, el acromion tiene una gran importancia, ya que es a partir de este que la clavícula y la escápula se articulan, las partes del acromion y la espina, además son puntos de inserción muscular que propician gran parte de la movilidad en el hombro.

Otros puntos relevantes dentro de la escápula son la apófisis coracoides y la cavidad glenoidea, esta última es una fosa oval poco profunda y cóncava que recibe la cabeza del humero y se articula con ella, mientras que la apófisis coracoidea, al insertarse en ésta el ligamento coracoclavicular, le otorga un soporte pasivo al miembro superior, para realizar esta función la apófisis coracoidea presenta una estructura muy similar a la de un dedo doblado que apunta hacia el hombro.

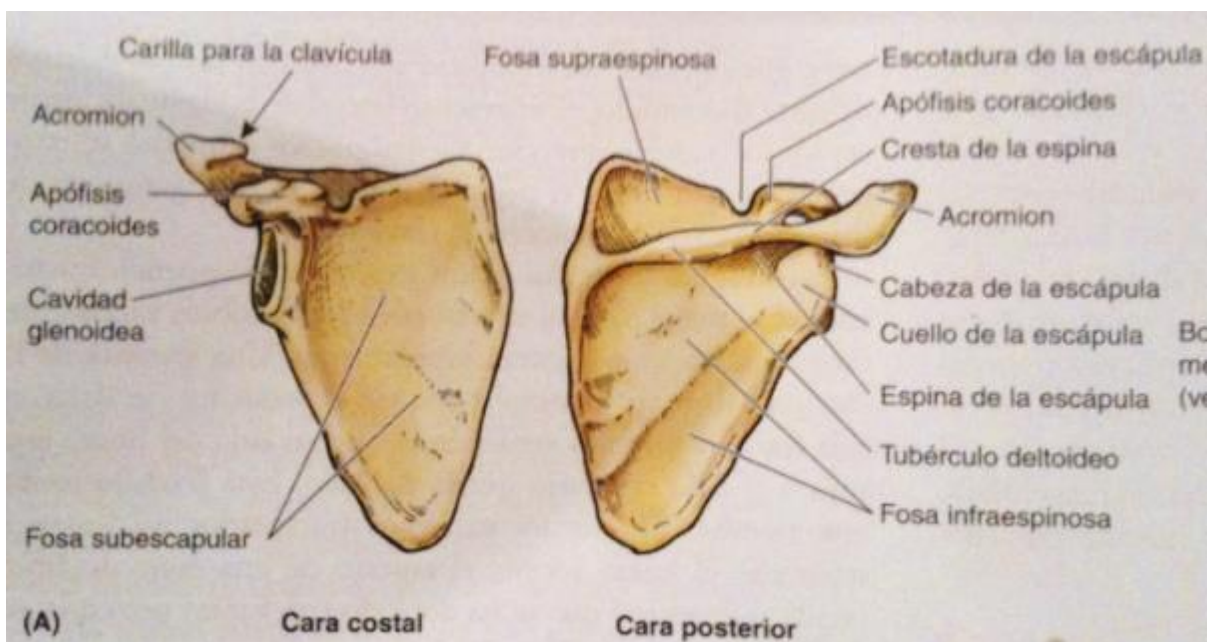


Fig. 4 (Keith Leon, 2009) Muestra la configuración de la escápula, destacando y nombrando las características más importantes de la misma.

Húmero: es el hueso más largo y fuerte del miembro superior, se articula con el radio y el cúbito a través del codo y por medio de la articulación glenohumeral con la escapula.

El cuerpo del húmero posee dos características destacadas, la tuberosidad deltoidea en su parte lateral, para la inserción del deltoides, y en el extremo inferior del cuerpo humeral donde se forman las crestas supracondíleas las cuales también son puntos de inserción muscular. La cabeza del humero presenta una forma esférica, por medio de esta se articula con la cavidad glenoidea, la cual la envuelve, permitiendo de este modo libertad de rotación en los tres ejes cartesianos. En la parte distal del húmero encontramos la tróclea, el olécranon y a las fosas coronoidea y radial, estos elementos conforman al cóndilo humeral, que cuenta con dos superficies articulares, el capítulo lateral que se articula con la

cabeza del radio y otra medial con forma de polea, por medio de la cual se articulan el cúbito y el húmero, la fosa coronoidea del cóndilo humeral tiene por función, el recibir a la apófisis coronoideas durante la flexión completa del codo, mientras tanto, cuando éste alcanza su extensión total la ulna se acomodará en la fosa del olecranon.

En el antebrazo encontramos los huesos radio y ulna o cúbito, los cuales son paralelos entre sí, y el radio posee la cualidad de poder pivotar, permitiendo que se generen los movimientos de pronación y supinación.

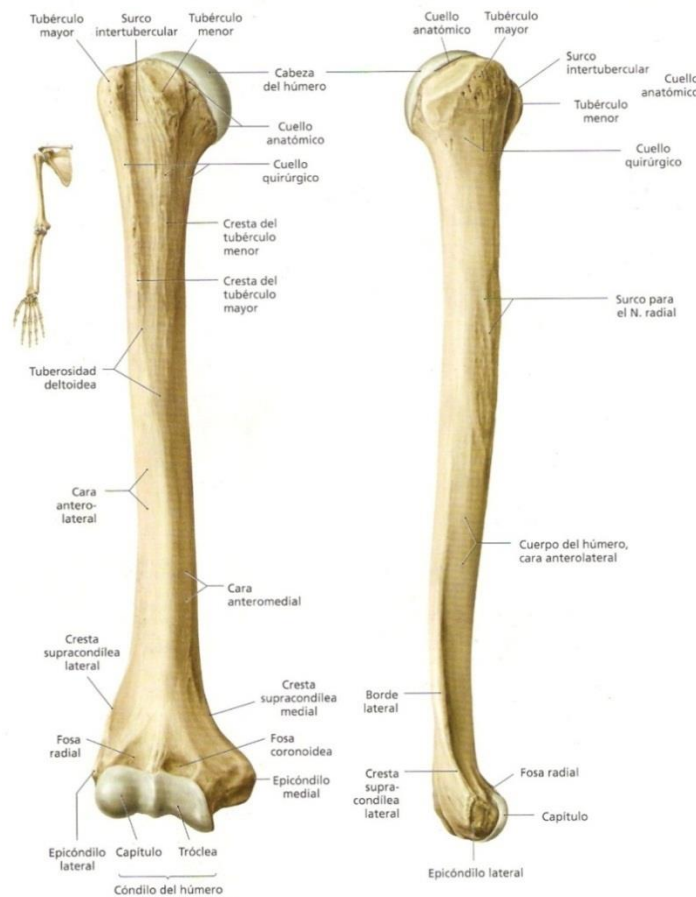


Fig. 5 (Keith Leon, 2009) En esta imagen se puede ver la caracterización del húmero, destacando los puntos más importantes del mismo.

Cúbito o ulna: de los huesos del antebrazo es el más largo, además de ser el encargado de estabilizar al antebrazo, en su extremo más proximal tiene una forma muy especializada que le permite articularse con el húmero de manera medial y con el radio de manera lateral; para su articulación con el húmero cuenta con dos prominencias a destacar que son, el olecranon y la apófisis coronoidea.

El olecranon que es la prominencia proximal y que se localiza en la parte posterior, entre sus funciones destaca el fungir como brazo de palanca para la extensión del codo, por otra parte la apófisis coronoidea que se encuentra en la parte frontal, y

que junto con el olecranon forman una especie de pinza que sirve de pared para la escotadura troclear.

Radio: El Radio es un hueso largo, simétrico, situado al lado del cúbito en la parte más externa del antebrazo en su epífisis proximal, presenta una formación anular con una cavidad superior, donde se va a alojar el cóndilo humeral. Por debajo de este elemento que funge como tapón, existe una tuberosidad que marca la desviación de la dirección del hueso, de modo que primero va de arriba a abajo y de adentro hacia afuera hasta la tuberosidad, a partir de aquí el hueso se va a curvar y se va a dirigir de fuera a adentro y luego paulatinamente se va haciendo cada vez más vertical, con mayor cuerpo y también aumenta su ancho hasta formar la epífisis distal, la cual es abultada.

En su extremo externo tiene una eminencia que se dirige hacia abajo enmarcando los huesos de la primera línea, que se llama apófisis estiloides del radio. En su cara interna presenta una cavidad que es carilla espejular de la cabeza del cúbito, formando una articulación trochus, trocoidea o en pivote. En la epífisis proximal del radio está el ligamento anular del radio. Por debajo está el ligamento cuadrado, que lo abraza y lo fija al otro hueso (ambos ligamentos).

La base de cúbito y radio conforman una cavidad elipsoidal. Ambos van encajados a manera de mortaja para los huesos de la primera línea, que quedan parcialmente escondidos dentro de esta cavidad. La articulación radio-cubital-carpiana es condílea y permite los movimientos de flexoextensión y desviación radial-ulnar. Por otro lado su diáfisis, presenta al corte transversal una sección triangular. A partir de la tuberosidad, se encuentra una membrana interósea que une los dos huesos. Se distingue una cara anterior, posterior y externa.

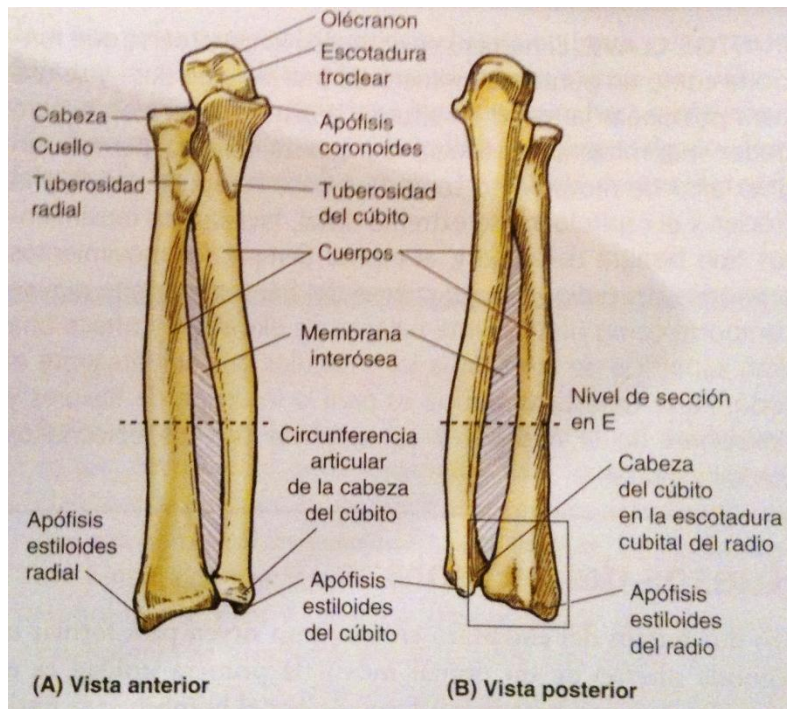


Fig. 6 (Keith Leon, 2009) En esta imagen podemos observar la configuración del radio y el cúbito así como la articulación entre ellos y las características principales de los mismos.

3.2 Sistema muscular

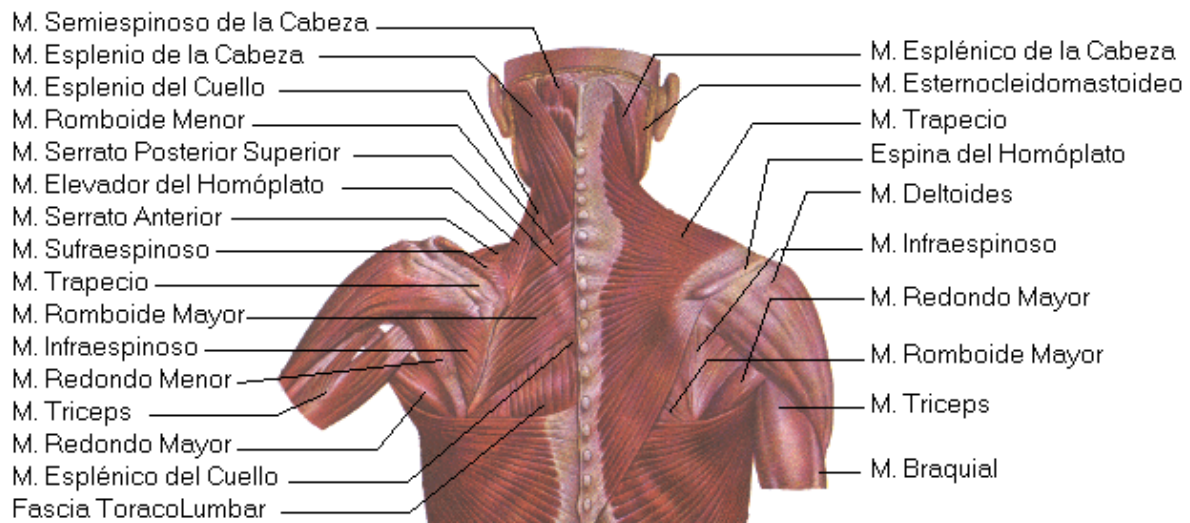


Fig. 7 (Keith Leon, 2009) En esta imagen se muestra la localización de los músculos posteriores que intervienen en la movilidad del miembro superior y algunos otros propios de la espalda.

Deltoides: Se origina a un tercio de la clavícula, en el acromion, en el labio inferior de la escapula y se extiende hasta alcanzar la tuberosidad deltoidea del humero y la V deltoidea, realiza diversas acciones como lo son la abducción del

brazo, además de flexión y rotación en la parte medial del brazo. Este músculo es el principal abductor del brazo, pero al no tener una gran ventaja mecánica, no puede iniciar con el movimiento de abducción, por lo cual es asistido por el músculo supraespinoso.

Redondo mayor: Se origina en la superficie dorsal del ángulo inferior de la escápula y se extiende hasta la cresta subtroquiniana, genera los movimientos de abducción y rotación, además de contribuir en la extensión del mismo.

Tríceps: Tiene origen en el tubérculo infraglenoideo de la escapula, en el borde posterolateral y proximal del húmero, y se extiende hasta alcanzar el olécranon, sus funciones son la extensión y abducción del brazo.

Supraespinoso: Se origina en la fosa supraespinosa y se extiende hasta alcanzar el troquiter y su función es únicamente la abducción del brazo.

Redondo menor: Su punto de origen está dado en el segundo tercio del borde lateral superior, de la escápula y se extiende hasta el troquiter, su función es la de dar rotación lateral al brazo, además de esto también fija la cabeza del húmero en la fosa glenoidea.

Subescapular: Nace en el segundo tercio medial de la superficie costal de la escápula y crece hasta alcanzar el troquin y se encarga de generar la rotación media del brazo y complementa la extensión del mismo.

Trapezio: Tiene su origen en el primer tercio medial, de la línea nugal superior de la protuberancia occipital externa, esto se da por medio de una aponeurosis en forma de rombo, de ahí se extiende hasta el primer tercio lateral de la clavícula, en la parte del acromion y la espina de la escapular, su función es elevar y hacer descender la escápula.

Dorsal ancho: Se origina en la apófisis espinosa vertebral, desde T7 hasta L5 y en algunos casos desde el ángulo de la escápula, y se extiende hasta la cresta subtroquiniana y sobre el suelo del canal intertubercular, éste músculo se encarga de extender y rotar el brazo mediano.

Elevador de la escapula: Se origina en el proceso transversal de las vértebras C1 a C4 y se extiende hasta alcanzar el borde medial de la escápula, desde el ángulo superior a la espina. Su función es la de elevar la escápula.

Romboides mayor: Surge en los procesos espinosos de las vértebras que van de T2 a T5 y se extiende hasta el borde medial de la escápula inferior a la espina de la escápula y tiene por función el retraer, elevar y rotar la escápula, descendiendo por la fosa glenoidea.

Romboides menor: Se origina en el extremo inferior del ligamento nugal y en los procesos espinosos de las vértebras que van de C7 a T1 y corre hasta llegar al

borde medial de la escápula a nivel de la raíz de la espina escapular, tiene por función el retraer, elevar y rotar la escapula y desciende por la fosa glenoidea.

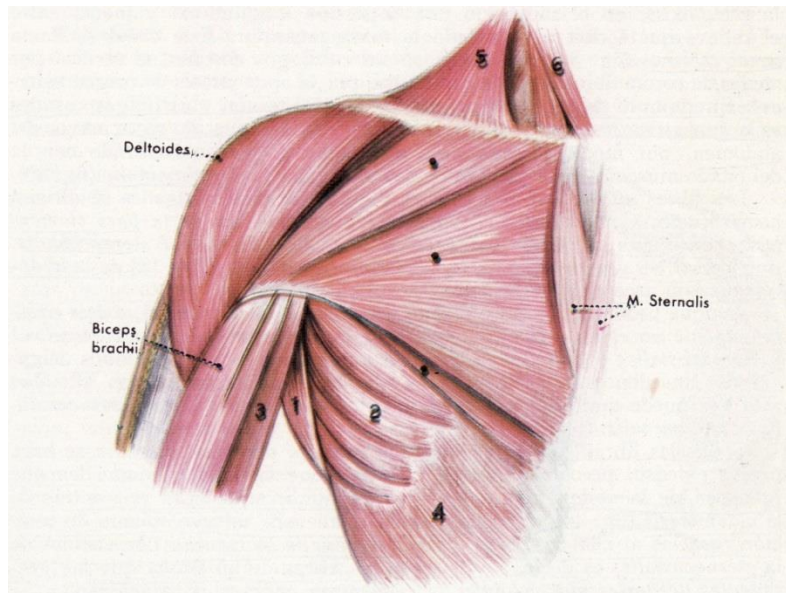


FIG. 40. — Plano superficial de los músculos del hombro y tórax del lado derecho. 1, músculo dorsal ancho; 2, idem serrato mayor; 3, idem coracobraquial; 4, idem oblicuo mayor; 5, idem 6, idem esternocleidomastoideo. Los 3 puntos negros indican las porciones clavicular, esternal y abdominal del músculo pectoral mayor.

Fig. 8 (Keith Leon, 2009) En esta figura podemos observar los músculos de la parte frontal que intervienen en la movilidad del miembro superior.

Pectoral mayor: Se origina en la mitad media de la clavicular, en el manubrio y cuerpo esternal y en ocasiones hasta en la aponeurosis de los rectos de la pared superior del abdomen y se extiende hasta alcanzar la cresta subtroquieteriana. Este músculo genera los movimientos de flexión, aducción y rotación del brazo medio.

Pectoral menor: Se origina en las costillas 3 hasta la 5 y corren hasta alcanzar la apófisis coracoides de la escapula. Tiene por función el llevar a la escápula hacia adelante en dirección medial y caudal.

Subclavio: Tiene su origen en la primer costilla y su cartílago y se extiende hasta llegar a la superficie inferior de la clavícula y tiene por función llevar a cabo los movimientos de hacia abajo y hacia delante de la clavícula.

Serrato anterior: Se origina en las costillas de la uno a la ocho y se extiende hasta el borde medial de la escápula sobre su cara costal, tiene por función el llevar hacia adelante, hacia abajo y rotar la escapula, además de ayudar en la abducción del brazo.

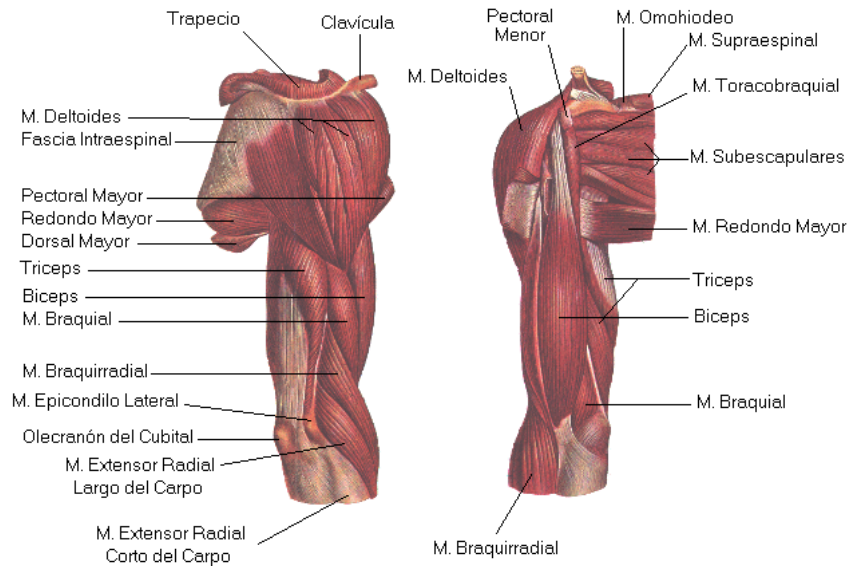


Fig. 9 (Keith Leon, 2009) Muestra los músculos más importantes que corren a través del humero.

Ancóneo: Tiene su origen en el epicóndilo lateral del húmero y se extiende hasta llegar al borde lateral del olécranon y cuarto superior del cúbito. Tiene como función la extensión del antebrazo.

Bíceps braquial: Su cabeza corta nace en vértice del proceso coracoides de la escápula, mientras que la larga viene desde el tubérculo supraglenoideo y ambas corren hasta alcanzar la tuberosidad del radio, cumple con la función de flexionar el brazo además de generar la supinación del mismo.

Braquial anterior: Se origina en la superficie anterior de la mitad inferior del húmero y los septos intermusculares y se extiende hasta llegar a la apófisis coronoidea del cúbito y tiene por función la flexión del antebrazo.

Coracobraquial: Tiene su origen en la apófisis coracoides de la escápula y se extiende hasta el lado medio del húmero a mitad del eje, permitiendo la flexión y la aducción del brazo.

Tríceps braquial: Su cabeza larga tiene origen en el tubérculo infraglenoideo de la escápula, mientras que el basto externo nace del borde posterolateral del húmero y septo intermuscular, por otro lado el vasto interno encuentra su origen en la superficie posteromedial de la mitad inferior del húmero.

La información antes mostrada nos permite conocer la configuración del miembro superior, la cual se toma como base para el desarrollo del trabajo, en el capítulo siguiente, se muestra un desglose y análisis de dicha información, dándole una interpretación ingenieril, para de este modo dar la base de diseño y es en este capítulo donde se justifican las metas o especificaciones de diseño que rigen el proyecto.

Capítulo 4

Análisis mecánico de la anatomía del miembro superior

Introducción

En este apartado se realizó un análisis mecánico del miembro superior, tomando en cuenta su configuración anatómica, es decir se exponen los elementos y requerimientos necesarios con los que se llevan a cabo las acciones de sujeción y de movimiento en la extremidad.

4.1 Articulación glenohumeral:

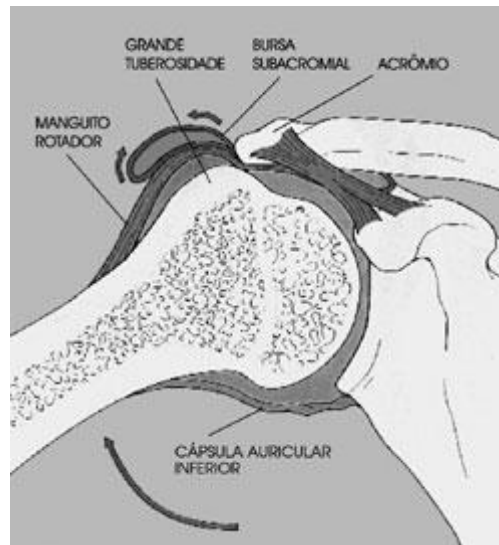


Fig. 10 Articulación glenohumeral.

Es una articulación esferoidea o enartrosis que une el húmero a la escápula, presenta dos superficies articulares, la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula. La cabeza humeral representa la tercera parte de una esfera, ligeramente más extensa en sentido vertical que anteroposterior, la cavidad glenoidea es mucho menos extensa por lo que necesitan de un medio para una mayor adaptación, el rodete glenoideo (la cabeza humeral sigue siendo más grande que la cavidad glenoidea, por lo tanto, sólo se encuentra parcialmente en contacto con ella).

Los medios de unión:

La cápsula articular, es relativamente delgada, siendo más gruesa inferiormente. Está formada por fascículos fibrosos entrecruzados en todas las direcciones. Por otro lado los ligamentos, en diversos puntos la cápsula se engruesa y forma bandas fibrosas que se extienden de la cavidad glenoidea al húmero y que se denominan ligamentos glenohumerales, éstos se diferencian en tres fascículos:

- **Ligamento glenohumeral superior (LGHS)**
- **Ligamento glenohumeral medio (LGHM)**
- **Ligamento glenohumeral inferior (LGHI),**

además de estos también aparecen el **ligamento coracohumeral (LCH)** y un **ligamento coracoglenoideo (LCG)** y los músculos periarticulares



Fig. 11 Ligamentos del hombro.

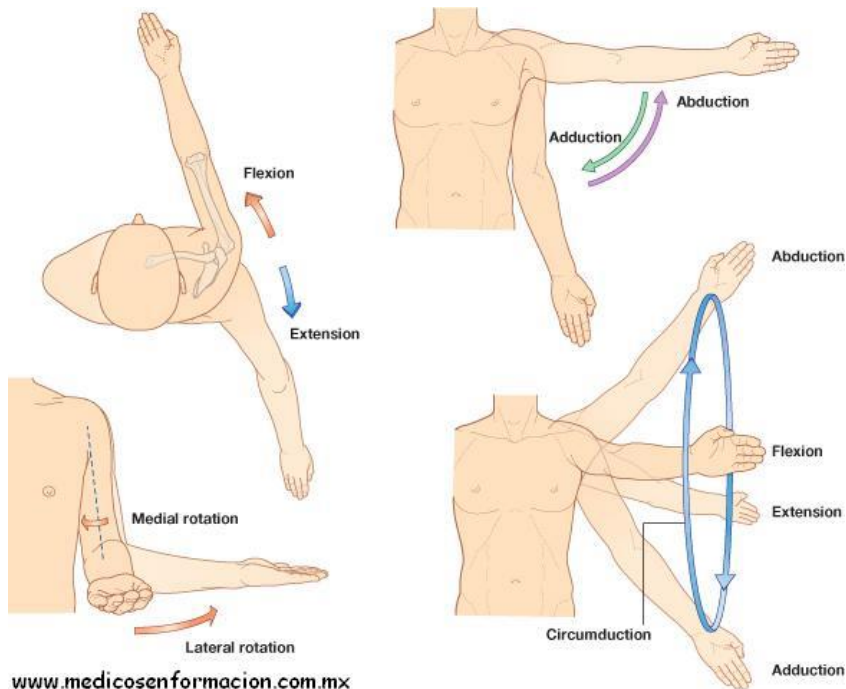
Movimientos:

La cabeza del húmero puede moverse en torno a una gran variedad de ejes

- Flexo-extensión: se producen en torno a una eje transversal, llegando a **un** rango de 180 ° la flexión y de 50 ° la extensión, siempre y cuando todas las articulaciones del complejo hombro actúen sinérgicamente, ya que sin estos la flexión glenohumeral sólo alcanza un rango de 50° ambos movimientos se ven limitados por la tensión del LCH, mientras que la porción anterior y posterior de la cápsula limitan la extensión y flexión, respectivamente.

- Rotación externa-interna: se producen en torno a un eje vertical. La rotación externa presenta una amplitud de 90 ° y se ve limitada por los músculos rotadores internos, los ligamentos glenohumerales y por la porción anterior de la cápsula articular. La rotación interna tiene una amplitud de 100 ° y se limita por los músculos rotadores externos y por la porción posterior de la cápsula articular.

-Abducción-aducción: se realizan en torno a un eje anteroposterior. El movimiento de aducciones muy limitado, deteniéndose por el contacto del brazo con el tronco y por la tensión del LCH.



www.medicosenformacion.com.mx

Fig. 12 (Keith Leon, 2009) Movimientos del hombro

Estabilizadores Articulares:

El hombro, para poder lograr los amplios rangos de movimiento, ha tenido que sacrificar parte de su estabilidad, que está dada por dos tipos de componentes: los dinámicos y los estáticos.

Existe una estrecha relación entre los estabilizadores estáticos y dinámicos. En los rangos medios de movimiento los ligamentos están laxos, la estabilidad está dada por la compresión articular y por la acción del manguito rotador; mientras que en los rangos más extremos de movimiento los ligamentos se tensan, siendo en éste caso los principales limitadores del movimiento.

Estabilizadores Estáticos:

El rodete glenoideo cumple con tres papeles fundamentales para la estabilidad de la articulación glenohumeral:

- Aumenta la profundidad de la glenoide en un promedio de 4,5 a 9 mm en sentido superior inferior y entre 2,5 a 5 mm en sentido antero posterior
- Aumenta la superficie del área de contacto de la glenoide
- Actúa como un anillo fibrocartilaginoso que proporciona inserción a los ligamentos glenohumerales y al tendón bicipital.

La cápsula: se encuentra relativamente laxa. Sin embargo, presenta pequeños engrosamientos que corresponden a los ligamentos capsulares, el ligamento glenohumeral superior, el medio y el complejo glenohumeral inferior.

El LGHS limita, principalmente, la traslación anterior e inferior de la cabeza humeral con el brazo aducido. Esta función la realiza en forma sinérgica con el LCH.

El LGHM limita la traslación anterior durante los rangos bajos y medios de abducción.

El LGHI es el más largo y fuerte de los tres y ha sido considerado como el estabilizador estático principal frente a la traslación anterior, posterior e inferior cuando el brazo se encuentra abducido por sobre 45°

Estabilizadores Dinámicos:

El principal estabilizador dinámico es el manguito rotador y su principal función es la producción de una carga compresiva a través de la articulación glenohumeral en todos los rangos de movimiento. El tendón bicipital contribuye a la acción del manguito rotador al generar una carga compresiva en la articulación, la función del bíceps dependía de la posición del hombro, estabilizando la articulación hacia anterior con el brazo en rotación interna y hacia posterior con el brazo en rotación externa.

Otros estabilizadores dinámicos importantes corresponden a los músculos fijadores de escápula, los cuales permiten una sincronización adecuada de los movimientos escapulohumerales, los mecanismos de propiocepción protegen la articulación de traslaciones y rotaciones excesivas de la cabeza humeral mediante un mecanismo reflejo.

Manguito rotador:

-Corresponde a un grupo de cuatro músculos periarticulares, cuyos tendones se insertan en las tuberosidades mayor y menor del húmero y que intervienen como ligamentos activos de la articulación.

Estos son:

- Subescapular
- Supraespinoso
- Infraespinoso
- Supraescapular
- Redondo menor

4.2 Articulación del codo



Fig.13 Articulación del codo

- Es una articulación compuesta de tipo sinovial formada por tres articulaciones:
 - Humeroulnar que es de tipo tróclea
 - Humerorradial de tipo condílea
 - Radioulnar proximal clasificada como trocoide

Presenta en total tres superficies articulares:

- Extremidad inferior del húmero
- Extremidad superior de la ulna
- Extremidad superior del radio

Los medios de unión:

De igual manera interviene la capsula articular, además de los ligamentos:

- Extracapsulares: colateral ulnar, colateral radial y ligamento inferior
- Intracapsular: ligamento anular
- Capsulares: ligamento anterior, ligamento posterior

Movimientos:

En la articulación del codo se producen dos pares de movimientos los principales son: la flexión y la extensión, los cuales se dan mediante una rotación que se produce al deslizar el radio y la ulna, sobre la superficie inferior del húmero, éste movimiento es generado principalmente por la acción del bíceps y el tríceps braquial, ayudándose de la prominencia conocida como olécranon, para generar

un efecto de brazo de palanca y de esta manera generar ambos movimientos; el otro par de movimientos son: el de pronación y de supinación, los cuales involucran una rotación sobre el codo directamente, en este movimiento el radio tiene un papel principal, dado que funge como pivote permitiendo la rotación del antebrazo sobre el brazo directamente.

Estabilizadores estáticos.

Articulación: Las formas recíprocas de las 3 extremidades articulares provee estabilidad a través del arco de movimiento.

Cápsula: La cápsula anterior provee el 30 al 40% de la resistencia en varo y valgo con el codo en extensión, pero sólo contribuye mínimamente en flexión.

Ligamentos:

Complejo colateral medial.

Ligamento colateral radial.

Ligamento colateral cubital o lat.int.

Ligamento anular: estabiliza el radio proximal

Ligamento colateral accesorio: estabiliza el ligamento anular durante el esfuerzo en varo.

Estabilizadores dinámicos:

La estabilidad se incrementa al comprimir las superficies articulares en virtud a sus fuerzas durante el movimiento del codo, la influencia estabilizante sería dependiente de la posición de la articulación (mayor estabilidad longitudinal, cuando el olécranon se ubica en su fosita) y sobre el balance de todos los músculos actuando sobre la articulación.

Capítulo 5

Diseño conceptual

Introducción

En este apartado se expone la metodología, las bases y fundamentos para la realización del diseño del prototipo, desde el punto de vista conceptual, el cual abarca los parámetros principales que presenta el diseño para el prototipo de la prótesis.

5.1 Bases de desarrollo

Para el proceso de diseño, se inició tomando como base la estructura del miembro además de las condiciones de movilidad, tomando como referencia el estudio anatómico previo y buscando proporcionar los movimientos realizados por el brazo.

5.2 Movimientos básicos del miembro superior

-Movimientos del brazo

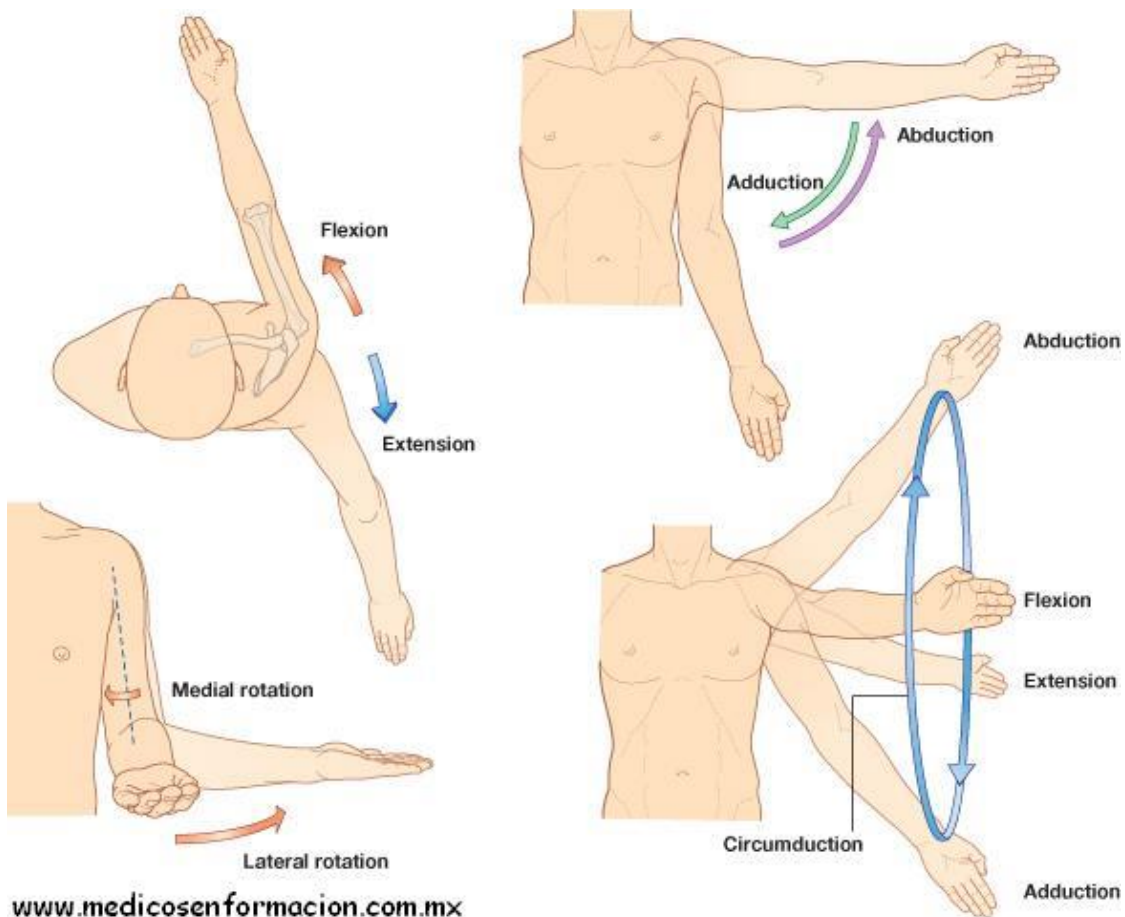


Fig. 14 (Keith Leon, 2009) Movimientos del brazo

De los cuatro movimientos expuestos en la figura 14 consideramos para el análisis, de movilidad, solo tres, ya que el movimiento de circunducción, es una combinación de los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción.

-Movimientos del antebrazo

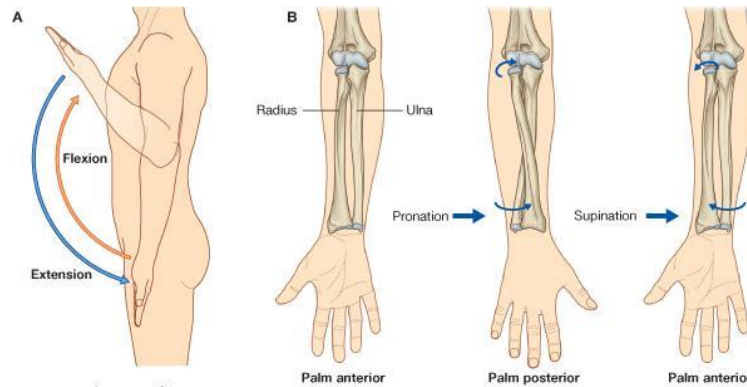


Fig. 15 (Keith Leon, 2009)movimientos del antebrazo

En la figura 15 se observan los dos movimientos realizados por el antebrazo, así como el pivoteo que realiza el radio para generar el movimiento de pronación-supinación, el movimiento de flexión-extensión se genera tomando el olecranon como brazo de palanca para propiciar la extensión y parte de la ulna es utilizada como apoyo para generar el movimiento de flexión.

Se retoma el punto de la movilidad en estas zonas porque construye la primer pauta de diseño, ya que como se mencionó anteriormente es uno de los requerimientos establecidos junto con el peso, el cual debe ser en general menor a 3.5 [kg], bajo estas dos premisas se procede a establecer las bases del diseño.

Como se mencionó, en el hombro se desarrolla una movilidad con tres grados de libertad, mientras que en el antebrazo la movilidad posee dos grados de libertad, lo cual nos indica según la teoría de mecanismos, que son necesarios tantos actuadores con ejes de rotación no coincidentes, como grados de libertad posee el mecanismo, con esto queda determinada una especificación que debe cumplir el diseño, quedando delimitado el diseño de la siguiente manera.

Requerimiento	Especificación
Amplia movilidad del hombro	Tres actuadores ortonormales para desarrollar la movilidad del hombro
Amplia movilidad del antebrazo	Dos actuadores ortonormales para desarrollar la movilidad del antebrazo
Bajo peso	Peso general del orden de 3.5 [kg]

Tabla1. Requerimientos y especificaciones del diseño

5.3 Propuesta de diseño estructural

Dadas las especificaciones del diseño y tomando en cuenta la configuración que guarda el miembro superior, se propone que dentro de los movimientos realizados tanto por el hombro como por el antebrazo, quede establecido uno en cada zona que tenga un comportamiento tipo bisagra, que permita trasladar el peso del actuador a una zona distinta a la prótesis, ocupando únicamente un cilindro pistón para transmitir el movimiento del actuador, para el resto de los actuadores se propone además que las rotaciones se lleven a cabo de manera directa con el fin de no complicar el diseño y se establece que el diseño debe buscar proteger a los actuadores.

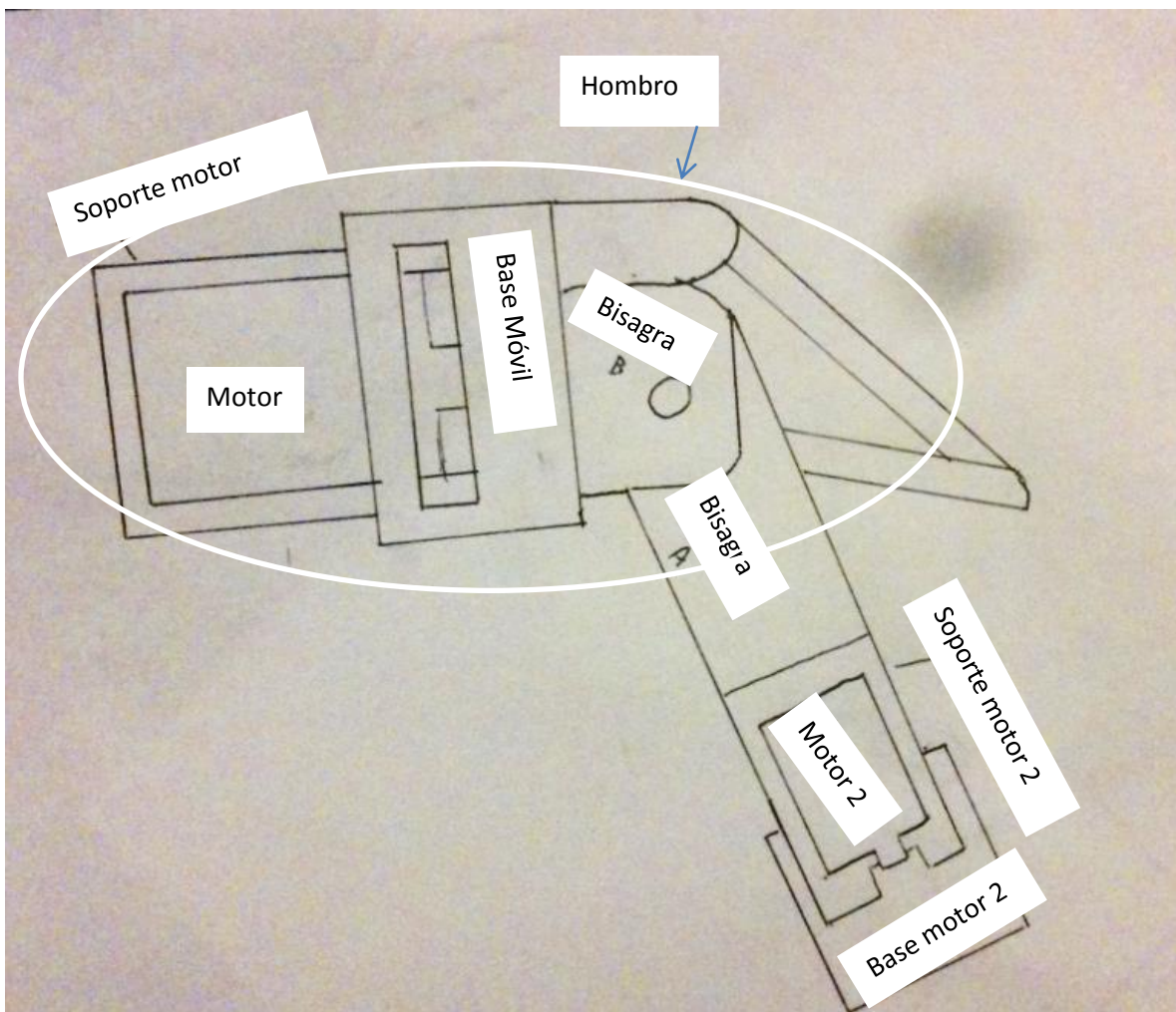


Fig.16 Bosquejo estructural de la prótesis en lo concerniente al brazo y su movilidad.

Dentro de las posibilidades de dar solución al diseño, se planteó la configuración mostrada en la figura 16 para la estructura del hombro y el brazo, debido a que permite cambiar el eje de rotación de las articulaciones de manera sencilla, y de este modo, descomponer las rotaciones realizadas por el hombro en

tres rotaciones simples e independientes que facilitan el proceso de control para futuros desarrollos, las otras propuestas presentaban conflictos en algunos movimiento o simplemente no los permitían, en total se realizaron tres propuestas pero debido a que las otras dos presentaron problemas de movilidad muy evidentes desde el principio, solo sé continuo con el desarrollo de esta propuesta, a la cual se le añadió además del establecimiento de las formas de movilidad, un dispositivo de seguridad que consiste en un soporte para el motor que tiene por objeto disminuir los efectos de cargas de tipo flexionante sobre el eje, que al combinarse con los esfuerzos de torsión propias en este tipo de elementos, suelen promover la fatiga en estos elementos.

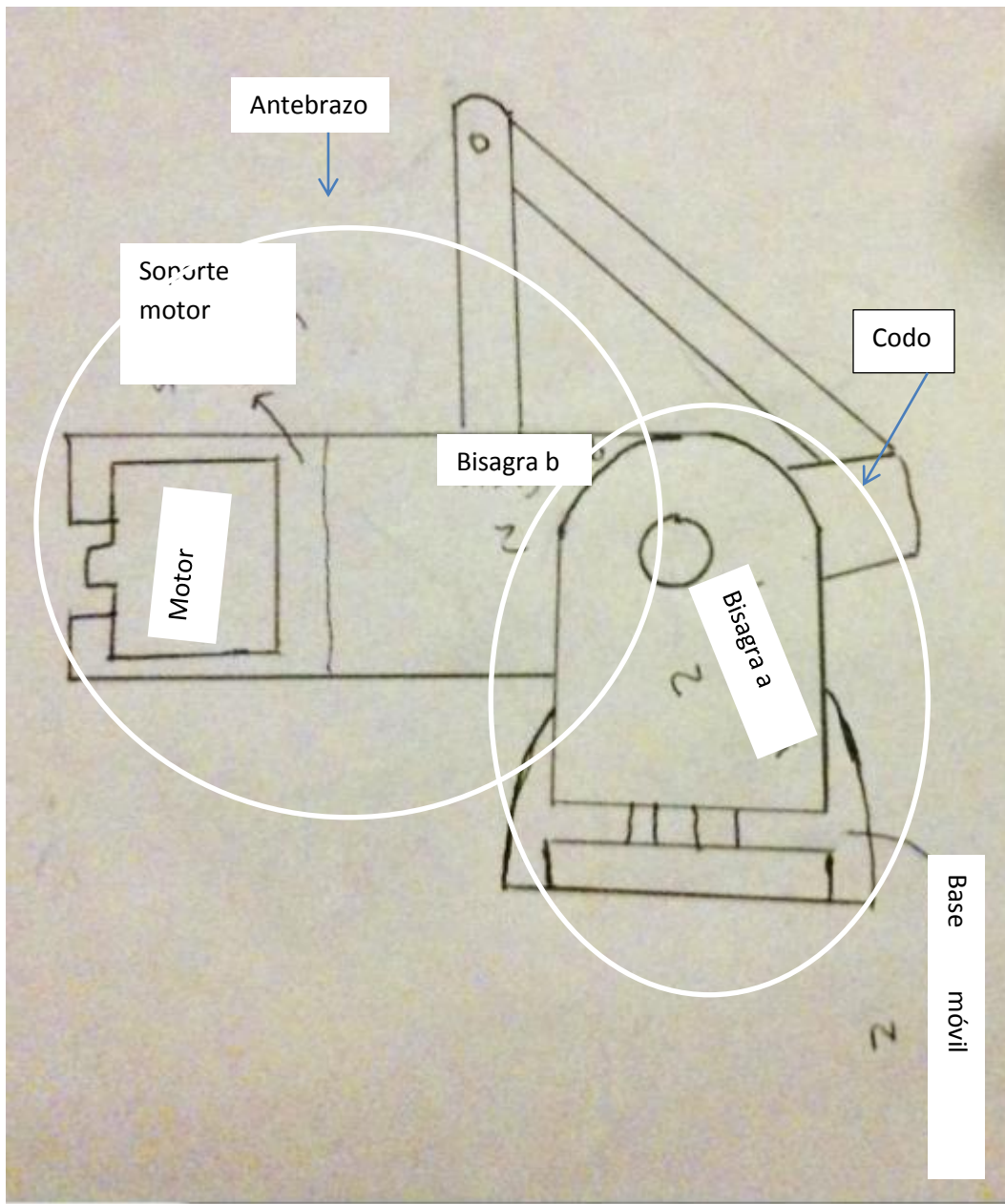


Fig.17 Bosquejo de la estructura de la prótesis en la sección del antebrazo.

La figura 17 nos ejemplifica el diseño del antebrazo y codo, para el cual partimos del mismo esquema que para la parte del hombro, se segmentan las dos rotaciones y se caracteriza la prótesis de la misma manera, omitiendo lo concerniente a la tercera rotación, con esto se consiguió generar las dos rotaciones del antebrazo con una relativa facilidad en cuanto al diseño y el control.

5.4 Análisis cinemático y dinámico

-Consideraciones y simplificaciones:

- El brazo se considera como una barra cilíndrica
- El antebrazo se considera como una barra cilíndrica
- La pinza para la mano se considera como un cilindro

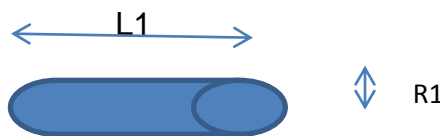
-Se considera además una carga de masa adicional máxima de 1.5 [kg] en la parte media de la pinza que usamos como mano, con lo cual se establece como condición de uso que <<la carga máxima soportada por la prótesis es de 1.5 [kg]>>.

Las longitudes y pesos, constituyen los parámetros bajo los cuales se diseña el prototipo conceptual, estos se establecen tomando como condiciones iniciales las medidas y pesos aproximados de una persona de complexión atlética, peso de 70 [kg] y altura de 1.80 [m] aproximadamente. Para la parte específica de los pesos, se realizó una distribución proporcional ya que como meta de diseño previamente establecida, se postuló que el peso de la prótesis sería del orden de 3.5 [kg], mientras que el peso del miembro del diseñador es del orden de los 5.7 [kg].

-Dimensiones:

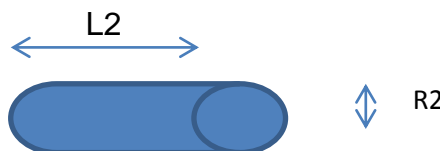
-Brazo

- L1= 28 [cm]
- R1= 4.5 [cm]
- M1= 1.4 [kg]



-Antebrazo

- L2= 28 [cm]



-R2= 4.2 [cm]
-M2= 1.5 [kg]

-Mano

-H=L3= 4 [cm]
-R3= 5 [cm]
-M3= 0.3 [kg]



Análisis Cinemático: En este apartado como tal, más que un análisis se establecen las condiciones de movimiento del diseño, que se tomaron en cuenta para el estudio dinámico, partiendo únicamente del movimiento de los servomotores, por lo cual se dan sólo velocidades y aceleraciones angulares, esto se debe a que los movimientos más usuales se deben a la acción de los mismos ya que cualquier conjunto de rotaciones sobre ejes cualesquiera, se pueden simplificar como una rotación simple sobre un solo eje.

-Velocidades y aceleraciones angulares consideradas:

-Brazo

$-\omega_1 = \pi/2$
 $-\alpha_1 = \pi$

-Antebrazo

$-\omega_2 = \pi/2$
 $-\alpha_2 = \pi$

-Mano

$-\omega_3 = \pi$
 $-\alpha_3 = 2\pi$

-Momentos de inercia:

-Brazo $I_1 = \frac{1}{3} * m_1 * L_1^2 = \frac{1}{3} * 1.4[kg] * (0.28[m])^2 = 0.0366 [kg * m^2]$ (1)

-Antebrazo $I_2 = \frac{1}{3} * m_2 * L_2^2 = \frac{1}{3} * 1.5[kg] * (0.28[m])^2 = 0.0392 [kg * m^2]$ (2)

-Mano (contemplando la masa en la mano) $I_3 = \frac{1}{12} * m_3 * L_3^2 = \frac{1}{12} * 1.8[kg] * (0.04[m])^2 = 2.4 * 10^{-4} [kg * m^2]$
(3)

-Velocidades relativas del cuerpo, de cada elemento:

-Brazo $V_1 = \omega_1 * \frac{L_1}{2} = \frac{\pi}{2} * \frac{0.28}{2} = 0.22 \left[\frac{m}{s}\right]$ (4)

-Antebrazo $V_2 = \omega_2 * \frac{L_2}{2} = \frac{\pi}{2} * \frac{0.28}{2} = 0.22 \left[\frac{m}{s}\right]$ (5)

-Mano (contemplando la masa en la mano) $V_3 = \omega_3 * \frac{L_3}{2} = \pi * \frac{0.04}{2} = 0.063 \left[\frac{m}{s}\right]$ (6)

Análisis Dinámico: Para este apartado nos basamos en las condiciones anteriores y en la aplicación del principio de D'Alembert así como en las ecuaciones básicas de la mecánica, equilibrio de fuerzas y equilibrio de momentos

-Mano

$-T_3 = I_3 * \alpha_3 = 2.4 * 10^{-4} [kg * m^2] * 2\pi \left[\frac{rad}{s^2}\right] = 1.5 * 10^{-3} [N * m]$ (7)

$F_{32} = W_{3+e} = 1.8[kg] * 9.8 \left[\frac{m}{s^2}\right] = 17.64[N]$ (8)

De acuerdo a los parámetros principales en el desarrollo del diseño de una prótesis, se plantea una situación que se estima como crítica, debido a que se considera que todas las fuerzas posibles intervienen de manera totalmente directa.

Uno de los parámetros que controlan el diseño es el peso, dado que por la configuración que se guarda en el movimiento de pronación supinación, que es el efecto rotativo considerado, el efecto del peso y las reacciones debidas a efectos de inercia, son ortogonales y por ello se consideró únicamente el efecto más importante, que resulta ser el peso.

-Antebrazo

$-T_2 = I_2 * \alpha_2 + L_2 \times F_{32} = 0.0392 [kg * m^2] * \pi \left[\frac{rad}{s^2}\right] + .28[m] * 17.64 = 5.06 [N * m]$ (9)

$F_{21} = W_2 + m_2 * (\alpha_2 * L_2 + \omega_2^2 * L_2) + F_{32} = 1.5[kg] * 9.8 \left[\frac{m}{s^2}\right] + 1.5[kg] * \left(\left(\pi \left[\frac{rad}{s^2}\right] * 0.28[m] \right) + \left(\left(\frac{\pi}{2} \left[\frac{rad}{s}\right] \right)^2 * 0.28[m] \right) \right) + 17.64[N] = 34.7[N]$ (10)

-Brazo

$$-T_1 = I_1 * \alpha_1 + L_1 \times F_{21} = 0.0366 [kg * m^2] * \pi \left[\frac{rad}{s^2} \right] + .28[m] * 34.7 = 9.83[N * m] \quad (11)$$

$$F_1 = W_1 + m_1 * (\alpha_1 * L_1 + \omega_1^2 * L_1) + F_{21} = 2[kg] * 9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right] + 2[kg] * \left(\left(\pi \left[\frac{rad}{s^2} \right] * 0.28[m] \right) + \left(\left(\frac{\pi}{2} \left[\frac{rad}{s} \right] \right)^2 * 0.28[m] \right) \right) + 34.7[N] = 57.4[N] \quad (12)$$

5.5 Diseño pieza a pieza.

Para el diseño de las piezas, fue tomado en cuenta el diseño estructural previo y se buscó cuidar cuatro factores principales:

- La distribución de esfuerzos sobre cada una de las piezas.
- Minimizar los esfuerzos que recaerán sobre las flechas de los actuadores, para de esta manera reducir los posibles daños, prolongando el tiempo de vida del producto.
- Reducir el peso de la prótesis en su conjunto
- Facilitar la manufactura.

Las zonas críticas del diseño se presentan en las articulaciones, ya que se presentan desplazamientos entre piezas y los motores se ubican en esta zona, los cuales se tienen que proteger como se mencionó, para lo cual como se mostró en las figuras 16 y 17, se trasladan los esfuerzos cortantes por medio de un soporte para el motor que absorbe dichos esfuerzos, disminuyendo de este modo los efectos de la combinación de esfuerzos de la rotación del eje y la flexión productos de las cargas, dado que estas cargas generan esfuerzos de tipo cortante, reaccionan de buena manera ante una configuración cilíndrica amplia, sin necesidad de ocupar gran cantidad de material, esto se justifica por el hecho de que en la relación de segundo momento de inercia, involucrada en el cálculo de momento flector, aparece el radio a la cuarta potencia mientras que en el cálculo del volumen para la densidad, al ser un elemento cilíndrico el radio aparece al

cuadrado, por ende se puede reducir la utilización de material generando cilindros amplios y de grosor bajo.

En seguida se muestran la configuración del diseño ensamblado así como los planos de diseño de cada pieza.

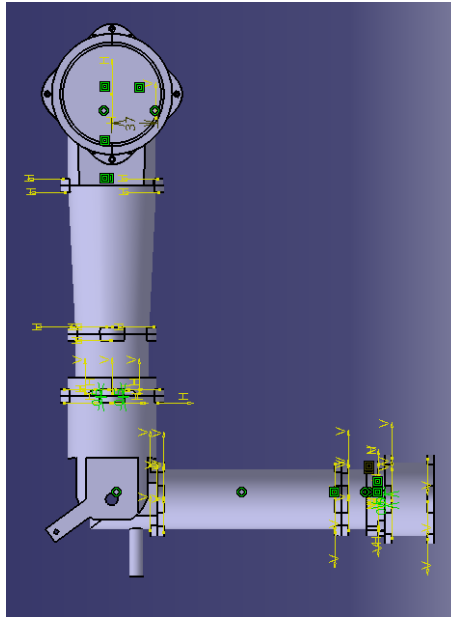


Fig.18 Vista lateral interna del ensamble

En la figura 18 es posible visualizar la vista lateral interna de la prótesis, en la cual se observa en la parte superior la configuración que guarda el soporte del motor con la base a del hombro y el juego que guardan entre ellos para permitir el desplazamiento

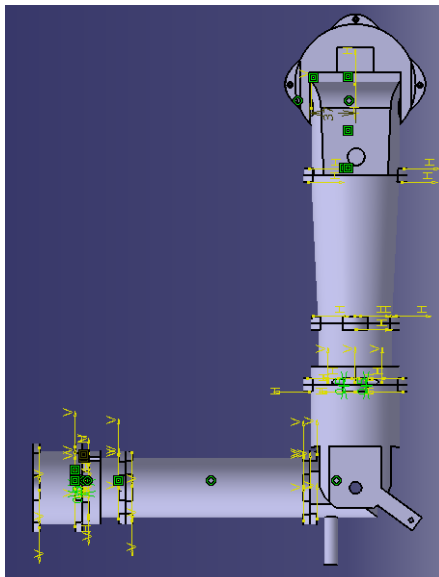


Fig.19 Vista lateral externa del ensamble

En la figura 19 es posible observar cómo se articula la prótesis, en la sección del codo, lo cual permite generar la rotación de tipo bisagra en esta zona.

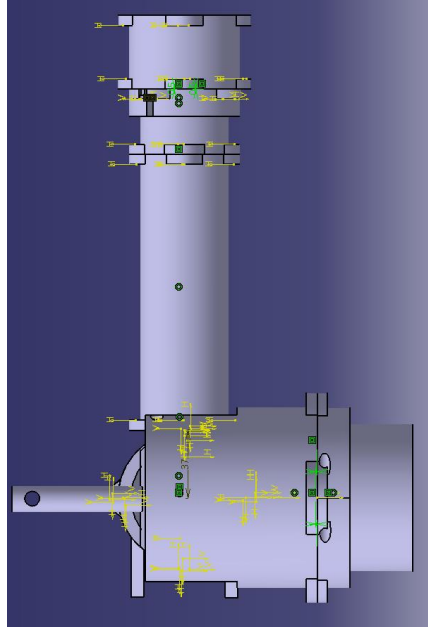


Fig.20 Vista trasera del ensamblaje

Se puede observar en la figura mostrada, la configuración de la estructura del hombro, sobre todo como se unen las bases del mismo, para permitir la unión pero con deslizamiento con respecto al soporte del motor.

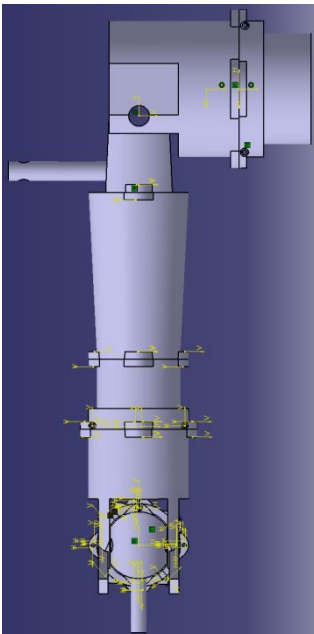


Fig.21 Vista frontal del ensamblaje

En esta figura 21 se observa claramente la estructura de bisagra del codo y como es que es posible que deslice la sección del antebrazo con respecto a la del brazo.

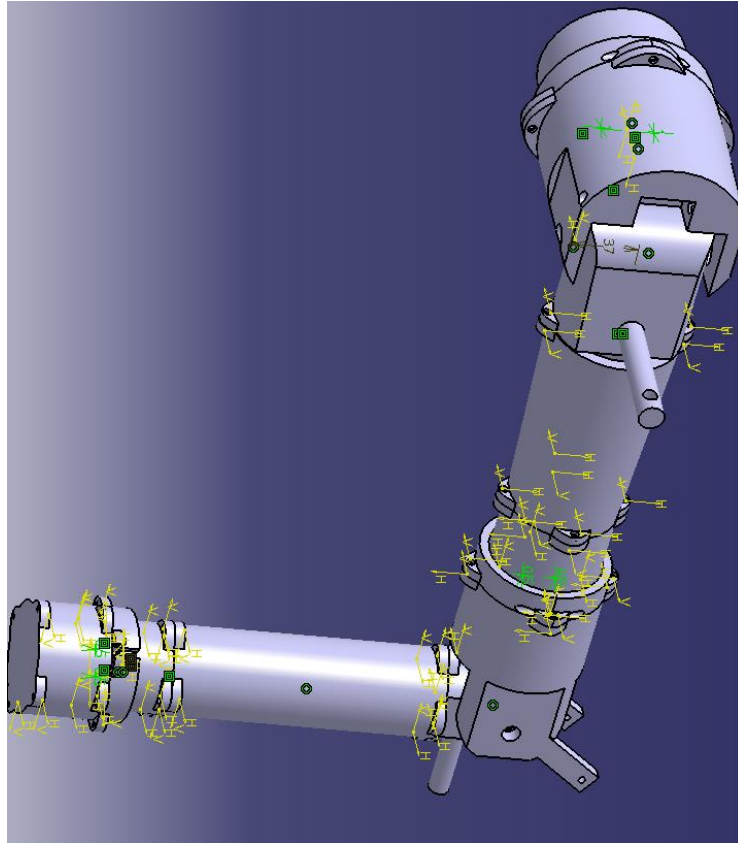


Fig.22 Vista en perspectiva del ensamble

En la vista en perspectiva es posible ver la configuración espacial que presenta la prótesis, lo cual permite visualizar el orden de sus dimensiones así como su estructura de una forma más general

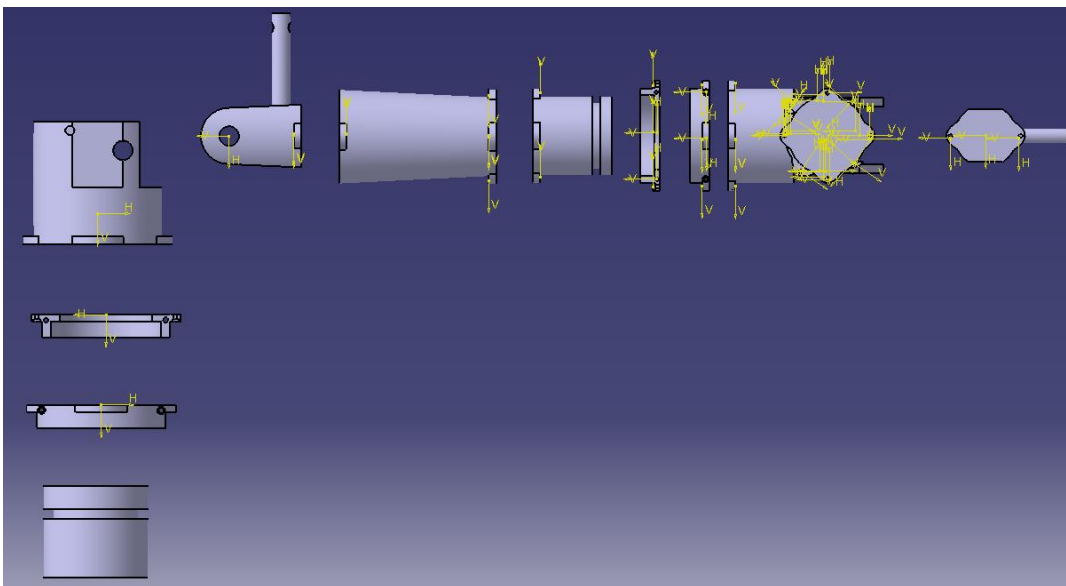


Fig. 23 Vista frontal del despiece

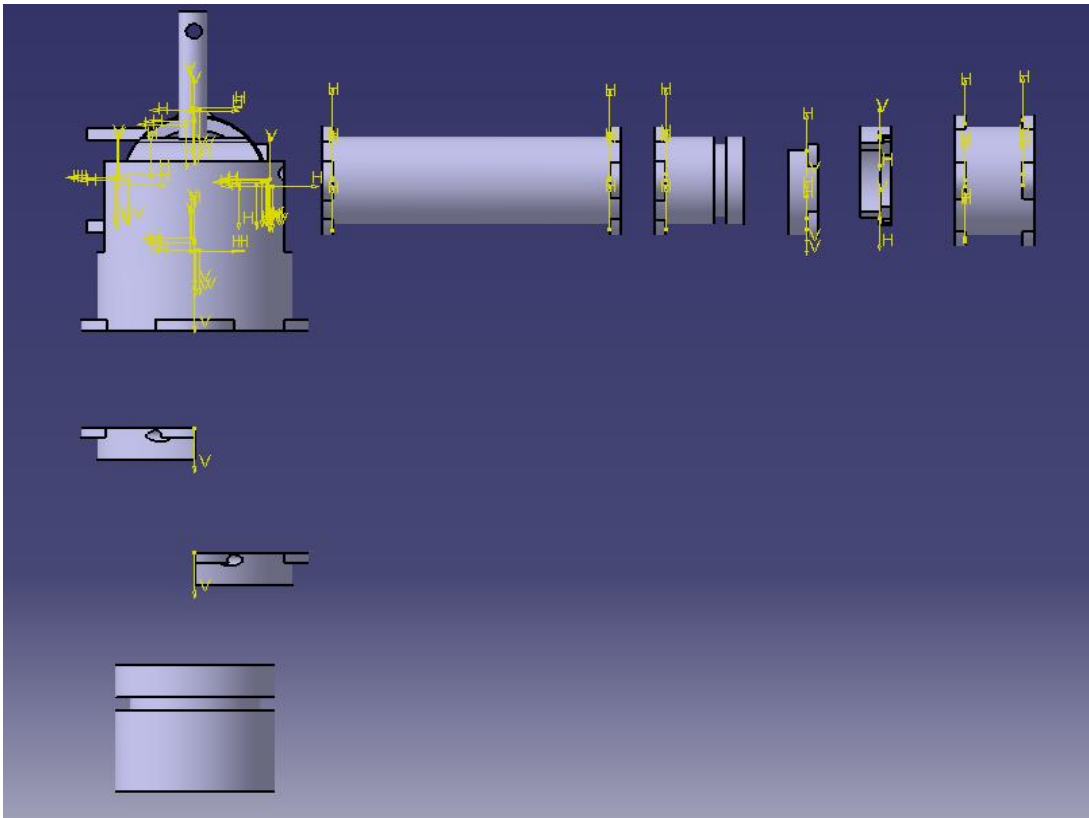
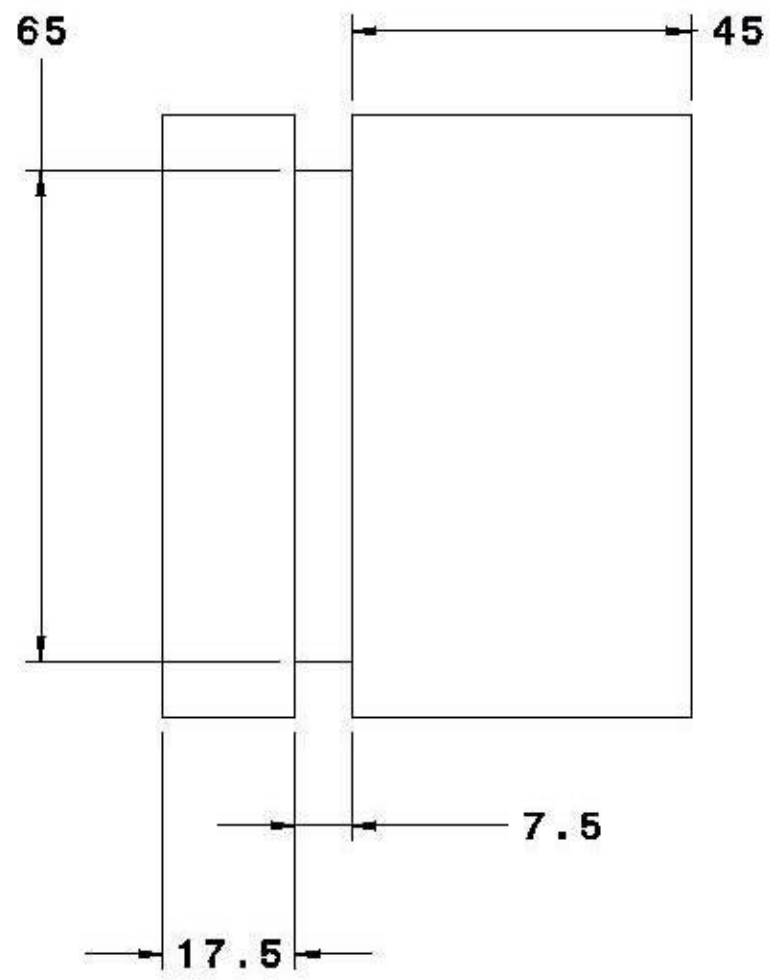
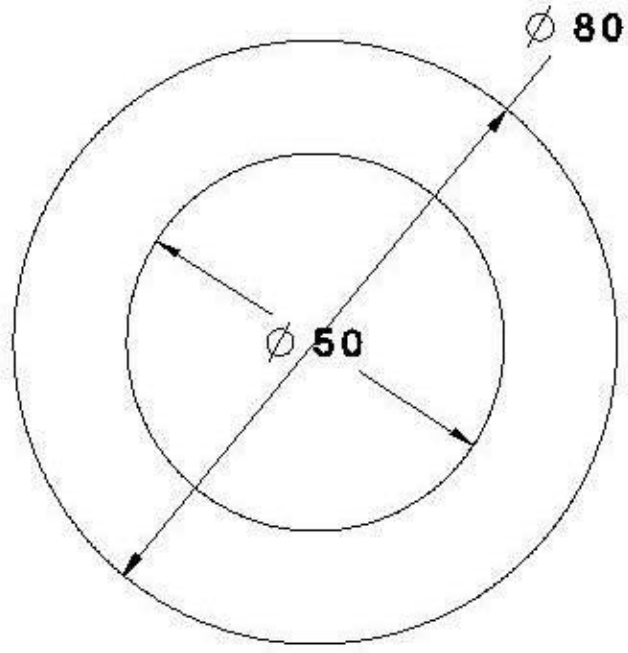


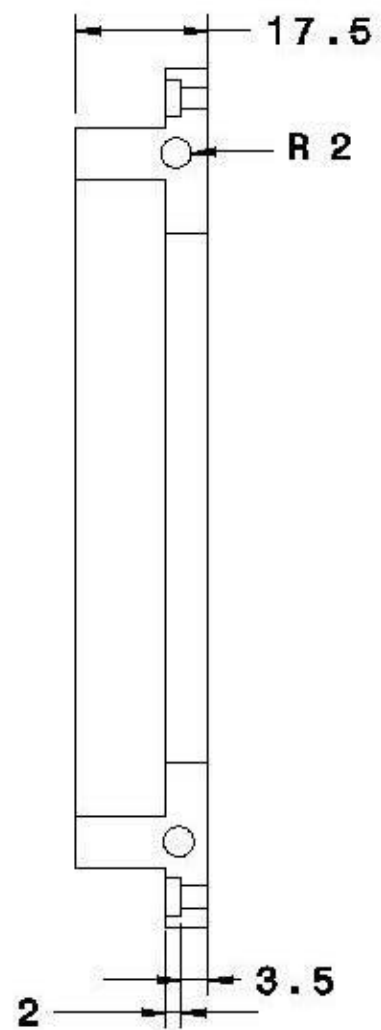
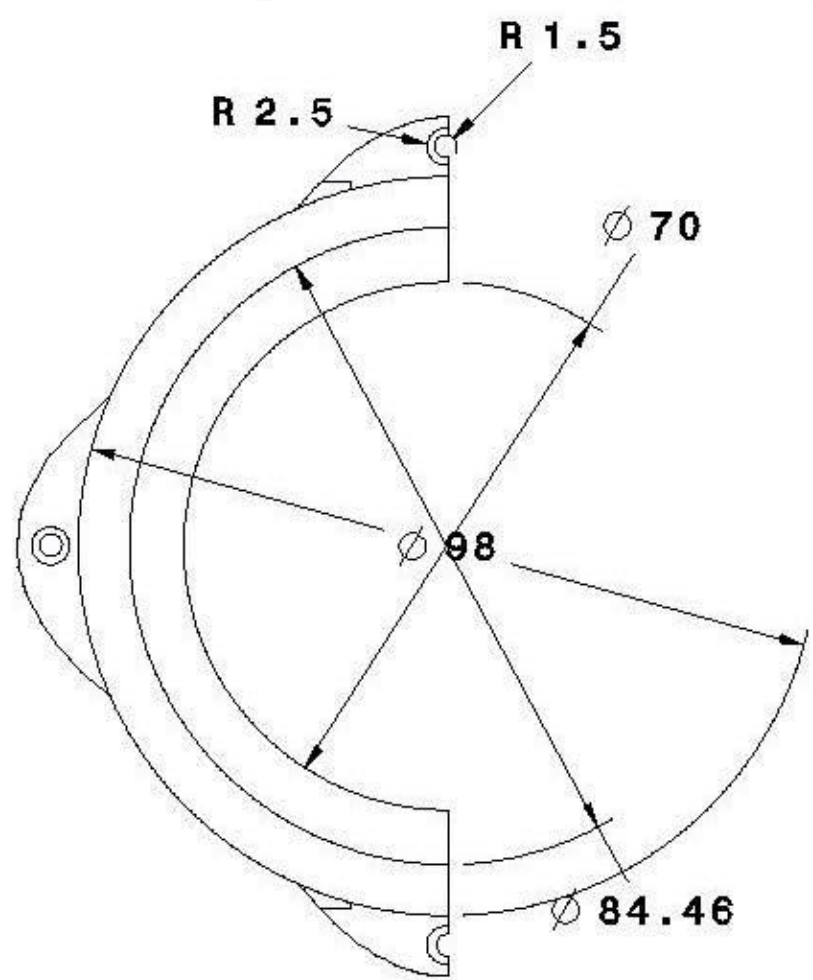
Fig. 24 vista superior del despiece

En las vistas 23 y 24 se puede ver la configuración del ensamble de cada una de las piezas.



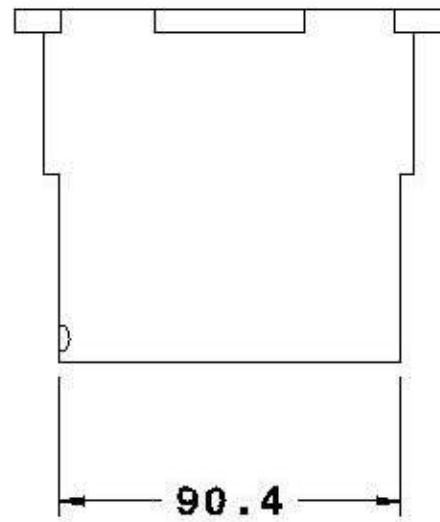
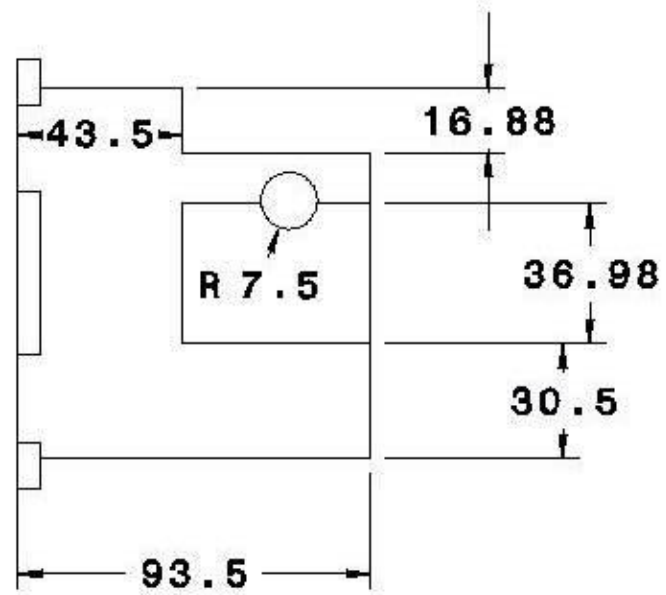
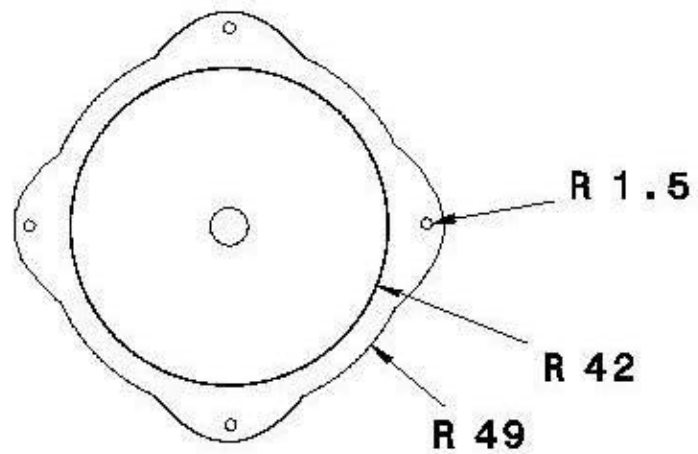
Esacala 1:1

Dibujo número
1 de 13



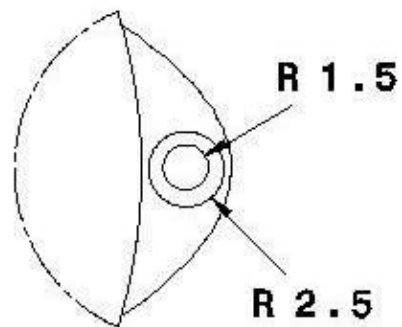
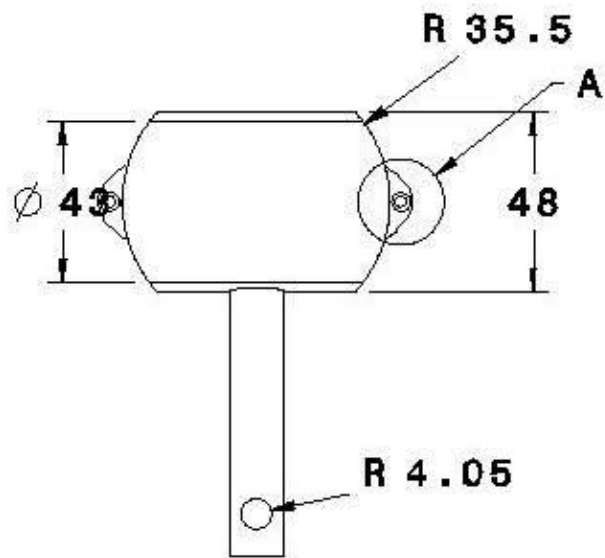
Esacala 1:1

Dibujo número
2 de 13

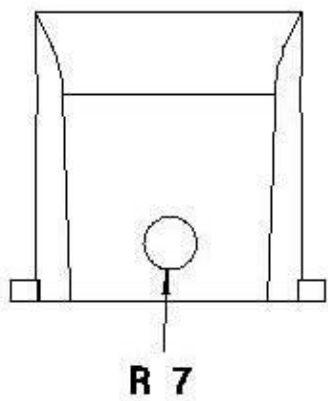
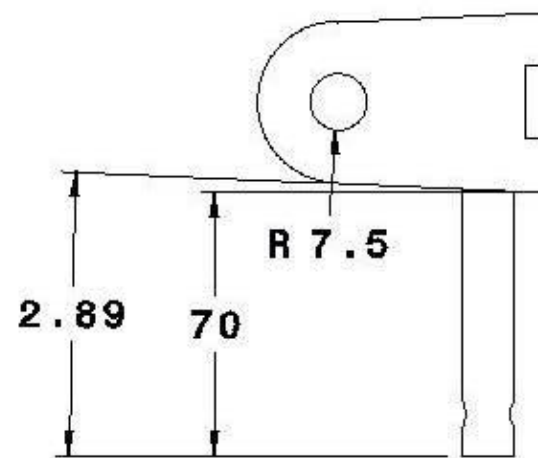


Esacala 1:2

Dibujo número
3 de 13

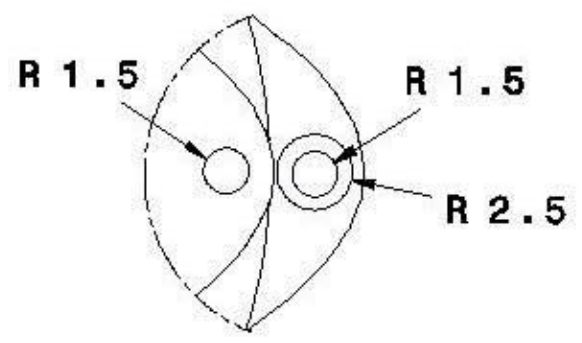
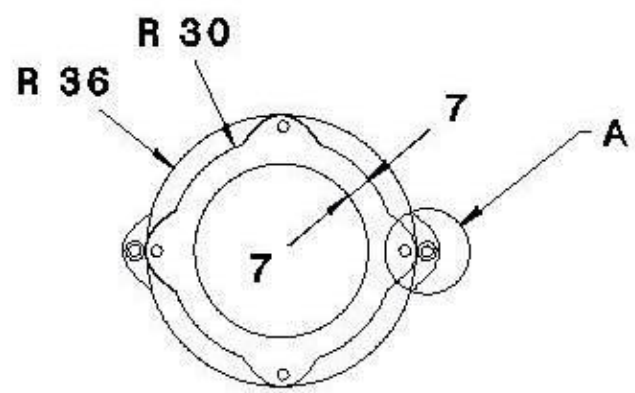


Detail A
Scale: 2:1

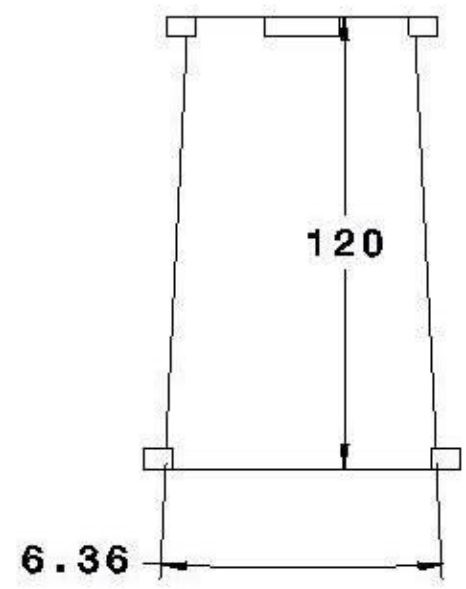


Esacala 1:2

Dibujo número
4 de 13

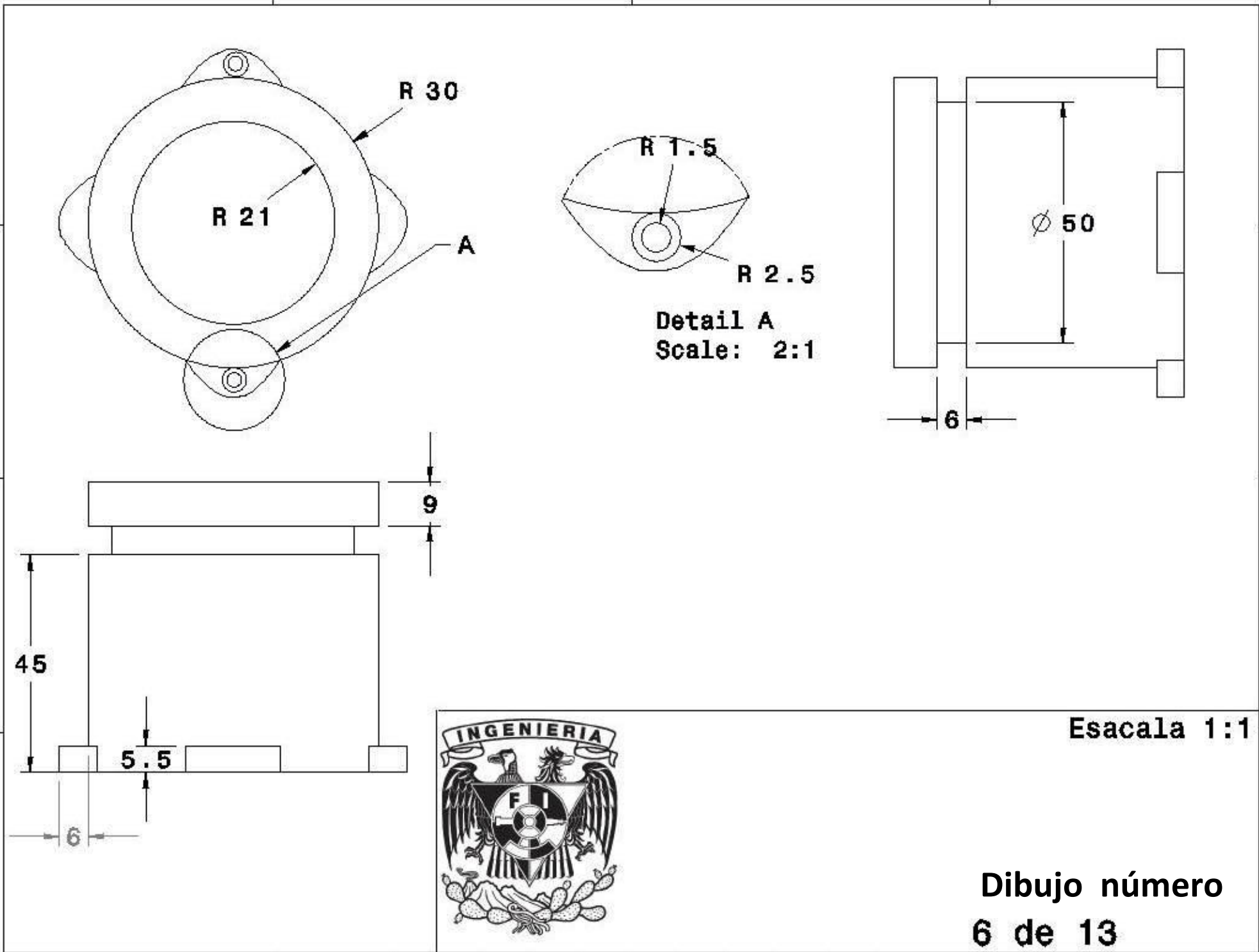


Detail A
Scale: 2:1



Esacala 1:2

Dibujo número
5 de 13



D

C

B

A

4

3

2

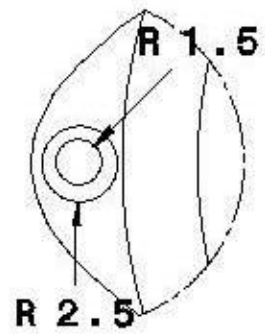
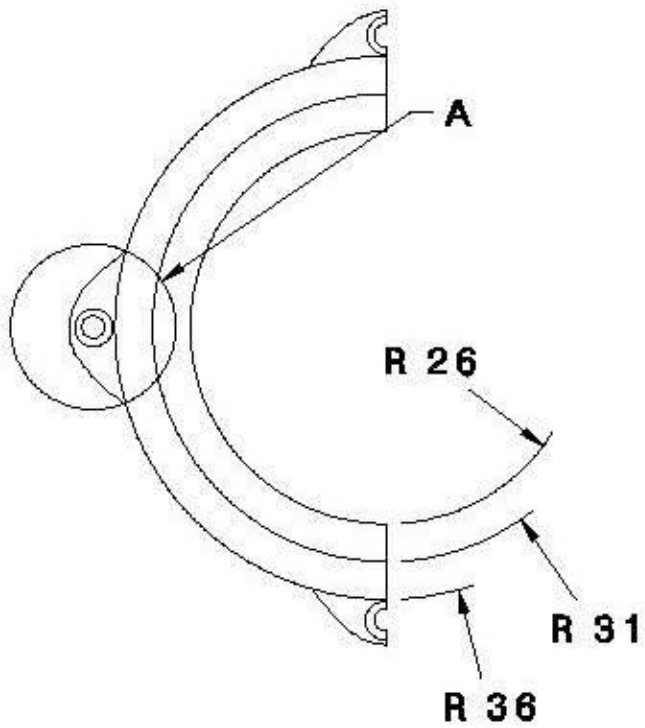
1

4

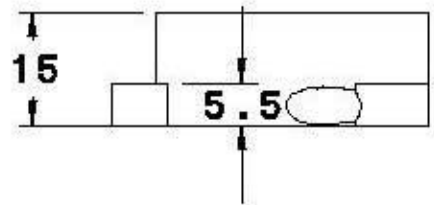
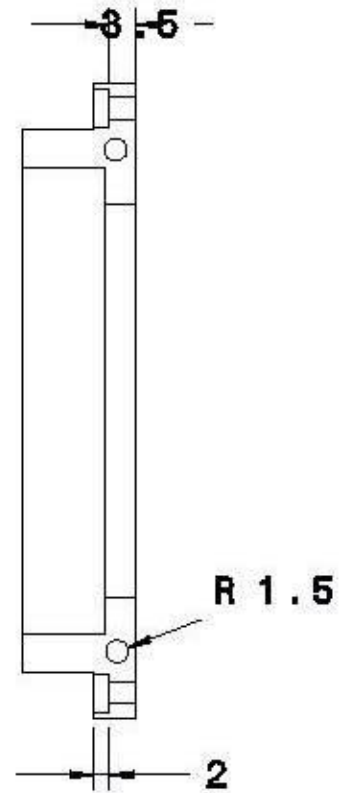
3

2

1



Detail A
Scale: 2:1



Esacala 1:1

Dibujo número
7 de 13

D

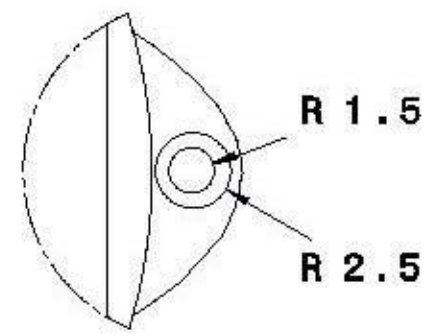
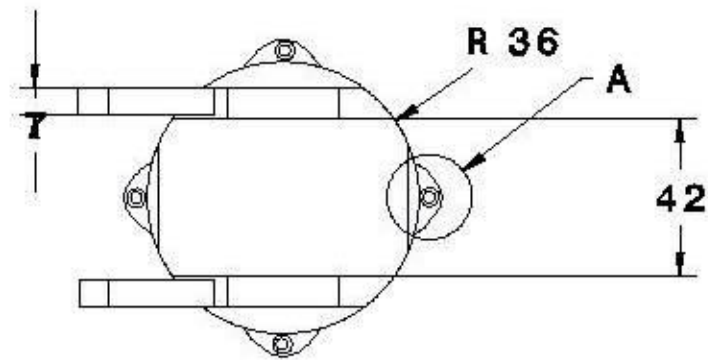
A

D

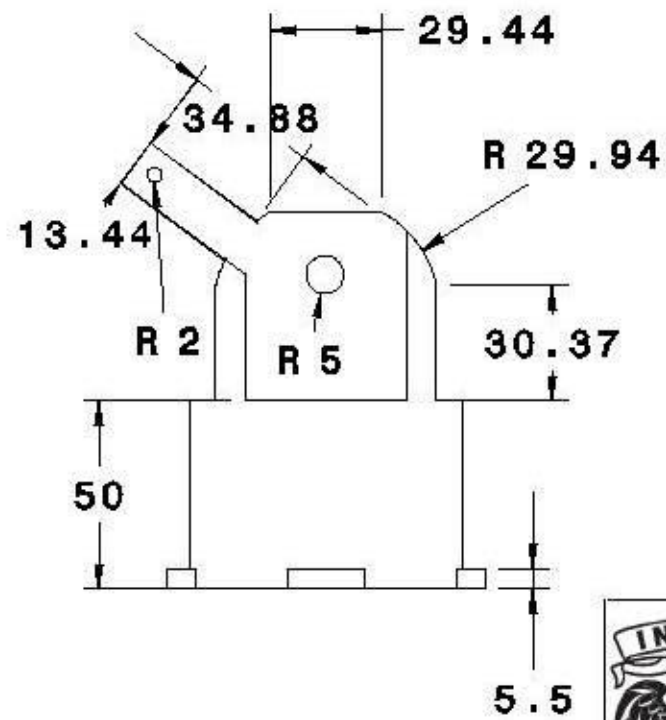
C

B

A



Detail A
Scale: 2:1



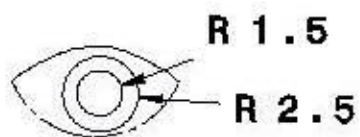
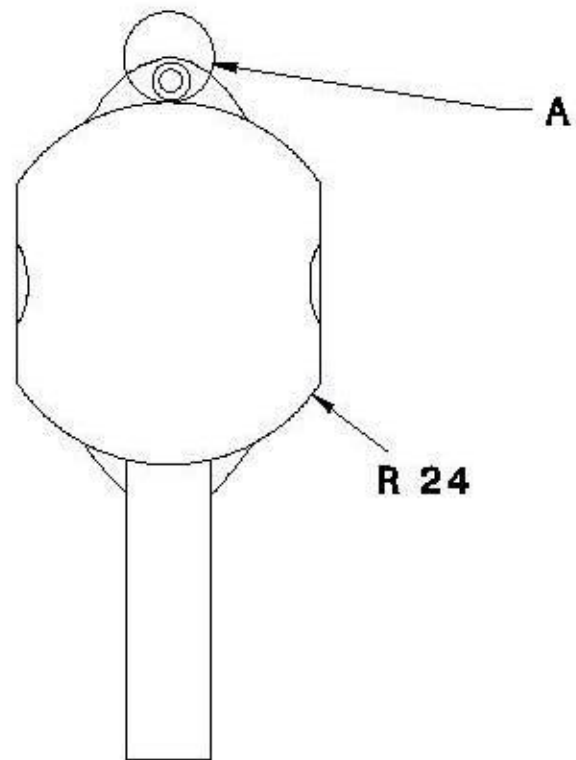
Esacala 1:2



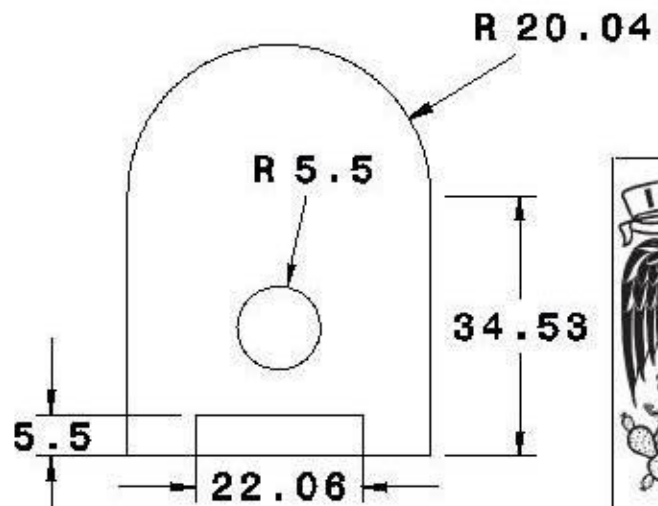
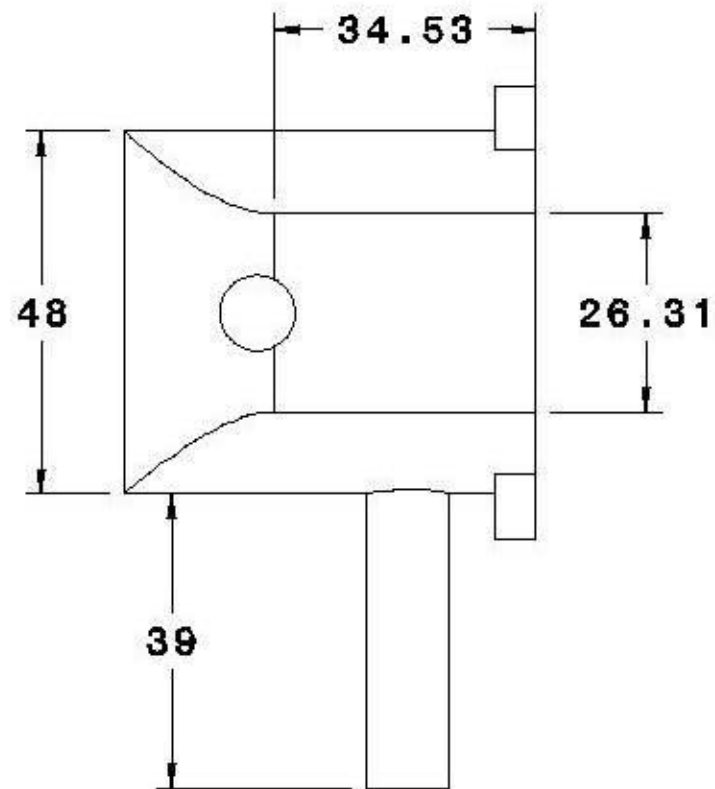
Dibujo número
8 de 13

D

A

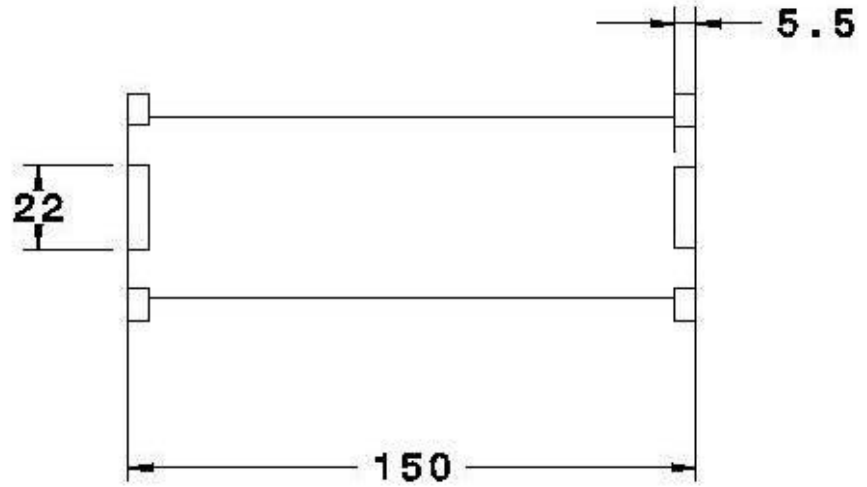
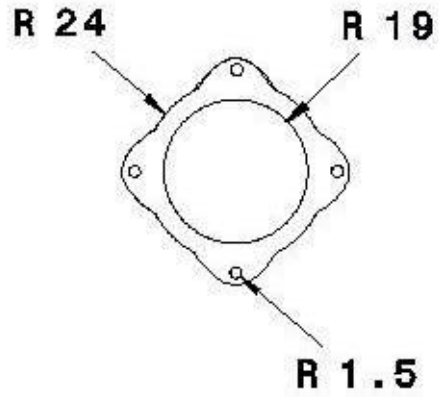


Detail A
Scale: 2:1



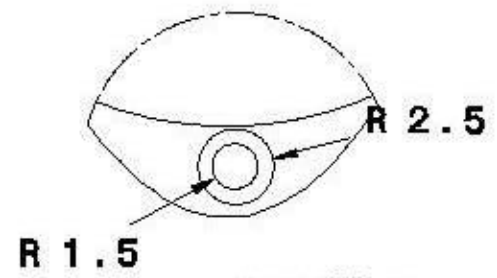
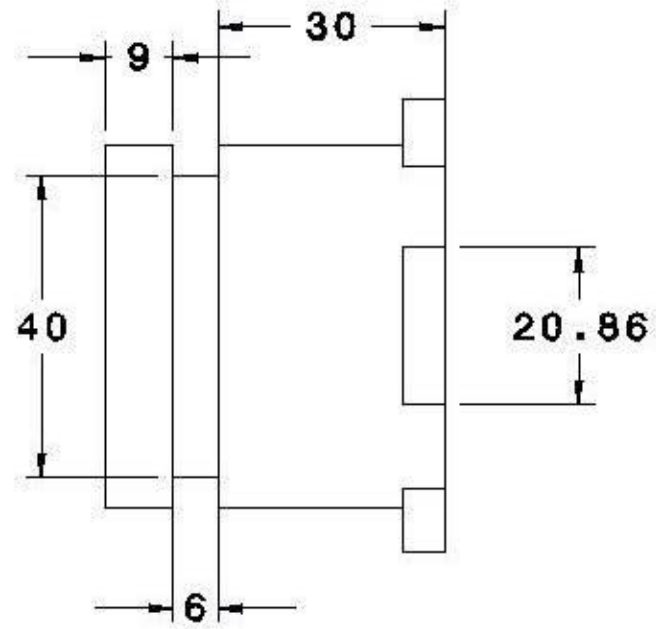
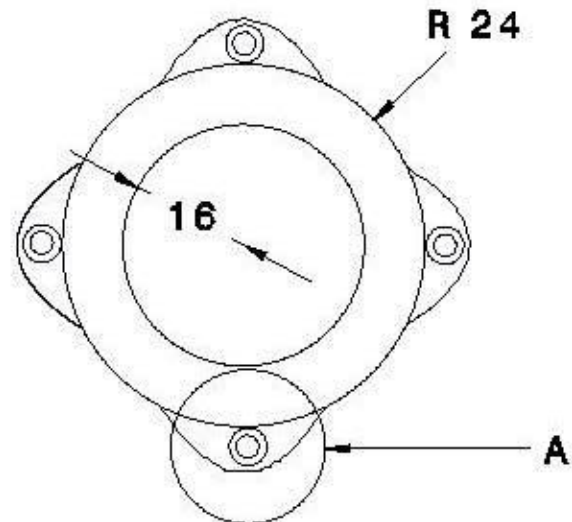
Esacala 1:2

Dibujo número
9 de 13



Esacala 1:2

Dibujo número
10 de 13

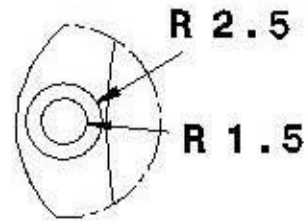
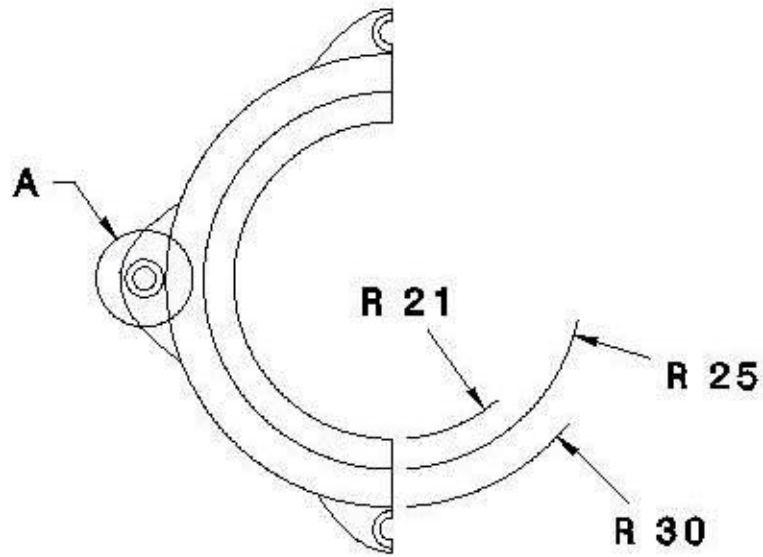


Detail A
Scale: 2:1

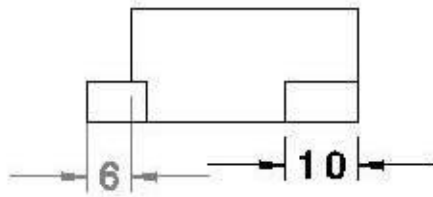
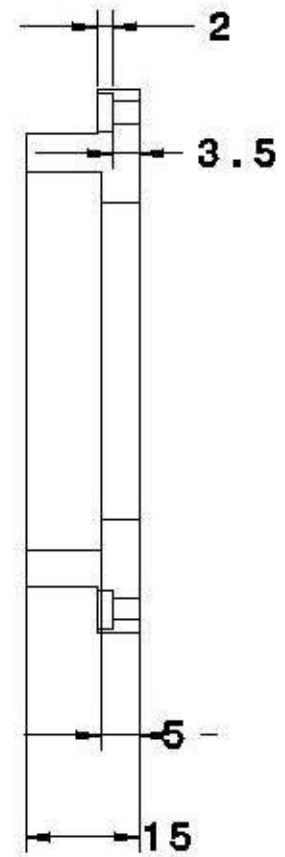


Esacala 1:1

Dibujo número
11 de 13

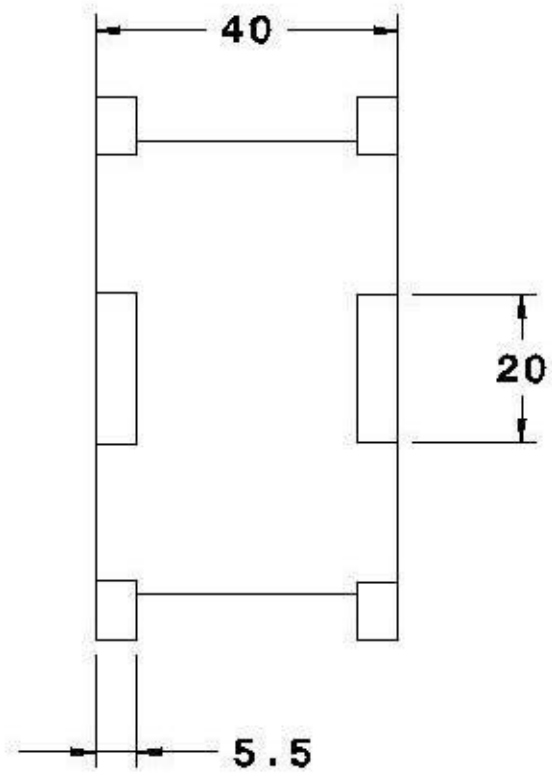
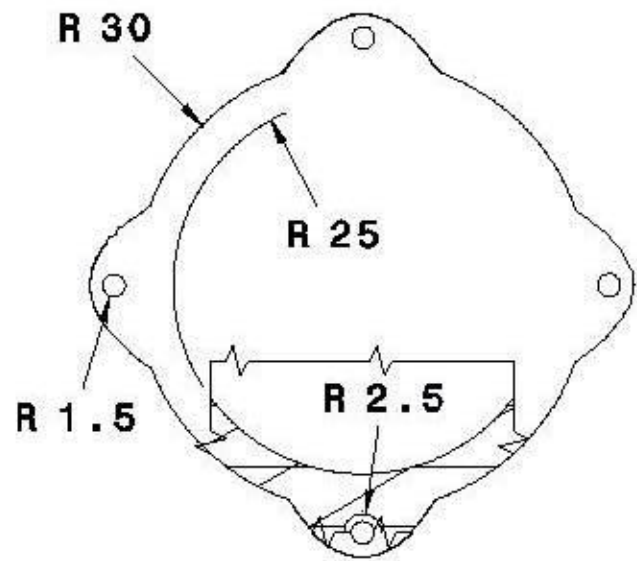


Detail A
Scale: 2:1



Esacala 1:1

Dibujo número
12 de 13



Esacala 1:1

Dibujo número
13 de 13

5.6 Justificación del diseño

Para responder a la demanda de los grados de libertad del diseño, se generó una articulación que permite rotaciones independientes que trabajan de manera conjunta, para esto un punto que resultó clave fue el desarrollo de bases móviles, es decir piezas sobre la que se rota y que a su vez pueden rotar, lo cual permite aumentar la libertad de movimiento de todo el sistema.

En la parte concerniente a los ángulos en los cuales rota, dada la configuración guardada por las articulaciones, tiene como limitación máxima una vuelta

Las bases móviles cuentan a su vez con un sistema sujeción, el cual aplica sobre el soporte de los motores como un anillo que se segmenta en dos piezas, para hacer posible su ensamble, esta configuración resulta la más crítica en el diseño, ya que el punto de unión entre las bases móviles y los soportes de los motores, son elementos donde existe una concentración de carga y además debe permitirse la movilidad entre ellos, por lo cual resulta ser pieza clave, en el diseño de toda la prótesis.

Posterior a ello a la base móvil, tomando como referencia el diseño estructural, se le dio una configuración que permitiera adaptarle un articulación tipo bisagra al final de la misma y también un soporte para el pistón del motor neumático, que permite activar la rotación en la bisagra.

Para el caso de la articulación tipo bisagra, se procedió a diseñar una pieza con una perforación que permitió sujetarla a la base móvil por medio de un eje, sobre el cual desliza, además de este detalle, la pieza presenta una saliente que funge como brazo de palanca para generar una rotación junto con el pistón del motor neumático, previamente mencionado.

Después de este elemento añadimos otro de forma tubular, que permitió interconectar la articulación tipo bisagra con el siguiente soporte de motor, la configuración de este elemento, se decidió de esta manera para reducir peso en la prótesis y por el hecho de que es un elemento principalmente sometido a cargas flexionantes, que como se mencionó antes, este tipo de elementos responden bien a esas cargas.

Básicamente estos elementos que se mencionan definen la configuración de todas las piezas de la prótesis, ya que el resto siguen la misma configuración de diseño, como fue posible apreciar en los planos mostrados.

En las metas establecidas para el proyecto, las características que presenta el diseño cumplen parcialmente con el mismo ya que las rotaciones establecidas presentaban las siguientes características:

Movimiento	Amplitud Meta	Amplitud Conseguida	Eficiencia de diseño
Abducción-Aducción	0-105°	0-65°	62%
Flexión-Extensión	-90-180°	-90-120°	78%
Rotación medial	-20-90°	-20-90°	100%
rotación en el codo	0-120°	0-90°	75%
rotación en muñeca	0-180°	0-180°	100%

Los valores de amplitud conseguida, fueron obtenidos del modelo obtenido en el programa de CAE y con ellos se estableció una relación para determinar la eficiencia del diseño en cuanto a su movilidad.

$$-Efa\% = 65 \cdot 100 / 105 = 62\%$$

$$-Eff\% = (120 + 90) \cdot 100 / (180 + 90) = 78\%$$

$$-Efr\% = (90 + 20) \cdot 100 / (90 + 20) = 100\%$$

$$-Efc\% = 90 \cdot 100 / 120 = 75\%$$

$$-Efm\% = 180 \cdot 100 / 180 = 100\%$$

5.7 Selección de materiales

Para la selección de materiales se toman dos parámetros fundamentales que afectan de manera contundente el diseño, como son la densidad y la resistencia mecánica, por lo cual se usa el siguiente diagrama para desarrollar la selección (Fig.25)

Particularmente se concentrara el estudio en el esfuerzo de fluencia, ya que el punto es asegurar que el material de la prótesis soporta cargas sin llegar al punto de fluencia, puesto que si es sobrepasado aunque la prótesis no falle en ese momento, tenderá a ello, pues entra en el rango de deformación plástica o permanente, lo cual modifica su estructura a lo largo del tiempo.

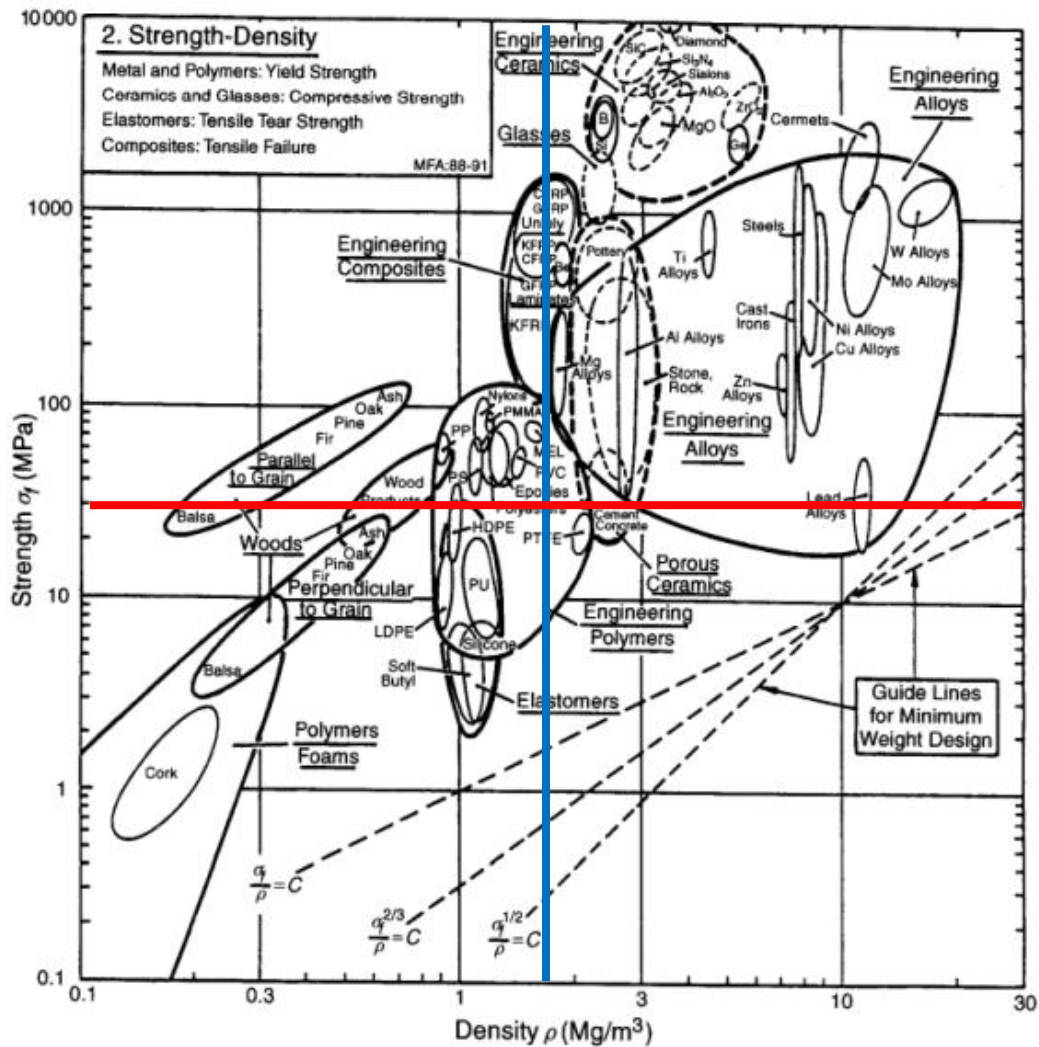


Fig.25 Grafica de Ashby esfuerzo de fluencia contra densidad

En la imagen arriba mostrada aparece una división en cuadrantes, se enfocó el cuadrante superior izquierdo, dado que en este se ubican los materiales con una relación esfuerzo/densidad más alta, aquí encontraremos materiales como polímeros, maderas y materiales compuestos, dentro de estos descartaremos a las maderas de manera inmediata debido a que presentan un comportamiento anisotrópico muy fuerte y cuando las cargas no coinciden con la dirección de las fibras presentan una resistencia baja en comparación con los otros dos elementos.

Entre los polímeros y los materiales compuestos, se encontró que los materiales compuestos presentan una resistencia mecánica mucho mayor a la de los polímeros, pero estos últimos presentan un costo mucho menor, la selección indica que debemos realizar un análisis comparativo entre estos dos factores, pero dado que las cargas son bajas y el costo es un punto muy importante en el diseño, se optará por la utilización de un polímero, particularmente el polimetilmetacrilato ya que presenta una resistencia adecuada, un bajo costo y

pensando en una posible producción industrial, es un material fácil y económico de procesar, ya que se puede inyectar acelerando la velocidad de procesos y reduciendo el costo del mismo, como observación se agrega que este es un material no toxico, tal es el caso que se ocupa en prótesis óseas, ya que no presenta toxicidad en su estado polimérico, únicamente se establece que una de las condiciones de operación es que las temperaturas de uso deben ser menores a los 50°C para proteger a las piezas y a los motores, además de que no sé debe poner en contacto con fuego directo ni con fuentes de calor de alta intensidad, ya que aunque el polimetilmetacrilato no presenta toxicidad su monómero sí y este se presenta cuando se degrada lo cual ocurre a temperaturas del orden de los 67°C.

Propiedad	Norma	Magnitud
Densidad	ISO 1183	1180 Kg/m ³
Tención de fluencia	ISO 527	70 MPa

Tabla 1.

5.8 Análisis de esfuerzos

Se procedió a realizar un análisis de esfuerzos para todas las piezas, utilizando para ello un programa de CAE, con la herramienta de análisis por elementos finitos, tomando en cuenta el material seleccionado junto con estudios cinemáticos y dinámicos, para establecer las cargas que actuarían aunque por cuestiones de seguridad en el diseño, se tomó únicamente la máxima carga, incluyendo un factor de seguridad del orden de 3, ya que el análisis dinámico únicamente abarca consideraciones de funcionamiento normal, pero dadas las características del producto, existen múltiples cargas que pueden llegar a actuar en distintos momentos, por lo cual se debe manejar un factor de seguridad tan amplio.

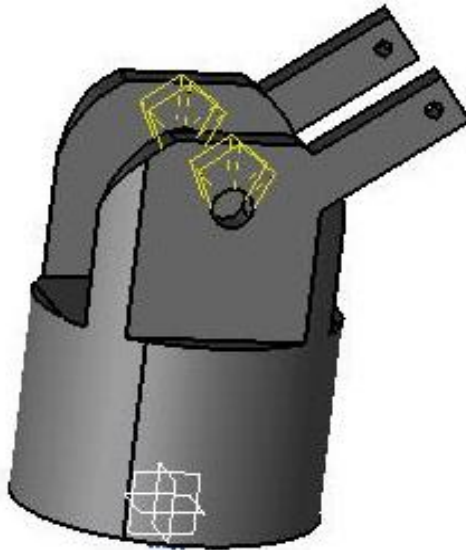


Fig.26 Cargas del codo3

En la figura mostrada se puede observar la carga a la que fue sometida la pieza para el análisis, el empotramiento se dio en la parte inferior y la magnitud de la carga fue de 200 [N].

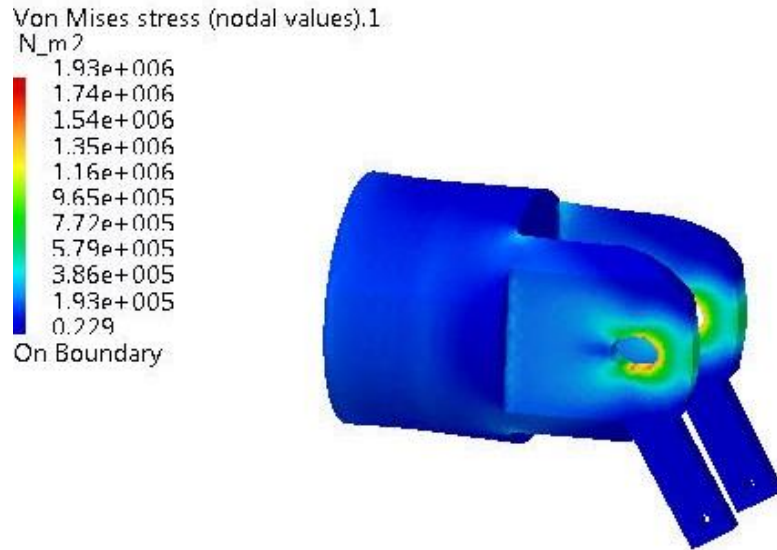


Fig.27 Esfuerzos en codo3

En esta figura se muestran los esfuerzos sobre el codo, los cuales en su punto crítico llegan casi hasta 2 [MPa] y son localizados sobre las ranuras donde el eje de la bisagra se ubica.

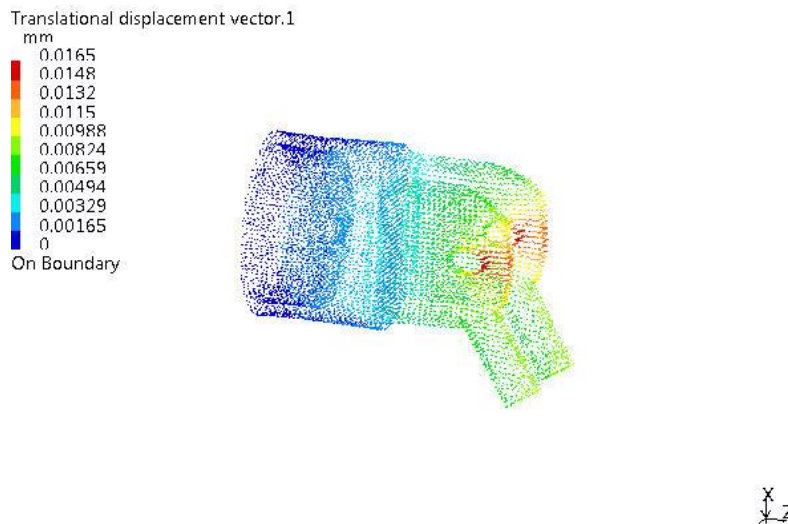


Fig.28 Deformación en codo3

En la figura anterior se visualiza el nivel de deformación máximo, el cual alcanza en su punto crítico una magnitud de 16.5 micras.

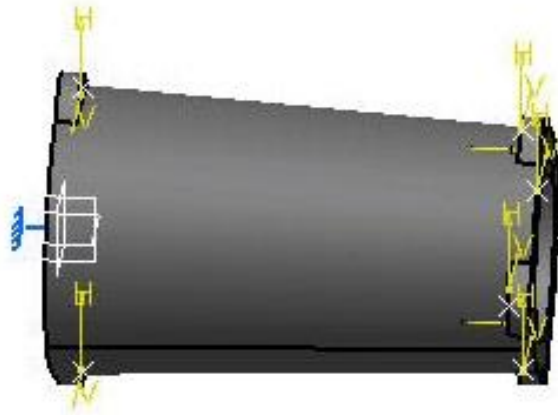


Fig.29 Cargas en el antebrazo

En la figura 29 podemos observar las cargas a la que fue sometido el brazo para simular sus condiciones de carga, el empotramiento se dio a la altura de la intersección de los ejes, mientras que las cargas propuestas son de tipo flexionante y recaen sobre las agarraderas de la pieza.

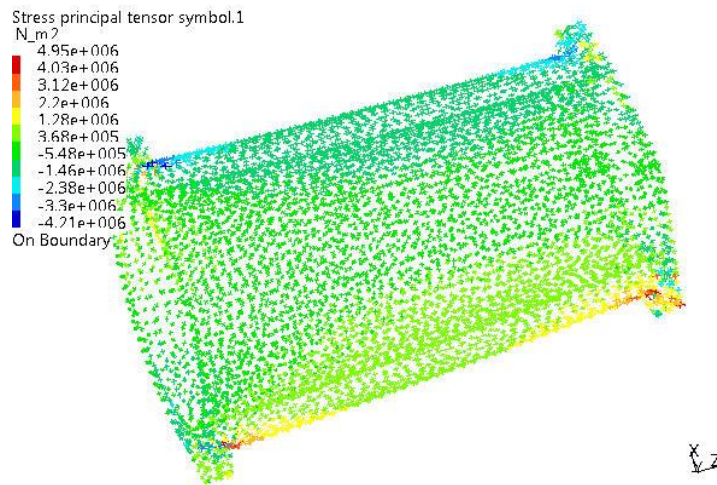


Fig.30 Esfuerzos del antebrazo

En esta imagen se puede observar el nivel de esfuerzos en el brazo, el cual en su punto más crítico alcanza los 5 [MPa] y esto se da en la base de las agarraderas de la pieza.

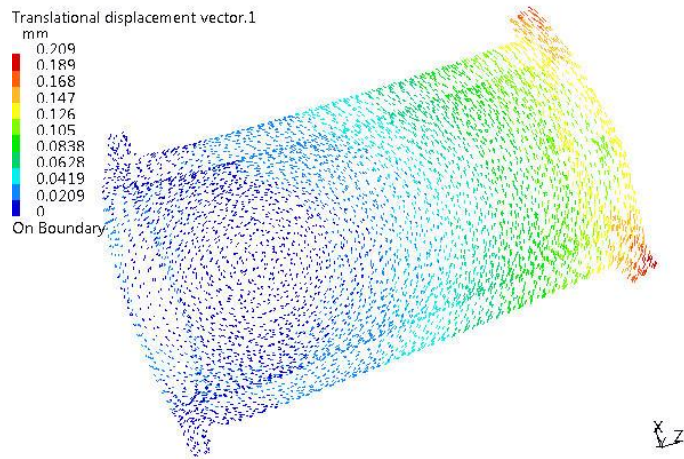


Fig.31 Deformación del antebrazo

En la figura mostrada se observa que el nivel de desplazamientos máximos es apenas mayor a las 200 micras.

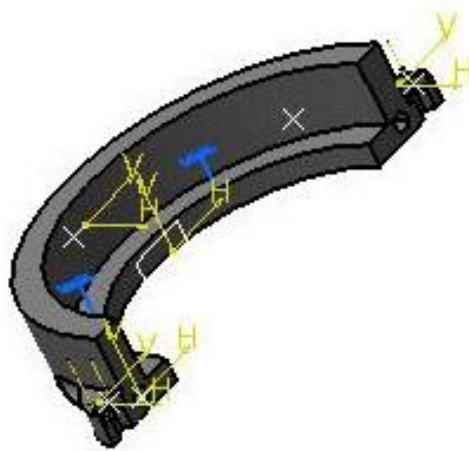
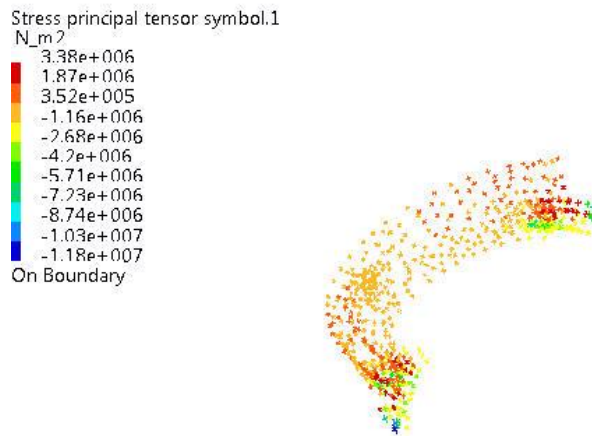


Fig.32 Cargas de la base a muñeca

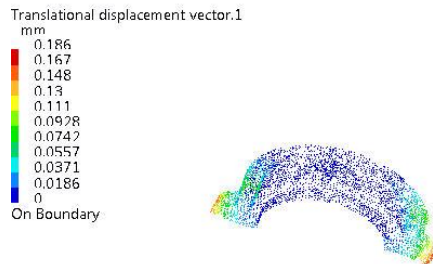
En esta figura se puede observar las cargas que actúan sobre el soporte del motor de la muñeca, las cuales tienen una magnitud de 100 [N], ya que los otros 100 descansan sobre su pieza complemento.



Z
X

Fig.33 Esfuerzos base a muñeca

En la figura 33 es observable el nivel de esfuerzos máximo y la ubicación del mismo, teniendo una magnitud de casi 3.4 [MPa], en el punto de unión de las bases a con la base b muñeca.



Z
X

Fig.34 Deformación base a muñeca

En la figura anterior se aprecian el nivel de desplazamientos que tiene lugar, se resalta que en su zona más crítica no alcanza las 200 micras.

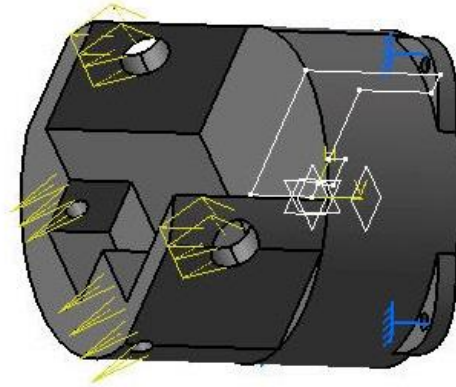


Fig.35 Cargas de la base b del hombro

En la presente imagen se muestran las fuerzas aplicadas a la base b del hombro, para analizar su comportamiento típico, se puede observar que las cargas se darán por esfuerzos combinados ya que hay dos puntos no coloniales de carga, para ambas cargas la magnitud aplicada es del orden de 200 [N].

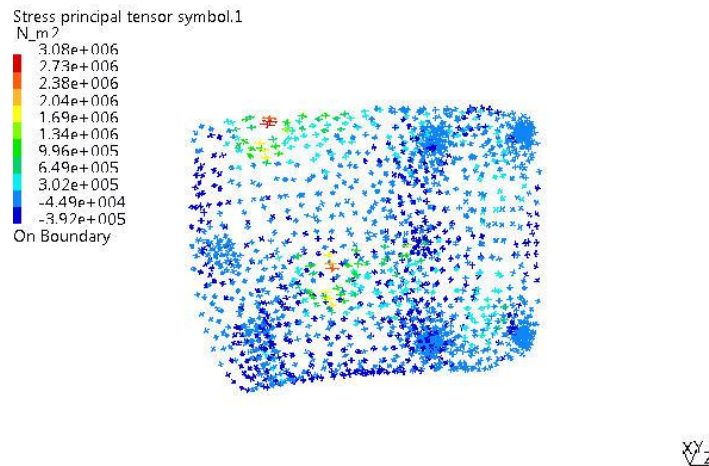


Fig.36 Esfuerzos en la base b del hombro

En la figura que se muestra, podemos observar que la zona más esforzada es alrededor de las perforaciones donde se articula la siguiente pieza, y que este esfuerzo alcanza una magnitud máxima de 3.08 [MPa] aproximadamente en esta zona.

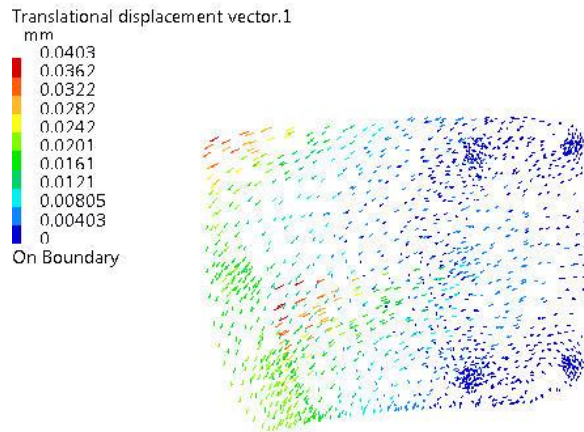


Fig.37 Deformación en la base b del hombro.

En esta figura es posible apreciar la magnitud de deformaciones alcanzando el su punto crítico 40 micras.

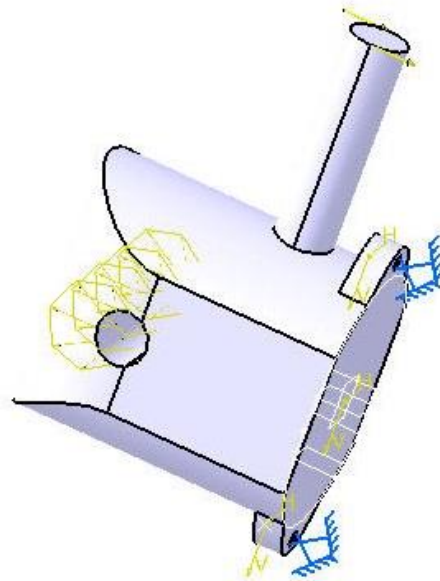


Fig.38 Cargas del codo 2

En esta imagen es posible apreciar donde tienen acción las cargas sobre la bisagra del codo, debidas al eje que corre por ella y a la acción del pistón sobre esta pieza, el orden de estas cargas es 200 [N] en la ranura y de 100 [N] en el brazo de palanca.

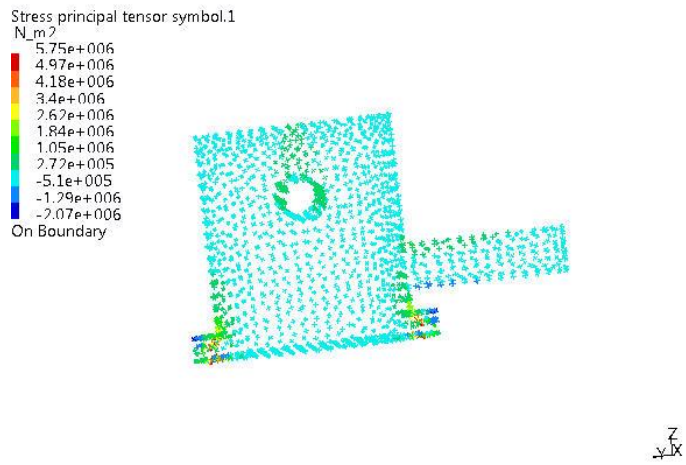


Fig.39 Esfuerzos codo 2

Se logra observar claramente donde se dan los esfuerzos con mayor magnitud de la pieza así como su valor el cual asciende a casi 5.8 [MPa] y se ubican en la base de las agarraderas de esta pieza.

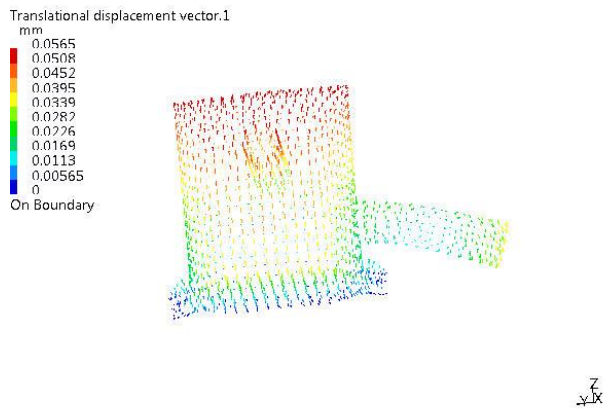


Fig.40 Deformación codo 2.

La imagen arriba mostrada permite apreciar los desplazamientos que sufre la pieza, los cuales en su punto crítico alcanzan las 56 micras.

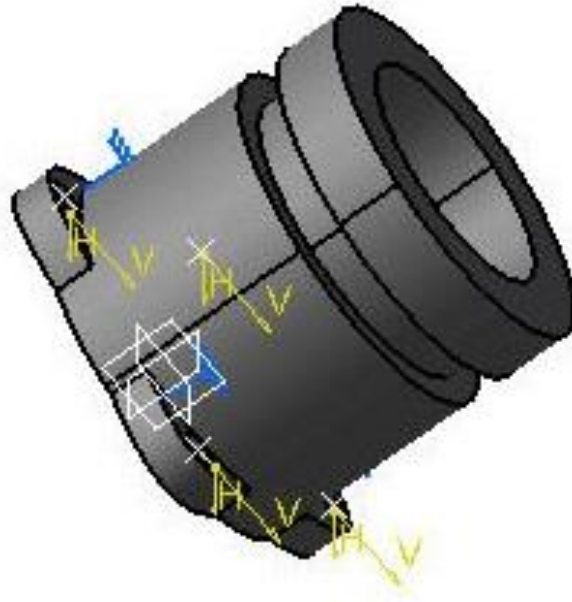
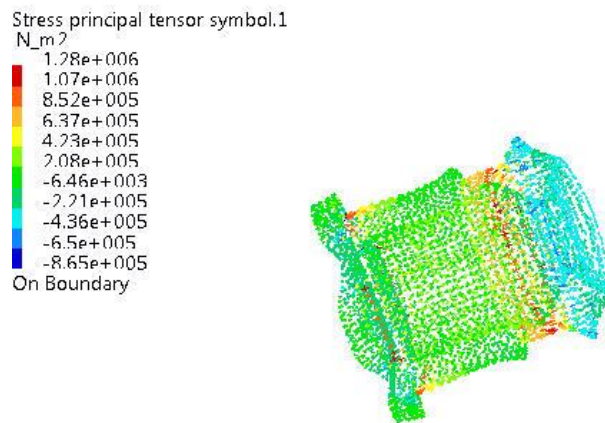


Fig.41 Cargas de la soporte motor muñeca

En esta figura se ilustra el soporte de motor de la muñeca y las cargas que actuaran sobre de él, las cuales son en parte torsionantes y en parte de tensión, entre ambas tienen una magnitud de 200 [N].



Y
XZ

Fig.42 Esfuerzos del soporte motor muñeca

En esta imagen se observa que existen dos zonas críticas, una en las agarraderas y la otra en la corredera de la base móvil, pero en ninguna de las dos el esfuerzo supera los 1.28 [MPa]

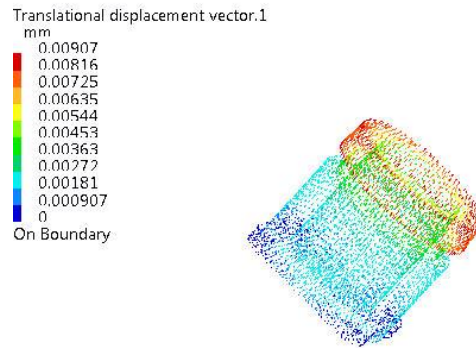


Fig.43 Esfuerzos del soporte motor muñeca

En esta imagen se observan los desplazamientos que se presentan en la pieza debido a las cargas, los cuales en su punto más extremo alcanzan las 9 micras.

Como se aprecia en el estudio, dadas las características de carga y aun con el factor de seguridad que se manejó, el diseño responde de manera eficaz, ya que los esfuerzos máximos no superan los 6 [MPa] en ninguna de las piezas, a partir de esta información procederemos a realizar un estudio que nos permita seleccionar el material idóneo para la prótesis en general.

Por otro lado cabe aclarar que, no se realizó análisis sobre todas las piezas porque varias presentaban la misma configuración y al hacerse con las mismas condiciones de carga no presentarían variaciones importantes, por lo cual solo se seleccionó a los elementos más esbeltos, en algunos casos para el análisis.

Capítulo 6

Análisis de resultados

Introducción

El presente capítulo será una recopilación de los datos arrojados por los estudios de la cinemática, dinámica y el análisis de esfuerzos, además de presentarse los planos de las piezas involucradas y un análisis por elementos finitos de las piezas más importantes.

6.1 Comprobación del diseño

Tomando en cuenta los estudios realizados como referencia, se hizo un comparativo con las suposiciones realizadas y los datos arrojados por el diseño más general, para ver qué tan apegados a las características del diseño real resultaban y de este modo validar las suposiciones hechas y comprobar la eficiencia del diseño.

Para determinar las cargas fueron supuestas masas que permitieron desarrollar el estudio dinámico, partiendo de la selección de materiales y dadas las características del material elegido polimetilmetacrilato, en particular su densidad y tensión de fluencia se caracterizó a la prótesis para realizar un comparativo con los resultados tomando en cuenta la suposición de masas:

-Densidad	ISO 1183	1,18	g/cm3
-Absorción de agua	DIN 53495	0,3	%
-Tensión de fluencia	ISO 527	70	MPa
-Alargamiento de fluencia	ISO 527	-	%
-Resistencia a la tracción	ISO 527	72	MPa
-Alargamiento de rotura	ISO 527	5	%
-Resistencia a golpes	ISO 179	15	kJ/m2
-Resiliencia ISO 179	1,5 kJ/m2		
-Dureza a la indentación de bola (Hk) /Rockwell	ISO 2039-1	185	MPa
-Resistencia a la flexión (sB 3,5%)	ISO 178	125	MPa
-Módulo de elasticidad	ISO 527	3300	MPa

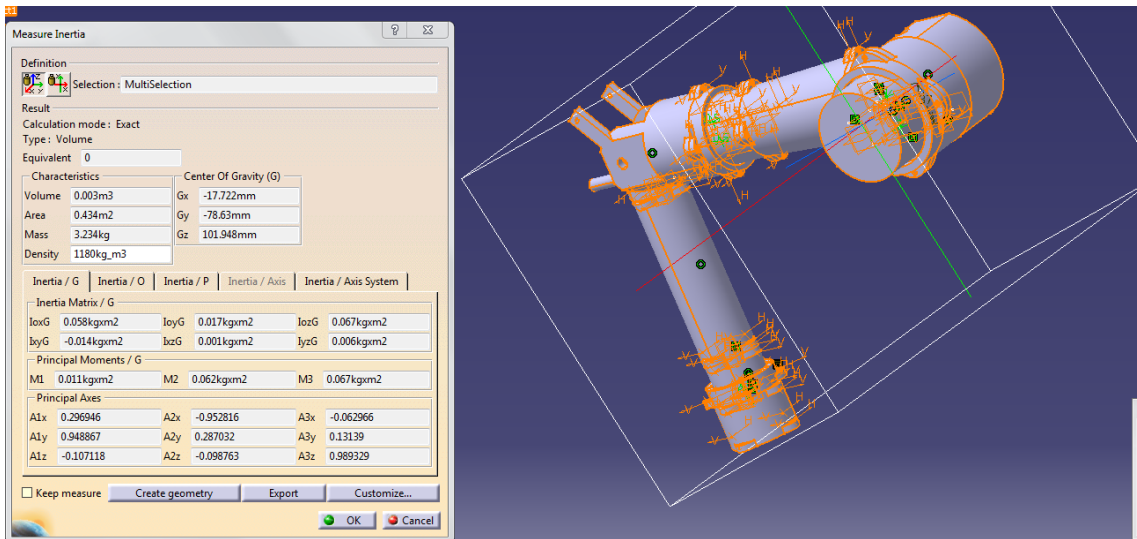


Fig.44 Como se ilustra en la imagen con la densidad del material seleccionado, para la estructura únicamente contamos con una masa de 1.948 [kg] ya que a pesar de que indique un peso de 3.234 [kg] eso es porque en una de las piezas se incluye el peso de un tocho para su manufactura el cual pesa 1.286 [kg], afectando el valor real

Dados los resultados obtenidos de las masas con el uso de CATIA y considerando además una masa de hasta 0.6 [kg] por los motores, se considera que esta dentro de los parámetros propuestos en el diseño, por lo cual se puede considerar que los valores son muy aproximados.

Para el punto concerniente a la selección de actuadores, se parte de los torques obtenidos en el análisis dinámico y la velocidad angular considerada para el mismo, con lo cual únicamente se especificó el tipo de motores, en cuanto al par que deben poseer y la potencia de los mismos, sin ahondar en la selección de algún motor en particular.

Por seguridad se consideró un factor de ajuste de 1.3 que nos permite 30% más de potencia posible de carga, con lo cual los pares resultantes en el análisis dinámico para cada elemento son:

$$Tm = (1.3) * (1.5 * 10^{-3}) = 1.95 * 10^{-3} [N * m] \quad (13)$$

$$Pm = (1.95 * 10^{-3}) * \pi = 6.126 * 10^{-3} [W] \quad (14)$$

$$RPMm = 30$$

$$Ta = (1.3) * (5.06) = 6.578 [N * m] \quad (15)$$

$$Pa = (1.95 * 10^{-3}) * \frac{\pi}{2} = 10.33 [W] \quad (16)$$

$$RPMa = 15$$

$$Th = (1.3) * (9.83) = 12.78 * 10^{-3} [N * m] \quad (17)$$

$$Ph = (1.95 * 10^{-3}) * \frac{\pi}{2} = 20.07 * 10^{-3} [W] \quad (18)$$

$$RPMh = 15$$

En el ámbito comercial no hay motores específicamente con estas características, por lo cual únicamente se sugiere el uso de motores de potencias aproximadas, acompañados de moto-reductores que ajusten a estas características, los motores a seleccionar.

Al establecerse este último punto queda satisfecha la meta número tres del proyecto, quedan fijadas las potencias y los pares de los motores que se utilizaran en la prótesis.

Capítulo 7

Conclusiones y recomendaciones

Introducción

En esta parte se culmina el trabajo, dando una justificación del diseño de la prótesis, tomando como base el análisis de resultados visto en el capítulo anterior.

7.1 Aportaciones

La aportación fundamental del diseño generado, se encuentra en el desarrollo de las articulaciones, las cuales permiten una movilidad amplia comparable con la que posee el miembro superior, al poder incluirse rotaciones hasta en 3 ejes ortogonales, con lo cual se pueden generar rotaciones en cualquier eje.

Otro aspecto relevante a mencionar dentro de este proyecto, es el hecho de que dado el diseño de la prótesis, presenta la característica de estar segmentada en módulos permitiendo ajustar la misma a distintos niveles de amputación, brindando con este punto, una importante aportación al campo protésico, ya que además, pese a que las prótesis suelen manejarse a partir de diseños específicos, este diseño permite ajustarse a diferentes niveles de amputación eliminando los módulos que no son requeridos.

Además de esto la prótesis también es adaptable a distintas condiciones morfológicas de tamaño, simplemente escalando los cilindros que conectan a los soportes de los motores con una parte de las bisagras, consiguiendo de este modo un diseño más general, ajustable a las particularidades de distintos individuos, brindando la oportunidad de una producción de tipo industrial de la mayoría de las piezas, particularmente las de geometrías más complejas, posibilitando de este modo, dado el material seleccionado, fabricar estas piezas por medio de un proceso de inyección, aminorando de este modo los costos de las prótesis en su totalidad, ya que el proceso de producción es mucho más económico y el costo de diseño también se ve reducido dado que ya no es un diseño único, pues a partir del diseño general se puede ajustar a distintos individuos.

Se considera el aspecto de manejar la producción de algunas piezas por medio de inyección, dado que al ser una estructura únicamente, se cree prudente estandarizar dichas piezas y acoplar las dimensiones de volumen por medio de una cobertura que se encargue de brindar la parte estética a la prótesis.

La realización de los estudios dinámicos y de esfuerzos también presenta un aporte interesante, ya que a partir de ello se pudo seleccionar un material mucho más ligero y menos costo, debido a que se encontró que al no tener grandes solicitaciones de carga, se podían usar algunos polímeros para su fabricación, como es el caso del polimetilmetacrilato, que fue seleccionado para este diseño, ya que al no tener datos al respecto, se solían manejar estructuras con un material muy sobrado en su resistencia mecánica, aumentando costos y peso al diseño.

7.2 Sugerencias para continuar el desarrollo

Para posteriores trabajos en este rubro, de ámbito científico o comercial se recomienda revisar sistemas de sujeción adaptables a este estilo, en particular pese a que no se tomó este tema para el trabajo presentado, se recomienda considerar un sistema de sujeción, con estructura tipo 8 frontal y trasero, ajustable con correas, que contenga una cazueleta donde pueda sujetarse la estructura del soporte del motor del hombro, esto con la finalidad de facilitar la adaptación al cuerpo del amputado y de dar una mayor ergonomía al mismo, distribuyendo de una mejor manera las cargas sobre el cuerpo y evitando que estas se concentren en zonas delicadas como el cuello y las axilas, además el hecho de que se ajuste mediante correas, permite al individuo una mayor autonomía para la colocación de la prótesis.

Otro punto que se deja para futuras investigaciones, es el concerniente a la selección de motores adecuados, para lo cual se sugiere buscar acoplar los torques y velocidades de revolución mediante el uso de moto-reductores, cuidando aspectos como peso y volumen.

8 Bibliografía y referencias

- Alejandro, P. (2008). *La Reunion*. Recuperado el octubre de 2012, de <http://revistalareunion.blogspot.mx/>
- Archer, B. (1981). *Una vista de la naturaleza del diseño de investigación*. Westbury House: Guildford.
- Asimow, M. (1962). *Introducción al Diseño*. Los Angeles: Prentice-Hall.
- Brown, D. (2006). *Protesis Parcial Removible*. McCracken.
- Calister, W. D. (2002). *Materials Science and Engineering: An Introduction*. Massachusetts: John Wiley & Sons.
- Carles, R. R. (2008). *Selección de materiales en el diseño de máquinas*. Catalunya: Universidad Politécnica de Catalunya.
- Fernando, C. (2010). *abcmedico.com*. Recuperado el abril de 2013, de <http://www.abcmedico.com>
- Hibbeler, R. C. (2004). *Mecánica Vectorial para Ingenieros, Dinámica*. México: Pearson Prentice Hall.
- Jair, L. (2011). *e-revist@s*. Recuperado el febrero de 2013, de <http://www.erevistas.csic.es/>
- John, C. J. (1970). *Métodos de diseño: las semillas de futuros humanos*. Londres: John Wiley & Sons.
- Keith Leon, M. (2009). *Anatomía con orientación clínica* (5a ed.). México: Editorial médica panamericana.
- Kim, N. (Diciembre de 2007). *inMotion*. Recuperado el 15 de febrero de 2013, de http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf
- Martin, E. C. (2006). *Fundamentos de Fisiología*. Madrid: Tomson.
- Real Academia Nacional de Medicina. (2012). *Diccionario de términos médicos*. España: Editorial Medica Panamericana.